

文章编号:1004-7220(2013)02-0210-06

基于代理模型技术的支架-球囊系统优化设计

李红霞¹, 高月华², 王希诚¹

(1. 大连理工大学 运载工程与力学学部, 工业装备结构分析国家重点实验室, 大连 116024;

2. 大连交通大学 交通运输工程学院, 大连 116028)

摘要: **目的** 将改进的 Kriging 优化算法引入支架-球囊系统的优化设计, 从而给其配以适当长度的球囊, 使支架能够沿轴向扩张均匀。 **方法** 基于有限元计算结果, 采用与拉丁超立方 (latin hypercube sampling, LHS) 抽样方法、期望提高 (expected improvement, EI) 函数相结合的 Kriging 优化算法, 以减小支架扩张时的狗骨头效应为目的, 对球囊长度进行优化设计。 **结果** Kriging 代理模型能近似建立支架狗骨头率与球囊长度间的函数关系, 来替代高成本的计算。 LHS 抽样方法可以确保产生的样本点代表向量空间的所有部分。 EI 函数能有效地用于平衡搜索, 从而找到最优解。优化长度的球囊可以使支架均匀扩张。 **结论** 该优化算法能有效地应用于支架-球囊系统的优化设计。

关键词: 支架; 有限元分析; Kriging 代理模型; 期望提高函数; 优化

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Optimization of stent-balloon system based on surrogate modeling technique

LI Hong-xia¹, GAO Yue-hua², WANG Xi-cheng¹ (1. Faculty of Vehicle Engineering and Mechanics, State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China; 2. School of Traffic and Transportation, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, China)

Abstract: **Objective** To make the stent expand uniformly along the axial, an improved kriging optimization algorithm is applied to the optimal design of stent-balloon system to find the optimal length of the balloon. **Methods** Based on finite element method results, Kriging surrogate model combining with Latin hypercube sampling (LHS) approach and expected improvement (EI) function was employed for the optimization of balloon length to reduce stent dog-boning effect during its dilation. **Results** The Kriging surrogate model could approximately establish the relationship between stent dog-boning rate and balloon length and so to replace the expensive reanalysis of stent dilation. Sample points from LHS could perfectly represent the vector space. EI function could be used to effectively find out the global optimal solution with high probability. The optimal length of balloon could make the stent expand uniformly. **Conclusions** This adaptive optimization method based on Kriging surrogate model can optimize the design of stent-balloon system effectively.

Key words: Stent; Finite element analysis; Kriging surrogate model; Expected improvement (EI) function; Optimization

冠脉血管成形术是目前用来治疗由血管狭窄、动脉粥样硬化等引起的血管疾病的主要手段。因其

具有微创、治愈率高、见效快、住院时间短等优点, 被临床上广泛地采用。冠脉血管成形术自从诞生以

收稿日期:2012-02-03; 修回日期:2012-04-26

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11072048), 国家重点基础研究发展计划 973 项目基金(2009CB918501)。

通信作者:王希诚, 教授, 博士研究生导师, Tel:(0411)84709183; E-mail: guixum@dlut.edu.cn。

来发展很快,支架—球囊扩张技术也不断地得到完善,但仍有许多问题存在;其中,支架的不均匀扩张是一个非常关键的问题。狗骨头作用能很好地描述这一不均匀性,故减小支架-球囊系统扩张的狗骨头作用显得十分重要。

将有限元方法应用于支架—球囊系统的扩张分析,已被国内外研究者广泛采用。De Beule 等^[1]和 Wang 等^[2]不考虑球囊作用,在支架内直接施加径向位移,模拟分析了支架的扩张性能。Chua 等^[3]和 Etave 等^[4]在支架内施加随时间变化的内压,模拟了支架扩张过程。Wu 等^[5]考虑球囊与支架的接触作用,采用球囊内施加径向位移的方式,模拟了支架—球囊系统的扩张行为。Chua 等^[6]在球囊内施加按时间加载的内压,模拟了支架—球囊系统的扩张过程。Mortier 等^[7]考虑球囊折叠,对比评价了3种模拟方式的优缺点:不考虑球囊的模型计算简单,只能粗略反映支架扩张过程,不能体现细节上的特征;考虑球囊折叠的模型最逼真,但计算量太大;而柱状球囊模型不仅与折叠球囊模型的结果接近,且计算量也较小,可以代替折叠球囊模型,用于支架—球囊系统扩张过程的模拟分析。此外,在球囊内施加内压的加载方式比施加径向位移更贴合真实情况。因此,综合考虑已有文献中有关支架—球囊系统扩张模拟分析方式的优缺点,本文采用在柱状球囊内施加按时间变化的内压的加载方式,考虑球囊与支架的接触作用,模拟分析支架—球囊系统的扩张行为。

