

基于噪音源变换函数的声门发声效率估计方法*

邹 原 万明习 赵守国 王素品

(西安交通大学生物医学工程系 西安 710049)

2000 年 5 月 8 日收到

2000 年 6 月 6 日定稿

摘要 在澄清噪音源概念的基础上提出了一种以噪音源变换函数为基础的声门发声效率估计方法。将噪音源变换函数定义为声门上声学噪音源与声门气流量速度波在频域上的比值。通过精心设计的活体犬喉及人体发声实验分别在不同元音、压紧噪音、气声、假声和典型喉病变条件下,采用稳态元音发声方式对这一新的声门发声效率估计方法实验研究,并与其他发声效率方法综合比较。结果表明,该方法能消除上声道传输与共鸣作用的影响,能反映不同发声方式的差异;频域平均声门发声效率反映了物理定义上的声门发声效率的变化,而声门基频发声效率的变化与 AC/DC 比值变化一致。

PACS 数: 43.70, 43.63

Estimation method of glottal vocal efficiency based on conversion function of voice source

ZOU Yuan WAN Mingxi ZHAO Shouguo WANG Supin

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

Received May 8, 2000

Revised Jun. 6, 2000

Abstract This investigation was designed to approach a novel estimation method of glottal vocal efficiency (GVE) based on conversion function of voice source. The conversion function of voice source was defined the ratio of supraglottal acoustic signals and glottal air volume flow velocity waveforms in frequency domain. A carefully designed *in vivo* canine larynx experiment and several human experiments including different vowels, pressed, falsetto, breath and typical laryngeal diseases were adopted to analysis this alternative GVE method. Compared with other vocal efficiency, it is shown that this method could eliminate the contribution from the super vocal tract transmission and resonance to GVE, and reflect the differences of phonation patterns. The average magnitude of this conversion function in frequency domain represents GVE, and the variation of the magnitude in fundamental frequency is identical to AC/DC value.

引言

发声效率 (Vocal Efficiency, VE) 定义为唇端辐射的语音声功率与呼吸系统提供的声门下空气动力学功率之比^[1]。根据语音产生过程中能量提供与积累、转换和传递等环节作用机制^[2],发声效率由声门发声效率、上声道传递效率和唇端辐射效率几部分构成。其中,声门发声效率 (Glottal Vocal Efficiency, GVE) 最为重要,它直接反映了声带振动将声门下

空气动力学功率转换为噪音声源功率的效率,包含着声带生理和病理信息,其中,声门下空气动力学功率是声门下压力与声门气流量速度的乘积^[1]。

国外学者已对发声效率进行了较多的研究^[3-6],噪音声源功率和声门下压力直接无侵入式测量受到限制,目前提出了一些替代测量方法。如用在口腔内测得的声门开放相气流压力来代替声门下压力,由呼吸面罩外测得的声功率代替噪音声源功率,由此求得的发声效率实质上是声门——声道系统的发

* 国家杰出青年科学基金资助项目 (69925101) 和国家自然科学基金资助项目 (69871023)

声效率^[7]。如果使受试者保持稳态发声,上声道形状基本不变,并采用口腔内无反射声管方法,则可减小上声道的影响^[1]。但无反射声管难于适应不同受试者口腔形状,测试结果并不令人满意。采用反滤波声门图方法或无反射声管法提取声门气流体积速度波后,用声门气流体积速度波交直流分量比值 AC/DC 能消除上声道的影响,并在一定条件下反映声门发声效率的变化^[8],但它直接反映声门的漏气程度,与实际的声门发声效率存在差异。如发压紧嗓音时, AC/DC 比值最高,而大部分声门下空气动力用来克服声门阻抗,实际声门发声效率并不高。日本学者提出了利用口腔外测得气流与语音声波间接估计声门发声效率的“波流指数”方法^[9]。实验结果表明,它与 AC/DC 比值的物理定义近似。这些方法在一定程度上间接反映了声门发声效率,但并不能真正消除上声道的影响。本文提出和定义了声门发声的噪音源变换函数,以此为基础提出和研究了一种新的声门发声效率替代估计方法,可以完全消除上声道的影响,能更直接地反映声门发声效率的变化。

