

声门下喉气管狭窄分度的数值模拟分析¹⁾

王春燕^{*,2)} 辛成运[†] 潘俊^{*} 李腾^{**,3)}

^{*}(北京大学首钢医院耳鼻喉科, 北京 100144)

[†](中国矿业大学电气与动力工程学院, 江苏徐州 221116)

^{**}(中国科学院力学研究所, 北京 100190)

摘要 根据真实人体喉气管 CT 影像数据构建了声门下喉气管狭窄的气道模型, 并对这些模型进行了吸气条件下的计算流体力学仿真。分析比较了不同狭窄分度模型内的流场特征、不同喉气管部段的阻力特性以及喉气管壁面的压力与切应力分布, 并对这些特性与临床病患表象的关联性进行了讨论。分析表明声门下喉气管狭窄分度与狭窄导致的呼吸道阻力变化具有良好的关联性, 此外, 喉气管狭窄处压力及剪应力效应对病程的影响也需要关注。

关键词 喉气管狭窄, 计算流体力学, 阻力, 流场, 三维重建

中图分类号: R318.01 文献标识码: A doi: 10.6052/1000-0879-22-289

NUMERICAL SIMULATION ANALYSIS OF SUBGLOTTIC LARYNGOTRACHEAL STENOSIS GRADUATION¹⁾

WANG Chunyan^{*,2)} XIN Chengyun[†] PAN Jun^{*} LI Teng^{**,3)}

^{*}(Department of Otolaryngology, Peking University Shougang Hospital, Beijing 100144, China)

[†](School of Electrical and Power Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, Jiangsu, China)

^{**}(Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

Abstract In this paper, a 3D model of real human laryngotracheal airways was reconstructed based on computed tomography (CT) image data, and airway models with different subglottic laryngotracheal stenosis were then constructed. Computational fluid dynamics simulations under inspiratory conditions were performed on these airway models. The flow field characteristics of the laryngotracheal airway in different stenosis classification models, the resistance characteristics of different laryngotracheal segments, and the pressure and shear stress distribution of the flow field on the laryngotracheal wall were analyzed and compared. The correlation between these characteristics and clinical phenomena is discussed. The analysis showed that graduation is well correlated with the respiratory tract resistance caused by subglottic laryngeal tracheal stenosis; in addition, the negative airflow pressure and shear stress effect caused by laryngotracheal stenosis should be paid sufficient attention to the effect on the course of the disease in clinical treatment.

Keywords laryngotracheal stenosis, computational fluid dynamics, resistance, flow field, 3D reconstruction

喉气管狭窄是指喉气管软组织和软骨支架结构的损伤、缺失使得喉气管腔内发生畸形愈合、缩窄性病变、瘢痕肉芽形成等。这种疾病病因复杂, 包括医源性损伤(气管插管、喉气管手术)、

2022-05-11 收到第 1 稿, 2022-07-12 收到修改稿。

1) 北京大学首钢医院科研基金资助项目(SGYZ201607)。

2) 王春燕, 副主任医师, 研究方向为喉气管狭窄诊疗。E-mail: m18910099703@163.com

3) 李腾, 高工, 研究方向为流体力学应用研究。E-mail: liteng@imech.ac.cn

引用格式: 王春燕, 辛成运, 潘俊等. 声门下喉气管狭窄分度的数值模拟分析. 力学与实践, 2023, 45(2): 409-417

Wang Chunyan, Xin Chengyun, Pan Jun, et al. Numerical simulation analysis of subglottic laryngotracheal stenosis graduation. *Mechanics in Engineering*, 2023, 45(2): 409-417

外伤、炎症、自身免疫性疾病等，临床上出现憋喘、呼吸困难等症状。它是耳鼻咽喉头颈外科较为常见、治疗难度较大的一类疾病，尚无规范治疗标准，治疗后再狭窄病例较多，重症患者治愈率不高^[1-4]。

喉气管狭窄依据其发生狭窄的部位不同可分为声门上狭窄、声门区狭窄、声门下狭窄以及联合狭窄。其中以声门下狭窄最为常见，占约全部喉气管狭窄的50%。对于狭窄的临床分度，尚无统一标准，已提出的喉气管狭窄分类方法有三种：Cotton (1984)^[5]、McCaffrey (1992)^[6]及Lano (1998)^[7]。其中Cotton设定的分度标准（下文简称为Cotton分度）是以最狭窄处已堵塞横截面积占气道横截面积的比例来区分不同狭窄程度，定义为I度： $<70\%$ ；II度： $70\% \sim 90\%$ ；III度： $>90\%$ ，仍有腔隙；IV度：完全堵塞。Myer等^[8]其后又提出了另一个分度标准（下文简称为Myer-Cotton分度），定义为I度： $<50\%$ ；II度： $51\% \sim 70\%$ ；III度： $71\% \sim 99\%$ ；IV度：完全堵塞；Myer-Cotton分度I和II度被认为是轻度狭窄，III和IV为重度狭窄^[2]。Cotton分度和Myer-Cotton分度尽管都是针对儿童喉气管狭窄提出的，但目前却广泛应用于成人喉气管狭窄的分度^[2]。对于不同分度的喉气管狭窄病患，临床表现差异很大；而临床预后统计回顾性分析则表明^[2-3,9]，喉气管狭窄的治疗及预后与喉气管狭窄的分度评价密切相关，因此喉气管狭窄的分度评价是耳鼻咽喉科医生面向喉气管狭窄患者治疗时首先需要明确的指标。

