

## 基于液固耦合的光镊拉伸红细胞变形特性

王带领,谭建平,程立志,喻哲钦  
中南大学机电工程学院,湖南 长沙 410083

**【摘要】目的:**通过液固耦合的方法模拟红细胞在光镊拉伸过程中的变形情况,从而得到其剪切模量等力学参数,以探索其变形规律。**方法:**通过PRO/E建立血细胞三维双凹椭球模型,导入到ABAQUS软件中,采用超弹性材料,通过流体腔模型实现液固耦合,对光镊拉伸红细胞模型进行有限元计算。仿真再现红细胞变形的整个过程,拟合Suresh试验数据得到红细胞的剪切模量,进一步分析细胞质、细胞大小和形状与变形能力的关系。**结果:**仿真得到正常红细胞的剪切模量在5~9  $\mu\text{N/m}$ 之间;细胞形状和直径均对变形能力有一定影响;直径越大,变形能力越差;双凹椭球细胞相对于球形细胞有更好的变形能力。**结论:**流体腔模型能够高效实现液固耦合,较好地模拟红细胞在光镊拉伸过程中的变形情况,直观地揭示细胞质、细胞大小和形状与变形的关系。为研究其他壳液提供了一种方法和参考。

**【关键词】**光镊;红细胞;ABAQUS;流体腔;液固耦合

**【中图分类号】**R318.01

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)04-0404-06

## Deformation of red blood cells stretching by optical tweezers based on fluid-structure interaction

WANG Dailing, TAN Jianping, CHENG Lizhi, YU Zheqin

College of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

**Abstract: Objective** To obtain the shear modulus and other mechanical parameters of red blood cells, and to explore the deformation rule by using the fluid-structure interaction method to simulate the deformation of red blood cells in the optical tweezers stretching process. **Methods** The three-dimensional double concave ellipsoid model of the blood cells was established by using PRO/E, and was transferred into ABAQUS software. With the use of hyperelastic material, fluid-structure interaction was conducted based on fluid cavity model. Finite element calculation was performed for the model of red blood cells stretched by optical tweezers. The whole process of red blood cells deformation was reproduced in the simulation. The shear modulus of red blood cells was obtained by fitting the experimental data from Suresh. The relationship among cytoplasm, the size and shape of the cell, and the deformation ability was analyzed. **Results** The simulation showed that the shear modulus of normal red blood cells was 5-9  $\mu\text{N/m}$ . The cell shape and diameter had some influence on the deformation ability. The larger the diameter was, the worse the deformation ability became, and double concave cells showed better deformation ability than spherical cells. **Conclusion** The fluid cavity model is effective in achieving the fluid-structure interaction and simulating the deformation of red blood cells in the optical tweezers stretching process. The relationship among cytoplasm, the size and shape of cells, and deformation is revealed, which provides a new way and reference for the study of other shell liquid.

**Keywords:** optical tweezers; red blood cells; ABAQUS; fluid cavity; fluid-structure interaction

### 前言

红细胞承担着对人体运输氧气和养分的功能。正常的红细胞呈现两面中央凹的圆饼状,在其生命

周期中需要反复经过直径比自身小的毛细血管,自身具有极其出色的变形能力。由于疾病、电磁场、温度、机械损伤等因素,变形能力会受到影响。因此研究红细胞的力学特性对病理研究和微观损伤机理等都具有十分重要意义<sup>[1-3]</sup>。迄今,学者们已经通过多种方法对红细胞的机械特性进行了相关研究,包括实验方法和数值模拟。实验方面,测量细胞膜力学特性的实验方法,有激光衍射法、渗透实验、微型吸管法<sup>[4]</sup>、光镊拉伸法<sup>[5]</sup>等。其中光镊法由于对细胞伤害小、精度高等优点,已经成为一个有效的实验手

