

PEARSON

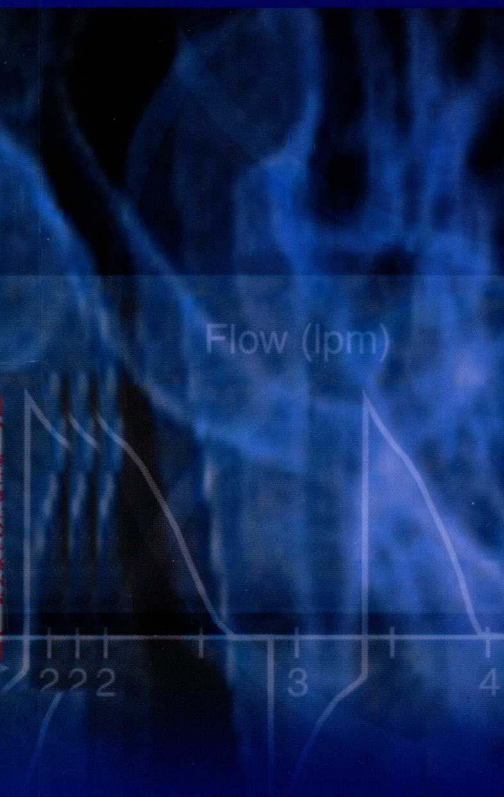
呼吸机波形 快速解读

中文翻译版
原书第2版

RAPID INTERPRETATION OF VENTILATOR WAVEFORMS

著者 Jonathan B. Waugh
Vijay M. Deshpande
Melissa K. Brown
Robert J. Harwood

主译 盛 炜
译审 高喜容



科学出版社

呼吸机波形快速解读

RAPID INTERPRETATION OF VENTILATOR WAVEFORMS

中文翻译版

原书第2版

著者 Jonathan B. Waugh
Vijay M. Deshpande
Melissa K. Brown
Robert J. Harwood

主译 盛 炜
译审 高喜容
校对 杨福龙

科学出版社

北 京

图字: 01-2017-3251

内 容 简 介

呼吸机波形分析是呼吸机临床应用的难点之一, 如何正确理解和分析波形, 从中获取有益信息, 帮助 ICU 和呼吸科医师更好地使用呼吸机, 是本书的编写主旨。本书共 6 章, 分别阐述了通气波形及其临床应用、压力容量环和流速容量环、常用通气模式的呼吸波形、压力控制和容量控制通气的波形监测、常见临床病症的波形表现, 以及新生儿通气波形。书中提供了大量的波形图, 并对其进行了仔细地分析, 尽量采用图示的方法, 讲述波形产生的原因, 便于读者理解。

本书适合呼吸科、重症监护室及急诊科医师阅读参考。

Authorized translation from the English language edition, entitled RAPID INTERPRETATION OF VENTILATOR WAVEFORMS, 2nd Edition, by WAUGH, JONATHAN B.; DESHPANDE, VIJAY M.; BROWN, MELISSA K.; HARWOOD, ROBERT J., published by Pearson Education, Inc., publishing as Upper Saddle River, New Jersey 07458., Copyright © 2007 by Pearson Education Inc.

All rights reserved. No part of this book may be reproduced or transmitted in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying, recording or by any information storage retrieval system, without permission from Pearson Education, Inc.

CHINESE SIMPLIFIED language edition published by PEARSON EDUCATION ASIA LTD., and CHINA SCIENCE PUBLISHING & MEDIA LTD., Copyright © 2017.