临床研究中无法了解喉气管狭窄内部流场特征，而阻力和喉气管壁面应力等流场特征测量较为困难，动物模型研究的局限性在于喉气管动物模型与真实人体构造有别，呼吸动力学特征差异较大。基于计算流体力学（computational fluid dynamics, CFD）的数值模拟在人体呼吸动力学研究，包括鼻腔扩容、鼻中隔偏曲手术、舌后间隙扩大术及慢性阻塞性肺部疾病、睡眠呼吸暂停低通气综合征、上颌快速扩弓、上下颌前徙手术等方面开展了众多研究^[10-13]，一般是通过分析患者术前及术后气道阻力及气流变化等情况，用以评价手术效果及作为选择更为恰当的手术适应症

的依据。在喉气管狭窄气体动力学流场分析的早期研究中^[14]，采用的是简化的喉气道几何构造模型，简化模型与真实人体呼吸道模型差异较大；对于声门下喉气管狭窄程度对呼吸气流和阻力变化的影响及其与临床分度标准的关系还没有被讨论研究^[15]，分度的解释还没建立物理认识。本文基于计算机断层扫描（computed tomography, CT）喉气道获得的数据重建具有复杂特征的真实人体喉气管模型，进而构造对应不同Cotton狭窄分度的几何模型，通过对这些分度模型开展数值模拟计算，分析不同狭窄分度对喉气管阻力和喉气管壁面应力的影响。

1 模型建立与数值计算

1.1 真实人体喉气管模型的三维重建与喉气管狭窄模型的构建

本文研究经过北京大学首钢医院伦理委员会的批准，获得了6例不同性别、年龄的健康人喉气管冠状位连续扫描数据，扫描设备为Toshiba Aquilion One 320排螺旋CT。扫描范围是鼻尖到喉气管下部，扫描层厚为1 mm，层间隔1 mm，扫描图像数据为DICOM格式。经过耳鼻喉和影像科医师的讨论判别，结合年龄、性别、成像精度以及相关文献的考虑^[16]选择了一例健康人喉气管扫描数据（女性，30岁，无上呼吸道外伤和手术史），通过相关软件将CT横断面切片影像集合转换为三角形片面三维模型，该模型进一步转化为实体模型，通过三维绘图软件编辑该实体模型，最终转化为用于CFD计算用的喉气管呼吸道三维模型。上述流程如图1所示。

考虑到对不同狭窄程度进行CFD分析，因此构建了6个不同声门下狭窄的三维气道模型，这些模型的侧视图如图2所示。构建方法是按Cotton分度和Myer-Cotton分度的定义，以最狭窄处的已堵塞的横截面积占气道横截面积的比例来定义不同的狭窄程度，这6个模型对应的狭窄程度分别为0%、50%、70%、85%、90%和95%，图2中还给出了每个模型狭窄处通气截面对应的最小半径 r_{\min} （狭窄处均设定为圆形）。

