

声带麻痹植入手术的有限元仿真模拟

陈维涛^{1*}, 陈东帆², 韩兴乾¹, 周晨², 高祥¹

(1. 上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072; 2. 言语听觉科学教育部重点实验室(华东师范大学), 上海 200062)

(* 通信作者电子邮箱 chenweitao2006@163.com)

摘要:由于外科医生对于声带麻痹植入手术没有有效的预测,手术的失败率较高,因此采用有限元的方法进行术前模拟仿真。通过人体的喉部 CT 数据,使用 Mimics 软件提取声带与声门气管三维几何模型,然后导入到 ANSYS-Fluent 来模拟声带麻痹患者植入手术前后声带振动模式与喉部气流动态耦合特性,分析声门气管表面压力以及气流速度的变化情况。实验结果与临床统计数据进行分析与对比,推断运用有限元分析技术进行声带麻痹植入手术仿真模拟的研究方法合理可行,为手术方案提供了支持。

关键词:声带麻痹;三维重建;有限元分析;相关性验证

中图分类号: TP391.9 **文献标志码:** A

Finite element simulation of implant surgery for vocal cord paralysis

CHEN Weitao^{1*}, CHEN Dongfan², HAN Xingqian¹, ZHOU Chen², GAO Xiang¹

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China;

2. Key Laboratory of Speech and Hearing Sciences of Ministry Education (East China Normal University), Shanghai 200062, China)

Abstract: As surgeons do not have effective prediction on the the implant surgery for vocal cord paralysis, resulting in high rate of failure, the finite element method was used for preoperative simulation. Through Computed Tomography (CT) data of larynx, the 3D geometric model of vocal cords and glottis trachea was extracted by Mimics, and then imported into ANSYS-Fluent to simulate the vocal vibration mode and airflow dynamic coupling characteristics before and after implanted surgery. The experimental data and clinical statistics data were compared to prove the feasibility of the finite element analysis techniques for implant surgery simulation of vocal cord paralysis. The experimental result can provide support for the design of surgery program.

Key words: vocal cord paralysis; three-dimensional reconstruction; finite element analysis; relevance validation

0 引言

目前,有限元方法已经广泛应用于生物医学中。国外, Titze 等建立了时间和空间高分辨率的声带碰撞有限元模型^[1];美国杨百翰大学(Brigham Young University)做过线性材料和非线性材料的声带模型,并使用有限元方法对声带模型进行动态响应研究^[2]。国内,西安交通大学对于声带、假声带及喉室的空气动力学建模及其发声特性作了相关研究^[3];另外,中山大学的有关声带振动和发声机理的研究也在陆续展开^[4]。但是有限元方法进行声带麻痹植入手术前模拟仿真的实验还是比较少见的。

声带麻痹是一种常见的声带疾病^[5],如图1所示。本文应用有限元对声带麻痹植入手术前后进行了预测和评估,以手术前的计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)数据和声带发声计算模型为基础预测声带麻痹植入块的最佳位置和形状,这种建模技术提供一种手术前的评估方法,医生会根据模拟结果来确定实际植入块的形状,并通过喉内窥镜等辅助工具引导支撑块植入声带内最佳的位置,如图2所示^[6]。据此,外科医生可以更加有针对性地进行声带麻痹植入手术,其

