



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104055540 B

(45) 授权公告日 2016.02.24

(21) 申请号 201410195622.4

(22) 申请日 2014.05.09

(73) 专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁西路 28 号

(72) 发明人 张红梅 阮骊韬 张青哲 郭佑民
万明习 单宝文

(74) 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任
公司 61200

代理人 陆万寿

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

(56) 对比文件

US 2010/0312092 A1, 2010.12.09,

CN 101474083 A, 2009.07.08,

CN 102423264 A, 2012.04.25,

Lopata R G P 等. Performance

evaluation of methods for two-dimensional displacement and strain estimation using ultrasound radio frequency data.《Ultrasound in Medicine & Biology》.2009, 第 35 卷 (第 5

期), 796-812.

Shi H 等. Preliminary in vivo atherosclerotic carotid plaque characterization using the accumulated axial strain and relative lateral shift strain indices.《Physics in Medicine and Biology》.2008, 第 53 卷 (第 22 期), 6377-6394.

Roch L Maurice 等. Non-invasive high-frequency vascular ultrasound elastography.《Physics in Medicine and Biology》.2005, 第 50 卷 1611-1628.

Hermine Ribbers 等. Noninvasive Two-Dimensional Strain Imaging of Arteries: Validation in Phantoms and Preliminary Experience in Carotid Arteries In Vivo.《Ultrasound in Medicine & Biology》.2007, 第 33 卷 (第 4 期), 530-540.

审查员 王珊珊

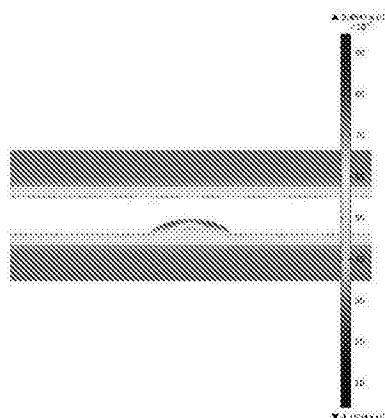
权利要求书2页 说明书8页 附图22页

(54) 发明名称

一种无创高精度血管壁弹性成像的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,该方法通过分析血管壁纵切面的 B-mode 超声成像的射频数据或视频数据;对采集的射频数据或视频数据离线分析,得到每帧射频数据或视频数据的位移场;利用 FIR 二维差分滤波器,对射频数据或视频数据的位移场滤波,获得纵切面上的各应变分量;沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ;提出 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 及其计算公式,对 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 成像,实现无创高精度血管壁弹性成像。本发明能够精确量化对血管壁弹性成像,其结果优于现有的其他血管壁应变成像方法。



1. 一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) 在带有心电同步监测仪的超声仪器上,对血管壁纵切面进行成像,成像中对血管壁的每个采集面利用心电同步监测仪采集平稳舒张期内时间序列超声数据,得到 B-mode 超声成像的射频数据或视频数据;

2) 对采集的射频数据或视频数据离线分析,预处理去噪后进行运动场估计,利用散斑跟踪算法对时间序列射频数据进行运动估计,利用 2 阶光流场运动估计方法对时间序列视频图像数据进行运动估计,得到每帧射频数据或视频数据的位移场;

3) 利用 FIR 二维差分滤波器,对射频数据或视频数据的位移场滤波,得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ;

4) 对纵切面上的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 成像,其中,纵切面成像的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 按下面公式计算:

$$\zeta_{VM \text{ longiProj}} = \frac{2}{3} \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{zz})^2 + 3((\frac{\varepsilon_{xx}}{69})^2 + \varepsilon_{xz}^2)} \quad (1)。$$

2. 如权利要求 1 所述的一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,其特征在于,步骤 3) 中, FIR 二维差分滤波器 $h_D(n_1, n_2)$ 如下:

$$h_D(n_1, n_2) = c \cdot h(n_1, n_2) W_2(n_1, n_2) \quad (2)$$

其中, $h(n_1, n_2)$ 为带宽限制在 $\{R: w_1^2 + w_2^2 < w_m^2\}$ 的脉冲响应函数,

$$h(n_1, n_2) = \begin{cases} -\frac{n_1 w_m^2 J_2(w_m \sqrt{n_1^2 + n_2^2})}{2\pi(n_1^2 + n_2^2)} & (n_1, n_2) \neq (0, 0) \\ 0 & (n_1, n_2) = (0, 0) \end{cases} \quad (3)$$

式中: w_1 及 w_2 为二维频域坐标; n_1 及 n_2 为二维时域坐标; $J_2(n)$ 是一阶贝塞尔函数;

w_m 为截止频率,推荐取值 $w_m = \frac{5.135}{N} < \pi$, 其中 N 取 11;

$$\text{一维汉宁窗 } W_1(n) = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos \frac{\pi n}{N}, & (|n| \leq N) \\ 0 & \end{cases} \quad (4)$$

$$\text{二维环形汉宁窗 } W_2(n_1, n_2) = W_1(\sqrt{n_1^2 + n_2^2}) \quad (5)$$

其中系数 c 为常数,其取值应满足当 $h_D(n_1, n_2)$ 对斜坡信号滤波后得到单位阶跃信号。

3. 如权利要求 2 所述的一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,其特征在于,将 FIR 二维差分滤波器 $h_D(n_1, n_2)$ 与射频数据或视频数据的位移场进行卷积,得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} , 具体公式如下:

$$\varepsilon_{xx} = u_1(x, z) * h_D(n_1, n_2) \quad (6)$$

$$\varepsilon_{zz} = u_2(x, z) * h_D(n_2, n_1) \quad (7)$$

$$\varepsilon_{xz} = \frac{1}{2} (u_1(x, z) * h_D(n_2, n_1) + u_2(x, z) * h_D(n_1, n_2)) \quad (8)$$

其中, $h_D(n_2, n_1)$ 是与 FIR 二维差分滤波器 $h_D(n_1, n_2)$ 成对偶关系的 FIR 二维差分滤波

器, $u_1(x, z)$ 为 x 方向位移分量, $u_2(x, z)$ 为 z 方向位移分量。

一种无创高精度血管壁弹性成像的方法

【技术领域】

[0001] 本发明涉及一种血管壁的成像方法,具体涉及一种无创高精度血管壁弹性成像的方法。

【背景技术】

[0002] 血管壁超声弹性成像因其无创性近年来成为国际研究的热点问题。血管壁超声应变参数成像主要经历了 3 个发展阶段:1) 首先提出的一维应变,主要对沿超声声束方向的轴向应变参数成像;2) 提出利用 2 维应变张量的各个应变分量参数成像(如轴向应变、横向应变和剪切应变),分别描述血管壁沿声束方向和垂直声束方向的应变特性;2) 对横截面的血管壁弹性描述,提出了利用柱坐标系下的应变张量的各个分量(如径向应变、周向应变和剪切应变)分别描述其径向、周向及剪切变形。

[0003] 上述所有应变参数成像,都只能描述血管壁沿某个特定方向的应变。即使采用了多个应变分量共同描述血管壁沿不同方向的变形,其结果仍然无法提供对血管壁整体弹性特性的量化描述。此外,现有的应变参数抗噪能力较差,其结果重现性差,无法为血管壁弹性提供准确的成像依据。

[0004] 此外,目前主要的研究集中在对血管壁横截面弹性成像,其主要原因在于试图通过对其径向运动的描述反映血管壁弹性特性。然而径向应变的推导是基于笛卡尔坐标系和圆柱坐标系之间的坐标变换,本质上仍然是沿特定方向的应变描述。此外,对血管壁横截面 B 超成像因受其侧壁声影影响,血管壁本身成像不清晰,通常需要对图像修正后再分析。针对此问题,近年来又发展了多角度扫描超声成像技术,通过波束合成在空间多个不同角度实现超声波束聚焦成像,并最终利用所有的轴向位移合成出不同角度上的水平位移和垂直位移,再求出径向及周向应变。该方法技术实现上比常规 B 超复杂,结果稍好于常规超声获得的数据。但是本质上,都属于特定方向的应变成像。

[0005] 血管壁纵切面 B 超成像能够克服侧壁声影的影响,其成像结果大大优于横截面 B 超成像结果。但是,对于血管壁纵切面弹性成像,目前只是利用沿超声波束发射方向的轴向应变,垂直于波束方向的横向应变及剪切应变来描述。这些应变参数只能描述特定方向的变形,其结果在实际含噪条件下无法准确刻画血管壁弹性特性。

[0006] 综上所述,血管壁纵切面 B 超成像的超声数据有其处理优势,但目前仍缺乏有效的力学参数来有效刻画血管壁纵切面的力学特性。

【发明内容】

[0007] 本发明的目的在于针对现有血管壁应变成像技术的不足,提供了一种无创高精度血管壁弹性成像的方法。

[0008] 为实现上述目的,本发明采用如下的技术方案:

[0009] 一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,包括以下步骤:

[0010] 1) 在带有心电同步监测仪的超声仪器上,对血管壁纵切面进行成像,成像中对血

管壁每个采集面利用心电同步监测仪采集平稳舒张期内时间序列超声数据,得到 B-mode 超声成像的射频数据或视频数据;

[0011] 2) 对采集的射频数据或视频数据离线分析,预处理去噪后进行运动场估计,利用散斑跟踪算法对时间序列射频数据进行运动估计,利用 2 阶光流场运动估计方法对时间序列视频图像数据进行运动估计,得到每帧射频数据或视频数据的位移场;

[0012] 3) 利用 FIR 二维差分滤波器,对射频数据或视频数据的位移场滤波,得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ;

[0013] 4) 对纵切面上的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 成像,其中,纵切面成像的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 按下面公式计算:

$$[0014] \quad \zeta_{VM \text{ longiProj}} = \frac{2}{3} \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{zz})^2 + 3((\frac{\varepsilon_{xx}}{69})^2 + \varepsilon_{xz}^2)} \quad (1)$$

[0015] 本发明进一步改进在于,步骤 3) 中, FIR 二维差分滤波器 $h_0(n_1, n_2)$ 如下:

$$[0016] \quad h_0(n_1, n_2) = c \cdot h(n_1, n_2) W_2(n_1, n_2) \quad (2)$$

[0017] 其中, $h(n_1, n_2)$ 为带宽限制在 $\{R: w_1^2 + w_2^2 < w_m^2\}$ 的脉冲响应函数,

$$[0018] \quad h(n_1, n_2) = \begin{cases} -\frac{n_1 w_m^2 J_2(w_m \sqrt{n_1^2 + n_2^2})}{2\pi(n_1^2 + n_2^2)} & (n_1, n_2) \neq (0, 0) \\ 0 & (n_1, n_2) = (0, 0) \end{cases} \quad (3)$$

[0019] 式中: w_1 及 w_2 为二维频域坐标; n_1 及 n_2 为二维时域坐标; $J_2(n)$ 是一阶贝塞尔函数;

[0020] w_m 为截止频率,推荐取值 $w_m = \frac{5.135}{N} < \pi$, 其中 N 取 11;

$$[0021] \quad \text{一维汉宁窗 } W_1(n) = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos \frac{\pi n}{N}, & (|n| \leq N) \\ 0 & \end{cases} \quad (4)$$

$$[0022] \quad \text{二维环形汉宁窗 } W_2(n_1, n_2) = W_1(\sqrt{n_1^2 + n_2^2}) \quad (5)$$

[0023] 其中,系数 c 为常数,其取值应满足当 $h_0(n_1, n_2)$ 对斜坡信号滤波后得到单位阶跃信号。

[0024] 本发明进一步改进在于,将 FIR 二维差分滤波器 $h_0(n_1, n_2)$ 与射频数据或视频数据的位移场进行卷积,得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ,具体公式如下:

$$[0025] \quad \varepsilon_{xx} = u_1(x, z) * h_0(n_1, n_2) \quad (6)$$

$$[0026] \quad \varepsilon_{zz} = u_2(x, z) * h_0(n_2, n_1) \quad (7)$$

$$[0027] \quad \varepsilon_{xz} = \frac{1}{2}(u_1(x, z) * h_0(n_2, n_1) + u_2(x, z) * h_0(n_1, n_2)) \quad (8)$$

[0028] 其中, $h_0(n_1, n_2)$ 是与 FIR 二维差分滤波器 $h_0(n_1, n_2)$ 成对偶关系的 FIR 二维差分滤波器, $u_1(x, z)$ 为 x 方向位移分量, $u_2(x, z)$ 为 z 方向位移分量。

[0029] 与现有技术相比,本发明一种无创高精度血管壁弹性成像的方法具有如下的技术

效果：

[0030] 1) 该方法对纵切面血管壁弹性成像提出了新的力学指标— Von Mises 应变投影参数, 并对其进行成像; 与现有应变参数相比, Von Mises 应变参数的物理意义为变形矩阵的线性组合, 因此能够反映组织的整体变形特性, 从而最真实地表达出组织弹性; 而现有的其他应变分量仅能反映沿某个特定方向的变形特性, 只能用于某个方向的变形描述, 无法准确刻画血管壁弹性特性;

[0031] 2) Von Mises 应变投影参数与现有的所有应变分量相比抗噪能力强, 在较大功率噪声背景中, 仍能反映出血管壁的弹性特性;

[0032] 3) 因血管壁的径向运动与超声束方向不同, 应变估计易受到力学伪影影响, Von Mises 应变投影参数与现有的所有应变分量相比, 能克服此种影响;

[0033] 4) 实验技术方面利用心电同步监测可以准确提取心脏舒张期内的数据, 有效克服运动伪影。

【附图说明】

[0034] 图 1 为血管壁斑块模型图;

[0035] 图 2(a) 为轴向应变 ϵ_{xx} 加噪声后的引起的各应变参数变化误差曲线图;

[0036] 图 2(b) 为横向应变 ϵ_{zz} 加噪声后的引起的各应变参数变化误差曲线图;

[0037] 图 2(c) 为剪切应变 ϵ_{xz} 加噪声后的引起的各应变参数变化误差曲线图;

[0038] 图 3(a) 为血管壁斑块的杨氏模量分布图;

[0039] 图 3(b1) 为轴向应变 ϵ_{xx} 分布图;

