

文章编号:1004-7220(2016)01-0019-05

# 一种表征残肢血管结构变形的参数方法

李小龙<sup>1</sup>, 晏菲<sup>1</sup>, 董瑞琪<sup>1</sup>, 陈宇<sup>1</sup>, 蒋文涛<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>2,3</sup>

(1. 四川大学 工程力学系, 生物力学工程实验室, 成都 610065; 2. 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 100191; 3. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176)

**摘要:** **目的** 论证改进的 Hausdorff 距离(modified Hausdorff-distance, MH)对残端血管树结构变化的影响规律。**方法** 从 CT 断层扫描获得临床病例血管模型数据, 在 MIMICS 10.0 中通过设置“控制点间距”(distance between control points, DCP)参数得到残肢血管的中心线模型, 在 MATLAB 软件中编程施加变形, 并计算和分析参数 MH。根据转轴位置的不同, 按照参与变形的血管节点数目、血管总长逐渐增大的顺序, 将变形分为  $C_1$ 、 $C_2$ 、 $C_3$ 、 $C_4$  4 种情况。**结果** MH 随着血管旋转角度的增加而增大, 但由于参与变形血管模型的最大旋转半径和血管总长不同, 呈现不同的增长趋势。随血管旋转角度增加, MH 从  $C_1$  到  $C_4$  均逐渐增大,  $C_2$  到  $C_3$  变化最大,  $C_3$  到  $C_4$  变化最小。其中,  $C_2$  最大旋转半径和血管总长比  $C_1$  分别增加了 22.2% 和 91.3%,  $C_4$  最大旋转半径和血管总长比  $C_3$  分别增加了 14.1% 和 26.8%, 而 MH 则最大变化了 60.4% 和 4.5%。**结论** MH 可有效表征残端血管结构的变化, 可近似认为在残肢中 MH 与血管变形角度呈正比, 且最大旋转半径对 MH 的影响较大, 同时发现  $DCP < 3$  mm 可有效避免参数设置的影响。另外, MH 还可用于其他血管树结构变化和比较的研究。

**关键词:** 残肢; 改进的 Hausdorff 距离; 血管树; 变形

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.3871/j.1004-7220.2016.01.019

## A parametric method for characterization of deformation in the residuum vasculature

LI Xiao-long<sup>1</sup>, YAN Fei<sup>1</sup>, DONG Rui-qi<sup>1</sup>, CHEN Yu<sup>1</sup>, JIANG Wen-tao<sup>1</sup>, FAN Yu-bo<sup>2,3</sup>

(1. Laboratory of Biomechanical Engineering, Department of Engineering Mechanics, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 3. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

**Abstract:** **Objective** To demonstrate the relationship between modified Hausdorff distance (MH) and the spatial change of arterial vasculature in residuum. **Methods** Data of the vascular model were obtained from CT scans of clinical cases, and a centerline model of the residuum vasculature was established by setting the appropriate parameter of distance between control points (DCP) in MIMICS 10.0. Deformation was applied on the model through compiling the program in MATLAB. The MH values before and after the deformation were calculated and analyzed. According to different locations of the rotation axis, the deformation was divided into four cases ( $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$ ,  $C_4$ ) on the basis of growth order in node numbers and total length of the vasculature. **Results** MH increased with the increment of the vascular rotation angle, but due to different maximum rotation radius and total length of the vascular vessel, 4 deformed models showed different growth trends. With the rotation angle increasing, MH gradually increased from  $C_1$  to  $C_4$ . The maximum change occurred from  $C_2$  to  $C_3$ , and minimal

收稿日期:2015-06-17; 修回日期:2015-08-21

基金项目:国家自然科学基金项目(11272224), 四川省应用基础研究项目(2014JY0148)。

通信作者:蒋文涛,教授, Tel:(028)85405140; E-mail:scubme@aliyun.com。

change occurred from  $C_3$  to  $C_4$ . Specifically, the maximum rotation radius and total length of the vessels from  $C_1$  to  $C_2$  increased by 22.2% and 91.3%, while those from  $C_3$  to  $C_4$  increased by 14.1% and 26.8%, respectively. Moreover, the maximum change of MH value was 60.4% from  $C_1$  to  $C_2$  and 4.5% from  $C_3$  to  $C_4$ . **Conclusions** MH can be an effective parameter to indicate spatial change of the residuum vasculature. MH of the residuum vasculature is proportional to deformation angle of the vessel, and the maximum rotation angle has a significant influence on MH. Moreover, when DCP is smaller than 3 mm, the influence of parameter setting can be avoided effectively. In addition, MH can also be applied in the studies of vasculature change and comparison.