应用可提高声带麻痹植入手术的成功率。

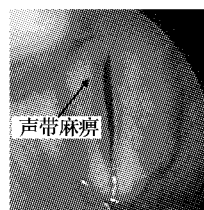


图1 声带麻痹示意图

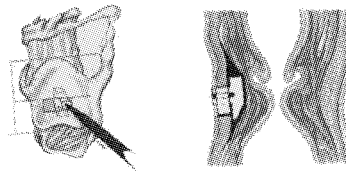


图2 声带麻痹内置成形术模拟示意图

1 声带麻痹者手术前后声门气流场数值模拟

1.1 声带麻痹术前声门气管模型建立

首先获取喉部 CT 断层图像,应用 Mimics 软件提取声带及声门气管轮廓,通过调整阈值来判断边界,将轮廓边缘点拟

收稿日期:2012-09-29;修回日期:2012-10-31。

作者简介:陈维涛(1987-),男,山东青岛人,硕士研究生,主要研究方向:计算机辅助设计与仿真; 陈东帆(1964-),男,上海人,副教授,主要研究方向:计算机仿真、计算机辅助设计与制造、ERP; 韩兴乾(1988-),男,山东临沂人,硕士研究生,主要研究方向:计算机辅助设计; 周晨(1990-),男,浙江金华人,硕士研究生,主要研究方向:计算机辅助设计; 高祥(1987-),男,湖南岳阳人,硕士研究生,主要研究方向:计算机辅助设计。

合成封闭的轮廓线,再拟合成面,最后进行三维实体重建。采用冠状位和轴位两种 CT 重建方式,对气管部分采用冠状位 CT 图像进行重建,声带部分采用轴位 CT 图像进行重建。为了建立整体喉部的模型,需将气管和声带连接起来,就要选取一处较合适的结构,以气管软骨最为合适。将气管和声带经气管软骨处连接,最后形成整体声门气管结构^[7]。将建立的模型导入到有限元分析软件中划分网格,节点数为 5 857 ~ 9 866 个,单元数为 26 534 ~ 43 398 个。图 3 为重建得到声带麻痹患者手术前的声门气管三维有限元模型,然后导入到 ANSYS-Fluent 中进行流场数值模拟。

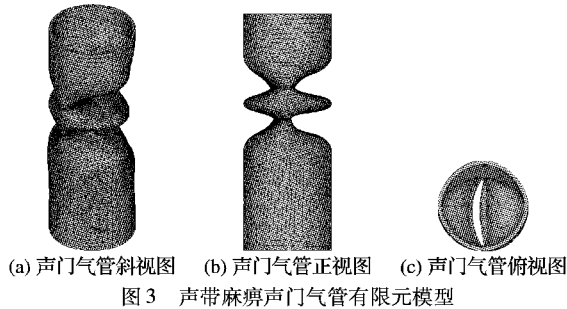


图 3 声带麻痹声门气管有限元模型

1.2 数值模拟主控方程

在流体动力学计算分析时,都是通过质量、动量和能量守恒定律来计算求解速度分量、压力及温度。控制方程是这些守恒定律的数学描述。考虑空气在声门气管内部不可压缩、黏性流动时,其求解的控制方程为连续性方程和 Navier-Stokes 方程^[8]。

1) 连续性方程。

任何流动问题都必须满足质量守恒定律。根据物质质量守恒定律可得到流体的连续性方程:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho u_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho u_z)}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

其中: ρ 是密度; t 是时间; u_x , u_y 和 u_z 是速度在 x , y 和 z 三个方向上的分量。若流体不可压,则 $\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0$, 式(1)变为:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (2)$$

研究将空气看作是不可压缩流体,所应用的连续性方程为式(2)。

2) Navier-Stokes 方程。

流动系统还应满足动量守恒定律。该定律可以表述为:微元体的动量对时间的变化率等于外界作用在该微元体上的各种力之和,该定律实际上体现的是牛顿第二定律。对于不可压缩牛顿流体,根据牛顿第二定律,可导出 x , y 和 z 三个方向的动量守恒方程,如式(3)所示。

$$\begin{cases} \frac{\partial u_x}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_x}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + f_x + \nu \nabla^2 u_x \\ \frac{\partial u_y}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_y}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + f_y + \nu \nabla^2 u_y \\ \frac{\partial u_z}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + f_z + \nu \nabla^2 u_z \end{cases} \quad (3)$$

其中: p , ν , ρ , u , f 分别为流体密度、运动黏性系数、动压强、流速矢量、单位质量的质量力。方程的左端为流体微团的加速度,右侧分别为流体微团所受的正压力、体积力和黏性剪切

