

文章编号:1004-7220(2014)06-0511-06

流固耦合分析颈椎生理活动对椎动脉血流动力学的影响

王辉昊¹, 陈博², 詹红生¹, 李玲慧¹, 杜国庆¹, 石印玉¹

(1. 上海中医药大学附属曙光医院 石氏伤科医学中心, 上海市中医药研究院骨伤科研究所, 上海 201203;
2. 上海市伤骨科研究所, 上海 200025)

摘要:目的 建立椎动脉(vertebral artery, VA)流体有限元模型,进行流固耦合计算,以深入了解颈椎活动与VA血流流体力学之间生物力学关系。方法 基于正常人颈椎(C0~T1)及双侧椎动脉三维有限元模型,模拟颈椎前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转,观察颈椎活动对VA血管壁应力的影响,并通过流固耦合计算血管壁与流体相互作用,获取血流动力学参数。结果 颈椎活动过程中,VA血管壁的最大应力通常集中在两侧C2横突孔处(入颅方向的第2个弯曲),后伸和侧弯较旋转活动时血管壁最大应变最为明显,应变比值分别为23.04%和35.5%。侧弯活动时,血管最大应力位于对侧横突孔;旋转活动时,血管应变位于同侧横突孔。颈椎活动度方面,最低流速值几乎均出现在生理活动范围的30%~40%。颈椎前屈、后伸活动时,双侧VA流速-时间变化曲线相似,且在0.5s内,都完成了2次流速增减的循环。侧弯时,同侧VA的波峰和波谷早于对侧VA出现;而旋转时,同侧VA的波峰和波谷晚于对侧VA出现。结论 双侧VA血管壁所受应力特点、流速-时间变化曲线等结果能与其他实验结果相互验证,并能合理解释相关临床现象。建立的VA模型将为VA相关疾病研究提供较理想的平台。

关键词: 颈椎; 椎动脉; 有限元分析; 流固耦合; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Fluid-structure interaction analysis on hemodynamics of vertebral arteries during physiological activities of cervical spine

WANG Hui-hao¹, CHEN Bo², ZHAN Hong-sheng¹, LI Ling-hui¹, DU Guo-qing¹, SHI Yin-yu¹ (1. Shi's Center of Orthopedics and Traumatology, Shuguang Hospital Affiliated to Shanghai University of TCM, Institute of Traumatology & Orthopedics, Shanghai Academy of TCM, Shanghai 201203, China; 2. Institute of Orthopaedics and Traumatology, Shanghai 200025, China)

Abstract: **Objective** To further understand the biomechanical relationship between activities of cervical spine and blood flow of vertebral artery (VA) by developing the VA finite element model and calculating the fluid-structure interaction. **Methods** Based on the normal model of cervical spine and the developed C0-T1 finite element model with bilateral VA, the flexion and extension, right and left lateral bending, right and left axial rotation movement of cervical spine at physiological velocity were simulated. The effects of cervical activities on stress of vertebral arterial wall were observed, and the biomechanical interaction between the vessel wall and fluid was calculated by fluid-structure interaction equation to obtain the hemodynamic parameters. **Results** The maximum stress was usually concentrated on the both sides of C2 transverse foramen, where the second arc of vertebral arterial wall protruded into the cranial direction during cervical activities. The maximum strain of the vessel wall was most obvious

收稿日期:2013-11-27; 修回日期:2014-01-13

基金项目:“中医骨伤科学”国家重点学科(100508), 国家自然科学基金资助项目(81001528), 上海领军人才项目(041), 上海市科委重点项目(09dz1973800), 上海高校“中医脊柱病损研究”创新团队建设项目(2009-26)。

通信作者:詹红生, 主任医师, 教授, Tel:(021)20256519; E-mail: zhanhongsheng2010@163.com。

during the extension and lateral bending movement, with strain ratio of 23.04% and 35.5%, respectively. The maximum stress on the vessel was located in the position of contralateral transverse foramen during lateral bending movement, while the maximum strain on the vessel was located in the position of ipsilateral transverse foramen during rotation movement. In aspect of cervical spine range of motion (ROM), the minimum volume flow rate occurred within 30%-40% of the physiological ROM. The volume flow rate-time curve of bilateral VA was similar during flexion and extension movement, when the circulation of flow rate was completed for two times within 0.5 s. The peak and valley of ipsilateral blood flow in volume flow rate-time curve occurred earlier than that of contralateral blood flow during lateral bending movement, while the results of rotation movement were opposite.

