

声带上表面振动黏膜波波速的激光测振估计方法^{*}

吴 亮 叱干鹏举 王素品 万明习[†]

(西安交通大学生物医学工程系 西安 710049)

2018 年 5 月 15 日收到

2018 年 8 月 3 日定稿

摘要 发声过程中声带组织振动的黏膜波测量对于声带组织力学特性和病理机制研究具有重要意义。本研究利用多普勒激光测振 (Laser Doppler Vibrometer, LDV) 和电声门图时间同步方法, 对声带上表面的振动过程进行了重建, 并基于该结果估计了黏膜波传播速度。通过离体犬喉发声实验, 激光测振方法能够得到与高速光学方法相一致的黏膜波速度估计, 并且能够重建不同时刻的声带上表面形态, 证明了该方法应用于声带上表面振动特性研究的可行性和有效性。然而, 由于单点测振的局限和时间同步的要求, 稳态发声是保证该方法测量准确性的重要条件。

PACS 数: 43.70
DOI: 10. 15949/j. cnki. 0371-0025. 2020. 01. 015

Measurement of mucosal wave velocity on the superior surface of
vocal fold using the Laser Doppler Vibrometer

WU Liang CHIGAN Pengju WANG Supin WAN Mingxi

(Department of Biomedical Engineering Xi'an Jiaotong University Xi'an 710049)

Received May 15, 2018

Revised Aug. 3, 2018

Abstract Measurement of mucosal wave velocity on the vocal fold surface is important and useful in investigation of vocal fold tissue mechanics and diagnosis of vocal fold diseases. In this work, Laser Doppler Vibrometer (LDV) was used to measure the vibration of the superior surface of the vocal fold, finally reconstructing the shape variation of the superior surface and estimating the mucosal wave velocity through the electroglottography-based time-domain synchronization. In the experiment of excised canine vocal fold vibration, the mucosal wave velocities estimated using LDV were compared equally to those measured by high-speed video. Additionally, the method is able to capture the shape changing of the superior surface in high time resolution. However, because of the limit in single point measurement and time synchronization, the vocal fold vibration should be stable during the measurement to reduce the measurement error.

引言

语音是人与人之间交流的重要手段, 而声带振动又是语音产生的重要基础。声带振动特性直接决定了嗓音的声学性质, 并间接决定着语音的质量^[1]。不仅如此, 声带振动过程往往与声带组织生理特性密切相关, 能够反映声带组织病理状态^[2]。因此, 发声过

程中的声带振动特性测量, 一直是嗓音医学研究中的重要内容。

黏膜波是声带振动特性中最最重要的一个生理参数, 其主要反映声带振动过程中表层黏膜组织的运动情况^[3]。正常胸声区发声条件下, 声带表面可观测到明显的黏膜波, 并且其传播速度大约在 0.5 ~ 3 m/s^[4]。然而, 黏膜波与声带表层组织生理状态和力学特性密切相关, 声带息肉、声带小结等组织病变

^{*} 国家自然科学基金项目 (11874049, 81771854, 11404256) 资助
[†] 通讯作者: 万明习, mxwan@mail.xjtu.edu.cn

都会显著改变声带黏膜波的传播特性^[5]。因此, 准确测量声带振动的黏膜波对于声带振动产生的物理机制研究和嗓音疾病诊断都具有重要意义。

目前, 用于声带振动观测的手段主要是喉动态镜, 然而声带振动是一个高速复杂的三维运动^[6], 喉动态镜由于成像帧率低的局限, 难以准确获得声带振动的黏膜波信息^[7]。近年来, 高速摄影喉镜凭借远高于声带振动频率的成像速度 (>2000 帧/秒) 被广泛应用于声带振动研究^[8-9], 特别是黏膜波的观察和测量。Jiang 等利用基于高速摄影喉镜的记波摄影技术研究了声门气流、声带拉伸长度和甲杓肌收缩力等因素对声带表面黏膜波传播特性的影响^[10-11]。然而, 由于设备昂贵、成像时间短等问题, 限制了其在临床上的实际应用。