1 方法

1.1 噪音源变换函数

如图 1 所示。为了便于对语音信号的分析处理,在语音产生模型中一般认为声门气流体积速度波 $g_v(t)$ 是噪音源^[10]。根据物理定义,真正的噪音源应该是声学信号,声门气流体积速度波只是产生声门上噪音源的激励信号。所以在声门处应该存在有一个声压信号,即声带振动调制声门喷射气流后在声门上产生的噪音源声学信号 $g_s(t)$ 。 $g_s(t)$ 和 $g_v(t)$ 经上声道共鸣腔、唇端和鼻腔向外辐射形成语音 $s(t)$ 和口腔输出气流 $v(t)$ 。

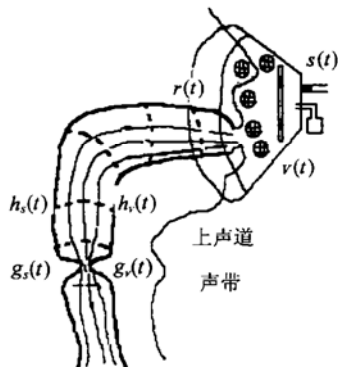


图 1 语音产生原理示意图

根据非鼻化稳态语音产生模型^[11], $s(t)$ 和 $v(t)$

经 Z 变换后可表示为:

$$S(z) = G_s(z)H_s(z)R(z), \quad (1)$$

$$V(z) = G_v(z)H_v(z), \quad (2)$$

式 (1) 中, 辐射阻抗 $R(Z) = 1 - Z^{-1}$, 消除唇端辐射作用后, 式 (1) 可表示为:

$$S_1(z) = G_s(z)H_s(z), \quad (3)$$

声门处的噪音和气流通过一个系统, 则 $H_s(z) = H_v(z)$, 由式 (3) 和 (2) 相除得到:

$$H_g(z) = \frac{G_s(z)}{G_v(z)}, \quad (4)$$

可看出 $H_g(Z)$ 具有明确的物理意义: $H_g(Z)$ 是声门气流体积速度波 $G_v(Z)$ 转化为声门上噪音源 $G_s(Z)$ 的变换函数, 简称为噪音源变换函数。

1.2 声门发声效率估计

1.2.1 基于噪音源变换函数的声门发声效率估计

从式 (4) 可看出, $H_g(Z)$ 虽不是声门发声效率本身, 但它反映了在每个频率上声门气流转化为噪音源的比值。因为语音和气流测量通道频率响应, 特别是传感器频率响应差距甚远, 如电驻极体麦克风 -3 dB 带宽一般在 20 Hz ~ 10 kHz; 而 Rothenberg 气流测量面罩频响一般在 0 ~ 2 kHz^[12]。因而必须对语音和气流测量通道进行通道均衡处理, 经通道均衡处理后的噪音源变换函数为:

$$|H_g(z)| = \frac{|G_s(z)||H_s(z)||H_{es}(z)|}{|G_v(z)||H_a(z)||H_{ea}(z)|}, \quad (5)$$

式 (5) 中, 分别设计语音和气流测量通道均衡单元 $H_{es}(z)$ 和 $H_{ea}(z)$, 使 $|H_s(z)||H_{es}(z)| = |H_a(z)| \cdot |H_{ea}(z)|$ 。式 (5) 将成为噪音源变换函数的幅度频率响应。虽然它并不是声门发声效率本身的幅值, 但从频域角度反映了发声效率, 应该与实际的声门发声效率变化趋势一致。另外, 过去的发声效率都是以平均值给出的, 为了与传统方法所得发声效率比较, 我们定义频域平均发声效率参数 GVE_a 以及基频 f_0 时的发声效率 GVE_{f_0} 为:

$$GVE_a = \frac{\int_{2\pi f_2}^{2\pi f_1} |H_g(e^{jw})|^2 dw}{2\pi f_1 - 2\pi f_2}, \quad (6)$$

$$GVE_{f_0} = \frac{\int_{2\pi f_0 - \Delta}^{2\pi f_0 + \Delta} |H_g(e^{jw})|^2 dw}{2\Delta}, \quad (7)$$