由于吸气过程分为经口和经鼻呼吸的方式，鼻腔和口呼吸道的流量阻力特性有较大差别^[15]。

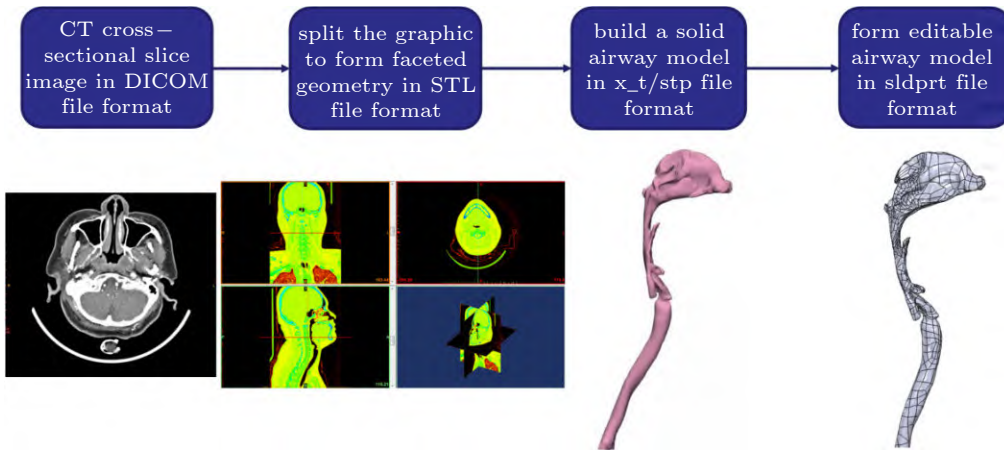


图 1 人体喉气管三维重建流程

Fig. 1 Three-dimensional reconstruction process of human airway

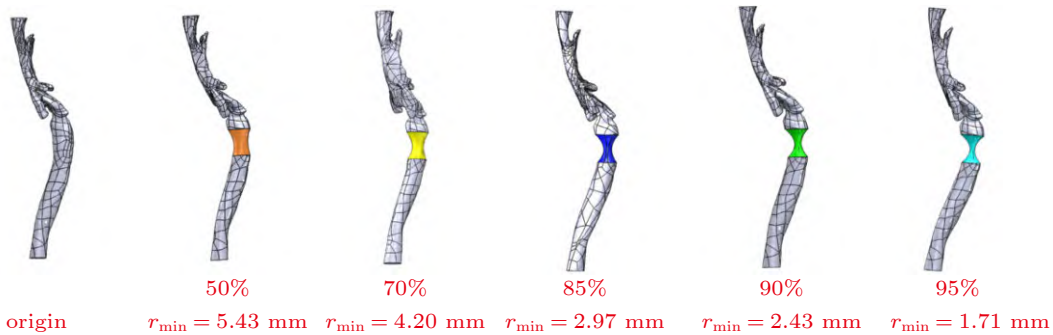


图 2 狭窄程度分别为 0%、50%、70%、85%、90% 和 95% 的喉气道三维模型侧视图

Fig. 2 Side views of the realistic three-dimensional airway model for 0%, 50%, 70%, 85%, 90% and 95% stenosis

为了不失一般性，在具体进行 CFD 模拟时，对于声门以上的结构，进行了截除，保留了声门和声门下呼吸道结构，CFD 计算的实体模型与不同特征截面如图 3 所示。其中截面 1 为喉气管狭窄段的上部平面，截面 2 为喉气管最狭窄处的截面，截面 3 为喉气管狭窄段的下部平面。图中对应截面的压力分别记为 P_1 , P_1 , P_2 , P_3 和 P_0 。三个截面的设定，首先考虑的是狭窄位置的截面 2，该位置对应的是临床中喉气管狭窄易发的区域，约在声门下 2 cm 处。截面 1 到截面 3 上下两个截面的距离主要参考了文献 [15] 中统计的狭窄平均距离，将狭窄的总长度设为 2 cm。具体构造时首先设定最狭窄处距离声门的位置，再取狭窄段上下平面为平行面，两个平行面的距离设定为 20 mm，狭窄段采用了渐缩和渐扩的构型，渐缩渐扩曲面使用引导放样创建。

1.2 边界条件与数值模拟

三维实体模型导入到 CFD 软件 Fluent 中进

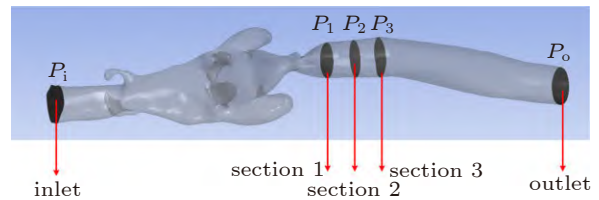


图 3 喉气管模型中不同截面位置示意图

Fig. 3 Airway model with different cross-section locations shown

行网格划分处理，在气道壁上创建了一个较细的三层棱镜单元，每层的棱镜厚度为 0.15 mm，充分捕捉了窦及所有的喉气管狭窄区域以及声门区的狭窄构造。网格质量分析确保了混合网格的长宽比被充分平滑，以防止扭曲的单元影响数值模拟的准确性。网格密度的选择与 Cheng 等^[15] 报告的详细的网格敏感性分析相一致，整个模型以及狭窄区域的模拟中数值结果与网格无关。网格划分局部截图如图 4 所示。采用了速度边界入口条件，主要对入口空气流速分别为 2.73 m/s, 3 m/s, 3.5 m/s, 4.68 m/s 等不同情况进行了计算。其中

2.73 m/s 到 4.68 m/s 的入口流速设定对应 36 L/min 到 64 L/min 的呼吸强度, 36 L/min 接近于静止状态的呼吸强度, 64 L/min 对应轻微走动时的呼吸强度。根据文献 [15,17] 的研究结果, 即使经鼻呼吸, 图 3 所示的入口处与鼻腔入口处的压力差值远小于标准大气压, 因此在数值计算中将入口参考压力取为标准大气压, 出口设为压力出口, 相对压力为 0。计算模型只考虑流体流动, 未涉及能量交换, 湍流模型选用 $k-\omega$ 模型, 标准增强壁面函数。假设呼吸通道的气道壁是刚性壁面, 气壁界面的速度为零, 无滑移剪切, 不考虑壁面与流体之间的摩擦和鼻腔内部的湿度和粗糙度的影响。

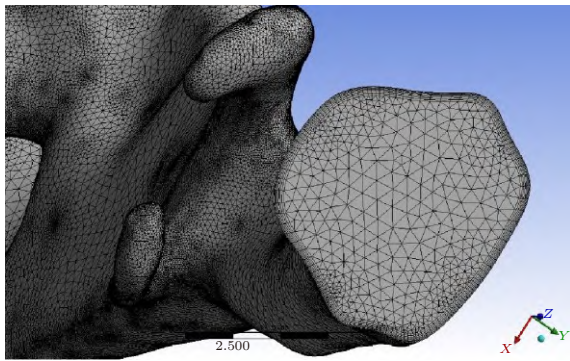


图 4 网格局部截图

Fig. 4 Screenshot of finite element meshing

2 结果与讨论

2.1 不同狭窄程度的喉气管流场特征与阻力特性

首先对静息呼吸流量 (30 L/min) 条件下不同狭窄程度的喉气管流程进行了 CFD 分析, 如图 5 所示, 正常喉气管条件下在声门区处的流速最大, 会出现比较明显的流动分离, 而当狭窄程度从 70% 增加到 85% 时, 最大流速从声门转移到声门下狭窄段最小截面位置, 声门后的气体流动分离减少; 而当狭窄收缩率进一步增加时, 图 5 所示结果表明喉气管狭窄处最大速度快速增加, 这是因为 CFD 模拟中采用了恒流量入口条件设置, 根据流量守恒, 喉气管狭窄处流速与面积成反比。