对于高速运动来说, 激光多普勒测振是一种有效的技术手段^[12-13], 且在声带振动测量中得到了初步尝试。Chan 等利用激光测振技术, 对在体发声过程中的声带振动进行了测量, 证实了激光测振技术用于临床研究的可行性^[14]。然而, 由于单点测量的局限性, Chan 等测量的声带上表面垂直振动速度并不能反映声带振动的空间特性, 也不能获得声带振动的黏膜波信息。尽管如此, 在声带振动特性测量中, 激光测振技术仍然表现出以下几方面优势: 首先, 激光测振的频率测量范围为 $0 \sim 350$ kHz, 远大于声带振动频率 ($72 \sim 1000$ Hz)^[15], 而且测量精度高, 因此有可能得到更准确的声带振动信息。其次, 激光测振获取的主要是声带上表面沿垂直方向的振动信息, 可以与高速摄影喉镜提取的声带水平方向振动信息相互补充, 完善声带的三维振动过程。另外, 激光测振具有高空间分辨率和时间分辨率, 不接触测量物体, 不干扰声带振动过程。

为了更好地反映声带振动特征, 本研究将多点测量的激光测振方法应用于声带振动位移测量, 基于电声门图同步重建声带上表面形态及其垂直方向的振动过程, 并在此基础上估计声带振动的黏膜波速度。通过与光学成像测量结果进行比较, 讨论激光测振技术在声带振动测量中的可行性和有效性。

1 实验系统与方案

由于激光测振技术设备的局限性, 在体测量的难度很大, 因此, 本研究采用离体犬喉模型进行研究 (经过西安交通大学生命科学与技术学院动物伦理审查)。离体犬声带组织在大小和解剖结构上与人体组织最为接近, 并且其振动频率、幅度和声学特征也与正常人发声相近^[16], 因此, 其研究结果能够很好地

类比到人体声带振动过程。

如图 1(a) 所示为本研究采用的离体喉发声实验装置示意图, 该系统利用某无油涡旋空气压缩机作为声压源, 可以模拟正常人肺部呼吸作用产生的气流输入系统, 并通过流量计和气压计 (包括: 信号放大器、直流压力传感器) 实现气流和气压的可控调节。为了使气流接近正常人体呼出气流的状态, 利用加湿加热器将气体温度控制在 35°C 到 38°C 之间, 湿度在 95% RH 到 100% RH 之间。加湿加热后的气流经过体积为 1.5 L 的气囊和 14 cm 的气管后, 冲击离体声带组织产生周期振动。气囊和气管的作用主要是为了模拟与人体组织类似的肺部系统, 以消除由于声门下系统耦合差异引起的非线性振动特征^[17]。

实验装置中, 离体喉组织通过丙烯酸胺仿体组织固定于支架上, 并利用缝合线牵拉和金属夹模拟环杓侧肌和声带肌的收缩, 以实现离体条件下的声带闭合 (如图 1(b) 所示)。实验过程中, 为了防止离体喉组织失水, 在发声间隙, 通过滴洒 0.9% 生理盐水使得离体喉声带组织保持湿润^[18-19]。

实验过程中, 激光多普勒测振仪 (包括: 激光传感器头、控制器) 固定于声门上方, 使得激光束垂直照射在声带上表面, 以测量声带的振动信号。具体实验方案如图 2 所示, 当激光束沿冠状面水平移动时, 可以分别测量得到不同空间位置的声带上表面垂直振动信息。如果测量过程中声带保持稳态振动, 那么利用电声门图信号就可以实现不同测量点的周期同步, 从而描绘出一个周期内声带上表面的振动过程。

如图 1 所示, 利用三维电动位移平台可以精确控制激光束在声带上表面的照射位置, 来获取完整的声带上表面振动信息。此外, 电声门图仪实时采集声带振动周期特征, 用于确定发声的稳定性假设和不同位置声带振动信息的同步处理。为了验证本研究方法提取黏膜波的有效性, 高速摄影相机从声门斜上方采集声带振动过程中的光学图像数据, 并利用喉记波技术 (Videokymography) 提取声带黏膜波的速度^[20]。最终, 电声门图信号和激光测振信号通过 NI 数据采集卡完成数据的同步采集和保存。