**Key words:** Residual limb; Modified Hausdorff-distance; Vessel tree; Deformation

下肢血管系统负责下肢肌骨系统的养分供应,参与下肢的一切生理活动。截肢手术以及术后残端的伤口愈合和肌肉萎缩会导致残肢内血管空间结构发生变化<sup>[1]</sup>。这些变化将引起残端内血供发生改变,且对溃烂、浮肿等病变产生影响<sup>[2-6]</sup>,甚至导致二次或多次截肢。由此可见,残端内血供状况是影响残肢术后康复的重要因素,研究残肢内血液循环及其血流动力学变化对了解残肢康复及各类并发症具有重要意义。

要进行残肢血管的血流动力学研究,首先需要了解残肢内血管树空间结构随术后康复以及肌肉萎缩等的变化情况。然而,目前围绕血管树空间结构的研究主要集中在肺部血管<sup>[7]</sup>、视网膜血管<sup>[8-9]</sup>、冠状动脉血管<sup>[10]</sup>、肝脏血管<sup>[11]</sup>和脑血管<sup>[12-13]</sup>等,并且这些研究多侧重于血管树的提取和建模<sup>[14]</sup>、血管分布特征<sup>[15]</sup>和力学分析<sup>[16-17]</sup>等静态特征的研究,关于下肢血管尤其是截肢后残肢血管树的空间结构动态变化的研究鲜有报道。同时,由于血管树空间结构的复杂性,有必要寻找一种参数来描述其变化的过程和程度。

Hausdorff 距离是相似程度的一种度量,最早由

德国数学家 Felix Hausdorff 提出,旨在解决空间构型的形状和位置差异,具有非常广泛的应用,如图像匹配、触觉仿真、血管建模、数据分析、分形以及内皮细胞边界分离等<sup>[18-20]</sup>。针对残端血管空间结构变化问题,本文提出将 Hausdorff 距离作为一个指示血管结构变形的参数,但其能否作为衡量残肢端血管树变形的标准参数尚不清楚,故对此问题进行研究和论证。

## 1 模型与研究方法

选取1名42岁左侧大腿截肢的男性患者(身高168 cm,体重59 kg),中等残长。经CT断层扫描获得其大腿残肢断层图像,扫描层厚1 mm,图像以DICOM格式储存[见图1(a)]。将CT图像导入MIMICS 10.0软件,建立三维点集模型,分割血管和其他组织,保证血管的完整性和连续性。经处理获得患者下肢的血管模型[见图1(b)]和残肢血管模型[见图1(c)]。在残肢血管模型的基础上输出中心线,去噪处理得到简化中心线模型[见图1(d)],其中红点为血管分叉节点。血管中心线模型由若干控制点构成,通过控制点的三维坐标信息可以获得

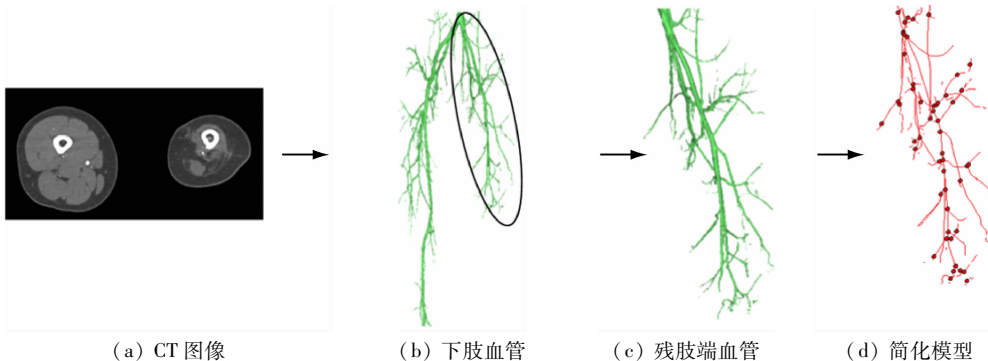


图1 血管树建模

Fig. 1 Vessel tree modeling (a) CT images, (b) Vessels of lower limb, (c) Vessels of residual limb, (d) Simplified model