**【收稿日期】**2016-11-21

**【基金项目】**国家自然科学基金(51475477、31271057)

**【作者简介】**王带领,硕士研究生,研究方向:血泵流体仿真、离散元, E-mail: 15111329381@163.com

**【通信作者】**谭建平,教授,研究方向:液压、控制、血泵, E-mail: jptan@163.com

段。在数值模拟上,也取得了很多有意义的成果。战庆亮等<sup>[6]</sup>通过有限元模拟红细胞在渗透实验中的变形情况,得到红细胞由双凹形变成椭球形的临界渗透压值。焦古月等<sup>[7]</sup>通过数值仿真方法,模拟受疟原虫寄生红细胞变形的情况,分析细胞膜力学特性在细胞不同感染阶段中的差异。肖兰兰等<sup>[8]</sup>采用粗粒化网络模型,利用耗散粒子动力学方法,模拟红细胞在不同拉力下的变形情况。Klöppel等<sup>[9]</sup>采用双层结构建立细胞模型,采用有限元进行仿真分析,通过静态和动态实验对仿真结果进行了验证。Ahmadian等<sup>[10]</sup>等通过粒子法,将细胞膜等效成一系列由弹簧连接的粒子,仿真细胞的变形情况,并通过实验进行了验证。Discher等<sup>[11]</sup>通过采用3个粗粒化的细胞膜骨架模型,数值模拟红细胞在微型吸管实验中的变形情况,模拟结果与微型吸管实验结果有较好的吻合度。以上研究表明数值模拟已经成为一种研究红细胞力学特性的便捷高效的手段。

目前的数值模拟情况主要分为两类:连续介质模型和微结构模型。研究者通过对微型吸管等模型进行了数值模拟,但是对细胞质、细胞大小、形状对变形的影响鲜有提及。本文采用连续介质模型,利用ABAQUS软件自带的流体腔功能模块,无须对细胞膜和细胞质同时划分网格,可以高效便捷地实现液固耦合,模拟红细胞拉伸过程中的变形情况,并进一步讨论了细胞质、细胞大小和形状对变形能力的影响,为后续相关研究提供一些参考。

## 1 材料与方法

### 1.1 流体腔模型

在ABAQUS中可以通过流体腔功能模块实现对固体包围流体的情况进行液固耦合的模拟。ABAQUS中基于面的流体腔通过用实体单元内壁节点和流体腔的外壁节点耦合,从而实现流体和固体相互作用。流体腔需要通过包围流体腔固体内表面进行定义,这个表面的方向是指向流体腔内部的,并且需要为流体腔定义一个参考点和名称,这个参考点用来代表流体腔,并且在模型中需是独立的,不能与其他元素接触。除了使用对称平面的情况,定义流体腔时,流体腔必需完全被有限元素所包围<sup>[12-13]</sup>。流体腔定义如图1所示。

### 1.2 细胞膜本构模型

由于红细胞膜的特点,文献中通常使用超弹性材料来进行仿真计算。其中膜剪切应力和变形的关系<sup>[9,14]</sup>如下:

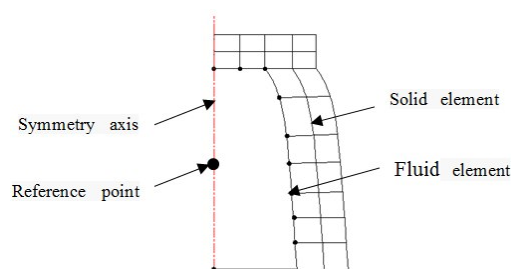


图1 流体腔结构示意图

Fig.1 Structure of fluid cavity

$$T_s = 2\mu\gamma_s = \frac{\mu}{2}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2) \quad (1)$$

$$\gamma_s = \frac{1}{4}(\lambda_1^2 - \lambda_2^2) \quad (2)$$

其中,  $T_s$  为膜剪切应力,  $\mu$  为剪切模量,  $\lambda_i$  ( $i=1,2,3$ ) 为主应变,  $\gamma_s$  为面内剪切应变。

超弹性材料,其应力-应变关系是非线性的,在小形变情况下,表现为弹性性质,在大形变情况下,超弹性材料就表现出非线性,一般利用变形能函数来确定其本构关系较为方便。查阅文献常用 Neo-Hookean 模型、Yeoh 模型来模拟细胞膜<sup>[6-9]</sup>。本文选用 Neo-Hookean 模型。Neo-Hookean 模型材料常数少,且具有无条件稳定性的优点,其应变能密度函数为:

$$U = \frac{G_0}{2}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) \quad (3)$$