力。

1.3 数值模拟速度边界条件

将声门气管作为一个腔体进行考虑,发音时,声门气管末端与外界直接相通,所以出口施加一个大气压力;声门气管的四周壁看作一个无滑移边界;声带上缘水平截面处设定为速度边界条件,计算时将计算域向下延伸一段,以消除边界效应的影响。在模拟过程中,流体介质为空气,密度为 1.25 kg/m^3 ,黏度为 1.7894 NS/m^2 ,选用标准 $k-\varepsilon$ 湍流模型,各因子取默认值,最后完成发声过程的计算^[9]。

1.4 数值模拟结果

流场数值模拟声带振动发声过程的瞬态求解完成之后,将声带麻痹患者的声门气管模型图 3 中的中心线以及纵剖面展开,其截面图显示一个发声周期 T_c 声门气管流场分布结果。

图 4~6 为发声过程中沿声门中线上气管中心平面不同时刻的压力速度分布的数值模拟结果:

$t = 0.1 T_c$ 时刻:声门直径为 0.795 mm ,声门压力降的最大值为 1042 Pa ,速度最大值为 2.534 m/s ;

$t = 0.3 T_c$ 时刻:声门直径为 1.617 mm ,声门压力降的最大值为 736 Pa ,速度最大值为 2.018 m/s ;

$t = 0.5 T_c$ 时刻:声门直径为 2.514 mm ,声门压力降的最大值为 527 Pa ,速度最大值为 1.537 m/s ;

$t = 0.7 T_c$ 时刻:声门直径为 1.013 mm ,声门压力降的最大值为 629 Pa ,速度最大值为 1.867 m/s ;

$t = 0.9 T_c$ 时刻:声门直径为 1.819 mm ,声门压力降的最大值为 832 Pa ,速度最大值为 2.213 m/s ;

