

医师继续教育丛书

机械通气 波形分析 与临床应用

周新 陈宇清 著

*WAVEFORM
ANALYSIS
AND CLINICAL
APPLICATION IN
MECHANICAL
VENTILATION*



世界图书出版公司

机械通气波形分析与临床应用

**Waveform analysis and clinical application
in mechanical ventilation**

周新 陈宇清 著

世界图书出版公司

上海·西安·北京·广州

图书在版编目(CIP)数据

机械通气波形分析与临床应用/周新,陈宇清著.
-上海:上海世界图书出版公司,2002.3
(医师继续教育丛书)
ISBN 7-5062-5401-8

I.机... II.①周...②陈... III.呼吸器-临床应用-终生教育-自学参考资料 IV.①R459.6
②R318.13

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2002)第 006798 号

机械通气波形分析与临床应用

周新 陈宇清 著

上海世界图书出版公司出版发行

上海市武定路 555 号

邮政编码 200040

上海市印刷七厂一分厂印刷

各地新华书店经销

开本: 850×1168 1/32 印张: 7.5 字数: 225 000

2002 年 3 月第 1 版 2002 年 3 月第 1 次印刷

印数: 1—5 100

ISBN 7-5062-5401-8/R·19

定价: 30.00 元

序

通气机(ventilator)习称呼吸机(breathing machine 或 respirator),是麻醉呼吸管理、呼吸衰竭治疗以及危重病抢救的必需设备。通过呼吸机进行治疗统称呼吸机治疗。呼吸机治疗不仅是抢救各种呼吸衰竭患者的有效措施,也是循环支持乃至对整个机体支持的重要基础。呼吸机支持或治疗的历史已近七十年,但在近二三十年内发展较快,这种进步一方面得益于呼吸机性能的完善与提高(包括动力系统、通气源、呼吸气路和控制系統,目前正向智能化监控系统发展);另一方面则是对呼吸机治疗的理论—实践—理论的反复升华与飞跃。因此,当今呼吸机治疗已发展成为一个专门的领域,在这个领域中包涵着基础医学、临床医学、生物医学工程以及多种边缘学科中的相关理论与技术,因而具有很强的理论与技术特征。正因为如此,在较完善的重症监测治疗病室(ICU)中,呼吸治疗设有专人负责,有关呼吸机治疗的各种专著也相继问世,对推动呼吸机治疗起到积极的作用。

然而,在所有的著作中,有关机械通气波形的描述与分析尚不够系统与全面,也缺乏深度,而智能化监控的重要基础是波形的显示及其分析,波形分析尤其重要地位,是当前国际呼吸机治疗的发展趋势与方向。就临床实际工作而言,临床医师如何运用波形监控与波形分析来调整呼吸机工作模式与参数还缺乏经验,要达到运用自如、随机应变还有相当的差距。因此,由周新教授、陈宇清主治医师撰写的专著《机械通气波形分析及临床应用》无疑将对我国呼吸机治疗工作上台阶、上水平起到重要的推动作用,本书作者以其精通波形分析和长期的临床实践为基

础,以国际前沿为背景,图文并茂、言简意赅、深入浅出,全书论述系统全面,理论紧密结合实际,临床实践与操作性极强,是麻醉科、急诊科(急救中心)、呼吸科以及ICU、麻醉恢复室(RR)医师的重要参考书。

