

# 脑卒中患者自主咳嗽声学特征分析： 呼吸肌训练的影响

左亚南<sup>1,2</sup> 吕倩倩<sup>1,3</sup> 许 维<sup>4</sup> 江钟立<sup>4,5</sup> 林 枫<sup>5,4,1,6</sup>

## 摘要

**目的:**使用咳嗽声学检测技术辅助评估呼吸肌训练前后的咳嗽动作,为卒中后咳嗽能力测评提供除咳嗽峰流速(cough peak flow, CPF)检测以外的新思路。

**方法:**卒中组(20例)进行6周的呼吸肌训练,对照组(25例)不接受训练。训练前后,在端坐位下根据随机视觉指令执行5次自主咳嗽,同时进行声音录制和CPF检测。计算每次咳嗽在时域、频域、时频域和信息域的声学参数。对卒中组训练前、训练后和对照组的声学参数进行比较,并分析其与CPF之间的相关性。

**结果:**训练前咳嗽音峰值幅度和总耗能显著低于对照组( $P < 0.05$ )。CPF、峰值幅度、总耗能、声压均方根、峰值功率、峰强度最高频率和聚合熵,训练后都显著高于训练前( $P < 0.05$ )。对照组CPF分别与峰值幅度( $r=0.67, P < 0.01$ )和总耗能( $r=0.70, P < 0.01$ )显著正相关,卒中组训练前后CPF均与峰值幅度和总耗能无明显相关( $P > 0.05$ )。

**结论:**呼吸肌训练6周虽可提高患者肺功能和CPF,但其声学参数提示训练未能改善咳嗽模式。咳嗽声学检测可为卒中后呼吸康复提供辅助手段。

**关键词** 脑卒中;声学分析技术;咳嗽音;咳嗽峰流速;呼吸肌训练

中图分类号:R743.3, R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2022)-05-0623-07

**Analysis of acoustic features of voluntary cough in stroke patients: the impact of respiratory muscle training/ZUO Ya'nan, LYU Qianqian, XU Wei, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2022, 37(5): 623—629**

## Abstract

**Objective:** Using cough acoustic detection technology to assist in the assessment of cough movements before and after respiratory muscle training(RMT), so that to provide a new method for the assessment of cough ability after stroke except the cough peak flow(CPF) detection.

**Method:** Twenty-five healthy persons and 20 stroke patients participated this study. The stroke group received 6 weeks of RMT, while the control group received no training. Before and after training, in the sitting position the participants performed 5 voluntary coughs according to random visual instructions, and performed acoustic recording and CPF detection. Acoustic parameters of each cough were calculated in the time domain, frequency domain, time-frequency domain, and information domain. The acoustic parameters of the control group and the stroke group before and after training were compared, and the correlations between them and CPF were analyzed.

**Result:** For the acoustic features, the peak amplitude and energy of the patient group before training were significantly lower than those of the control group( $P < 0.05$ ). The CPF, peak amplitude, energy, the root-mean-square amplitude, peak power, peak max frequency and aggregate entropy of the patient group after training

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2022.05.009

1 南京医科大学康复医学院,江苏省南京市,210029; 2 江苏省苏北人民医院; 3 杭州市儿童医院; 4 南京医科大学附属逸夫医院; 5 南京医科大学第一附属医院; 6 通讯作者

第一作者简介:左亚南,女,主管治疗师; 收稿日期:2021-10-09

are all significantly higher than the patient group before training( $P<0.05$ ). The CPF of the control group was significantly positively correlated with the peak amplitude( $r=0.67$ ,  $P<0.01$ ) and energy( $r=0.70$ ,  $P<0.01$ ). The CPF of the patient group before and after training had no correlation with the peak amplitude and energy( $P>0.05$ ).

**Conclusion:** Although RMT for 6 weeks can increase the CPF and pulmonary function of stroke patients, the acoustic parameters suggest that the training failed to improve the action pattern of voluntary cough. Cough auscultation offers a promising supplementary tool for post-stroke pulmonary rehabilitation.