其中,  $G_0$  是材料参数,  $\lambda_i$  ( $i=1,2,3$ ) 为名义应变的主应变。

假设红细胞在拉伸过程中,膜面积保持不变,则:

$$\lambda_1 \lambda_2 = 1 \quad (4)$$

细胞受单轴拉伸时

$$T_1 = h \frac{\partial U}{\partial \lambda_1}, \quad T_2 = 0 \quad (5)$$

由以上各式可以求得:

$$\mu = G_0 h \frac{(\lambda_1 - \lambda_1^{-3})}{(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-2})} \quad (6)$$

初始时刻有  $\lambda_1 \rightarrow 1$ , 代入上式可得:

$$\mu_0 = G_0 h \lim_{(\lambda_1 \rightarrow 1)} \frac{(\lambda_1 - \lambda_1^{-3})}{(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-2})} = G_0 h \quad (7)$$

在ABAQUS材料库中,Neo-Hookean的应变能表达式为:

$$U = C_{10}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^e - 1)^2 \quad (8)$$

其中  $C_{10}$ 、 $D_1$  是材料参数,  $J^e$  是由温度引起的体积比变化。本文不考虑温度的影响,参数设置为0。由以上各式可得:

$$C_{10} = \frac{\mu_0}{2h} \quad (9)$$

一旦给定细胞膜厚度  $h$ , 通过改变 ABAQUS 软件中 Neo-Hookean 模型的材料参数  $C_{10}$ , 就可以模拟不同剪切模量下变形情况。

### 1.3 有限元模型

人体红细胞的细胞膜由磷脂双分子层及其内表面的细胞膜蛋白骨架构成(图2)。膜中的脂质成分有磷脂、胆固醇脂和糖脂, 脂双层具有流动性, 可以影响红细胞的变形性。膜骨架蛋白对脂双层起着支撑作用, 其成分变化或者膜的其他成分变化均可影响膜流动性。Evans 和 Fung<sup>[15]</sup>在 1972 年通过对大量人类红细胞的形状进行分析, 最终得出描述红细胞外形的方程:

$$z = \pm 0.5R_0 \sqrt{1 - \frac{x^2 + y^2}{R_0^2}} \left[ C_0 + C_1 \frac{x^2 + y^2}{R_0^2} + C_2 \left( \frac{x^2 + y^2}{R_0^2} \right)^2 \right] \quad (10)$$

其中,  $R_0$  为细胞半径,  $R_0 = 3.91 \mu\text{m}$ ,  $C_0 = 0.207 \ 161$ ,  $C_1 = 2.002 \ 558$ ,  $C_2 = -1.227 \ 62$ 。

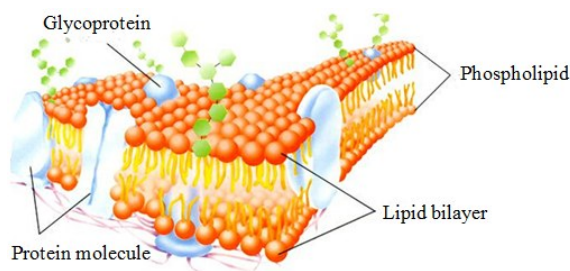


图2 细胞膜结构示意图

Fig.2 Structure of cell membrane

光镊技术可以捕获、移动细胞或微小颗粒等, 且对它们的伤害很小, 已经成为研究细胞变形能力的有效实验工具<sup>[16]</sup>。光镊法的主要原理是: 先利用光镊捕获两个小球(聚苯乙烯或者硅球), 使其恰好黏附在细胞两端, 其中一个保持静止, 另一小球通过光镊控制其移动, 以此来实现细胞的拉伸。示意图见图3。