不同狭窄程度的喉气管阻力特性如图 6 所示, 横轴表示狭窄程度, 纵轴表示压力降。图中给出了喉气管入口处到截面 1 处压差即声门阻力随狭

窄程度变化的情况, 对应图 6 中四条黑红蓝绿虚线; 截面 1 到出口处压差为狭窄段阻力, 对应图 6 中四条黑红蓝绿实线。喉气管入口处到截面 1 处的压差随着喉管狭窄程度的变化较为平缓, 在流量一定的条件下, 声门狭窄流动阻力与下游喉气管狭窄程度的影响无关。截面 1 到出口处的压差与狭窄程度成非线性关系, 从图 6 中可以看到, 对于不同狭窄程度的模型, 压差存在一个迅速增长的过程, 这与文献 [14] 数值计算的结果基本一致。对于图 2 构造的声门下气管狭窄模型而言, 其声门下狭窄处气道通气面积呈现渐收到渐扩的形态, 由于扩张段存在气流分离的情况, 扩张段的局部阻力系数比渐缩段的局部阻力系数大, 该处的压力损失以扩张段为主。图 6 中采用 Cotton 分度和 Myer-Cotton 分度对不同狭窄程度进行了分区标记。可以看到, 按照 Cotton 分度, 在 I 度分区, 由喉气管狭窄引起的压差基本变化很小; 在 II 度分区, 由喉气管狭窄引起的压差呈现缓慢上升; 而在 III 度分区, 喉气管狭窄引起的压差呈现快速上升的趋势。而按照 Myer-Cotton 分度, 其对应的 I 度分区和 II 度分区为轻度狭窄, 相当于 Cotton 分度的 I 度分区, 由喉气管狭窄引起的压力差基本变化很小; 而其 III 度分区压力差变化非常显著, 这与其对应的重度狭窄也是相关联的。图 6 中将喉气管入口处到截面 1 处压差以及截面 1 到出口处的压差两组曲线的交点相连成线 (红色垂直虚线), 可以注意到该交点连线与 Cotton 分度 II 度 III 度的分界线 90% 非常接近, 这表明从流动的角度上看, 声门阻力的大小可能可以作为 Cotton 分度 II 度和 III 度的分界线。

狭窄程度的增加, 会导致喉气管阻力的增加, 为了维持对应流量的吸气, 患者需要克服更大的吸气阻力。而对于整个喉气管吸气阻力而言, 当狭窄段流通面积减小到与静态声门阻力对应的等效截面积相近时, 随着狭窄程度进一步增加, 声门下狭窄段的阻力将快速增长, 成为主要阻力, 这一点可能与声门控制气流发声的面积敏感性相类似。根据图 6 的对比结果, 狭窄程度临界变化的参照对象可以考虑采用静态声门阻力对应的等效截面积。也就是说, 当喉气管狭窄程度使得其