$t = 1.1 T_c$ 时刻:声门直径为 0.897 mm ,声门压力降的最大值为 958 Pa ,速度最大值为 2.400 m/s 。

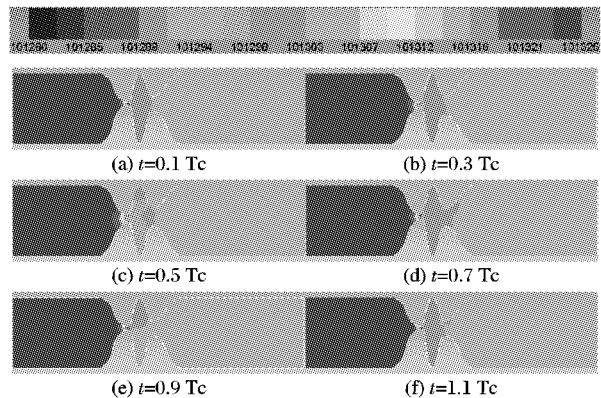


图 4 麻痹声带一个振动周期压力分布云图

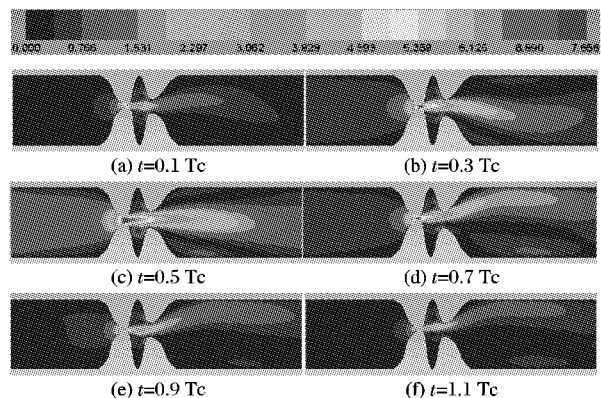


图 5 麻痹声带一个振动周期速度分布云图

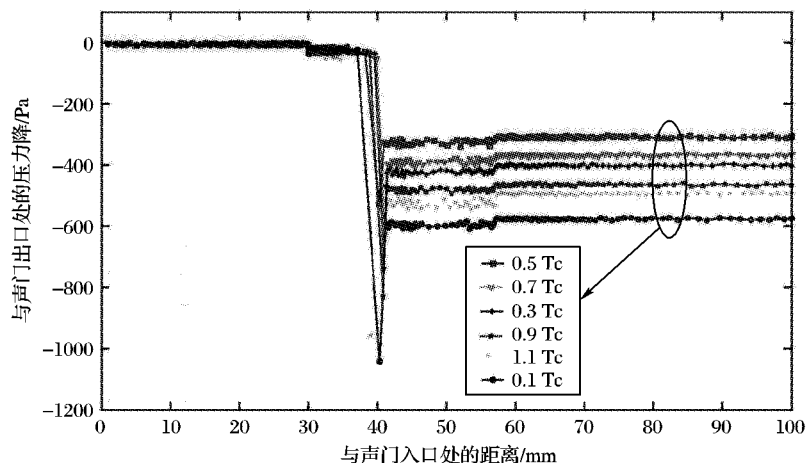


图6 麻痹声带一个振动周期压力分布(坐标表示)

2 声带麻痹植入手术后的声门气流数值模拟

将植入块进行网格划分,植入块结构为楔形结构,尺寸为 $l=10\text{ mm}$, $t=6\text{ mm}$, $w=4\text{ mm}$, $h=3\text{ mm}$, $\theta=30^\circ$,如图7所示。网格划分节点数为171~295个,单元数为853~141,如图8所示,并采用有限元方法进行术后声带振动发声过程的瞬态求解解^[10]。

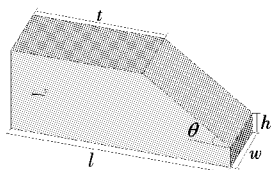


图7 植入块的几何结构

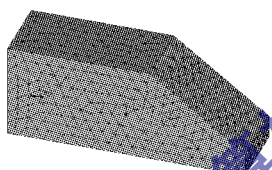


图8 植入块有限元网格划分

图9~11为发声过程中沿声门中线上气管中心平面不同时刻的压力速度分布的数值模拟结果:

$t=0.1\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 0.096 mm ,声门压力降的最大值为 1632 Pa ,速度最大值为 10.161 m/s ;

$t=0.3\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 1.117 mm ,声门压力降的最大值为 1452 Pa ,速度最大值为 1.778 m/s ;

$t=0.5\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 1.912 mm ,声门压力降的最大值为 1256 Pa ,速度最大值为 1.537 m/s ;

$t=0.7\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 1.210 mm ,声门压力降的最大值为 1357 Pa ,速度最大值为 2.447 m/s ;

$t=0.9\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 0.513 mm ,声门压力降的最大值为 1556 Pa ,速度最大值为 3.879 m/s ;

