

血管壁小应变数学模型研究

汪友生

(北京工业大学电子信息与控制工程学院, 北京 100124)

摘要: 分析血管壁的弹性形变, 对心血管疾病的临床诊治和手术方案选择有重要意义. 在进行合理假设的前提下, 首先建立微元线段的小应变分析模型, 再利用有限元分析方法将血管壁区域划分为若干三角形面微元, 用三角形的三个顶点和三条边的位移函数导出三角形微元域的形变模型, 通过模型计算结果分析及有效性验证表明: 血管壁小应变力学模型具有较好的适用性和实用性. 与文献方法相比, 最后呈现的结果不仅能计算出应变大小, 还能显示应变方向, 而且分别给出三个方向的应变值.

关键词: 血管壁; 小应变; 数学模型; 医学图像分析

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2014)10-2086-06

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> **DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2014.10.034

Research on Small Strain Mathematics Model of Vessel Wall

WANG You-sheng

(College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: It has a great significance to analyze the elastic deformation of the vessel wall for cardiovascular diseases' clinical treatment and the selection of the surgical plan. On the premise of making reasonable assumptions, firstly, establish the deformation model of infinitesimal's displacement. Secondly, use the finite element analysis method to divide the area of the vessel wall into a number of triangular surface infinitesimal, export the triangular surface deformation model by the displacement functions of triangle's three vertices and three sides. Finally, this deformation model is verified by simulation, compared with the literature methods, this method shows that it is able to not only calculate the size but also show the direction of the strain and give the results of the strain in three directions.

Key words: vessel wall; small strain; mechanical model; medical image analysis

1 引言

在世界范围内, 人类面临着心血管疾病带来的严峻挑战, 心血管疾病是当前导致人类死亡的三大主要原因之一. 如何客观的评价人体心血管系统功能的好坏以及动脉硬化程度, 成为目前心血管疾病预防与治疗的一个亟待解决的难题. 血管壁的弹性是反应人体心血管系统功能好坏的重要指标, 分析血管的弹性, 评估动脉硬化程度, 对心血管疾病的临床诊治和手术方案的选择有重要参考价值.

国际上, 二十世纪八十年代, 人们就尝试借助触诊感知人体组织的解剖结构变化, 为临床诊治疾病提供参考信息, 其理论基础之一是组织的病理改变通常引起组织僵硬或刚度(stiffness)的变化^[1]. 但是手指上的触觉感受器敏感度有限, 很多较深部位的病变和较小的病变无法触及, 对每一个可能的病变都进行手术或其他外科

探查是不现实的. 九十年代, 借助计算机断层扫描、磁共振等影像检查手段可以提高对小病变的检测敏感度, 却也不能提供组织弹性改变信息^[2]. 国内有关动脉机械特性检测的研究才刚刚起步. 本世纪之初, 有学者提出^[3]需要逐步建立中国人正常动脉机械特性功能的参照标准并普及动脉弹性功能检测在临床的应用, 认为临床医生应当了解动脉弹性功能检测的基础与临床知识, 并建议今后深入开展动脉机械特性与心血管病之间关系的研究, 以提高我国对心血管病的诊疗水平. 山东大学张运院士等在这方面做了最初的探索研究^[4]. 近 10 年来, 根据血管内超声 (IntraVascular UltraSound, IVUS) 技术的物理特点寻找评价血管壁和粥样斑块机械属性的方法成为国内外研究的焦点^[5].

文献[6]最早将组织弹性测定与 IVUS 技术相结合来评价血管和斑块的机械属性^[7]. 其基本原理为^[4]: 当弹性介质被一恒定轴向外力压缩时, 介质内所有的点