**Author's address** Department of Rehabilitation College, Nanjing Medical University, Jiangsu, Nanjing, 210029

**Key word** stroke; acoustic analysis; cough sound; cough peak flow; respiratory muscle training

脑卒中患者常因大脑皮质运动中枢受损、长期卧床、机械通气等引发肺功能障碍和气道廓清能力降低,从而增加肺炎发生率和死亡率<sup>[1-2]</sup>。因此,提高气道廓清能力和肺功能是呼吸康复的两个基本要求。前者以自主咳嗽训练为代表,后者以肺功能训练为代表。前者为后者提供保护,避免痰栓等影响肺功能。后者为前者提供支持,确保咳嗽有充分的气量储备(肺活量和吸气肌力)和足够的力量驱动(呼气肌力)。但是,除了肺功能作为支持以外,自主咳嗽还包括动作技巧,即需要完成一系列器官协调以产生模式化的咳嗽动作:吸气肌用力—声门闭合—呼气肌用力—声门开放伴有持续呼气肌用力<sup>[3]</sup>。因此,咳嗽训练又可以分为呼吸肌训练(respiratory muscle training, RMT)和咳嗽技巧训练。其中呼吸肌训练也包含在肺功能训练中,而咳嗽技巧则是独立的专项训练。在最小的身体负荷下发起最大可能的咳嗽动作,是咳嗽能力训练的合理目标。如何评估咳嗽的力量和技巧,就成为气道廓清能力康复必须面对的问题。

目前临床常通过 CPF 来评价自主咳嗽能力<sup>[4]</sup>。但是,该检测需要患者口唇包裹吹管。伴有中枢性面瘫的卒中患者难以配合检查,而且包裹吹管的口唇动作与自然咳嗽动作不一致,从而影响 CPF 的测量。另外,CPF 只反映了患者是否达到了可以廓清气道的气流速度,而不能区分缺乏协调的费力咳嗽和模式优化的省力咳嗽。咳嗽音,是临床听诊的基本内容。通过对声音强度、音调和音质的感觉,医护人员做出主观判断,为咳嗽训练提供辅助线索。但是,不同人员的听诊一致性较差,而且缺乏量化记录<sup>[5]</sup>。临床需要开发一种简单便捷的方法,满足对咳嗽能力的两个方面(强度和模式)全面评估的要求。

随着数字化医学时代的到来,电子化听诊逐步

应用于临床咳嗽检测。例如,咳嗽声学参数与咳嗽气流的相关关系研究<sup>[6-8]</sup>。目前咳嗽声学特征的报道主要集中于肺部疾病患者和健康人,尚未涉及脑卒中患者<sup>[9-12]</sup>。理论上,肺功能的改善可反映在肺活量等指标上,自主咳嗽的强度改善可体现为 CPF 增加,但咳嗽模式如何评价仍未可知。我们假设咳嗽音检测可提供肺活量和 CPF 以外的信息,具体表现为在仅实施呼吸肌训练而不进行咳嗽模式训练时,肺活量和 CPF 可改善,但与声音混乱程度相关的指标(熵)反而增加。围绕该假设,本研究拟运用声学分析技术对健康对照、脑卒中患者肺功能训练前和训练后的咳嗽声学特征进行量化分析,为卒中后咳嗽能力测评提供除 CPF 检测以外的新思路。

## 1 资料与方法

### 1.1 一般资料

本研究参照准试验研究<sup>[13]</sup>的设计,使用健康对照和患者干预前后的分析模式。

对照组纳入标准:①肺活量(vital capacity, VC)、用力肺活量(forced vital capacity, FVC)、1秒用力呼气容积(forced expiratory volume in one second, FEV1)和1秒用力呼气容积/用力肺活量的比值百分比(FEV1/FVC)均大于80%预测值;②无吸烟史;③无肺部疾病史;④无认知功能障碍(Mo-CA>26分),能主动配合。

卒中组选取2017年5月—2021年5月在康复医学科住院治疗的脑卒中患者20例。纳入标准:①符合1995年第4届全国脑血管病会议通过的脑卒中诊断标准<sup>[14]</sup>,并经头颅CT或MRI检查证实;②脑卒中首次发病,病程≤3个月;③年龄≥30岁;④VC、FVC、FEV1和FEV1/FVC的预测值占比均小于80%<sup>[15]</sup>;⑤能靠坐,意识清楚、无听理解和精神障碍,

MoCA 评分 $\geq 23$ 分<sup>[16]</sup>。排除标准<sup>[17]</sup>:①除卒中以外其他神经肌肉疾病;②声带麻痹、面神经麻痹、咽部期吞咽障碍;③伴严重心血管系统疾病,如心力衰竭,不稳定性心绞痛、尚未控制的高血压等;④不能配合 CPF 检测;⑤其他经临床判断影响配合实验或存在风险者。该研究经南京医科大学附属逸夫医院伦理委员会批准。