式中, f_1 和 f_2 是语音信号带宽的上限和下限; Δ 是 $|H_g(e^{j\omega})|$ 在 f_0 频率处谱峰的 -3 dB 带宽。

1.2.2 传统发声效率计算公式

(1) 活体犬喉模型声门发声效率 GVE

为了证实采用式 (6) 和 (7) 测量声门发声效率的有效性, 采用活体犬喉模型直接测量真正的声门发声效率 GVE 。其中, 声门下空气动力功率 P_a 可表示为:

$$P_a = 980 \times 10^{-7} p_{sb} v \text{ (W)}. \quad (8)$$

声门下平均压力 p_{sb} (帕) 由半导体微型压力传感器直接测得, 声门气流量速度波平均值 v (ml/s) 由呼吸面罩测得。声门处噪音源声功率可表示为 $P_{gl} = p_{sp}^2 \times A / \rho_0 c_0$ (W), 由半导体微型压力传感器测量噪音源声压 p_{sp} , A 是活体犬喉模型喉室的横截面积 (m^2), ρ_0 是空气密度, c_0 是空气中的声速。这样声门发声效率 GVE 可表示为:

$$GVE = \frac{P_{gl}}{P_a}. \quad (9)$$

(2) 发声效率 VE 计算公式

唇端辐射的声学信号功率可表示为: $P_r = p_s \times A_m / 415$, p_s 是由测量呼吸面罩内麦克风得到的声压信号, A_m 是测量呼吸面罩的内表面面积。当测量活体犬喉模型发声效率 VE 时, 声门下空气动力功率 P_a 由式 (7) 求得。当测量人的发声效率 VE 时, 由在口腔内测得的声门开放相气流压力代替声门下压力和由呼吸面罩测量的平均气流量的乘积来计算声门下空气动力功率 P_a 。因而活体犬喉模型和人的发声效率 VE 都可表示为:

$$VE = \frac{P_r}{P_a}. \quad (10)$$

(3) 声门气流量速度交直流 AC/DC 比值计算

采用语音 - 电声门图双通道声门反滤波方法^[13] 得到声门气流量速度波信号后, 通过求交流分量的有效值和平均气流量, 由此计算 AC/DC 比值。

2 实验

2.1 活体犬喉模型实验

国内外目前在喉模型方面一般采用离体犬喉、牛喉、人喉以及机械喉等, 离体喉不能保证喉部神经以及肌肉的供血及温度, 而采用活体犬喉模型, 可以更好地模拟正常犬的发声方式。

2.1.1 活体犬喉模型准备

实验中, 选取 5 条 10 ~ 15 kg 重、叫声清脆、无

重大疾病的犬, 颈部长度大于 15 cm。在每条犬的实验中, 首先用 175 mg 硫喷妥钠粉剂经生理盐水稀释后将 40% 的麻醉溶液注入犬后腿静脉, 使犬快速进入麻醉状态直至瞳孔反射消失。之后将其余 60% 的麻醉剂注入犬腹腔, 以便在整个实验过程中能维持一定的麻醉深度。然后将犬仰卧在手术台上, 四肢固定, 将颈部甲状软骨正中及两侧的毛发去除。之后, 沿气管方向在颈部中央做 10 cm 左右的切口, 使气管暴露。并仔细操作, 游离出喉两侧喉返神经 (Return Laryngeal Nerve, RLN) 和喉上神经 (SLN)。在切口下端切断气管, 并立即接一带颈的管子, 让犬自然呼吸。而上端气管经另一带颈的导管、加热器和超声雾化装置与压缩气瓶连接, 由此向声门下提供温度为 37°C 和湿度为 95% 的空气动力, 气流量由压缩气瓶上的流量调节阀调节。将喉返神经和喉上神经分别连接到神经电刺激装置, 并根据犬喉发声方式的需要, 结合声门气流量的调节, 确定神经电刺激脉冲频率、宽度和幅值。由此建立活体犬喉发声实验模型。

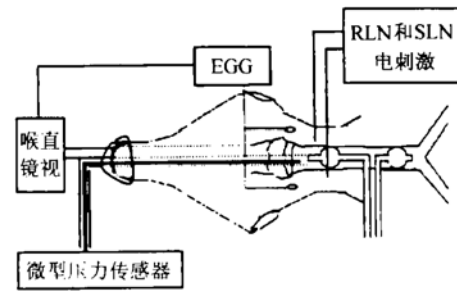


图 2 活体压力传感器

2.1.2 实验设备和过程

活体犬喉模型准备完成后, 将直视喉镜直接插入犬口腔中使犬的口腔张开, 以便于用喉动态镜和摄像机对声带振动模式进行观察和录像。我们分别采用上端直径为 3.5 cm、下端直径为 4.5 cm 以及上端直径为 5.5 cm、下端直径为 6.5 cm 圆锥状管子的直视喉镜 (中部直径分别为 4 cm 与 6 cm) 居中插入犬喉口腔, 前端抵达犬咽喉部, 由此来改变口腔形状和横截面积。分别将两个半导体微型压力传感器放置在声门上下区域, 在不影响声带振动模式的条件下, 尽量靠近声门。由于提供的空气动力基本保持在 37°C 左右, 可克服半导体微型压力传感器温度漂移的影响。