都会产生不同程度的纵向应变,如果组织中某些成分的僵硬与其它成分不同,那么这些成分所表现出来的应变水平亦异于其它组织,通常硬化的组织比柔软的组织应变小.通过超声波或者磁共振等技术获取有关的信号,提取血管组织的运动信息(包括位移形变量和时间参数)来描述组织的弹性特征.由于磁共振存在前述的临床应用限制,因此,基于超声的血管弹性信号处理技术已成为近年研究的热点.研究者^[8-10]采用绝对差和法(Sum Absolute Difference, SAD)、最小平方差法(The Least Square Error)、交叉相关系数函数(Cross-Correlation Function)、斑点示踪法(Speckle Tracking)、相差对比(Phase-Shift Contrast)等算法构建了反应血管壁弹性特征的管壁弹性图和仅反应内膜弹性特征的内膜弹性图.由于血管弹性显像技术利用了形态学显像,这在一定程度上体现了形态学和功能显像相结合的优势,成为动脉硬化易损斑块筛查的重要手段.虽然有研究者对此进行了有益的探索^[8-12],但上述方法存在以下不足:(1)把整个血管壁截面看作是均质变化的,以此来简化分析处理,但这与血管壁的实际情况不符,会引起较大的误差;(2)只考虑了一维径向应变^[6,11,12],不够全面,血管壁在压力作用下不仅产生径向应变,还会产生切向应变,所以,需要在径向(水平、垂直)和切向等三个方向来全面描述.本文在进行合理假设的前提下,采用有限元分析思想,在微元区域内,引入弹性力学分析方法,分别建立线元、面元的形变数学模型.最后所呈现的结果与现有文献也不同.

2 人体组织弹性力学基本假设

人体内的血压从收缩压—舒张压—收缩压不断变化,相应的血管壁受到从大到小的周期性变化的压力作用,组成血管壁的弹性物质是胶原和弹性硬蛋白,它们在压力作用下会发生弹性形变.

血管壁在人体内的受力情况是很复杂的.为了突出问题的力学实质,把握主要变化规律,抓住其中的主要因素,引进必要的简化和假设,以便于建立分析模型.针对人体血管壁的基本假设如下:

(1)连续性假设 人体血管壁组织是密实无间的连续介质,因而可以认为血管壁内任何点处的位移、应力和应变等力学量都是空间位置的连续函数.在后面的讨论中,就是在此连续性介质的血管壁中任取一个微元域来进行分析的.

(2)均匀和各向同性假设 血管壁内各处组织的力学性质都相同,与各点的空间位置无关.如血管壁内任何一点的各个方向上的性质都相同,则称为各向同性,相应的血管壁为各向同性体.

(3)小变形假设 经典弹性力学只限于研究小变

形情况,即弹性体的位移远小于其宏观尺寸,弹性体的线应变及角应变远远小于 1;在小变形情况下,由于血管壁在变形后的尺寸与变形前相比相差甚小,外力的作用方向和分布状况的变化也很小,故在考虑血管及其任何微元在变形后的平衡条件时仍以原始尺寸为基础.

(4)理想弹性假设 血管壁受力后产生的变形在简单加载撤去后可以完全恢复,即没有残余变形.血管壁在体内受到血压从收缩压到舒张压再到收缩压等周而复始的压力作用,相应的产生挤压—恢复—挤压等周期性的变形,在此过程中没有残余变形.

(5)初始无应力应变的假设 血管壁在未受荷载之前处于一种无应力和应变状态,也就是说,由弹性理论所求的应力仅仅是由于载荷变化产生的.在本文中,讨论的应力应变是指由血压作用于血管壁而产生的应力应变.

3 小应变分析模型

在血压作用下,血管壁各点的位置要发生变化,即产生位移.血管壁内一点的位移包含平动和纯变形.如果知道了血管壁内一点的位移分量,该点的变形也就确定了.考虑血管壁局部两点 $P(x, y)$ 和 $Q(x + \Delta x, y + \Delta y)$,因管壁形变而移动到 $P'(x', y')$ 和 $Q'(x' + \Delta x', y' + \Delta y')$ 的位置.两点间的位移变化用位移分量^[13]来表述,如图 1 所示,在 oxy 平面内,令 $PQ = s$,则 $P'Q' = s'$,且 s 沿 x, y 轴的分量为 s_x, s_y ,而 s' 的分量为

$$\begin{cases} s'_x = s_x + \Delta s_x \\ s'_y = s_y + \Delta s_y \end{cases}$$

P 点的位移分量为

$$\begin{cases} u_0 = x' - x \\ v_0 = y' - y \end{cases} \quad (1)$$

Q 点的位移分量为

$$\begin{cases} u = x' + \Delta x' - x - \Delta x \\ v = y' + \Delta y' - y - \Delta y \end{cases} \quad (2)$$