在支架—球囊系统的设计方面,Mortier 等^[7]通过对比几个不同长度球囊作用下支架扩张过程发现,不同长度的球囊,可能导致支架端部不同程度地扩张。因此,支架最终可能被扩张成纺锤状(端部扩张不足)或狗骨头状(端部过度扩张),但不能得到设计空间内的最优解。目前尚不见采用专门的优化算法对支架—球囊系统进行优化设计的工作。

鉴于支架—球囊系统的扩张是一个包括接触、大变形在内的非线性过程,球囊长度与支架狗骨头率之间的函数关系不能显示表达,本文引进改进的Kriging 代理模型^[8]优化算法,对支架—球囊系统的球囊长度进行优化设计,从而达到给支架—球囊系统配以适当长度的球囊,使支架能够沿轴向均匀扩张的目的。该算法是一个基于统计理论的差值技

术,以已知样本信息的动态构造为基础,充分考虑变量在空间上的相关特征,建立对象问题的近似函数关系来模拟某一点的未知信息。采用代理模型能有效地降低优化过程中有限元分析的计算量。

1 方法

1.1 有限元模型

1.1.1 模型和材料 分别采用菱形支架^[9]—球囊和SV 支架^[5]—球囊系统(见图1)作为算例,材料属性参考文献数据[9]。菱形支架长8.68 mm,扩张前初始外直径2.54 mm,厚0.12 mm;SV 支架长9.35 mm,初始外直径1.5 mm,厚0.1 mm,支柱宽0.1 mm。球囊厚0.12 mm,其外直径与支架的内直径相同,菱形支架—球囊系统的球囊长5.7 mm,SV 支架—球囊系统的球囊长7 mm。

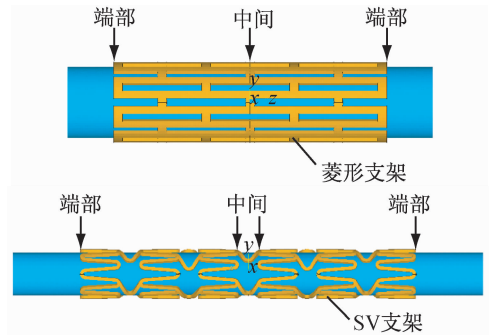


图1 支架—球囊系统模型
Fig.1 Stent-balloon system

按照文献[9]提供的数据,支架为304 不锈钢,采用8 节点实体单元模拟双线性、各向同性材料,弹性模量为193 GPa,泊松比为0.27,屈服极限为0.207 GPa,切线模量为0.692 GPa。球囊为橡胶材料,采用4 节点壳单元模拟超弹性材料,其中泊松比为0.495, $C_{10} = 1.0688$ MPa, $C_{01} = 0.710918$ MPa。
1.1.2 模拟方式 由于菱形支架—球囊系统无论从几何结构上还是边界条件都具有对称性,为减小计算量,取整个模型的轴向1/2、环向1/8 来模拟支架—球囊系统的扩张过程;同理,SV 支架—球囊系统取整个模型的轴向1/2、环向1/4 用于有限元分析。简化模型及网格划分如图2 所示。

