COVIDIEN

操作手册

# Puritan Bennett™

## 980 系列呼吸机



**版权信息**

COVIDIEN、带徽标的 COVIDIEN、以及 Covidien 徽标和 Positive Results for Life 是 Covidien AG 在美国及国际上的注册商标。™* 品牌是其各自所有方的商标。其他品牌是 Covidien 公司的商标。

© 2013、2015、2018、2019 COVIDIEN 版权所有。

此手册中包含的信息为 Covidien 公司私有信息，未经许可不得复制。Covidien 公司可以在不提前通知的情况下在任何时间修订或更换此手册。确保此手册是最新的适用版本。如有疑问，请联系 Covidien 技术支持部门。

虽然此处所设的信息被认为是准确信息，但是也不能代替专业人员的判断。

呼吸机只能由经过培训的专业人员进行操作及维修。
Covidien 对呼吸机、软件及其相关运行所担负的责任在提供的有限保修中阐述。

此文档中没有任何内容以任何方式限制或约束 Covidien 公司在不提前通知情况下修订、改变或修改此处所描述的设备（包括软件）的权力。如果没有对方的明确书面同意，Covidien 没有权力修订、更换或修改此处所描述设备（包括其软件）的业主或用户。

# 篇目


## 1 简介

**1.1 概述 ..... 1-1**
1.1.1 相关文档 ..... 1-1
**1.2 全球符号定义 ..... 1-2**
**1.3 安全信息 ..... 1-3**
1.3.1 安全符号定义 ..... 1-3
1.3.2 有关火灾危害的警告 ..... 1-4
1.3.3 一般警告 ..... 1-4
1.3.4 使用环境方面的警告 ..... 1-6
1.3.5 设备使用前的警告 ..... 1-7
1.3.6 电气方面的警告 ..... 1-8
1.3.7 呼吸机设置方面的警告 ..... 1-8
1.3.8 软管、导管和配件方面的警告 ..... 1-9
1.3.9 气源方面的警告 ..... 1-10
1.3.10 传染控制方面的警告 ..... 1-11
1.3.11 呼吸机维护方面的警告 ..... 1-12
1.3.12 注意事项 ..... 1-12
1.3.13 注意 ..... 1-14
**1.4 获取技术协助 ..... 1-14**
1.4.1 技术服务 ..... 1-14
1.4.2 屏显帮助 ..... 1-18
**1.5 质保信息 ..... 1-18**
**1.6 生产日期 ..... 1-19**
**1.7 生产厂商 ..... 1-19**
**1.8 电磁兼容性 ..... 1-19**

## 2 产品概述

**2.1 概述 ..... 2-1**
**2.2 呼吸机说明 ..... 2-2**
**2.3 适用范围 ..... 2-4**
**2.4 禁忌用途 ..... 2-4**

**2.5 组件列表 ..... 2-4**
**2.6 产品视图 ..... 2-6**
2.6.1 GUI 正视图 ..... 2-6
2.6.2 GUI 后视图 ..... 2-7
2.6.3 BDU 正视图 ..... 2-8
2.6.4 BDU 后视图 ..... 2-10
2.6.5 呼吸机侧视图 ..... 2-14
**2.7 安装配置 ..... 2-15**
**2.8 备用电池 ..... 2-15**
**2.9 图形用户界面 ..... 2-16**
2.9.1 主显示器 ..... 2-16
**2.10 GUI 控制和指示器/指示灯 ..... 2-16**
2.10.1 控制键 ..... 2-16
2.10.2 GUI 触摸屏重置 ..... 2-18
2.10.3 可视指示灯 ..... 2-18
2.10.4 屏显符号和缩略语 ..... 2-21
2.10.5 声音指示器 ..... 2-25
**2.11 呼吸输送单元 ..... 2-26**
2.11.1 BDU 控制和指示器/指示灯 ..... 2-26
2.11.2 接头 ..... 2-37
**2.12 额外设备 ..... 2-38**
**2.13 特殊功能 ..... 2-38**
**2.14 颜色定义 ..... 2-38**
**2.15 气压示意图 ..... 2-39**

**3 安装**

**3.1 概述 ..... 3-1**
**3.2 安全提醒 ..... 3-1**
**3.3 产品组装 ..... 3-2**
3.3.1 如何组装呼吸机组件 ..... 3-2
3.3.2 产品电源 ..... 3-2

**3.4 产品放置 ..... 3-4**
**3.5 产品连接性 ..... 3-5**
3.5.1 将呼吸机与交流电源连接 ..... 3-5
3.5.2 连接气体供应 ..... 3-6
3.5.3 过滤器安装 ..... 3-9
3.5.4 连接患者回路 ..... 3-13
**3.6 如何安装配件 ..... 3-17**
3.6.1 电池 ..... 3-17
3.6.2 电池测试 ..... 3-21
3.6.3 电池寿命 ..... 3-21
3.6.4 电池处置 ..... 3-21
3.6.5 可伸缩吊臂 ..... 3-22
3.6.6 湿化器 ..... 3-23
**3.7 呼吸机工作模式 ..... 3-26**
3.7.1 正常模式 ..... 3-26
3.7.2 快速启动 ..... 3-26
3.7.3 待机状态 ..... 3-27
3.7.4 维修模式 ..... 3-29
**3.8 产品配置 ..... 3-31**
3.8.1 准备呼吸机进行使用 ..... 3-32
3.8.2 配置 GUI ..... 3-33
**3.9 安装测试 ..... 3-41**
3.9.1 SST（快速自检） ..... 3-42
3.9.2 EST（扩展自检） ..... 3-48
3.9.3 EST 测试顺序 ..... 3-51
3.9.4 EST 测试结果 ..... 3-54
**3.10 操作验证 ..... 3-55**