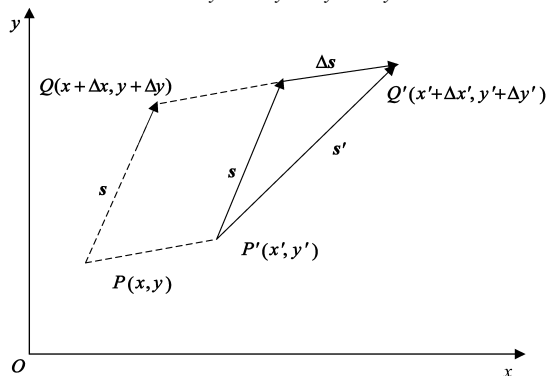


图1 微元线段的变形

将位移 u, v 按 Taylor 级数展开, 即有

$$\begin{cases} u = u_0 + \frac{\partial u}{\partial x} s_x + \frac{\partial u}{\partial y} s_y + o(s_x^2, s_y^2) \\ v = v_0 + \frac{\partial v}{\partial x} s_x + \frac{\partial v}{\partial y} s_y + o(s_x^2, s_y^2) \end{cases} \quad (3)$$

略去高阶微量, 将式(1)(2)代入(3)可得

$$\begin{cases} (x' + \Delta x' - x - \Delta x) - (x' - x) = (\Delta x' - \Delta x) = \frac{\partial u}{\partial x} s_x + \frac{\partial u}{\partial y} s_y \\ (y' + \Delta y' - y - \Delta y) - (y' - y) = (\Delta y' - \Delta y) = \frac{\partial v}{\partial x} s_x + \frac{\partial v}{\partial y} s_y \end{cases}$$

而矢量 s' 相对于 s 的变化为

$$\begin{cases} \Delta s_x = s_x' - s_x = (x' + \Delta x' - x - \Delta x) - (x' - x) = (\Delta x' - \Delta x) \\ \Delta s_y = s_y' - s_y = (y' + \Delta y' - y - \Delta y) - (y' - y) = (\Delta y' - \Delta y) \end{cases}$$

式中的 $\Delta s_x, \Delta s_y$ 中除去了平动部分, 仅含有刚性转动和纯应变, 于是有

$$\begin{cases} \Delta s_x = \frac{\partial u}{\partial x} s_x + \frac{\partial u}{\partial y} s_y \\ \Delta s_y = \frac{\partial v}{\partial x} s_x + \frac{\partial v}{\partial y} s_y \end{cases} \quad (4)$$

简写成

$$\Delta s_i = \mathbf{u}_{i,j} s_j \quad (5)$$

此时 $\mathbf{u}_{i,j}$ 为

$$\mathbf{u}_{i,j} = \begin{bmatrix} \partial u / \partial x & \partial u / \partial y \\ \partial v / \partial x & \partial v / \partial y \end{bmatrix} \quad (i, j = x, y)$$

$\mathbf{u}_{i,j}$ 为相对位移张量, 其中虽除去刚性平动, 但仍包含刚性转动和纯变形. 在应变分析中应将所有的刚性位移去掉, 为此设想 s 经刚性转动后至 s'' 的位置, 此时 s 的长度没有变化, 故有

$$s^2 = s''^2 = (s_x + \Delta s_x)^2 + (s_y + \Delta s_y)^2$$

展开并略去高阶微量后得

$$s^2 = s^2 + 2(s_x \Delta s_x + s_y \Delta s_y)$$

由此得

$$s_x \Delta s_x + s_y \Delta s_y = 0$$

将式(5)代入有

$$s_i \Delta s_i = \mathbf{s} \cdot \mathbf{u}_{i,j} s_j = 0$$

或
$$\frac{\partial u}{\partial x} s_x^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) s_x s_y + \frac{\partial v}{\partial y} s_y^2 = 0$$

由于 s_x, s_y 的任意性, 得

$$\frac{\partial u}{\partial x} = \frac{\partial v}{\partial y} = 0, \quad \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} = 0$$