真诚希望此书的出版能推进我国危重病医学的发展,由衷感谢作者的敬业精神和对广大读者的奉献。

全国麻醉学教育分会主任委员 **曾因明**
中华医学会麻醉学会副主任委员
2001.7.16 于徐州医学院麻醉学系

前 言

近十年来呼吸机在我国迅速得到了普及,机械通气已成为抢救呼吸衰竭的主要措施之一。目前我国临床上有许多从国外进口的呼吸机,这些不同型号的呼吸机在功能上不断有新的发展,其中有数种型号的呼吸机还配置有呼吸波形的显示装置,为呼吸监测和调整呼吸机工作模式、参数起到了积极的作用。虽然机械通气在临床上具有治疗作用,但其本身也可引起肺损伤,如肺泡破裂、肺泡上皮损伤、肺毛细血管通透性增加、炎性细胞浸润和肺水肿等。近年许多作者提出了肺保护性通气策略,其目的就是在保证适当氧合、组织供氧的前提下,保护与改善肺功能,促进肺病理恢复,降低机械通气所致的肺损伤。机械通气的治疗理念已由症状性治疗转为肺保护性治疗。如何才能做到保护性肺通气呢?多年的临床实践和大量的动物实验证实,观察呼吸机使用过程中的呼吸波形、适当调整呼吸机工作模式和参数是达到肺保护性治疗的最佳方法,如以压力-容量曲线(P-V曲线)来确定最佳的呼气末正压(PEEP)的水平和潮气量(V_T)等。

我们注意到,目前我国许多临床医生对机械通气的波形及其临床意义还不甚了解。为了使临床医生能了解、熟悉和掌握呼吸机波形特点及其临床意义,更准确地使用呼吸机,为此我们编写了这本专著。

全书分为三部分,第一部分为各类通气模式的波形;第二部分为临床应用;第三部分为呼吸动力学,考虑到理解波形特点需要有一定的呼吸力学基础知识,才专门进行了阐述。本书可供从事呼吸、麻醉和ICU工作的医师、学生及护士参考之用。

在本书编写过程中我们虽然对国内外近期文献资料作了大量收集和阅读,但限于编者的水平,恐仍有疏漏及认识不足之处。此外在本书审阅和核对工作中也难免有遗漏和错误,恳望读者不吝指正,以便修订时更正。

上海第一人民医院
复旦大学第一临床医学院

周新 陈宇清

2002年元月

目 录

第一章 机械通气的波形	1
第一节 基本概念	1
第二节 压力-时间曲线	5
第三节 流速-时间曲线	8
第四节 容积-时间曲线	12
第五节 压力-容积环	14
第六节 流速-容积环	18
第七节 压力-流速环	19
第八节 常见病理状态时的波形改变	20
第二章 定容型通气模式	31
第一节 辅助-控制通气	31
第二节 间歇指令通气与同步间歇指令通气	33
第三节 分钟指令通气	36
第四节 适应性支持通气	41
第三章 定压型通气模式	45
第一节 压力控制通气	45
第二节 双水平气道正压通气	49
第三节 压力释放通气	53
第四节 压力调节容积控制通气	55
第四章 自主通气模式	58
第一节 持续气道正压	58
第二节 压力支持通气	60
第三节 容积支持通气	67
第四节 比例辅助通气	69
第五章 高频通气	77
第一节 高频通气的模式	77
第二节 高频通气的波形	85
第六章 呼气末二氧化碳监测	91

第一节	呼气末二氧化碳的监测原理	91
第二节	呼气末二氧化碳的波形	96
第七章	机械通气支持的临床应用	104
第一节	基本参数的设置	105
第二节	减少额外的做功	116
第三节	定容型通气的应用策略	119
第四节	定压型通气的应用策略	124
第五节	减少死腔中的 CO ₂	131
第六节	常见呼吸机所致故障的排除	135
第七节	撤机	139
第八章	机械通气波形分析在儿科临床的应用	147
第一节	小儿呼吸系统解剖的生理特点	147
第二节	呼吸机的类型与通气模式的选择	150
第三节	常见异常的通气波形分析	160
第九章	临床典型病案分析	170
第十章	机械通气中的呼吸力学	188
第一节	指数函数与时间常数	188
第二节	呼吸系统的运动方程	192
第三节	呼吸阻力	195
第四节	顺应性	199
第五节	呼吸功	204
第六节	压力时间指数	211
附录		213
参考文献		224

第一章 机械通气的波形

机械通气支持时有四个基本参数：压力、容积、流速和时间，这些参数相互组合后就构成了各种通气波形，包括压力-时间、容积-时间和流速-时间曲线及压力-容积环、流速-容积环和压力-流速环，后三者在某些特定情况下可提供更多的信息。本章将分别介绍这六种波形。

第一节 基本概念

以一名腹部手术后的患者进行机械通气支持为例，呼吸机的参数设置如下。

通气模式(mode)：CMV

潮气量(tidal volume, V_T)：750 ml (10 ml/kg)