本研究共对 4 只离体犬喉进行了实验, 每个离体犬喉沿声带长度方向分别选取 3 个不同冠状面进行测量, 如图 2(a) 所示。对于每一个冠状面, 电动位移平台控制激光测振仪按照 0.1 mm 的间距沿水平方向移动, 共测量 20 个空间点的振动数据, 每个点的采样时间为 0.1 s。此外, 实验中通过改变声门下压力, 对不同振动情况下的声带振动黏膜波进行了测量和分析, 用于讨论激光测振方法的适用性。

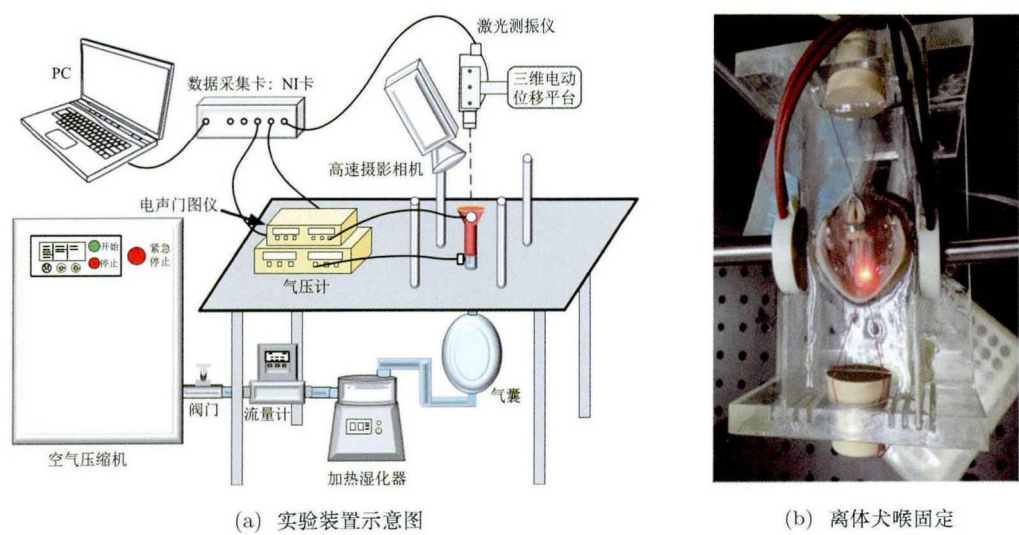


图 1 离体喉发声实验系统

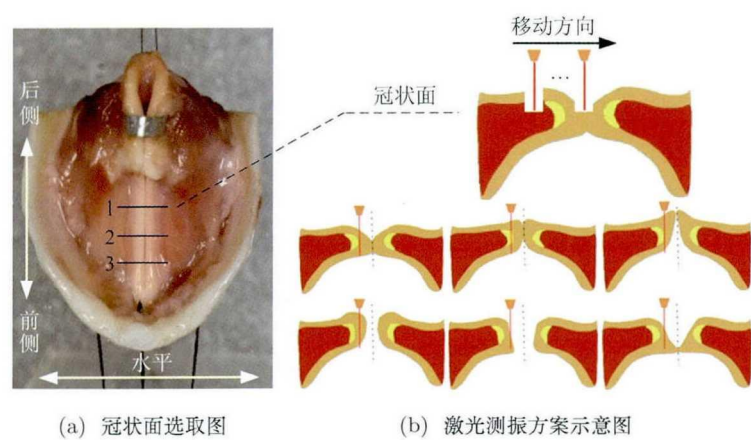


图 2 离体喉发声过程中激光测振实验方案

2 基于电声门图信号的声带上表面形态重建

由前述实验方案可知, 激光测振分别测量了不同空间位置在不同周期的振动过程。因此, 为了将不同周期的信号整合, 本研究基于电声门图信号的相位信息, 对不同位置的激光测振信号进行时间同步处理。当然, 该方法必须遵循稳态发声的假设, 即不同周期同一相位时声带上表面空间位置和状态是相同的。本实验中整个测量过程的时间大约在 4~5 s, 对于离体喉发声系统来说, 当声门下压保持稳定时, 是能够满足稳态发声假设的。