为保持和人体实验的一致性, 我们选用同一呼吸气流以及口腔输出声学信号测量面罩。由于犬的

面部形状和尺寸与人存在很大的差异,因而采用橡皮泥和密封带对犬面部形状进行填充修补,直至与呼吸面罩内表面形状相吻合并避免漏气。在该面罩内外分别安装压力传感器,并采用差压原理测量和估计口腔气流交直流分量。口腔外声学信号由面罩外放置的电驻极体式麦克风测量。电声门图的两个电极分别放在两侧临近甲状软骨的环甲肌上,结合喉动态镜和电声门图波形监测,通过调节声门气流和喉神经电刺激参量来获得所需要的声带振动模式与发声方式。并根据电声门图波形计算参数平均基频(f_0)、基频扰动率(FPR)、闭合开放速度比(VR)、闭合商(CQ)^[14]。

测量的口腔外声学信号、口腔输出气流、口腔内压力、声门上下压力和电声门图等信号经 12 位 A/D 板 PD-MF-16 和微机 Pentium-733 量化后进行数据分析处理。

2.2 人体发声实验

2.2.1 受试者

受试者共分为 3 组。第一组由 40 人组成,男性、女性各 20 人,都未经过专业发声训练,也没有严重喉病,年龄在 20~40 岁之间。发声测试实验包括 4 类任务:(1)用自然发声状态连续发稳态元音[a][e][i][o][u]。(2)以大声、压紧嗓音、假声和气声方式发元音[i]。(3)讲课 1 h 后,记录轻度发声疲劳的相关数据。(4)戴上耳塞并调节随身听播放音乐的音量大小,达到阻断听觉反馈的目的。之后,在听觉反馈阻断的条件下,进行连续稳态元音发声测试。

第二组由经过两年以上专业训练的歌手 20 人组成,男女性各 10 人,年龄 18~25 岁之间。记录以轻声和正常方式发稳态元音[i]、连续发声 1 h 后和部分受试者感冒恢复期的发声数据。

第三组由喉病患者 16 人组成,男女各 8 人,年龄 20~55 岁之间。其中,轻度功能性发声障碍 5 人,记为 P_1 ; 声带小节 5 人,记为 P_2 ; 单侧声带麻痹喉且具有代偿的 3 人,记为 P_3 ; 严重声带息肉 3 人,记为 P_4 。实验时受试者以自然发声方式发稳态元音[i]。

2.2.2 实验设备与数据处理

采用我们研制和完善的嗓音测试系统,测量口腔输出语音与交直流气流信号、口腔内声门开放相压力信号和电声门图信号。经 12 位 A/D 板 PD-MF-16 和微机 Pentium-733 量化后进行数据分析处理,分别得到 VE 、 GVE_a 、 GVE_{f_0} 、 f_0 、 FPR 、 VR 和 CQ 等参数。

3 实验结果与讨论

3.1 嗓音源变换函数

图 3 为正常成年男性发稳态元音时嗓音源变换函数幅频特性实验结果。在计算中当口腔气流的傅氏变换幅值小于一定值时,我们记此时的嗓音源变换函数幅值为零。图中可见,不同发声方式声门发声效率的差异以及幅频特性结构组成上的差异。这可从声门上嗓音源和声门气流体积速度波形随发声方式的变化机制及规律等方面进行解释。