**4 操作**

**4.1 概述 ..... 4-1**
**4.2 呼吸机的功能 ..... 4-1**
**4.3 呼吸机设置 ..... 4-2**

**4.4 用户界面管理 ..... 4-2**
4.4.1 使用 GUI ..... 4-3
4.4.2 调整 GUI 查看特性 ..... 4-5
4.4.3 操作 GUI 时使用手势 ..... 4-6
**4.5 呼吸机工作 ..... 4-7**
4.5.1 呼吸机设置 ..... 4-10
4.5.2 窒息通气设置 ..... 4-15
4.5.3 报警设置 ..... 4-16
4.5.4 运行期间的报警屏幕 ..... 4-18
4.5.5 改动呼吸机设置 ..... 4-19
4.5.6 频率变动期间的计时常变量 ..... 4-20
**4.6 预测体重 (PBW) 计算 ..... 4-21**
**4.7 无创通气 (NIV) ..... 4-22**
4.7.1 NIV 预期用途 ..... 4-22
4.7.2 NIV 呼吸接口 ..... 4-22
4.7.3 NIV 设置 ..... 4-23
4.7.4 从有创 (INVASIVE) 到无创 (NIV) 通气类型的转换 ..... 4-24
4.7.5 从 NIV 转换至 INVASIVE 通气类型 ..... 4-25
4.7.6 高自主吸气时间限值设置 ..... 4-26
4.7.7 NIV 窒息通气设置 ..... 4-27
4.7.8 NIV 报警设置 ..... 4-27
**4.8 手动吸气 ..... 4-28**
**4.9 呼吸力学操作 ..... 4-28**
4.9.1 吸气暂停操作 ..... 4-29
4.9.2 呼气暂停操作 ..... 4-30
4.9.3 其他呼吸操作 ..... 4-31
**4.10 氧电池功能 ..... 4-32**
4.10.1 氧电池使用寿命 ..... 4-33
4.10.2 氧电池标定 ..... 4-34
4.10.3 氧电池标定测试 ..... 4-34
**4.11 呼吸机保护策略 ..... 4-35**
4.11.1 通电自检 (POST) ..... 4-35
4.11.2 技术故障 ..... 4-35
4.11.3 SST ..... 4-35
4.11.4 程序错误 ..... 4-36

4.11.5 通气保障 ..... 4-36
4.11.6 安全阀打开 (SVO) ..... 4-36
4.11.7 呼吸机失效 (Vent Inop) ..... 4-37
**4.12 呼吸机关机 ..... 4-37**

**5 产品数据输出**

**5.1 概述 ..... 5-1**
**5.2 语言 ..... 5-1**
**5.3 数据显示 ..... 5-1**
**5.4 数据传输 ..... 5-1**
5.4.1 GUI 截屏 ..... 5-2
5.4.2 通信设置 ..... 5-4
5.4.3 Comm 端口配置 ..... 5-4
5.4.4 串行命令 ..... 5-5
5.4.5 RSET 命令 ..... 5-6
5.4.6 SNDA 命令 ..... 5-6
5.4.7 SNDF 命令 ..... 5-10
**5.5 通信端口 ..... 5-17**
5.5.1 端口使用 ..... 5-19
**5.6 提取保存的数据 ..... 5-20**
**5.7 显示器的配置性 ..... 5-20**
**5.8 打印数据或屏幕截图 ..... 5-21**
**5.9 连接到外部系统 ..... 5-21**

**6 性能**

**6.1 概述 ..... 6-1**
**6.2 选购系统 ..... 6-1**
**6.3 环境因素 ..... 6-1**
**6.4 呼吸机设置 ..... 6-1**
6.4.1 通气类型 ..... 6-2
6.4.2 模式 ..... 6-2
6.4.3 呼吸类型 ..... 6-2

**6.5 报警 ..... 6-4**
6.5.1 报警信息 ..... 6-5
6.5.2 报警重置键 ..... 6-8
6.5.3 音频暂停键 ..... 6-8
6.5.4 报警音量键 ..... 6-9
6.5.5 报警测试 ..... 6-9
6.5.6 查看报警 ..... 6-15
6.5.7 报警延迟 ..... 6-15
6.5.8 报警处理 ..... 6-15
6.5.9 AC 断电报警 ..... 6-33
6.5.10 窒息通气报警 ..... 6-33
6.5.11 回路断开报警 ..... 6-33
6.5.12 断电报警 ..... 6-34
6.5.13 设备提示报警 ..... 6-34
6.5.14 高回路压力 (↑$P_{PEAK}$) 报警 ..... 6-34
6.5.15 高输送 $O_2$% (↑$O_2$%) 报警 ..... 6-35
6.5.16 高分钟呼气量 (↑$\dot{V}_{E\ TOT}$) 报警 ..... 6-35
6.5.17 高呼出潮气量 (↑$V_{TE}$) 报警 ..... 6-36
6.5.18 高吸入潮气量 (↑$V_{TI}$) 报警 ..... 6-36
6.5.19 呼吸频率高限 ↑($\boldsymbol{f}_{TOT}$) 报警 ..... 6-36
6.5.20 吸气时间过长报警 ..... 6-37
6.5.21 回路压力低限 (↓$P_{PEAK}$) 报警 ..... 6-37
6.5.22 低输送 $O_2$% (↓$O_2$%) 报警 ..... 6-38
6.5.23 低自主呼吸指令。潮气量 (↓$V_{TE\ MAND}$) 报警 ..... 6-38
6.5.24 低自主呼吸呼出潮气量 (↓$V_{TE\ SPONT}$) 报警 ..... 6-39
6.5.25 低分钟总呼出量 (↓$\dot{V}_{E\ TOT}$) 报警 ..... 6-39
6.5.26 程序错误报警 ..... 6-39
6.5.27 严重阻塞报警 ..... 6-40
**6.6 被监测的患者数据 ..... 6-40**
6.6.1 分钟总呼气量 ($\dot{V}_{E\ TOT}$) ..... 6-41
6.6.2 分钟自主呼吸呼出量 ($\dot{V}_{E\ SPONT}$) ..... 6-41
6.6.3 呼出潮气量 ($V_{TE}$) ..... 6-41
6.6.4 近端分钟呼气量 ($\dot{V}_{E\ TOTY}$) ..... 6-41
6.6.5 近端呼出潮气量 ($V_{TEY}$) ..... 6-41