## 1.2 研究方法

**1.2.1 咳嗽音和 CPF 数据的采集:**参照许维等<sup>[18]</sup>和吕倩倩等<sup>[7]</sup>的方案采集咳嗽音。测试前进行有效咳嗽宣教和适应性采集<sup>[5]</sup>。测试在一个安静隔音的房间里进行。受试者采取 90° 坐位。接触式麦克风

(Raiselong- HA1) 贴于受试者胸骨柄上切迹下方<sup>[19]</sup>。同时选用意大利 COSMED 公司心肺功能测试仪 (Fitmate), 用鼻夹夹紧鼻子, 口唇包紧吹嘴。根据视觉指令 (以幻灯片形式播放), 对照组进行 10 次咳嗽, 卒中组训练前和后进行 5 次咳嗽。所有咳嗽均从最大吸气水平开始以最大努力进行, 每次咳嗽之间保证足够休息时间。读取并记录 CPF 数值, 同时使用 RavenPro1.5 录制样本, 采样频率为 16Hz, 以 16bits 的分辨率保存为“.wav”格式。

**1.2.2 声音参数提取:**由 3 名经过训练的物理治疗师对声音片段进行标注, 并在咳嗽音的时域、频域、时频域和信息域提取 8 个声学特征性参数。见表 1。

表 1 参数含义

类别及参数	含 义
时域	
达峰时长占比	在单次咳嗽中, 达到声音波幅峰值所需要经过的时长占整个声音片段时长的百分比。
半耗时长占比	咳嗽声音开始至能量消耗一半时所持续的时长占总时长的百分比。
频域	
峰强度最高频率	强度达到峰值时所含咳嗽声音片段的最高频率, 可描述咳嗽音的音调, 单位 Hz。
峰值幅度	咳嗽声波图中, 声音振幅的峰值, 可描述咳嗽音的响度, 单位 Pa。
声压均方根	所选咳嗽声音片段的有效声压, 单位 Pa。
时频域	
总耗能	咳嗽音从开始到消失所消耗的能量, 单位 dB。
峰值功率	咳嗽声音信号的能量特征随着频率的变化关系, 为声谱图上功率谱密度的峰值, 单位 dB。
信息域	
聚合熵	咳嗽声音片段中的能量分布, 是描述声音混乱程度的指标, 单位 bits。

**1.2.3 肺康复训练方法:**采用肺功能训练仪 (厦门赛客医疗 X1 型) 进行 RMT, 吸气肌训练起始阻力为最大吸气压的 30%—40%, 每周逐渐增加 5%—10%, 至最大阻力达 60%。呼气肌训练起始阻力为最大呼气压的 30%, 每周逐渐增加 5%。10 次/组, 3—4 组/天, 持续 20—30min, 5 次/周, 持续 6 周<sup>[20-21]</sup>。

## 1.3 统计学分析

采用 R 软件进行统计学分析。计数资料比较采用  $\chi^2$  检验, 以频数表示, 计量资料以均数 $\pm$ 标准差表示。先采用 Shapiro-Wilk 正态性检验, 若数据不符合正态分布, 则经 Box-Cox 变换符合正态分布后进行比较。在控制对照组为协变量的情况下, 以方差分析比较卒中组训练前后 CPF 和声学参数。其中声学参数组间比较采用被试内设计方案。事后检验采用 Tukey HSD 法。声学参数与 CPF 的关系采用 Pearson 相关分析。 $P < 0.05$  表示差异具有显著性意义。在有显著性差异的情况下, 组间差值的正负将显示于结果表格内的  $P$  值前括号中。

## 2 结果

### 2.1 基线情况

对照组和卒中组的性别、年龄和 BMI 组间差异均无显著性意义 ( $P > 0.05$ )。所有入组者均无胸部畸形或肋骨骨折等影响试验的因素。卒中组 MoCA 分值符合入组要求, 卧床时间  $< 2$  周, NYHA 心功能分级均为 I 级, 简化 Fugl-Meyer 评分的运动评分  $< 84$  分。见表 2。VC、FVC、FEV1 和 FEV1/FVC 的预测值占比均符合入组要求, 且卒中组均显著小于对照组 ( $P < 0.01$ ), 见表 3。