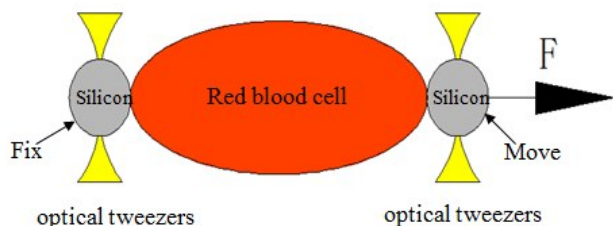


图3 光镊细胞拉伸原理图

Fig.3 Principle of stretching red blood cell with optical tweezers

根据光镊实验中红细胞几何形状和加载条件的对称性, 计算模型被简化为单个细胞的 1/2, 硅球被等效为一个刚体点。为了模拟细胞与硅球的接触位置, 近似在模型上截出椭圆形区域, 与刚体点建立耦合约束关系。模型在 Z 方向长度为  $7.82 \mu\text{m}$ , 在 X 方向长度为  $3.78 \mu\text{m}$ 。在模型中心设置参考点, 代替流体腔, 以便后面相关参数设置。网格单元采用 S4R 单元类型, 采用结构化网格划分方式, 共划分为 5 800 个网格单元。细胞及有限元模型如图 4, 其中 4a 表示细胞的三维模型, 4b 表示有限元模型。

### 1.4 约束及加载

由于几何模型形状和加载的对称性, 在 YZ 面设置对称边界条件。在模拟细胞被拉伸的过程中, 由于施加集中力载荷不容易收敛, 因此选用位移边界条件。由于设置刚体参考点代表硅球, 与截面区域建立耦合约束关系, 因此可以直接在参考点上施加 X 方向位移条件  $4 \mu\text{m}$ , 通过在 history output 中设置输出变量, 后处理可以得到参考点所受轴向力与位移一一对应的结果数据。约束及加载情况见图 5, 其中 5a 表示轴对称位移约束, 5b 表示耦合约束和位移加载。

除了以上设置还需要流体腔中对流体密度、体积模量等参数进行设定, 主要参数设置见表 1。

## 2 结果

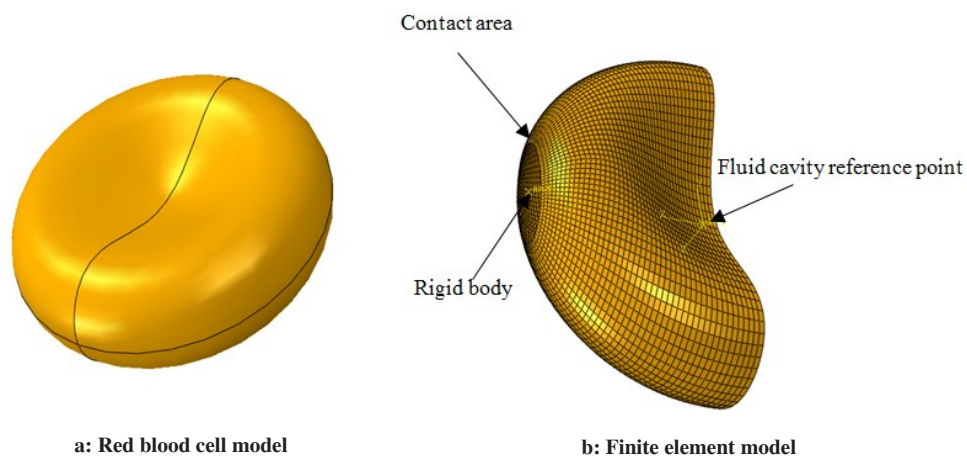
### 2.1 细胞变形规律及细胞质的影响

通过改变  $C_{10}$  的值, 模拟不同剪切模量下细胞在拉伸过程中的整个变形情况, 图 6 给出  $\mu_0 = 6.8 \mu\text{N/m}$  时, 细胞形状随着不同拉力的变化情况。从仿真结果看出, 随着拉力的变大, 细胞轴向不断伸长, 截面方向细胞膜不断向中间聚拢, 形成褶皱。拉力越大, 褶皱程度越明显, 这种变化使得细胞截面方向整体尺寸减小, 从而能顺利通过较小的血管。同时还可以看到上下细胞膜始终没有接触, 保持肿胀状态。