6.6.6 自主呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ SPONT}$) ..... 6-41
6.6.7 指令呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ MAND}$) ..... 6-41
6.6.8 呼出 mL/kg 气量 ..... 6-42
6.6.9 吸入潮气量 ($V_{TI}$) ..... 6-42
6.6.10 近端吸入潮气量 ($V_{TIY}$) ..... 6-42
6.6.11 输送的 mL/kg 容量 ..... 6-42
6.6.12 I:E ..... 6-42
6.6.13 平均回路压力 ($P_{MEAN}$) ..... 6-42
6.6.14 回路峰压力 ($P_{PEAK}$) ..... 6-43
6.6.15 吸气末压力 ($P_{I\ END}$) ..... 6-43
6.6.16 呼气末正压力 (PEEP) ..... 6-43
6.6.17 内源性 PEEP ($PEEP_I$) ..... 6-43
6.6.18 基于 PAV 的内源性PEEP ($PEEP_{I\ PAV}$) ..... 6-43
6.6.19 总 PEEP ($PEEP_{TOT}$) ..... 6-43
6.6.20 平台压力 ($P_{PL}$) ..... 6-43
6.6.21 总呼吸频率 ($f_{TOT}$) ..... 6-44
6.6.22 基于 PAV 的肺顺应性 ($C_{PAV}$) ..... 6-44
6.6.23 基于 PAV 的患者阻力 ($R_{PAV}$) ..... 6-44
6.6.24 基于 PAV 的肺部弹性 ($E_{PAV}$) ..... 6-44
6.6.25 自主呼吸浅快呼吸指标 (f/VT) ..... 6-44
6.6.26 自主呼吸吸气时间比 ($T_I/T_{TOT}$) ..... 6-44
6.6.27 自主呼吸吸气时间 ($T_{I\ SPONT}$) ..... 6-44
6.6.28 基于 PAV 的总气道阻力 ($R_{TOT}$) ..... 6-45
6.6.29 静态顺应性 ($C_{STAT}$) 及静态阻力 ($R_{STAT}$) ..... 6-45
6.6.30 动态顺应性 ($C_{DYN}$) ..... 6-46
6.6.31 动态阻力 ($R_{DYN}$) ..... 6-47
6.6.32 $C_{20}/C$ ..... 6-47
6.6.33 呼气末流量 (EEF) ..... 6-47
6.6.34 自主呼吸峰流量 (PSF) ..... 6-47
6.6.35 显示的 $O_2$% ..... 6-47

**7 预防性维护**

**7.1 概述 ..... 7-1**
**7.2 呼吸机工作时间 ..... 7-1**
**7.3 预防性维护时间间隔 ..... 7-1**
**7.4 外表面的表面清洁 ..... 7-4**
**7.5 组件清洁和消毒 ..... 7-5**
7.5.1 呼气流量传感器总成 (EVQ) 消毒 ..... 7-8
7.5.2 EVQ 重新组装 ..... 7-15
7.5.3 EVQ 更换 ..... 7-17
7.5.4 储存 ..... 7-18
**7.6 组件灭菌 ..... 7-18**
**7.7 维修人员预防性维护 ..... 7-20**
**7.8 安全检查 ..... 7-21**
**7.9 检查和校准 ..... 7-22**
**7.10 文件记录 ..... 7-22**
**7.11 长时间储存 ..... 7-22**

**8 故障排除**

**8.1 概述 ..... 8-1**
**8.2 故障分类 ..... 8-1**
**8.3 如何获得呼吸机维修 ..... 8-1**
**8.4 使用的零部件处理 ..... 8-1**
**8.5 呼吸机日志 ..... 8-2**
**8.6 诊断代码 ..... 8-4**

**9 配件**

**9.1 概述 ..... 9-1**
**9.2 一般配件信息 ..... 9-2**

**10 工作原理**

**10.1 概述 ..... 10-1**
**10.2 基础原理 ..... 10-3**

**10.3 适用技术 ..... 10-3**
**10.4 吸气－检测和启动 ..... 10-4**
10.4.1 压力触发 .....10-5
10.4.2 流量触发 .....10-6
10.4.3 时间触发器 .....10-8
10.4.4 操作人员启动的触发 .....10-8
**10.5 呼气－检测和启动 ..... 10-9**
10.5.1 气道压力法 .....10-9
10.5.2 峰值流量百分比方法 ..... 10-10
10.5.3 时间循环法 ..... 10-11
10.5.4 备用方法 ..... 10-12
**10.6 顺应性和 BTPS 补偿 ..... 10-12**
10.6.1 容量呼吸中的顺应性补偿 ..... 10-12
10.6.2 基于容量的呼吸中的 BTPS 补偿 ..... 10-16
**10.7 指令呼吸输送 ..... 10-16**
10.7.1 容量控制 (VC) ..... 10-17
10.7.2 压力控制 (PC) ..... 10-19
10.7.3 VC+ ..... 10-20
10.7.4 上升时间 % ..... 10-21
10.7.5 手动吸气 ..... 10-21
**10.8 自主呼吸输送 ..... 10-22**
10.8.1 压力支持 (PS) ..... 10-24
10.8.2 容量支持 (VS) ..... 10-24
10.8.3 导管补偿 ..... 10-26
10.8.4 比例辅助通气 (PAV™+) ..... 10-30
**10.9 A/C 模式 ..... 10-30**
10.9.1 变动至 A/C 模式 ..... 10-33
**10.10 SIMV 模式 ..... 10-33**
10.10.1 变换至 SIMV 模式 ..... 10-37
**10.11 自主呼吸 (SPONT) 模式 ..... 10-39**
10.11.1 转换至 SPONT 模式 ..... 10-40
**10.12 窒息通气 ..... 10-40**
10.12.1 窒息检测 ..... 10-40
10.12.2 转换至窒息通气 ..... 10-43
10.12.3 窒息通气期间的设置变动 ..... 10-43