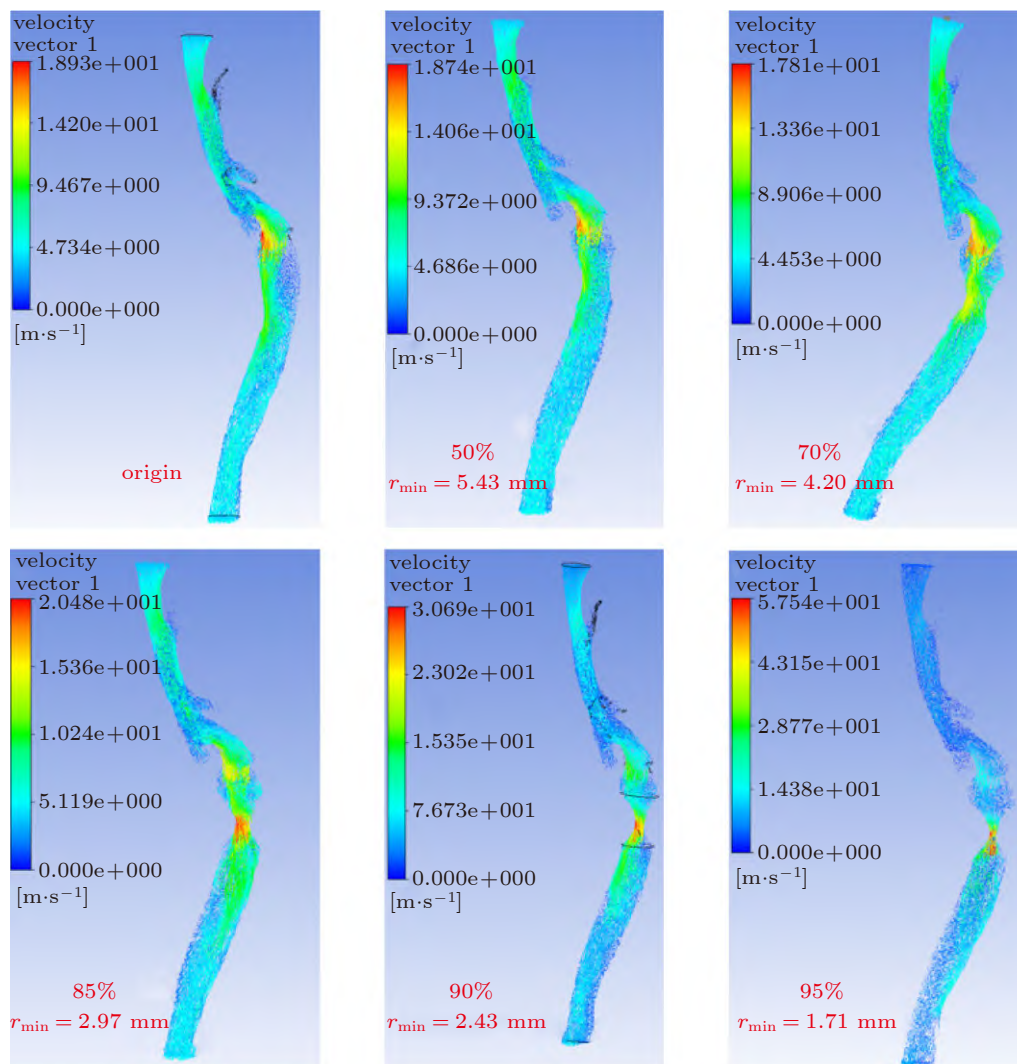


图 5 不同狭窄分度模型的喉气管气道流场

Fig. 5 Laryngeal airway flow field in different narrow-grading models

通气面积小于静态声门阻力的等效截面积，喉气管狭窄将对呼气阻力产生快速增长的影响。在临床探讨喉源性气管切开术后拔管量化标准的统计分析中（34例）^[18]，提出了应用声门阻力作为拔管量化标准的客观指标，采用平静吸气相声门阻力统计值作为临界值，超过该临界值判为不能拔管，敏感性达 100%，特异性为 85.19%。这说明声门阻力是判断喉气管功能的重要判据。结合以上分析和临床实践，建议采用静态声门阻力等效截面积作为喉气管狭窄危急性临界诊断的指标，该指标考虑了患者声门通气的个体差异，可以作为对 Cotton 分度和 Myer-Cotton 分度的补充，物理含义明确，具有非常重要的意义。

从分度量度的角度看，Cotton 分度和 Myer-

Cotton 分度在刻画狭窄阻力转变的界线上是不同的。尽管 Cotton 分度和 Myer-Cotton 分度在临床得到广泛应用，但 Myer 和 Cotton 自己也指出^[8]，通用的分度系统可能只有有限的价值，其主要特点也许是四类系统的简单性，便于对患者进行分组分析和讨论。实际上，基于本文 CFD 仿真研究的方法，对患者喉气管狭窄的阻力特性开展定量研究可以更具个性化。

在本项研究中，采用的 CFD 模拟是稳态计算，设定边界条件为恒定流量，也不考虑气管壁的形变。尽管从呼吸的因果关系看，呼吸运动是引起通气的原始动力，但本文主要研究的是喉气管狭窄导致的流动阻力变化的物理特性，因而选择了稳态计算的方法，并且采用了恒定流量来进

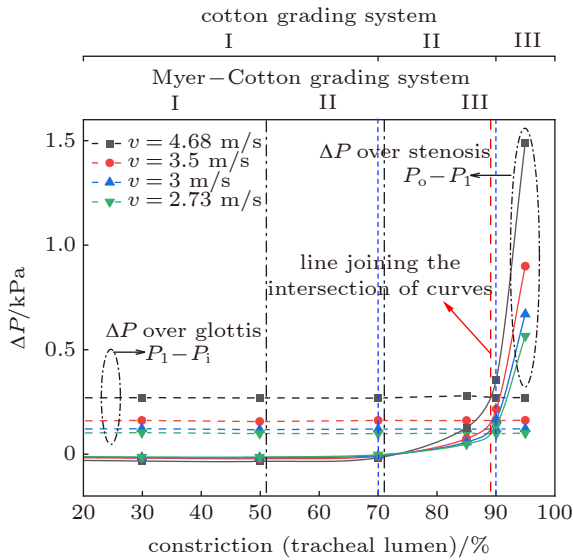


图6 CFD计算得到的不同狭窄程度下不同喉气管段段的压差图

Fig. 6 CFD-simulated pressure drops over the glottis and stenosis as a function of degree of stenosis

行仿真计算与分析,分析结果对真实呼吸中的吸气平台期的情况有一定的代表性。对于构造的狭窄几何模型而言,为了简化建模,采用了圆形狭窄截面构型,真实狭窄的情况更加复杂,从流动扰动的角度看,真实狭窄不规则形状相对等效截面积的圆形孔道会带来更大的流动阻力;另外,几何模型构造上也没有考虑狭窄长度的情况,根据文献[14-15],狭窄长度越长,阻力越大。而狭窄段入口和出口的阻力也还与扩张角和流动分离等相关联。考虑到真实情况的复杂性,上述对模型参数化的研究是初步的。需要指出的是,喉气管狭窄处可能会伴随有炎性分泌物附着,炎性分泌物会减小气流通径,但由于其对X光的透射率可能很高,因此基于CT影像重建的模型可能会高估气流通径,从而导致仿真分析低估了气道阻力。