同时,在支架的对称面以及球囊的对称线上施加对称边界条件,忽略支架与球囊之间的摩擦,考虑两者之间的接触。在球囊内施加随时间变化的内压

(见图3),约束球囊端部的刚体位移,支架的端部自由。

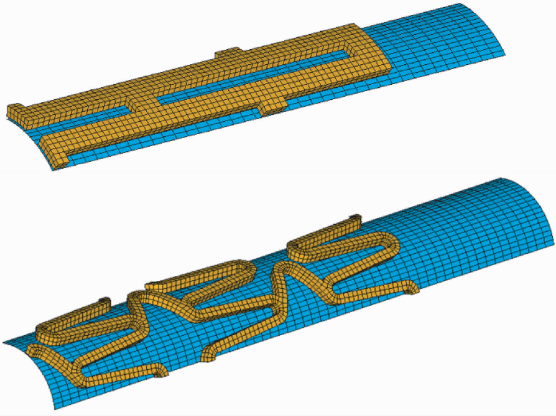


图2 有限元网格划分

Fig. 2 Finite element model meshes

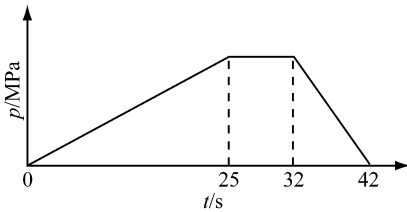


图3 随时间变化的内压

Fig. 3 Time-dependent pressure

根据临床上的需要,支架要求将狭窄血管直径扩张到正常血管直径。因此,对所有长度设计的球囊,菱形支架在卸载后(42 ms)中间部位的直径由2.54 mm扩张到4.54 mm,SV支架卸载后中间部位的直径由1.5 mm扩张到3.5 mm。对每个支架一球囊系统对应一个内压峰值,但加载过程相同。

1.2 优化问题

狗骨头率是反映支架一球囊系统沿长度方向扩张均匀性的一个指标,其定义为

$$\text{狗骨头率} = \frac{d_{\text{径向}}^{\text{端部}} - d_{\text{径向}}^{\text{中间}}}{d_{\text{径向}}^{\text{中间}}} \quad (1)$$

式中: $d_{\text{径向}}^{\text{端部}}$ 和 $d_{\text{径向}}^{\text{中间}}$ 分别为支架在长度方向上端部和中间的径向位移(见图1)。由式(1)可知,当支架扩张成狗骨头状时 $d_{\text{径向}}^{\text{端部}} > d_{\text{径向}}^{\text{中间}}$,狗骨头率大于0;相反,支架扩张成纺锤状时狗骨头率小于0。由于支架扩张成狗骨头状时,支架两端过度扩张而翘起,这将损伤血管内壁;而如果支架扩张成纺锤状,支架端部因为扩张不足,会阻碍血管腔内的血流。因此,优

化的目的是要求支架沿长度方向扩张均匀(即既不扩张成狗骨头状,也不扩张成纺锤状)。优化问题可以定义为

$$\begin{aligned} \min f(x) &= \left| \frac{d_{\text{径向}}^{\text{端部}}(x) - d_{\text{径向}}^{\text{中间}}(x)}{d_{\text{径向}}^{\text{中间}}(x)} \right| \\ \text{s. t } \underline{x} &\leq x \leq \bar{x} \end{aligned} \quad (2)$$

式中: \bar{x} 和 \underline{x} 分别为设计变量(球囊长度)的上、下限。对于设计变量范围的选取需要满足:球囊长度为下限时,支架扩张成纺锤状;为上限时,扩张成狗骨头状。本文中菱形支架一球囊系统的球囊长度的设计范围为4.4~5.8 mm,SV支架一球囊系统的球囊长度设计范围为7~9 mm。

考虑到在加载的结束时刻($t = 32$ ms)支架的扩张程度最大,此时支架与血管内壁的作用也最强,如果狗骨头效应存在,支架两端翘起的支柱对血管壁造成的瞬时机械损伤也势必最大,故本文中的狗骨头率均是指32 ms。

1.3 Kriging 代理模型

1.3.1 近似方法 Kriging 代理模型是一种具有“统计性”的近似技术,包括回归部分和非参数部分,由多项式和随机分布组成:

$$\hat{y}(x) = F(\beta, x) + z(x) = f^T(x)\beta + z(x) \quad (3)$$

式中: β 为回归系数, $f(x)$ 为 x 的多项式,提供模拟的全局近似; $z(x)$ 为随机分布的误差,提供对模拟局部偏差的近似,具有如下统计特性:

$$E[z(x)] = 0$$

$$\text{var}[z(x)] = \sigma_z^2$$

$$\text{cov}[Z(x_i), Z(x_j)] = \sigma_z^2 [R_{ij}(\theta, x_i, x_j)] \quad (4)$$

式中: x_i 和 x_j 是训练样本中的任意两个点, $R(\theta, x_i, x_j)$ 是带有参数 θ 的相关函数,表征训练样本点之间的空间相关性。这里采用高斯相关函数:

$$R(\theta, x_i, x_j) = \exp\left(-\sum_{k=1}^n \theta_k |x_i^k - x_j^k|^2\right) \quad (5)$$