10.12.4 窒息通气重置 ..... 10-43
10.12.5 SIMV 模式下的窒息通气 ..... 10-44
10.12.6 逐步进入新的窒息通气间隔时间 ..... 10-44
**10.13 检测阻塞和脱管 ..... 10-45**
10.13.1 阻塞 ..... 10-45
10.13.2 脱管 ..... 10-46
10.13.3 发出阻塞和脱管报警 ..... 10-48
**10.14 呼吸力学 ..... 10-48**
10.14.1 吸气暂停 ..... 10-50
10.14.2 呼气暂停 ..... 10-52
10.14.3 吸气负压 (NIF) 操作 ..... 10-54
10.14.4 P0.1 操作（气道闭合压力） ..... 10-55
10.14.5 肺活量 (VC) 操作 ..... 10-55
**10.15 呼吸机设置 ..... 10-56**
10.15.1 窒息通气 ..... 10-56
10.15.2 回路类型和预测体重 (PBW) ..... 10-58
10.15.3 通气类型 ..... 10-59
10.15.4 模式与呼吸类型 ..... 10-60
10.15.5 呼吸频率 (f) ..... 10-62
10.15.6 潮气量 ($V_T$) ..... 10-62
10.15.7 吸气峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$) ..... 10-62
10.15.8 平台时间 ($T_{PL}$) ..... 10-63
10.15.9 流量波形 ..... 10-63
10.15.10 流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) ..... 10-64
10.15.11 压力灵敏度 ($P_{SENS}$) ..... 10-64
10.15.12 吸气压力 ($P_I$) ..... 10-65
10.15.13 吸气时间 ($T_I$) ..... 10-65
10.15.14 呼气时间 ($T_E$) ..... 10-66
10.15.15 I:E ..... 10-66
10.15.16 BiLevel 模式下的高压 ($P_H$) ..... 10-66
10.15.17 BiLevel 模式下的低压 ($P_L$) ..... 10-66
10.15.18 BiLevel 模式下的高压时间 ($T_H$) ..... 10-67
10.15.19 BiLevel 模式下的低压时间 ($T_L$) ..... 10-67
10.15.20 BiLevel 模式下的 $T_H$:$T_L$ 比 ..... 10-67

10.15.21 PEEP ..... 10-67
10.15.22 压力支持 ($P_{SUPP}$) ..... 10-68
10.15.23 容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) ..... 10-68
10.15.24 TC 类型下的 %Supp ..... 10-68
10.15.25 PAV+ 类型下的 %Supp ..... 10-69
10.15.26 上升时间 % ..... 10-69
10.15.27 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) ..... 10-69
10.15.28 脱管灵敏度 ..... 10-70
10.15.29 自主吸气时间高限 ($\overline{\uparrow}T_{I\ SPONT}$) ..... 10-71
10.15.30 湿化类型 ..... 10-71
10.15.31 湿化器容量 ..... 10-72
**10.16 安全网 ..... 10-72**
10.16.1 用户错误 ..... 10-73
10.16.2 患者方面的问题 ..... 10-74
10.16.3 系统方面的问题 ..... 10-75
10.16.4 后台诊断系统 ..... 10-75
**10.17 通电自检 (POST) ..... 10-78**
**10.18 SST（快速自检） ..... 10-78**
**10.19 扩展自检 (EST) ..... 10-78**

**11 规格**

**11.1 概述 ..... 11-1**
**11.2 测量不确定性 ..... 11-1**
**11.3 物理特性 ..... 11-2**
**11.4 电气规格 ..... 11-7**
**11.5 接口要求 ..... 11-7**
**11.6 环境条件 ..... 11-8**
**11.7 性能规格 ..... 11-9**
11.7.1 范围及分辨率 ..... 11-9
**11.8 规定的顺应性 ..... 11-28**
**11.9 制造商声明 ..... 11-30**
**11.10 安全测试 ..... 11-37**
**11.11 基本性能要求 ..... 11-37**

**A BiLevel 2.0**

**A.1 概述 ..... A-1**
**A.2 预期用途 ..... A-2**
**A.3 安全符号定义 ..... A-2**
**A.4 设置 BiLevel ..... A-3**
**A.5 使用 BiLevel 压力支持。 ..... A-4**
**A.6 BiLevel 模式下的手动吸气 ..... A-6**
**A.7 BiLevel 模式下的呼吸力学操作 ..... A-6**
**A.8 规格 ..... A-6**
**A.9 技术说明 ..... A-7**
A.9.1 BiLevel 模式下的同步 ..... A-7
A.9.2 BiLevel 模式下的患者监测 ..... A-9
A.9.3 BiLevel 模式下的 APRV 策略 ..... A-9
A.9.4 BiLevel 的技术结构 ..... A-10
**A.10 模式变动 ..... A-10**

**B Leak Sync**

**B.1 概述 ..... B-1**
**B.2 预期用途 ..... B-1**
**B.3 安全符号定义 ..... B-2**
**B.4 Leak Sync ..... B-2**
**B.5 设置 Leak Sync ..... B-3**
**B.6 当启用 Leak Sync 时 ..... B-4**
B.6.1 调节回路断开灵敏度 ($D_{SENS}$) ..... B-6
B.6.2 被监测的患者数据 ..... B-6
**B.7 技术讨论 ..... B-8**
B.7.1 Leak Sync 期间的吸入潮气量 ($V_{TL}$) 精度 ..... B-8
B.7.2 Leak Sync 期间的呼出潮气量 ($V_{TE}$) 精度 ..... B-8
B.7.3 %LEAK 计算 ..... B-9
B.7.4 Leak Sync 期间的回路断开报警 ..... B-10