如图 2 所示, 实验获取了声带冠状面沿水平方向等间距分布的 20 个测量点的垂直振动位移数据 $\{x_1(t), x_2(t), x_3(t), \dots, x_{19}(t), x_{20}(t)\}$ 。利用电声门图的周期和相位信息, 通过对位移信号进行时域对齐处理, 可以得到不同测量点在一个周期内时间同步

的振动位移曲线, 如图 3(a) 所示。

可见, 对于某一相位时刻 T_s (如虚线所示), 不同测量点具有不同的振动位移 $x_1(T_s), x_2(T_s), x_3(T_s), \dots, x_{19}(T_s), x_{20}(T_s)\}$, 反映了此时声带上表面不同水平位置的垂直坐标信息。因此, 将同一时刻的振动位移按照水平位置进行排列, 就可以重建如图 3(b) 所示 T_s 时刻的声带上表面形态。

在一个声带振动周期内, 分别选取不同时刻点 $T_{s30}, T_{s60}, T_{s90}$ 和 T_{s120} 进行声带上表面形态的重建和比较, 如图 4 所示, 不同时刻声带上表面形态具有显著差异性。根据电声门图信号特征^[21], T_{s30} 对应声门开放起始时刻, 声带开始向两侧张开, 因此声带内侧具有较大的垂直正向位移; T_{s60} 时刻对应声门即将开放到最大, 声带向两侧完全张开, 此时的垂直正向位移最大; T_{s90} 时刻声门由开放向闭合过度, 内侧声带首先回复到平衡位置并出现向下移动; T_{s120} 时刻对应声门开始闭合, 两侧声带接触并具有较大垂直向下位移。由图 4 可见, 重建得到的声带上表面