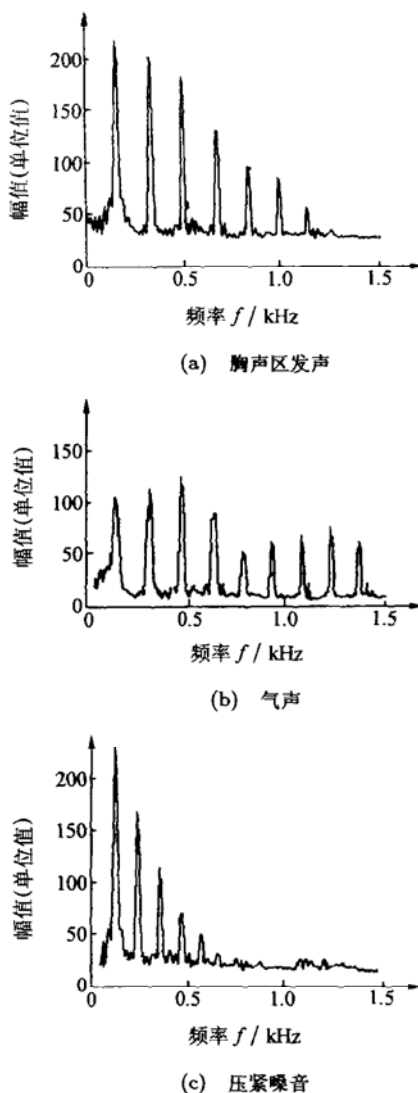


图 3 正常成年男性稳态元音嗓音源变换函数实验结果

3.2 上声道对声门发声效率的影响

在活体犬喉实验中,首先使犬处于胸声区发声,这时 RLN 的电脉冲刺激幅值为 0.5 V, SLN 的电脉冲刺激幅值为 0.3 V,声门气流为 300 ml/s,发声基频

可达到 140 Hz 左右。然后保持以上参数恒定, 改变口腔大小模拟上声道变化, 由不同方法求得的各项发声效率结果如表 1 所示。正常男性和女性受试者在发不同元音时的各项发声效率实验结果如表 2 和表 3 所示。其中各发声效率与声门图参数以比值形式给出, 没有量纲。

理论上, 发声效率 VE 随上声道条件改变而变化很大, 声门发声效率 GVE 不随上声道条件改变而变化, 表 1 中, 尽管犬口腔尺寸发生变化, 但实测的 GVE 数值变化不大, GVE 的微小变化, 可能是因为上声道形状变化导致声门耦合程度变化所致。人体实验中, 无法对声门处发声效率进行测量, 所以表 2 和表 3 中没有给出实际的 GVE 数值。 GVE_a

和 GVE_{f_0} 反映了 GVE 的情况, 随上声道条件改变变化不大。而 VE 随上声道条件改变变化很大。因而用噪音源变换函数法测得的 GVE_a 和 GVE_{f_0} 可以消除上声道影响。实验结果与理论分析一致。

另一方面, 我们也可以看出, 表 2 和表 3 中男性发声效率高于女性。以前很多学者都研究了男女发声效率的差异, 研究结果不一致^[14,15]。这是因为在自然状态发声时男性发声声压级通常大于女性。而发声效率是与声压级成正比的, 例如大声发音时, 发声效率就高。而如果同样在胸声区发声, 声压级受到控制, 保持男女发音基本在同一声压级, 此时, 女性发声效率就高于男性。所以, 可能是因为研究方法的不同导致了不同结果, 并不是理论方法上的矛盾。

表 1 活体犬喉相关参数的平均值与标准偏差的原始数据

直径 /cm	发声方式	f_0 /Hz	V /(ml·s ⁻¹)	VE^* mean s.d.	GVE^* mean s.d.	AC/DC mean s.d.	GVE_a mean s.d.	GVE_{f_0} mean s.d.	CQ mean s.d.	VR mean s.d.
4	胸声区	140	300	60.0±6.01	21.0±17.3	0.61±0.08	0.65±0.12	0.56±0.08	0.57±0.11	3.27±0.34
6	胸声区	138	300	75.0±5.22	20.3±22.0	0.63±0.09	0.68±0.11	0.52±0.07	0.55±0.11	3.32±0.32
6	漏气	140	350	22.7±6.6	12.0±24	0.30±0.10	0.30±0.18	0.21±0.11	0.40±0.08	1.5±0.53
6	假声	240	400	23.3±9.0	7.0±40	0.40±0.08	0.34±0.11	0.22±0.07	0.12±0.06	1.01±0.47
6	压紧噪音	110	450	16.0±5.0	9.7±26	0.78±0.12	0.51±0.14	0.72±0.10	0.78±0.13	3.61±0.36