$t=1.1\text{ Tc}$ 时刻:声门直径为 0.105 mm ,声门压力降的最

大值为 1774 Pa ,速度最大值为 9.438 m/s 。

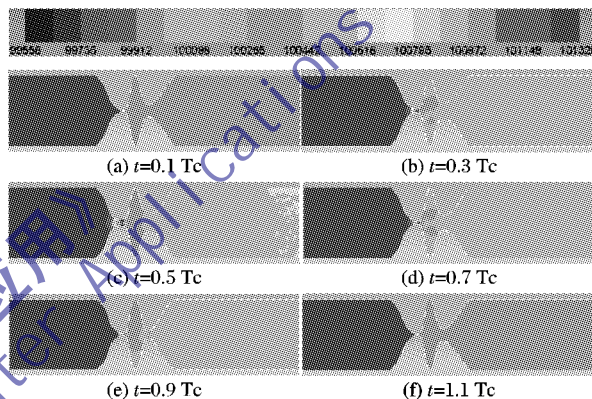


图9 植入手术后声带一个振动周期压力分布云图

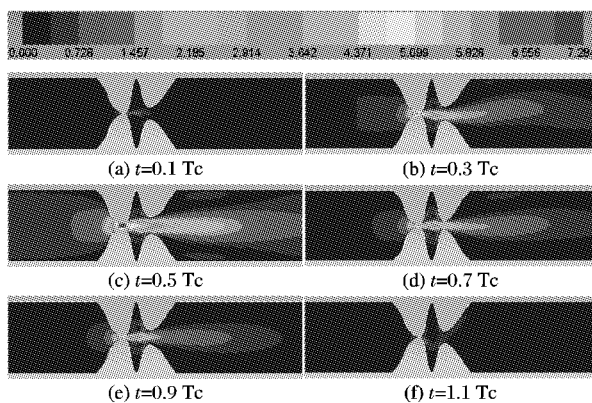


图10 植入手术后声带一个振动周期速度分布云图

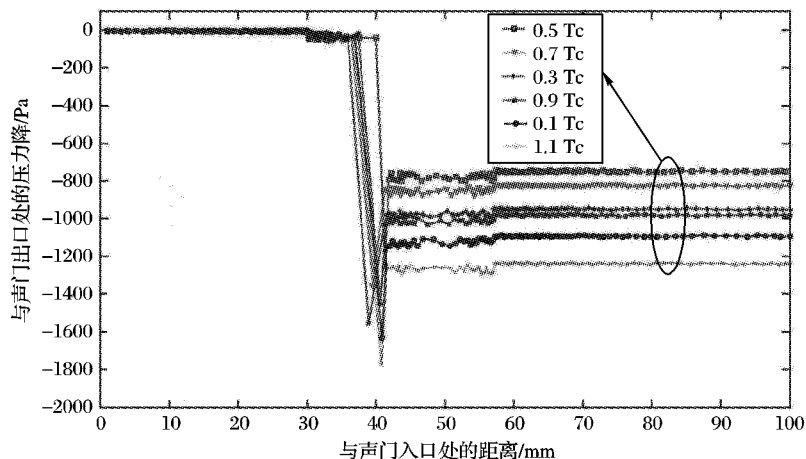


图11 植入手术后声带一个振动周期压力分布(坐标表示)

3 声带麻痹手术前后数值模拟结果分析

T_c 为声带振动发声过程中的一个振动周期,取 $0.1 T_c$ 时刻为声带开始振动的时刻。从图 4~6 可看出,声带麻痹患者此时声门直径为 0.795 mm ,闭合声门直径过大,这是声带麻痹典型病理症状,往往造成声嘶、发声费力和发声能量转化低效等一系列临床表现;对比图 9~11,此时声门直径为 0.096 mm ,声门闭合程度较好,说明声带植入手术效果明显。

另外,手术前声门压力降最大值为 1042 Pa ,声门气流速度为 2.534 m/s ,对比术后声门压力降最大值为 1632 Pa ,声门气流速度为 10.161 m/s ,术后声门压力降升高了 1.56 倍,声门气流速度升高了 4.01 倍。表 1~2 是声带麻痹植入手术前发声过程中压力、速度极值点的变化幅度、声门阻抗、气流流量与跨声门压几个特征参量的模拟结果,这是声门将空气动能转化为声能效率得到改善的典型标志,证明了声带麻痹植入手术对恢复声带发声功能起到了明显的积极作用。

表 1 声带麻痹植入手术前发声过程中声门气流模拟结果

T_c/s	声门直径/mm	跨声门压/Pa	声门压力 降极值/Pa	压力降与跨声门压的 比值/Pa	速度极大值/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	气流流量/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)
0.1	0.795	570	1042	1.48	2.534	98.13	4.35
0.3	1.617	390	736	1.62	2.018	185.69	2.91
0.5	2.514	300	527	1.73	1.537	234.17	1.38
0.7	1.913	350	629	1.65	1.867	207.73	2.50
0.9	1.419	440	832	1.58	2.213	171.10	3.47
1.1	0.897	500	958	1.44	2.400	109.48	4.29