通气频率(frequency, f)：15 次/min

吸气峰流速(peak inspiratory flow, PIF)：30 L/min (0.5 L/s)

流速波形：恒定流速

吸气暂停(inspiratory pause)：无

吸入氧浓度(FiO_2)：40%

患者的呼吸系统总静态顺应性(C_{st})为 50 ml/cmH₂O

气道阻力(R_{aw})为 10 cmH₂O/(L·s)

图 1-1 至图 1-3 为呼吸支持治疗 30 min 后的通气波形，通过观察流速-时间曲线(图 1-1)，可知每一次通气的呼吸周期时间(T_{total})为：

$$T_{total} = \frac{60 \text{ s}}{f} = \frac{60}{15} = 4 \text{ s}$$

呼吸周期时间包括吸气时间(inspiratory time, T_i)和呼气时间(expiratory time, T_e)。

$$\begin{aligned} T_i &= \frac{V_T}{PIF} && \text{公式 1-1} \\ &= \frac{750 \text{ ml}}{500 \text{ ml/s}} = 1.5 \text{ s} \end{aligned}$$

$$T_e = T_{total} - T_i = 4 - 1.5 = 2.5 \text{ s}$$

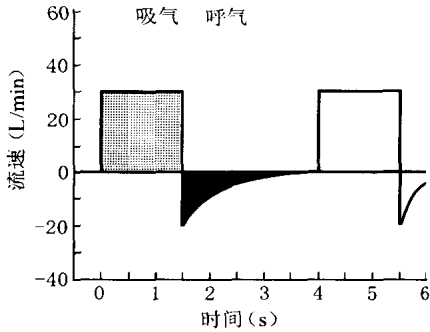


图 1-1 流速-时间曲线

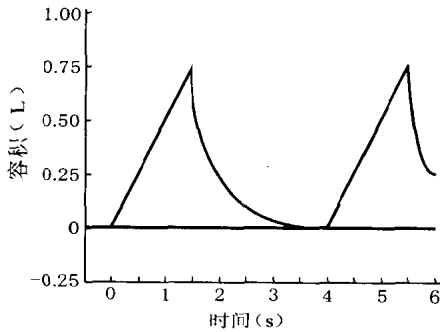


图 1-2 容积-时间曲线

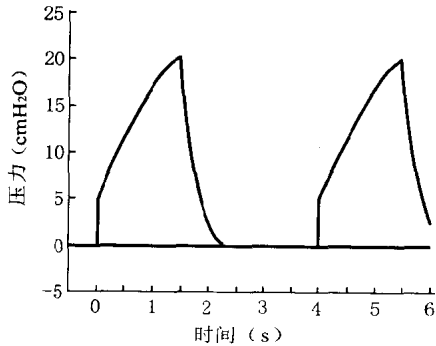


图 1-3 压力-时间曲线

吸气流速(PIF)越高, T_i 就越小。例如将 PIF 由 30 L/min 增至 60 L/min, T_i 为 $\frac{750 \text{ ml}}{1000 \text{ ml/s}} = 0.75 \text{ s}$, 而 T_e 则相应延长为 $4 - 0.75 = 3.25 \text{ s}$ (图 1-4)。