血管空间结构分布的全部几何信息,且控制点数量可由 MIMICS 10.0 软件中“控制点间距”(distance between control points, DCP)参数设置。

设定两个点集  $A = \{a_1, a_2, a_3, \dots, a_n\}$ ,  $B = \{b_1, b_2, b_3, \dots, b_m\}$ , 则点集  $A, B$  之间的 Hausdorff 距离定义为:

$$H(A, B) = \max(h(A, B), h(B, A)) \quad (1)$$

式中,

$$h(A, B) = \max_{a_i \in A} \min_{b_j \in B} \|a_i - b_j\| \quad (2)$$

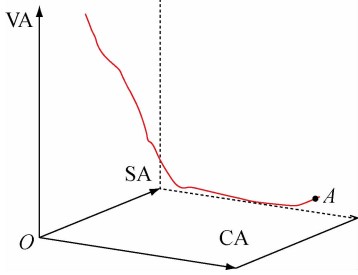
$$h(B, A) = \max_{b_j \in B} \min_{a_i \in A} \|b_j - a_i\| \quad (3)$$

$\|\cdot\|$  是点集合  $A, B$  之间的距离范式(或 Euclidean 距离)。由于传统形式的 Hausdorff 距离易受特征点影响<sup>[21-22]</sup>, 不能完全表征所有集合元素的变化, 故采用修正的 Hausdorff 距离(modified Hausdorff-distance, MH)。其定义如下:

$$\begin{aligned} MH(A, B) = \frac{1}{N} [ & H_1(A, B) + H_2(A, B) + \\ & H_3(A, B) + \dots + H_i(A, B) + \\ & \dots + H_N(A, B) ] \quad (4) \end{aligned}$$

式中:  $N$  为参与变形的血管总数。 $H_i(A, B)$  为单根血管的 Hausdorff 距离, MH 即为所有参与变形血管 Hausdorff 距离的平均值。平均值的引入可以使参数 MH 表征的血管变形更加全面, 弥补了传统 Hausdorff 距离理论的缺陷。

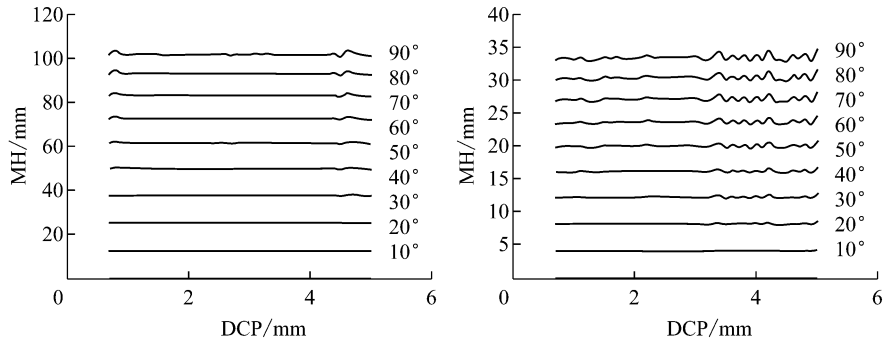
由于前述 DCP 参数取值不同, 输出的血管中心线模型的控制点数量会有所不同, 故有必要了解模型控制点数量对参数 MH 的影响。为此, 选取如图 2 所示的一段血管作为研究对象, 设置 DCP 取值区间为 0.7 ~ 5.0 mm, 分别计算血管围绕端点和中点旋转时 MH 的变化情况(见图 3)。