### 2.2 咳嗽强度、肺功能和声学参数的统计描述

表 3 显示, 除峰强度最高频率和聚合熵, 患者组训练前声学参数普遍低于对照组, 而训练后接近对照组。训练前 CPF  $< 270$  L/min (上呼吸道感染转变为呼吸衰竭风险界值), 训练后则超出该界值<sup>[22]</sup>。与音调和音质分别相关的峰强度最高频率和聚合熵, 则是训练前就高于对照组, 训练后更高。该研究是被试内设计, 因此需要在控制个体因素情况下, 进一步

表2 对照组和卒中组基线情况比较

( $\bar{x}\pm s$ )

变量	对照组	卒中组	P值	统计量
例数	25	20(出血6例,梗死14例)		
BMI	24.04±3.05	24.35±2.92	0.7283	$t(41.58)=-0.35$
年龄(岁)	47.92±10.53	47.70±9.77	0.9425	$t(42.01)=0.07$
MoCA(分)	28.56±1.19	25.65±1.87	$1.23\times 10^{-6}$	$t(30.78)=6.04$
性别(女,男)(例)	15,10	10,10	0.7120	$\chi^2=0.14$
卧床时间(周)		7.5±3.0		
简化Fugl-Meyer评分(分)		25.00±10.63		

表3 统计描述:肺功能和声学参数

( $\bar{x}\pm s$ )

类型及变量	对照组(n=25)	卒中组(n=20)	
		训练前	训练后
<b>咳嗽强度</b>			
CPF(L/min)	401.44±74.73	233.75±61.42	296.80±72.25
<b>肺功能</b>			
VC	3711.56±909.06	2310.20±417.47	2704.10±514.77
VC预期值占比	0.98±0.07	0.62±0.06	0.73±0.12
FVC	3269.52±775.05	1955.90±377.12	2205.85±492.17
FVC预期值占比	1.00±0.07	0.60±0.07	0.67±0.11
FEV1	2829.04±673.06	1448.20±308.95	1917.00±471.85
FEV1预期值占比	0.97±0.06	0.54±0.09	0.69±0.12
FEV1/FVC	0.87±0.03	0.74±0.05	0.87±0.07
<b>咳嗽音</b>			
半耗能时长占比(%)	36.76±13.92	38.25±14.34	36.63±13.16
达峰时长占比(%)	32.97±16.18	38.07±18.14	30.01±13.90
峰值幅度(Pa)	5.11±6.09	3.627±2.68	5.14±4.48
总耗能(dB)	129.28±8.97	126.41±7.55	128.03±8.38
声压均方根	0.77±1.25	0.42±0.28	0.47±0.37
峰值功率(dB)	70.90±9.97	67.54±8.91	68.18±8.33
峰强度最高频率(Hz)	5157.00±	5721.68±	6487.72±
聚合熵(bits)	4.34±1.14	4.58±1.57	4.98±1.18

进行组间统计推断。

2.3 CPF和肺功能指标的组间比较

表4显示,卒中组的各项指标显著低于正常对照组( $P < 0.01$ )。在以正常对照为协变量的基础上,除FVC以外,训练后CPF和肺功能各项指标均大于训练前,差异多数达到中等效应( $\eta^2 > 0.059$ )。

2.4 声学参数的组间比较

表5显示,与卒中组训练前相比,对照组的峰值幅度和总耗能均显著偏高( $P < 0.01$ )。与卒中组训练后相比,对照组的峰值幅度( $P < 0.01$ )和总耗能( $P < 0.05$ )均偏低。卒中组训练后的峰值幅度、声压均方根、总耗能、峰值功率、峰强度最高频率和聚合熵均显著高于训练前( $P < 0.05$ )。

2.5 CPF与声学参数的相关性分析

对照组的CPF分别与峰值幅度( $r=0.67, P=8.45\times 10^{-16}$ )和总耗能( $r=0.70, P=2.68\times 10^{-17}$ )呈显著正相关关系。卒中组训练前的CPF与峰值幅度( $r=0.18, P=0.130$ )和总耗能( $r=0.17, P=0.156$ )均无明显

