DOI : 10.3901/JME.2017.06.187

永久性腔静脉滤器的生物力学和血流动力学性能分析*

冯海全¹ 仇洪然¹ 刘 佳¹ 王永刚²

(1. 内蒙古工业大学机械学院 呼和浩特 010051;

2. 苏州爱瑞德医疗科技有限公司 苏州 215128)

摘要：为了减少血管壁的损伤和滤器断裂的可能性，利用有限元法与计算流体动力学的方法，分析永久性腔静脉滤器在植入过程中与血管的相互作用机理及对血流的影响。应用 Solid Works 软件建立 3 种相同过滤杆数不同支撑单元连接体结构及 3 种相同支撑单元连接体结构不同过滤杆数的滤器；应用 ABAQUS 软件模拟分析 6 种滤器在工作状态下血管与滤器表面上的应力分布以及径向支撑刚度；应用 FLUENT 软件模拟分析 6 种滤器在血管内工作时的血流压力分布，流速分布，切应力分布。结果表明，永久性滤器支撑单元数量对出口速度、滤器植入后前后压差、过滤网上的切应力峰值影响较显著；支撑单元连接体结构，对滤器工作时应力峰值、血管壁应力峰值、支撑刚度及壁面切应力影响显著；永久滤器具有较好的血流动力学效果和较好的综合力学性能，潜在地降低滤器植入后对血管壁的损伤及本身破裂的可能性，腔静脉滤器的模拟分析为滤器的设计和临床选择提供良好的参考依据。

关键词：腔静脉滤器；计算流体动力学；有限元法；生物力学性能

中图分类号：R318

Research on Biomechanics Properties and Hemodynamics Performance of the Perpetual Vena Cava Filter

FENG Haiquan¹ QIU Hongran¹ LIU Jia¹ WANG Yonggang²

(1. College of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Technology, Hohhot 010051;

2. Treatment Technology Co., Ltd of Idemedtek, Suzhou 215128)

Abstract : Gear transmission system is one of most important key equipment to guarantee safe and stable operation in locomotive. With time variation, unpredictability and dynamic linkage, the problem of fault feature acquisition still be misdiagnosis by traditional fault diagnosis method. Sparse blind source separation is a kind of soft computing method based on orthogonal basis mapping to effectively separate multiple nonlinear signals under signals transmission channel unknown. However, gear fault data in actual working status are weak and uncertainty, thus causing source signal characteristics cannot accurate diagnosis fault after sparse separation. Therefore, a method of adaptive time-varying blind separation based on variable metric empirical mode decomposition (VMEMD) is presented, which is using sparseness and iterative screening to separate fault source and obtain optimal intrinsic mode function by adjusting time span. Redundancy factors are deleted and fault recognition rate is improved. The analysis through simulation experiments shows that fault feature can be obtained quickly and correctly on low signal to noise ratio which provides key technology for state detection and fault diagnosis of railway transportation.

Key words : vena cava filter ; computational fluid dynamics ; finite element method ; biomechanics properties

0 前言

腔静脉滤器(Vena cava filter, VCF)是预防下腔静脉系统栓子脱落引起肺动脉栓塞和深静脉栓塞的一种医疗器械。该装置不仅能有效地控制脱落血栓

进入肺动脉，同时还能很好地过滤血栓，并在一定时间内不干扰腔静脉血液动力学，不形成明显腔静脉阻塞。传统的腔静脉滤器临床应用日益广泛与普及，但同时也存在着一些问题，已研制出的腔静脉滤器并不能满足患者需求。滤器支撑单元和过滤杆的结构对血管壁和血流的影响较大，这就有必要对滤器的生物力学性能及血流动力学进行系统的研究。