式中: n 为设计变量的数量; x_i^k 和 x_j^k 为训练样本点的第 k 个分量。

1.3.2 预测值 给定训练样本 $S = [x_1, x_2, \dots, x_{n_i}]$ 和对应的响应 $Y = [y_1, y_2, \dots, y_{n_s}]$,在式(3)假定的基础上,任意一个待测点 x^* 的响应值可由已知训练样本响应值 Y 的线性组合来表达:

$$\hat{y}(x^*) = c^T Y \quad (6)$$

则误差为

$$\hat{y}(x^*) - y(x^*) = \mathbf{c}^T \mathbf{Y} - y(x^*) \quad (7)$$

把式(3)代入式(7)得:

$$\hat{y}(x^*) - y(x^*) = \mathbf{c}^T \mathbf{Z} - z + (\mathbf{F}^T \mathbf{c} - f(x^*))^T \boldsymbol{\beta} \quad (8)$$

式中: $\mathbf{F} = [f_1, f_2, \dots, f_{n_s}]$, $\mathbf{Z} = [z_1, z_2, \dots, z_{n_s}]$ 。为保证模拟过程的无偏性,误差的均值应该为0,即

$$E(\hat{y}(x^*) - y(x^*)) = 0 \quad (9)$$

可得: $\mathbf{F}^T \mathbf{c} - f = 0$ 。则式(8)的预测方差为

$$\varphi(x^*) = E[(\hat{y}(x^*) - y(x^*))^2] = \sigma^2 (1 + \mathbf{c}^T \mathbf{R} \mathbf{c} - 2\mathbf{c}^T \mathbf{r}) \quad (10)$$

式中

$$\mathbf{r}(x^*) = [R(\theta, x_1, x^*), \dots, R(\theta, x_{n_s}, x^*)] \quad (11)$$

代表新样本点 x^* 与各样本点的空间相关性。通过最小化预测值的预测方差来确定方差系数 c , 可以得到:

$$c = \mathbf{R}^{-1} (\mathbf{r} - \mathbf{F} \bar{\lambda}) \quad (12)$$

$$\bar{\lambda} = (\mathbf{F}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{F})^{-1} (\mathbf{F}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{r} - f)$$

则

$$\hat{y}(x^*) = f(x^*) \hat{\boldsymbol{\beta}} + \mathbf{r}(x^*)^T \boldsymbol{\gamma} \quad (13)$$

式中

$$\boldsymbol{\gamma} = \mathbf{R}^{-1} (\mathbf{Y} - \mathbf{F} \hat{\boldsymbol{\beta}}) \quad (14)$$

至此,可以根据式(13)得到任意新点 x^* 处的预测值 $\hat{y}(x^*)$ 。

1.3.3 取样方式 采用拉丁超立方(latin hypercube sampling, LHS)法^[10]在设计空间内抽取样本点,用于建立 Kriging 模型。其优点主要在于:可以确保产生的样本点代表向量空间的所有部分,而且该方法具有相当大的随意性,即无需考虑问题的维数,样本的数目可多可少。

1.3.4 最大化期望提高 最大化期望提高是考虑预测值和预测方差加权的一种加点方法。期望提高(expected improvement, EI)^[11]是指计算在一个给定点的响应值目标提高的概率。对于任意一个设计点 x ,在计算其响应值 $y(x)$ 之前, $y(x)$ 是未知的,但 kriging 能够预测它的均值 $\hat{y}(x)$ 和均方差 $\sigma^2(x)$ 。假设当前最优设计的响应值为 \mathbf{Y}_{\min} ,则该点的响应值目标的提高 $I(x) = \mathbf{Y}_{\min} - y(x)$,它服从正态分布,则其概率密度函数为

$$\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma(x)} \exp\left[-\frac{(\mathbf{Y}_{\min} - I - \hat{y}(x))^2}{2\sigma^2(x)}\right] \quad (15)$$

那么响应值目标提高的期望值为

$$E[I(x)] = \int_{I=0}^{I=\infty} I \left\{ \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma(x)} \exp\left[-\frac{(\mathbf{Y}_{\min} - I - \hat{y}(x))^2}{2\sigma^2(x)}\right] \right\} dI \quad (16)$$

分部积分可得

$$E[I(x)] = \sigma(x) [u\Phi(u) + \phi(u)]$$

$$u = \frac{\mathbf{Y}_{\min} - \hat{y}(x)}{\sigma(x)} \quad (17)$$

式中: Φ 和 ϕ 分别为正则化概率分布函数和概率密度函数。

式(17)右端包括两项之和,第1项为预测值 $\hat{y}(x)$ 与当前最优值 \mathbf{Y}_{\min} 之差乘以提高的概率,如果要这一项达到最大,就需要预测值和预测方差都要小,即这一项要求寻找预测值很小、预测又比较准确的点;第2项为预测方差与概率密度函数的乘积,当预测的不确定性较大时这一项比较大,而概率密度函数又限制了预测值不可远离当前最优解。因此,最大化期望提高就是要寻找具有以下特点的一个点:其预测值比当前最优响应值小,并且/或者存在着较大的预测的不确定性。