2.2 不同狭窄分度喉气管壁面压力与切应力

喉气管声门下生理结构是由“C”形气管软骨、平滑肌和结缔组织等构成,其中气管软骨可认为作为抵抗气道变形的承力结构,而喉气管狭窄的病患有伴随软骨组织受损,狭窄处组织结构可能无法有效抵抗气流压力的作用而产生生理变形;另一方面,气道内壁面的上皮细胞都会受到气流产生的剪切力的影响,这些力被认为可以影响气道上皮屏障功能、黏液产生和纤毛摆动排列。因

此,本文对静息呼吸流量下(30 L/min)不同狭窄分度喉气管壁面压力与切应力进行了进一步的计算分析。如图7所示,在声门和喉气管狭窄处,由于流速增加,壁面产生了负的静压,狭窄面积越小,负压越高。

在临床实践中,有喉气管气道狭窄的病人常常报告说呼吸障碍突然出现^[14]。在入院阶段,当气道管腔损失75%或更多时,就会出现危及生命的严重缺氧和呼吸障碍。在这种紧急情况下,临床医生必须迅速开展介入性治疗,如激光或电灼切除阻塞组织,或需要紧急进行气道支架植入,或气管切开的手术,时间的紧迫性给临床医生带来极大的压力。临床上在患者出现明显的呼吸障碍之前,即狭窄程度较轻的情况下,气管狭窄程度的加深相对较慢;与喉气管压力分析对应,狭窄程度较轻的情况对应的是负压较小的情况;而当狭窄达到一定值时,狭窄处的气管壁面所受负压应力增加较快,负压增大可能诱发狭窄处再生组织如肉芽水肿的发生。如果喉管软骨受损,支撑作用变差,这些堵塞效应会导致气道狭窄程度的进一步恶化,努力吸气的生理反应会加剧正反馈效应,对应于临床即呼吸障碍突然变得很严重,甚至突发呼吸梗阻,危及患者生命安全。气管内壁面的应力分析表明喉气管狭窄处气流导致的负压应力可能是临床突发呼吸障碍症状的关键因素。

而从切应力的计算结果看,如图8所示,喉气管狭窄处的切应力在声门及喉气管狭窄处和其下游较为显著,切应力大小随狭窄面积的减少而升高。异常增加的切应力可能会对狭窄处附近的壁面细胞功能和结构产生重大影响,喉气管狭窄造成的喷射效应会造成下游气管壁面的切应力分布改变,使得气管黏膜对流加强,对纤毛的摆动和杯状细胞等黏液分泌也产生抑制作用,从而可能导致组织损伤后修复反应失调,造成组织的纤维化。这一情况在喉气管狭窄的治疗中也经常观察到。