根据弹性体位移场 Stokes 分解定理^[14], 任何一个二阶张量都可以唯一分解成一个对称张量和一个反对称张量, $\mathbf{u}_{i,j}$ 分解的反对称部分表示刚体位移, 对称部分表示纯变形. 于是, $\mathbf{u}_{i,j}$ 可分解为如下两部分

$$\mathbf{u}_{i,j} = \frac{1}{2} (\mathbf{u}_{i,j} + \mathbf{u}_{j,i}) + \frac{1}{2} (\mathbf{u}_{i,j} - \mathbf{u}_{j,i})$$

或

$$\mathbf{u}_{i,j} = \boldsymbol{\varepsilon}_{ij} + \boldsymbol{\omega}_{ij}$$

此处
$$\boldsymbol{\varepsilon}_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) & \frac{\partial v}{\partial y} \end{bmatrix}$$

$$\boldsymbol{\omega}_{ij} = \begin{bmatrix} \omega_{xx} & \omega_{xy} \\ \omega_{yx} & \omega_{yy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} \right) & 0 \end{bmatrix}$$

$\boldsymbol{\varepsilon}_{ij}$ 即应变张量 (纯变形), $\boldsymbol{\omega}_{ij}$ 即转动张量.

这样对于纯变形来说, 方程(4)或者(5)化为

$$\Delta s_i = \boldsymbol{\varepsilon}_{ij} s_j \quad (6)$$

定义

$$\begin{cases} \varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x} \\ \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y} \end{cases} \quad (7)$$

为正应变分量.

定义

$$\varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx} = \frac{1}{2} \gamma_{xy} = \frac{1}{2} \gamma_{yx} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (8)$$

为角应变分量, 也叫切应变分量.

于是得二维应变情况下的小应变方程

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad (9)$$

4 微元域分析

由于血管壁的应力、应变研究是对力学参变量变、质变规律的研究, 需要概括出其弹性变形的本质因素, 提出建立宏观变形基本规律的假设, 使在此基础上建立起来的数学模型既能符合客观实际, 又便于用数学方法进行有效处理. 为此, 利用有限元分析问题的思想对血管壁区域离散化为若干微元域, 以微元域作为分析对象, 假设微元域内的位移是坐标的某种函数, 这种函数称为位移模式^[15]. 本文计算的血管壁应变, 是一个位移改变量的相对比例值. 因此, 只要微元域足够小, 前文中的人体组织弹性力学基本假设均成立, 每个微元域内所有的点满足相同的位移模式, 以此来描述血管壁的应变.

除此之外, 还把血管壁每一个横截面看作是一个平板平面, 也即忽略它的厚度, 且板所受外力平行于板面. 板面上法向应力 σ_z , 切向应力 τ_{zy} 和 τ_{zx} 均为零, 因此, 在 oxy 平面内仅存在三个应力分量 $\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}$, 它们都只是 x, y 的函数, 而与 z 无关. 与应力 $\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}$ 相对应的应变分量和位移分量分别是 $\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \gamma_{xy}$ 和 u, v .

有限元形变分析中有许多形变微元域单元, 本文中微元域选用三角形单元, 单元内各点的位移分量是坐标 x, y 的函数. 位移函数一般选用多项式以近似的表示真实解, 但为了实用, 本文取有限多项来近似表示. 对二维问题, 位移函数的一般形式为

$$\begin{cases} u = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5xy + a_6y^2 + \dots + a_m y^n \\ v = a_{m+1} + a_{m+2}x + a_{m+3}y + a_{m+4}x^2 + a_{m+5}xy \\ \quad + a_{m+6}y^2 + \dots + a_{2m}y^n \end{cases} \quad (10)$$

式中, a_1, a_2, \dots, a_{2m} 等为待定系数.

在平面应力状态的平板上取一个三角形,如图 2 所示.以三角形的三个顶点 i, j, k 的坐标分别是 $(x_i, y_i); (x_j, y_j); (x_k, y_k)$, 每个顶点有两个位移(x 与 y 方向), 故有 6 个自由度, 从而位移模式可写成具有六个待定系数的多项式, 所以选择式(10)前三项组成的线性函数作为位移模式, 单元内的位移分布显然必定是关于 x 和 y 的函数. 于是有

$$\begin{cases} u = a_1 + a_2x + a_3y \\ v = a_4 + a_5x + a_6y \end{cases} \quad (11)$$

式中参数 $a_i (i = 1, 2, \dots, 6)$ 由位移边界条件确定.