表 2 声带麻痹植入手术后发声过程中声门气流模拟结果

T_c/s	声门直径/mm	跨声门压/Pa	声门压力 降极值/Pa	压力降与跨声门压的 比值/Pa	速度极大值/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	气流流量/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)
0.1	0.096	1100	1632	1.83	10.161	58.11	17.51
0.3	1.117	900	1452	1.89	2.778	132.39	4.87
0.5	2.012	750	1256	2.38	1.946	174.71	2.32
0.7	1.21	820	1357	1.79	2.447	142.53	3.96
0.9	0.513	980	1556	1.89	3.879	112.65	5.82
1.1	0.105	1230	1774	1.92	9.438	67.36	15.64

4 声带麻痹植入手术模拟的有效性验证

4.1 研究方法

采用美国 KayPENTAX(凯益-宾得)公司生产的嗓音功能分析仪(Aero phone II Voice Function Analyzer)获得声带麻痹植入手术前后的临床检测数据^[11]。采用 Pearson 相关性,分析声带麻痹手术前后临床检测数据与有限元仿真模拟数据的相关性, $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义,证明植入手术的声带发声振动和声门气流场的有限元模拟是可行性的。

4.2 测量结果及数据处理

术者在发“啊”音时的平均气流率三组之间均有明显差

异($P < 0.01$),声带麻痹植入手术前比术后明显增高。而术后的口腔压力比另两组明显升高($P < 0.01$),但正常人和声带植入手术后的测量数据之间无显著差异($P = 0.53$)。声带麻痹患者术前的声门阻力均明显低于正常人($P < 0.01$)。声带麻痹患者的发声效率明显低于术后和正常人,三者之间均有显著性差异($P < 0.01$)。术后声带麻痹患者发“啊”音时平均气流率明显下降,与术前均有显著差异($P < 0.01$)。声带麻痹患者的口腔压力显著下降($P < 0.01$),术后声门阻力提高,与术前差异有统计学意义($P < 0.01$)。术后声带麻痹患者发声效率升高($P < 0.01$),如表 3~4 所示(表 3 数据取自参考文献[12])。

表 3 声带麻痹植入手术前后气流动力学测量结果($\bar{x} \pm s$)

T_c/s	术前气流率/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	术后气流率/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	术前声门 压力降/Pa	术后声门 压力降/Pa	术前声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)	术后声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)
0.1	114.51 ± 34.17	73.29 ± 17.68	913 ± 147	1573 ± 155	4.76 ± 0.85	16.79 ± 1.82
0.3	170.93 ± 25.45	120.41 ± 22.53	789 ± 112	1387 ± 143	3.18 ± 0.76	5.32 ± 0.95
0.5	216.58 ± 37.43	150.05 ± 33.81	585 ± 95	1198 ± 117	1.66 ± 0.31	2.74 ± 0.56
0.7	189.96 ± 31.33	131.27 ± 18.45	653 ± 126	1423 ± 102	2.75 ± 0.44	4.51 ± 0.87
0.9	191.54 ± 29.76	108.59 ± 29.38	778 ± 93	1649 ± 122	3.99 ± 0.53	6.77 ± 1.45
1.1	118.39 ± 35.09	84.87 ± 20.96	1013 ± 76	1837 ± 131	4.91 ± 1.07	14.86 ± 2.18

表 4 声带麻痹植入手术前后气流动力学仿真结果

T_c/s	术前气流率/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	术后气流率/ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	术前声门 压力降/Pa	术后声门 压力降/Pa	术前声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)	术后声门阻抗/ ($\text{dyne} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-4}$)
0.1	98.13	58.11	1042	1632	4.35	17.51
0.3	185.69	132.39	736	1452	2.91	4.87
0.5	234.17	174.71	527	1256	1.38	2.32
0.7	207.73	142.53	629	1357	2.50	3.96
0.9	171.10	112.65	832	1556	3.47	5.82
1.1	109.48	67.36	958	1774	4.29	15.64