VA—垂直轴, SA—矢状轴, CA—冠状轴

图 2 血管模型

Fig. 2 Vessel model



(a) 绕点 A 垂直轴的旋转

(b) 绕中点垂直轴的旋转

图 3 DCP 与 MH 的变化关系

Fig. 3 Relationship between DCP and MH (a) Vessel rotation around the axis perpendicular to

the point A, (b) Vessel rotation around the axis perpendicular to the middle point

由图 3 可知, 随着参数 DCP 的增加, MH 波动很小。相对而言, 当  $DCP > 3$  mm, 绕中点旋转情况下的 MH 值波动较大, 但最大波动也仅为 6%。推测 DCP 的变化会改变血管中点的坐标, 使得旋转点的位置发生变化。但当 DCP 设置较小时, 旋转点位置相对不变, 对 MH 的影响将很小。从本文结果来看, 建议  $DCP < 3$  mm。

由于截肢术后残肢末端的血管树结构变化较大, 且多为旋转变形, 故选取该处血管作为研究对象[见图 4(a)]。本研究中, 血管按解剖结构计数, 节

点编号如图 4(b) 所示, 其中蓝色曲线为主血管, 红色曲线为分支血管。血管的变形形式如下: 假设该处不同数量血管参与旋转变形, 根据参与变形血管的数量共分为 4 种情况[见图 4(c)]。转动过程中, 将位于节点以下与主血管部分重合的血管计为 1 根血管, 其余仍作为分支血管。转轴过不同节点且平行于冠状轴(CA), 如图 4(c) 中 A ~ D 点, 分别定义为  $C_1, C_2, C_3, C_4$ 。转动角度为  $0^\circ \sim 90^\circ$ , 其中  $C_3$  如图 4(d) 所示。表 1 所示为各工况参与旋转的血管总长和最大旋转半径。

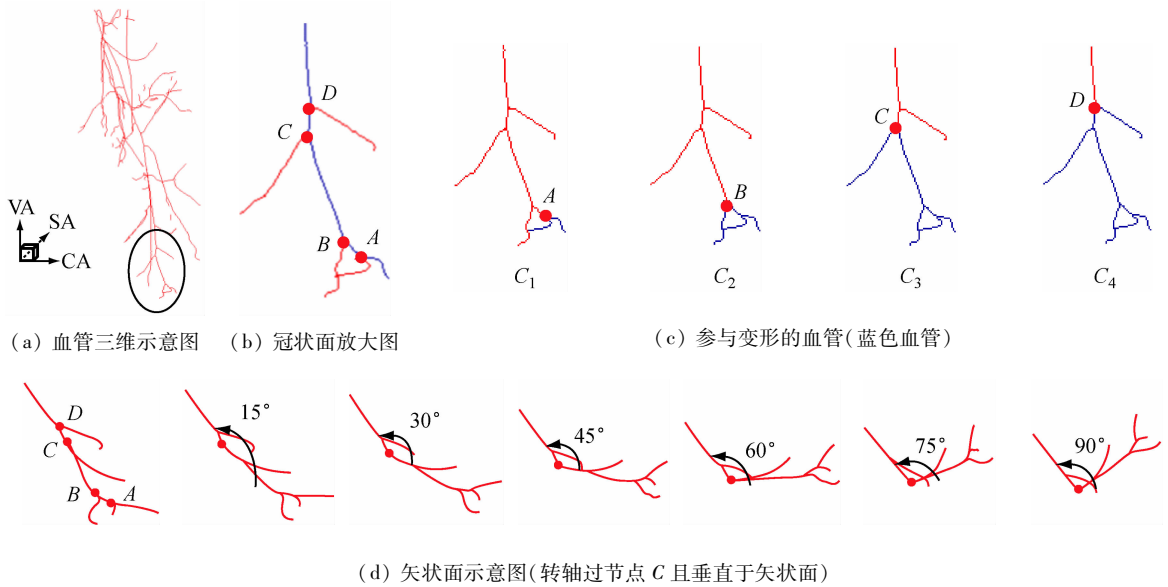


图4 血管树示意图

**Fig. 4 Schematic diagram of the vessel tree** (a) 3D schematic diagram of the vessel, (b) Enlarged view of the coronal plane, (c) Deformed vessels (blue), (d) Schematic diagram of the sagittal plane (the shaft through the point C is perpendicular to the sagittal plane)