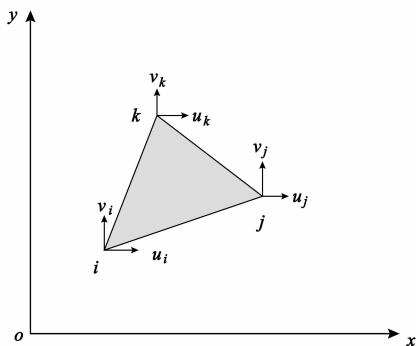


图2 三角形单元

$$\begin{aligned} i \text{ 点} & \begin{cases} u_i = a_1 + a_2x_i + a_3y_i \\ v_i = a_4 + a_5x_i + a_6y_i \end{cases} \\ j \text{ 点} & \begin{cases} u_j = a_1 + a_2x_j + a_3y_j \\ v_j = a_4 + a_5x_j + a_6y_j \end{cases} \\ k \text{ 点} & \begin{cases} u_k = a_1 + a_2x_k + a_3y_k \\ v_k = a_4 + a_5x_k + a_6y_k \end{cases} \end{aligned} \quad (12)$$

解式(12), 得参数 $a_i (i = 1, 2, \dots, 6)$, 位移模式可唯一确定. 其中应变计算用到的四个参数为

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} a_2 \\ a_3 \end{Bmatrix} &= \frac{1}{\Delta} \begin{bmatrix} b_i & b_j & b_k \\ c_i & c_j & c_k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \end{Bmatrix} \\ \begin{Bmatrix} a_5 \\ a_6 \end{Bmatrix} &= \frac{1}{\Delta} \begin{bmatrix} b_i & b_j & b_k \\ c_i & c_j & c_k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} v_i \\ v_j \\ v_k \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (13)$$

式中系数 b, c 为顶点坐标的差值, 即

$$\begin{cases} b_i = y_j - y_k \\ b_j = y_k - y_i \\ b_k = y_i - y_j \end{cases} \quad \begin{cases} c_i = x_k - x_j \\ c_j = x_i - x_k \\ c_k = x_j - x_i \end{cases}$$

式中 Δ 为 $\Delta = x_i b_i + x_j b_j + x_k b_k$

将式(11)代入式(9), 得应变

$$\boldsymbol{\epsilon} = [a_2 \quad a_6 \quad a_3 + a_5]^T \quad (14)$$

将式(13)代入式(14), 得

$$\begin{bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} = \frac{1}{\Delta} \begin{bmatrix} b_i & 0 & b_j & 0 & b_k & 0 \\ 0 & c_i & 0 & c_j & 0 & c_k \\ c_i & b_i & c_j & b_j & c_k & b_k \end{bmatrix} [u_i \quad v_i \quad u_j \quad v_j \quad u_k \quad v_k]^T \quad (15)$$

5 应变计算及结果分析

本文采集的两幅一个心动周期内不同血压(分别设为 $P_1 \text{mmHg}$ 和 $P_2 \text{mmHg}$) 的图像, 如图 3(a) 和 (b) 所示, 分别代表原始图像和形变后的图像, 它们显示的血管处在病变初期, 血管壁的内膜与外膜没有明显的分层. 现选择三处病变区域 I 区、II 区、III 区, 分别计算它们的应变分量. 定义图像的左上角为坐标系的原点, 向右为 x 轴, 向下为 y 轴, 计算结果如表 1 所示.