表4 对照组、卒中组训练前和训练后CPF和肺功能指标的组间比较

变量	Box-Cox $\lambda$ 值	因子	MS	F值	P	$\eta^2$	TukeyHSD检验	
							组间比较	(差值)校正P值
CPF	正态	患病与否	$2.85\times 10^5$	58.00	<0.01	0.45	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	$3.98\times 10^4$	8.08	<0.01	0.06	训练后 vs 训练前	(+ )<0.05
VC	- 0.65	患病与否	0	51.84	<0.01	0.43	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0	7.10	<0.05	0.06	训练后 vs 训练前	(+ )<0.05
VC预期值占比	正态	患病与否	1.45	199.89	<0.01	0.72	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.12	16.71	<0.01	0.06	训练后 vs 训练前	(+ )<0.01
FVC	- 0.09	患病与否	0.74	62.14	<0.01	0.49	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.03	2.54	0.116	0.02	训练后 vs 训练前	(+ )0.18
FVC预期值占比	正态	患病与否	2.01	269.82	<0.01	0.80	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.06	7.66	<0.01	0.02	训练后 vs 训练前	(+ )<0.05
FEV1	- 0.16	患病与否	0.36	79.04	<0.01	0.51	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.07	14.61	<0.01	0.09	训练后 vs 训练前	(+ )<0.01
FEV1预期值占比	正态	患病与否	1.91	236.32	<0.01	0.72	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.25	30.27	<0.01	0.09	训练后 vs 训练前	(+ )<0.01
FEV1/FVC	正态	患病与否	0.06	25.35	<0.01	0.16	卒中组 vs 对照组	(- )<0.01
		治疗前后	0.17	72.40	<0.01	0.45	训练后 vs 训练前	(+ )<0.01

相关性。卒中组训练后的 CPF 与峰值幅度( $r=0.17$ ,  $P=0.120$ )和总耗能( $r=0.04$ ,  $P=0.701$ )均无明显相关性。

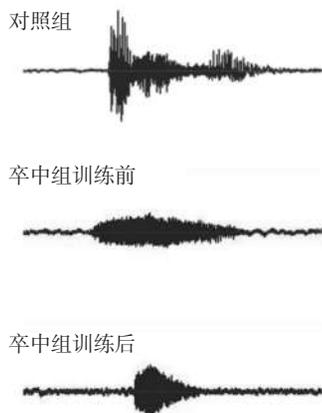
### 2.6 咳嗽音可视化分析

图1显示了三组的典型波形。对照组可以观察到三个阶段的双峰波形。卒中组训练前和训练后咳嗽音虽然都为单峰,但是训练后咳嗽声波图前段波形变得更为突出,形态比训练前更接近对照组。

表5 对照组、卒中组训练前和训练后声学参数的组间比较

	Box-Cox $\lambda$ 值	MS	F值	ANOVA P值	$\eta^2$	Tukey HSD 检验(差值)校正P值		
						训练前 vs 对照组	训练后 vs 对照组	训练后 vs 训练前
半耗能时长占比(%)	0.44	1.99	1.13	0.29	0.00	0.88	0.89	0.60
达峰时长占比(%)	0.39	12.18	5.87	<0.05	0.01	0.40	0.53	0.073
峰值幅度(Pa)	0.06	14.06	60.71	<0.01	0.05	(-)<0.01	(+)<0.01	(+)<0.01
总耗能(dB)	正态	542.2	31.93	<0.01	0.03	(-)<0.01	(+)<0.05	(+)<0.01
声压均方根	- 0.10	3.86	14.66	<0.01	0.01	0.11	0.21	(+)<0.01
峰值功率(dB)	正态	291.6	10.66	<0.01	0.01	0.19	0.31	(+)<0.01
峰强度最高频率(Hz)	0.93	$1.0 \times 10^7$	8.74	<0.01	0.02	0.26	0.39	(+)<0.05
聚合熵(bits)	1.79	107.80	13.42	<0.01	0.02	0.13	0.23	(+)<0.01

图1 各组声波图示意



### 3 讨论

虽然 CPF 是临床判断咳嗽动作有效性的关键指标<sup>[4,23]</sup>。但是,在肺康复的临床实践中,听诊是更基础的诊疗行为。治疗师通过听咳嗽音判断患者是否进行了咳嗽,推测咳嗽的强弱,从而了解患者是否主动实施了有效的咳嗽动作。本研究尝试使用电子化听诊手段,记录和分析咳嗽音在呼吸康复训练前后的变化,并与 CPF 进行比较。在气流指标方面(表2和表3),本研究在发现呼吸肌训练改善肺功能指标的同时,还发现训练前卒中组 CPF 显著低于对照组,而训练后则 CPF 显著大于训练前。该结果提示呼吸肌训练除能提高肺功能以外,还是一种有效提高脑卒中患者咳嗽能力的方法。