3 结论

本文根据真实人体喉气管CT影像数据构造了不同程度的声门下喉气管狭窄几何模型,并对

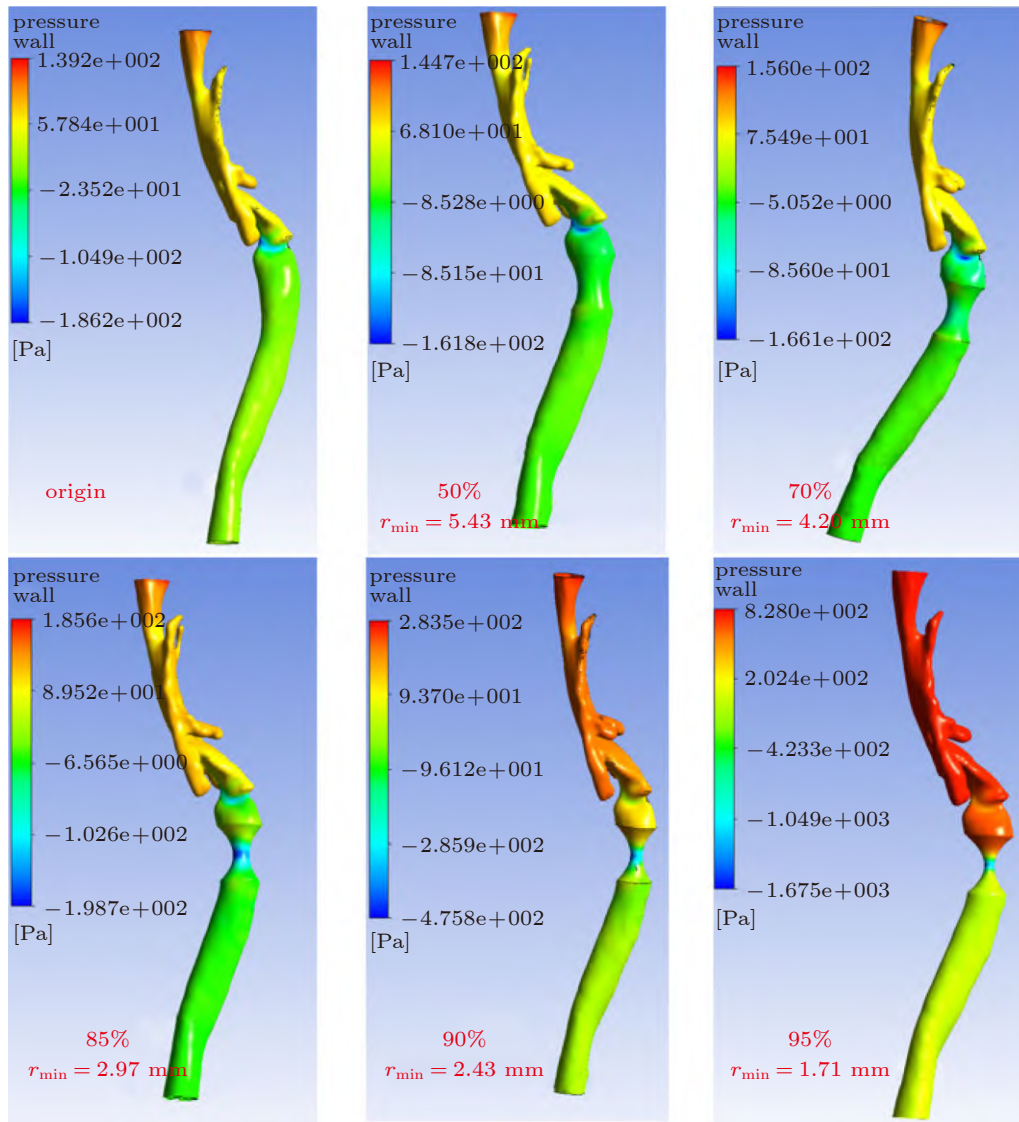


图 7 不同狭窄程度喉气管气道内壁压力分布云图

Fig. 7 Cloud map of pressure distribution in the inner wall of the laryngeal airway with different degrees of stenosis

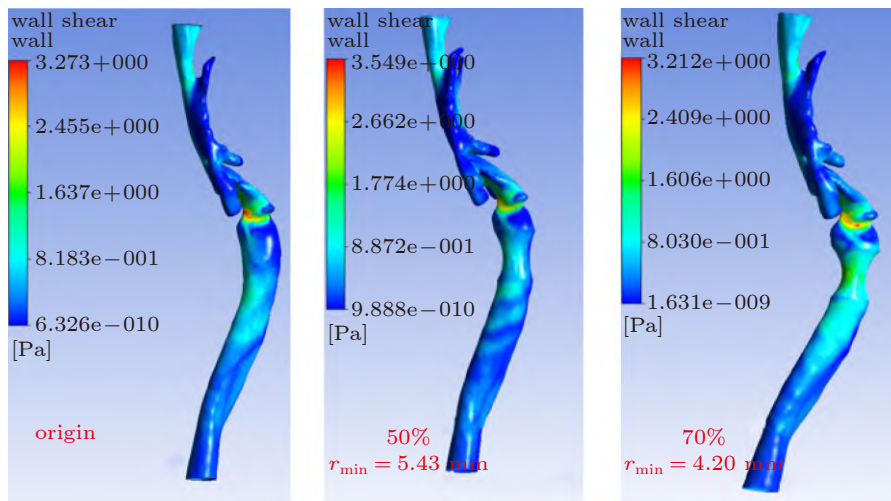


图 8 不同狭窄程度喉气管内壁剪切应力云图

Fig. 8 Cloud map of shear stress distribution in the inner wall of the laryngeal airway with different degrees of stenosis

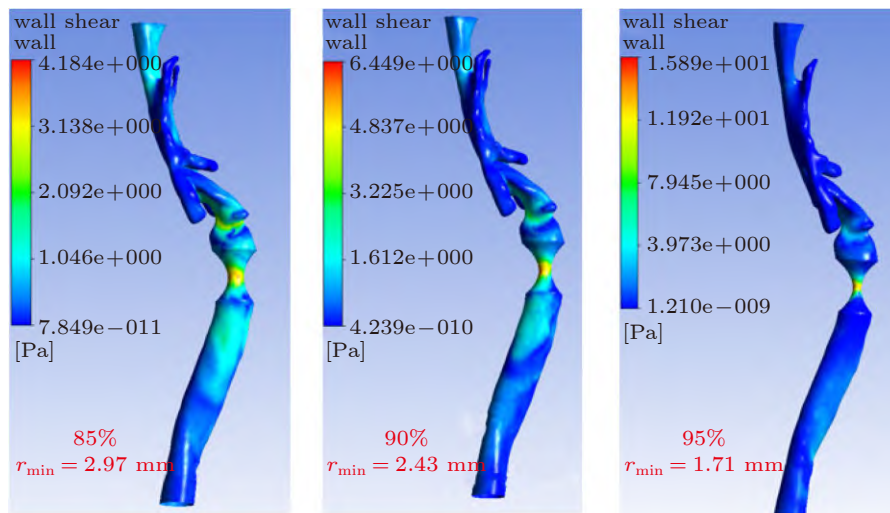


图8 不同狭窄程度喉气管内壁剪切应力云图(续)

Fig. 8 Cloud map of shear stress distribution in the inner wall of the laryngeal airway with different degrees of stenosis (continued)

这些几何模型开展了CFD计算,通过对这些模型的喉气管流场特征,不同部段阻力特性以及管壁的压力和剪切应力的分析来看,得出如下结论。

(1) 声门下狭窄面积是影响喉气管流场特性的重要因素,呼吸道阻力的增加与狭窄程度呈先平缓增加后陡增的趋势。

(2) CFD模拟可以对声门下喉气管狭窄分度提供定量的呼吸力学特征数据,可用于支撑个性化的临床分析。在评估狭窄程度影响时,静态声门等效狭窄面积可能是喉气管狭窄阻力特性剧变的临界点。

