

呼吸阻力负荷感觉评量方法的研究

张立藩 吴兴裕 姜世忠
马谋超

航空环境生理学教研室
中国科学院心理研究所

提要 由外加呼吸阻力负荷所引起的呼吸感觉被看作一种模糊量。基于模糊集理论的多级估量法及其数据处理公式

$$f_{(u_i)} = \frac{1}{t} \left(\sum_{j=1}^m v_j y_{ij} w_j / \sum_{j=1}^m y_{ij} w_j \right), \quad i = 1, 2, \dots, n$$

被用来评量呼吸阻力感觉。37名健康男性青年接受了不同负荷时相下的各种外加阻力负荷。所获结果揭示如下事实：每一个给定的阻力负荷均在量表的各类别上存在一个可能性分布；阻力负荷与其感觉量间呈幂函数关系；总阻力值相等，但在不同负荷时相下，其相应感觉量亦不同，其中，以呼气相者为最低。多级估量法评量结果还给出了对应于各感觉类别等级的相应刺激量。而由传统类别量表评量的结果则不能反映负荷时相的影响，并且感觉量与生理刺激量间呈凹向下的函数关系。

关键词 呼吸感觉；外加呼吸阻力；呼吸防护装备的生理标准；模糊集论；多级估量法；心理物理函数

关于呼吸机械负荷所致呼吸感觉的研究始于本世纪四十年代^[1,2]。为提供制订呼吸装备生理标准的依据及阐明呼吸困难的发生机理，近二十年来，已应用古典的心理物理法相继测量了人对于呼吸阻力负荷或弹性负荷所致呼吸感觉的绝对阈、辨别阈，并进而揭示了阈上呼吸机械负荷的心理物理函数关系亦符合Stevens幂定律这一事实^[3-5]。近年又进一步查明，这种感觉量乃直接为口腔压力峰值及持续时间的幂函数（ $\phi = kP^{0.1}t^{0.2}$ ），而与负荷的物理量只是间接相关^[5-7]。对于制订呼吸防护装备标准这一实用目的来说，应用类别量表测量的结果^[1,2,8-10]更富有意义，但传统的类别量表往往又不能反映感觉体验的增长规律^[11]。我们认为，诸如呼吸阻力感觉乃是一类模糊的心理现象，在性质上，主要是可能性的，而不是概率的^[12]。这可能就是问题的症结所在。

业已阐明，当人们在作类别判断时，在若干有序的感觉类别等级上均有不同程度的反应，而非仅在其中之一上有^[12]。本工作之主要目的在于，尝试如何将基于模糊集理论设计的多级估量法用于评量呼吸阻力感觉：并与传统的类别量表法进行比较。

实验方法

共37名健康男性大学生参加了本实验，年龄 20.3 ± 2.4 岁，无心、肺疾病史。常规肺功能检查均在正常范围。

外加阻力负荷由若干分节组成的阻力器给出。每节的进口处都装有一尼龙网作的阻力片。每节的中间部位有一可启、闭的开口，由此可产生不同的阻力负荷量。阻力器通过呼吸活门与流率仪的一端相连。流率仪的另一端则与面罩的出口相接。用XY-1型流率及压力测量仪测量呼吸流率及口腔

59490

(面罩腔)压力变化。其模拟量输出由 A-69 磁带记录仪记录,并由 MDR-Z80 微计算机脱机处理数据。

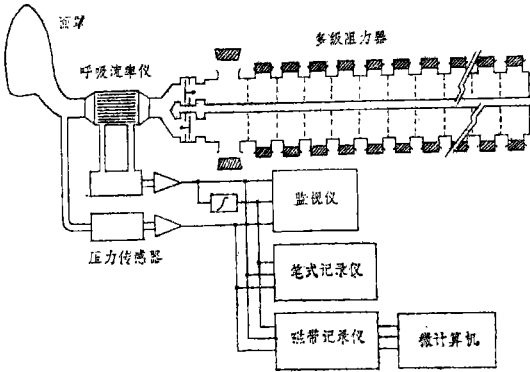


图 1 实验装置图解

呼吸感觉的测量主要是采用一种新型的类别量表——多级估量量表^[13]。它是根据

类别判断的模糊集模型发展起来的(表 1) 为了比较目的,同时还采用了类别量表^[10]。

记录表的第一行为呼吸阻力感觉程度的五个类别等级:“无”为未觉察到外加阻力;“轻度”为觉察到外加阻力,但无不适感;“中度”为呼吸用力,可以耐受;“重度”为呼吸费力,难以忍受;“极重度”为完全窒息感,需立即解除负荷。表的第一列为主观评定的态度及肯定度。使用时,被试者首先根据体验确定最符合的感觉类别、态度及肯定度,并在相应的小格内画上一个“V”;然后,对相邻两个类别作对偶判断以确定“赞同”或“反对”及各自的肯定度,亦在相应的小格内画“V”表明;仿此,再对其余两个等级的反应作出评量。