Conclusions The obtained stress features of bilateral VA vessel and the law of the volume flow rate-time curve validated the experimental results with those in the literature, which could reasonably explain the clinical phenomenon. The established model would provide an ideal platform for researches on vertebral artery-related diseases.

Key words: Cervical spine; Vertebral artery; Finite element analysis; Fluid-structure interaction; Biomechanics

椎动脉 (vertebral artery, VA) 血流量占脑血流量的 11.5%, 是保障脑干、小脑和大脑后部血液供应的主要血管^[1], 特殊的解剖结构和位置使其在颈部循环系统中尤为重要。VA 的上部存在 3~5 个弯曲, 可以在颈部旋转时使 VA 具备一定缓冲能力, 不会造成血管闭塞, 但也会引起血流速度不均匀, 易发生管壁硬化和堵塞^[2]。

颈椎与 VA 之间独特的解剖结构和生理特征, 使该区域的生物力学机制复杂多变。超声波常被用于检查 VA 血流正常与否, 但相关研究的结论并不一致^[3-5]。限于检查条件, 超声检测难以获取人体活动过程中颈椎与 VA 之间以及血管与血流之间的生物力学关系。有限元模型正在被越来越多地应用于颈椎生物力学研究^[6-8], 而许多学者也在不断尝试人体内流体结构的仿真。理论上, 血管壁与血流的流固耦合作用能反映在体血管的受力和变形情况, 而血管弯曲状态时受力、变形的流场分布信息有助于研究血管弯曲处的病理状态及其影响。但完成一个可以同时实现模拟固体和流体力学状态的模型, 需要解决逼真的几何形状、非线性弹性材料性质、血管壁可变形、血液的非牛顿性和血管壁与血液的耦合作用等问题, 才能准确获得人体血管内部的力学变化特征^[9]。

本文旨在建立一个正常人颈椎模型及双侧 VA 流体模型, 模拟颈椎生理活动, 观察颈椎活动对 VA 的应变效应, 并流固耦合计算血管应变对 VA 血流的流速-时间曲线的作用。

1 材料与方法

1.1 样本来源

招募 1 例健康女性志愿者, 46 岁, 身高 165 cm,

体重 63 kg, 问诊无症状主诉, 动静态触诊及 X 线检查排除颈椎明显退变、脊柱感染、骨折、肿瘤、结核、严重脊柱畸形、严重骨质疏松、强直性脊柱炎、Paget 病和颈椎外创史等情况。自愿参加本研究, 签署知情同意书。本研究经中国注册临床试验伦理审查委员会许可 (批准号: ChiECRCT-2013009)。

1.2 数据获取

上海中医药大学附属曙光医院放射科提供的 GE Light Speed VCT 64 层螺旋 CT 扫描及断层图像灰度处理。受试者仰卧位, 颈肩背部自然放松, 保持扫描断面与身体垂直。血管造影剂: 肘静脉注射碘海醇 80 mL, 18 s 后增强扫描。扫描枕骨底 C0 上 2 mm 至 T1 下 2 mm 获得体层图像。条件: 140 kV, 200 mA, 层厚 0.625 mm。分辨率 512 × 512 像素, 获得 385 幅二维断层 DICOM 图像。

1.3 正常人颈椎模型的前处理

本课题组已完成了正常人颈椎静态模型的建立^[10], 预设纯扭矩为 1.5 N · m, 测得颈椎相对活动范围 (range of motion, ROM) 与文献验证可靠。将该模型转换为动态模型以完成流固耦合计算, 将模型 ROM 转化为弧度, 其换算公式为: 弧度 = 角度 / 180 × π; 速度计算公式为: $v = \text{弧度} / \text{时间}$ 。设定生理活动时间为 0.5 s, 则 v 值为: 前屈 1.82 (x 轴正向), 后伸 -1.82 (x 轴负向), 左侧弯: 1.38 (y 轴正向), 右侧弯: -1.38 (y 轴负向), 左旋: 2.04 (z 轴正向), 右旋: -2.04 (z 轴负向)。