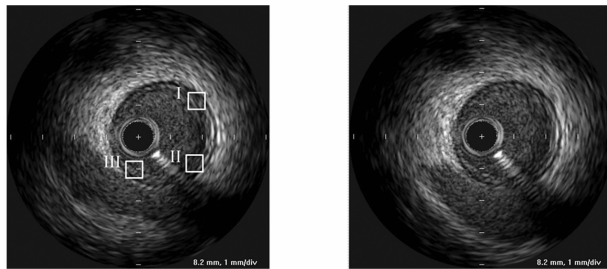


图3 一个心动周期内不同压力下的IVUS图像

由应变结果可以看出 III 区的水平应变比较明显; II 区与 III 区的垂直应变沿 y 轴的负方向; I 区的剪切应变最明显. 这种计算应变的方法的前提是假设三角形单元内各个点的应变值相同, 利用三个顶点的相同应变值求解未知数. ϵ_{xx} 反映径向的应变情况; ϵ_{yy} 反映沿切向的应变情况, 即在 y 方向与周围组织的牵拉情况; γ_{xy} 反映了应变偏离 x, y 正方向的大小. 因此, 称 ϵ_{xx} 为水平应变, ϵ_{yy} 为垂直应变, γ_{xy} 为剪切应变.

从整体的角度分析, 结合表 1 中的计算数据, 图 3 中三个区域的应变方向示意图如图 4 所示. 三个区域在角度变化方向都处于拉伸的状态; II 区与 III 区的应变状态基本相同, 根据弹性理论可以判断这两个区域的组织特征相似; I 区在水平方向沿 I_x 方向压缩, 在垂直方向沿 I_y 方向拉伸.

为了观察整个血管壁区域的变化状态, 在血管壁上选择若干点, 分别追踪它们的运动方向得到血管壁的整体形变趋势图, 如图 5 所示. 图中箭头所指的方向为所在区域的整体运动方向, 带箭头的线段越长代表所在区域与原始区域相比偏离的越远, 圆点代表该区域偏离较小或没有偏离.

表 1 图 3 中选定的三个子区域产生的应变值

区域	I			II			III		
应变变量	ϵ_{xx}	ϵ_{yy}	γ_{xy}	ϵ_{xx}	ϵ_{yy}	γ_{xy}	ϵ_{xx}	ϵ_{yy}	γ_{xy}
应变值	-0.055	0.044	0.103	0.073	-0.16	0.017	0.147	-0.033	0.075

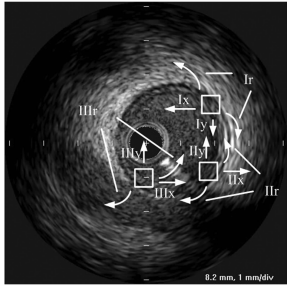


图4 局部区域应变方向示意图

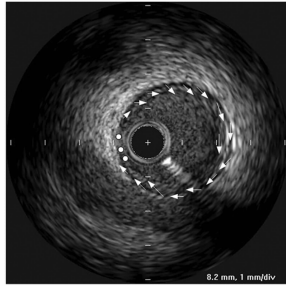
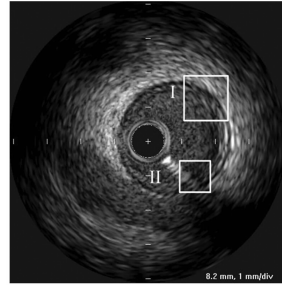
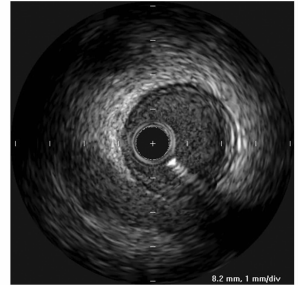


图5 追踪点的运动方向

最终追踪到的点.



(a) 原始图像图



(b) 已知变形后的图像

图6 验证图像

从图 5 可以看出,9 点周围方向的区域几乎没有变化;10 点到 2 点之间的区域沿着血管壁弧线小范围运动;2 点到 3 点的区域运动范围较大,也是沿着管壁的弧线;4 点到 6 点的区域运动偏移沿管壁逐渐减小;6 点到 8 点的区域的运动成由大到小的变化趋势.因此可以总结出,此图中血管壁的形变整体是沿着血管壁弧线的顺时针方向,由于区域运动的幅度不同造成介于大幅度与小幅度间的区域发生拉伸形变和压缩形变,这些与选取的三个区域的形变相吻合.