[0040] 图 3(b2) 为加噪声后的轴向应变 ϵ_{xx} 分布图

[0041] 图 3(c1) 为剪切应变 ϵ_{xz} 分布图;

[0042] 图 3(c2) 为加噪后剪切应变 ϵ_{xz} 分布图;

[0043] 图 3(d1) 为横向应变 ϵ_{zz} 分布图;

[0044] 图 3(d2) 为加噪后横向应变 ϵ_{zz} 分布图;

[0045] 图 4(a1) 为 Von Mises 投影应变参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 分布图;

[0046] 图 4(a2) 为 Von Mises 等效应变 ϵ_{eq} 分布图;

[0047] 图 4(b1) 为对轴向应变 ϵ_{xx} 加入噪声后的投影应变参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 分布图;

[0048] 图 4(b2) 为对轴向应变 ϵ_{xx} 加入噪声后的 Von Mises 等效应变 ϵ_{eq} 分布图;

[0049] 图 4(c1) 为对剪切应变 ϵ_{xz} 加入噪声后的投影应变参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 分布图;

[0050] 图 4(c2) 为对剪切应变 ϵ_{xz} 加入噪声后的 Von Mises 等效应变 ϵ_{eq} 分布图;

[0051] 图 4(d1) 为对横向应变 ϵ_{zz} 加入噪声后的投影应变参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 分布图;

[0052] 图 4(d2) 为对横向应变 ϵ_{zz} 加入噪声后的 Von Mises 等效应变 ϵ_{eq} 分布图;

[0053] 图 5 为带心电同步显示的超声图像;

[0054] 图 6(a1) 和 (a2) 为 B 超颈动脉血管壁相邻两帧时间序列图像;

[0055] 图 6(b) 为估计的光流场图;

[0056] 图 6(c) 为 Von Mises 应变投影参数叠加到原始 B-mode 图像。

【具体实施方式】

[0057] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步详细描述。

[0058] 本发明一种无创高精度血管壁弹性成像的方法,包括以下步骤:

[0059] 1) 在带有心电同步监测仪的超声仪器上,对血管壁纵切面进行成像,成像中对血管壁的每个采集面利用心电同步监测仪采集平稳舒张期内时间序列超声数据,得到 B-mode 超声成像的射频数据或视频数据;

[0060] 2) 对采集的射频数据或视频数据离线分析,预处理去噪后进行运动场估计,利用散斑跟踪算法对时间序列射频数据进行运动估计,利用 2 阶光流场运动估计方法对时间序列视频图像数据进行运动估计,得到每帧射频数据或视频数据的位移场;

[0061] 3) 利用 FIR 二维差分滤波器,对射频数据或视频数据的位移场滤波,得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ;

[0062] 4) 对纵切面上的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 成像,其中,纵切面成像的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 按下面公式计算:

$$[0063] \quad \zeta_{\text{VM-longiProj}} = \frac{2}{3} \sqrt{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{zz})^2 + 3\left(\left(\frac{\varepsilon_{xz}}{69}\right)^2 + \varepsilon_{xz}^2\right)} \quad (1)$$

[0064] 该参数近似表达了 XZ 平面上 Von Mises 等效应变,由于公式 (1) 是在 y- 方向分量未知条件下的计算近似,因此我们将 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 参数定义为 Von Mises 应变投影参数。

[0065] 其中,步骤 3) 中, FIR 二维差分滤波器 $h_D(n_1, n_2)$ 如下:

$$[0066] \quad h_D(n_1, n_2) = c \cdot h(n_1, n_2) W_2(n_1, n_2) \quad (2)$$

[0067] 其中, $h(n_1, n_2)$ 为带宽限制在 $\{R: w_1^2 + w_2^2 < w_m^2\}$ 的脉冲响应函数,

$$[0068] \quad h(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \iint_R jw_1 \exp(jw_1 n_1 + jw_2 n_2) dw_1 dw_2$$

$$= \begin{cases} -\frac{n_1 w_m^2 J_2(w_m \sqrt{n_1^2 + n_2^2})}{2\pi(n_1^2 + n_2^2)} & (n_1, n_2) \neq (0, 0) \\ 0 & (n_1, n_2) = (0, 0) \end{cases} \quad (3)$$

[0069] 式中: w_1 及 w_2 为二维频域坐标; n_1 及 n_2 为二维时域坐标; $J_2(n)$ 是一阶贝塞尔函数;

[0070] w_m 为截止频率,推荐取值 $w_m = \frac{5.135}{N} < \pi$, 其中 N 取 11;

$$[0071] \quad \text{一维汉宁窗 } W_1(n) = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos \frac{\pi n}{N}, & (|n| \leq N) \\ 0 & \end{cases} \quad (4)$$

$$[0072] \quad \text{二维环形汉宁窗 } W_2(n_1, n_2) = W_1(\sqrt{n_1^2 + n_2^2}) \quad (5)$$

[0073] 其中,系数 c 为常数,其取值应满足当 $h_D(n_1, n_2)$ 对斜坡信号滤波后得到单位阶跃信号。

[0074] 然后,将 FIR 二维差分滤波器 $h_D(n_1, n_2)$ 与射频数据或视频数据的位移场进行卷积,即可得到纵切面沿超声发射束轴向应变分量 ε_{xx} 、横向应变分量 ε_{zz} 及剪切应变分量 ε_{xz} ,具体公式如下:

$$[0075] \quad \varepsilon_{xx} = u_1(x, z) * h_0(n_1, n_2) \quad (6)$$

$$[0076] \quad \varepsilon_{zz} = u_2(x, z) * h_0(n_2, n_1) \quad (7)$$

$$[0077] \quad \varepsilon_{xz} = \frac{1}{2}(u_1(x, z) * h_D(n_2, n_1) + u_2(x, z) * h_D(n_1, n_2)) \quad (8)$$

[0078] 其中, $h_0(n_1, n_2)$ 是与 FIR 二维差分滤波器 $h_0(n_1, n_2)$ 成对偶关系的 FIR 二维差分滤波器, $u_1(x, z)$ 为 x 方向位移分量, $u_2(x, z)$ 为 z 方向位移分量。

[0079] 上述 Von Mises 等效应变是一个来自材料力学的概念, 它主要用于材料屈服的判定准则。它是材料整体变形的综合描述。对生物组织进行 Von Mises 应变参数超声成像的想法和工作国内外未见报道。但是, Von Mises 等效应变的计算需要获得三维空间所有应变分量, 而血管壁纵切面 B 超成像只能获取其中 3 个应变分量。因此, 我们提出并研究了如公式 (1) 的近似公式并证明了它是 Von Mises 等效应变在 XZ 平面投影的很好的近似。

[0080] 参见图 1, 其为血管壁斑块模型, 此模型包含 4 部分组织结构, 由外向内分别为肌肉、血管壁、软斑和脂质池。血管内壁中的软斑和脂质池均为椭球体。各个组织的物理参数如下表 1 所示。

[0081] 表 1: 模型的组织参数

[0082]

材料	杨氏模量	泊松比	密度
肌肉	$E_1[\text{Pa}]$	0.4951	960
血管壁	$E_2[\text{Pa}]$	0.4951	1200
软斑	100000Pa	0.4951	1500
脂质池	8000Pa	0.4951	800

[0083] 其中, $E_1 = 400000 \cdot \exp(-(x^2 + y^2 - 0.64)/3.751)$

[0084] $E_2 = 200000 \cdot \exp(-(x^2 + y^2 - 0.25)/0.562651)$

[0085] 仿真的为平稳舒张期期间的血管壁力学特性, 施加的外力为血管内壁承受 10000N/m^2 的径向压应力, 边界条件为滚动支撑。

[0086] 其中: Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 的力学性能如下:

[0087] 在纵切面 XZ 平面上, 所有关于 y 分量的应变无法求出, 因此, 按照公式 (1), 利用 XZ 平面上的 3 个应变分量 ε_{xx} 、 ε_{zz} 及 ε_{xz} 计算 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 分布。下面将论证 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 具有很强的抗噪能力, 并能够很好地近似 3 维 Von Mises 应变在 X-Z 平面的投影, 与现有其他应变分量相比, $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 能够最好地反映组织弹性模量分布。

[0088] 1、抗噪性对比分析

[0089] 由于实际超声成像中对应变的估计结果均受到噪声的影响, 因此对参数的鲁棒性进行分析是十分重要的。

[0090] 通常在估计应变分量时会引入噪声。因此可分别对轴向应变 ε_{xx} , 横向应变 ε_{zz} , 剪切应变 ε_{xz} 这三个应变分量加入不同程度的噪声, 讨论因加入这些噪声导致的对其他应变参数的影响。令 ε_{eq} 表示 XZ 平面的 Von Mises 等效应变, $\zeta_{\text{VM longiProj}}$ 为 XZ 平面的 Von Mises 应变投影参数。

[0091] 将均值为 0, 方差从 $0.017 \sim 0.0205$ 变化的高斯噪声 (分别对应信噪比为 $60\text{db} \sim 3\text{db}$) 加入到轴向应变 ε_{xx} 中, 轴向应变含噪会影响到 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{\text{VM longiProj}}$

和 Von Mises 等效应变的计算。因此分别对误差进行计算如下：

$$[0092] \quad error = \frac{\|\varepsilon_o - \varepsilon_n\|_2}{\|\varepsilon_o\|_2}$$

[0093] ε_o 为未加噪声的应变, ε_n 为加入 ε_{xx} 噪声后计算的含噪应变。根据加入不同方差的高斯噪声绘制误差随噪声方差变化的曲线。误差曲线如图 2a 所示。

[0094] 同理, 对于横向应变 ε_{zz} , 剪切应变 ε_{xz} , 分别做与轴向应变 ε_{xx} 类似的误差分析处理。误差曲线如图 2b 和图 2c 所示。

[0095] 图 2a 至图 2c 中 3 幅图分别显示出轴向应变 ε_{xx} , 横向应变 ε_{zz} , 剪切应变 ε_{xz} 在加入噪声后, 其本身以及 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 在受到噪声影响后其误差变化趋势。

[0096] 三幅图均显示出轴向应变 ε_{xx} , 横向应变 ε_{zz} , 剪切应变 ε_{xz} 本身易受到噪声影响, 抗噪能力差, 而 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 在受到噪声影响后其误差变化较慢, 受噪声影响小, 抗噪能力强。

[0097] 因此可以得出结论, Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 抗噪能力强。同时可以看出, Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 随方差变化曲线和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 十分接近, 充分证明了 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 是对 XZ 平面 Von Mises 等效应变的很好的近似。

[0098] 2、纵切面上的各应变参数成像图

[0099] 参见图 3a, 其为血管壁弹性模量分布。首先给出现有常用的纵切面上的应变参数成像图, 并对其抗噪性进行分析。图 3b1、图 3c1 及图 3d1 分别给出了 ε_{xx} , ε_{xz} 和 ε_{zz} 应变参数的图像。图 3b2、图 3c2 及图 3d2 给出了对 ε_{xx} , ε_{xz} 和 ε_{zz} 分别加入均值为 0 方差为 0.0205 的高斯噪声后的图像。

[0100] 根据弹性模量分布特性, 脂质池的弹性模量小于软斑弹性模量。弹性模量是组织抵抗外力变形能力的表述, 因此其值越大表明抗变形能力越强。而应变是对组织变形能力的表述, 因此, 脂质池的变形能力必然大于软斑变形能力, 即脂质池应变大于软斑应变。从图 3(b1) 颜色带指示的数值大小来看, 斑块处 ε_{xx} 处于受压状态, 其绝对值表明 $|\varepsilon_{xx, \text{lipidpool}}| > |\varepsilon_{xx, \text{softplaque}}|$, 指示脂质池处的压应变大于软斑处的压应变。其结果与弹性模量反映的弹性特性符合。但是 ε_{xx} 加噪后的结果已难以应用。加噪后 ε_{xx} 图像 (图 3b2) 中肌肉与血管壁从颜色 (即数值) 上不易区分, 同时软斑也与血管壁的边界变得不易于分辨, 软斑与其中的脂质池的对比也无法体现它们的杨氏模量有两个数量级的差距。

[0101] 而图 3(c1) (c2) 表示的剪切应变 ε_{xz} 及其含噪图像以及图 3(d1) (d2) 表示的横向应变 ε_{zz} 及其含噪图像中已无法分辨软斑和脂质池。

[0102] 因此结果表明: 现有应变参数中 ε_{xx} 优于其他两个应变。但是 ε_{xx} 的含噪图像却无法准确地表达血管壁弹性特性。而实际超声成像中应变估计必然存在噪声。

[0103] 下面论证 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 与现有应变成像参数相比, 具有很好的鲁棒性, 能够在含噪较大时 (3db) 仍真实地反映血管壁斑块弹性特性。

[0104] 图 4a1 和图 4a2 分别给出了 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 的图像。图 4b1、图 c1 及图 4d1 给出了由于 ε_{xx} 、 ε_{xz} 和 ε_{zz} 分别加入均值为 0 方差为 0.0205 的高斯噪声后计算的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM \text{ longiProj}}$ 的图像。图 4b2、

图 4c2 及图 4d2 给出了由于 ε_{xx} 、 ε_{xz} 和 ε_{zz} 分别加入均值为 0 方差为 0.0205 的高斯噪声后计算的 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 的图像。

[0105] 从图 2b 的抗噪能力分析上看,剪切应变 ε_{xz} 加入噪声对 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 的影响最大。从图 4c1 和图 4c2 结果上看,来自 ε_{xz} 的噪声对 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 和 ε_{eq} 的影响也是最大。从图 4b1、图 4c1 和图 4d1 的结果可以看出, Von Mises 应变投影 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 图像在受到各种噪声干扰后仍然能够比较好地刻画斑块特性,软斑与血管壁的边界易于分辨,软斑与其中的脂质池也清晰易分。

[0106] 仿真结果同时给出了 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 的仿真结果。无论从不同组织结构的区分程度,还是反映各个组织的应变大小关系方面 ε_{eq} 均是最优的。但是实际成像中 ε_{eq} 是无法得到的。因为 ε_{eq} 的计算是基于 3 维空间的所有应变分量,而对 XZ 平面超声成像时无法获取有关 y 分量的信息。而 Von Mises 应变投影 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 与其结果十分接近,并且能够很好的反映弹性模量分布。在这个意义下, Von Mises 应变投影 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 是基于现有二维应变分量信息的对 ε_{eq} 的最好近似的力学参数。