颈椎 CT 图像资料来源于同一位受试者同一时间采集。首先将 VA 的 CT 断层图像数据导入 Mimics 13.1, 获得血管壁三角面片模型, 然后导入 Geomagic 8.0, 转化为 NURBS 曲面模型。将模型导

入 Hypermesh 11.0 划分血管壁固体网格与内部流体网格,将网格质量 Jacobian 比控制在 0.6 以上;CFD 模块下设置组件:Fluid(流体)、Inflow(血管入口)、Outflow(血管出口)和 Wall(血管壁),其中 Fluid 采用 C3D4 单元,Inflow、Outflow 和 Wall 采用 S3 单元。血管壁设定为均匀、各项同性的弹性材料,弹性模量为 3 MPa,泊松比为 0.45。然后将颈椎模型与 VA 血管壁模型共同导入 Hypermesh 软件,进入 ABAQUS 的 Explicit 模块,在 Analysis 中将 Moment(扭矩)转换为 Constraints(约束),加载类型为 Velocity,自由度活动方向设置为前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转。颈椎椎体与血管壁均为固体部分,两者之间设置为一般接触关系(general contact)。血管壁与内部血流之间设置为流固耦合关系,相互耦合的物理量为节点坐标(N Position)。颈椎模型的平均 ROM 转换为弧度,设定场变量输出间隔数为 50。

1.4 VA 流体模型的建立

将 VA 血管壁模型导入 ANSYS 13.0 的 Fluent 模块,设置为流体模型。流体(血液)属性设定为无梯度变化的层流方式,具有各向同性、不可压缩、恒定密度和黏度的牛顿流体,密度为 $1\ 050\ \text{kg/m}^3$,黏度为 $3.48\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ ^[11]。边界设定:血管入口速度 $0.16\ \text{m/s}$,出口压力 $0\ \text{Pa}$ ^[12]。流体采用动态网格,离散系数为 1。由于颈椎活动时,横突孔压迫导致的血管壁变形远大于内部血流对血管壁的影响,故本实验不考虑流场对血管壁的作用力。根据人体生理情况,预设颈椎向各方向活动时间为 $0.5\ \text{s}$,时间步数为 101,时间步长为 $5\ \text{ms}$ 。

1.5 流固耦合计算

完成颈椎动态模型和 VA 流体模型设置后,运行多物理场耦合软件 MpCCI 4.2,选择 ABAQUS 和 Fluent 作为耦合求解器。然后分别将 6 个活动方向的颈椎模型.inp 文件提交 ABAQUS,同时将流体模型.cas 文件提交 Fluent,耦合时间步长设定为 $5\ \text{ms}$,依次进行流固耦合计算。

2 结果

2.1 VA 流体模型

模型共包含 8 144 个节点,40 520 个单元,8 个组件,2 种单元类型,2 种材料及属性,并设定血流出入口。模型清晰完整地展现了双侧 VA 解剖结构,

VA 模型与颈椎模型整合后,可以较真实地反映颈椎及附属结构的空間位置关系(见图 1)。

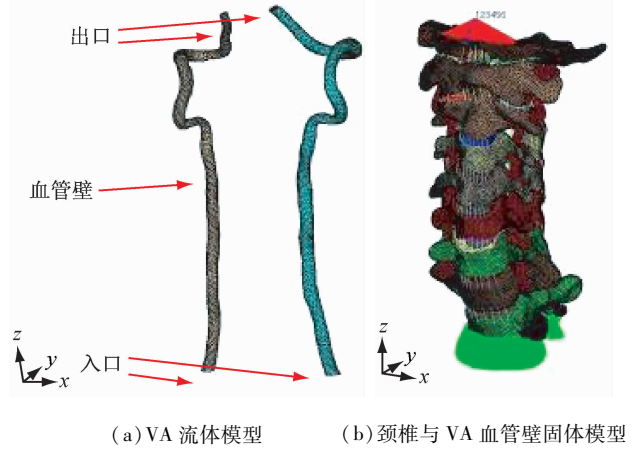


图 1 全颈椎有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the cervical spine (a) Model of left and right VA, (b) Model of cervical spine and bilateral VA

