

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.10.014

生物力学与材料

基于组织粘弹性的下肢静脉泵作用于下肢的仿真及测试

许银胜, 李静

中国科学技术大学工程科学学院, 安徽 合肥 230027

【摘要】目的:在课题组前期已经建立的下肢静脉泵作用于下肢的双向流固耦合模型基础上,提出针对人体组织采用粘弹性,以更加符合人体生物力学特征。**方法:**使用Ansys Workbench软件构建下肢静脉泵对下肢作用的双向流固耦合模型,在仿真模型中将下肢脂肪、肌肉、血管壁赋予粘弹性性质,得到下肢静脉泵工作在加压-保压-释压阶段下肢静脉血液容积的变化。采用自行研制的下肢静脉泵对健康受试者小腿施加与仿真中相同的工况,并采用红外检测传感器基于光电容积描记法对大隐静脉血液容积进行监测。**结果:**仿真与实测的结果均显示:下肢静脉泵作用于下肢过程中,加压阶段下肢静脉血液容积减小,血液被排出;保压阶段血液容积也减小;释压阶段血液容积增大,静脉中血液再充盈,且再充盈时间长于释压时间。**结论:**由红外检测传感器测得的血液容积变化情况与仿真结果吻合,验证采用粘弹性材料模型的准确性和可靠性。

【关键词】下肢静脉泵;粘弹性;双向流固耦合;光电容积描记法;静脉血液容积

【中图分类号】R318.01

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)10-1289-07

Simulation and testing of intermittent pneumatic compression device acting on lower extremities based on viscoelastic property of tissues

XU Yinsheng, LI Jing

School of Engineering Science, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China

Abstract: Objective Based on the bidirectional fluid-structure coupling model of the intermittent pneumatic compression device acting on lower extremities established by the research group at the early stage, the study adopts viscoelastic properties for human tissues to better conform to human biomechanical characteristics. **Methods** The bidirectional fluid-structure coupling model of the intermittent pneumatic compression device acting on lower extremities was constructed with Ansys Workbench. In the simulation model, fat, muscles and venous walls were endowed with viscoelastic properties, and the change of lower extremity venous blood volume during inflation-holding-deflation operation of the intermittent pneumatic compression device was obtained. A self-developed intermittent pneumatic compression device was used to apply the same working conditions as in the simulation to the calf of the healthy subject, and the blood volume of the great saphenous vein was monitored using an infrared detection sensor based on photoplethysmography. **Results** The simulation and measurement results were consistent. With the intermittent pneumatic compression device acting on lower extremities, the blood volume in the lower extremity veins decreased in the inflation stage, and blood was discharged; in the holding stage, the blood volume also decreased; in the deflation stage, the blood volume increased, and the veins were refilled with blood, with the refilling time longer than the deflation duration. **Conclusion** The change of blood volume measured with the infrared detection sensor is consistent with the simulation results, verifying the accuracy and reliability of the proposed model of viscoelastic materials.

Keywords: intermittent pneumatic compression device acting on lower extremities; viscoelastic property; bidirectional fluid-structure coupling; photoplethysmography; venous blood volume

【收稿日期】2024-04-05

【基金项目】国家自然科学基金(91023049)

【作者简介】许银胜,硕士研究生,研究方向:生物材料与力学,E-mail: xys123@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】李静,副教授,硕士生导师,研究方向:医学仪器、光机电仪器开发,E-mail: lijing@ustc.edu.cn

前言

近年来,随着国内外血管诊疗技术的飞速发展,深静脉血栓(Deep Vein Thrombosis, DVT)的检出率不断增多,并成为周围血管疾病中的常见病和多发病^[1-3]。DVT严重时可引起肺血栓,对患者的生命健

康产生巨大影响^[4-5]。而针对本类疾病,预防大于治疗,常用预防手段有物理预防和药物预防等。药物预防存在出血风险且对肝脏有害^[6]。对于DVT风险人群(如骨科术后患者、孕妇等),借助物理治疗进行预防至关重要。对于治愈人群,物理治疗也可以有效预防后遗症和复发。物理治疗的方法主要采用下肢静脉泵作用于人体下肢^[7-8]。下肢静脉泵的治疗工作程序通常是周期性的加压-保压-释压^[9-10]。对于治疗周期中,诸如血液流速、血液容量等血流状态参数的研究,有助于制定更加有效、安全的治疗模式^[11]。研究静脉泵作用于下肢时的血流状态变化和治疗效果分析通常采用彩色多普勒超声诊断的方式,需要花费大量时间与医疗资源对患者进行临床试验^[12-13]。随着计算机数值仿真技术的发展,越来越多的医学研究采用计算机仿真方式^[14-15]。相比于临床试验的方式,具有安全性、便捷性、有助于发现一些规律等优点。

