

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.01.016

生物力学与材料

## 下肢静脉泵压力传递功能的双向流固耦合分析

瞿梓俊, 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:**通过建立下肢静脉泵对下肢作用的双向流固耦合仿真模型,对不同的加压和释压模式进行研究,获取下肢静脉血液的流速分布和产生的功效,为合理设置下肢静脉泵工作参数提供指导。**方法:**以24岁健康男性右小腿为对象,采用3D扫描仪得到其外轮廓;采用彩色多普勒超声仪得到其大隐静脉、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。利用SolidWorks软件构建小腿三维实体模型;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仿真模型。**结果:**探讨下肢静脉泵的加压和释压模式,得到下肢静脉血液的流速分布情况。**结论:**基于下肢静脉泵对下肢作用的双向流固耦合模型,优化了下肢静脉泵的加压和释压模式,可以增强治疗效果,提高功效和安全性。

**【关键词】**静脉血栓;下肢静脉泵;双向流固耦合;仿真模型

**【中图分类号】**R318.01

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)01-0109-06

### Bidirectional fluid-structure interaction analysis on pressure transmission of the venaflow

QU Zijun, LI Jing

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

**Abstract: Objective** To establish a bidirectional fluid-structure interaction model of the venaflow acting on the lower limb for investigating its pressure and depressure modes, and analyzing the velocity distribution of venous flow in the lower limb and therapeutic efficacy, thereby providing guidance for the reasonable setting of working parameters of the Veneflow. **Methods** The right lower limb of a 24-year-old healthy man was taken as the object. The outer contour was obtained with a 3D scanner, and the inner diameters, wall thicknesses and resting blood flow velocities of the great saphenous vein, small saphenous vein and posterior tibial vein were measured with color Doppler ultrasonography. A 3D solid model of the lower limb was built with SolidWorks, and a bidirectional fluid-structure interaction model of the venaflow acting on the lower limb was constructed with Ansys Workbench. **Results** The velocity distributions of venous flow in the lower limb in the pressure and depressure modes of the venaflow were obtained. **Conclusion** Through the analysis with the bidirectional fluid-structure interaction model of the venaflow acting on the lower limb, the pressure and depressure modes of the venaflow are optimized, which can enhance the therapeutic efficacy and improve the safety.

**Keywords:** venous thrombosis; venaflow; bidirectional fluid-structure interaction; simulation model

### 前言

静脉血栓栓塞症是人类第三大血管疾病,有着高病死率、高致残率与高复发率,常见于术后患者与高龄人群<sup>[1]</sup>。该病症包含两个阶段:深静脉血栓与肺栓塞。深静脉血栓可发生于全身各部位静脉,以下肢深静脉居多,若血栓脱落导致肺栓塞则会危及患

者生命<sup>[2]</sup>。施加预防手段能有效降低静脉血栓栓塞症的发生风险,可减轻患者痛苦并降低理疗费用<sup>[3]</sup>。目前该病症的预防主要分为机械预防和药物预防。《中国血栓性疾病防治指南》和《肺血栓栓塞症诊治与预防指南》指出,有静脉血栓栓塞症高风险和高出血风险的患者均应采用机械预防手段<sup>[4-5]</sup>。机械预防工具主要分为间歇式充气加压泵和弹力袜。杨慕维等<sup>[6]</sup>和皮英等<sup>[7]</sup>研究发现,在重症患者的深静脉血栓预防中,使用间歇式充气加压泵比使用弹力袜有更好的预防效果。王前伟等<sup>[8]</sup>和Einstein等<sup>[9]</sup>研究发现,将间歇式充气加压泵与药物结合使用来预防深静脉血栓,可弥补药物抗凝的不足之处。杨晶慧等<sup>[10]</sup>研究发现,对于具有药物禁忌症的患者,使用间