[0107] 根据前面对弹性模量分布特性,脂质池的弹性模量小于软斑弹性模量。因此,脂质池的变形能力必然大于软斑弹性模量。分析图 4a1、图 4b1、图 4c1、图 4d1 和图 4a2、图 4b2、图 4c2、图 4d2 颜色条指示的大小,可以看出, Von Mises 应变投影 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 在脂质池的数值都大于其在软斑处的数值,因此满足脂质池的变形能力大于软斑变形能力的正确描述。即使在各种噪声干扰下,上述描述依然正确。

[0108] 因此, Von Mises 应变投影 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 和 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 对血管壁的弹性特性的描述均能反映血管壁弹性特性(如图 3a 所示)。

[0109] 结论: Von Mises 等效应变 ε_{eq} 和 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 都是能够作为描述血管壁弹性模量分布的新的力学参数。 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 是一种抗噪能力强,实际可实现的成像效果好的新的血管壁弹性成像参数。而 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 是一个在 2 维超声成像平面上不可求的力学参数。专利提出的 Von Mises 应变投影参数 $\zeta_{VM\ longiProj}$ 是对 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 的很好地近似,因此可作为 2 维 XZ 成像平面上描述血管壁弹性特性的最优参数。

[0110] 此仿真结果对于血管壁横截面各应变参数比较同样成立,在此不再赘述。

[0111] 具体实施例:

[0112] 受试者平卧,利用一台带有心电同步监测仪的超声设备,采集颈动脉血管壁在平稳心舒期的 B-mode 成像数据。图 5 为带心电同步显示的超声图像。

[0113] 图 6a1 至图 6a2 为选取相邻近的 2 帧 B 超颈动脉血管壁图像进行离线数据处理分析,首先使用光流场算法计算图 6a1 和 a2 这两帧图像中血管及周边组织的位移估计,位移场如图 6b 所示,再用 FIR 二维差分滤波器对位移场滤波,最后根据提出的方法可以求出 Von Mises 应变投影参数并对其成像,图 6c 为 Von Mises 应变投影参数叠加到原始 B-mode 图像上的结果,清楚表示 B-mode 图像上血管壁及斑块的定量化的弹性分布图, Von Mises 等效应变数值越大,表示其弹性越小。

[0114] 综上所述,(1) 本发明提出利用 B 超成像技术对新的力学成像参数 - Von Mises 应变投影参数 $\varepsilon_{\zeta_{VM\ longiProj}}$ 成像。该参数抗噪能力强,并能克服力学伪影。(2) Von Mises 应变投影参数 $\varepsilon_{\zeta_{VM\ longiProj}}$ 是变形矩阵的线性组合,因而它所以它必然能够反映组织的整体

变形特性,克服了现有应变参数仅能刻画局部特性方向变形的缺点。(3) Von Mises 应变投影参数 $\varepsilon_{\zeta_{VM} \text{ longiProj}}$ 为实际不可求的 Von Mises 等效应变 ε_{eq} 在 XZ 平面的很好的逼近,具有很高的鲁棒性,能够在含噪水平较高时仍真实反映血管壁弹性特性。克服了现有应变参数鲁棒性差及对噪声敏感的缺点;(4) 发展了相应的实验技术方法,利用心电同步监测,提取心动周期内舒张期的时间序列图像或视频数据,克服成像中的运动伪影。

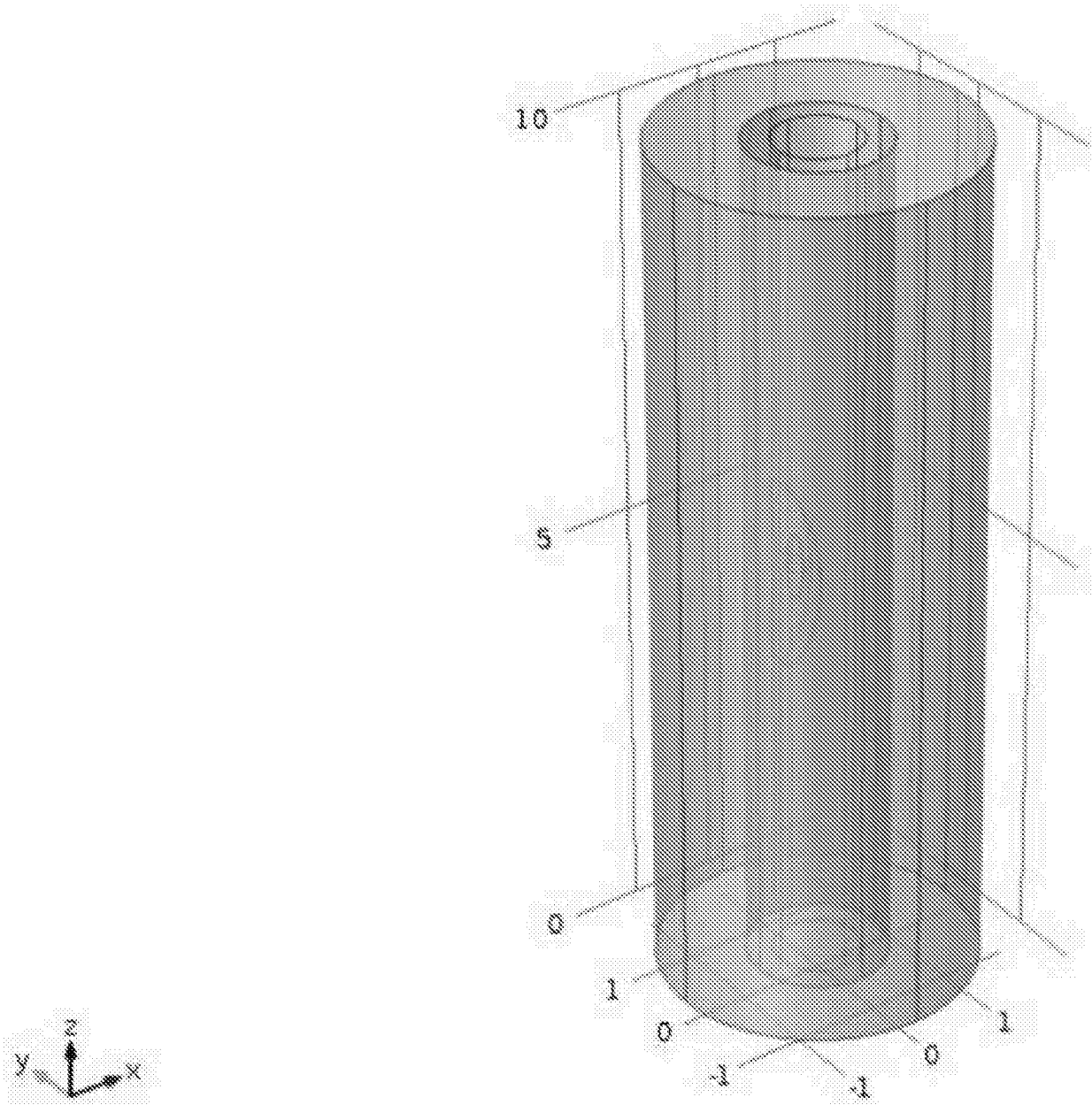


图 1

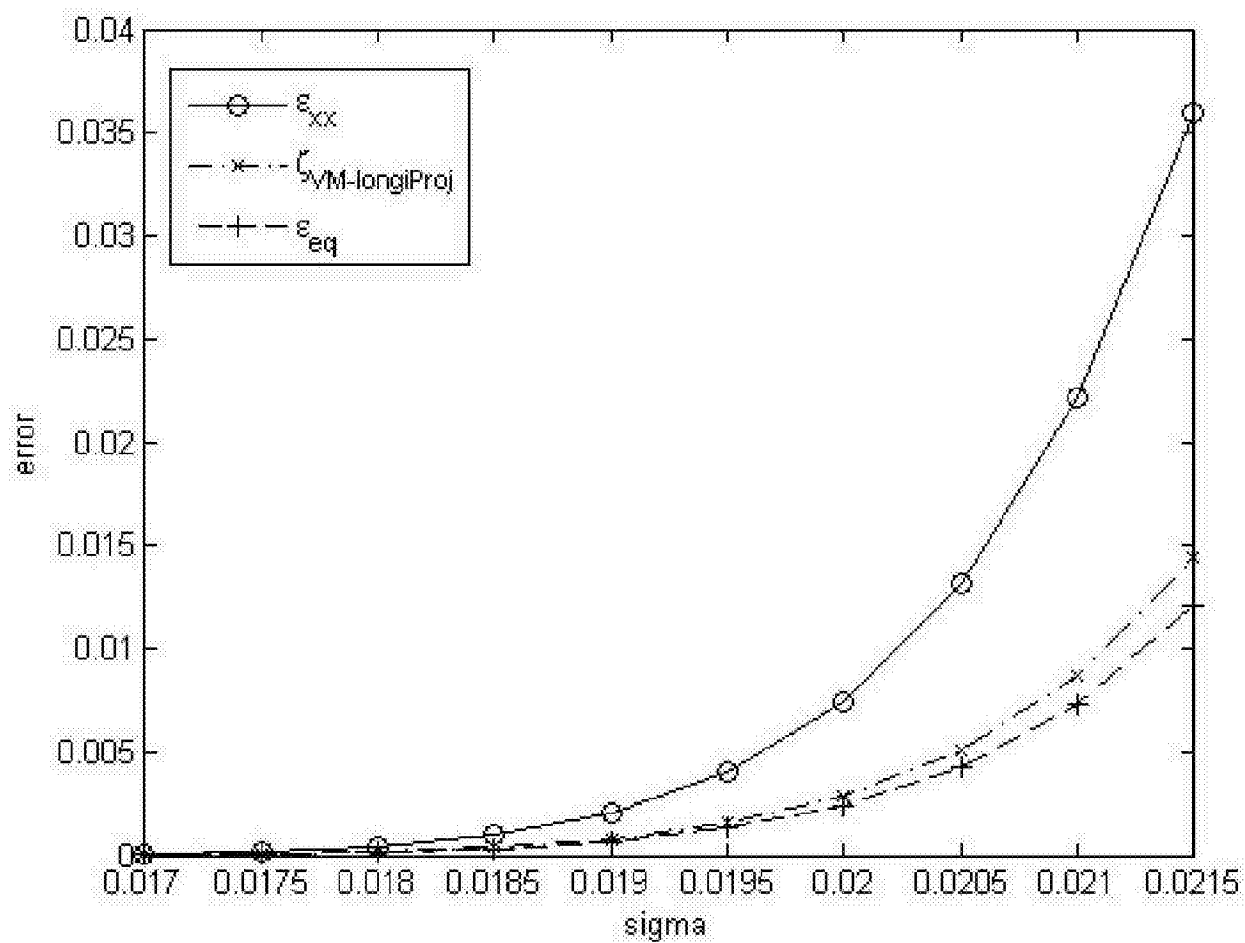


图 2(a)

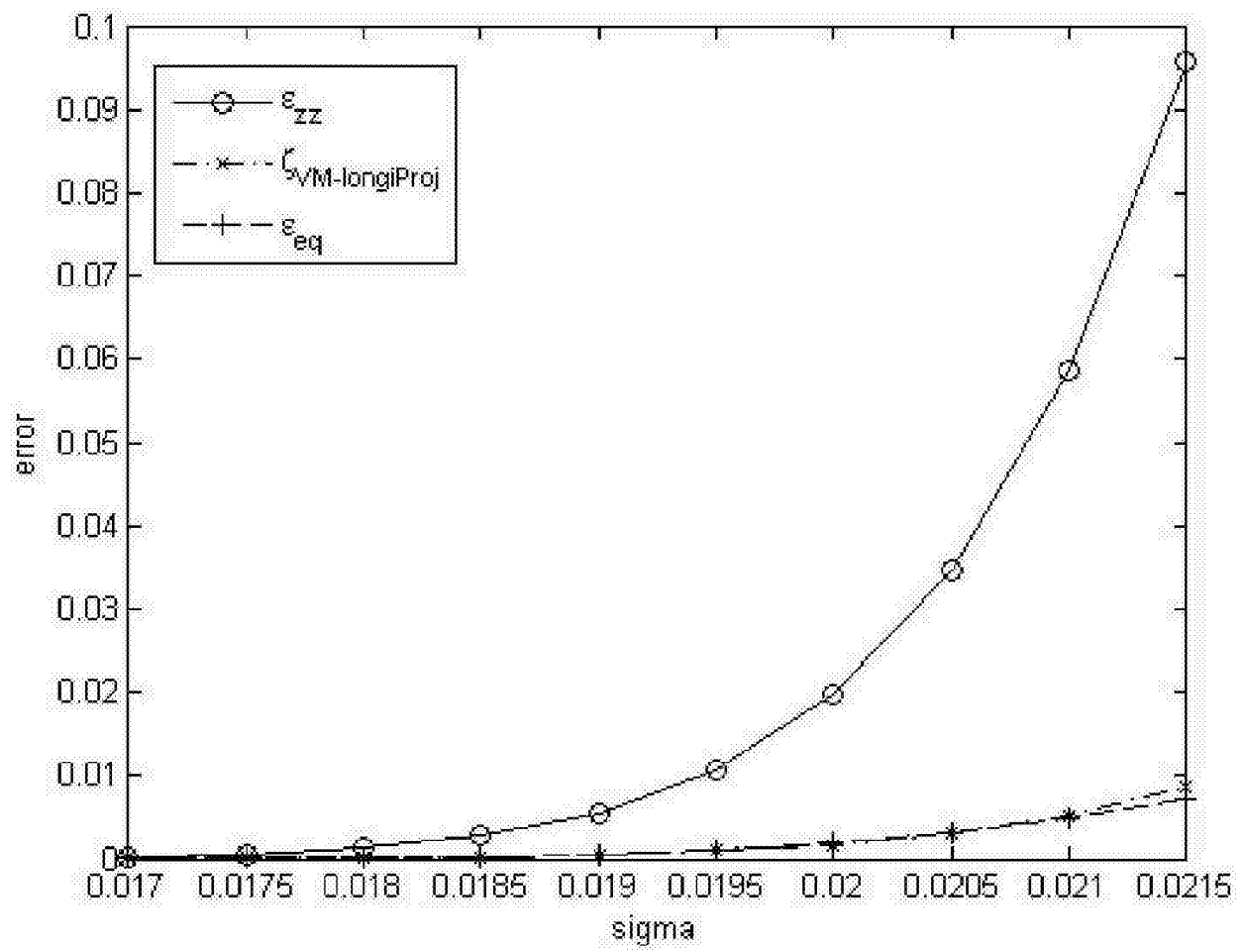


图 2(b)