在声学参数方面(表3和表5),本研究发现峰值幅度和总耗能在训练前显著低于对照组,而训练后显著增高,甚至指标取值超过对照组。另外,声压均方根、峰值功率、峰强度最高频率和聚合熵虽未出现卒中组和对照组的差异,但是治疗后也显著得到提高。其中,峰值幅度是咳嗽音的响度的指标,总耗能是咳嗽音的包含的总能量,声压均方根是有效声压的指标。峰值功率是能耗与频率之间的关系,峰强度最高频率则是在最高强度时的音调水平。聚合熵的大小反映声音混乱程度高低。训练后声学参数较训练前提高可以提示训练实质性增强了患者的咳嗽强度。训练前后与对照组声学参数分析结果的差异,提示能耗的增加不仅可以是有效咳嗽,也可能是无效的不协调咳嗽动作,即聚合熵增加和频率增高可能意味着患者附带了更多的无效耗能,从而表现出听诊所觉察的音调增高和音质变化。

在气流指标和声学参数之间的关系方面,Kraman等<sup>[24]</sup>发现高速呼吸气流下,肺部呼吸音振幅与呼吸气流显著相关。吕倩倩等<sup>[7]</sup>对11例健康青年人(平均年龄 $26.3 \pm 10.7$ 岁)仰卧位咳嗽音进行分析,发现峰值幅度与 CPF 有显著正相关。本研究采用端坐位检测,发现对照组咳嗽音峰值幅度也与 CPF 显著正相关( $P < 0.001$ ),而且相关关系还较强( $r = 0.67$ )。本研究结果还显示健康人总耗能与 CPF 呈显著正相关关系( $P < 0.001$ ),其相关关系也较强( $r = 0.70$ ),与 Lee 等<sup>[8]</sup>研究结果一致。吕倩倩等和 Lee 等

还发现健康人的峰值功率与 CPF 有显著相关性,而本研究尚未发现,这可能与研究年龄段和体位的差异有关。本研究发现卒中组训练前和训练后峰值幅度和总耗能与 CPF 均无明显相关性。一方面提示咳嗽声学参数与 CPF 之间相关关系的消失是疾病存续的表现。Abaza 等<sup>[25]</sup>通过提取咳嗽音包含总能耗的声学参数,开发了区分健康和异常肺功能的咳嗽的系统。这提示峰值幅度等声学参数相关性差异可用于区分健康受试者和脑卒中受试者的咳嗽。另一方面也提示,虽然患者训练可以增加咳嗽气流和增强有效声压等声学参数指标,但是仅进行呼吸肌训练,而不进行咳嗽技巧训练,可能使力量增加的同时,反而增加动作不协调,从而使患者实施气道廓清动作过程中产生无效耗能。脑卒中后中枢神经受损,使得自主咳嗽时咳嗽相关的肌肉激活水平和顺序出现障碍,不能根据感觉控制气流的大小,从而使咳嗽模式异常<sup>[26]</sup>。

Thorpe 等<sup>[27]</sup>曾把咳嗽音声波图分为三个不同的阶段:开放爆裂期、气流嘈杂期、声门关闭期。开放爆裂期是快速呼气使得声门打开产生的“爆炸性”声音,是由声门开放瞬间气流呼出速度决定的。气流速度越大,冲击声带产生的响度越大,振幅越大。这可能是健康人咳嗽音峰值幅度与气流之间具有显著相关性的原因。气流嘈杂期是气流持续呼出产生的稳定气流引起的“喘鸣音”。声门关闭期是气流减少,声门关闭的阶段。当气流不稳定时,声音的混乱程度会增加。当气流过低时,肺部的声音可能接近噪音,可能会放大噪音对录制声音的干扰<sup>[24]</sup>。脑卒中患者训练前声波图为单峰,与吕倩倩等<sup>[7]</sup>发表的清嗓音声波图相似,提示脑卒中患者训练前咳嗽音更接近清嗓。这可能是临床医生常将脑卒中患者咳嗽误认为清嗓的原因。Fontana 等<sup>[28]</sup>对咳嗽声波图进行分析,来区分单一自主咳嗽和咳嗽发作的连续咳嗽,因此后期进一步可采用机器学习方法对健康人和脑卒中患者的咳嗽进行分类<sup>[18]</sup>。观察脑卒中患者训练前与健康人咳嗽音的声波图,发现主要区别在于开放爆裂期,脑卒中患者训练前咳嗽音声波图初期未出现明显波峰和急速下降的过程,可能是脑卒中患者咳嗽开始前“深吸气”和“肺压缩”能力下降有关,也提示脑卒中患者可能存在咳嗽模式受损。