**【收稿日期】**2023-09-09

**【基金项目】**国家自然科学基金(91023049)

**【作者简介】**瞿梓俊,硕士研究生,研究方向:生物材料与力学, E-mail: usteqzj@mail.ustc.edu.cn

**【通信作者】**李静,副教授,研究生导师,研究方向:医学仪器、光机电仪器研发, E-mail: lijing@ustc.edu.cn

歇式充气加压泵是预防深静脉血栓的唯一治疗手段。下肢静脉泵是间歇式充气加压泵的一种,主要由气泵、气囊和控制部分组成。它用于临床上辅助人体肌肉泵工作,通过远心端到近心端分段间歇式加压来促进下肢静脉血液流动,减少静脉瘀滞,从而预防静脉血栓栓塞症<sup>[11-12]</sup>。该装置中气囊对下肢产生的作用力大小、方向和作用时间等会对下肢静脉血液流动产生不同的效果。

本研究利用SolidWorks软件建立小腿的三维实体模型,采用Ansys Workbench软件中双向流固耦合分析对下肢静脉泵的压力传递功能进行仿真研究,探讨静脉泵在不同的加压与释压模式下,下肢静脉血液的流速随时间变化分布情况,本研究对于下肢静脉泵工作控制参数的设置和临床上病人预防深静脉血栓都有着重要意义。

1 计算模型的建立

1.1 三维实体模型

三维实体模型的建立分为外轮廓和内部结构两部分。以24岁健康男性的右小腿为对象,采用3D扫描仪Einscan Pro2x扫描得到外轮廓。在平躺静息15 min后,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直径、血管壁厚与血液静息流速数据(表1)。其他内部

结构数据参考《中华医学百科全书人体解剖学》(简称《全书》)<sup>[13]</sup>,包含人体下肢解剖图、组织位置详解和主要骨骼外轮廓等内容,《全书》中数据均为中国成年人正常值。

表1 3根下肢静脉血管几何参数与静息流速  
Table 1 Geometrical parameters and resting blood flow velocities of 3 lower limb veins

血管名称	内直径/mm	血管壁厚/mm	静息流速/cm·s <sup>-1</sup>
大隐静脉	5.2	0.8	18.37
小隐静脉	2.4	0.6	23.22
胫后静脉	3.6	0.9	19.93

采用SolidWorks平台构建三维实体模型,如图1a所示,模型全长240 mm,与多家公司生产的双下肢静脉泵产品的气囊包裹长度基本一致。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根下肢主要静脉为两根浅静脉与一根深静脉,浅静脉分别是胫骨旁的大隐静脉和小腿肚上的小隐静脉,深静脉为胫后静脉。这些静脉血管的弯曲情况严格根据《全书》中的下肢解剖图解进行分层绘制,尽可能贴近实际生理条件。

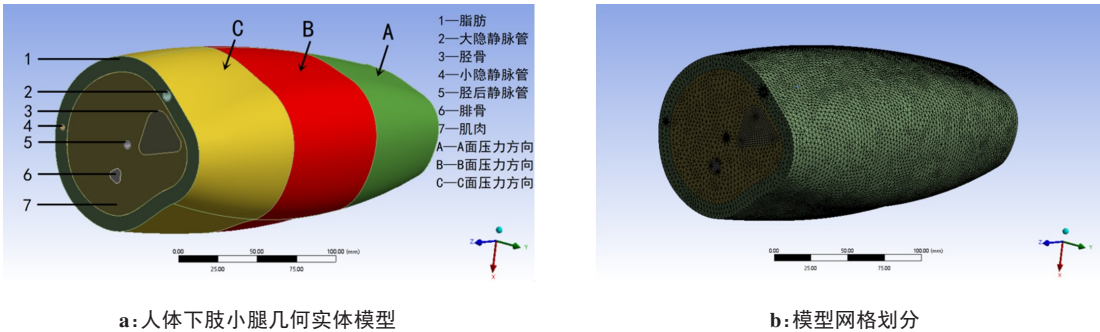


图1 人体下肢小腿实体模型及其网格划分  
Figure 1 Solid model of human lower limb and its meshing

1.2 数值计算方法

使用Ansys Workbench平台搭建双向流固耦合系统,模拟下肢静脉泵压力传递到小腿上时,脂肪、肌肉、血管的组织应力变形与血流的相互作用。固体部分的运动控制方程在拉格朗日描述下表达为<sup>[14]</sup>:

$$\rho_s(\ddot{d}_s - f_s) = \nabla \cdot \sigma_s \tag{1}$$

式中, $\rho_s$ 为固体结构的密度, $\ddot{d}_s$ 为固体结构的位移场,

$f_s$ 为固体结构的体力矢量, $\sigma_s$ 为固体结构的应力张量。

血液在血管中的流动满足流体力学的三大基本方程:连续性方程、动量方程以及能量方程<sup>[15]</sup>。本文不考虑血管中血液的能量传递,血液流体设为牛顿流体,无法压缩且无渗透<sup>[16]</sup>,其不可压缩流体的连续方程用质量守恒定律表示,动量方程用N-S方程<sup>[17]</sup>表示为:

$$\operatorname{div} \boldsymbol{V}=0$$

(2)

$$\rho \frac{d \boldsymbol{V}}{d t}=\rho \boldsymbol{F} \cdot \nabla P+\mu \Delta \boldsymbol{V}$$

(3)

其中,  $\rho$  为血液密度,  $t$  为时间,  $\boldsymbol{V}$  为血流速度,  $P$  为压力,  $\mu$  为血液粘性系数,  $\boldsymbol{F}$  为应力张量。

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<sup>[14]</sup>:

$$d_s=d_f$$

(4)

$$u_s=u_f$$

(5)

$$\sigma_s \cdot n_s=\sigma_f \cdot n_f$$

(6)

其中,  $d$  为位移,  $u$  为速度,  $\sigma$  为应力,  $n$  为边界法向,  $s$  与  $f$  分别指代固体和流体。

双向流固耦合系统计算流程如图2所示, 图中英文为使用的软件和模块工具。三维实体模型采用 SolidWorks 软件统一绘制, 血液部分在血管内直接填充, 所以血液外表面与血管内表面完全吻合。在固体域和流体域通过 Geometry 模块导入三维实体模型后, 各自抑制掉不需要的流体部分和固体部分, 即得到所需的固体模型和流体模型。

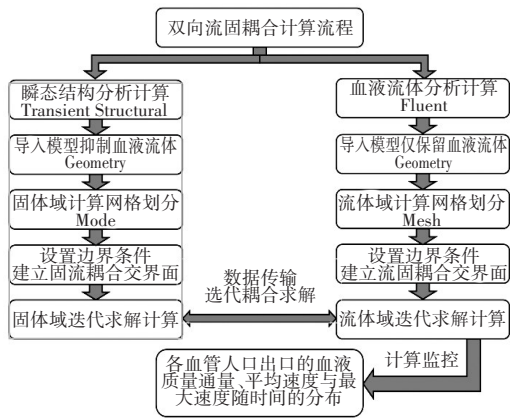


图2 双向流固耦合系统计算流程  
Figure 2 Calculation process of bidirectional fluid-structure interaction system

固体域模型使用 Model 模块进行网格划分, 结果见图1b, 最终网格详细数据见表2, 单元总数为981791。其中血管和骨骼采用“扫略”划分方法, 该方法适用于细长模型, 其余组织选“四面体”网格划分。

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1a所示, 限制两表面沿  $z$  轴即小腿长度方向的位移, 将小腿外壁沿长度方向等距分成图1a所示的 A、B、C 3 段, 载荷的施加方向如箭头所示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, 由离心脏最远端开始沿3段小腿分别加压。

表2 固体域模型的网格划分数据  
Table 2 Meshing data of solid domain model

模型名称	节点总数	单元总数	单元尺寸/mm
脂肪层	419 989	281 372	3.0
肌肉层	759 972	547 089	3.0
腓骨	72 654	15 840	1.5
胫骨	237 765	55 706	1.5
大隐静脉管	140 846	26 664	0.6
胫后静脉管	157 887	29 200	0.6
小隐静脉管	140 382	25 920	0.6