为探究细胞质的作用, 不采用流体腔模型, 其他参数保持不变, 对模型进行数值分析, 图 7 展示拉伸过程中细胞的变形情况。从图 7 中可以看出没有细胞质的细胞在拉伸过程中变形与有细胞质的细胞基本相同, 轴向不断伸长, 截面向中间靠拢。但是可以明显观察到, 没有细胞质的细胞在变形阶段, 上下膜逐渐开始接触, 紧贴在一起。通过对比分析可以看出细胞质对细胞起到支撑保护作用, 排除细胞各部分之间的相互接触, 直接影响细胞的变形特性。

图 8 为流体腔模型下细胞变形过程中 Mises 应力分布云图。可以看出, 在与微球接触区域有较大



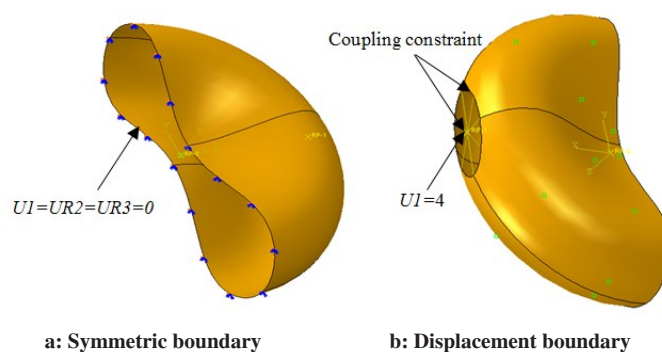


a: Red blood cell model

b: Finite element model

图4 红细胞几何与有限元模型

Fig.4 Geometry model and finite element model of red blood cell



a: Symmetric boundary

b: Displacement boundary

图5 约束与加载

Fig.5 Constraint and loading

表1 主要参数设置  
Tab.1 Parameter settings

Parameter	Value
Density/kg · m <sup>-3</sup>	1.05e3
Bulk modulus/Pa	2.18e9
Viscosity/Pa · s	3.50e-3

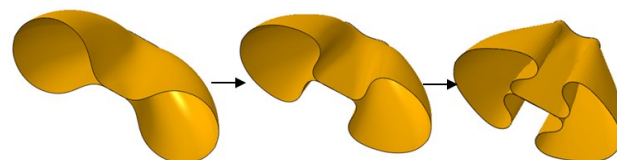


图7 无细胞质的细胞变形过程

Fig.7 Process of red blood cell deformation without cytoplasm

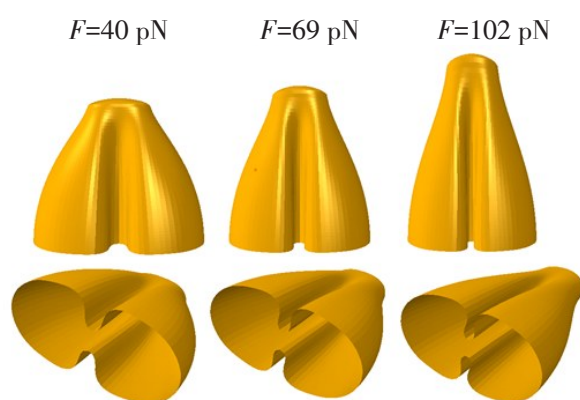


图6 细胞变形过程

Fig.6 Process of red blood cell deformation

的应力分布,最大值约为 705 Pa,这是由于此处为载荷的直接作用区,且接触面积小,因此具有较大的应力分布。中截面处具有较小的应力值,约为 45 Pa。应力分布具有对称性,这与模型的结构和加载的对称性一致。

为了进一步研究细胞的变形特性,在图9中定义两侧硅球拉伸的方向尺寸为直径 $D_1$ ,纵截面方向对应的尺寸为直径 $D_2$ 。为了探究剪切模量对变形的影响,分别取 $\mu_0=5.0、6.8、9.0 \mu\text{N/m}$ ,仿真分析直径 $D_1、D_2$ 随拉力的变化情况。图10显示含有细胞质仿真结果与实验数据的对比情况。从图10中可以看出,仿真结果与实验结果趋势基本一致。可以发现当 $\mu_0=6.8 \mu\text{N/m}$ 时,与