表 1 呼吸阻力感觉的多级估量表格

实验号:

日期:

		无	轻度	中度	重度	极重度
赞 同	坚 决		√			
	基 本					
	少 许	√				
反 对	少 许					
	基 本			√		
	坚 决				√	√

被试者: (签名)

主试者: (签名)

注:表内“V”系某被试者对特定阻力负荷在各类别上的反应举例,藉以说明本表的用法。

数据处理按下式进行:

$$f_{(ui)} = \frac{1}{t} \left(\sum_{j=1}^m v_j y_{ji} w_j / \sum_{j=1}^m y_{ji} w_j \right), \quad i = 1, 2, \dots, n$$

式中: u_i —外加阻力负荷 ($\text{mmH}_2\text{O} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}$), v_j —各感觉类别 j 的代表值, y_{ji} —在 j 类别对 u_i 负荷感觉评定的肯定度, t — $1100 \text{mmH}_2\text{O} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}$, w_j —滑动的权数集合。关于上式的推导及计算流程图参见附录。

实验采用二因素 6×3 析因实验设计。因素 b 代表阻力负荷时相：吸气相 (b_1)、呼气相 (b_2) 及呼、吸气相均有负荷 (b_3)。因素 a 代表外加总阻力值 ($\text{mmH}_2\text{O} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}$)，分别为 40 (a_1)、80 (a_2)、160 (a_3)、240 (a_4)、320 (a_5) 和 480 (a_6) 共组成 18 种阻力负荷。实验顺序：先随机排定 a ，再依 3×3 拉丁方表排定 b 。

在实验前，被试者接受主试者的指导语、练习和体验。被确认已明了实验要求和业已熟练填表方法之后才能进入正式实验。实验时，被试者戴好面罩静坐在实验椅上接

受外加阻力负荷。对每种阻力负荷均体验 3 min；第 2 min 末，记录呼吸流率、压力变化；第 3 min 末，填写心理测试表格。尔后再接受下一个负荷。全部实验历时约 1.5h，中间休息 1~2 次。

实验结果与分析

在各类别上被试者反应肯定度的可能性分布* 通过模糊统计^[14]，得到了全体被试者 S 对各给定阻力负荷 u_i 所致呼吸阻力感觉在各个类别 r_j 上反应肯定度 y_{ij} 的平均可能性分布曲线。如图 2 所示。

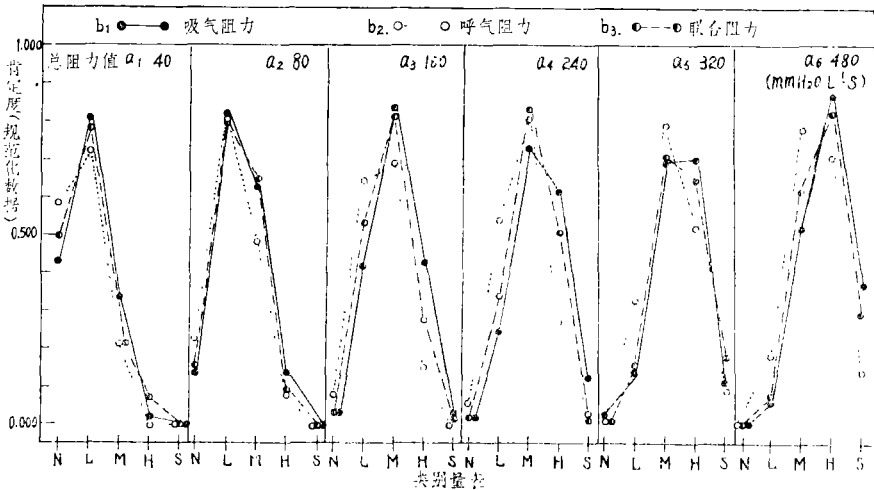


图 2 被试者对不同阻力负荷的反应肯定度分布曲线
(反应肯定度系规范化数据)