Wall 等<sup>[18]</sup>对目前市面上的下肢静脉泵运行模式进行总结, 基本表现为“充气加压—稳压—放气释压”的过程, 皮英等<sup>[7, 19-21]</sup>在下肢静脉泵的临床研究中也采用了此运行模式。因此, 本研究仿真采用此运行模式, 具体为“静息期—远心端到近心端分段加压至稳定载荷的加压期—保持载荷的加压稳定期—整体释放压力的释压期—静息期”(图3)。固体域的固流耦合交界面选3根静脉血管的内表面, 用于系统耦合数据传输。表3为固体域模型各组织的材料特性参数<sup>[22-23]</sup>。



图3 单次循环的运行模式  
Figure 3 Run mode for a single cycle

表3 人体下肢小腿各组织的材料特性参数  
Table 3 Material characteristic parameters of human lower limb tissues

组织名称	密度/kg·m <sup>-3</sup>	泊松比	弹性模量/MPa
血管壁	1 150	0.45	0.60
脂肪层	1 000	0.46	0.06
骨骼	1 850	0.30	7 300.00
肌肉层	1 100	0.49	0.15

流体域模型命名远心端为血流入口、近心端为血流出口, 如图4所示。使用 Mesh 模块进行网格划分, 网格单元总数为1 751 635, 详细数据见表4。边界条件选择质量流入口, 入口流速采用静息流速。时间设为“瞬态”, 与固体域的结构分析保持一致。粘性模型选择层流, 密度设置为1 055 kg/m<sup>3</sup>, 黏度设置为0.003 Pa·s<sup>[16]</sup>。将血液与血管的交界面设置为流



体域的流固耦合交界面。使用Fluent时,为了导出仿真计算阶段中每个时间步的瞬态数据,需要进行“计算监控”,设置了每根血管出入口的血液质量流量、平均速度与最大速度等监控参数。

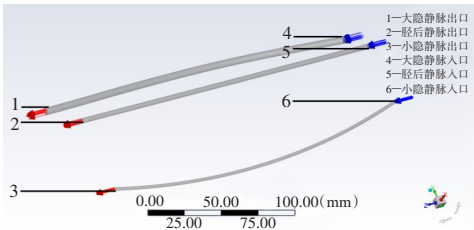


图4 流体域血液模型  
Figure 4 Fluid domain model

表4 流体域模型的网格划分数据  
Table 4 Meshing data of fluid domain model

模型名称	节点总数	单元总数	单元尺寸/mm
大隐静脉血	193 121	1 040 270	0.35
胫后静脉血	95 138	492 824	0.35
小隐静脉血	45 608	218 541	0.35

2 结果

仿真运行平台为64 G内存和3 060显卡的电脑,每秒仿真耗时约为8 h。先对仿真模型计算的收敛性进行验证,然后根据运行模式阶段的不同,分别进行加压模式和释压模式的仿真研究。

2.1 计算的收敛性

为了消除网格划分对计算结果的影响,保证计算结果的准确性,需要在考虑计算时间成本的同时,尽可能进行网格细化,分别对固体域和流体域模型在不同网格数量时的变形最大值进行比较,发现各模型当前网格单元尺寸下的结果与进一步网格细化后的结果相对误差小于1%,因此当前的网格划分可

以保证计算精度。流固耦合采用有限元法进行迭代求解,该法是一种数值分析方法,需考虑收敛性。Workbench通过将节点和单元的“位移”、“应变”和“应力”等参数误差进行无量纲的量化,得到称之为“误差范数”(即“残差”)的值来评估计算误差程度,残差低于设置的收敛阈值即表示计算收敛,本仿真的收敛阈值设置为0.001。流固耦合计算的时间步长设置得越短,结果就会越精确。在单个时间步长的计算中,由于迭代不容易一次收敛成功,所以需要进行多次迭代计算逐渐降低残差,直至低于收敛阈值。若在通过最大迭代次数的计算后,残差仍不能低于阈值,则收敛失败。本仿真的时间步长设置为0.1 s,每个时间步长的最小迭代数为1,最大迭代数为6。仿真计算时,系统耦合迭代监控中每个时间步的迭代残差最终均低于0.001,因此计算收敛。