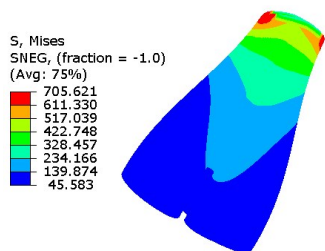


图8 应力分布云图

Fig.8 Stress distribution

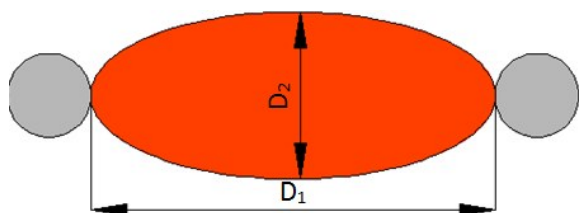


图9 直径定义

Fig.9 Diameter definition

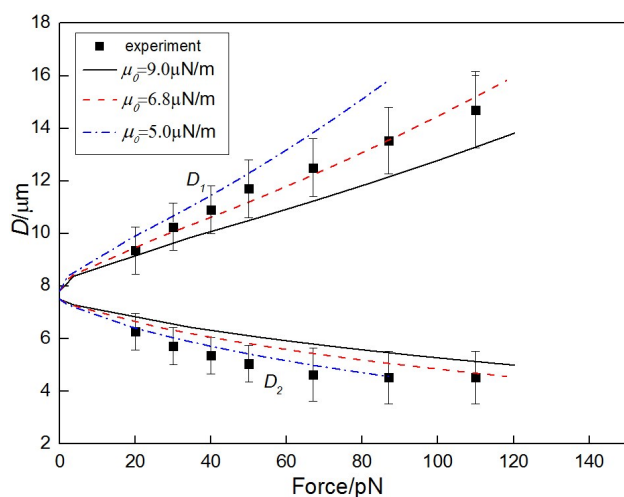


图10 模拟与实验结果对比图

Fig.10 Comparison of simulated and experimental results

Suresh等<sup>[1]</sup>实验结果有较好的拟合度,细胞剪切模量在5~9  $\mu\text{N/m}$ 之间。其他研究者通过实验得到正常红细胞的剪切模量在4~10  $\mu\text{N/m}$ 之间<sup>[5,7]</sup>,本仿真结果在此范围内。从图10中还可以看出,相同拉力下,剪切模量越大,细胞的伸长量越小,从而得到细胞的变形能力随着剪切模量的增大而下降。可以看出直径 $D_1$ 比较敏感,变化较为明显,直径 $D_2$ 变化相对缓慢,这也与Suresh等<sup>[1]</sup>实验结果中两个方向上的变化趋势相吻合。

## 2.2 细胞大小对变形的影响

正常红细胞直径为7~9  $\mu\text{m}$ ,为了进一步研究细胞直径对细胞变形能力的影响,分别选取细胞直径为7.00、7.82、9.00  $\mu\text{m}$  3种细胞进行模拟分析。初始

剪切模量 $\mu_0=6.8 \mu\text{N/m}$ ,其他参数流体腔、网格尺寸等保持一样。假设细胞自由状态下的直径为 $D$ ,细胞拉伸后的伸长长度为 $L$ ,定义 $L/D$ 为细胞相对伸长 $\varepsilon$ 。由于细胞直径不同,采用 $\varepsilon$ - $F$ 图来评估不同细胞的变形能力,图11为不同大小细胞对变形的仿真结果曲线。从图11中可以看出,随着细胞增大, $F$ 与 $\varepsilon$ 比值越大,说明细胞越“硬”,也就是变形能力越差。当拉力为110 pN时,直径为7  $\mu\text{m}$ 轴向直径伸长率已经到达100%,而直径为9  $\mu\text{m}$ 轴向直径伸长率约为80%。