6 模型的有效性验证

任取一幅 IVUS 图像,在其血管壁上任选择两个区域,如图 6(a) 所示的 I 区和 II 区,利用图像处理软件对这两部分做扭曲变形处理,如图 6(b),为了更好的定性分析, I 区变形程度大于 II 区.将没有变化的图像作为原始图像,变形后的图像作为匹配图像,以此来简化模拟在血管腔内血压作用下的管壁形变情况.特征点的追踪采用模板匹配算法^[16]实现,模板覆盖下的搜索图称之为子图 $S^{i,j}$,设其大小为 $M \times M$, i 和 j 为这块子图的中心点在匹配图中的坐标.采用子图像和模板的互相关函数的归一化形式作为相似性测度,即:

$$R(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M S^{i,j}(m, n) \times T(m, n)}{\sqrt{(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [S^{i,j}(m, n)]^2)} \sqrt{(\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [T(m, n)]^2)}} \quad (16)$$

式中, $T(m, n)$ 表示模板中的像素值,是一个常数与 (i, j) 无关, $S^{i,j}(m, n)$ 为子图中的像素值.根据施瓦茨不等式可以知道上式中 $0 < R(i, j) < 1$, 并且仅在比值 $S^{i,j}(m, n)/T(m, n)$ 为常数时 $R(i, j)$ 取极大值(等于 1).因此,使 $R(i, j)$ 值最大的点即为最匹配的点,也是

在图 6 中,血管壁内为血管腔,血管壁外为其他软组织,经过滤波去噪预处理以及血管壁边缘提取等前期工作,把研究对象限定在血管壁区域.在两幅图像此区域中匹配的点和不匹配的灰度值来表示,结果如图 7 所示.可以看出,除了变形区域中极少数点外,几乎所有点的 $R(i, j)$ 都大于 0.86, 整个血管壁区域表现为几乎均一的灰度;在 $R(i, j)$ 达到 0.89 的时候 I 区显示出一个不同灰度值的小区域,说明该处相似度最低,形变最大,应变也相对最大,同时 II 区开始有灰度值变化,说明与 I 区相比, II 区的应变较小;随着 $R(i, j)$ 增大, I 区和 II 区的区域会逐渐扩散,当 $R(i, j)$ 到 0.96 时, I 区与 II 区几乎都不再扩大,说明其余的区域几乎没有发生形变,与原始选择的区域相符.

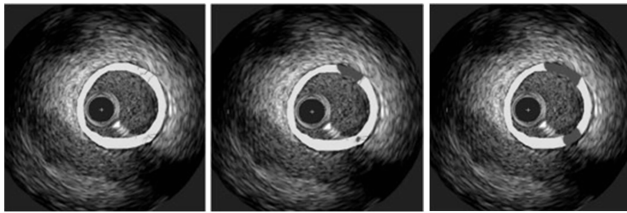
由本文应变模型,分别计算图 6 中 I 区与 II 区两个区域 ϵ_{xx} 、 ϵ_{yy} 和 ϵ_{xy} 三个方向的应变,同样的,有应变和无应变分别用不同的灰度值来表示,结果如图 8 所示.本文的三个应变图像都已经较好地表示出了的灰度值变化区域,应变图像与使用相似性测度验证的结果一致,均能与设定的应变相吻合.如果采用彩色表示,则效果更好,经伪彩色编码,可以用不同的颜色来表示应变的正负(代表拉伸或挤压),用同一颜色的不同深浅来表示应变的相对大小.

7 结束语

弹性力学的研究对象是工程材料,而人体组织不是工程材料,血管壁虽是由弹性物质胶原和弹性硬蛋白组成,但弹性模量等参数不可预知.本文在作合理的力学基本假设的前提下,采用有限元分析思想,在微小区域内,由线微元的形变导出面微元的形变,并验证了本数学模型的有效性.与只能给出一维径向应变的参

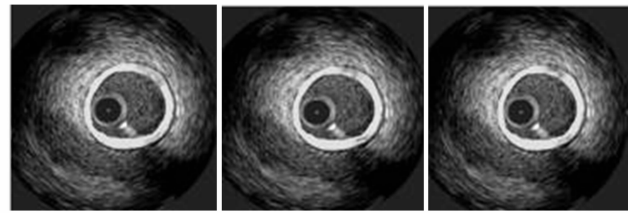
考文献[6,11,12]的方法相比,本文方法不仅能计算出应变大小,还能显示方向(血管壁组织是受挤压还是被拉伸),而且分别给出三个方向的应变结果(两个主应变 X 方向和 Y 方向以及一个切应变方向).在后续研究

中,将进一步研究血管壁在有限应变情况下的力学模型,在此基础上建立弹性图把血管壁各处的应变值直观的显示出来,供临床参考.