2.2 加压组的运行模式分析

为模仿下肢静脉泵的分段间歇式加压,将模型沿A、B、C 3段依次施加随时间均匀增加的载荷,不同加压组总时长和最大载荷一致而加压时间不同。王明明等<sup>[24-27]</sup>在使用下肢静脉泵进行实际治疗时,设置的单次运行周期均为20 s。以此为参考,本仿真取总时长22 s(包含单次运行周期20 s)。另外,佳禾公司的KY-331型号下肢静脉泵的最大工作压力可达到26 kPa。刘雪晶等<sup>[28-29]</sup>在临床研究中,使用的下肢静脉泵最大工作压力达到200 mmHg(约26.6 kPa)。本仿真载荷最大值取8 kPa,处于安全阈值内。表5组别中的时间代表该组3段加压的总时长,各段时间均分。“0.9 s加压组”表示每段均加压0.3 s,其载荷-时间分布见图5。图5中斜率上升段为加压段,水平段为稳压段,斜率向下段为释压段。

加压组血液流速-时间分布的结果见图6(这里的血液流速指3根血管在出口的血液平均流速,为面积加权平均值,后文血液流速同此),血液流速比较见表5,表中加压期流速峰值变化百分比a和稳定期流速变化百分比b分别表示为:

表5 加压组的血液流速比较  
Table 5 Comparison of blood flow velocity in pressure groups

组别	加压期流速峰值 $V_p/\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$	加压期流速峰值变化百分比 $a/\%$	稳定期流速 $V_s/\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$	稳定期流速变化百分比 $b/\%$
静息组	19.96	-	19.96	-
0.9 s加压组	22.87	14.58	21.48	7.62
1.8 s加压组	22.19	11.17	21.48	7.62
2.7 s加压组	21.96	10.02	21.48	7.62
3.6 s加压组	21.84	9.42	21.48	7.62
4.5 s加压组	21.77	9.07	21.48	7.62

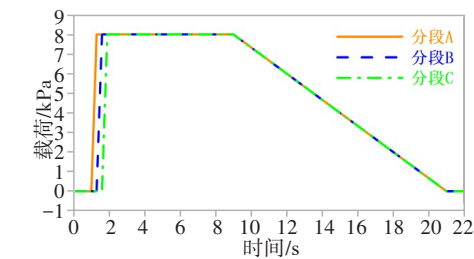


图5 “0.9 s加压组”载荷-时间分布  
Figure 5 Load-time distribution of the "0.9 s pressure group"

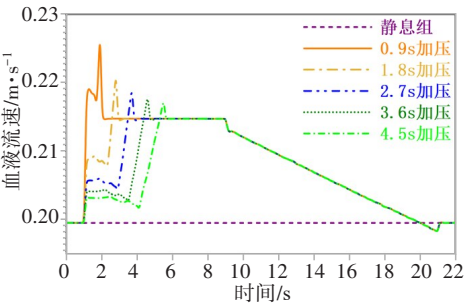


图6 加压组的血液流速-时间分布  
Figure 6 Variations of blood flow velocity over time in pressure groups

$$a = \frac{(V_h - V_0)}{V_0} \times 100\% \tag{7}$$

$$b = \frac{(V_s - V_0)}{V_0} \times 100\% \tag{8}$$

其中,  $V_h$  为加压期流速峰值,  $V_0$  为静息血液流速,  $V_s$  为稳定期流速。

研究表明, 静脉血液流速增加的幅度是衡量装置有效性的一个很好的血液动力学指标, 因为较高的速度可能会导致静脉血栓栓塞率下降<sup>[30]</sup>, 但尚无相关文献探究血液流速增加量的安全范围。山东大学的苗壮等<sup>[19]</sup>采用临床下肢静脉泵对健康人群进行加压, 同时采用彩色多普勒超声仪测量股静脉(3根下肢主要静脉汇入股静脉)血液流速, 分别得到流速峰值和稳定期流速以及它们各自的变化百分比, 本仿真的结果在他们统计得到的范围之内。