**C PAV™+**

**C.1 概述 ..... C-1**
**C.2 预期用途 ..... C-1**
**C.3 安全符号定义 ..... C-2**
**C.4 PAV+ ..... C-3**
C.4.1 设置 PAV+ ..... C-4
C.4.2 PBW 和导管内径 ..... C-6
C.4.3 窒息通气参数调节 ..... C-7
C.4.4 报警设置值调节 ..... C-7
C.4.5 PAV+ 呼吸机设置 ..... C-8
C.4.6 PAV+ 报警设置 ..... C-8
C.4.7 被监测的数据 ..... C-8
C.4.8 PAV+ 报警 ..... C-9
**C.5 呼吸机设置/导引 ..... C-10**
C.5.1 规定性能 ..... C-11
C.5.2 PAV+ 中的图形显示 ..... C-11
C.5.3 WOB 术语和定义 ..... C-12
C.5.4 技术说明 ..... C-13
C.5.5 危害防护 ..... C-17

**D NeoMode 2.0**

**E 近端流量**

**E.1 概述 ..... E-1**
**E.2 预期用途 ..... E-1**
**E.3 近端流量传感器选购件描述 ..... E-1**
E.3.1 近端流量传感器选购件的组成部分 ..... E-2
**E.4 安全符号定义 ..... E-3**
**E.5 软件/硬件方面的要求 ..... E-3**
**E.6 安全信息 ..... E-3**
**E.7 屏显符号 ..... E-6**
**E.8 传感器校准和传感器管路清空 ..... E-7**

**E.9 SST 的要求 ..... E-8**
E.9.1 附接近端流量传感器用于 SST ..... E-10
**E.10 禁用/启用近端流量选购件 ..... E-11**
**E.11 使用近端流量传感器 ..... E-12**
E.11.1 如何进行手动清空 ..... E-14
**E.12 报警 ..... E-15**
**E.13 范围、分辨率及准确性 ..... E-16**
E.13.1 近端流量传感器规格 ..... E-16
**E.14 部件号 ..... E-17**

术语表

指数

# 表一览


表 1-1. 装运纸箱标签符号和说明 ..... 1-2
表 1-2. 安全符号定义 ..... 1-3
表 2-1. 典型的装箱单 ..... 2-5
表 2-2. BDU 前标签符号和说明 ..... 2-9
表 2-3. BDU 后标签或面板符号和说明 ..... 2-11
表 2-4. GUI 或 BDU 上可见的常见符号 ..... 2-13
表 2-5. GUI 控制键 ..... 2-16
表 2-6. GUI 可视指示灯 ..... 2-19
表 2-7. 符号和缩略语 ..... 2-22
表 2-8. GUI 声音指示功能 ..... 2-25
表 2-9. 状态显示指示灯和消息 ..... 2-31
表 2-10. BDU 声音指示功能 ..... 2-37
表 2-11. 颜色图例 ..... 2-39
表 3-1. 患者类型和 PBW 值 ..... 3-14
表 3-2. 呼吸机配置 ..... 3-31
表 3-3. SST 测试顺序 ..... 3-45
表 3-4. 用于成人和儿童患者的湿化器容量 ..... 3-45
表 3-5. 用于新生儿患者的湿化器容量 ..... 3-46
表 3-6. 个别 SST 结果 ..... 3-47
表 3-7. 总体 SST 结局 ..... 3-47
表 3-8. EST 测试顺序 ..... 3-52
表 3-9. 个别 EST 结果 ..... 3-54
表 3-10. 总体 EST 结局 ..... 3-54
表 4-1. 手势及其含义 ..... 4-6
表4-2. 允许的呼吸机设置 ..... 4-15
表 4-3. 设置使用 NIV 的患者 ..... 4-23
表 4-4. 同一患者的 INVASIVE 至 NIV ..... 4-24
表 4-5. 同一患者的 NIV 至 INVASIVE ..... 4-25
表 5-1. MISCA 响应 ..... 5-7
表 5-2. MISCF 响应 ..... 5-11
表 6-1. 报警说明及符号 ..... 6-7

表 6-2. 报警优先 .....6-16
表 6-3. 技术报警分类 .....6-17
表 6-4. 技术报警 .....6-18
表 6-5. 非技术报警综述 .....6-18
表 6-6. 非技术报警及响应建议 .....6-28
表 7-1. 操作人员预防性维护频率 .....7-2
表 7-2. 表面清洁剂 .....7-5
表 7-3. 组件清洁剂和消毒程序 .....7-6
表 7-4. 灭菌参数 .....7-19
表 7-5. 组件灭菌程序 .....7-19
表 7-6. 维修预防性维护频率 .....7-20
表 9-1. 配件和选购件 .....9-3
表 10-1. 顺应性容量因素 ..... 10-16
表 10-2. 最大压力调整幅度 ..... 10-20
表 10-3. 自主呼吸输送特性 ..... 10-22
表 10-4. 最大压力调整幅度 ..... 10-26
表 10-5. 吸气和呼气暂停事件 ..... 10-51
表 10-6. 基于回路类型的 $V_T$ 数值 ..... 10-58
表 10-7. 峰值流量和回路类型（Leak Sync 已禁用） ..... 10-58
表 10-8. 模式与呼吸类型 ..... 10-60
表 10-9. 安全 PCV 设置 ..... 10-73
表 10-10. 吸气后备通气设置值 ..... 10-76
表 11-1. 性能验证设备不确定性 .....11-1
表 11-2. 物理特性 .....11-2
表 11-3. 气动规规格 .....11-3
表 11-4. 技术规格 .....11-3
表 11-5. 电气规格 .....11-7
表 11-6. 接口引脚指定 .....11-7
表 11-7. 护士呼叫引脚指定 .....11-8
表 11-8. 环境条件 .....11-8
表 11-9. 呼吸机设置范围及分辨率 .....11-9
表 11-10. 报警设置范围及分辨率 ..... 11-17
表 11-11. 患者数据范围及分辨率 ..... 11-19
表 11-12. 送气准确性 ..... 11-26