本书中文简体字版由培生教育出版社授权科学出版社合作出版, 未经出版者书面许可, 不得以任何形式复制或抄袭本书的任何部分。

本书封面贴有 Pearson Education (培生教育出版集团) 激光防伪标签。无标签者不得销售。

图书在版编目 (CIP) 数据

呼吸机波形快速解读 / (美) 乔纳森·B·沃 (Jonathan B. Waugh) 等著; 盛炜译.
—北京: 科学出版社, 2017.12
书名原文: Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms (2nd Edition)
ISBN 978-7-03-053774-4

I . ①呼… II . ①乔… ②盛… III . ①呼吸器—波形分析 IV . ① R459.6

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2017) 第 138780 号

责任编辑: 郭 威 姚 磊 / 责任校对: 何艳萍

责任印制: 赵 博 / 封面设计: 龙 岩

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码: 100717

<http://www.sciencep.com>

天津市新科印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2017 年 12 月第 一 版 开本: 850 × 1168 1/32

2017 年 12 月第一次印刷 印张: 4 3/4

字数: 156 千字

定价: 28.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

译者前言

在 ICU 领域，尤其是新生儿 ICU 领域，呼吸机的临床应用有诸多难点，困扰着相关科室的广大医护人员。

多年来，作为嘉和美康（北京）科技股份有限公司的技术总监，本人一直从事 Stephan 新生儿呼吸机的工程技术工作。在此期间，多次代表公司进行国内外学术交流，阅读了大量的国内外呼吸机参考资料，并有幸发现了这本集实用性、指导性与可读性为一体的不可多得的参考书。它详细介绍了各种呼吸模式的原理，并结合临床病症，充分详尽地描述了呼吸波形的变化，并给出了相应的参数设置原则。最后一部分内容所给出的病例分析练习，更是理解复杂呼吸系统变化的捷径。本书历经多次重印再版，是欧美国家相关临床医护人员和工程技术人员的优秀参考资料之一。

非常感谢湖南省儿童医院 NICU 高喜容主任提供的临床指导！此书经高喜容主任审校，加入了纯正的临床语言，能真正为广大医师所接受。在反复校对过程中，高喜容主任严谨治学的态度尤其值得钦佩与学习！

希望本书能够为广大同仁提供有效的指导与帮助，并最终有利于患者的护理和治疗。

盛 炜

2017 年 9 月

原著序言

本书介绍了呼吸机波形，是机械通气教科书的有益补充，在呼吸机参数设置过程中，可作为便携的参考资料。

第1章提供了一些清晰易读的概念性插图以助于理解。后续给出的实例性波形，即使带有一般的伪影，读者看起来也很舒服。后面的章节大部分采用了记录的真实的呼吸波形。

本书内容简单，版式较小，易于携带，是一本不错的参考资料或工具书，可在课堂上使用，也可用于临床。为增强它的简明性与可读性，本书已将描述性语言与注解压缩到最少，另外，非主流的、经验性的或使用较局限的内容，仅以简介的形式出现，略微加以提醒。

显然，若将所有临床案例的呼吸波形都列举出来是不切实际的，否则此书会变得十分笨重。本书旨在阐述呼吸波形是如何产生的，帮助从业者理解熟悉的波形与先前未见过的波形的产生原因与含义。理解波形比记住许多波形更有助于解决问题与应对异常状况，另外，也为临床医师适应将来未知的通气模式做了铺垫。

审稿人

Robert Tralongo, MBA, RRT-NPS

Respiratory Therapy Program

Molloy College

Rockville Center, New York

Heidi Story, AS, RRT, RCP

Respiratory Therapy Program

Ohlone College
Fremont, California

Stanley M. Pearson, MEd, RRT
Respiratory Therapy Program
SIUC/School of Allied Health
Carbondale, Illinois

Susan Pilbeam, MS, RRT, FAARC
Respiratory Care Educational Consultant
St. Augustine, Florida