标有 * 的参数值乘了 10⁵

表 2 女性各种发音效率测试方法相关参数的原始数据

元音	发声方式	V /(ml·s ⁻¹)	VE^* mean s.d.	GVE mean s.d.	AC/DC mean s.d.	GVE_a mean s.d.	GVE_{f_0} mean s.d.	CQ mean s.d.	VR mean s.d.
[a]	正常	140	18.3±5.3		0.39±0.08	0.40±0.18	0.43±0.14	0.44±0.09	1.80±0.55
[i]	正常	143	16.6±6.5		0.38±0.13	0.39±0.14	0.40±0.15	0.41±0.08	1.78±0.41
[e]	正常	145	15.3±6.8		0.36±0.11	0.38±0.21	0.32±0.10	0.41±0.12	1.61±0.52
[u]	正常	149	10.8±5.3		0.32±0.14	0.36±0.23	0.25±0.09	0.38±0.24	1.59±0.61
[o]	正常	144	12.7±5.6		0.35±0.16	0.38±0.28	0.32±0.20	0.40±0.19	1.42±0.49
[i]	气声	160	5.6±3.1		0.23±0.09	0.15±0.17	0.14±0.11	0.17±0.10	1.68±0.38
[i]	大声	150	55.8±17.5		0.50±0.19	0.85±0.23	0.52±0.21	0.29±0.14	1.96±0.37
[i]	假声	110	8.2±3.4		0.39±0.35	0.09±0.13	0.24±0.17	0.07±0.04	0.82±0.40
[i]	压紧噪音	240	6.7±4.7		0.70±0.18	0.21±0.12	0.71±0.27	0.58±0.07	3.12±0.90

标有 * 的参数值乘了 10⁵

表 3 男性各种发音效率测试方法相关参数的原始数据

元音	发声方式	V $/(ml \cdot s^{-1})$	VE^* mean s.d.	GVE mean s.d.	AC/DC mean s.d.	GVE_a mean s.d.	GVE_{f_0} mean s.d.	CQ mean s.d.	VR mean s.d.
[a]	正常	200	24.7±7.1		0.59±0.11	0.46±0.12	0.52±0.10	0.56±0.05	3.10±0.31
[i]	正常	202	19.0±		0.56±0.08	0.45±0.11	0.50±0.11	0.55±0.04	3.17±0.22
[e]	正常	205	15.3±6.8		0.51±0.10	0.45±0.12	0.48±0.13	0.52±0.05	3.10±0.24
[u]	正常	209	11.8±5.3		0.49±0.11	0.42±0.26	0.36±0.21	0.50±0.06	3.02±0.25
[o]	正常	204	12.7±5.6		0.53±0.10	0.42±0.23	0.42±0.24	0.52±0.04	3.08±0.24
[i]	气声	250	5.1±2.4		0.16±0.17	±0.18	0.18±0.11	0.37±0.06	2.86±0.30
[i]	大声	230	79.0±6.5		0.70±0.21	1.08±0.18	0.62±0.21	0.64±0.11	1.86±0.39
[i]	假声	150	9.0±1.2		0.42±0.31	0.23±0.11	0.22±0.07	0.08±0.04	1.04±0.25
[i]	压紧噪音	300	8.8±1.9		0.86±0.13	0.51±0.14	0.82±0.10	0.69±0.08	3.55±0.40

标有 * 的参数值乘了 10^5

表 4 经过发声训练者的发声效率原始数据

受试者	发声方式	V_t $/(ml \cdot s^{-1})$	SPL/dB mean s.d.	VE^* mean s.d.	AC/DC mean s.d.	GVE_a mean s.d.	GVE_{f_0} mean s.d.	CQ mean s.d.	VR mean s.d.
男性	气声	250	75.6±6.05	5.8±2.3	0.45±0.06	0.32±0.19	0.23±0.15	0.40±0.16	1.90±0.39
男性	胸声	220	89.7±6.28	30±9.6	0.64±0.05	0.50±0.10	0.46±0.07	0.60±0.08	3.16±0.36
男性	大声	240	99.4±4.61	88±30.8	0.79±0.13	1.11±0.42	0.64±0.19	0.63±0.06	3.65±0.30
女性	气声	178	75.2±6.8	6.6±3.1	0.26±0.07	0.26±0.21	0.19±0.14	0.19±0.10	1.48±0.38
女性	胸声	150	87.5±5.27	27.9±5.0	0.40±0.12	0.43±0.09	0.46±0.10	0.44±0.19	1.62±0.49
女性	大声	167	100.5±7.1	67.8±17.5	0.52±0.18	0.96±0.53	0.77±0.23	0.32±0.14	2.01±0.37
感冒恢复期 (男性)	气声	230	75.1±9.3	5.9±5.7	0.40±0.25	0.29±0.32	0.20±0.18	0.32±0.25	1.84±0.55
感冒恢复期 (男性)	胸声	235	88.3±7.5	36±28.6	0.60±0.17	0.42±0.14	0.52±0.20	0.54±0.12	2.81±0.42
感冒恢复期 (男性)	大声	280	94.5±11.2	70±55.2	0.71±0.30	0.92±0.75	0.72±0.31	0.57±0.28	3.05±0.73