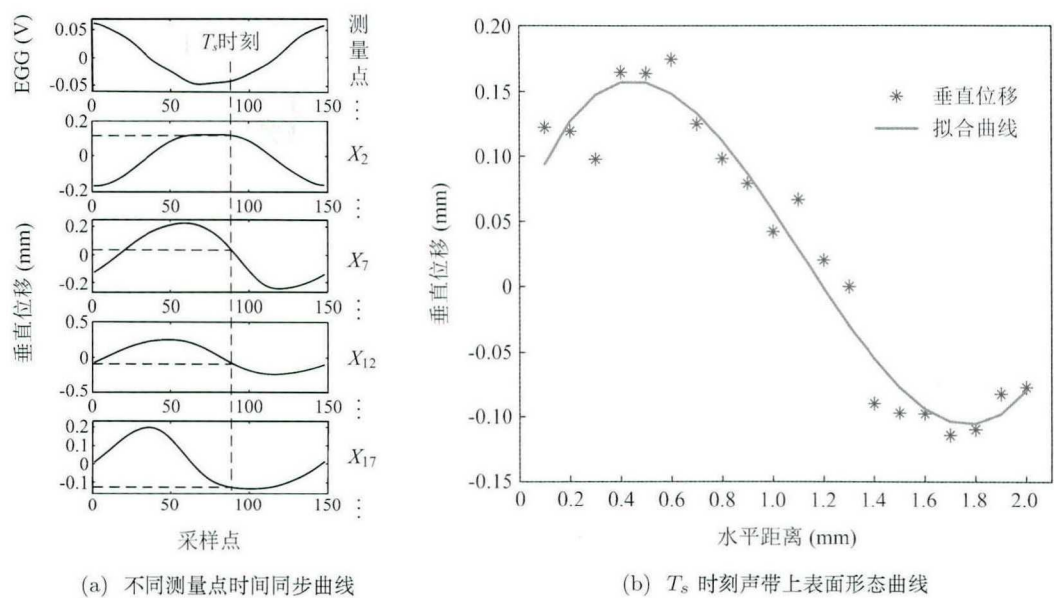


图 3 声带上表面形态重建

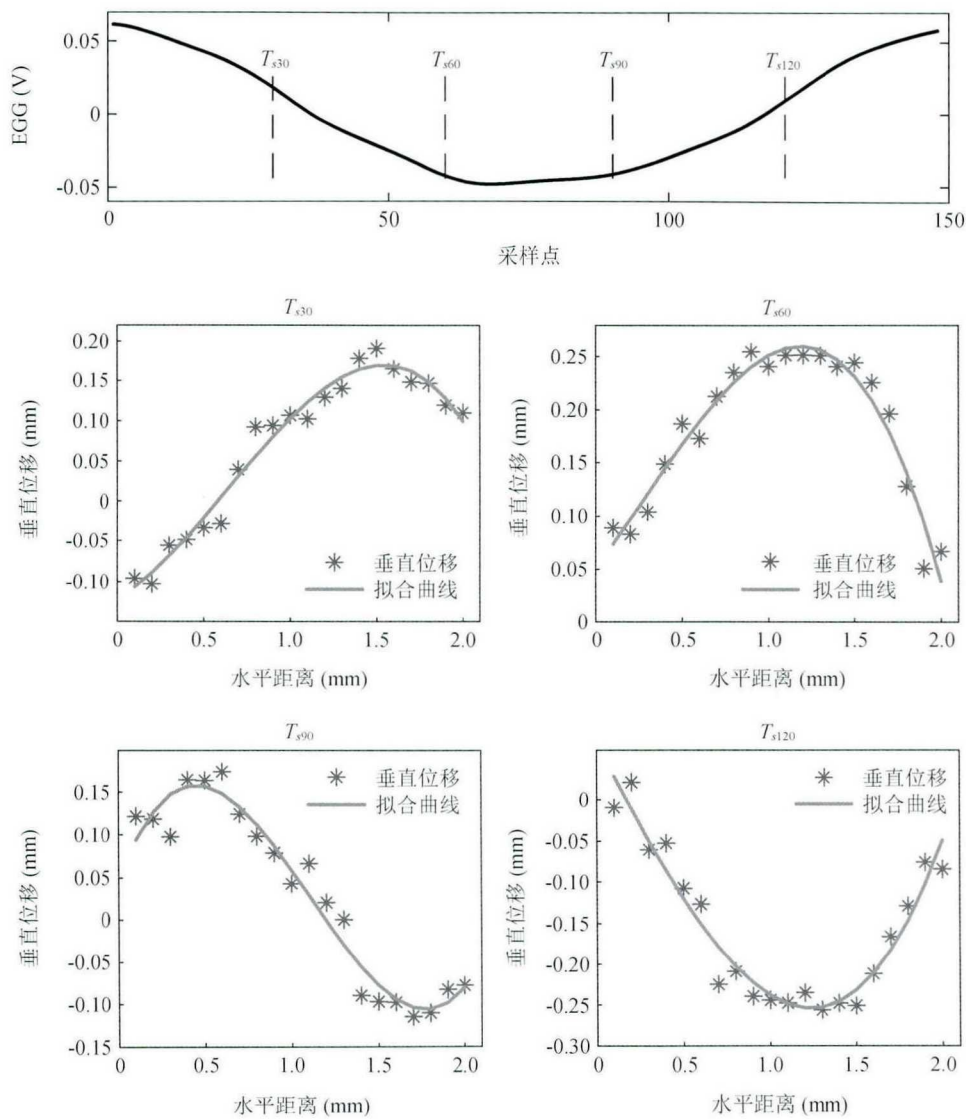


图 4 一个周期内声带上表面形态变化

形态与电声门图信号具有较好的相位一致性,说明本研究采用的激光测振方法可以获得可靠的声带上表面振动形态。

3 声带上表面黏膜波速度估计

基于声带上表面形态的重建结果,将一个周期内不同时刻 $\{T_{s1}, T_{s2}, \cdots, T_{sn}\}$ 的上表面形态曲线 $\{C_1, C_2, \cdots, C_n\}$ 按照时间序列进行绘制,可得到如图 5(a) 所示三维曲面,其表征了一个周期内声带上表面形态随时间的动态变化,即声带振动过程。从图中可见,沿水平方向存在明显的振动波传播,即黏膜波由声门内侧向外侧传播,这与实际声带振动结果是相一致的。为了估计黏膜波速度,将三维曲面投影在 xOy 平面,以波峰为特征点,通过估计波峰随时间在水平方向上的移动速度就可以得到黏膜波的传播速度。如图 5(b) 所示,图中直线的斜率即为黏膜波波速,即 $v = \Delta L / \Delta T$ 。为了减小频率和幅度扰动引起的误差,最终以多个周期的平均波速作为黏膜波速度的估计值。