作为本书的补充案例研究，可在网站 www.prenhall.com/waugh 上查询复习。

原著前言

生活的本质就是改变。这是最初也是最重要的进步标志。随着时间的流逝，呼吸护理专业发生了明显的改变，并取得了显著的进步。作为一名早期氧疗技师，我目睹了本专业 40 年来的惊人变化。在 20 世纪 60 年代中期，呼吸机的气路与电路十分简单，通气模式仅有控制通气、辅助通气、辅助 / 控制通气三种模式。少数呼吸机配有监测与报警功能。今天，机械通气发生了革命性的变化，呼吸机由功能强大的微处理器控制，能提供多变的压力与容量控制方式，并配有不限量的报警功能。有的还包含 300 个潜在的故障代码，最为重要的是新一代 ICU 呼吸机对病情的监测更为细致了。今天，几乎市面上的每一台 ICU 呼吸机都能显示三种波形（压力、流速、容量）与两种环（压力容量环、流速容量环）。然而，目前所面临的窘境是：许多从业者希望能够用好这些信息，但又缺乏恰当的系统资料来解释波形的含义。

这本由 Waugh, Deshpande, Brown 和 Harwood 所著的书恰恰解决了这一困境。书中对呼吸波形的阐释作为呼吸护理的有益补充，备受欢迎，每个从业者都备感需要。此书为 ICU 呼吸机波形所呈现信息的理解与评估，提供了清晰简明的指导。作者声称：“本书旨在阐述呼吸波形是如何产生的，帮助从业者理解熟悉的波形与先前未见过的波形的产生原因与含义。”这一目的已经达到了！本书图文并茂，易于理解。这是一本十分出色的教科书，适用于初学者与熟练的临床医师，也将是图书馆乐于收藏的书目。

显然，作为一名同行，我们已经走了很长的路。对今天的呼吸治疗师来讲，理解本书信息十分重要。我很难想象：若能将此书带回 20 世纪 60 年代或 70 年代，那将是怎样一番情景！

Robert M. Kacmarek, Ph.D., RRT, FAARC
Professor of Anesthesiology, Harvard Medical School
Director, Respiratory Care
Massachusetts General Hospital
Boston, Massachusetts

目 录

第 1 章 通气波形和临床应用	1
一、基本概念	1
二、呼吸机设置改变对波形的影响	2
三、通气波形	8
四、通气模式和对应的通气波形	10
第 2 章 压力容量环和流速容量环	22
一、肺总顺应性	22
二、压力容量环	24
三、呼吸功	30
四、流速容量环	32
五、呼吸环解读	34
第 3 章 常用通气模式的波形	52
一、容量控制的通气波形	52
二、压力控制的通气波形	55
三、自主呼吸波形	58
四、复合模式：容量控制的通气波形	63
五、复合模式：压力控制的通气波形	66
六、容量控制通气的压力容量环和流速容量环	69
七、压力控制通气的压力容量环和流速容量环	71
八、自主呼吸的压力容量环和流速容量环	73

九、复合模式：容量控制的压力容量环和流速容量环	75
十、复合模式：压力控制的压力容量环和流速容量环	77
第4章 压力控制和容量控制通气的波形监测	79
一、介绍	79
二、容量控制通气与压力控制通气波形对比	80
三、容量控制和压力控制通气时的吸气暂停	81
四、气道阻力增加对容量控制和压力控制通气的影响	83
五、顺应性降低对容量控制和压力控制通气的影响	85
六、压力控制通气的三种情况	86
七、压力控制、压力支持、容量控制通气下相似的流速递减波	86
第5章 常见临床病症的波形表现	88
一、呼吸系统顺应性改变	88
二、气道阻塞	94
三、人机对抗	101
四、漏气	104
第6章 新生儿通气波形	107
一、介绍	107
二、正常婴儿肺功能参数	108
三、正常的波形、流速容量环和压力容量环	109
四、异常波形	115
附录A 临床案例分析	135
新生儿临床病例1	135
新生儿临床病例2	136
新生儿临床病例3	138
小儿临床病例1	140

第 1 章

通气波形和临床应用

一、基础概念

有四个基本的参数能够完整地描述机械通气的过程：压力、容量、流速和时间。

这些参数均两两配对，形成不同的图形，用于反映病理变化产生的影响。

任意两个参数互为横纵坐标，构成不同图形，图形的变化反映了患者病理学的改变。

通常有三种波形，即流速时间波形、容量时间波形和压力时间波形，经常用于临床判断参考。当肺功能发生一定的变化，其他波形，如流速容量（F-V）环和压力容量（P-V）环，能够提供直观的参考信息。