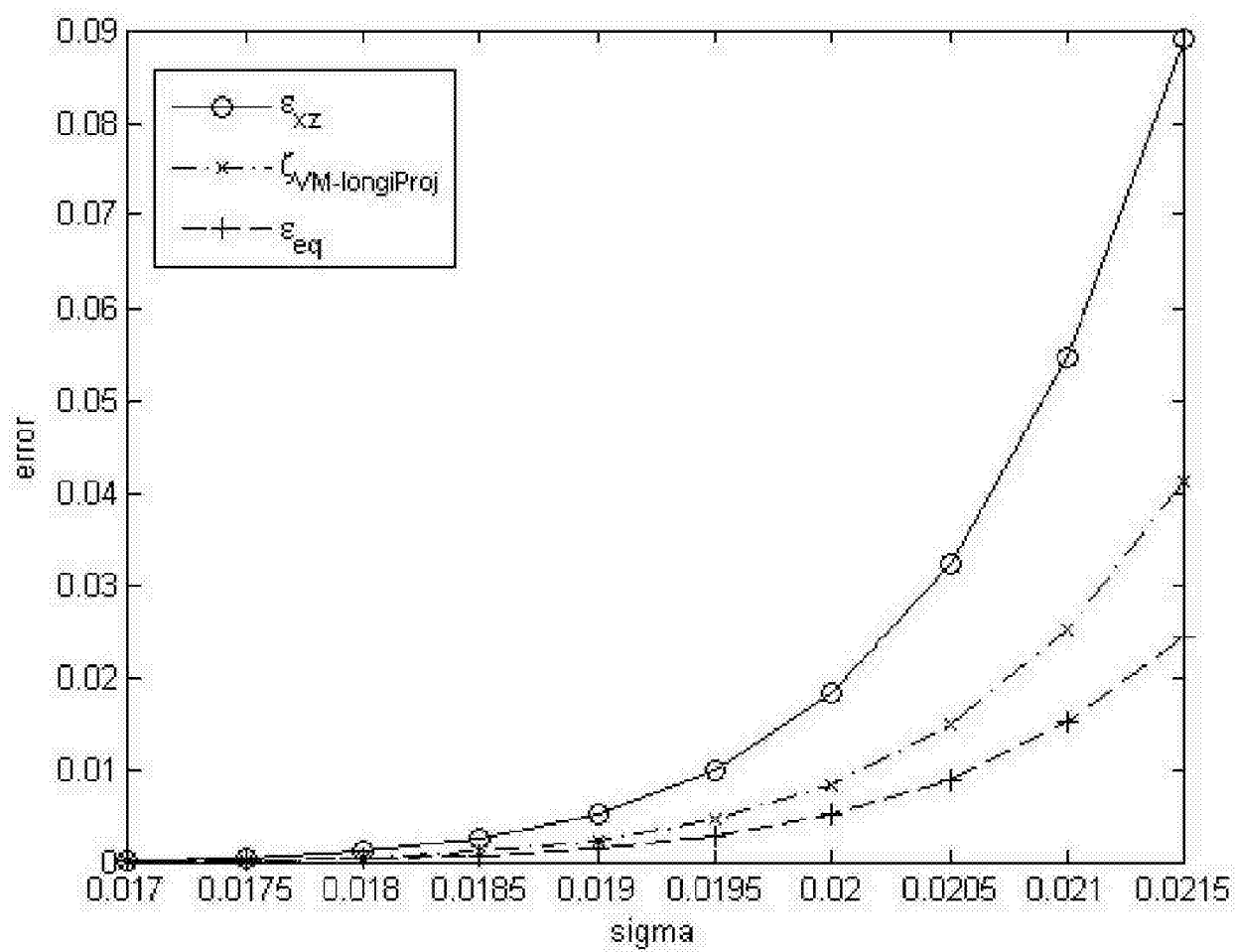


图 2(c)

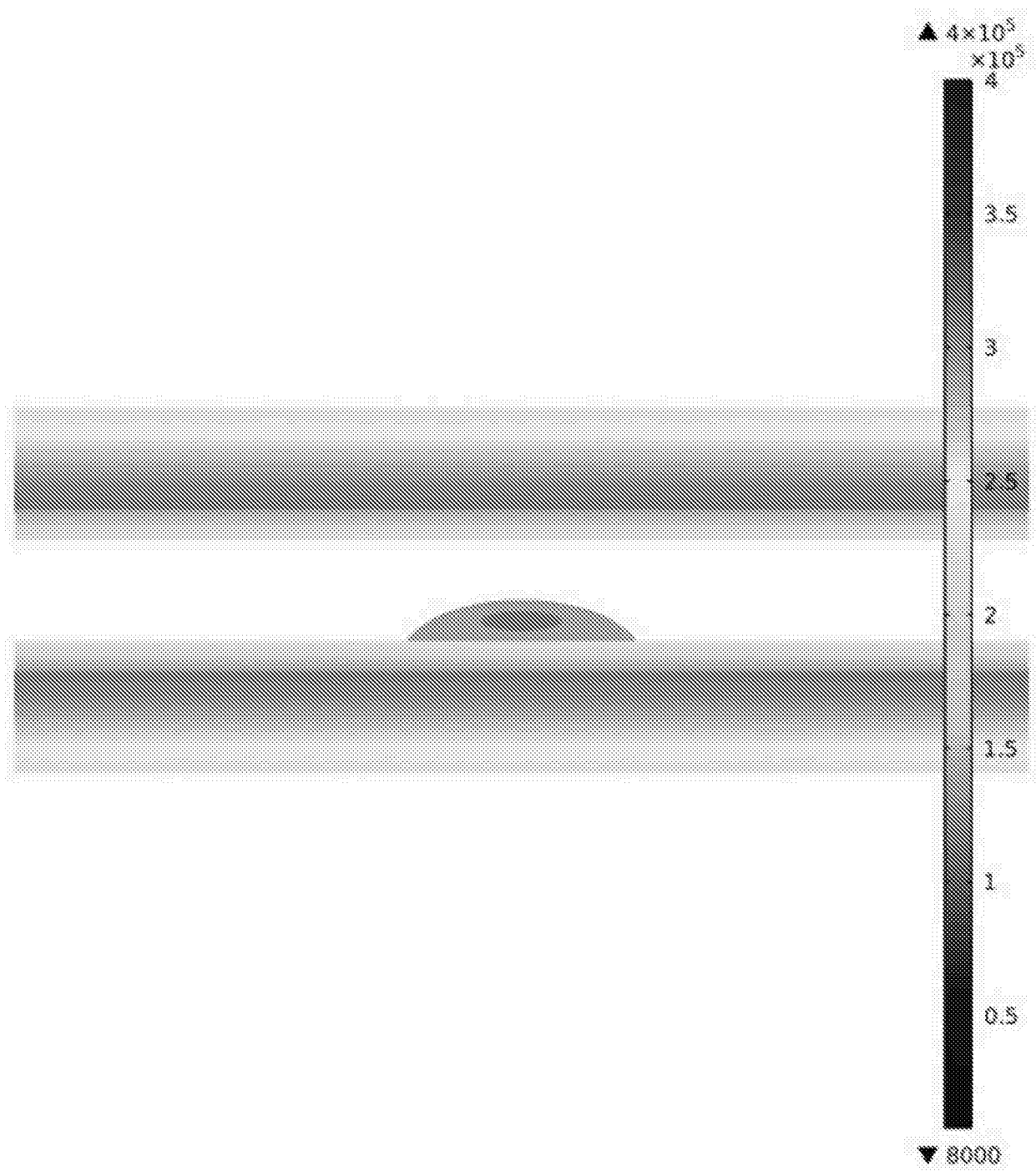


图 3(a)

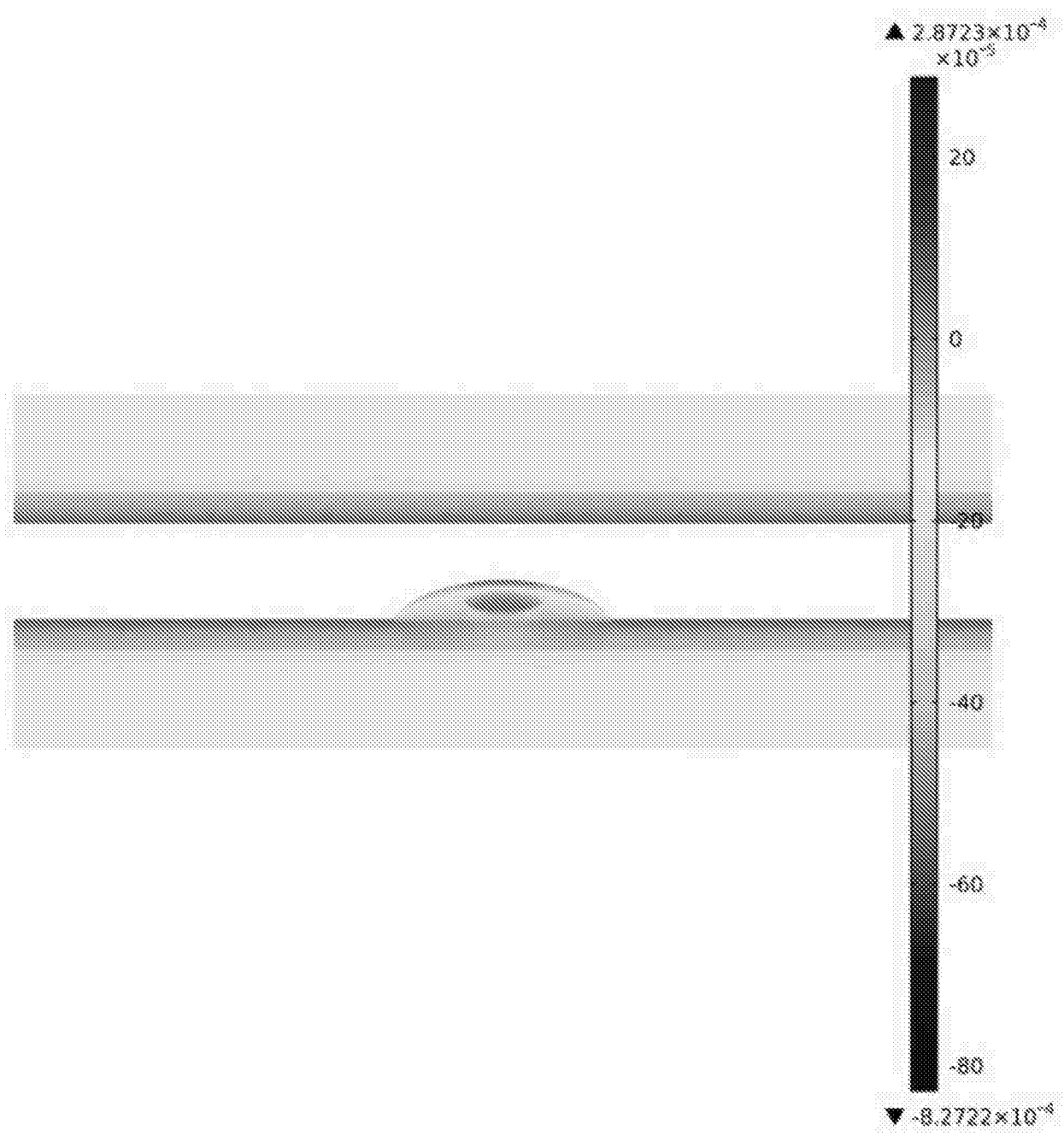


图 3(b1)