2.2 颈椎与 VA 模型的流固耦合计算结果

2.2.1 血管表面应变 颈椎模型在 ABAQUS 6.12-1 中模拟前屈、后伸、侧弯、旋转,观察血管壁(固体)模型的表面应变情况(应力变化区间设定为 6 个大小等级)。结果显示,颈椎活动过程中,最大应力均集中在 C2 横突孔内的血管壁表面(入颅方向的第 2 个弯曲)。旋转活动时,血管壁最大应变值较小,平均为 8%,应力集中于同侧横突孔;侧弯活动时,血管壁最大应变值最明显,平均为 35.5%,约为旋转时的 4 倍,其中左侧略小于右侧,最大应力集中于对侧横突孔;后伸活动约为前屈活动血管壁最大应变值的 2 倍,是旋转活动的 3 倍。各自由度活动下血管壁最大应变、对应时间及区域见表 1。

表 1 各个自由度活动下双侧血管最大应变、对应时间点及对应椎体区域

Tab. 1 Maximum value of strain and corresponding time point and region on bilateral VA under six degrees of freedom

	应变/%	时间点/s	区域
前屈	11.15	0.5	C2 右横突孔内前下侧
后伸	23.04	0.39	C1 右椎弓根上面
左侧弯	30.54	0.5	C2 右横突孔内前上侧
右侧弯	40.43	0.5	C2 左横突孔内外侧
左旋	7.76	0.5	C2 左横突孔内前侧
右旋	8.15	0.23	C2 右横突孔内前下侧

2.2.2 VA 血流量 颈椎各活动工况下,血管壁因颈椎活动而发生变形,并对流体产生影响。颈椎活动度方面,最低流速值几乎均出现在生理活动范围的30%~40%。两侧动脉最小流速比值、对应时间和对应椎体活动度以及C2椎体活动度和颈椎活动度及其比值见表2。记录出口血流速-时间变化曲线,

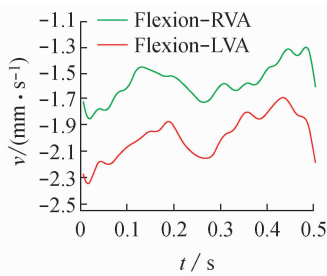
原始图形噪声信号干扰较大,曲线波形呈锯齿状,故将数据导入 Origin 8.0,采用快速傅立叶变换滤波方法(FFT filtering)降噪平滑处理,提高信噪比后,波形明显改善,图形表达更清晰直观。

图3所示为VA模型在0.5s内各工况时出口血流量的流速-时间变化曲线。

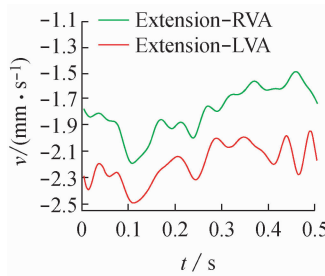
表2 各自由度活动下两侧VA血流量参数

Tab.2 Blood flow parameter of the bilateral vertebral artery under six degrees of freedom

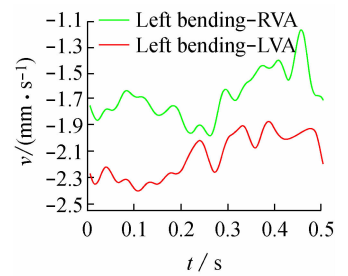
	左侧 VA				右侧 VA			
	时间 点/s	流速比 值/%	C2 活动度/(°) (与正常比值/%)	颈椎活动度/(°) (与正常比值/%)	时间 点/s	流速比 值/%	C2 活动度/(°) (与正常比值/%)	颈椎活动度/(°) (与正常比值/%)
前屈	0.3	70.7	2.17 (8.75)	6.98 (38.4)	0.465	70.8	3.2 (12.9)	8.03 (44.1)
后伸	0.43	84.7	5.49 (15.2)	4.98 (20.3)	0.47	78.7	0.95 (2.6)	7.55 (30.8)
左侧弯	0.375	78.8	11.9 (34.3)	5.95 (29.8)	0.46	51.5	16.1 (46.4)	7.02 (35.1)
右侧弯	0.36	73.0	11.58 (37.1)	5.65 (29.6)	0.32	77.0	9.03 (28.9)	5.1 (26.7)
左旋	0.5	89.6	34 (100)	6.45 (26.3)	0.265	92.7	12.4 (31.2)	3.32 (13.6)
右旋	0.225	89.2	6.67 (21.0)	3.32 (14.2)	0.23	88.8	7.71 (24.2)	6.06 (25.9)