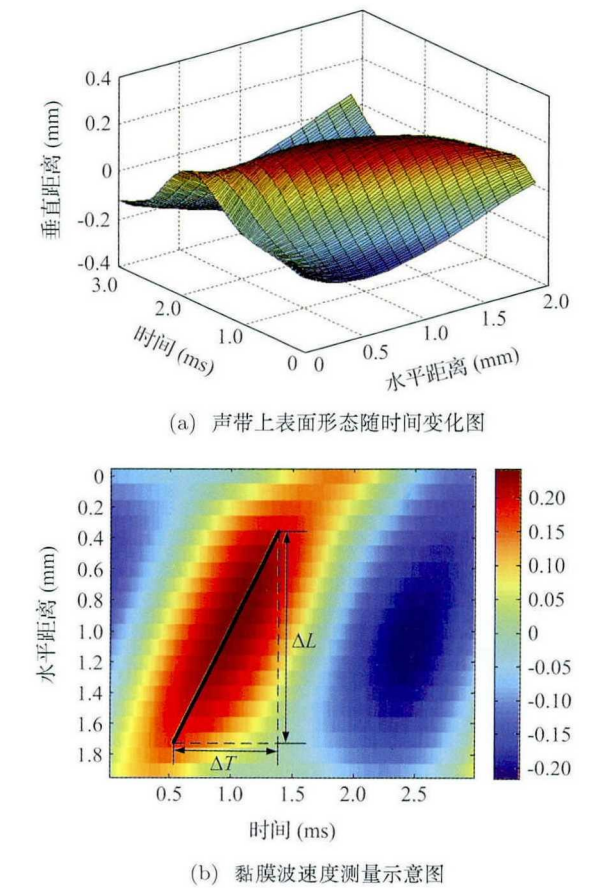


图 5 声带上表面黏膜波速度估计

4 结果与讨论

基于提出的黏膜波估计方法,本研究共提取了

144 组不同条件下的黏膜波速度 (V_{LDV}) (4 离体犬声带 * 3 冠状面 * 12 声门下压)。为了进一步验证该方法测量的准确性,本研究同时基于高速摄影 VKG 图像提取了黏膜波速度 (V_{VKG}),并与激光测振结果进行比较分析。

如图 6 所示为对应于离体犬喉 3 的冠状面 1,两种测量方法得到的黏膜波速度在不同声门下压条件下的比较,其它犬喉或测量位置的黏膜波速度分布与该图类似。从图中可看出,对于同一次测量,激光测振方法与光学方法得到的黏膜波速度值差异不大。

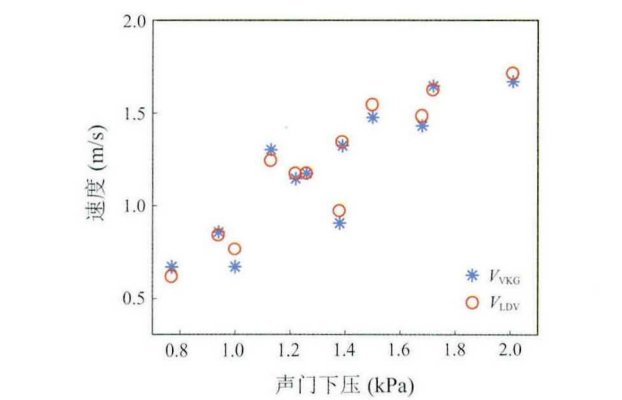


图 6 黏膜波速度声门下压分布 (离体犬喉 3, 冠状面 1)

进一步对两种测量方法得到的结果进行相关性分析,得到两组结果的 Pearson 相关系数如表 1 所示,由 $P < 0.01$ 可以看出两组结果具有显著相关性。

表 1 Pearson 相关系数表

离体犬 喉编号	Pearson 相关系数 ($P < 0.01$)		
	位置 1	位置 2	位置 3
1	0.996	0.996	0.975
2	0.951	0.953	0.998
3	0.990	0.989	0.990
4	0.797	0.983	0.980