表 11-13. 监测（患者数据）准确性 ..... 11-26
表 11-14. 计算值准确性 ..... 11-27
表 11-16. 电磁抗扰度..... 11-31
表 11-15. 电磁辐射 ..... 11-31
表 11-17. 对近场 RF 无线通讯设备的抗扰度..... 11-34
表 11-18. AIM 标准测试电平 ..... 11-35
表 11-19. 推荐 RF 隔离距离 ..... 11-35
表 11-20. 建议的电缆..... 11-36
表 A-1. 安全符号定义 ..... A-3
表 B-1. 安全符号定义 .....B-2
表 B-2. 基于患者类型的最大漏气补偿流量 .....B-3
表 B-3. $D_{SENS}$ 设置值 .....B-6
表 C-1. 安全符号定义 .....C-2
表 C-2. PAV+ 监测数据绝对限值.....C-9
表 C-3. PAV+ 呼吸功术语 ..... C-12
表 C-4. 基于 PBW 的默认阻力值 ..... C-21
表 E-1. 安全符号定义 .....E-3
表 E-2. 近端流量传感器选购件的数据符号 .....E-7
表 E-3. 近端流量传感器选购件快速自检 (SST) 顺序.....E-9
表 E-4. 近端流量传感器气量准确性.....E-16
表 E-5. 近端流量传感器规格 .....E-17
表 E-6. 近端流量传感器选购件和构件的部件号 .....E-17
表 术语表-1. 呼吸机术语表 ..... 术语表-1
表 术语表-2. 计量单位 ..... 术语表-8
表 术语表-3. 技术缩略语..... 术语表-8

页面故意留空

# 图目录


图 2-1. GUI 正视图 ..... 2-6
图 2-2. GUI 后视图 ..... 2-7
图 2-3. BDU 正视图 ..... 2-8
图 2-4. BDU 后视图 ..... 2-10
图 2-5. 已安装可选软件 ..... 2-11
图 2-6. 呼吸机右侧视图 ..... 2-14
图 2-7. 呼吸机左侧视图 ..... 2-15
图 2-8. 呼吸机电源开关和交流电指示灯 ..... 2-27
图 2-9. 维修模式开关（TEST） ..... 2-28
图 2-10. 正常通气期间的样品状态显示 ..... 2-30
图 2-11. 气压示意图（显示压缩机） ..... 2-40
图 2-12. 气压示意图 - 压缩机和近端流量系统 ..... 2-42
图 3-1. 独立式呼吸机放置示例 ..... 3-4
图 3-2. BDU 上的电源线固定扣 ..... 3-6
图 3-3. 将呼吸机连接气体供应 ..... 3-8
图 3-4. 成人/儿童型过滤器安装 ..... 3-11
图 3-5. 安装新生儿型过滤器 ..... 3-12
图 3-6. 引流袋 ..... 3-13
图 3-7. 连接成人或儿童患者回路 ..... 3-15
图 3-8. 连接新生儿患者回路 ..... 3-16
图 3-9. 呼吸机电池 ..... 3-18
图 3-10. 正确的电池方向 ..... 3-19
图 3-11. 电池仓位置 ..... 3-20
图 3-12. 可伸缩吊臂安装 ..... 3-22
图 3-13. 在导轨上安装支架 ..... 3-24
图 3-14. 将湿化器安装到呼吸机上 ..... 3-25
图 3-15. 维修模式按钮 (TEST) ..... 3-30
图 4-1. GUI 区域 ..... 4-3
图 4-2. 图钉图标 ..... 4-5
图 4-3. 新患者设置值 ..... 4-9
图 4-4. 打开菜单选项卡 ..... 4-11

图 4-5. 新患者设置屏幕 ..... 4-12
图 4-6. 窒息通气设置屏幕 ..... 4-16
图 4-7. 报警设置屏幕 ..... 4-17
图 4-8. 运行期间的报警屏幕 ..... 4-19
图 4-9. "呼吸机设置"按钮 NIV 表示通气类型为 NIV ..... 4-25
图 4-10. ↾$T_{I\ SPONT}$ 指示灯 ..... 4-26
图 4-11. NIV 报警设置默认值 ..... 4-27
图 4-12. "菜单"选项卡中的 RM ..... 4-28
图 4-13. 呼吸操作选项卡 ..... 4-29
图 4-14. $O_2$ 电池启用时的"更多设置"屏幕 ..... 4-33
图 5-1. 不兼容的 USB 设备消息 ..... 5-3
图 5-2. 通信设置屏幕 ..... 5-4
图 5-3. 端口位置 ..... 5-18
图 6-1. 报警信息格式 ..... 6-6
图 7-1. EVQ ..... 7-9
图 7-2. EVQ 组件 ..... 7-10
图 7-3. EVQ 拆除 ..... 7-11
图 7-4. 呼气阀瓣膜拆除 ..... 7-11
图 7-5. 呼气阀过滤器密封片拆除 ..... 7-12
图 7-6. 压力传感器过滤器拆除 ..... 7-12
图 7-7. 浸泡方法 ..... 7-14
图 7-8. EVQ 装配工具箱 ..... 7-15
图7-9. 安装压力传感器过滤器 ..... 7-16
图7-10. 安装呼气过滤器密封片 ..... 7-16
图7-11. 安装瓣膜 ..... 7-17
图 7-12. 安装 EVQ ..... 7-18
图 8-1. 日志屏幕 ..... 8-4
图 9-1. 装有配件的呼吸机 ..... 9-2
图 9-2. 其他配件 ..... 9-3
图 10-1. 使用压力灵敏度的吸气 ..... 10-6
图 10-2. 使用流量灵敏度的吸气 ..... 10-7
图 10-3. 时间触发吸气期间的呼吸活动 ..... 10-8
图 10-4. 通过气道压力法呼气 ..... 10-10
图 10-5. 通过峰值流量百分比方法呼气 ..... 10-11