本研究所课题组此前已经采用SolidWorks软件建立小腿的三维实体模型,采用Ansys Workbench软件建立下肢静脉泵作用于下肢的双向流固耦合模型,对下肢静脉泵的工作模式,包括加压时间和释压模式进行仿真研究,追踪下肢静脉血液流速的变化^[16]。此前所建立的双向流固耦合模型对人体组织只采用线弹性材料。已有生物研究表明,人体生物组织包括肌肉、脂肪、血管均具备“粘弹性”的材料性质^[17-19]。生物组织的材料力学特性对下肢静脉泵作用于下肢过程中的固体与流体相互作用有较大影响^[20]。基于此,本文建立基于组织粘弹性的下肢双向流固耦合模型,探究下肢静脉泵作用于下肢过程中的静脉血液容积变化。采用本实验室自行研制的下肢静脉泵作用于健康男性受试者下肢,同时采用红外检测传感器监测受试者下肢静脉血液容积的变化,对仿真模型进行验证。

1 仿真模型建立

1.1 三维实体模型

下肢三维实体模型中外部轮廓和内部结构的获取方法同文献^[16]方法。采用Mindray公司的彩色多普勒超声仪M9CV测得大隐静脉、小隐静脉和胫后静脉的内径、血管壁厚与血液静息流速数据也同文献^[16]方法的数据。模型全长取240 mm,与自制下肢静脉泵的气囊包裹长度一致。该模型包括脂肪、骨骼、肌肉、3根下肢主要静脉和内部血液。3根下肢主要静脉中两根浅静脉分别为大隐静脉和小隐静脉,一根深静脉为胫后静脉。图1所示为本文所采用的人体下肢小腿几何模型。

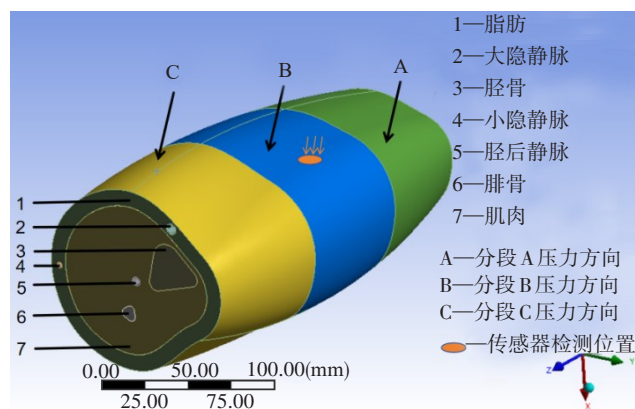


图1 人体下肢小腿几何模型

Figure 1 Geometric model of human lower extremity calf

1.2 材料参数设置

广义Maxwell模型已被证实能够准确表征生物软组织的粘弹性力学性质,具备粘弹性性质的材料,其力学表现具备弹性和粘性的混合特征^[17]。粘弹性材料的应力-应变比值相比于理想线弹性材料是随着时间变化的,即其弹性模量是一个随时间变化的变量。通常采用Prony级数表达的广义Maxwell模型对材料的粘弹性进行表征。由于弹性模量、剪切模量、体积模量三者之间可以通过泊松比进行相互换算,且测量材料粘弹性的应力松弛实验中剪切模量最易测得,因此学术研究中通常采用剪切模量的松弛本构方程对材料粘弹性进行描述,如式(1)所示:

$$G(t) = G_0 \left(1 - \sum_{i=1}^n g_i \right) + \sum_{i=1}^n g_i G_0 \exp\left(-\frac{t}{\tau_i^G}\right) \quad (1)$$

式中, G_0 为瞬态剪切模量; g_i 为剪切相对模量,是无量纲参数; τ_i^G 为松弛时间; i 表示广义Maxwell方程的阶数。 G_0 可以通过记录应力松弛实验松弛起始时刻的剪切模量获得, g_i 和 τ_i^G 通过对应应力松弛实验获得的剪切模量归一化数据随时间分布情况进行拟合得到^[19]。当 t 趋近于 ∞ 时,可得:

$$G_\infty = G_0 \left(1 - \sum_{i=1}^n g_i \right) \quad (2)$$

式中,通常将 G_∞ 称为平衡剪切模量,即粘弹性材料最终稳定之后的剪切模量。因此当获得 G_0 或者 G_∞ 以及一组 $g_i - \tau_i^G$ 就可以表示出材料的粘弹性特征。

Yazdi等^[17]基于人体下肢皮肤脂肪的应力松弛实验数据,并采用二阶广义Maxwell模型进行拟合,得到Prony级数表征的皮肤脂肪粘弹性数据并测得相应的瞬态剪切模量 G_0 , 本文采用此数据作为脂肪粘弹性材料参数。Bosboom等^[18]基于肌肉的应力松弛实验,采用一阶广义Maxwell模型对实验数据进行拟合,测得肌肉的粘弹性材料参数并测得相应的 G_0 。García-Vilana等^[19]基于静脉血管的应力松弛实验,对

测得的实验数据采用一阶广义 Maxwell 方程进行拟合,得到 Prony 级数表征的静脉血管粘弹性数据。由于文献[19]中未提供具体的 G_0 数值,本文参考目前常用的血管弹性模量数据^[20],设置 G_0 为 0.167 79 MPa。本文所用材料的粘弹性数据如表 1 所示。由于生物软组织通常视为不可压缩材料,泊松比设为 0.49^[21]。