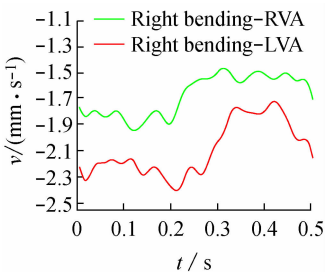
(a)前屈



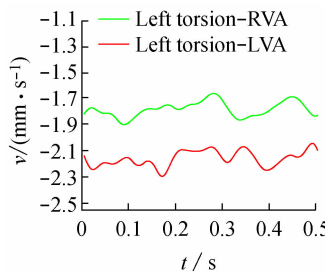
(b)后伸



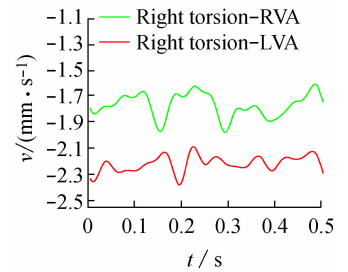
(c)左侧弯



(d)右侧弯



(e)左旋状态



(f)右旋状态

图3 模型在0.5s内各工况的出口血流量的流速-时间变化(波峰表示流速下降,波谷表示流速上升)

Fig.3 Flow rate-time curve of the model at outlet cross-section during 0.5 s under different cervical activities

(a) Flexion, (b) Extension, (c) Left lateral bending, (d) Right lateral bending, (e) Left torsion, (f) Right torsion

前屈后伸活动时,双侧 VA 出口血流流速-时间曲线的变化总体趋势一致。前屈过程中,颈椎活动最初阶段均出现流速下降现象,可能是因为前屈动作使血流呈现短时压缩(近 0.2 s),而随后压缩力减小使流速上升(近 0.26 s),但未恢复至入口流速;随着前屈幅度加大,血流继续压缩(0.46 s),流速随之下降,当接近前屈极限,压缩力明显减弱,而流速则迅速反弹至入口流量。后伸过程则呈现与前屈相反的趋势,颈椎活动最初阶段使血流获得一定拉伸力(0.1 s),流速迅速增加,随后拉伸力减小而出现流速下降至入口流速附近(0.25 s),然后整体呈现流速下降趋势,但在 0.45 s 时,左侧流速突然升高,可能是血管壁与椎体直接接触后产生震荡。侧弯活动时,双侧 VA 出口血流流速-时间曲线的变化图形相似,同侧 VA 的波峰和波谷早于对侧 VA 出现,约提前 0.1 s。左侧弯时,左侧 VA(LVA)在 0.1 s 时出现最快流速,0.375 s 出现最低流速,而右侧 VA(RVA)则分别在 0.26 s 和 0.46 s 出现,0.46 s 出现的瞬间巨幅减少;右侧弯时,LVA 在 0.21 s 出现最快流速,0.36 s 出现最低流速,而 RVA 则分别在 0.12 s 和 0.32 s 出现。旋转活动时,双侧 VA 出口血流流速-时间曲线的变化图形相似,同侧 VA 的波峰和波谷晚于对侧 VA 出现(近 0.2 s),另外,同侧 VA 比对侧 VA 波动幅度明显增大。左旋时,LVA 在 0.17 s 出现最快流速,而在 0.5 s 为最低流速(极限位),而 RVA 则分别在 0.09 s 和 0.265 s 出现;右旋时,LVA 在 0.2 s 出现最快流速,0.225 s 为最低流速,而 RVA 分别出现在 0.3 s 和 0.23 s。