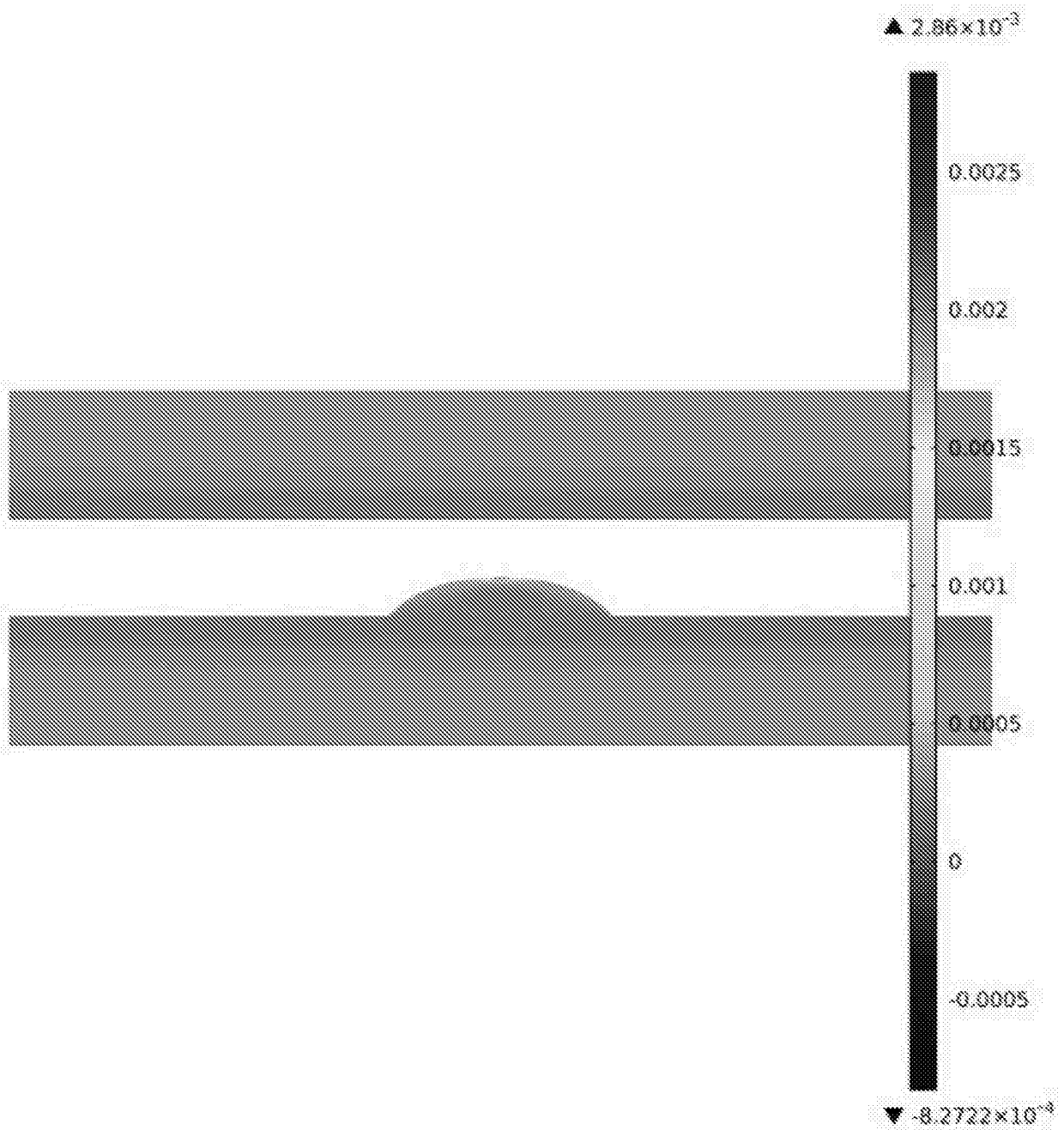


图 3(b2)

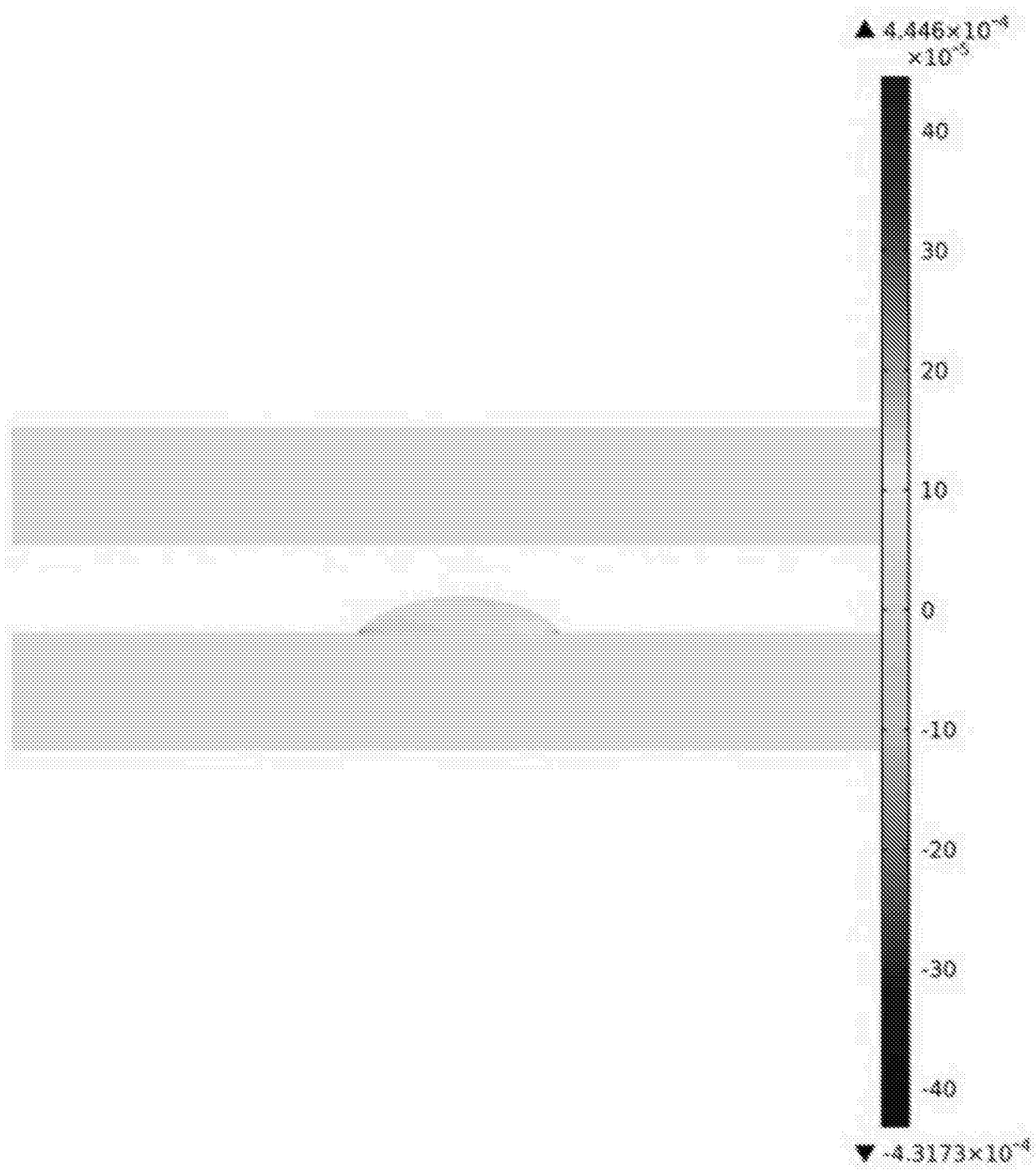


图 3(c1)

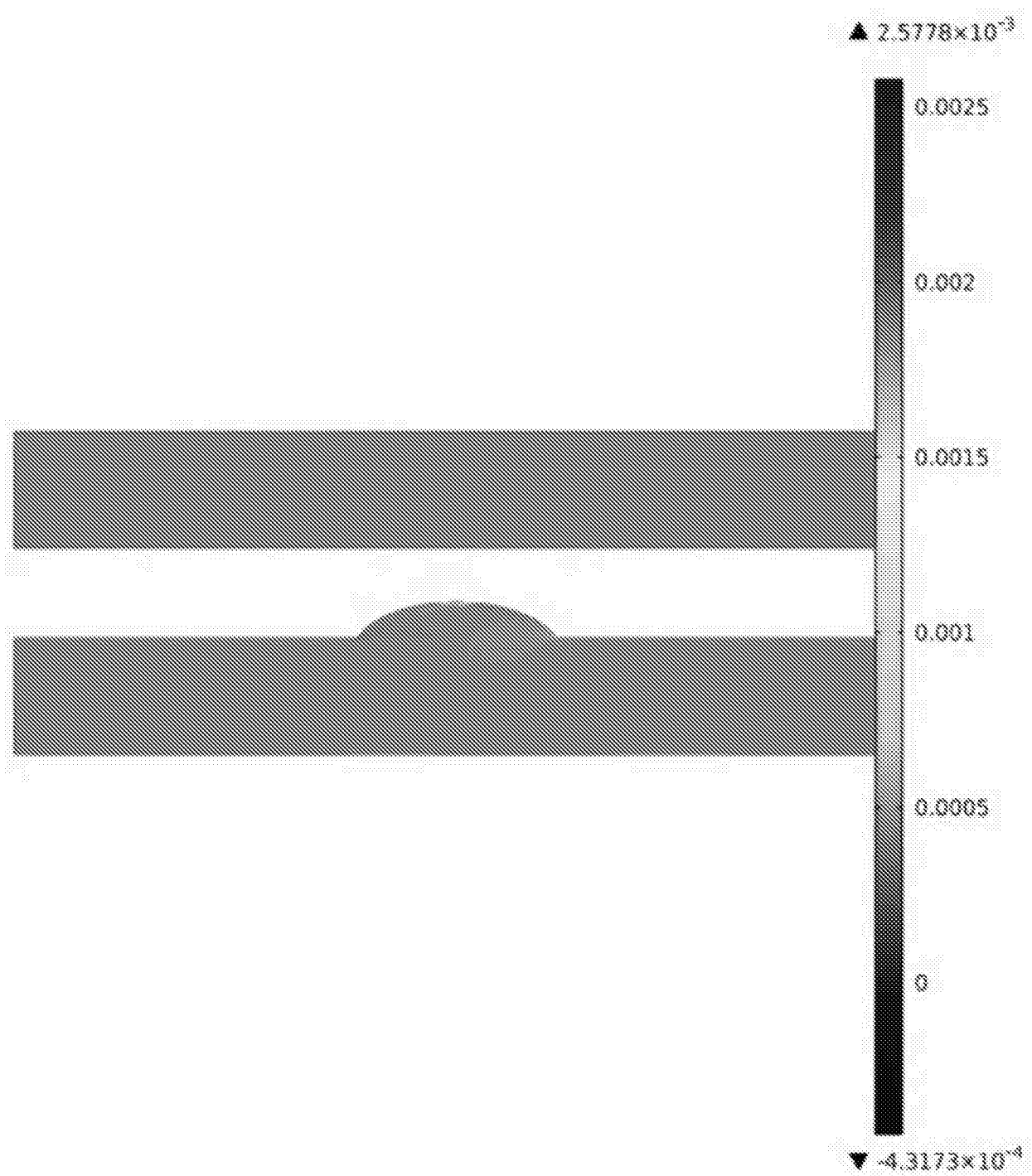


图 3(c2)

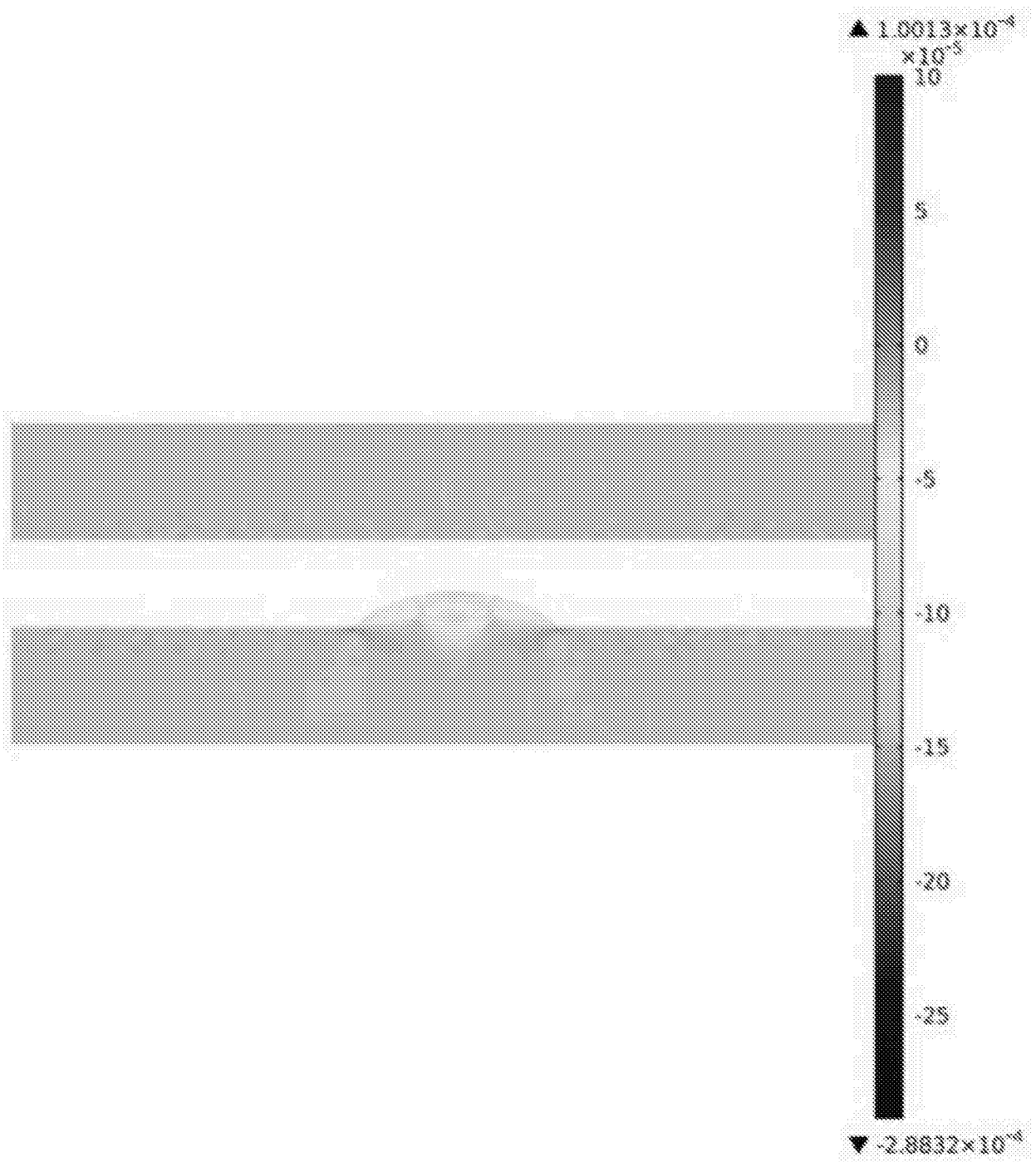


图 3(d1)