* 国家自然科学基金(51565045)和苏州市吴中区创新创业领军人才专项(WC201202)资助项目。20160308 收到初稿，20160920 收到修改稿

腔静脉滤器的研发必须考虑过滤血栓效果、组织相容性、操作性以及植入时对血管壁的损伤和血流的影响等。计算流体动力学方法可模拟动脉内的血流状态,使滤器的模拟分析成为可能^[1]。STEPHEN 等^[2]通过对比分析几种腔静脉滤器过滤不同血栓的情况,根据捕捉率定量评价了滤器的过滤效果。HARLAL 等^[3]提出了荧光显示技术结合粒子成像测速技术对 3 种腔静脉血液中的流场、流速和压力的方法,分析湍流区域和面积,评估了静脉内血栓形成的可能性。LORCH 等^[4]研究几种腔静脉滤器在不同血栓直径和血管水平或垂直方向放置条件下的过滤效果,发现血管直径较小并在垂直方向时滤器过滤效果较好,还表明有两层或两层以上过滤结构滤器的过滤效果比锥形滤器好。YALLAMPALLI 等^[5]为了减少永久性滤器被植入后引发的长期并发症,以“Trap Ease”滤器为例提出了血管内治疗方法。RICHARD 等^[6]分析“Simon”滤器捕捉住的血栓对血流动力学的影响,结果显示滤器捕捉后的血栓会增大血流停滞区域和回流区域。

本研究提出了腔静脉滤器耦合扩张变形的有限元数值模拟方法,利用有限元软件 ABAQUS 与流体动力学软件 FLUENT,系统地评价了永久性腔静脉滤器过滤杆数目和支撑单元连接体结构对血管壁及血流动力学的影响,为新型滤器的设计和临床应用提供科学的参考。

1 材料与方法

1.1 材料模型

腔静脉滤器是由 NiTi 合金管材经激光切割后热定型而成。本研究使用的材料模型根据文献[7-9],使用相同 NiTi 合金管所测得的机械特性曲线作为模型的材料参数。图 1 为 NiTi 合金应力-应变曲线。人体腔静脉是肌肉型静脉,腔静脉血管参考文献[10]设定为超弹性连续实体。

图 1 NiTi 合金应力-应变曲线

1.2 有限元模型

1.2.1 固体有限元模型

腔静脉滤器的植入过程主要包括 3 个阶段:压握收缩、压握卸荷、体内回弹扩张。使用过程涉及压握工具、血管与滤器之间的非线性耦合作用。模拟分析时利用惩罚函数法和广义变分原理,以不可侵入性条件作为接触问题的运动学及动力学约束条件,建立腔静脉滤器介入耦合系统计算模型的等效形式,表示为

$$\delta p_c = \int_{\Omega} \delta v_i (\sigma_{ji,j} + \rho b_i - \rho v_i) d\Omega + \int_{\Gamma} \delta v_i (\sigma_{ji} n_j - \bar{t}_i) d\Gamma + \int_{\Gamma^c} \delta \gamma_T t_T d\Gamma + \int_{\Gamma^c} \delta \gamma_N p d\Gamma \quad (1)$$

式中 δ ——变分算子;

δp_c ——接触问题的总虚功;

σ_{ji} ——柯西应力张量;

$b_i, \bar{t}_i$ ——体力和面力;

$v_i, \dot{v}_i$ ——质点速度和加速度;

ρ ——材料密度;

r_N, r_T ——接触界面的相互切率与相对切向速度;

t_T ——接触界面切向面力;

p ——接触界面法相压力。

$$p = \beta_1 g_N H(g_N) + \beta_2 \gamma_N H(\gamma_N) \quad (2)$$

式中 β_1, β_2 ——惩罚函数;

$H(\bullet)$ ——Heaviside 分布函数;

g_N ——接触界面相互侵入切量,可表示为最近点映射形式。

$$g_N = \min_{\zeta} \|x^B(\zeta, t) - x^A(\bar{\zeta}, t)\| \quad (3)$$

式中 $x^A(\bar{\zeta}, t), x^B(\zeta, t)$ ——控制体 A 从属体 B 接触界面质点的欧拉坐标;

$\zeta, \bar{\zeta}$ ——相应接触界面的曲面坐标;

t ——时间。

由此,利用非线性有限元方法建立式(1)的 Lagrangian 离散格式,通过 Newton-Raphson 隐式迭代格式来求解滤器系统的固体有限元方程。

1.2.2 流体有限元模型

腔静脉滤器耦合系统的工作介质是血液,根据文献[11]分析认为血液为不可压缩的牛顿流体且设定血流为定常层流,密度 $\rho = 1\,060 \text{ kg/m}^3$,动力黏度