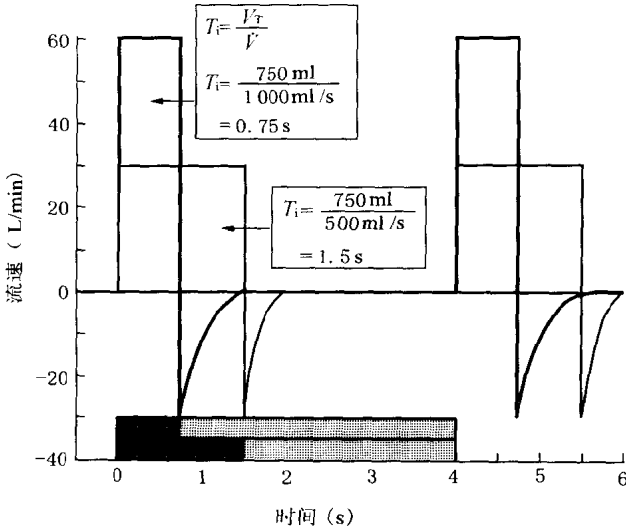


图 1-4 吸气流速(PIF)与吸气时间(T_i)的关系

监测压力-时间曲线,可发现吸气时气道压力的增高分为两个阶段,首先是克服气道阻力所产生的压力(P_{Raw}),然后是克服呼吸系统顺应性所产生的压力。吸气开始后,呼吸机释放的气流需先克服呼吸系统的气道阻力(R_{aw}),当吸入的气体到达肺泡区域后,肺泡开始膨胀,此时吸入气流需克服肺泡和胸廓的弹性阻力(即顺应性),因此肺泡压开始增高,并于吸气末达到峰值。机械通气时可通过监测平台压($P_{plateau}$)来了解肺泡压,但须设置吸气暂停时间(手动或预置,图 1-5)。

$$\begin{aligned}
 P_{Raw} &= \Delta P = PIF \times Raw && \text{公式 1-2} \\
 &= 0.5 \text{ L/s} \times 10 \text{ cmH}_2\text{O/L} \cdot \text{s}^{-1} \\
 &= 5 \text{ cmH}_2\text{O}
 \end{aligned}$$

$$P_{plateau} = \Delta P = \frac{V_T}{C_{st}} \quad \text{公式 1-3}$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{750 \text{ ml}}{50 \text{ ml/cmH}_2\text{O}} \\
 &= 15 \text{ cmH}_2\text{O}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{气道峰压(PIP)} &= P_{\text{Raw}} + P_{\text{plateau}} && \text{公式 1-4} \\
 &= 5 + 15 \\
 &= 20 \text{ cmH}_2\text{O}
 \end{aligned}$$

当气道阻力和系统顺应性发生改变时,压力-时间曲线也会发生相应变化(图 1-5,图 1-6)。

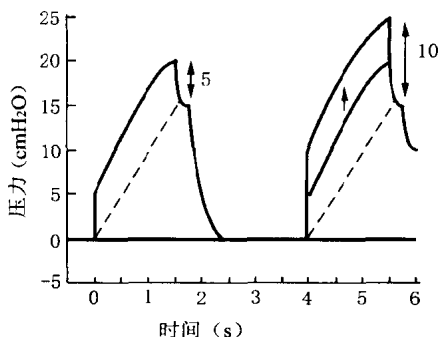


图 1-5 气道阻力增高

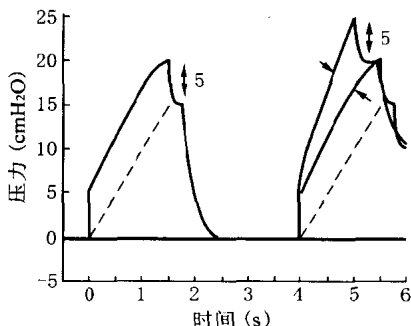


图 1-6 系统顺应性减退

机械通气时吸气转为呼气的切换方式有四种:压力切换、容积切换、流速切换和时间切换。其中压力切换现已很少应用,而后三者目前广泛应用于各种通气模式(图 1-7,图 1-8)。

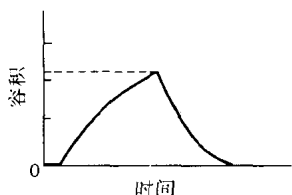


图 1-7 容积切换

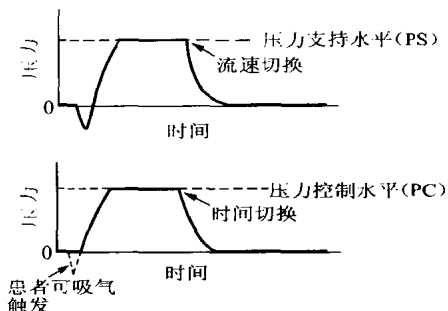


图 1-8 流速切换和时间切换

第二节 压力-时间曲线

压力-时间曲线反映了气道压力的逐步变化,纵轴为气道压力,单位为 cmH_2O (或 mbar);横轴是时间,以秒为单位。

1. 定容型通气时的压力-时间曲线

在预置容积(volume controlled ventilation, VCV)和流速恒定时,气道压力等于肺泡压和所有气道阻力的总和,并受呼吸机和肺的阻力及顺应性的影响。当呼吸机的阻力及顺应性恒定不变时,压力-时间曲线即反映呼吸系统的情况。图 1-9 为容积控制、流速恒定时的压力-时间曲线,其中吸气肢的起始阶段(A 至 B)曲线呈指数增长,压力的明显增加是由于系统粘性阻力的关系,在 B 点处的压力等于粘性阻力(resis)与流速(flow)的乘积。