标有 * 的参数值乘了 10^5

3.3 不同发声方式对声门发声效率的影响

在犬喉实验中, 选定直径为 6 cm 直接喉镜, 并分别使犬喉发声方式处于轻度漏气、假声和压紧噪音发声方式。所得各项发声效率如表 1 下部所示。

在人体实验中, 我们也得到了男女性在正常胸声区发声、假声、气声和压紧噪音等发声方式下的各项发声效率参数, 如表 2 和表 3 下部所示。

犬喉实验和人体实验结果基本一致。 GVE_a 值在胸声区发声时最高, 依次顺序是压紧噪音、气声和假声。这一结果与实际的声门发声效率 GVE 变化趋势一致, 而与其它方法所测 VE 和 AC/DC 结果不同。例如假声发声时, VE 的值高于气声和压紧噪音, 可能是因为在假声发声时, 频率很高, 唇端辐射的效率也就比其它发声方式高得多。因此, GVE_a 比传统方法更好地反映了 GVE 的变化趋势。

另外, 我们注意到 AC/DC 反映了声门的漏气程度, 并且通过计算反滤波后的声门气流体积速度波交直流分量比值求得, 滤除了高频成分, 基频成分占主要地位。 GVE_{f_0} 在频域上反映了基频分量变换效率, 而在时域上主要反映声门闭合时刻的变换效率。因而在表 1、表 2 和表 3 中, GVE_{f_0} 和 AC/DC 的变化趋势一致, 这与各项发声效率的定义、不同发声方式的生理与物理机制等方面的解释也是一致的。

3.4 经专业训练后发声效率的改变

从表 4 中可以看出, 经过专业训练后的歌手发胸声区稳态元音时, AC/DC、 CQ 、 VR 以及 VE 、 GVE_a 值高于一般受试者, 尤其是 VE 比 GVE_a 值增加的更多。例如歌手在感冒恢复期发声时, 即使 GVE_a 比普通人小, 但通过调整上声道共鸣腔作用,

表 5 正常状态和听力阻断时的原始数据, 其中 FPR 是指第一共振峰的频率扰动 (百分数)

受试者	发声方式	V $/(ml \cdot s^{-1})$	FPR mean s.d.	VE^* mean s.d.	GVE_a mean s.d.	CQ mean s.d.	VR mean s.d.
正常人	正常	185	2.0 ± 0.8	10.7 ± 4.2	0.34 ± 0.11	0.45 ± 0.08	3.12 ± 0.50
反馈阻断	正常	180	12.0 ± 9.0	8.7 ± 12.3	0.28 ± 0.14	0.31 ± 0.24	1.86 ± 0.91
歌手	正常	200	1.0 ± 0.3	24.9 ± 5.8	0.48 ± 0.17	0.50 ± 0.05	3.35 ± 0.30
正常	疲劳	170	4.0 ± 0.6	7.1 ± 5.2	0.22 ± 0.14	0.38 ± 0.09	2.75 ± 0.72
歌手	疲劳	176	2.0 ± 0.4	21.4 ± 9.7	0.39 ± 0.19	0.43 ± 0.07	3.01 ± 0.86

标有 * 的参数值乘了 10^5

表 6 不同喉病受试者的声门发音效率

组别	VE^* mean	AC/DC mean	GVE_a mean	GVE_{f_0} mean	CQ mean	VR mean
P1	7.4 ± 2.1	0.69 ± 0.21	0.36 ± 0.12	0.61 ± 0.10	0.38 ± 0.14	3.01 ± 0.36
P2	19.3 ± 6.5	0.79 ± 0.21	0.40 ± 0.18	0.67 ± 0.25	0.31 ± 0.11	1.07 ± 0.39
P3	1.85 ± 0.74	0.52 ± 0.38	0.28 ± 0.11	0.22 ± 0.07	0.22 ± 0.13	2.94 ± 0.73
P4	0.45 ± 0.9	0.37 ± 0.13	0.13 ± 0.14	0.32 ± 0.10	0.26 ± 0.15	1.55 ± 0.60

标有 * 的参数值乘了 10^5

依然比普通人具有更高的发声效率 VE 。特别是在整段长时间发音时, 如表 4 所示, 歌手反映声门发声效率的 GVE 。下降不大, 而普通人却下降明显, 更易疲劳。这些说明, 经过发音训练后, 一方面能更好地使嗓音 - 呼吸系统相互协调, 适当地提高了声门发声效率, 另一方面, 能加强上声道共鸣腔的协调作用, 使上声道传递效率有很大得提高。