3 讨论

本研究将人体 VA 的 CT 数据分别导入 Mimics 13.1、Hypermesh 11.0、ABAQUS 6.12-1、ANSYS 13.0 的 Fluent 模块、MpCCI 4.2 等软件,依次进行固体和流体模型创建、生理环境预处理、有限元静态模型试算和动态模型的流固耦合计算。基于前期已建立的一个验证可靠的非线性颈椎有限元模型,添加了双侧 VA 流体模型,实现了 2 个模型的流固耦合分析,较完整模拟了正常人颈椎生理活动过程中(前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转),并分别完成了 VA 血管的应变仿真和血管与血流的流固耦合计算。

应变结果显示,颈椎活动过程中,VA 的最大应力基本集中在 C2 横突孔内(入颅的方向第 2 个弯曲),这与以往标本研究结果一致^[13]。颈椎活动过程中,最大应力均集中在 C2 横突孔内的血管壁模型表面(入颅方向的第 2 个弯曲)。旋转活动时的血管壁最大应变值较小,应力集中于同侧横突孔;屈伸活动时的血管壁最大应变值次之;侧弯活动时,血管壁最大应变值最明显,血管壁最大应力集中于对侧横突孔,左侧应变略小于右侧,推测与受试者个体差异有关^[14]。

血流速-时间变化数据显示,屈伸活动对双侧 VA 的出口流速影响相似,即出口血流速-时间曲线趋势相同。前屈活动时,血流可能因压缩效应的增加和减少而出现流速先降后升的现象,而后伸活动则出现了与之相反的拉伸效应,血流速呈现先升后降的情况。在 0.5 s 内,都完成了 2 次循环。侧弯和旋转活动时,两侧 VA 的出口血流流速-时间曲线出现峰值和最低值的时间明显不同,并且向一侧活动时同侧的 VA 受到的影响明显较大,而 0.46 s 出现的血流速下降至 50%,表明该受试者存在潜在的病变。侧弯活动时,向一侧弯曲时同侧 VA 的波峰和波谷早于对侧 VA 出现。旋转活动时,向一侧旋转时同侧 VA 的波峰和波谷晚于对侧 VA 出现。这可能是因为侧弯活动时,同侧 VA 血管壁受到椎体压力明显高于对侧,引起血流速的峰值和最低值早于对侧出现;而旋转活动时,血管壁受到椎体压力和剪切作用,使同侧 VA 的血流速的峰值和最低值晚于对侧,同时波动幅度明显较大,这可能是 VA 病变患者旋颈实验阳性的原因之一。从与颈椎活动度的关系看,生理状态下,双侧 VA 最低血流速出现时屈伸、侧弯和旋转活动角度基本相似;病理状态时,可以从上述规律初步判断病变血管。

上述结果表明,血流速与血管壁应变并非为线性关系,最大应变值通常在极限位出现,而血流速在颈椎活动时便出现大幅波动,这与以往研究结果一致^[15]。当 VA 平均流速下降 17%~30%^[16],椎-基底动脉供血范围内器官就会因缺血而影响其功能,并产生眩晕发作症状。本模型的受试者无症状产生,可能是由于年龄较轻,无慢性疾病史,代偿功能良好。如果有患者因颈椎源性病变造成一侧血管血流量下降,而颈椎活动过程中某个角度使健侧血管

血流量瞬间大量减少,VA 总血流量就会出现失代偿,进而可能出现颈性眩晕。

动脉血管流固耦合是血流动力学研究的热点和难点,虽然在理论上本模型能够实现颈椎和 VA 力学关系的仿真,但在未来研究中,还需要解决下列问题:①模型评价。本模型参数设置均来源于文献,以获得更好的重复性。事实上,测量志愿者 VA 内的血流速和舒张压、收缩压,并据此确定模拟的边界和初始条件,用这样的数据计算和测量的个体生物力学结果有更好的相关性^[17]。②血流简化。颈椎活动时,横突孔压迫导致的血管壁变形远大于内部血流对血管壁的影响,血流对血管壁的影响几乎可以忽略不计,故本实验未考虑流场对血管壁的作用力。③个体化。颈部颈椎运动或不稳时,VA 周围组织受波动导致血流逐渐减少^[18]。本模型仅模拟生理情况下颈椎活动对 VA 血流的影响,其他特殊情况是未来的研究方向之一;将流体(血流)性质设置为定常流,而不是脉动流,主要考虑试验时间为 0.5 s,不足以完成一次心动周期。