故临床进行咳嗽训练时不仅要强化呼吸肌力量,还应对咳嗽动作进行指导,特别是咳嗽前有效“深吸气”和“肺压缩”动作的再学习。观察脑卒中患者训练前与训练后咳嗽音的声波图,发现训练后咳嗽音声波图的前段比训练前更突出,前段与健康对照相似。目前治疗师对患者进行咳嗽训练时,缺乏客观评价标准,而咳嗽音可视化技术的发展和声学数据库的建立,有望为咳嗽模式调整提供视听反馈训练工具<sup>[29]</sup>。

目前已有不少关于咳嗽能力评估方法的研究,但是操作复杂<sup>[30-32]</sup>。随着全球新冠肺炎疫情的爆发,医疗更提倡非接触式和低耗材。声学数据可在线管理和远程采集,患者无需佩戴面罩,减少耗材,而接触式麦克风可减少录制时的环境干扰。本研究也有不足。第一,分组和样本量均有待扩大,从准试验研究转向随机对照研究,并且对性别、年龄、体重、病情分型等多种分层因素进行深入探讨。第二,研究尚待纳入不同体位和不同气道廓清策略(如清嗓音)。第三,声学性质的分析尚待深入,即需要纳入更多的数据挖掘手段。第四,需要把训练前后评估,进一步优化为治疗过程中的实时评估,从而得到咳嗽训练的学习曲线,并探讨其影响因素。把呼吸肌力量训练和咳嗽行为模式训练作为两个分立的项目列入肺康复训练计划,并考察两者对气流和咳嗽音的独立影响和相互作用,将是课题组进一步的研究内容。在 CPF 和声学检测基础上,还有可能进一步优化 RMT 方案中的呼气和吸气训练配比,例如提高 MEP 训练强度,从而更好达到提高咳嗽能力的效果。

综上所述,本研究使用咳嗽声学检测辅助评估呼吸肌训练前后的咳嗽动作,发现呼吸肌训练 6 周虽可提高患者 CPF,但训练未能改善咳嗽模式相关的声学参数。声学检测技术可能为呼吸康复提供新型评估工具,弥补气流检测对动作模式评估的不足。

## 参考文献

- [1] 王志威, 黄怀. 体外膈肌起搏器在脑卒中后肺康复中的应用进展[J]. 中华生物医学工程杂志, 2017, 23(1):80—84.
- [2] Tinker RJ, Smith CJ, Heal C, et al. Predictors of mortality and disability in stroke-associated pneumonia[J]. Acta Neurol Belg, 2021, 121(2):379—385.