从上边的分析可知,通过两种测量方法得到的黏膜波速度显著相关,且 Pearson 相关系数越接近 1 表明相关性越强。进一步对激光测振方法的测量误差进行分析,以 V_{VKG} 作为真值, V_{LDV} 为测量值,则本研究方法估计黏膜波速的相对误差 (RE) 为:

$$RE = \frac{V_{LDV} - V_{VKG}}{V_{VKG}}.$$

(1)

对该值 (RE) 进行统计性分析,如图 7 所示。从图中可以看出,对于 4 只离体犬喉,其黏膜波速度测量相对误差值都集中在附近,正负各有偏差。所有测量结果的平均相对误差为 2.32%,绝对误差不超过 0.05 m/s,可以认为两种方法测量得到的黏膜波速度

差异不大，即说明本研究提出的黏膜波速度估计方法是准确的。

对于图 7 中出现较大相对误差的情况，主要是由于实验过程中未满足稳态发声假设而导致。例如，由于空气压缩机工作周期导致声门下压力出现较大波动使得测试过程中前后阶段声带振动模式改变，从而导致时间同步后声带上表面形态重建的偏差，即不同水平位置振动状态不一致，最终造成黏膜波速度估计的偏差。因此，发声过程的稳定性是保证估

计准确性的首要条件。为了保证稳态发声条件和估计的准确性，一方面在实验过程中确保声门下气流的平稳性，一方面在数据处理过程中通过分析电声门图信号的频率扰动和幅度扰动来确定发声过程的平稳性。

综上所述，利用激光测振技术能够对稳态发声过程中的声带上表面形态进行重建，并获得与高速摄影光学成像相一致的黏膜波速度估计，表明了该方法应用于声带振动特性测量的有效性和可行性。

5 结论

研究提出了一种基于激光测振技术和电声门同步的声带上表面振动测量和黏膜波速度估计方法。通过离体犬喉发声实验，估计了不同发声条件下的黏膜波速度，并与高速光学成像方法估计结果进行了比较。结果表明激光测振技术可以应用于声带振动特征研究，并准确估计声带表面黏膜波传播的速度。由于采用单点激光测振设备，从而要求稳态发声过程和精确的空间定位，这限制了在临床测量的直接应用，若能够实现阵列激光测振设备，不仅可以提高估计精度，还能够突破稳态发声的限制，进行非稳态振动过程的研究。

参 考 文 献

1 万明习, 王素品, 吴亮. 嗓音医学工程学. 北京: 科学出版社, 2015

2 秦绪磊. 声带的多维多层振动测量与模型化组织力学参数反求. 西安交通大学, 2010

3 Krausert C R, Olszewski A E, Taylor L N *et al.* Mucosal wave measurement and visualization techniques. *J. Voice*, 2011; **25**(4): 395—405

4 Titze I R, Jiang J J, Hsiao T Y. Measurement of mucosal wave propagation and vertical phase difference in vocal fold vibration. *Annals of Otology Rhinology & Laryngology*, 1993; **102**(1): 58—63

5 Matsushita H, Hirano M, Kawasaki H. Vibration of the vocal cords in some pathological conditions. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1975; **58**(S1): S112—S112

6 Yang A, Lohscheller J, Berry D A *et al.* Biomechanical modeling of the three-dimensional aspects of human vocal fold dynamics. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010; **127**(2): 1014—1031

7 Kaszuba S M, Garrett C G. Stroboscovideolaryngoscopy and laboratory voice evaluation. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 2007; **40**(5): 991—1001

8 张宇, 杨帅, 黄楠木, 李琳. 高速摄影成像分析声带振动发声的前后不对称性. *声学学报*, 2017; **42**(3): 341—347

9 Tang S, Zhang Y, Qin X *et al.* Measuring body layer vibration of vocal folds by high-frame-rate ultrasound synchronized with a modified electroglottograph. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2013; **134**(1): 528—538