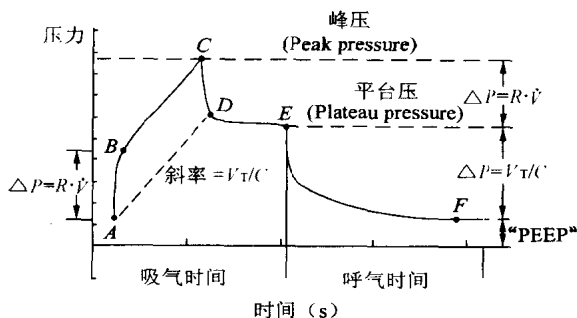


图 1-9 采用恒定流速波形、定容型通气的压力-时间曲线

$$P_{Raw} = \Delta P = Resis \times Flow$$

系统粘性阻力和/或吸气流速越大,则上升至 *B* 点的压力也越大。在 *B* 点后压力呈线性增加直至 *C* 点处的峰压(peak inspiratory pressure, PIP), *BC* 段曲线的斜率取决于吸气流速与系统静态顺应性。

$$\Delta P = \frac{V_T}{C_{st}}$$

在 *C* 点时呼吸机完成释放预置潮气量,此时回路中吸气流速为 0。结果气道压呈指数下降至平台压水平,其压力下降幅度与吸气起始阶段因粘性阻力而致压力上升的幅度相等,即 *A* 至 *D* 点的基线与 *B* 至 *C* 点的基线平行。*D* 点处的压力即为 P_z , *E* 点处时压力为平台压($P_{plateau}$), P_z 略大于平台压,代表吸入气体在不同时间常数的肺泡区域再分布的过程。

呼气始于 *E* 点,与“主动”吸气相比,呼气是个被动过程,依靠胸廓弹性回缩力迫使肺泡压超过大气压而将肺内气体排出体外。正常情况下呼气肢呈指数下降,压力的变化为

$$\Delta P = R_{expir} \times PEF \quad \text{公式 1-5}$$

呼气完全结束后气道压再次回复到基线压水平 $F(0$ 或 PEEP)。

临床意义

- 吸气肢的形态改变反映了系统弹性与粘性阻力的变化
- 呼气阻力的增高使得呼气肢呈线性下降而非指数下降
- 吸气阻力指数就是气道峰压与平台压的差($PIP - P_{plateau}$)
- 最大阻力指数(R_{max})与最小阻力指数(R_{min})的差值反映了不同肺泡区域的时间常数的差异
- 平均气道压(MAP)直接受吸气时间的影响
- PIP 增高而 $P_{plateau}$ 不变提示吸气阻力的增加
- $P_{plateau}$ 近似于肺泡压并反映系统的静态顺应性
- $P_{plateau}$ 增高而潮气量与 PEEP 不变说明有肺不张、气胸或功能残气量(FRC)减少的可能
- PIP 及触发功(吸气所做的功)的上下波动说明人机不同步