由图 2 可见，每一种阻力负荷所引起的反应在量表的各类别上呈一定的可能性分布，其型式与总阻力值及负荷时相有关：随着总阻力值的增大，曲线的峰由“轻度”一端逐步向“重度”一端转移；当总阻力值一定时，呼气相曲线总是位于另两种分布曲线的左侧，即偏向于“轻度”的一侧，且随着阻力值增大，而越加明显。

不同感觉等级类别的反应肯定度分布曲线 以横座标表示阻力负荷 (u_i)，以纵座标表示反应肯定度 y_{ij} ，即可绘出不同类别

等级 r_j 在各阻力负荷上的反应肯定度分布曲线。两组邻类别曲线的交点所对应的阻力值，可被视作两种感觉类别 r_j 与 r_{j+1} 转变的临界总阻力值。以联合阻力资料为例：总阻力值 28、108、352 $\text{mmH}_2\text{O} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}$ 分别为此种负荷条件下引起“轻度”、“中度”、“重度”呼吸阻力感的临界总阻力值。

不同阻力负荷所致呼吸阻力感觉的定量比较 按上式计算了各种阻力负荷作用下的

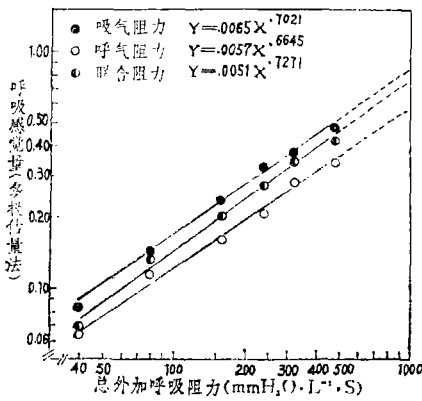
* 可能性分布的数学定义参见文献^[16]。

表2 呼吸负荷时相及总阻力值与呼吸阻力感觉量之间的关系

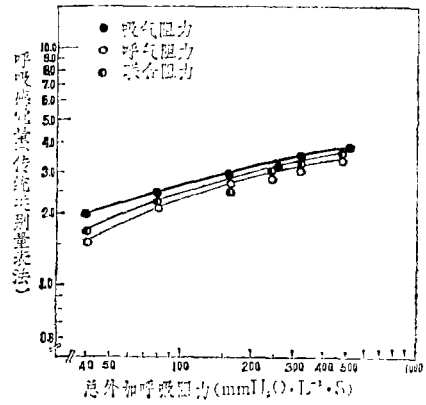
(b)	(a)外加总阻力值(mmH ₂ O·l ⁻¹ ·s)					
	(a ₁)40	(a ₂)80	(a ₃)160	(a ₄)240	(a ₅)320	(a ₆)480
(b ₁)吸气相	0.0831	0.1414	0.2381	0.3285	0.3581	0.4754
(b ₂)呼气相	0.0639	0.1134	0.1609	0.2054	0.2850	0.3404
(b ₃)联合阻力	0.0684	0.1335	0.2017	0.2723	0.3474	0.4261

感觉量值，并对数据进行了析因方差分析，详见表2。结果表明：由多级估量法得出的感觉量值能反映由于总阻力值及负荷时相的不同所致的呼吸感觉程度的差别（P值皆<0.01）。

呼吸感觉量与物理或生理刺激量间的函数关系 用多级估量法求得呼吸阻力感觉量f(ui)后，相对各阻力负荷ui在双对数纸上作图得图3—A的三条曲线。它表明：在三种负荷时相条件下，ui与f(ui)均遵循