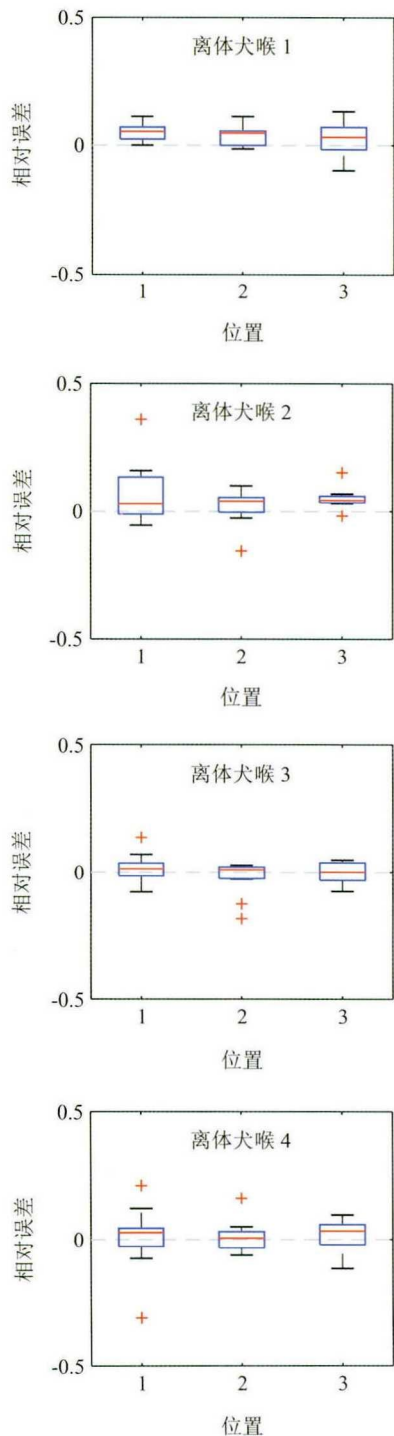


图 7 黏膜波速度估计相对误差

10 Jiang J J, Yu Z, Kelly M P *et al.* An automatic method to quantify mucosal waves via videokymography. *Laryngoscope*, 2008; **118**(8): 1504—1510

11 Jiang J J, Yumoto E, Lin S J *et al.* Quantitative measurement of mucosal wave by high-speed photography in excised larynges. *Annals of Otology Rhinology & Laryngology*, 1998; **107**(2): 98—103

12 Zhu S, Zhou W, Song Y. Detecting oscillation amplitude and defects of hard disk rotating in high speed by laser Doppler technique. *Measurement*, 2012; **45**(1): 74—78

13 刘杰坤, 马修水, 马娜. 激光多普勒测振仪研究综述. *激光杂志*, 2014(12): 1—5

14 Chan A, Mongeau L, Kost K. Vocal fold vibration measurements using laser Doppler vibrometry. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2013; **133**(3): 1667—1676

15 Deliyiski D D, Powell M E G, Zacharias S R C *et al.* Experimental investigation on minimum frame rate requirements of high-speed videoendoscopy for clinical voice assessment. *Biomed. Signal Process. Control*, 2015; **17**: 21—28

16 Titze I R. The myoelastic aerodynamic theory of phonation. National Center for Voice and Speech, 2006

17 Zhang Z, Neubauer J, Berry D A. The influence of subglottal acoustics on laboratory models of phonation. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2006; **120**: 1558—1569

18 Döllinger M, Kobler J, Berry D A *et al.* Experiments on analysing voice production: excised(human, animal) and in vivo (animal) approaches. *Curr. Bioinform.*, 2011; **6**(3): 286—304

19 Baer T. Modeling implications of measurements on excised larynxes. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1975; **57**(6): S70—S70

20 Jiang J J, Zhang Y, Kelly M P *et al.* An automatic method to quantify mucosal waves via videokymography. *Laryngoscope*, 2008; **118**(8): 1504—1510

21 Childers D G, Hicks D M, Moore G P *et al.* Electroglottography and vocal fold physiology. *J. Speech Lang. Hear. Res.*, 1990; **33**(2): 245—254