有限元模型补充和替代实验标本的关键在于可靠性验证,由于验证手段基本上都是数值计算比较,而数值计算结果与实际情况可能存在偏差,故有限元计算获得的多为趋向性结果和推论。未来研究中,完善组件构成以及重复实验结果验证有限元计算的推论,将进一步提高有限元模型的理论推理能力。

参考文献:

[1] 李锋, 娄思权. 颈性眩晕[J]. 中国康复医学杂志, 2005, 20(3): 227-228.

[2] 徐德永, 栾红梅. 椎动脉型颈椎病发病因素与检查方法的探索[J]. 临床放射学杂志, 1998, 17(16): 371.

[3] 袁文. 对椎动脉与颈椎病发病关系的认识[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2003, 13(4): 210-211.

[4] 杜红根, 魏晖, 黄梅珍, 等. 手法治疗高流速型颈性眩晕的随机对照试验[J]. 中国骨伤, 2010, 23(3): 212-215.

[5] 姜建元, 马昕, 张爱敏, 等. 颈部旋转与侧屈活动对椎动脉血供的影响[J]. 中华骨科杂志, 2004, 24(11): 666-669.

[6] Voo L, Kumaresan S, Yoganadan N, *et al.* Finite element analysis of cervical facetectomy [J]. Spine, 1997, 22(9): 964-969.

[7] Yoganadan N, Kumaresan S, Voo L, *et al.* Finite element model of the human lower cervical spine: Parametric analysis of the C4 ~ C6 unit[J]. J Biomech Eng, 1997, 119(1): 87-92.

[8] 王辉昊, 陈博, 詹红生. 有限元分析技术在颈椎推拿手法生物力学研究中的应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2013, 30(5): 1123-1126.

[9] 何凡, 李晓阳. 血流与动脉壁的流固耦合研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 405-410.

He F, Li XY. Fluid-structure interaction study on blood flow and arterial wall [J]. J Med Biomech, 2008, 23(5): 405-410.

[10] 王辉昊, 陈博, 詹红生, 等. 正常人全颈椎(C0~T1)三维有限元模型的建立与验证[C]// 第二十届全国中西医结合骨伤科学术研讨会、第二届中国医师协会中西医结合医师分会骨伤科学术年会、第十九届浙江省中西医结合骨伤科专业委员会学术年会论文汇编. 杭州: [s. n.], 2013.

[11] Choi HW, Barakat AI. Numerical study of the impact of non-Newtonian blood behavior on flow over a two-dimensional backward facing step [J]. Biorheology, 2005, 42(6): 493-509.

[12] 石向明, 王辉, 刘创建, 等. 椎动脉型颈椎病患者狭窄椎动脉与正常椎动脉的血流动力学差异[J]. 颈腰痛杂志, 2012, 33(4): 253-256.

[13] 瞿东滨, 金大地, 钟世镇. 椎动脉囊枢段的解剖结构及其临床意义[J]. 第一军医大学学报, 2001, 21(8): 604-606.

[14] 郭世绂主编. 骨科临床解剖学[M]. 济南: 山东科学技术出版社, 2001: 51-54.

[15] 何海龙, 贾连顺, 李家顺, 等. 椎动脉阻断对小脑后下叶功能影响的实验研究[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2002, 12(1): 23-26.

[16] Petersen B, Maravic M, Zeller JA, *et al.* Basilar artery blood flow during head rotation in vertebrobasilar ischemia [J]. Acta Neurologica Scandinavica, 1996, 94(4): 294-301.

[17] Jozwik K, Obidowski D. Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries [J]. J Biomech, 2010, 43(2): 177-185.

[18] 瞿东滨, 金大地, 钟世镇. 椎动脉 V2 段与周围结构关系的解剖学观察[J]. 颈腰痛杂志, 2001, 22(2): 98-98.