1.3.4 收敛准则 采用最大化期望加点准则,收敛准则为

$$\frac{E[I(x)]}{\mathbf{Y}_{\max} - \mathbf{Y}_{\min}} \leq \varepsilon_1 \quad (18)$$

式中: ε_1 为给定的收敛精度, \mathbf{Y}_{\min} 为当前最大响应值。

其次, Kriging 值要收敛于 ANSYS 值,即

$$|f(\mathbf{x}_k) - \hat{y}_k| \leq \varepsilon_2 \quad (19)$$

式中: $f(\mathbf{x}_k)$ 来自 ANSYS 计算的响应值, \hat{y}_k 为基于 Kriging 代理模型的预测值, ε_2 为给定的收敛精度。

另外,最后两次迭代的优化结果应相差不大,即

$$|f(\mathbf{x}_k) - f(\mathbf{x}_{k-1})| \leq \varepsilon_3 \quad (20)$$

式中: $f(\mathbf{x}_k)$ 和 $f(\mathbf{x}_{k-1})$ 分别为前后两次迭代的响应值, ε_3 为给定的收敛精度。

2 结果

2.1 菱形支架-气囊系统

在设计空间内,采用 LHS 取样方式抽取 10 个

样本点,经过6次迭代后收敛。狗骨头率和球囊长度的迭代过程如图4所示。优化前球囊的长度为5.8 mm,支架扩张的狗骨头率为 89.16×10^{-3} ;优化后球囊长度为5.476 6 mm,支架狗骨头率为 2×10^{-5} ,即狗骨头率的绝对值被降低了约99.98%。这说明狗骨头效应几乎被消除。

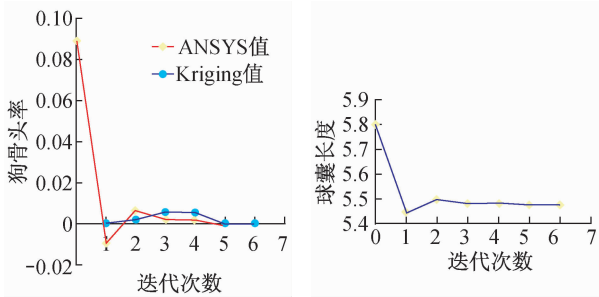


图4 菱形支架—球囊系统迭代过程
Fig. 4 Iterative process of diamond shaped stent-balloon system

图5是菱形支架—球囊系统优化前后支架中间和端部的径向位移的时间历程显示。在压力达到峰值以后(32~42 ms),优化前支架端部和中间的径向位移相差较大,说明支架扩张不均匀;而优化后支架端部和中间的径向位移几乎相等,说明优化后支架扩张均匀。这能有效地降低由于狗骨头效应对血管壁造成的机械损伤的风险。

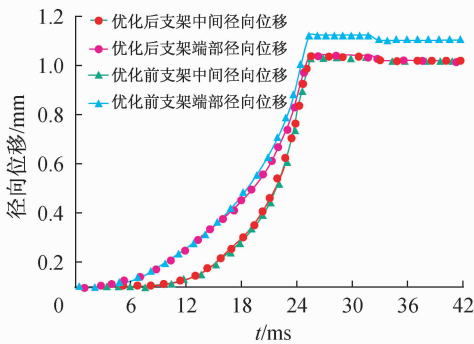


图5 菱形支架径向位移的时间历程
Fig. 5 Time-radial displacement history of diamond-shaped stent

2.1 sv 支架—气囊系统

在设计空间内抽取10个初始训练样本点,经过4次迭代后收敛(见图6)。优化前球囊长度为7 mm,支架的狗骨头率为-0.152 12;优化后球囊长度为8.564 3 mm,支架的狗骨头率为 5×10^{-5} ,即狗