经过 Person 相关校验,声带麻痹植入手术前后声门气流率、声门压力降和声门阻抗等参数无统计学差异,相关系数分别为:术前声门气流率: $r = 0.865$, $P < 0.05$; 声门压力降: $r = 0.904$, $P < 0.05$; 声阻抗: $r = 0.897$, $P < 0.05$ 。术后声门气流率: $r = 0.931$, $P < 0.05$; 声门压力降: $r = 0.870$, $P < 0.05$; 声门阻抗: $r = 0.917$, $P < 0.05$ 。证明了植入手术的声带发声振动和声门气流场的有限元模拟是可行的。

5 结语

本文通过人体的 CT 扫描图像,用 Mimics 软件重建声门气管的三维几何模型,建立能够真实、客观地反映人体发声结构形态的三维几何模型,导入到 Ansys-fluent 中进行数值模拟,对比手术前后声门气管数值模拟的结果,分析两者的气体流场特性,得出声带麻痹植入手术后声带的内收和外展功能得到了较好的恢复,声门闭合情况和声带发声效率都得到了有效的改善。

将声带麻痹植入手术前后的临床检测数据和计算机仿真模拟数据进行相关性分析($P < 0.05$),证明了声带麻痹手术有限元模拟的有效性。本文是将工程分析技术运用于发声系统研究的一次有效的尝试,为声带麻痹植入手术的模拟和临床指导提供了可行的研究方向,对声带疾病的治疗方法是一个很好的探索。

参考文献:

[1] TITZE I R, RIEDE T. A cervid vocal fold model suggests greater

glottal efficiency in calling at high frequencies[J]. PLOS Computational Biology, 2010, 6(8): 2924–2932.

- [2] SHAW S. Frequency response of synthetic vocal fold models with linear and nonlinear material properties[D]. Provo: Brigham Young University, 2010.
- [3] 李盛. 声带、假声带与喉室的空气动力学建模及其发声特性研究[D]. 西安: 西安交通大学, 2005.
- [4] 蒋爱云, 苏振忠, 赖英荣, 等. 声带创伤性瘢痕的临床和病理研究[J]. 中山大学学报: 医学科学版, 2004, 25(3): 284–286.
- [5] 陈世彩, 郑宏良, 周水森, 等. 单侧声带麻痹的外科治疗[J]. 中国耳鼻咽喉头颈外科, 2006, 13(11): 791–796.
- [6] 陈慧, 崔永华. 单侧声带麻痹的手术治疗[J]. 临床耳鼻咽喉科杂志, 2006, 20(17): 813–816.
- [7] 万千, 王广志, 卢海. 基于 CT 人眶骨三维有限元模型的建立[J]. 眼科新进展, 2009, 29(5): 382–385.
- [8] 于驰. 咽腔三维模型建立及其生物力学特性研究[D]. 大连: 大连理工大学, 2007.
- [9] 孙栋, 徐新喜, 李福生, 等. 人体上呼吸道中气流涡结构特征数值仿真研究[J]. 医用生物力学, 2011, 26(3): 262–268.
- [10] 张宇宇. 人体上呼吸道的计算流体力学研究及其医学应用[D]. 北京: 清华大学, 2008.
- [11] 米悦, 林鹏, 杜建群, 等. 声带息肉与声带小结患者发声空气动力学研究[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2010, 18(2): 138–140.
- [12] 张碧茹. 部分嗓音疾病的空气动力学研究[D]. 广州: 中山大学, 2010.

(上接第 815 页)

Rastrigrin 函数为多极值函数,在解空间内存在大约 10 n 个(n 为解空间维数)局部极小点,理论最优值为 0; Griewank 函数有众多局部极值,在 $(0, \dots, 0)$ 处取得全局最小值 0; Schwefel 函数是多峰多极值函数,在 $(420.96, \dots, 420.96)$ 处取得理论最优值 0。