表1 变形血管数据信息

Tab. 1 Information of the deformed vessels

旋转情况	$C_1$	$C_2$	$C_3$	$C_4$
血管总长/mm	37.1	71.0	151.7	192.3
最大旋转半径/mm	18.2	22.2	56.8	64.8

## 2 结果及讨论

MH 随旋转角度的变化如图 5 所示。MH 随着血管旋转角度的增加而增大,血管旋转角度在  $0^\circ \sim 70^\circ$  与 MH 呈一次增加趋势, $70^\circ \sim 90^\circ$  曲线斜率有所减小。由于残肢端血管结构变化最大出现在截肢手术后伤口的愈合和水肿的吸收<sup>[23]</sup>,且一般情况下其血管变形角度远达不到  $70^\circ$ ,故可近似认为在残肢中 MH 与血管变形角度呈正比。

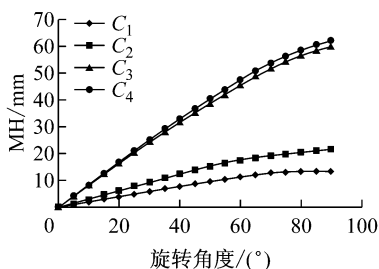


图5 旋转角度与 MH 关系曲线

Fig. 5 The rotation angle-MH curve

另外,随着角度的变化,MH 从  $C_1 \sim C_4$  均逐渐增大,尤其  $C_2 \sim C_3$  变化最大, $C_3 \sim C_4$  变化最小。分别比较  $C_1$ 、 $C_2$  和  $C_3$ 、 $C_4$  的工况可以发现,两组曲线之间最大旋转半径和血管总长的变化均较  $C_2$ 、 $C_3$  之间的变化小。其中, $C_2$  最大旋转半径和血管总长比  $C_1$  分别增加了 22.2% 和 91.3%,MH 最大增加了 60.4%; $C_4$  最大旋转半径和血管总长比  $C_3$  分别增加了 14.1% 和 26.8%,而 MH 最大则只增加了 4.5%,说明最大旋转半径和血管总长是引起 MH 变化的重要因素,而且最大旋转半径相对血管总长对 MH 的影响较大。

就残端血管而言,导致其结构的变化主要有两个阶段,一是手术后伴随伤口愈合和水肿吸收所产生的血管树末端的结构变化,二是康复阶段由于肌肉萎缩所导致的血管树整体的结构变化。相对而言,前者的变化时间较短,但变化较大;而后者所需时间较长,变化大小则因个体而异。但无论在哪个阶段,其角度的变化均较小,而更多的是表现在参与变化的血管总长。

## 3 结论与展望

为了研究残端血管树结构的变化,本文论证改进的 Hausdorff 距离对其变化程度的影响规律,针对

实际临床病例,采取施加变形的的方法,分别研究不同血管变形对参数 MH 的影响。结果表明,MH 可有效表征残端血管结构的变化,血管变形角度和参与变形的血管总长等因素对其产生影响,且与变形角度呈线性关系。同时,还研究了血管图像提取所涉及的参数 DCP 对 MH 的影响,发现  $DCP < 3 \text{ mm}$  可有效避免参数设置的影响。

综上所述,MH 可以为康复阶段截肢患者残端血管结构变化的观察提供参考。此外,其他血管结构变化所对应的病变,诸如脑血管的畸变、视网膜血管狭窄、肺部血管扩张等都可以利用 MH 进行相关研究。