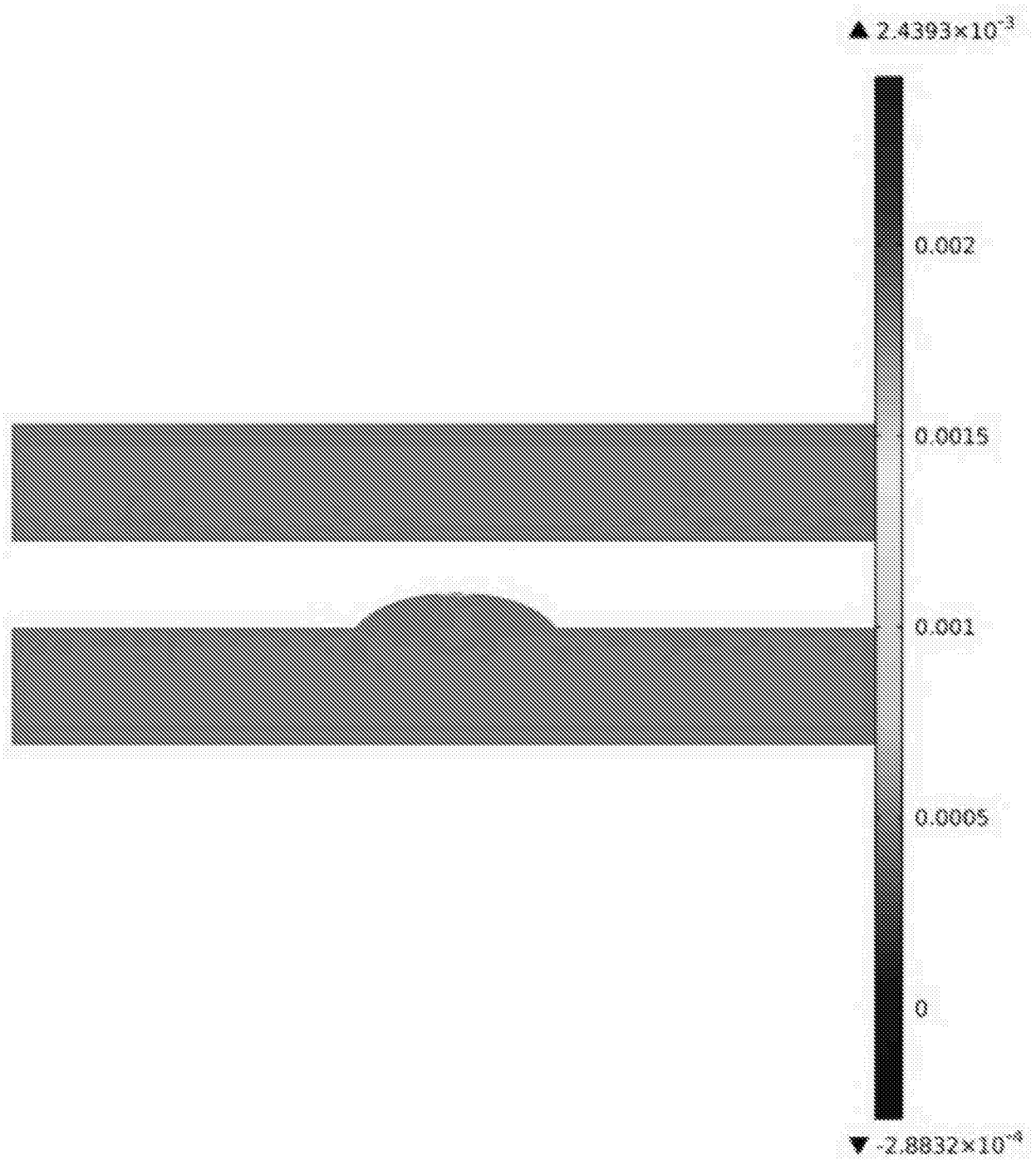


图 3(d2)

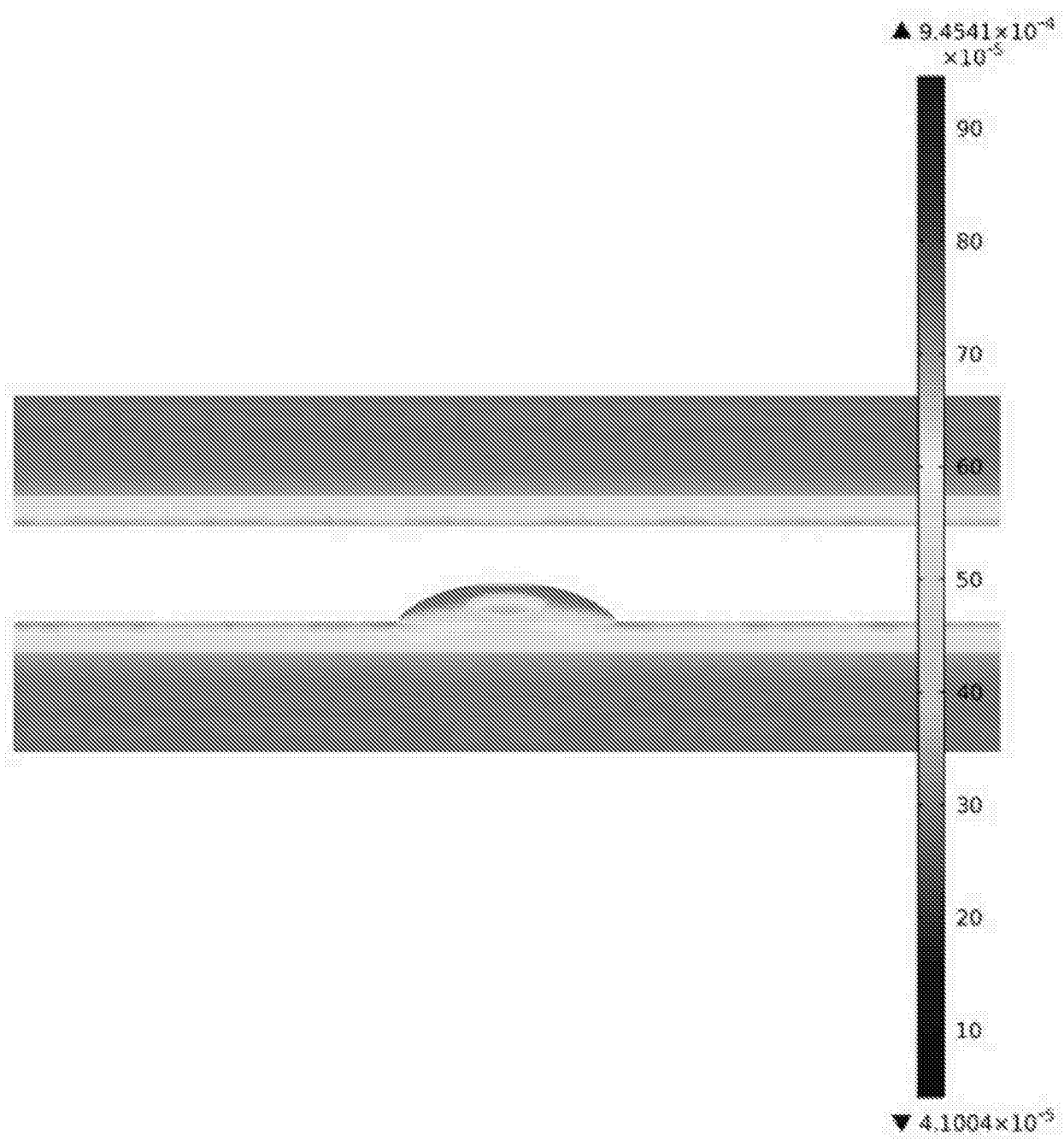


图 4(a1)

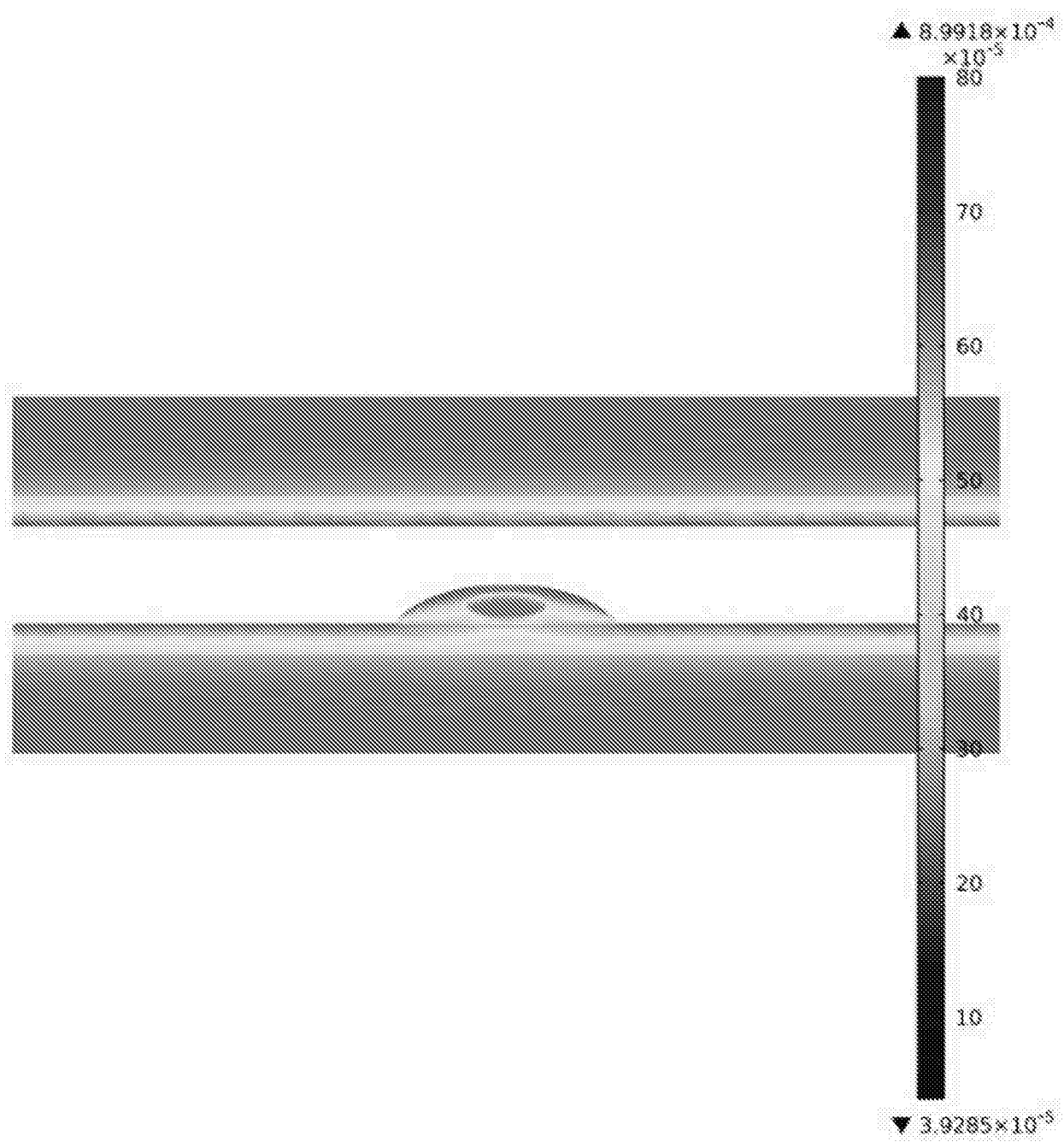


图 4(a2)

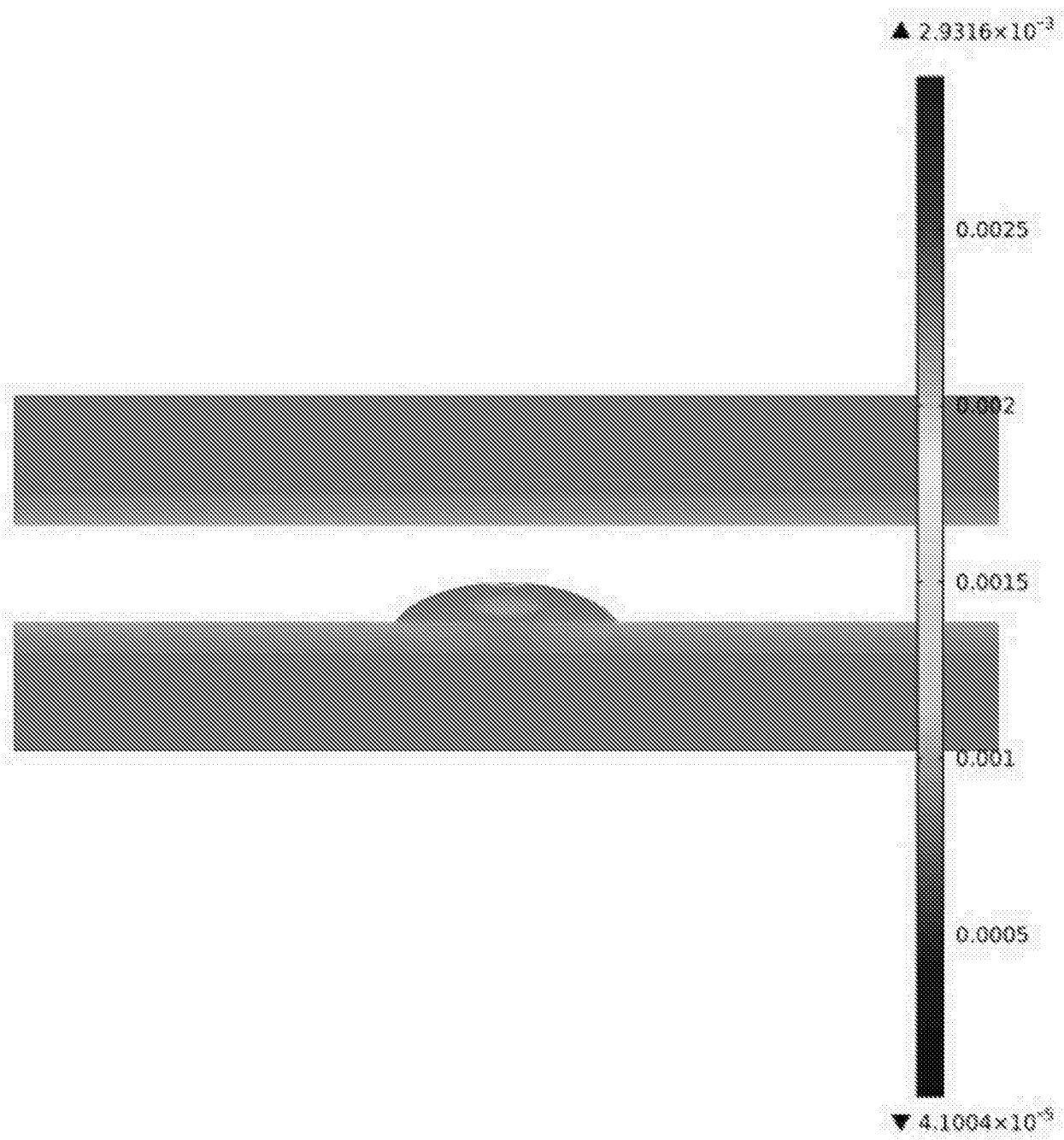


图 4(b1)