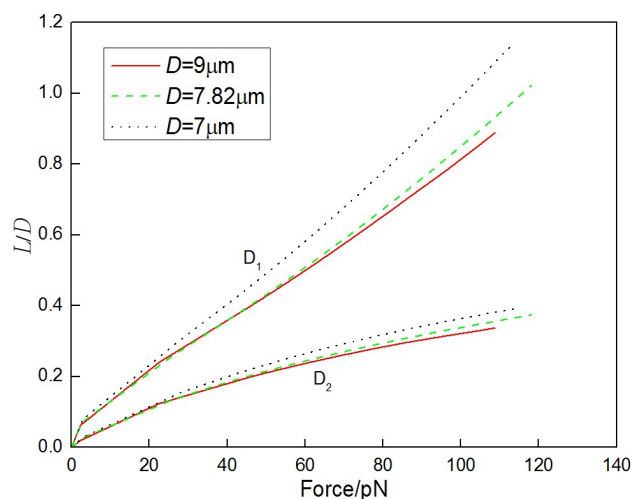


图11 细胞大小与变形的关系

Fig.11 Relationship between cell size and deformation

## 2.3 细胞形状对变形的影响

细胞处在不同的环境中呈现出不同的形状,在等渗状态下呈现双凹面椭球,在低渗状态下,吸水细胞会逐渐变成椭球体甚至球体。不同形状对细胞的变形能力会产生影响,因此研究细胞形状与变形的关系很有必要。建立红细胞球体模型,球体直径取值为7.92  $\mu\text{m}$ 。建立有限元仿真模型。其他参数如网格尺寸、接触截面、流体腔和边界条件情况设置保持不变。图12为双凹面细胞和球体细胞变形能力。从仿真结果可以看出,相同拉力下双凹面椭球细胞在轴向和径向都具有较大的变形量。另外两者在直径 $D_1$ 上差别不大,但是在直径 $D_2$ 方向上双凹面细胞表现突出。仿真结果表明红细胞在等渗状态下的双凹面形状具有较好的变形能力,这与实际情况是符合的。

## 3 结论

本文采用ABAQUS流体腔功能模块进行液固耦合模拟,实现对血细胞拉伸变形特性研究,得到了

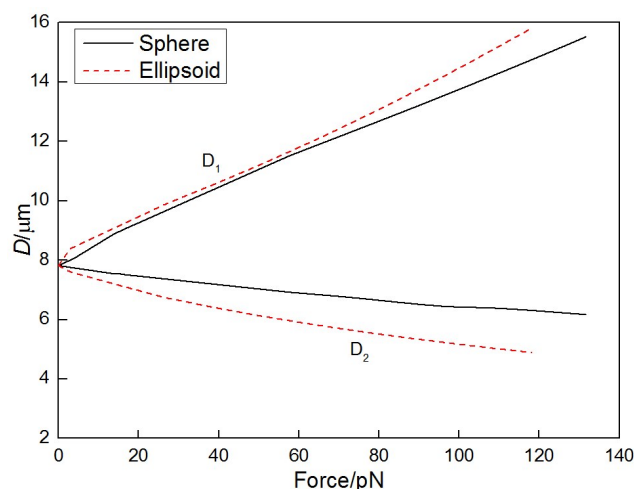


图12 细胞形状与变形的关系

Fig.12 Relationship between cell shape and deformation

红细胞在不同剪切模量下拉力与变形的关系,展现了拉伸过程中的形态变化,并分析了细胞质、细胞、大小和形状等参数与变形的关系,可以得到如下结论:(1)流体腔以及 Neo-Hookean 本构模型能够很好地模拟红细胞光镊拉伸实验中变形的整个过程,最终拟合得到红细胞的剪切模量在  $5\sim 9\ \mu\text{N}/\text{m}$  之间,能够直观反映出细胞质对细胞的支撑保护作用。(2)细胞大小一定程度上影响细胞的变形能力,随着细胞直径增大,细胞变形能力减弱,并且直径  $D_2$  方向变化不敏感。(3)细胞在渗透压降低吸水的情况下,细胞的变形能力逐渐减弱,等渗状态下的双凹面椭球细胞变形能力优于球形细胞。