下面的临床病例将作为呼吸机设置变化或肺功能变化的基准和参考点，也就是说本章节的所有讨论均围绕着下面的临床病例进行。

为了初始参数的连贯性，以下病例将作为呼吸机设置的变化与患者肺功能变化的基准与参考点。

以下病例告诉读者，呼吸机是如何根据设置参数和计算结果来描记呼吸曲线的，并且清晰地说明了呼吸模式改变时的影响，这些影响显示为以时间为横轴描记的压力、容量或流速曲线的变化。

某开胸手术患者在手术后使用容量控制模式进行通气，呼吸机设置如下：

潮气量 (V_T)	750 ml
呼吸频率 (f)	15/min
吸气流速 (\dot{V})	30 L/min
气道阻力 (R_{aw})	10 cmH ₂ O/(L·s)
呼吸系统顺应性 (C_{RS})	0.05 L/cmH ₂ O
通气模式	控制模式

二、呼吸机设置改变对波形的影响

改变呼吸机的设置能够对所显示呼吸波形产生可预计的影响。同样，患者肺物理特性的变化，如气道阻力和呼吸系统顺应性的变化，可通过呼吸波形的特征变化进行识别。图 1-1—图 1-3 显示了呼吸机参数设置变化对波形的影响。

参考图 1-1A 和图 1-1B 时，请注意观察仅仅改变呼吸频率对呼吸循环时间 (T_C) 产生的影响；图 1-2A 和图 1-2B 显示了吸气流速的变化对吸气时间 (T_I) 和呼气时间 (T_E) 的影响；图 1-3 则显示了气道阻力增加对呼吸气道压 (P_{TA}) 和吸气峰压 (PIP) 产生的影响；图 1-4 则表述了呼吸系统顺应性 (C_{RS}) 降低对肺泡压和吸气峰压 (PIP) 产生的影响。

(一) 呼吸循环时间和呼吸频率的相互作用

呼吸循环时间完全由设置的呼吸频率决定，图 1-1 显示了呼吸频率改变时，流速时间波形发生的变化。

最初的设置是： $V_T = 750 \text{ ml}$ ， $f = 15/\text{min}$ ， $\dot{V} = 30 \text{ L/min}$ ，呼吸循环时间 (T_C) 是可以计算出来的：

$$T_C = \frac{60 \text{ s/min}}{f} = \frac{60 \text{ s/min}}{15/\text{min}} = 4 \text{ s}$$

呼吸循环时间中包含吸气和呼气的的时间，吸气时间可以由设置潮气量和吸气流速两个参数计算得出。在这个例子中，吸气时间是 1.5 s，剩下的 2.5 s 即为呼气时间。

如图 1-1A 所示，如果呼吸频率增加到 20/min，呼吸循环时间则降低到 3 s，潮气量和流速不变时，吸气时间仍为 1.5 s，呼气时间则降低为 1.5 s。

$$T_C = \frac{60 \text{ s/min}}{f} = \frac{60 \text{ s/min}}{20/\text{min}} = 3 \text{ s}$$

参见图 1-1B，呼吸频率从 15/min 降低到 12/min，呼吸循环时间从 4 s 增加到 5 s。

$$T_C = \frac{60 \text{ s/min}}{f} = \frac{60 \text{ s/min}}{12/\text{min}} = 5 \text{ s}$$

在这种情况下，因为潮气量和流速均未变化，吸气时间维持不变，呼气时间则由 2.5 s 增加到 3.5 s ($T_E = T_C - T_I = 5 \text{ s} - 1.5 \text{ s} = 3.5 \text{ s}$)。