(3) 喉气管狭窄处气流产生的高压及高的壁面剪应力可以对声门下喉气管狭窄的临床现象提供一定的解释,建议喉气管狭窄的治疗需要充分注意气流负压及剪应力效应对喉气管狭窄处组织结构与壁面的影响,密切关注喉气管狭窄程度的变化,避免出现喉气管狭窄的迅速恶化。

参 考 文 献

- Rao A, Starritt N, Park J, et al. Subglottic stenosis and socio-economic deprivation: a 6-year review of the scottish national service for paediatric complex airway reconstruction. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 2013, 77(7): 1132-1134
- 中华医学会耳鼻咽喉头颈外科学分会咽喉学组, 中华医学会耳鼻咽喉头颈外科学分会嗓音学组, 中华医学会中华耳鼻咽喉头颈外科学杂志编辑委员会咽喉组. 喉气管狭窄诊断与治疗专家共识. *中华耳鼻咽喉头颈外科学杂志*, 2018(6): 410-413
- Subspecialty Group of Laryngopharyngology, Society of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Chinese Medical Association, Subspecialty Group of Voice. Expert consensus on diagnosis and treatment of laryngotracheal stenosis. *Chinese Journal of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 2018(6): 410-413 (in Chinese)
- 秦永. 后天性喉气管狭窄的诊断与治疗(I 诊断与术前评估). *中华耳鼻咽喉头颈外科学杂志*, 2006, 41(4): 315-318
- 秦永. 后天性喉气管狭窄的诊断与治疗(II 外科治疗). *中华耳鼻咽喉头颈外科学杂志*, 2006, 41(5): 395-395
- Cotton RT. Pediatric laryngotracheal stenosis. *Journal of Pediatric Surgery*, 1984, 19(6): 699-704
- McCaffrey TV. Classification of laryngotracheal stenosis. *The Laryngoscope*, 1992, 102(12): 1335-1340
- Lano CF, Ossoff RH, Duncavage JA, et al. Laryngotracheal reconstruction in the adult: a ten year experience. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1998, 107(2): 92-97
- Myer CM, O'Connor DM, Cotton RT. Proposed grading system for subglottic stenosis based on endotracheal tube sizes. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1994, 103(4): 319-323
- 李伟, 朱江. 成人喉气管狭窄的诊疗进展. *中国中西医结合耳鼻咽喉科杂志*, 2019, 27(6): 470-474
- 涂途, 周鹏. 阻塞性睡眠呼吸暂停综合征相关的上呼吸道生物力学研究. *中国医疗设备*, 2015, 30(4): 61-64
- Tu Tu, Zhou Peng. Study on osas-related bio-mechanical behavior of the upper airway. *China Medical Devices*, 2015, 30(4): 61-64 (in Chinese)
- Kim T, Kim HH, Hong S, et al. Change in the upper airway of patients with obstructive sleep apnea syndrome using computational fluid dynamics analysis: conventional maxillo-mandibular advancement versus modified maxillo-mandibular advancement with anterior segmental setback osteotomy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2015, 26(8): e765-e770
- Radulesco T, Meister L, Bouchet G, et al. Correlations between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation:

- an observational study. *Clin Otolaryngol*, 2019, 44(4): 603-611
- 13 唐媛媛, 孙秀珍, 于申等. 鼻腔结构异常及其矫正术后气流场改变的数值分析. *力学与实践*, 2018, 40(3): 308-313
Tang Yuanyuan, Sun Xiuzhen, Yu Shen, et al. The numerical study of airflow alteration caused by nasal textural anomaly and diorthosis. *Mechanics in Engineering*, 2018, 40(3): 308-313 (in Chinese)
- 14 Brouns M, Jayaraju ST, Lacor C, et al. Tracheal stenosis: a flow dynamics study. *Journal of Applied Physiology*, 2007, 102(3): 1178-1184
- 15 Cheng T, Carpenter D, Cohen S, et al. Investigating the effects of laryngotracheal stenosis on upper airway aerodynamics: effects of LTS on airflow dynamics. *The Laryngoscope*, 2018, 128(4): E141-E149
- 16 孙栋, 李功杰, 李福生等. 人体上呼吸道模型三维重建及规范化研究. *生物医学工程与临床*, 2012, 16(2): 127-131
Sun Dong, Li Gongjie, Li Fusheng, et al. Study on three-dimensional reconstruction for human upper respiratory tract model and its standardization. *BME & Clin Med*, 2012, 16(2): 127-131 (in Chinese)
- 17 王建霞, 安云强, 王辉等. 上气道内流动现象与压力分布模拟. *北京生物医学工程*, 2015, 34(2): 118-124
Wang Jianxia, An Yunqiang, Wang Hui, et al. Simulations of flow and pressure distribution in the upper airway. *Beijing Biomedical Engineering*, 2015, 34(2): 118-124 (in Chinese)
- 18 魏春生, 高春丽, 蒋家琪. 应用声门阻力作为喉源性气管切开术后拔管量化标准的初步研究. *中华医学会第十次全国耳鼻咽喉-头颈外科学术会议*, 南京, 2007

(责任编辑: 王永会)