图 10-6. 方波流量波形 ..... 10-13
图 10-7. 递减波流量波形 ..... 10-14
图 10-8. 使用方波流量波形的理想波形 ..... 10-18
图 10-9. 使用递减波流量波形的理想波形 ..... 10-18
图 10-10. 使用压力控制通气的理想波形 ..... 10-19
图 10-11. ET 导管目标压力 vs. 流量 ..... 10-29
图 10-12. 气管造口导管目标压力 vs. 流量 ..... 10-30
图 10-13. 未检测到患者吸气动作 ..... 10-31
图 10-14. 检测到患者吸气动作 ..... 10-32
图 10-15. 兼有 VIM 和 PIM 呼吸 ..... 10-32
图 10-16. 指令呼吸和自主呼吸间隔时间 ..... 10-33
图 10-17. 指令呼吸时间内送出 PIM ..... 10-34
图 10-18. 指令呼吸时间内未送出 PIM ..... 10-35
图 10-19. 窒息通气间隔时间等于呼吸周期 ..... 10-41
图 10-20. 窒息通气间隔时间大于呼吸周期 ..... 10-42
图 10-21. 窒息通气间隔时间小于呼吸周期 ..... 10-42
图 10-22. SIMV 模式下的窒息通气 ..... 10-44
图 A-1. PL 水平上的自主呼吸 ..... A-1
图 A-2. BiLevel 模式 ..... A-2
图 A-3. BiLevel 设置屏幕 ..... A-4
图 A-4. 有压力支持的 BiLevel 模式 ..... A-5
图 A-5. 自主和同步时段 ..... A-8
图 A-6. 在 $P_H$ 水平下进行自主呼吸的 APRV ..... A-9
图 B-1. 启用 Leak Sync ..... B-4
图 B-2. Leak Sync 启用时的 GUI 屏幕 ..... B-5
图 B-3. Leak Sync 被监测的患者数据 ..... B-7
图 B-4. VC 期间回路断开 ..... B-10
图 C-1. 呼吸机设置屏幕 ..... C-5
图 C-2. PAV+ 中的图形显示 ..... C-13
图 C-3. 使用肺部默认阻力值 ..... C-21
图 E-1. 近端流量传感器 ..... E-2
图 E-2. 显示近端流量数据的 GUI 屏幕样例 ..... E-6
图 E-3. 自动归零和清空程序中的系统提示 ..... E-8
图 E-4. 将近端流量传感器连接接至呼吸机 ..... E-10

图 E-5. 启用/禁用近端流量传感器 ..... E-12
图 E-6. 连接近端流量传感器 ..... E-13
图 E-7. 手动清空 ..... E-15
图 E-8. 报警提示 －Prox 失效 ..... E-16

# 1 简介

## 1.1 概述

本手册包含了操作 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的相关信息。在操作呼吸机系统之前，请先通读本手册。

如需订购更多数量，请联系 Covidien 客户服务部门或当地的销售代表。

### 1.1.1 相关文档

Covidien 将提供呼吸机使用和维修方面的一切适用的相关信息。如需进一步协助，请联系本地 Covidien 代表。

- ***Puritan Bennett™ 980* 系列呼吸机操作手册** — 提供呼吸机操作以及出错或故障问题解决方面的基本信息。在使用呼吸机系统之前，请先通读本手册。
- ***Puritan Bennett™ 980* 系列呼吸机维修手册** — 为接受过 Covidien 培训的维修技术人员提供有关呼吸机测试、故障排查、维修和升级方面的信息。

本章包含以下内容：

- 符号定义
- 安全信息（包括警告、注意事项和注释）
- 技术协助信息
- 如何访问屏显帮助
- 如何访问质保信息
- 序列号解释
- 有关电磁敏感度的信息

## 1.2 全球符号定义

下表介绍了呼吸机装运纸箱上所显示的各种符号。各种标签上出现的其他符号另见第 2 章。

**表 1-1.** 装运纸箱标签符号和说明

| 符号 | 说明 |
|---|---|
| CE 0123 | CE 标志 0123：表示符合欧共体医疗器械指令 (Medical Device Directive 93/42/EEC) |
| SN | 序列号 |
| REF | 部件号 |
| EC REP | 授权代表 |
| | 生产厂商 |
| This side up | 该面朝上 |
| Fragile | 易碎 |
| 95% 10% Humidity limitations | 湿度限制：相对湿度 10% – 95%，无结露（工作和储藏） |
| 158°F 70°C 68°F -20°C Temperature limitations | 温度限制：10°C – 40°C (50°F – 104°F)（工作）<br>-20°C – 70°C (-68°F – 158°F)（储藏） |
| 106 kPa 70 kPa Atmospheric pressure limitations | 大气压力限制：70 kPa 到 106 kPa（10.2 psi 到 15.4 psi） |

**表 1-1.** 装运纸箱标签符号和说明（续）

| 符号 | 说明 |
| --- | --- |
|  | 保持干燥 |
|  | CSA 认证标志，表示该产品已经通过相应 ANSI/Underwriters Laboratories Inc. (UL) 和 CSA 标准的评估，可以在美国和加拿大使用。 |
|  | 本设备供医生销售或遵医嘱销售。 |
|  | 参见说明书。 |

# 1.3 安全信息

## 1.3.1 安全符号定义

本节包含了用户安全事项，用户在使用呼吸机时，务必小心谨慎。

**表 1-2.** 安全符号定义

| 符号 | 定义 |
| --- | --- |
|  | **警告**<br>**警告用于提醒用户可能会对患者、用户或环境带来的严重后果（死亡、人身伤害或负面事件）。** |
|  | **注意事项**<br>**用于提醒用户注意安全和产品的有效使用。** |
|  | **注意**<br>用于提供其他指示和信息。 |