2. 定压型通气时的压力-时间曲线

在定压型的通气模式中,其压力-时间曲线不同于图 1-9,图 1-10和图 1-11 即为典型的 PCV 和 BIPAP 压力-时间曲线。

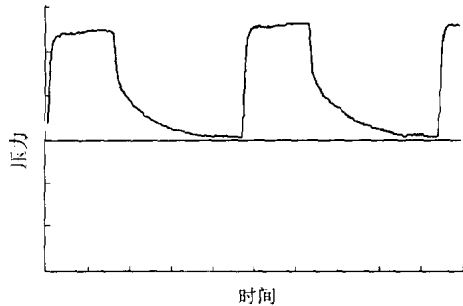


图 1-10 定压型通气(PCV)的压力-时间曲线

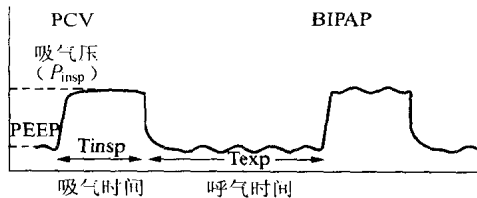


图 1-11 PCV 与 BIPAP 的压力-时间曲线

从上图可知,气道压力从较低水平(大气压或 PEEP)快速线性地增加至较高水平(P_{insp} 或 P_{high}),并在呼吸机设定的吸气时间内(T_i)保持恒定。在呼气相,压力下降如同定容型通气时一样,正常情况下呈指数下降,直至基线压水平。

临床意义

- 由于 P_{insp} 的预先设置和控制,系统弹性与粘性阻力的变化均难以通过吸气肢观察
- 呼气阻力的增高使得呼气肢呈线性下降而非指数下降
- 当设置外源性 PEEP 时,呼气末压回复到基线压 + PEEP 水平
- 回路出现泄漏时,气道压无法达到预置 P_{insp} 水平
- 过高的吸气流速将使气道压迅速增至 P_{insp} 水平
- 吸气肢曲线呈扇形提示吸气流速不足

3. 自主呼吸

吸气时吸气肌收缩以克服系统弹性、粘性与惯性阻力,使胸腔内压力与肺内压力发生改变,肺泡压呈负压,低于口腔压(一般为大气压, P_{atm}),因而产生气流使气体进入肺内,肺脏容积也随之

增加,即所谓负压式呼吸。当肺泡压等于口腔压时吸气终止,膈肌与肋间肌松弛,胸廓复位,肺弹性回缩,肺泡压大于口腔压造成呼气,呼气终止时肺泡压又与口腔压相等(图 1-12)。

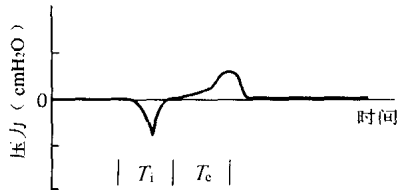


图 1-12 典型的自主呼吸的压力-时间曲线

第三节 流速-时间曲线

流速-时间曲线反映了吸气流速和呼气流速各自的变化形式,纵轴为流速(flow 或 \dot{V}),单位是升/分(L/min),横轴为时间,单位是秒(s)。呼吸机释放的容积可由流速在时间上的积分计算出,且等于流速曲线下的面积。吸气相流速的形态取决于或至少受设置的

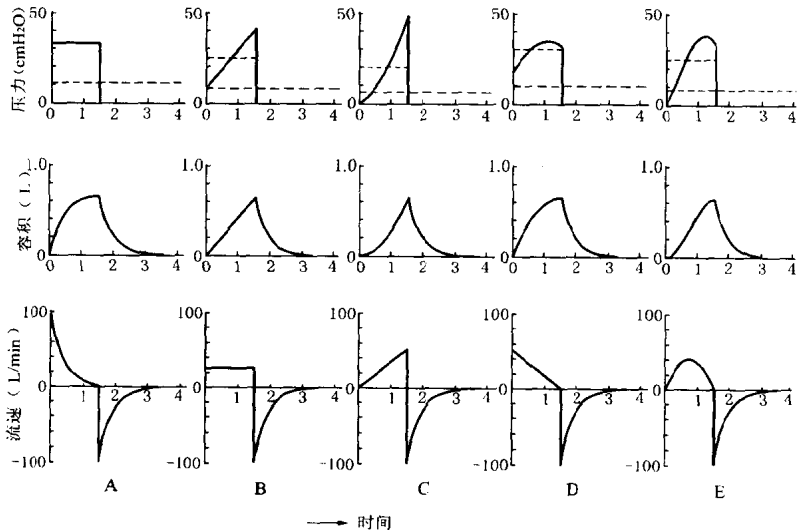


图 1-13a 八种流速波形(1)

A: 指数递减波; B: 方形波(恒定流速); C: 线性递增波; D: 线性递减波; E: 正弦波