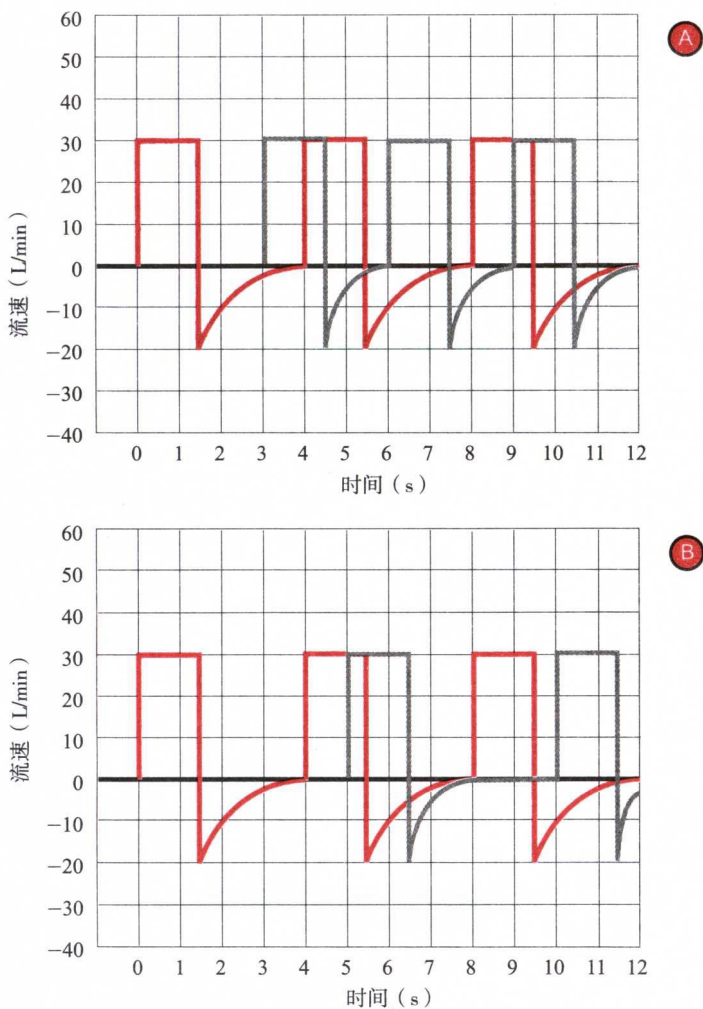


图 1-1 改变呼吸频率对呼吸循环时间的影响

A. 显示频率增加; B. 显示频率降低

(二) 气体流速对吸气时间和呼气时间的影响

增加吸气流速（图1-2）将会减少吸气时间并且延长呼气时间，相反，如果吸气流速降低，吸气时间将会延长，而呼气时间缩短。

用设置的潮气量除以吸气流速就可以计算出吸气时间。根据最初的设置， $V_T = 750 \text{ ml}$ ， $f = 15 / \text{min}$ ， $\dot{V} = 30 \text{ L/min}$ ， $T_C = 4 \text{ s}$ ， $T_I = 1.5 \text{ s}$ ， $T_E = 2.5 \text{ s}$ ，其中吸入气体流速 = $30 \text{ L/min} = 30 \text{ L}/60 \text{ s} = 0.5 \text{ L/s} = 500 \text{ ml/s}$ 。

$$T_I = \frac{\text{潮气量}}{\text{吸气流速}} = \frac{750 \text{ ml}}{500 \text{ ml/s}} = 1.5 \text{ s}$$

如图1-2A所示，吸气流速从30 L/min增加到60 L/min，流速时间波形发生变化。注意吸气时间从1.5 s降低到0.75 s，此时呼气时间从2.5 s增加到3.25 s。但呼吸循环时间仍是4 s。

$$T_I = \frac{\text{潮气量}}{\text{吸气流速}} = \frac{750 \text{ ml}}{1000 \text{ ml/s}} = 0.75 \text{ s}$$