表 1 人体材料粘弹性参数
Table 1 Viscoelastic parameters of human body materials

材料	i	g_i	τ_i^G/s	G_0/MPa
人体脂肪	1	0.160	10.380	0.011 095
	2	0.194	0.655	
人体肌肉	1	0.549	6.010	0.166 920
人体静脉血管壁	1	0.360	10.756	0.167 790

1.3 数值计算方法

使用 Workbench 平台搭建双向流固耦合系统,其中固体域由下肢的脂肪、肌肉、骨骼、静脉血管壁组成,流体域由静脉血管中的血液构成。固体域的运动控制方程^[22]表达为:

$$\nabla \sigma_s + \rho_s f_s = \rho_s \ddot{d}_s \tag{3}$$

式中, ρ_s 为固体结构的密度; \ddot{d}_s 为固体结构的加速度矢量; f_s 为作用于固体的单位质量力; σ_s 为固体结构的应力张量。

本文不考虑血管中血液流动的能量传递,血液设为粘性、不可压缩且无渗透的牛顿流体^[23]。则流体域控制方程包括连续性方程和动量守恒方程。式(4)所示为粘性不可压缩流体的连续性方程,式(5)所示为粘性不可压缩流体的动量守恒方程即 N-S 方程^[24],公式如下所示:

$$\text{div } V = 0 \tag{4}$$

$$\rho_f \frac{DV}{Dt} = \rho_f f_f - \nabla P + \mu \nabla^2 V \tag{5}$$

式中, V 为血流速度, ρ_f 为血液密度, t 为时间, f_f 为作用于流体的单位质量力, P 为流体压强, μ 为血液动力粘度。不考虑热能的影响,固体域和流体域在流固耦合交界面上满足位移协调条件与力平衡条件^[24]:

$$d_s = d_f \tag{6}$$

$$u_s = u_f \tag{7}$$

$$\sigma_s \cdot n_s = \sigma_f \cdot n_f \tag{8}$$

式中, d 为位移, u 为速度, σ 为应力张量, n 为边界法向向量,下标 s 与 f 分别指代固体域和流体域。

双向流固耦合系统计算流程如图 2 所示,图中英文为软件中所使用的模块工具。在固体域和流体域

通过 Geometry 模块导入下肢小腿几何模型后,各自抑制掉不需要的流体部分和固体部分,即得到相应的固体模型和流体模型。

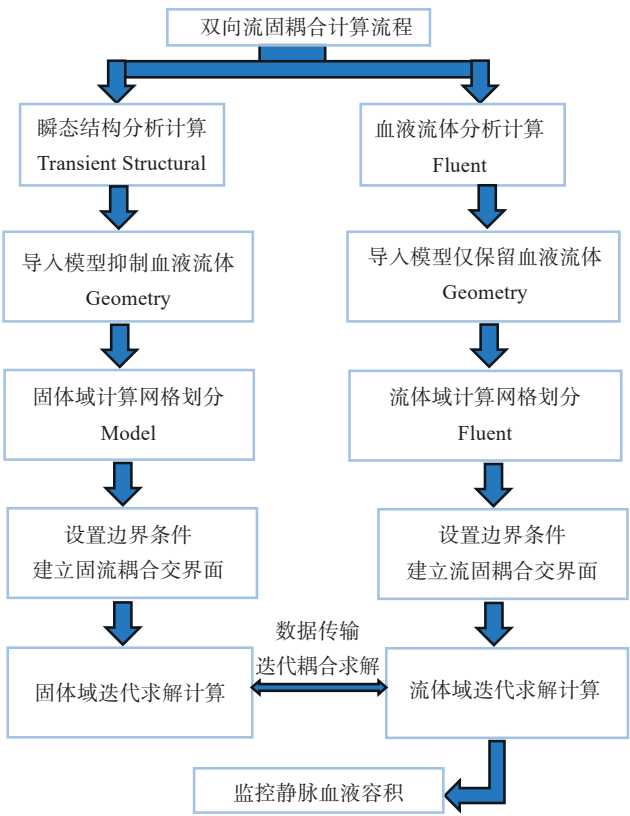


图 2 双向流固耦合系统计算流程图
Figure 2 Bidirectional fluid–structure coupling calculation process

在 Ansys Workbench 软件中可以采用 Prony 级数表达的广义 Maxwell 模型对材料的粘弹性进行表征。结合式(1),在 Ansys Workbench 中描述材料粘弹性需要给定瞬态剪切模量 G_0 或者平衡剪切模量 G_∞ 以及一组 $g_i - \tau_i^G$ 参数,其中 G_0 或 G_∞ 在软件的“线性弹性”菜单中设置, $g_i - \tau_i^G$ 参数在软件的“粘弹性 -Prony Shear Relaxation”菜单中设置。基于以上设置,Ansys Workbench 可以计算出材料剪切模量随时间的变化关系,并通过泊松比得到弹性模量和体积模量随时间的分布。在软件中进行脂肪、肌肉、血管的材料设置时所用数据如表 1 所示。本文将骨骼视为线弹性材料,弹性模量为 7 300 MPa,泊松比为 0.3^[25]。