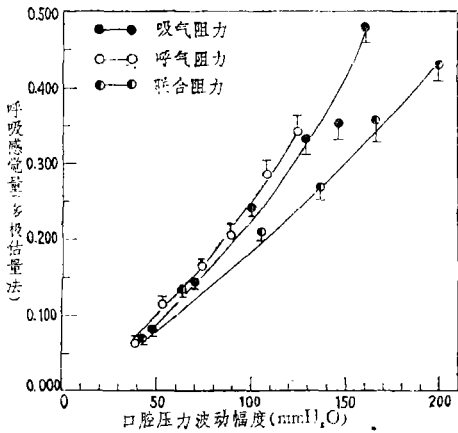
A



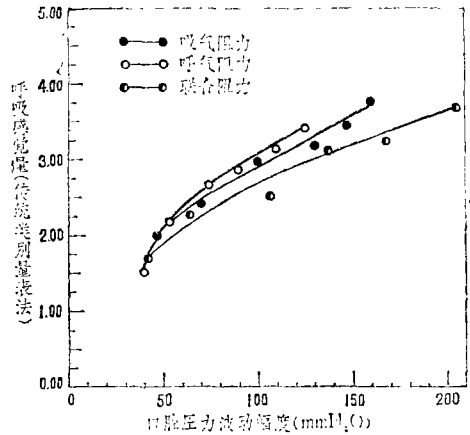
B

图3 呼吸阻力负荷与感觉量间的函数关系

注：A—多级估量法，B—传统类别量表法。



A



B

图4 面罩腔压力波动幅度与呼吸感觉量间的函数关系

注：A—多级估量法，B—传统类别量表法。

幂函数关系，其方程也一并列于图 3—A。

t 检验表明两两间回归系数相差不显著。它说明不同负荷时相的感觉增长情况无显著不同；但从方差分析结果得知，不同负荷时相的感觉量的差异是非常显著的。图 3—B 为由传统类别量表得到的相应结果，其阻力时相间的差别为不显著 ($P > 0.05$)。

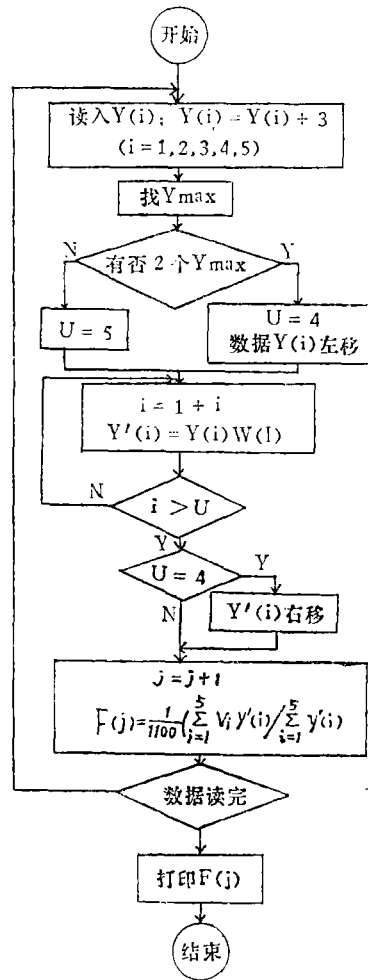
为了表征呼吸感觉量与生理刺激量 (口腔或面罩腔压力波动幅度, \bar{P}) 之间的关系, 绘成图 4 所示曲线。由此可看出: 感觉程度有随 \bar{P} 增大而愈来愈强烈的趋势。不过由多级估量法得出的曲线呈凹向上型 (图 4—A) ; 而传统类别量表法, 呈凹向下型 (图 4—B) 。

讨 论

本工作应用模糊集理论较满意地解决了关于外加阻力负荷引起的呼吸感觉体验的评量问题。它表明: 对于各种本体及内脏感觉体验的测量, 均有可能应用模糊集理论开辟一条新的途径。为了考察本模糊集方法与传统类别量表的异同, 我们又按传统的类别量表法对感觉量进行了数据处理, 所得的相应心理物理函数符合 $y = a + blgx$ 方程 (见图 3—B) , 与由多级估量法得到的 $y = ax^b$ 显然不同 (图 3—A) 。由多级估量法得出的感觉量与生理刺激量间的函数关系也符合感觉量随刺激量的增长规律 (见图 4—A) 。这两者的差异不能不归咎于方法学上的问题。首先, 多级估量法是以多值逻辑为其基础的, 量表各类别之间是相容的, 适合于对呼吸感觉和不适感觉一类心理模糊量的评量。其得到的结果呈可能性分布, 如图 2。而古典类别量表的逻辑基础是二值的; 量表各类别之间是互相排斥的。被试者在难以明确表态的场合下, 为了适合“择一”的要求, 不得不作强制选择或猜测。其结果给出的是概率分布。而概率分布与可能性分布之间是弱的联系^[15]。其次, 由多级估量法可

提取更多的信息, 又含有“赞同”和“反对”两种态度, 故可能揭示实际存在的差异。例如, 不同阻力时相所致感觉量之间的差异 (表 2) 。传统方法一次测试只得一个确定的单值, 虽然它也反映了主要信息, 却摒弃了其余有用的信息, 故难以反映负荷时相间微小差异。再者, 多级估量法是二维评价, 相互制约因素多, 使测量的可靠程度增加; 而传统的方法属于一维评价, 任意性较大, 因而可靠性较差。