## 参考文献:

- [1] Sanders JE, Fatone S. Residual limb volume change: Systematic review of measurement and management [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2011, 48(8): 949-986.
- [2] Lyon CC, Kulkarni J, Zimersone E. Skin disorders in amputees [J]. *J Am Acad Dermatol*, 2000, 42(3): 501-507.
- [3] Sanders JE, Garbini JL, Leschen JM, et al. A bidirectional load applicator for the investigation of skin response to mechanical stress [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997, 44(4): 290-296.
- [4] Fraisse N, Martinet N, Kpadonou TJ, et al. Muscles of the below-knee amputees [J]. *Ann Readapt Med Phys*, 2008, 51(3): 218-227.
- [5] Ochi M, Kohara K, Tabara Y, et al. Arterial stiffness is associated with low thigh muscle mass in middle-aged to elderly men [J]. *Atherosclerosis*, 2010, 212(1): 327-332.
- [6] Liao F, Garrison DW, Jan YK. Relationship between non-linear properties of sacral skin blood flow oscillations and vasodilatory function in people at risk for pressure ulcers [J]. *Microvasc Res*, 2010, 80(1): 44-53.
- [7] 贾同,魏颖,吴成东. 基于几何形变模型的三维肺血管图像分割方法[J]. *仪器仪表学报*, 2010, 31(10): 2296-2301.
- [8] Zhang B, Lin Z, Lei Z, et al. Retinal vessel extraction by matched filter with first-order derivative of Gaussian [J]. *Comput Biol Med*, 2010, 40(4): 438-445.
- [9] 黄琳,沈建新,罗煦. 视网膜图像中的血管自适应提取[J]. *中国制造业信息化*, 2009, 38(1): 64-67.
- [10] 张朝霞,李宏霄,陈晓冬,等. 基于概率决策和区域生长的冠状动脉三维分割[J]. *天津大学学报:自然科学与工程技术版*, 2011, 44(5): 454-457.
- [11] 皮净锐,房斌,王翊,等. 基于 Hessian 矩阵和 GMM-EM 算法的肝脏三维血管树提取[J]. *生物医学工程杂志*, 2013, (3): 486-492.
- [12] 王洵,周卫平,罗立民. 一种基于广义柱的脑血管树建模方法[J]. *生物医学工程研究*, 2007, 26(2): 174-177.
- [13] 陈俊源,母立众,贺纓,等. 脑动脉 Willis 环局部低温的体外模型研究[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(4): 313-319.  
Chen JY, Mu LZ, He Y, et al. *In vitro* study on simulation of selective cooling using intracarotid infusion in the model of the Circle of Willis [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(4): 313-319.
- [14] 文辉,陈宇飞,王志成,等. 基于层级血管树的肝脏分段方法[J]. *计算机应用*, 2013, 33(9): 2658-2661.
- [15] 柏树令,李吉. 皮肤微循环血管树间隔区的微血管构筑[J]. *微循环学杂志*, 1996, 6(2): 1-2.
- [16] 韩林,吴驰. 急性肺动脉高压肺血管力学特性的评价[J]. *医用生物力学*, 1998, 13(1): 25-29.  
Han L, Wu C. An evaluation of mechanical properties of canine pulmonary arteries under acute pulmonary hypertension [J]. *J Med Biomech*, 1998, 13(1): 25-29.
- [17] 韩海潮,姜宗来. 纵向应力作用下的血管重建[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 7-12.  
Han HC, Jiang ZL. Vascular remodeling under axial tension [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 7-12.
- [18] Capasso V, Micheletti A, Morale D. Stochastic geometric models, and related statistical issues in tumour-induced angiogenesis [J]. *Math Biosci*, 2008, 214: 20-31.
- [19] Zamir M. Fractal dimensions and multifractality in vascular branching [J]. *J Theor Biol*, 2001, 212(2): 183-190.
- [20] Mendizabal-Ruiz EG, Rivera M, Kakadiaris IA. Segmentation of the luminal border in intravascular ultrasound B-mode images using a probabilistic approach [J]. *Med Image Anal*, 2013, 17(6): 649-670.
- [21] 牛力丕,毛士艺,陈炜. 基于 Hausdorff 距离的图像配准研究[J]. *电子与信息学报*, 2007, 29(1): 35-38.
- [22] 张良国,吴江琴,高文,等. 基于 Hausdorff 距离的手势识别[J]. *中国图象图形学报*, 2002, 7(11): 1144-1150.
- [23] Golbranson FL, Wirta RW, Kuncir EJ, et al. Volume changes occurring in postoperative below-knee residual limbs [J]. *J Rehabil Res Dev*, 1988, 25(2): 11-18.