图6和表5显示, 不同加压速度下得到的加压稳定期流速均一致, 说明稳定期的血液流速与加压快慢无关, 稳定期血液流速相比静息期提高7.62%。在本研究仿真的设置参数下, 载荷最大值相同, 缩短加压期时长, 可提高加压期峰值流速, 增强该阶段治疗效果。并且在加压期和加压稳定期总时长一定的情况下, 缩短加压期时长可提高单周期内加压稳定期的占比, 可更有效地促进血液回流到心脏(即血液回流), 减少静脉瘀滞。

2.3 释压组的运行模式分析

释压组设置有匀速释压与变速释压两组。匀速释压组释压速度保持不变, 变速释压组释压速度由快逐渐变慢, 模拟自由放气时的压力变化。释压组血液流速-时间分布的结果见图7。匀速释压组的血液流速整体大于变速释压组, 说明均匀释压相比自由放气释压在功效上更优。此外, 释压期开始时, 自由放气的气囊陡然排气, 可能造成血管回弹过快。Wonhee等<sup>[31]</sup>认为血管回弹速度过快可能会造成血液逆流破坏静脉瓣, 因此在安全性上也是匀速释压组占优。

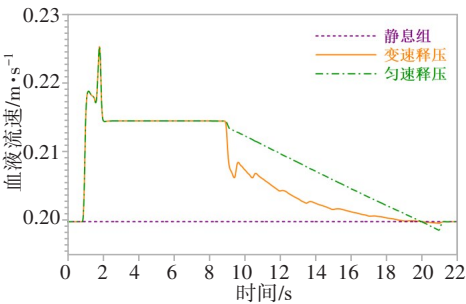


图7 释压组的血液流速-时间分布  
Figure 7 Variations of blood flow velocity over time in depressure groups

3 结论

为了探索下肢静脉泵在不同的加压和释压模式下, 下肢血液的流速变化分布情况, 本文构建下肢静脉泵对下肢作用的双向流固耦合模型。通过3D扫描仪与彩色多普勒超声仪扫描24岁健康男性的右小腿, 分别得到外轮廓与大隐静脉、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。本研究利用SolidWorks软件构建三维实体模型, 使用Ansys Workbench软件建立结构分析与流体分析两模块, 连接两模块搭建双向流固耦合系统, 进而实现下肢静脉泵对下肢施加压力功能的仿真分析。仿真结果表明, 加压期可通过缩短加压时间提升加压速度, 提高单周期内加压稳定期的占比, 更有效地促进血液回流; 释压期采用均匀释压相比自由放气释压在功效和安全上均占有优势。

【参考文献】

[1] 张智辉, 彭亦通. 院内静脉血栓栓塞症防控的现状和策略[J]. 广东医学, 2022, 43(3): 271-275.  
Zhang ZH, Peng YT. Current status and strategies for prevention and control of in-hospital venous thromboembolism [J]. Guangdong Medical Journal, 2022, 43(3): 271-275.