最后, 值得指出的是, 从多级估量法所得结果中可以找出感觉连续量上各类别所对应的物理或生理刺激量, 如图 3—A、4—A, 它对于呼吸防护装备阻力标准的修订有



附图 计算多级估量表值的流程图

参考价值。这一点是比率量表难以相比的。后者只是揭示心理物理函数关系，而没有提供有关阈限和可容许阈限值的直接对应物。

附录

给定阻力负荷的刺激集： $U = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}$ ，

心理量表的论域，由 m 个类别，即语言变量 r_1, r_2, \dots, r_m 组成。

被试者集合： $S = \{s_1, s_2, \dots, s_n\}$ ，共 W 人。

给定一个阻力负荷 u_i ($i = 1, 2, \dots, n$)，第 k 个被试者 s_k 对之必须在每个类别 r_j ($j = 1, 2, \dots, m$) 上表明自己反应的肯定度 $C(i, j, k)$ 。

$C(i, j, k)$ 可以是 $\{-3, -2, -1, 1, 2, 3\}$ 中之任一个数。其中：“+”表示“赞同”，“-”表示“反对”。

为使 C 取值于自然数系列，令

$$y_{ij} = 3 + C(i, j, k) \quad (1)$$

当给定类别 r_j 之后，可以从该类别上各阻力负荷 u_i 引出的反应肯定度 y_{ij} 中，找出一个最大值作为它的代表值 v_i 。由此，量表各类别便可用 u_i 的数值赋值，即将心理量

表数字化。在此基础上，只要得到 u_i 在各类别等级上所引起的反应肯定度 y_{ij} ，便可由式 (2) 估计其感觉量 $f(u_i)$ 。其计算机软件框图见附图。

$$f_{(u_i)} = \frac{1}{t} \left(\sum_{j=1}^m v_j y_{ij} w_j / \sum_{j=1}^m y_{ij} w_j \right), \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2)$$

式中： t 是极重度阻力负荷极限值。据^[4]， $t = 1100 \text{ mmH}_2\text{O} \cdot 1^{-1} \cdot \text{s}$ ，用作规范化。 w_j 是一个滑动的权数集合。设 ϵ 代表量表上的一个类别，则

$$\begin{aligned} w_{i \pm \epsilon} &= 3.5 \\ w_{i \pm \epsilon} &= \begin{cases} 3.3, & \text{当 } y_i 0_i \pm \epsilon > 3 \\ 1, & \text{当 } y_i 0_i \pm \epsilon < 3 \end{cases} \quad (3) \\ w_{i \pm 2\epsilon} &= \begin{cases} 3.0, & \text{当 } y_i 0_i \pm 2\epsilon > 3 \\ 1, & \text{当 } y_i 0_i \pm 2\epsilon < 3 \end{cases} \\ w_{i \pm 3\epsilon} &= 1 \end{aligned}$$

(本实验用的呼吸阻力器由李志学同志设计，冯林华、王兴帮同志曾参加实验工作，赵汝怀、汪培庄、傅湘同志等曾给予协助，谨此志谢。)

参 考 文 献

[1] Davies C N (ed); Design and use of respirators, Pergamon Press, 1962:143 [2] Silverman L, et al. 1945; OSRD.NO 5339 [3] Altose M D and Cherniack N S. Respiratory sensation and respiratory muscle activity, in Hutus I and Debreczeni A (ed), Advances in Physiological Sciences, vol. 10, Pergamon Press, 1980:111 [4] 张立藩, 呼吸机械负荷(综述), 国外医学军事医学分册1984; 2:82 [5] Altose M D, et al. Amer Rev Respir Dis 1982; 126:807 [6] Killian K J, et al. J Appl physiol 1982; 52:578 [7] Stubbing D G, et al. J Appl physiol 1983; 54:1216 [8] Morgan W P. Am Ind Hyg Assoc J 1983; 44:677 [9] Bentley R A, et al. Arch Environ Health 1973; 27:273 [10] 马瑞山, 等. 第四军医大学学报1985; 6:1 [11] Morgan W P. Am Ind Hyg Assoc J 1983; 44(9):671 [12] 马谋超, 曹志强. 心理学报1983; 2:198 [13] Mou-chao Ma, Zhi-qiong Cao. The multi-stage evaluation method in psychological measurement; An application of fuzzy sets theory to psychology, In M M Gupta and E Sanchez(ed), Approximate Reasoning in Decision Analysis, North-Holland, 1982:307 [14] 马谋超, 汪培庄. 心理学报1985; 2:20 [15] Zadeh L A. Fuzzy Sets and Systems 1978; 1:3