如图1-2B所示，如果吸气流速降低，吸气时间则增加。吸气流速从30 L/min降低到22.5 L/min（ $22.5 \text{ L/min} = 22.5 \text{ L}/60 \text{ s} = 0.375 \text{ L/s} = 375 \text{ ml/s}$ ），吸气时间从1.5 s增加到2.0 s，而呼气时间从2.5 s降低到2.0 s。

$$T_I = \frac{\text{潮气量}}{\text{吸气流速}} = \frac{750 \text{ ml}}{375 \text{ ml/s}} = 2.0 \text{ s}$$

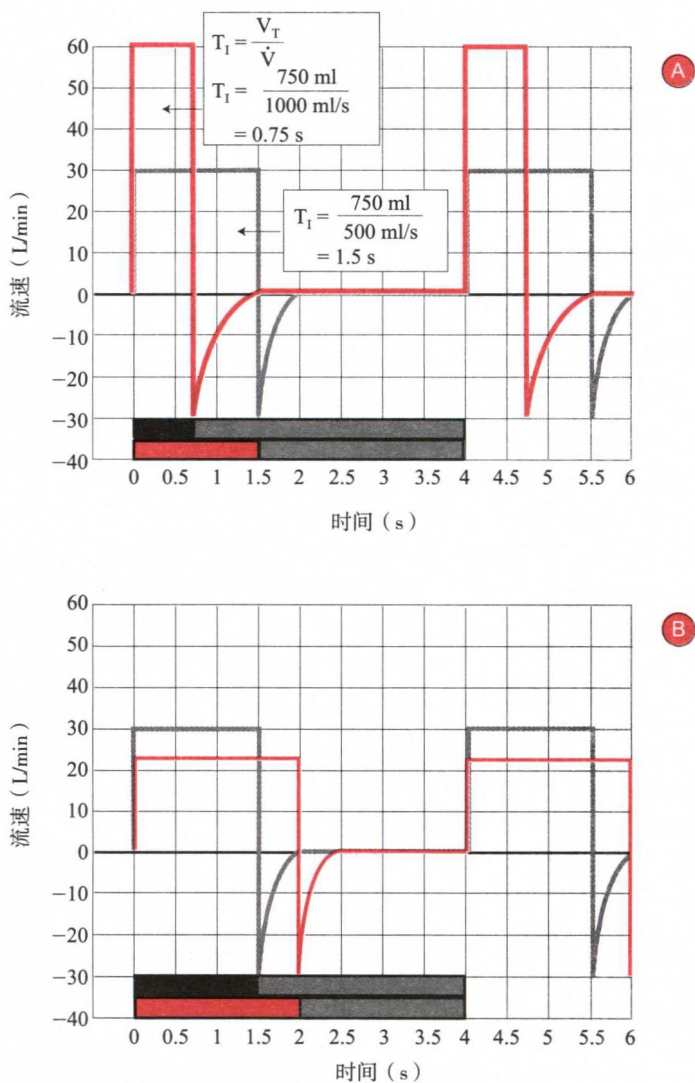


图 1-2 吸气流速的改变对吸气时间和呼气时间产生的影响

(三) 气道阻力和顺应性的影响

图1-3和图1-4显示气道阻力水平改变和呼吸系统顺应性降低对压力时间波形产生的影响。

压力时间波形中的压力是根据已知的气道阻力、呼吸系统顺应性、吸气流速和潮气量等参数计算得出的。

在吸气相和呼气相，气体在气道内运动，气体分子摩擦并相互作用而产生阻力，导致气道两端产生压力差。

气流克服气道阻力，通过气道，所需要的最少压力值，即为呼吸气道压 (P_{TA})，其大小与气体流速相关。

$$\begin{aligned} 30 \text{ L/min} &= 0.5 \text{ L/s} \\ P_{TA} &= \text{流速} \times \text{气道阻力} \\ &= 0.5 \text{ L/s} \times 10 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{s/L} \\ &= 5 \text{ cmH}_2\text{O} \end{aligned}$$