为 3.50 mPa·s；流体模型分析时设定血管壁是刚性壁，满足壁面无滑移条件。遵守质量和动量守恒定律，其连续方程表示为

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4)$$

动量守恒方程表示为

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \text{div}(\rho u \mathbf{U}) = \text{div}(\mu \text{grad} u) - \frac{\partial \rho}{\partial x} + S_u \quad (5)$$

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \text{div}(\rho v \mathbf{U}) = \text{div}(\mu \text{grad} v) - \frac{\partial \rho}{\partial y} + S_v \quad (6)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \text{div}(\rho w \mathbf{U}) = \text{div}(\mu \text{grad} w) - \frac{\partial \rho}{\partial z} + S_w \quad (7)$$

式中 ρ ——密度；
 t ——时间；
 $\mathbf{U}$ ——速度矢量；
 u, v, w ——速度分量；
 μ ——动力黏度；
 S_u, S_v, S_w ——动量守恒方程的广义源项。

式(5)~(7)又称为 Navier-Stokes 方程，分析时，

不考虑能量守恒方程，采用标准层流模型对装置内的三维定常流场进行分离式隐式求解，采用 SIMPLE 压力修正算法求解速度与压力的耦合，离散格式均采用一阶迎风格式离散，选用默认的控制系数来求解滤器系统的流体有限元方程。

1.3 几何模型

1.3.1 固体模型的建立

在进行固体有限元分析时，首先在 Solidworks 软件中建立滤器的三维模型，然后导入 Hypermesh 软件中进行网格划分，最后导入 Abaqus 软件中完成材料属性、载荷以及边界条件等设定并进行模拟分析。滤器模型主要有三种相同过滤杆数不同支撑单元连接体结构及三种相同支撑单元连接体结构不同过滤杆数的模型，按支撑单元连接体结构分为 S、L 和 X 型滤器(分析结构影响时选取 3+6 型过滤杆)；按过滤杆数结构分为 3+3、3+6 和 6+6 型滤器(分析过滤杆数影响时选取 L 型支撑单元结构，例 L3+6：为 L 型支撑单元连接体，上 3 根，下 6 根过滤杆)。图 2 为其中的 3 种滤器的三维几何模型。六种滤器原始外径 32 mm，长度 54 mm，壁厚 0.30 mm。

图 2 滤器三维几何模型

1.3.2 流体模型的建立

在固体有限元模拟分析后，作为新的边界构建血流动力学有限元模型，提取变形后的滤器与血管模型，导入 Gambit 软件中进行网格划分，最后导入 Fluent 软件中完成边界条件的设定和计算。其中，参考顾兴中等^[12]的分析方法建立了滤器耦合系统，流体区域的网格划分主要采用混合网格进行划分，滤器模型采用精细的四面体网格。

1.4 边界条件和载荷定义

根据腔静脉滤器的实际变形情况，滤器与血管接触时的相互作用定义为面与面接触，先将滤器由原始外径 32 mm 压握到待释放直径 5 mm，再卸载回弹到内径 28 mm 的血管中。根据流体模型的边界

条件^[11-13]：入口血流流速最大值为 0.1 m/s；出口为压力出口，出口压力为 0；血管壁上流体轴向速度为 $u=0$ 。

1.5 扩张过程的生物力学性能

滤器植入后不损伤血管壁的前提下，保持一定的支撑力才能起到良好的定位作用。因此支撑力是非常重要的力学性能指标之一。利用有限元分析法，通过建立压握卸荷后的滤器与血管耦合模型，可以定量评价滤器卸载后的支撑性能。本研究对滤器支撑单元施加 0.001 MPa 的径向压强来测量滤器的径向支撑刚度^[10]。

滤器支撑刚度 R_f 定义如下

$$R_f = F_r / \delta_r \quad (8)$$

式中 F_r ——径向支撑力；
 δ_r ——径向位移。

2 结果

2.1 固体模型结果

通过滤器表面施加压力，使滤器从自然状态压缩至收缩状态，然后使滤器自然释放到 28 mm 的血管中。图 3 为 6 种滤器和血管在卸荷扩张后的等效应力分布云图。结果显示，不同滤器在血管内变形后应力、血管壁应力以及滤器支撑刚度都是有区别的。滤器的最大应力随着过滤杆的数目增加呈上升的趋势；支撑单元的形状不同，滤器的最大应力也不同，其中 X 型滤器的应力最大，其次是 L 型滤器，S 型滤器最小。血管壁上的最大应力随着过滤杆的数目增加呈下降的趋势，滤器支撑单元的形状不同，血管壁上的最大应力也不同，其中 S 型滤器的应力最大，其次是 L 型滤器，X 型滤器的最小。滤器支撑力随着过滤杆的数目增加呈上升的趋势；支撑单元的形状不同，滤器的支撑力也不同，其中 X 型滤器的最大，其次是 L 型滤器，S 型滤器的最小。每种滤器的各项生物力学性能如表 1 所示。