表 1 相关算法性能比较

函数	维数	算法	均值	标准差	收敛比率	时间/s
Schaffer	2	文献[7]算法	-0.9493	1.8962E-01	32/100	17.2
		本文算法	-0.9618	0	100/100	12.5
Shubert	2	文献[7]算法	-172.0092	4.5089E+01	0/100	23.5
		本文算法	-184.7120	0	100/100	18.6
Rastrigin	10	文献[7]算法	48.5893	1.9545E-03	80/100	19.8
		本文算法	37.9843	2.4162E-07	100/100	15.3
Griewank	10	文献[7]算法	40.2196	1.2912E-01	72/100	21.0
		本文算法	10.1534	0	98/100	18.5
Schwefel	10	文献[7]算法	786.0570	3.5019E+01	90/100	23.2
		本文算法	249.1851	0	99/100	18.6

测试表明,本文算法在寻优精度、寻优率方面均优于文献[7]算法,表现出较强的全局寻优能力和较高的搜索精度。此外,本文算法方差较小,说明本文算法较为稳定。此外,本文算法运行速度较快,说明自适应调整种群规模对提高解的搜索速度是有效的。

4 结语

本文提出了一种种群规模可变的免疫算法求解多模函数优化问题,给出了种群变化的具体实现过程,并通过仿真实验证明本算法具有较强的寻优能力及较高的稳定性。

参考文献:

[1] 郭忠全,王振国,颜力. 基于种群分类的变尺度免疫克隆选择算法[J]. 国防科技大学学报, 2011, 33(5): 36–40.

- [2] 陈明杰, 黄佰川, 张旻. 混合改进蚁群算法的函数优化[J]. 智能系统学报, 2012, 35(8): 112–116.
- [3] 傅清平. 基于新型免疫算法的多峰函数优化[J]. 计算机应用研究, 2011, 28(10): 10–15.
- [4] 彭利兵, 黄辉先, 阮挺, 等. 多峰函数优化的自适应小生境克隆选择算法[J]. 计算机工程与应用, 2011, 34(2): 18–21.
- [5] 魏臻, 吴雷, 葛方振, 等. 基于 Memetic 框架的混合粒子群算法[J]. 模式识别与人工智能, 2012, 46(12): 301–305.
- [6] 陆青, 梁昌勇, 杨善林, 等. 面向多峰值函数优化的自适应小生境遗传算法[J]. 模式识别与人工智能, 2009, 43(2): 86–91.
- [7] 叶文, 欧阳中辉, 朱爱红, 等. 求解多峰函数优化的自适应小生境克隆选择算法[J]. 系统工程与电子技术, 2010, 32(5): 210–214.
- [8] 薛文涛, 吴晓蓓, 徐志良. 用于多峰函数优化的免疫粒子群网络算法[J]. 系统工程与电子技术, 2009, 31(5): 213–217.
- [9] 王蓉芳, 焦李成, 刘芳, 等. 自适应动态控制种群规模的自然计算方法[J]. 软件学报, 2012, 23(7): 1760–1772.
- [10] GONG M G, JIAO L C, LIU F, et al. Memetic computation based on regulation between neural and immune systems: the framework and a case study[J]. Science China: Information Sciences, 2010, 45(11): 2131–2138.
- [11] 陈杰, 陈晨, 张娟, 辛斌. 基于 Memetic 算法的要地防空优化部署方法[J]. 自动化学报, 2010, 32(2): 234–238.
- [12] 张明明, 赵曙光, 王旭. 基于 Baldwin 效应的自适应有性繁殖遗传算法及其仿真研究[J]. 系统仿真学报, 2010, 22(10): 2229–2332.
- [13] 罗晓明. 求解 VRP 的变种种群规模混合自适应遗传算法[J]. 统计与决策, 2011(22): 30–35.
- [14] GONG M G, JIAO L C, ZHANG L N, et al. Immune secondary response and clonal selection inspired optimizers[J]. Progress in Natural Science, 2009, 19(2): 237–253.
- [15] CHEN J, XIN B, PENG Z H. Statistical learning makes the hybridization of particle swarm and differential evolution more efficient — a novel hybrid optimizer[J]. IEEE Transactions on Evolutionary Computation, 2008, 6(3): 239–251.