导入几何模型之后根据第 1.2 小节所描述的材料属性对固体域材料进行设置。流体域血液设置为层流模型,密度为 1 055 kg·m⁻³,粘度为 0.003 Pa·s^[23]。固体域边界条件的设置分固定模型和施加载荷两步。固定模型为约束小腿模型的上下底面,如图 1 所

示,限制两表面沿小腿轴向的位移。将小腿外壁沿轴向等距分成图1所示的A、B、C 3段,载荷的施加方向沿表面的法线方向朝内,作用范围沿每段小腿的整个外表面均匀分布。流体域模型设置远心端为血流入口、近心端为血流出口,如图3所示。边界条件选择质量流入口,入口流速采用文献[16]中的静息流速,即大隐静脉静息流速为 18.37 cm/s,小隐静脉静息流速为 23.22 cm/s,胫后静脉为 19.93 cm/s。固体域与流体域模型的网格划分方法和数量均和文献[16]相同,网格划分后的模型如图4所示。

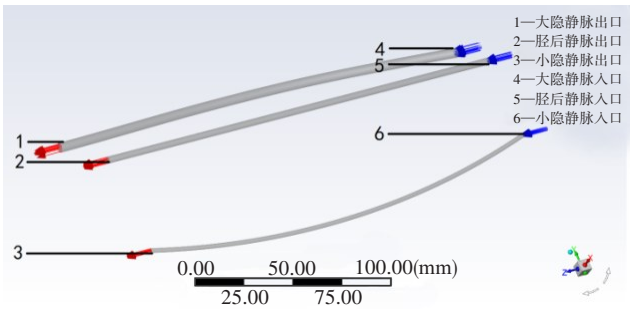


图3 流体域血液模型
Figure 3 Fluid domain blood model

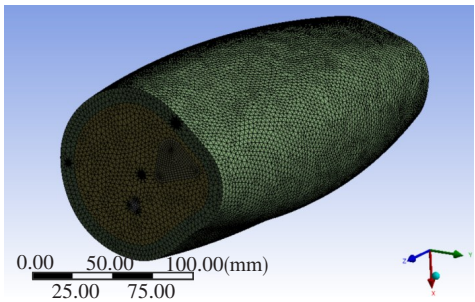
仿真中通过“计算监控”模块对下肢血管血液容积进行监控。本研究为了更加直观地体现差异,对只考虑线弹性的模型进行研究。线弹性仿真模型的参数除材料参数设置之外,其余设置与粘弹性完全一致。材料的线弹性为将剪切模量假设为不随时间变化的恒定值,即固定为式(1)中的 G_0 ,在 Ansys Workbench 软件中的设置只需在“线性弹性”菜单中将剪切模量设置为 G_0 和将泊松比设置为与粘弹性材料一致即可。

2 仿真与测试

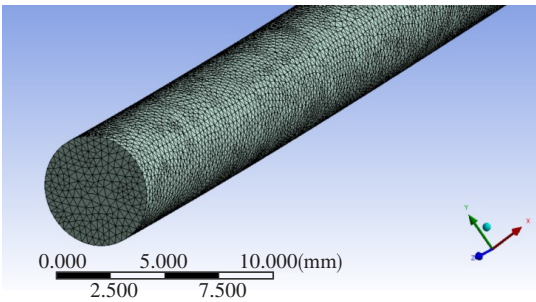
仿真运行平台为 13700K 型号 CPU 的计算机,每秒仿真过程的耗时约为 2 h。仿真的残差收敛阈值设置为 0.001。仿真的时间步长设置为 0.1 s,每个时间步的最小迭代数为 1,最大迭代数为 4。仿真计算收敛。

2.1 下肢血流状态仿真

工作模式设置参考文献[9, 26-27]模式,采用“充气-加压-保压-放气释压”的模式,同时从安全性角度考虑采用混合释压的模式(参考文献[16]结论),即先匀速放气后自由泄气,可以在保证释压过程中血液流速较大的同时也避免血管回弹过快。具体工作模式如下:



a: 固体域网格划分



b: 流体域网格划分

图4 人体下肢小腿几何模型网格划分
Figure 4 Human lower extremity calf model meshing

静息状态维持 1.0 s;从第 1.0 秒到第 4.6 秒,下肢静脉泵气囊压力依次施加在下肢模型的 A、B、C 段,从 0 Pa 增压到 8 kPa(该压力峰值在安全范围内^[28-29]);从第 4.6 秒到第 9.0 秒,小腿 3 段均维持 8 kPa 的压力不变;从第 9.0 秒开始,下肢静脉泵压力从 8 kPa 开始匀速释压 9.0 s,然后自由释压至第 21.0 秒时压力为 0 Pa;继续维持无压力状态观察小腿的血流变化。整个仿真周期 70.0 s。下肢静脉泵的加压、保压和释压过程载荷随时间分布情况如图5所示。仿真全程作用于下肢小腿模型上的压力变化如表2所示。