- [3] Kulnik ST, Rafferty GF, Birring SS, et al. A pilot study of respiratory muscle training to improve cough effectiveness and reduce the incidence of pneumonia in acute stroke: study protocol for a randomized controlled trial[J]. *Trials*, 2014, 15(1):123.
- [4] Chatwin M, Toussaint M, Goncalves MR, et al. Airway clearance techniques in neuromuscular disorders: a state of the art review[J]. *Respir Med*, 2018, 136:98—110.
- [5] Laciuga H, Brandimore AE, Troche MS, et al. Analysis of clinicians' perceptual cough evaluation[J]. *Dysphagia*, 2016, 31(4):521—530.
- [6] Sharan RV, Abeyratne UR, Swarnkar VR, et al. Predicting spirometry readings using cough sound features and regression[J]. *Physiol Meas*, 2018, 39(9):379.
- [7] 吕倩倩, 林枫, 许维, 等. 咳嗽和清嗓的气流与声学特征分析[J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(6):656—661.
- [8] Lee KK, Matos S, Ward K, et al. Sound: a non-invasive measure of cough intensity[J]. *BMJ Open Respir Res*, 2017, 4(1):e000178.
- [9] Ai-khassaweneh M, Abdelrahman BR. A signal processing approach for the diagnosis of asthma from cough sounds[J]. *J Med Eng Technol*, 2013, 37(3):165—171.
- [10] Abeyratne UR, Swarnkar V, Setyati A, et al. Cough sound analysis can rapidly diagnose childhood pneumonia [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(11):2448—2462.
- [11] Sharan RV, Abeyratne UR, Swarnkar VR, et al. Corrections to "automatic croup diagnosis using cough sound recognition"[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2019, 66(5):1491.
- [12] Nemati E, Rahman MM, Nathan V, et al. A comprehensive approach for classification of the cough type[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2020:208—212.
- [13] Handley MA, Lyles CR, McCulloch C, Cattamanchi A. Selecting and improving quasi-experimental designs in effectiveness and implementation research[J]. *Annu Rev Public Health*, 2018, 39(1):5—25.
- [14] 全国第四届脑血管病学术会议. 各类脑血管疾病诊断要点 [J]. *中华神经科杂志*, 1996, 29(6):379.
- [15] 朱蕾. 临床肺功能[M]. 北京:人民卫生出版社, 2014:66—67.
- [16] Carson N, Leach L, Murphy KJ. A re-examination of montreal cognitive assessment (MoCA) cutoff scores[J]. *Int J Geriatr Psychiatry*, 2018, 33(2):379—388.
- [17] Kulnik ST, Birring SS, Moxham J, et al. Does respiratory muscle training improve cough flow in acute stroke? Pilot randomized controlled trial[J]. *Stroke*, 2015, 46(2):447—453.
- [18] 许维, 吕倩倩, 江钟立, 等. 基于声学分析和机器学习构建咳嗽和清嗓分类模型[J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(12):1434—1438.
- [19] McGuinness K, Ward K, Reilly CC, et al. Muscle activation and sound during voluntary single coughs and cough peals in healthy volunteers: Insights into cough intensity [J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2018, 257:42—50.
- [20] Gomes-Neto M, Saquetto MB, Silva CM, et al. Effects of respiratory muscle training on respiratory function, respiratory muscle strength, and exercise tolerance in patients poststroke: a systematic review with meta-analysis[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2016, 97(11):1994—2001.
- [21] Messaggi-Sartor M, Guillen-Solà A, Depolo M, et al. Inspiratory and expiratory muscle training in subacute stroke: a randomized clinical trial[J]. *Neurology*, 2015, 85(7):564—72.
- [22] Tzeng AC, John R, Bach JR, et al. Prevention of pulmonary morbidity for patients with neuromuscular disease[J]. *Chest*, 2000, 118(5):1390—1396.
- [23] Umayahara Y, Soh Z, Sekikawa K, et al. A mobile strength evaluation device using cough sounds[J]. *Sensors*, 2018, 18(11):3810—3824.
- [24] Kraman SS. The relationship between airflow and lung sound amplitude in normal subjects[J]. *Chest*, 1984, 86(2):225—229.
- [25] Abaza AA, Day JB, Reynolds JS, et al. Classification of voluntary cough sound and airflow patterns for detecting abnormal pulmonary function[J]. *Cough*, 2009, 5(1):8—19.
- [26] Lasserson D, Mills K, Arunachalam R, et al. Differences in motor activation of voluntary and reflex cough in humans[J]. *Thorax*, 2006, 61(8):699—705.
- [27] Thorpe W, Kurver M, King G, et al. Acoustic analysis of cough[C]. Seventh Australian and New Zealand intelligent information systems conference. IEEE, 2001, DOI: 10.1109/ANZIIS.2001.974110.
- [28] Fontana GA, Widdicombe J. What is cough and what should be measured[J]. *Pulm Pharmacol Ther*, 2007, 20:307—312.
- [29] 林枫, 吕倩倩. 基于咳嗽音反馈的肺康复治疗装置(发明专利ZL 2018 1 1311121.2). ZL 2018 1 1311121.2, 2021.
- [30] Rai ZL, Fowles HE, Wright C, et al. The effect of pH on citric acid cough challenge: a randomised control trial in chronic cough and healthy volunteers[J]. *Respir Physiol Neurobiol*, 2018(257):51—54.
- [31] O'Neill MM, Gopalan PD. Endotracheal tube cuff pressure change: proof of concept for a novel approach to objective cough assessment in intubated critically ill patients[J]. *Heart & Lung*, 2020, 49(2):181—185.
- [32] Fontana GA, Pantaleo T, Lavorini F, et al. Defective motor control of coughing in Parkinson's disease[J]. *Am J Respir Crit Care Med*, 1998, 158(2):458—464.