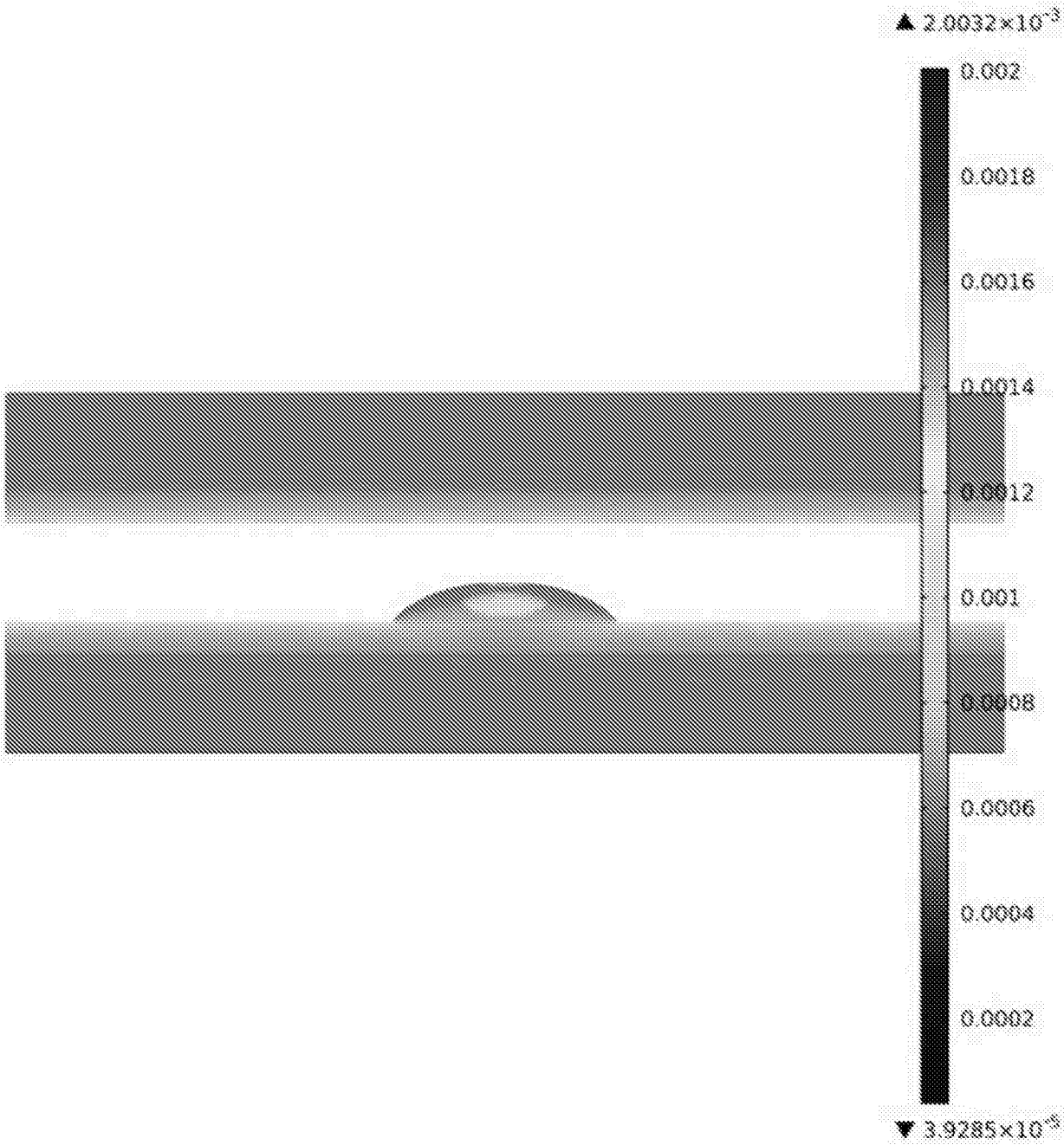


图 4(b2)

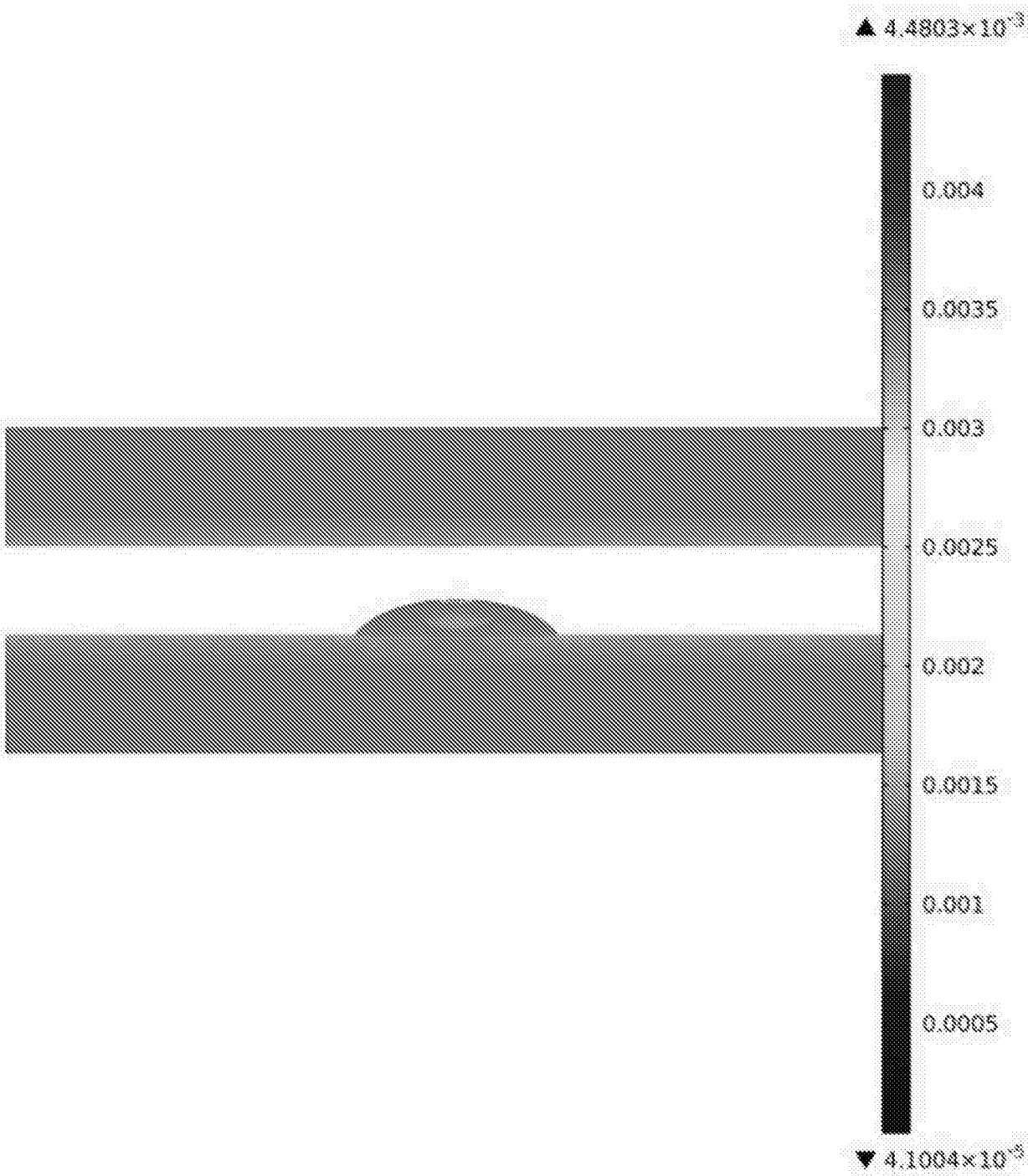


图 4(c1)

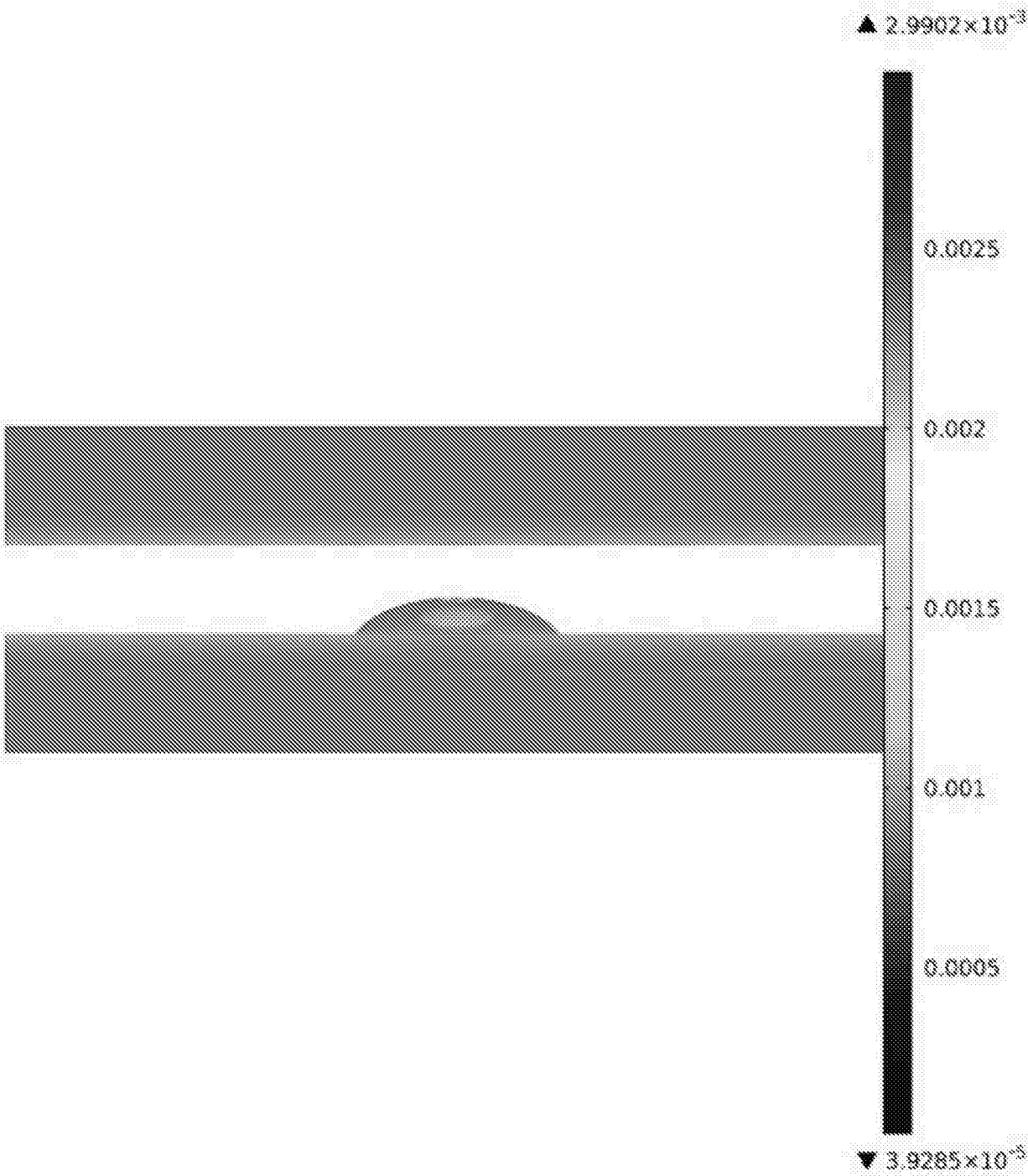


图 4(c2)

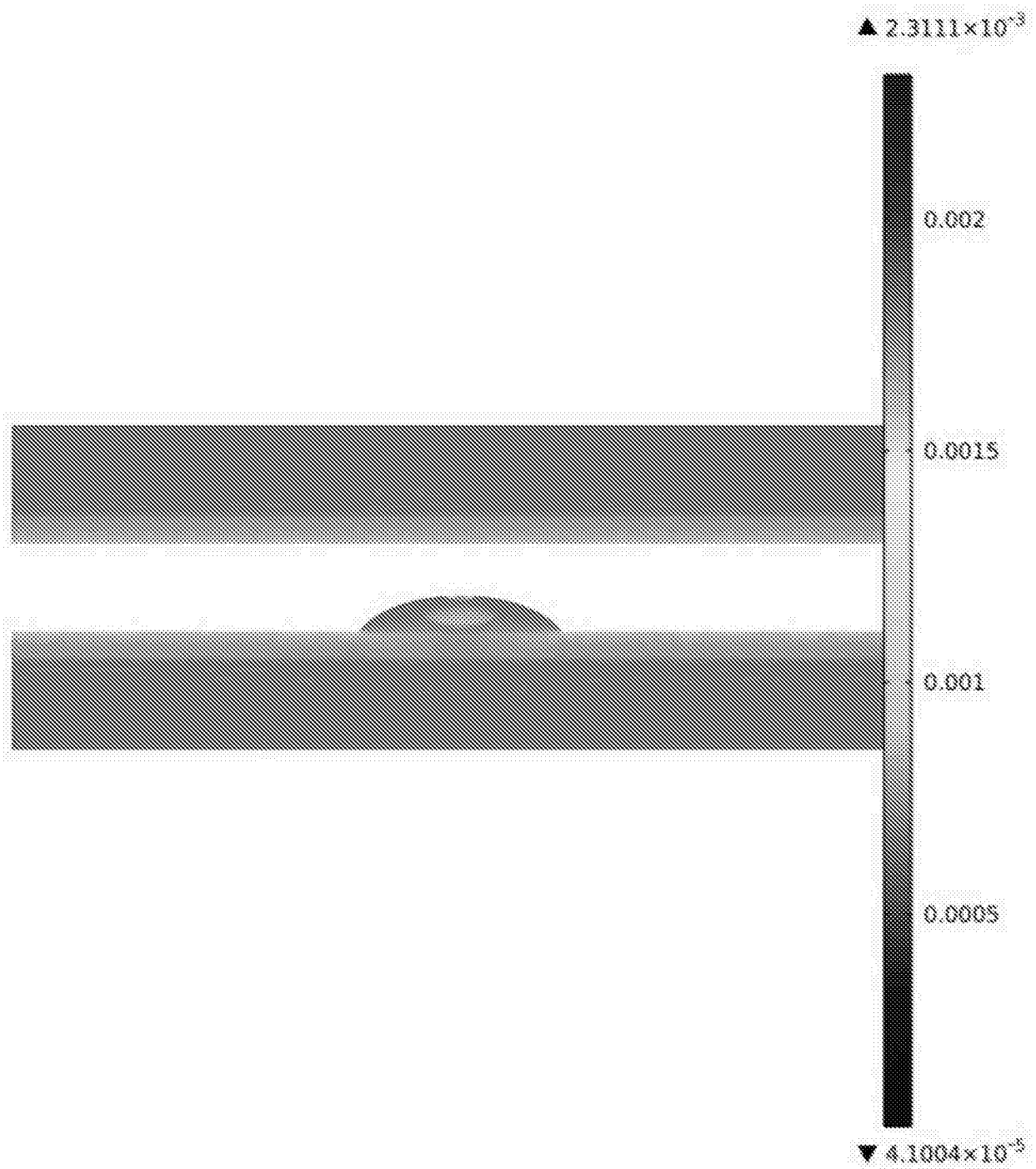


图 4(d1)