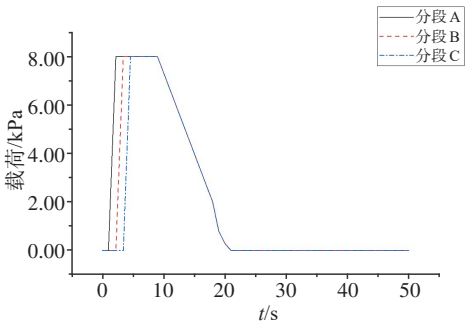


图5 仿真工况载荷-时间分布
Figure 5 Load-time distribution of the simulation condition

表 2 仿真工况载荷-时间分布数值设置(kPa)

Table 2 Numerical settings for the load-time distribution of the simulation condition (kPa)

时间	分段A载荷	分段B载荷	分段C载荷
第 0.0 秒	0.0	0.0	0.0
第 1.0 秒	0.0	0.0	0.0
第 2.2 秒	8.0	0.0	0.0
第 3.4 秒	8.0	8.0	0.0
第 4.6 秒	8.0	8.0	8.0
第 9.0 秒	8.0	8.0	8.0
第 18.0 秒	2.0	2.0	2.0
第 19.0 秒	0.8	0.8	0.8
第 20.0 秒	0.3	0.3	0.3
第 21.0 秒	0.0	0.0	0.0
第 70.0 秒	0.0	0.0	0.0

图 6 所示为仿真中监测的 3 根静脉血管中的血液容积随时间变化情况,并与只考虑线弹性的仿真结果进行对比,下肢静脉在第 1.0 秒~第 4.6 秒的加压

时间段内血液容积逐渐减少,即血液逐渐被排出。第 4.6 秒~第 9.0 秒的保压时间段内,对于将生物组织简化为线弹性材料的仿真结果,静脉血液容积维持不变,而对于考虑生物组织粘弹性的仿真结果,血液容积减少。这是由于具有粘弹性的材料,其弹性模量会随着时间按照一定的趋势由初始值不断减小至平衡值,大隐静脉和小隐静脉中的血液同时受到脂肪组织粘弹性和血管壁粘弹性的影响,胫后静脉中的血液同时受到脂肪组织粘弹性、肌肉组织粘弹性和血管壁粘弹性的影响,因而 3 根静脉中的血液在保压期间血液容积仍然有减少。第 9 秒释压开始之后血液容积逐渐增大,即血液逐渐充盈至正常值。对于只考虑生物组织线弹性的仿真结果,在仿真周期的第 21 秒,外部载荷变为 0 Pa 的瞬间,血液容积也完全恢复至未加压前的数值。而对于同时考虑生物组织线弹性与粘弹性的仿真结果,在仿真周期的第 21 秒,外部载荷变为 0 Pa 之后,血液容积仍然在恢复,但是其恢复的速率相对于释压期间明显变小。从图 6 可知 3 根主要静脉有相似的血液容积随时间分布规律。

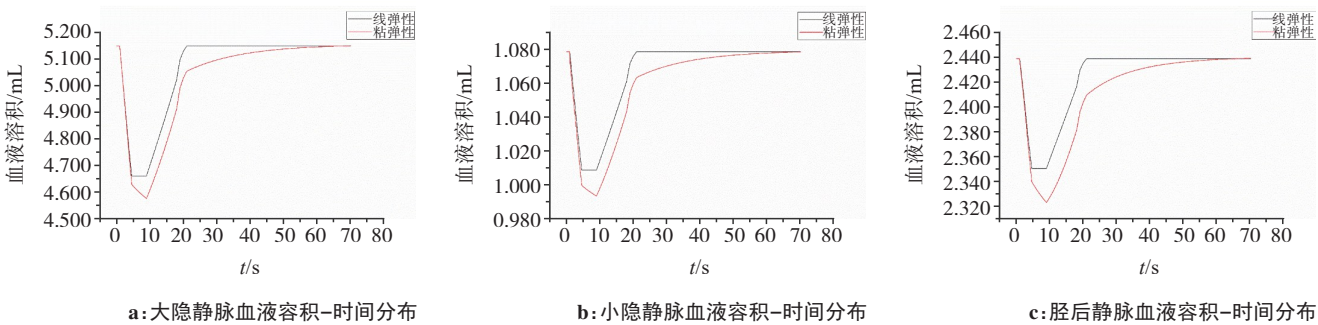


图 6 静脉血液容积-时间分布

Figure 6 Blood volume-time distribution of veins

2.2 测试原理及测试

光电容积描记法的原理是基于朗伯-比尔定律 (Lambert-Beer law)。当光照射人体组织时,如图 7 所示,经过皮肤/脂肪、肌肉、血管的衰减^[30],经血管反射和散射的光被接收器接收。其衰减的定量表示如式(9)所示^[31]:

$$I_{o\lambda} = I_{\lambda} e^{-(\sigma_{fa} N_{fa} + \sigma_{mu} N_{mu} + \sigma_{bl} N_{bl}) L}$$
 (9)