- [2] 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.
- [3] 中华医学会骨科学分会. 中国骨科大手术静脉血栓栓塞症预防指南[J]. 中华骨科杂志, 2016, 36(2): 65-71.  
Chinese Orthopaedic Association. Guidelines for the Prevention of venous thromboembolism in major orthopaedic surgery in China[J]. Chinese Journal of Orthopaedics, 2016, 36(2): 65-71.
- [4] 《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.
- [5] 中华医学会呼吸病学分会肺栓塞与肺血管病学组, 中国医师协会呼吸医师分会肺栓塞与肺血管病工作委员会, 全国肺栓塞与肺血管病防治协作组. 肺血栓栓塞症诊治与预防指南[J]. 中华医学杂志, 2018, 98(14): 1060-1087.  
Pulmonary Embolism and Pulmonary Vascular Disease Group of Respiratory Disease Branch of Chinese Medical Association, Working Committee of Pulmonary Embolism and Pulmonary Vascular Disease of Respiratory Doctor Branch of Chinese Medical Doctor Association, National Cooperative Group of Prevention and Treatment of Pulmonary Embolic Disease and Pulmonary Vascular Disease. Guidelines for the diagnosis, treatment and prevention of pulmonary thromboembolism[J]. National Medical Journal of China, 2018, 98(14): 1060-1087.
- [6] 杨慕维, 刘高, 和意娟, 等. 机械预防对卒中患者静脉血栓栓塞预防效果的meta分析[J]. 中国卒中杂志, 2021, 16(11): 1115-1122.  
Yang MW, Liu G, He YX, et al. Mechanical prophylaxis for venous thromboembolism in stroke patients: a meta-analysis[J]. Chinese Journal of Stroke, 2021, 16(11): 1115-1122.
- [7] 皮英, 王练, 张宏, 等. 间歇充气加压预防重症患者下肢DVT效果研究[J]. 齐鲁护理杂志, 2015, 21(23): 9-11.  
Pi Y, Wang L, Zhang H, et al. Effect of intermittent pneumatic compression on preventing DVT of lower limbs in critically ill patients[J]. Journal of Qilu Nursing, 2015, 21(23): 9-11.
- [8] 王前伟, 李春民. 压力治疗在下肢深静脉血栓防治中的应用[J]. 中国医药, 2018, 13(10): 1589-1592.  
Wang QW, Li CM. Application of pressure therapy in prevention and treatment of deep venous thrombosis of lower limb[J]. Chinese Medicine, 2018, 13(10): 1589-1592.
- [9] Einstein MH, Kushner DM, Connor JP, et al. A protocol of dual prophylaxis for venous thromboembolism prevention in gynecologic cancer patients[J]. Obstet Gynecol, 2008, 112(5): 1091-1097.
- [10] 杨晶慧, 甘秀妮, 李钱玲, 等. 不同间歇充气加压治疗方案对骨科大手术病人深静脉血栓预防效果的系统评价[J]. 循证护理, 2018, 4(12): 1057-1066.  
Yang JH, Gan XN, Li QL, et al. Prevention of deep venous thrombosis in major orthopedic patients with different intermittent pneumatic compression regimens: a systematic review[J]. Chinese Evidence-Based Nursing, 2018, 4(12): 1057-1066.
- [11] 赵月, 刘原源, 程兆忠. 静脉血栓栓塞症机械预防的研究进展[J]. 国际呼吸杂志, 2020, 40(6): 455-459.  
Zhao Y, Liu YY, Cheng ZZ. Research progress on mechanical prophylaxis of venous thromboembolism[J]. International Journal of Respiration, 2020, 40(6): 455-459.
- [12] 谢煜, 任冰, 刘云. 间歇性充气加压装置预防骨科大手术患者深静脉血栓的研究进展[J]. 中华护理杂志, 2016, 51(6): 667-670.  
Xie Y, Ren B, Liu Y. Research progress of intermittent pneumatic compression device in prevention of deep venous thrombosis in patients undergoing major orthopedic surgery[J]. Chinese Journal of Nursing, 2016, 51(6): 667-670.
- [13] 柏树令. 中华医学百科全书人体解剖学[M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2015: 489-490.  
Bai SL. Encyclopedia of Chinese medicine human anatomy[M]. Beijing: Peking Union Medical College Press, 2015: 489-490.
- [14] 苏波, 钱若军. 流固耦合方程的建立及耦合数据传递[C]//庆祝刘锡良教授八十年华诞暨第八届全国现代结构工程学术研讨会论文集. 2008: 624-629.  
Su B, Qian RJ. Establishment of Fluid-Structure Interaction Equation and Transmission of Coupling Data[C]//In Celebration of the 80th Birthday of Professor Liu Xiliang and Proceedings of the 8th National Symposium on Modern Structural Engineering, 2008: 624-629.
- [15] 李燕楠, 刘树勇, 吴杰长, 等. 基于流固耦合的管路泄漏振动信号仿真研究[J]. 舰船电子工程, 2020, 40(5): 85-89.  
Li YN, Liu SY, Wu JC, et al. Simulation research on vibration signal of pipeline leakage based on fluid-structure interaction[J]. Ship Electronic Engineering, 2020, 40(5): 85-89.