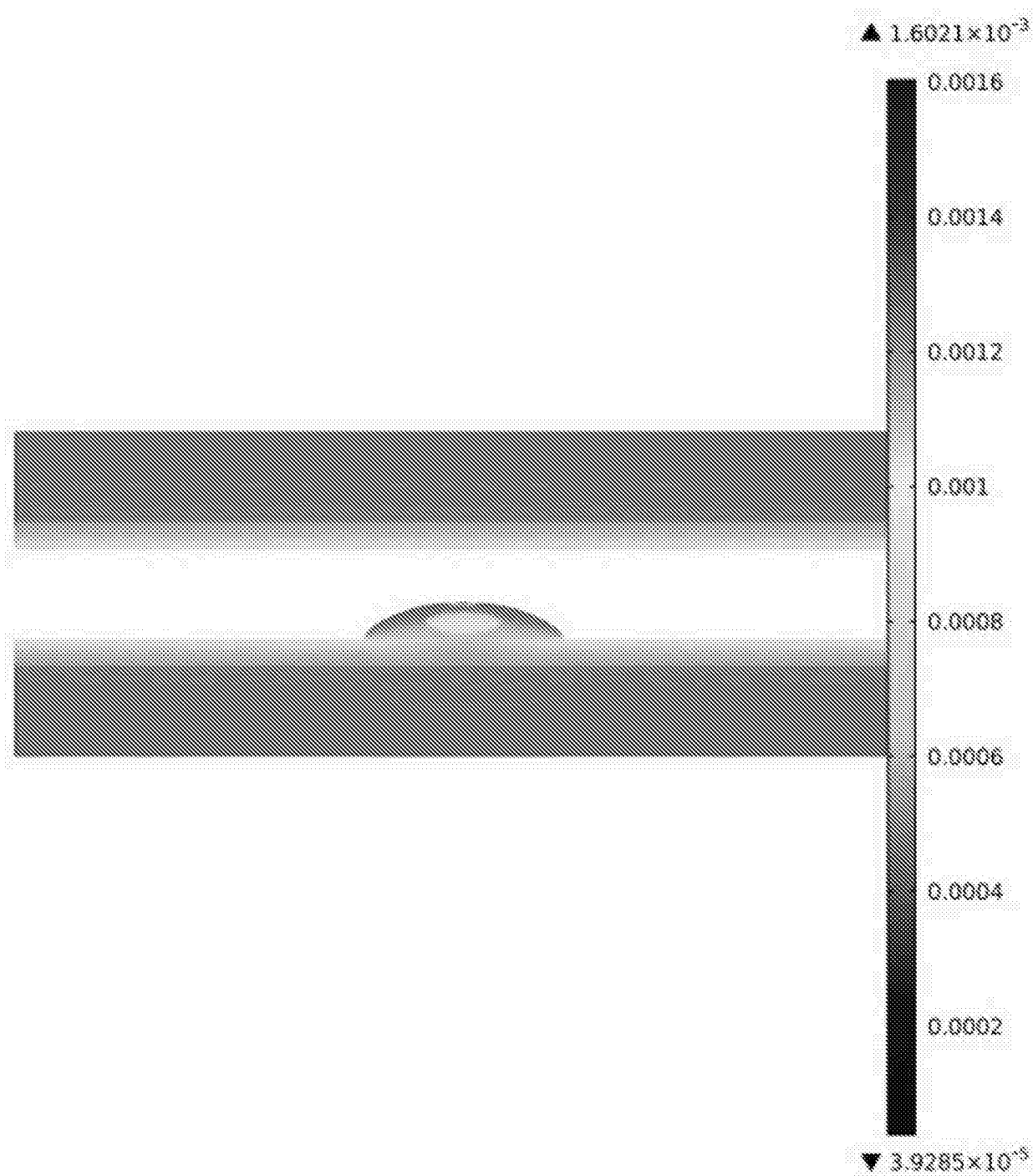


图 4(d2)



图 5

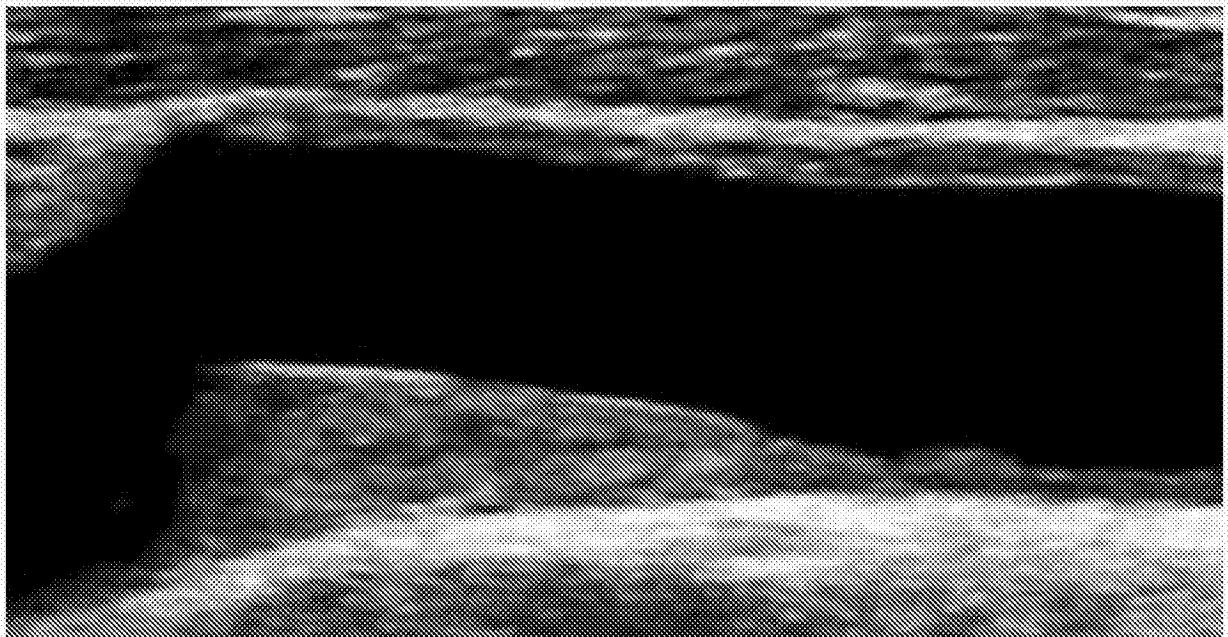


图 6(a1)

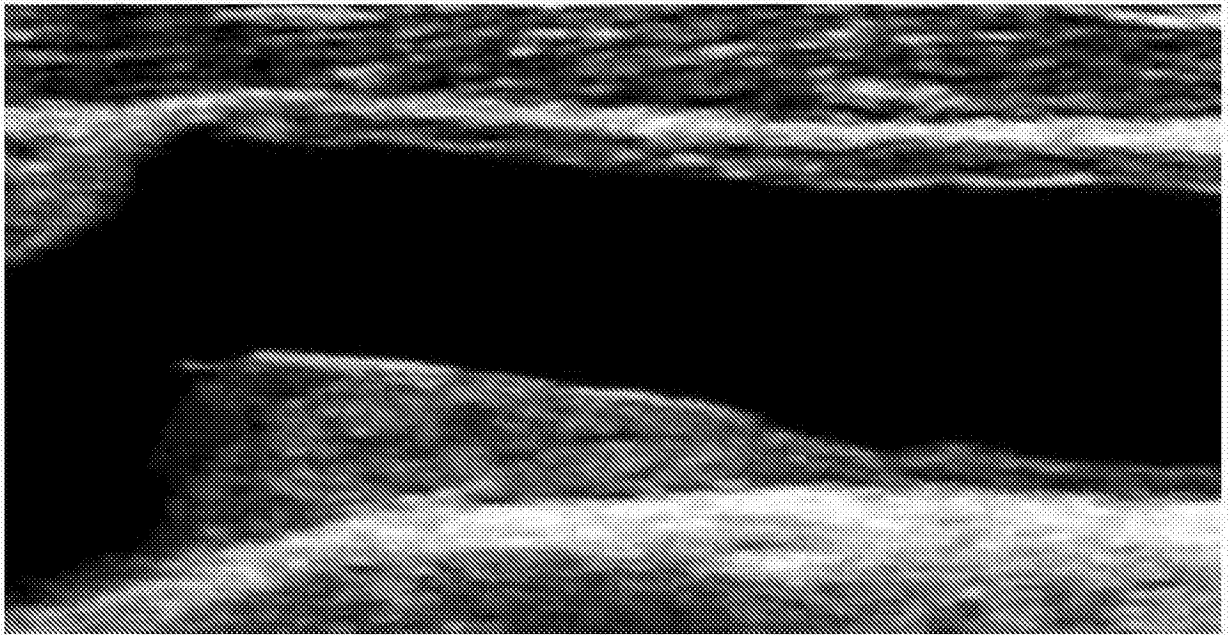


图 6(a2)



图 6(b)

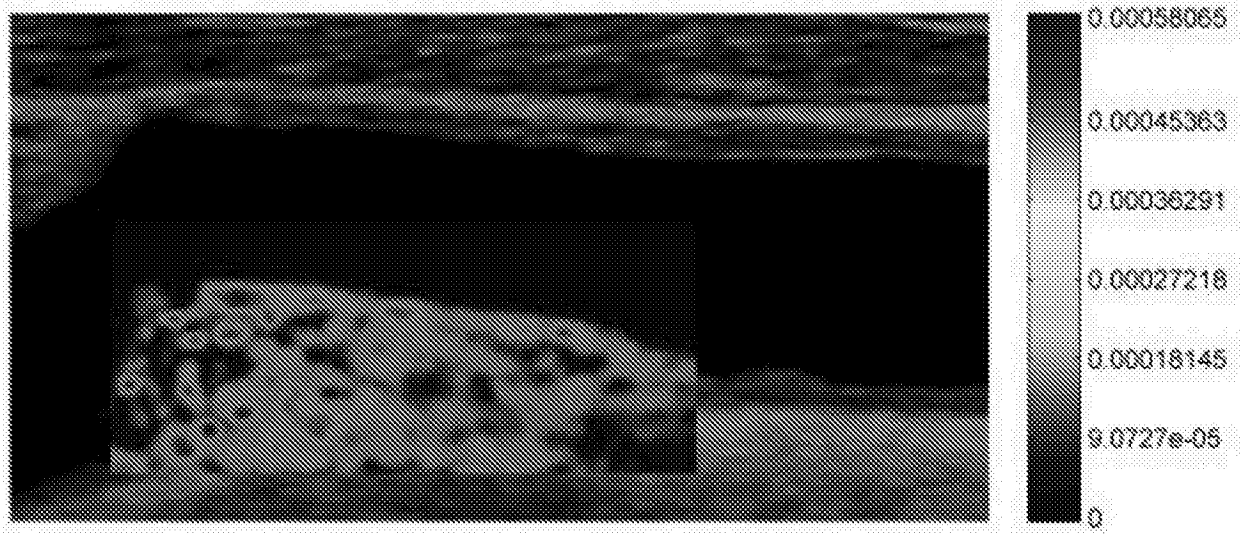


图 6(c)

专利名称(译)	一种无创高精度血管壁弹性成像的方法		
公开(公告)号	CN104055540B	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201410195622.4	申请日	2014-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	张红梅 阮骊韬 张青哲 郭佑民 万明习 单宝文		
发明人	张红梅 阮骊韬 张青哲 郭佑民 万明习 单宝文		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/0402		
审查员(译)	王珊珊		
其他公开文献	CN104055540A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无创高精度血管壁弹性成像的方法，该方法通过分析血管壁纵切面的B-mode超声成像的射频数据或视频数据；对采集的射频数据或视频数据离线分析，得到每帧射频数据或视频数据的位移场；利用FIR二维差分滤波器，对射频数据或视频数据的位移场滤波，获得纵切面上的各应变分量：沿超声发射束轴向应变分量 ϵ_{xx} 、横向应变分量 ϵ_{zz} 及剪切应变分量 ϵ_{xz} ；提出Von Mises应变投影参数 $\zeta_{VM-longiProj}$ 及其计算公式，对Von Mises应变投影参数 $\zeta_{VM-longiProj}$ 成像，实现无创高精度血管壁弹性成像。本发明能够精确量化对血管壁弹性成像，其结果优于现有的其他血管壁应变成像方法。