式中, I_{λ} 为发射光强; $I_{o\lambda}$ 为经过组织衰减之后反射和散射回的光强; σ_{fa} 、 σ_{mu} 、 σ_{bl} 分别表示脂肪细胞、肌肉细胞、血液的衰减度, N_{fa} 、 N_{mu} 、 N_{bl} 分别表示脂肪细胞、肌肉细胞、血液分子的数量; L 表示光线传播的等效路径长度。脂肪和肌肉的细胞数量是常量,对光线的衰减是不随时间变化的,但是血液对光线的衰

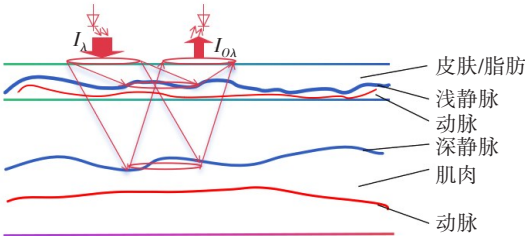


图 7 光电容积描记法图解

Figure 7 Illustration of photoplethysmography

减是一个随时间变化的变量。当监测部位为静脉时,正常情况下静脉的血流稳定,传感器接受到的经过组织衰减的光强不会有明显变化。当采用下肢静脉泵对下肢进行作用时,传感器发射部分所照射的

血管中的血液容积相对于静息稳定状态发生明显变化。当静脉中的血液容积增大时,对应血液分子数量增多,对光照的衰减增强,反射回的光照强度降低,传感器输出电压减小。反之,当静脉中血液容积减小时,则传感器输出电压增大。即血液容积的变化与红外检测传感器输出电压的变化虽然同步,但是变化趋势是相反的。因此将直接采集到的红外检测传感器原始输出电压进行如下处理:假设原始输出电压为 x ,记处理之后的电压为 y , y 为使用传感器的基准电压减去 x 得到。其转换关系如下所示:

$$y = 3.3 - x \quad (10)$$

经过以上转换,就可以获得与静脉中血液容积变化同步且趋势一致的电压数据,据此可以监测下肢静脉泵作用下肢过程中静脉中的充盈情况变化。由于近红外光对人体组织的穿透深度深,因此本文采用自制的由880 nm近红外发射二极管和近红外接收器构成的红外检测传感器进行测量^[32]。采用实验室自制的下肢静脉泵对健康男性进行测试。装置所设计的“调速-调压”功能可以保证试验中的“加压-保压-释压”周期与仿真环境中所设置的周期一致。

由于胫后静脉位于腿内较深的位置,小隐静脉周围血管较多且难以辨别,因此测试的部位选用下肢内侧易于辨别的大隐静脉。试验中,采用黑色腿套将检测传感器固定于大隐静脉表面(具体位置见图1中的B段中间区域),以避免晃动和屏蔽环境光的干扰。受试者静坐,小腿与大腿成110°,处于放松状态^[33]。测试开始前静息15 min。测试过程包括4个阶段:静息阶段、加压阶段、保压阶段、释压阶段。加压-保压-释压工况如图5所示,与仿真设置的一致。受试者全程保持身体不动,减少对传感器的干扰。

对红外检测传感器监测大隐静脉的输出电压采用式(10)所示关系进行转换,得到转换之后的输出电压随时间分布情况,如图8所示。大隐静脉血液容积随时间分布的仿真结果也合并到图8中,下轴为实测数据的时间坐标,左轴为实测数据的输出电压值,上轴为仿真数据的时间坐标,右轴为仿真数据的血液容积;上轴与下轴的时间刻度是一致的。图8中第1.0秒~第4.6秒的时间段为加压阶段,实测数据中经过转换的输出电压值不断下降,对应仿真数据中大隐静脉血液容积逐渐减小,即血液在加压阶段逐渐排出。第4.6秒~第9.0秒的时间段内为保压阶段,实测数据中经过转换的输出电压值有轻微下降,对应仿真数据中大隐静脉血液容积的轻微减小,这是生物组织粘弹性影响的体现。第9秒~第21秒为释压阶段,实测数据中输出电压逐渐升高,对应仿真数据

中大隐静脉血液容积逐渐增大,第21秒之后为释压结束后的时间段,实测数据中电压变化的斜率相对于释压阶段显著减小,进入缓慢恢复阶段,对应仿真数据中大隐静脉血液容积在释压阶段结束后的缓慢恢复。在整个测试过程中,实测数据中的电压变化与仿真数据中的血液容积变化趋势基本一致,验证仿真模型计算结果的准确性和可靠性。

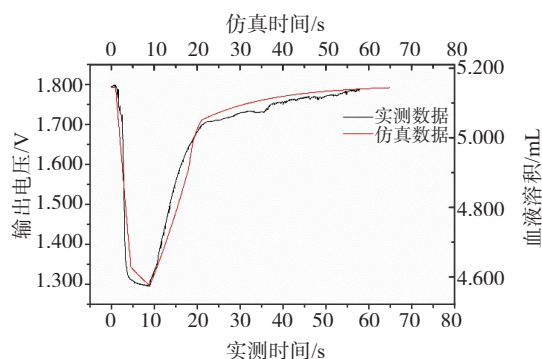


图8 红外检测传感器实测数据分布与仿真结果分布对比
Figure 8 Comparison between the data measured by infrared detection sensors and simulation results