骨头率的绝对值被降低了约99.97%。说明经过优化后,支架沿长度方向扩张均匀,狗骨头效应几乎被完全消除。

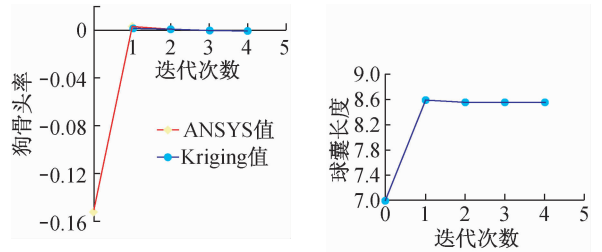


图6 SV 支架—球囊系统的迭代过程
Fig. 6 Iterative process of sv stent-balloon system

图7是SV 支架—球囊系统初始和优化设计的支架中间和端部径向位移的时间历程显示。优化前支架中间径向位移和端部径向位移在25~42 ms时间段相差较大,说明优化前支架扩张不均匀;而优化后支架的中间径向位移和端部径向位移在该时间段几乎重合,说明优化后支架沿长度方向扩张均匀。

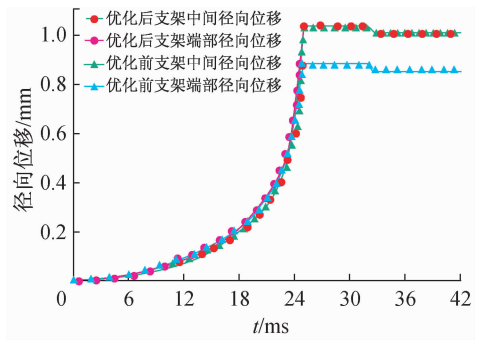


图7 SV 支架径向位移的时间历程
Fig. 7 Time-radial displacement history of sv stent

3 结语

将改进的Kriging代理模型优化算法引进到支架-球囊系统的优化设计,以减小支架扩张过程中的狗骨头效应为目标,对球囊长度进行优化,从而达到给支架配以适当长度球囊、使支架均匀扩张的目的。菱形支架—球囊系统和SV 支架—球囊系统两个算例优化的数值结果表明,该优化方法能有效地运用于支架—球囊系统中球囊长度的优化设计。

参考文献:

- [1] De Beule M, Mortie P, Carlie SG, et al. Realistic finite element-based stent design: The impact of balloon folding [J]. J Biomech, 2008, 41(2): 383-389.
- [2] Wang WQ, Liang DK, Yang DZ, et al. Analysis of the transient expansion behavior and design optimization of coronary stents by finite element method [J]. J Biomech, 2006, 39(1): 21-32.
- [3] Chua SND, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Effects of varying slotted tube (stent) geometry on its expansion behaviour using finite element method [J]. J Mater Process Technol, 2004, 155-156: 1764-1771.
- [4] Etave F, Finet G, Boivin M, et al. Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis [J]. J Biomech, 2001, 34(8): 1065-1075.
- [5] Wu W, Wang WQ, Yang DZ, et al. Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis [J]. J Biomech, 2007, 40(11): 2580-2585.
- [6] Chua SND, Donald BJM, Hashmi MSJ, Finite element simulation of slotted tube (stent) with the presence of plaque and artery by balloon expansion [J]. J Mater Process Tech, 2004, 155-156: 1772-1779.
- [7] Mortier P, De Beule M, Carlier SG, et al. Numerical study of the uniformity of balloon-expandable stent deployment [J]. J Biomech Eng, 2008, 130(2): 021018.
- [8] Lophaven SN, Nielsen HB, Sondergaard J. DACE—A Matlab Kriging toolbox [R]. Denmark: Technical University of Denmark, 2002.
- [9] 李红霞, 张艺浩, 王希诚. 基于有限元模拟的支架扩张、血流动力学及支架疲劳分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 178-185.
- Li HX, Zhang YH, Wang XC. Analysis of stent expansion, blood flow and fatigue life based on finite element method [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 178-185.
- [10] McKay MD, Beckman RJ, Conover WJ, A comparison of three methods for selecting values of input variables in the analysis of output from a computer code [J]. Technometrics, 1979, 21(2): 239-245.
- [11] Jones DR, Schonlau M, Welch WJ. Efficient global optimization of expensive black-box functions [J]. J Glob Optim, 1998, 13(4): 445-492.

· 致读者 ·

关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位实行国务院 1984 年 12 月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》,并以单位符号表示,具体使用参照中华医学会杂志社编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$ 应改为 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$;组合单位符号中表示相除的斜线多于 1 条时,应采用负数幂的形式表示,如 $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$ 应采用 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式;组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用 $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用 mmHg 或 cmH_2O ,但文中首次出现使用括号加注($1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$)。正文中时间的计量单位表达,凡表示时间的具体数据时,数据后的计量单位应采用 d、h、min、s,而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字,如吸光度(旧称光密度)的符号 A,“A”为斜体。

本刊编辑部