表 1 滤器的力学性能

滤器 种类	滤器所受最大应力峰 值 $\sigma_{1\max}/\text{MPa}$	血管所受最大应力 峰值 $\sigma_{2\max}/\text{kPa}$	支撑刚度 $R_p/(\text{N}/\text{mm})$
L3+3	26.00	17.69	0.076
L3+6	27.27	15.95	0.080
L6+6	28.05	14.43	0.082
S3+6	25.61	18.00	0.075
L3+6	27.27	15.95	0.080
X3+6	30.33	13.14	0.089

2.2 流体模型仿真结果

本研究参考文献[14-15]的分析方法，构建滤器和血管有限元模型，分析了滤器的过滤杆数和支撑单元结构对血流动力学的影响。图 4 为滤器流体分析结果分布云图(分析六种滤器的中间切面速度、压力分布、滤器表面切应力分布、血管壁切应力分布云图等，由于图片过多，每种云图选取 3 种滤器结果云图进行对比，其他云图结果则用数据表示)。结果显示，出口速度、雷诺数、滤器过滤网切应力和滤器前后压差，随着过滤杆的数目增加呈上升的趋势；过滤杆的数目对血流情况、支撑单元最上侧壁面切应力和支撑单元最下侧壁面切应力无显著影响；滤器支撑单元的形状对滤器的各项流体力学性能影响不明显，只对壁面切应力有一定的影响。因

此，影响滤器的各项流体力学性能主要取决于过滤杆的数目和形状。滤器的各项流体力学性能如表 2 所示。

3 讨论

3.1 固体模型结果讨论

滤器表面不同位置的应力分布是不一样的，最大应力处是危险位置，预示着容易发断裂。通过对比，从 L3+3、L3+6、L6+6 型滤器结果看出：滤器受到的应力峰值随着过滤杆数的增加而增大，但增加并不显著，滤器支撑单元与过滤杆连接处的应力较高；从 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器结果看出，永久滤器受到的应力峰值随着支撑单元连接体结构的改变而改变且影响显著(S 型连接体结构较不稳定对滤器应力峰值影响最小，X 型结构较稳定，影响最大)，且较高应力区域位于支撑单元圆环内侧；在长期的动载荷作用下最大应力集中的部位即是危险截面，该截面发生断裂失效的可能性较大，因此通过预测危险截面可为新型滤器的设计提供参考。

滤器在植入过程和植入后对血管壁造成的机械损伤会引起炎症反应。通过对比分析发现，血管壁的损伤与滤器的过滤杆数有关，随着过滤杆数的增加呈减小的趋势，且峰值较大位置处集中于滤器支撑单元与过滤杆连接处部位；从 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器结果看出：滤器引起血管壁的应力峰值随着支撑单元连接体结构的改变而改变且影响显著，且应力峰值较大位置处集中于滤器支撑单元之间连接体部位(X 型连接结构较稳定，变形时不宜刺入血管，对血管应力峰值影响最小，S 型较不稳定变形时易刺入血管，影响较大)；血管上应力值较大的位置，既是滤器刺入血管较深的位置，此处滤器对血管内皮细胞造成的损伤也较大。

滤器的支撑性能是保证滤器植入后不被压溃或被血流冲走的重要指标，更是保证良好的固定效果的性能。通过对比分析发现，滤器支撑刚度随着过滤杆数的增多而增大，这说明为了提高滤器的支撑性能可以通过增加过滤杆的数目实现；从 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器结果看出，永久性滤器支撑刚度随着支撑单元结构的改变而改变，X 型结构较稳定支撑刚度最大，L 型结构其次，S 型结构的支撑刚度最小。

3.2 流体模型结果讨论

血液由滤器支撑单元下端流入，上端流出，在血流过大或过小都易形成湍流或血栓。通过对比，

图3 滤器和血管在卸荷扩张后的等效应力分布云图(MPa)