3 结论

基于人体生物组织的粘弹性构建下肢静脉泵对下肢作用的双向流固耦合模型,重点探究下肢静脉泵作用于下肢时静脉血液容积变化,并采用红外检测传感器对大隐静脉血液容积进行监测。仿真结果表明:下肢静脉泵对下肢加压时静脉中血液容积逐渐减小,血液被排出;保压过程中静脉中血液容积减小;进入释压阶段,静脉血液逐渐充盈至正常值,且充盈时间大于释压时间,即在释压结束后血液容积仍在缓慢恢复。对健康男性下肢小腿大隐静脉血液容量的实测结果与仿真结果一致,验证仿真模型的准确性和可靠性。

【参考文献】

- [1] Phillippe HM. Overview of venous thromboembolism[J]. Am J Manag Care, 2017, 23(Suppl 20): S376-S382.
- [2] Alkarithi G, Duval C, Shi Y, et al. Thrombus structural composition in cardiovascular disease[J]. Arterioscler Thromb Vasc Biol, 2021, 41(9): 2370-2383.
- [3] 《中国血栓性疾病防治指南》专家委员会. 中国血栓性疾病防治指南[J]. 中华医学杂志, 2018, 98(36): 2861-2888. Expert Committee on Guidelines for the Prevention and Treatment of Thrombotic Diseases in China. Guidelines for prevention and treatment of thrombotic diseases in China [J]. National Medical Journal of China, 2018, 98(36): 2861-2888.
- [4] JCS Joint Working Group. Guidelines for the diagnosis, treatment and prevention of pulmonary thromboembolism and deep vein thrombosis