(a) $R \geq 0.86$ (b) $R \geq 0.89$ (c) $R \geq 0.96$

图7 $R(i, j)$ 图像



(a) ε_{xx} 应变 (b) ε_{yy} 应变 (c) ε_{xy} 应变

图8 模型计算的应变图像

参考文献

- [1] Pagani M, Mirsky I, et al. Effects of age on aortic pressure-diameter and elastic stiffness stress relationships in unanesthetized sheep[J]. Circulation Research, 1979, 44(3): 420 - 429.
- [2] Lee RT, et al. Prediction of mechanical properties of human atherosclerotic tissue by high-frequency intravascular ultrasound imaging[J]. Arterioscler Thromb, 1992, 12(1): 1 - 5.
- [3] 徐明国, 陶军. 动脉弹性功能检测在心血管疾病中的应用[J]. 国外医学内科学分册, 2004, 31(12): 528 - 530.
- [4] 张鹏飞, 张运. 血管内超声弹性图的构建原理和临床应用研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(1): 163 - 166. Zhang Pengfei, Zhang Yun. The technical principle and clinical application of intravascular ultrasound elastogram[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005, 22(1): 163 - 166. (in Chinese)
- [5] Doyley MM, Meaney PM, et al. Evaluation of an iterative reconstruction method for quantitative elastography[J]. Physics in Medicine and Biology, 2000, 5(1): 1521 - 1540.
- [6] Korte CL, Céspedes EI, et al. Intravascular elasticity imaging using ultrasound; feasibility studies in phantoms[J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 1997, 23(1): 735 - 746.
- [7] Su HJ, Zhang M, Zhang Y. Mechanical model of vulnerable atherosclerotic plaque rupture[J]. Science in China Series G, 2004, 47(1): 452 - 462.
- [8] Doyley MM, Mastik F, et al. Advancing intravascular ultrasonic palpation toward clinical applications [J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 2001, 27(1): 1471 - 1480.
- [9] K D Oakeson, H Zhu, M H Friedman. Quantification of cross-sectional artery wall motion with IVUS image registration[J]. Proceedings of SPIE Medical Imaging, Ultrasonic Imaging and Signal Processing, 2004, 537(3): 119 - 130.
- [10] Sun Zheng, Guo Xiaoshuai. Measurement of vascular configuration based on fusion of angiogram and intravascular ultrasound images[A]. Proceedings of Second International Conference on Intelligent Networks and Intelligent Systems[C].

USA: IEEE Press, 2010. 286 - 289.

- [11] Yun Liang, et al. Estimation of arterial wall strain based on IVUS image registration[A]. Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society[C]. USA: IEEE Press, 2009. 3218 - 3221.
- [12] Alexander I V, Jeffrey A W, et al. Strain measurement in coronary arteries using intravascular ultrasound and deformable images[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2009, 124(6): 734 - 741.
- [13] 蒋玉川, 张建海, 李章政. 弹性力学与有限单元法[M]. 北京: 科学出版社, 2006. 30-34, 179-181.
- [14] 陈至达. 有限变形力学基础[M]. 江苏徐兆: 中国矿业大学出版社, 2001. 7 - 30.
- [15] 荣先成, 王洪军. 有限元法[M]. 北京: 交通大学出版社, 2006. 12 - 13.
- [16] 凌志刚, 梁彦, 等. 一种稳健的多源遥感图像特征配准方法[J]. 电子学报, 2010, 38(12): 2892 - 2897. Ling Zhi-gang, Liang Yan, et al. A robust multi-source remote-sensing image registration method based on feature matching[J]. Acta Electronica Sinica, 2010, 38(12): 2892 - 2897. (in Chinese)

作者简介



汪友生 男, 1965年生, 安徽望江人, 工学博士, 北京工业大学副教授、硕士研究生导师, 主要从事图像工程、模式识别、无损检测等方面的研究工作.

E-mail: wangyousheng@bjut.edu.cn