## 【参考文献】

- [1] SURESH S, SPATZ J, MILLS J P, et al. Reprint of: connections between single-cell biomechanics and human disease states: gastrointestinal cancer and malaria [J]. *Acta Biomater*, 2015, 23: S3-S15.
- [2] 雍军光, 阮萍, 冯博华, 等. 糖尿病肾病患者红细胞形态功能变化与病程发展的关联性研究[J]. *暨南大学学报(自然科学与医学版)*, 2013, 34(6): 610-614.  
YONG J G, RUAN P, FENG B H, et al. Study on the relevance of changes in red blood cell morphology and function of patients with diabetic nephropathy to the development of diabetes [J]. *Journal of Jinan University (Medicine Edition)*: 2013, 34(6): 610-614.
- [3] 云忠, 向闯, 蔡超, 等. 边界振动流场对单个红细胞损伤影响分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2016, 33(1): 78-82.  
YUN Z, XIANG C, CAI C, et al. Analysis of influence single erythrocyte injury caused by oscillating boundary flow field [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2016, 33(1): 78-82.
- [4] 向甄, 杨继庆, 文峻. 红细胞变形性的影响因素及测量方法[J]. *中国医学物理学杂志*, 2006, 23(6): 423-426.
- [5] XIANG Z, YANG J Q, WEN J. The influence factors and measurements of the erythrocyte deformability [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2006, 23(6): 423-426.
- [6] LIM C T, DAO M, SURESH S, et al. Large deformation of living cells using laser traps [J]. *Acta Mater*, 2004, 52(7): 1837-1845.
- [7] 战庆亮, 焦古月, 张若京. 红细胞在渗透实验中的变形分析[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(6): 687-691.  
ZHAN Q L, JIAO G Y, ZHANG R J. Deformation analysis of red blood cells in osmosis experiment [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2012, 27(6): 687-691.
- [8] 焦古月, 道明, 林永德, 等. 镭射光镊拉伸下受疟原虫寄生红细胞的有限元分析[J]. *计算力学学报*, 2011, 28(B04): 141-146.  
JIAO G Y, DAO M, LIN Y D, et al. Finite element analysis of the plasmodium parasite erythrocyte under laser tweezers tension [J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2011, 28: 141-146.
- [9] 肖兰兰, 陈硕, 刘俊彦, 等. 红细胞拉伸变形的粗粒化模拟[J]. *同济大学学报(自然科学版)*, 2013, 41(11): 1744-1750.  
XIAO L L, CHEN S, LIU J Y, et al. Coarse-grained simulation of red blood cells stretching deformation [J]. *Journal of Tongji University (Natural Science)*, 2013, 41(11): 1744-1750.
- [10] KLÖPPEL T, WALL W A. A novel two-layer, coupled finite element approach for modeling the nonlinear elastic and viscoelastic behavior of human erythrocytes [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2011, 10(4): 445-459.
- [11] AHMADIAN M, FIROOZBAKHSH K, HASANIAN M. Simulation of red blood cell mechanical behavior in optical tweezers experiment based on a particle method [C]//ASME 2010 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Vancouver: American Society of Mechanical Engineers, 2010: 325-329.
- [12] DISCHER D E, BOAL D H, BOEY S K. Simulations of the erythrocyte cytoskeleton at large deformation. II. Micropipette aspiration [J]. *Biophys J*, 1998, 75(3): 1584-1597.
- [13] 尚坤, 刘向阳, 李猛. 基于有限元方法的航天服平褶式关节建模[J]. *航空学报*, 2015, 36(3): 1002-1010.  
SHANG K, LIU X Y, LI M. Modeling of space suit flat fold joint based on finite element method [J]. *Acta Aeronautica et Astronautica Sinica*, 2015, 36(3): 1002-1010.
- [14] 张志军, 顾克秋, 张鑫磊. 液压缸刚度有限元计算方法[J]. *火炮发射与控制学报*, 2016, 37(1): 55-58.  
ZHANG Z J, GU K Q, ZHANG X L. Finite element method to calculate hydraulic cylinder stiffness [J]. *Journal of Gun Launch and Control*, 2016, 37(1): 55-58.
- [15] DAO M, LI J, SURESH S. Molecularly based analysis of deformation of spectrin network and human erythrocyte [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2006, 26(8): 1232-1244.
- [16] EVANS E, FUNG Y C. Improved measurements of the erythrocyte geometry [J]. *Microvasc Res*, 1972, 4(4): 335-347.
- [17] HARSONO M S, ZHU Q, SHI L Z, et al. Development of a dual joystick-controlled laser trapping and cutting system for optical micromanipulation of chromosomes inside living cells [J]. *J Biophotonics*, 2013, 6(2): 197-204.

(编辑:黄开颜)