- [JCS 2009][J]. Circ J, 2011, 75(5): 1258-1281.
- [5] Cordeanu EM, Lambach H, Heitz M, et al. Pulmonary embolism and coexisting deep vein thrombosis: a detrimental association?[J]. J Clin Med, 2019, 8(6): 899.
- [6] 刘晓辉, 宋景春, 张进华, 等. 中国抗血栓药物相关出血诊疗规范专家共识[J]. 解放军医学杂志, 2022, 47(12): 1169-1179.
- Liu XH, Song JC, Zhang JH, et al. Chinese experts consensus for standardized diagnosis and treatment of antithrombotic drug-related bleeding[J]. Medical Journal of Chinese People's Liberation Army, 2022, 47(12): 1169-1179.
- [7] 钟伟权, 卞一啸, 吴朝键, 等. 间歇性充气加压治疗下肢慢性静脉功能不全的现状与研究进展[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(10): 1298-1302.
- Zhong WQ, Bian YX, Wu ZJ, et al. Current situation and research advances in intermittent pneumatic compression in the treatment of chronic venous insufficiency of lower extremities[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(10): 1298-1302.
- [8] Zhao SM, Liu R, Guan D. Development of an intelligent digital monitoring and biofeedback system for intermittent pneumatic compression therapy device [C]//2019 IEEE 8th International Conference on Fluid Power and Mechatronics (FPM). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2019: 709-713.
- [9] Wall J, Johnson E, Johnson B, et al. A pilot study of venous flow augmentation using a novel mechanical graded intermittent sequential compression device for venous insufficiency[J]. J Vasc Surg Venous Lymphat Disord, 2019, 7(2): 217-221.
- [10] Zhao SM, Liu R, Fei CW, et al. Dynamic interface pressure monitoring system for the morphological pressure mapping of intermittent pneumatic compression therapy[J]. Sensors, 2019, 19(13): 2881.
- [11] Lee W, Seo JH, Kim HB, et al. Investigation of blood flow during intermittent pneumatic compression and proposal of a new compression protocol[J]. Clin Appl Thromb Hemost, 2018, 24(2): 338-347.
- [12] 姚芒, 黄慧洁, 刘丽娜, 等. 有血流动力学意义的动脉导管未闭早产儿血浆脑钠肽水平变化及其与血流动力学的关系[J]. 吉林大学学报(医学版), 2019, 45(1): 143-147.
- Yao M, Huang HJ, Liu LN, et al. Change in plasma brain natriuretic peptide level in premature infants with hemodynamically significant patent ductus arteriosus and its relationship with hemodynamics [J]. Journal of Jilin University (Medicine Edition), 2019, 45(1): 143-147.
- [13] 侯宣竹, 仇婷, 徐彦, 等. 间歇性充气压力泵预防髋关节置换术后下肢深静脉血栓[J]. 临床与病理杂志, 2022, 42(6): 1437-1442.
- Hou XZ, Qiu T, Xu Y, et al. Intermittent pneumatic pressure pump in preventing deep vein thrombosis of lower limbs after hip arthroplasty [J]. International Journal of Pathology and Clinical Medicine, 2022, 42(6): 1437-1442.
- [14] 李贯维, 张迎娟, 庞猛, 等. 慢性直立不耐受人群血流动力学模式与缺血性卒中发病风险关系的前瞻性研究[J]. 吉林大学学报(医学版), 2024, 50(2): 473-480.
- Li GF, Zhang XJ, Pang M, et al. Prospective study on association between hemodynamic patterns and risk of ischemic stroke in people with chronic orthostatic intolerance[J]. Journal of Jilin University (Medicine Edition), 2024, 50(2): 473-480.
- [15] Guan D, Liu R, Fei CW, et al. Fluid-structure coupling model and experimental validation of interaction between pneumatic soft actuator and lower limb[J]. Soft Robot, 2020, 7(5): 627-638.
- [16] 瞿梓俊, 李静. 下肢静脉泵压力传递功能的双向流固耦合分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2024, 41(1): 109-114.
- Qu ZJ, Li J. Bidirectional fluid-structure interaction analysis on pressure transmission of the venaflow[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2024, 41(1): 109-114.
- [17] Yazdi SJ, Cho KS, Kang N. Characterization of the viscoelastic model of *in vivo* human posterior thigh skin using ramp-relaxation indentation test[J]. Korea-Aust Rheol J, 2018, 30(4): 293-307.
- [18] Bosboom EM, Hesselink MK, Oomens CW, et al. Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under *in vivo* compression [J]. J Biomech, 2001, 34(10): 1365-1368.
- [19] García-Vilana S, Sánchez-Molina D, Llumà J, et al. Viscoelastic characterization of parasagittal bridging veins and implications for traumatic brain injury: a pilot study[J]. Bioengineering (Basel), 2021, 8(10): 145.
- [20] 孙正, 刘存. 基于血管内超声的动脉血管壁应变分布的计算流体力学仿真[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(6): 1244-1248.
- Sun Z, Liu C. Intravascular ultrasound-based computational fluid dynamics simulation of arterial vessel wall strain distribution [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(6): 1244-1248.
- [21] Miller K. How to test very soft biological tissues in extension?[J]. J Biomech, 2001, 34(5): 651-657.
- [22] 朱宗铭, 季苏强, 王浩, 等. 基于流固耦合的介入机器人诊疗时血流动力学分析[J]. 中国机械工程, 2023, 34(21): 2592-2599.
- Zhu ZM, Ji SQ, Wang H, et al. Hemodynamics analysis of interventional robots in diagnosis and treatment based on fluid-structure interaction[J]. China Mechanical Engineering, 2023, 34(21): 2592-2599.
- [23] 张世坤, 唐璐, 徐小杰, 等. 胡桃夹综合征血流动力学的血管建模研究[J]. 中国全科医学, 2022, 25(27): 3409-3414.
- Zhang SK, Tang L, Xu XJ, et al. CFD modeling of vascular hemodynamics in nutcracker syndrome[J]. Chinese General Practice, 2022, 25(27): 3409-3414.
- [24] 赵洪明, 彭红梅, 张东威, 等. 椎动脉狭窄临床病例介入治疗前后椎基底动脉血流状况分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(9): 1182-1188.
- Zhao HM, Peng HM, Zhang DW, et al. Status of blood flow in vertebrobasilar artery before and after interventional treatment: an analysis of a case of vertebral artery stenosis[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(9): 1182-1188.
- [25] 马冬冬. 基于有限元的“压力袜-下肢”压力传递与共偶变形研究[D]. 上海: 东华大学, 2018.
- Ma DD. Research on pressure delivery and co-couple deformation of compression stockings-lower limb based on finite element [D]. Shanghai: Donghua University, 2018.
- [26] Zhao SM, Liu R, Wu XB, et al. A programmable and self-adaptive dynamic pressure delivery and feedback system for efficient intermittent pneumatic compression therapy[J]. Sens Actuators A, 2020, 315: 112285.
- [27] Cheung WK. Development and initial evaluation of wireless self-monitoring pneumatic compression sleeves for preventing deep vein thrombosis in surgical patients[D]. Vancouver: University of British Columbia, 2007.
- [28] 苗壮, 刘培来, 卢群山, 等. 一种骨科术后下肢静脉泵运行模式的研究[J]. 实用骨科杂志, 2020, 26(9): 847-850.
- Miao Z, Liu PL, Lu QS, et al. A study on the operation mode of venaflow after orthopaedic surgery [J]. Journal of Practical Orthopaedics, 2020, 26(9): 847-850.
- [29] Coelho Rezende G, O'Flynn B, O'Mahony C. Smart compression therapy devices for treatment of venous leg ulcers: a review[J]. Adv Healthc Mater, 2022, 11(17): e2200710.
- [30] Bhatt M, Ayyalasomayajula KR, Yalavarthy PK. Generalized Beer-Lambert model for near-infrared light propagation in thick biological tissues[J]. J Biomed Opt, 2016, 21(7): 76012.
- [31] Madhu Mohan N, Mariappan L, Jagadeesh Kumar V. A novel signal processing method for the measurement of venous refilling time[C]//2009 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2009: 1501-1504.
- [32] Bhooma G, Kokila S, Jayanthi K, et al. A digital instrument for venous muscle pump test[C]//2011 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2011: 1-4.
- [33] Liu SH, Wang JJ, Chen WX, et al. An examination system to detect deep vein thrombosis of a lower limb using light reflection rheography [J]. Sensors, 2021, 21(7): 2446.

(编辑:陈丽霞)