图 4 滤器流体分析结果分布云图

从 L3+3、L3+6、L6+6 型与 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器总体分析结果看出：滤器植入后出口速度均大于入口速度，滤器对血液有一定的加速作用，可使血栓加速撞击到滤网上，有助于血栓的被切碎和溶解；过滤杆数对出口速度影响较大且随过滤杆的增加而增大，支撑单元结构对血流流速基本无影响；滤器本身对血流有一定的阻碍作用，在过滤杆出现了小面积暗色区域，说明这些区域内血流速度较慢，导致血液在该处停滞时间过长，形成血栓的风险变大。

滤器植入血管后，前后压差越大说明滤器的植入对血流阻碍越大。从 L3+3、L3+6、L6+6 型与 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器总体分析结果看出：过滤杆数目对滤器植入后前后压差影响较大且随过滤杆数的增加而增大；支撑单元结构对滤器前后压差几乎无明显影响；血液经过滤器后压力均有下降的趋势，而在进口接近滤器过滤杆与支撑单元壁面处形成较高的压力，在出口接近滤器支撑单元与过滤杆壁面处压力较低。

表 2 滤器的流体力学性能

滤器种类	出口速度 $u/(m/s)$	雷诺数 Re	血流情况	支撑单元最上侧壁面 切应力/Pa	支撑单元最下侧壁面 切应力/Pa	滤器过滤网 切应力/Pa	滤器前后压差 $\Delta P/Pa$ (压力为 800 Pa)
L3+3	0.108	864.0	层流	0.153	0.765	2.80	4.6
L3+6	0.117	936.0	层流	0.154	0.768	3.00	14.5
L6+6	0.122	976.0	层流	0.154	0.767	3.30	17.4
S 3+6	0.116	928.0	层流	0.153	0.784	3.03	14.3
L 3+6	0.117	936.0	层流	0.154	0.766	3.06	14.2
X 3+6	0.117	936.0	层流	0.155	0.778	3.04	14.5

血管壁面切应力是评价过滤血栓效果的重要指标，同时对静脉壁炎症反应和内膜增生具有重要的影响。从 L3+3、L3+6、L6+6 型与 S3+6、L3+6、X3+6 型滤器总体分析结果看出：滤器植入后支撑单元区域内壁面切应力均小于正常静脉壁面切应力 0.5 Pa，表示在支撑单元区域内易产生内膜增生现象，支撑单元上易形成“爬皮”现象；滤器过滤杆数量对壁面切应力基本无影响，对过滤网上的切应力峰值影响较大且随过滤杆数的增多而增大，过滤杆的数目越多碎栓效果越好；支撑单元结构变化对壁面切应力影响显著(其中 S 型影响最大，L 型影响较小)，对过滤杆上的切应力峰值基本无影响；下端过滤网切应力均大于上端过滤网，可认为下端为主要过滤网。

4 结论

(1) 有限元分析发现，腔静脉滤器在血管内释放后，最大应力随着过滤杆数目的增多呈上升趋势，血管壁的最大应力有减小的趋势，滤器支撑刚度有增大的趋势；滤器支撑单元的结构越稳定，滤器在血管内释放后的应力值越大，血管壁受到的应力值越小，支撑刚度越大。

(2) 流体动力学分析发现，随着过滤杆数目的增加滤器植入后前后压差、出口速度、过滤网上的切应力峰值有增大的趋势，对壁面切应力基本无影响；滤器支撑单元的结构对血流流速、滤器前后压差、过滤杆上的切应力峰值基本无影响，只对支撑

单元最下侧壁面切应力有一定的影响。

(3) 滤器的支撑单元和过滤杆对血流动力学和力学性能具有显著的影响，设计合理的结构尺寸不仅可以避免滤器植入对血管壁的损伤及对血流动力学的影响，还可以有效降低对内膜增生和血栓形成，这为新型滤器的研发和临床应用具有重要的参考意义。

参 考 文 献

[1] COOGAN J S , HUMPHREY J D , FIGUEROA C A. Computational simulations of hemodynamic changes within thoracic , coronary , and cerebral arteries following early wall remodeling in response to distal aortic coarctation[J]. Biomech Model Mechanobiol , 2013 , 12 : 79-93.