- [16] 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.
- [17] 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. Analysis of blood flow of vertebrobasilar artery before and after interventional therapy in patients with vertebral artery stenosis[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(9): 1182-1188.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] 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 J, Xu Y, et al. Prevention of deep venous thrombosis of lower extremity after hip replacement by intermittent pneumatic pressure pump[J]. Journal of Clinical and Pathological Research, 2022, 42(6): 1437-1442.
- [21] 崔妍, 黄亚雪, 董燕. 下肢空气压力泵对妊娠期高血压患者静脉血栓栓塞性疾病的预防效果分析[J]. 广西医科大学学报, 2021, 38(3): 574-577.  
Cui Y, Huang YX, Dong Y. The preventive effect of lower extremity air pressure pump on venous thromboembolic diseases in patients with hypertension during pregnancy[J]. Journal of Guangxi Medical University, 2021, 38(3): 574-577.
- [22] 马燕山. 人体动脉的计算流体力学模拟与分析[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2016.  
Ma YS. Computational fluid dynamics simulation and analysis of human artery[D]. Shijiazhuang: Hebei Medical University, 2016.
- [23] 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 transfer and dual deformation of "pressure sock-lower limb" based on finite element[D]. Shanghai: Donghua University, 2018.
- [24] 王明明. 空气波压力治疗仪联合“5A”护理在预防结直肠癌术后患者下肢深静脉血栓形成中的临床效果[J]. 医疗装备, 2022, 35(6): 183-185.  
Wang MM. Clinical effect of air wave pressure therapeutic apparatus combined with "5A" nursing in the prevention of deep venous thrombosis of lower limbs in patients with colorectal cancer after operation[J]. Medical Equipment, 2022, 35(6): 183-185.
- [25] 贺秋琴, 成静. 空气波压力治疗仪联合四步肢体锻炼对大肠癌术后下肢深静脉血栓形成的影响[J]. 医学理论与实践, 2023, 36(1): 162-163.  
He QQ, Cheng J. Effect of air wave pressure therapeutic apparatus combined with four-step limb exercise on deep venous thrombosis of lower extremity after colorectal cancer surgery[J]. Medical Theory and Practice, 2023, 36(1): 162-163.
- [26] 张丽桃, 马玉华, 吕荣钊. 空气波压力治疗仪预防全麻术后下肢深静脉血栓的效果[J]. 中国医学装备, 2019, 16(2): 77-79.  
Zhang LT, Ma YH, Lü RZ. Effect of air wave pressure therapeutic apparatus in preventing postoperative deep venous thrombosis of lower limbs with general anesthesia[J]. China Medical Equipment, 2019, 16(2): 77-79.
- [27] 喻玲艳, 刘峥, 田少娟, 等. 气压泵联合优质护理对老年股骨骨折患者术后下肢深静脉血栓形成的预防效果[J]. 医疗装备, 2022, 35(22): 176-178.  
Yü LY, Liu Z, Tian SJ, et al. Preventive effect of pneumatic pump combined with high quality nursing on lower extremity deep venous thrombosis in elderly patients with femoral fracture after operation[J]. Medical Equipment, 2022, 35(22): 176-178.
- [28] 刘雪晶, 李晓允, 任环宇, 等. 间歇充气加压联合低分子肝素预防下肢深静脉血栓形成的临床研究[J]. 护理研究, 2011, 25(3): 241-242.  
Liu XJ, Li XY, Ren HY, et al. Clinical research on intermittent pneumatic compression combining with low molecular weight heparin to prevent deep vein thrombosis for patients[J]. Chinese Nursing Research, 2011, 25(3): 241-242.
- [29] 唐进, 杨涛, 熊小江, 等. 空气波压力治疗预防全膝关节置换术后下肢深静脉血栓[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(52): 8981-8986.  
Tang J, Yang T, Xiong XJ, et al. Air wave pressure therapy in prevention of deep vein thrombosis of the lower extremity after total knee arthroplasty[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2013, 17(52): 8981-8986.
- [30] Loic E, Thomas L. Effects of graduated compression stockings, local vibration and their combination on popliteal venous blood velocity[J]. Phlebology, 2020, 35(7): 505-512.
- [31] Wonhee L, Hyun SJ, Beom KH, 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.

(编辑: 陈丽霞)