气体通过呼吸道后，呼吸机为了将设定的潮气量送入肺内，需施加更多的压力来克服肺泡将气体推出肺部的弹性回缩力，这部分压力称为肺泡压 (P_A)。在呼吸机上通常使用吸气保持或平台压的方法获得 P_A 的数值，所以 P_A 又称为平台压 ($P_{PLATEAU}$) 或静态压 (P_{STATIC})，是由潮气量和呼吸系统顺应性计算得出。

$$P_{PLATEAU} = P_A = \frac{\text{潮气量}}{\text{呼吸系统顺应性}}$$

因为潮气量设置为 $V_T = 750 \text{ ml}$ ， $C_{RS} = 0.05 \text{ L/cmH}_2\text{O} = 50 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ ：

$$P_{PLATEAU} = P_A = \frac{750 \text{ ml}}{50 \text{ ml/cmH}_2\text{O}} = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$$

得出了两个压力， P_{TA} 和 $P_{PLATEAU}$ 的值，则可以进一步计算得到 PIP：

$$\begin{aligned} \text{PIP} &= P_{TA} + P_{PLATEAU} \\ &= 5 \text{ cmH}_2\text{O} + 15 \text{ cmH}_2\text{O} \\ &= 20 \text{ cmH}_2\text{O} \end{aligned}$$

图1-3显示了气道阻力的增加对压力时间波形产生的影响。气道阻力增加，用于克服气道阻力的压力就会增加，即 PIP 增加。在初始数据中， $P_{TA} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ， $P_A = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$ ， $\text{PIP} = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ 。如果发生因气道分泌物、支气管痉挛或其他任何原因所导致的气道阻塞，在气道阻力上升1倍的情况下，即 P_{TA} 增至 $10 \text{ cmH}_2\text{O}$ 时，PIP 增至 $25 \text{ cmH}_2\text{O}$ 。

图1-4显示：呼吸系统顺应性下降，静态压或平台压增加，并导致PIP升高。如果呼吸系统顺应性下降50%（降至25 ml/cmH₂O），P_{PLATEAU}将增加至30 cmH₂O，PIP增加到35 cmH₂O。

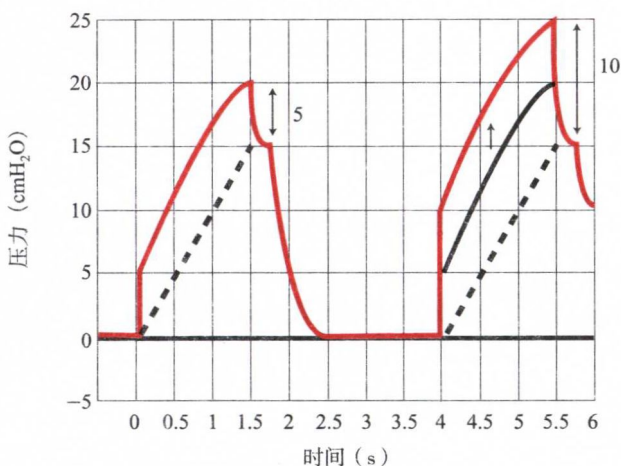


图1-3 气道阻力增加导致压力波形发生变化

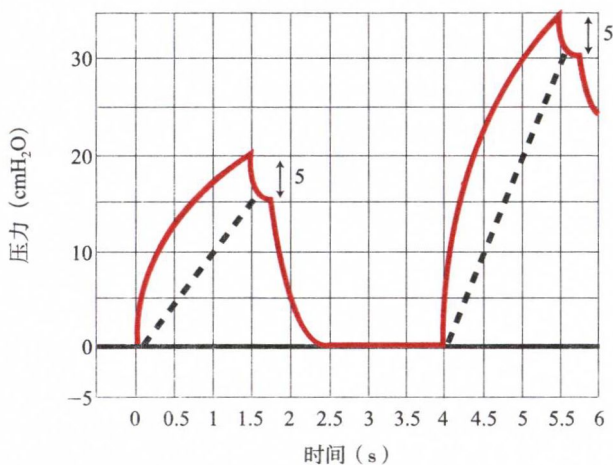


图1-4 呼吸系统顺应性降低导致压力波形发生变化