以前很多关于发声效率的研究都表明经过专业训练的受试者发声效率 VE 大于一般受试者。但是, 未将发声效率分解为声门发声效率、声道传递效率与唇端辐射效率, 我们不清楚发声训练后 VE 的增加是声门发声效率的增加, 还是上声道传递效率的增加。本文的研究方法和实验结果澄清了这一问题。

3.5 听觉反馈阻断对发声效率的影响

我们也研究了听觉反馈阻断条件下的发声效率问题。实验中同步记录语音、口腔气流和电声门图信号, 求得各项发声参数并进行统计平均处理后的实验结果如表 5 所示。可以看出, 在听觉反馈阻断时, 基频扰动率 FPR 很大, 发音咬字不如原先清楚^[16]。我们也发现, 在听觉阻断初期声门发声效率较高, 听觉反馈阻断发声 10 min 后, 声门发声效率明显降低。

3.6 不同病变条件下的发声效率

以自然发声方式发稳态元音条件下, 获得的轻度功能性发声障碍、声带小节、单侧声带麻痹喉且具有代偿和严重声带息肉喉病患者声门发声效率实验结

果如表 6 所示。结果进一步证实了以噪音源变换函数为基础的声门发声效率替代估计方法的物理和生理意义及其有效性。能够在病变条件下澄清 VE 和 AC/DC 方法所不能区分的问题。

4 结论

以噪音源变换函数为基础的无侵入性声门发声效率替代估计方法能使语音气流通道中上声道共鸣腔作用相互抵消, 由此进一步求得了频域平均声门发声效率和基频发声效率。结合活体犬喉实验和人体实验, 并与原有发声效率测试方法比较证实, 频域平均声门发声效率反映了物理定义上的声门发声效率的变化, 而声门基频发声效率的变化与 AC/DC 比值方法的变化一致。采用本文方法能够反映不同发声方式、发声技能和不同的病变及病变程度的发声效率差异, 并与发声生物物理、生理和病理解释相一致。对嗓音学及其相关领域的基础研究和应用具有重要价值。

参 考 文 献

- 1 Hirano M. Clinical examination of voice. Springer-Verlag, 1981
- 2 Titze I R. Principles of voice production. Englewood Cliffs WJ: Prentice Hall, 1994

- 3 Arend M S *et al.* Glottal volume velocity waveform characteristics in subjects with and without vocal training, related to gender, sound intensity, fundamental frequency, and age. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1996; **100**(6): 3360—3373
- 4 Junnong Tong. Vocal efficiency as a function of vocal intensity: A study of children, women and men. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1995; **97**(3): 1885—1892
- 5 Holmberg E B *et al.* Glottal airflow and transglottal air pressure measurements for male and female in soft, normal and loud voice. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1988; **84**(2): 511—529
- 6 Berke G S *et al.* The effect of air flow and medical adductory compression on vocal efficiency and glottal vibration. *Head and Neck Surgery*, 1990; **102**(3): 212—218
- 7 Jw. Van den Berg. Direct and indirect determination of the mean subglottal pressure. *Folia Phoniat*, 1956; **52**: 1—24
- 8 Isshiki N. Vocal efficiency index, in *Vocal Fold Physiology* (Eds Stevens K. and Hirano M), University of Tokyo Press, 1981: 193—203
- 9 Kakita Y. Wave-flow index: A measure of vocal efficiency. The Proceedings of IEEE ICASSP 86, Tokyo 1986: 685—688
- 10 Fant G. 噪音声源研究. *声学学报*, 1988; **13**(2): 135—146
- 11 Fant G. *Acoustic theory of speech production*. Mouton's, Gravenhage, The Netherlands, 1960
- 12 Rothenberg M. A new inverse-filter technique for deriving the glottal air flow waveform during voicing. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1973; **53**(4): 1632—1645
- 13 万明习等. 线性预测反滤波声门图. *中国医疗器械杂志*, 1995; **19**(4): 192—196
- 14 王素品等. 男女噪音源特性研究. *声学学报*, 1999; **24**(2): 128—135
- 15 Titze I R. Physiologic and acoustic differences between male and female voices. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1989; **85**(4): 1699—1707
- 16 Houde J F *et al.* Sensorimotor adaptation in speech production. *Science*, 1998; **279**: 1213—1216