[2] STEPHEN L W , HANS A T , JOHN A K. Estimation of trapped thrombus volumes in retrievable inferior vena cava filters : A visual scale[J]. Journal of Vascular and Interventional Radiology , 2007 , 18 : 273-276.

[3] HARLAL A , OJHA M , JOHNSTON K W. Vena cava filter performance based on hemodynamics and reported thrombosis and pulmonary embolism patterns[J]. Journal of Vascular and Interventional Radiology , 2007 , 18 : 103-115.

[4] LORCH H , ARNE A , MARTIN Z , et al. Efficacy of permanent and retrievable vena cava filters : experimental studies and evaluation of a new device[J]. CVIR , 2002 , 25(3) : 193-199.

- [5] YALLAMPALLI S , IRANI Z , KALVA S P , et al. Endovascular removal of a permanent "trap ease" inferior vena cava filter[J]. Vascular and Endovascular Surgery , 2013 , 47(5) : 379-382.
- [6] RICHARD L , WAYNE J , MATADIAL O , et al. In vitro hemodynamic evaluation of a simon nitinol vena cava filter : possible explanation of IVC occlusion[J]. JVIR , 2001 , 12(5) : 613-618.
- [7] LIANG D , YANG D , QI M , et al. Study on preparing and antibiotic property of TiO_2 doped-Ag[J]. Journal of Functional Materials , 2005 , 36(3) : 471-476.
- [8] GAO Z , LIANG D , QI M , et al. Flexibility analysis longitudinal in direction of nitinol superelastic stent[J]. Journal of Functional Materials , 2007 , 38(1) : 113-114.
- [9] GONG X , PELTON A. Proceedings of the international conference on shape memory and superelastic technologies[C]// USA : Fremont , 2003 , 443-451.
- [10] 仇洪然,冯海全,王惟颢,等. 不同支撑杆数目腔静脉滤器的生物力学性能和血流动力学分析[J]. 医用生物力学, 2015 , 30(4) : 304-310.
- QIU Hongran , FENG Haiquan , WANG Weihao , et al. Analysis on biomechanical properties and hemodynamics of vena cava filters with different numbers of support poles[J]. Journal of Medical Biomechanics , 2015 , 30(4) : 304-310.
- [11] BARAKAT A , CHENG E. Numerical simulation of fluid mechanical disturbance induced by intravascular stents[J]. International Conference on Mechanics in Medicine and Biology , 2000(4) : 635.
- [12] 顾兴中,程洁,李俐军,等. 血管支架耦合系统血流动力学数值模拟与试验研究[J]. 东南大学学报, 2012 , 11(6) : 1089-1093.
- GU Xingzhong , CHENG Jie , LI Lijun , et al. Numerical simulation and experimental test of hemodynamics in vessel-stent coupling systems[J]. Journal of Southeast University , 2012 , 11(6) : 1089-1093.
- [13] LI X Y , WEN B G , LI D. Computer simulation of non-newtonian flow and mass transport through coronary arterial stenosis[J]. Applied Mathematics and Mechanics , 2001 , 22(4) : 359.
- [14] 张站柱,乔爱科,付文字. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的力学分析[J]. 医用生物力学, 2013 , 28(1) : 44-49.
- ZHANG Zhanzhu , QIAO Aike , FU Wenyu. Mechanical analysis on treatment of vertebral stenosis by stents with different links[J]. Journal of Medical Biomechanics , 2013 , 28(1) : 44-49.
- [15] 张站柱,乔爱科,付文字. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟[J]. 医用生物力学, 2013 , 28(2) : 148-153.
- ZHANG Zhanzhu , QIAO Aike , FU Wenyu. Hemodynamic simulation of vertebral artery stenosis treated by stents with different links[J]. Journal of Medical Biomechanics , 2013 , 28(2) : 148-153.
-
- 作者简介:冯海全(通信作者),男,1972年出生,博士,教授,硕士研究生导师。主要研究方向为精密机械设计理论及应用。
E-mail : fhq515@163.com
- 仇洪然,男,1988年出生,硕士。主要研究方向为精密机械设计理论及应用。
E-mail : chouhongran@163.com
- 刘佳,女,1979年出生,博士,讲师。主要研究方向为精密机械设计理论及应用。
E-mail : liujiajing1979@163.com