### 1.3.2 有关火灾危害的警告

**警告:**
**爆炸危害－切勿在存在可燃性气体的环境中使用。富氧环境可加速燃烧。**

**警告:**
**为避免火灾危害，请将所有系统部门远离点火源（如火柴、燃烧的香烟、可燃医用气体和/或加热器）。富氧环境可加速燃烧。**

**警告:**
**如着火或有燃烧气味，在保证安全的情况下，请立即采取以下行动：将患者与呼吸机断开，并切断呼吸机的氧气源、电源和所有电池。必要时，为患者提供备用的呼吸支持方法。**

**警告:**
**由未经全面培训的人员更换呼吸机电池可能会带来无法接受的风险，比如温度过高、着火或爆炸等。**

**警告:**
**为最小化火灾危害，必要时请检查、清洁或更换已损坏的、接触氧气的呼吸机零部件。**

**警告:**
**为防止静电释放 (ESD) 和潜在的火灾危害，在呼吸机的呼吸系统内部或附近请勿使用防静电或导电软管或导管。**

### 1.3.3 一般警告

**警告:**
**为确保工作正常并避免可能的人身伤害，只允许有资质的医务人员设置呼吸机并管理使用呼吸机的治疗。**

**警告:**
在呼吸机发生故障的情况下，如果不能马上代以其他恰当的呼吸手段，就可能导致患者死亡。在使用呼吸机时，始终应备有替代呼吸源，如自动充气、手动复苏球囊（符合 ISO 10651-4 规定，带面罩）。

**警告:**
采用机械通气的患者应在临床医师的监护之下进行适当的通气。

**警告:**
呼吸机系统不能当作综合监测设备来使用，而且不能激活所有条件类型的报警。要详细了解呼吸机的操作，请务必在使用呼吸系统前，先通读本手册。

**警告:**
为防止伤及患者，在已知呼吸机发生故障的情况下，请勿继续使用。切勿忽略严重故障继续运行。呼吸机的更换以及故障部分的维修须由受过培训的维修人员进行。

**警告:**
为防止伤及患者，请勿在未经授权的情况下对呼吸机进行改动。

**警告:**
为防止伤及患者及避免干扰呼吸机工作，请勿将工具或任何其他物品插入呼吸机的任何开口中。

**警告:**
报警音量是可调的。操作人员应将音量设置在背景噪音水平之上，以便其能区分报警音。请参阅第 3-37 页的，“调节报警音量”，了解调整报警音量的有关说明。

**警告:**
如果可能影响患者的安全，请勿将呼吸机的报警音静音、禁用或调小。

**警告:**
如果在通气过程中发现压力升高，说明呼吸机有可能出现问题。检查是否有气道堵塞、回路阻塞及/或运行 SST。

**警告：**
**LCD 面板中含有有毒化学物质。请勿点击破碎的 LCD 面板。与破碎的 LCD 面板发生物理接触可能会导致有毒物质的传播或摄入。**

**警告：**
**如图形化用户界面 (GUI) 显示器/LCD 面板无显示或有干扰，无法读取，请检查患者情况，然后通过状态显示器确认通气是否仍按设定要求继续进行。由于呼吸输送是由 GUI 独立控制的，因此显示器本身出现问题并不会影响通气。不过，应尽快由具备资质的维修人员对呼吸机进行更换和维修。**

**警告：**
**Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机含有邻苯二甲酸酯。在按规定使用时，可能会有非常有限的接触微量邻苯二甲酸酯的情况发生。目前尚无明确临床证据表明，这种程度的接触会增加临床风险。不过，为了最大限度地降低邻苯二甲酸酯接触儿童、护理人员或孕妇的风险，必须在有关人员的指导下使用本产品。**

**警告：**
**即使 980 系列呼吸机能够满足第 11 章中的标准，但在商业运输中，设备内部的锂离子电池属于危险品 (DG)（第 9 级－杂项）。980 系列呼吸机和或相关的锂电池需要满足危险品空运法规（IATA：国际航空运输协会）、国际海上危险品规定海运条例以及欧盟关于欧洲国际危险品公路运输 (ADR) 协定等项下严格的运输条件。私人运输本设备不在上述规定之列，但在航空运输时可能要满足某些要求。**

### 1.3.4 使用环境方面的警告

**警告：**
**请勿将呼吸机置于会阻碍或影响气体入口或冷却空气循环开口、排气口、风扇进气口或报警扬声器的位置，因为这可能导致：**

- **限制呼吸机周围的空气循环，有可能引起温度过高；**
- **限制呼吸机排放患者呼出气体的能力，从而导致潜在危害；**
- **妨碍临床医生听到呼吸机报警。**

**警告:**
为避免人身伤害，在放置呼吸机时，请勿给断开患者回路带来困难。

**警告:**
为确保正常工作，在放置呼吸机时，请勿影响交流电源线的插头。

**警告:**
请勿在高压舱中使用呼吸机。目前尚未获准在该环境下使用。

**警告:**
请勿在强磁场下使用呼吸机。这样可能会导致呼吸机功能异常。

**警告:**
请勿在放射治疗（如使用电离放射治疗癌症）期间使用呼吸机，这样可能会导致呼吸机功能异常。

**警告:**
为避免呼吸机功能异常，请在符合规格要求的环境下操作呼吸机。请参阅第 **11-8** 页的，“环境条件”。

**警告:**
请勿将呼吸机作为 **EMS** 转运呼吸机使用。目前此类用途尚未获准。

### 1.3.5 设备使用前的警告

**警告:**
在激活呼吸机的任何部件之前，请务必检查设备工作是否正常，必要时，可按照本手册所述运行 **SST**。请参阅第 **3-43** 页的，“运行 ***SST***”。

**警告:**
在对患者通气之前，先运行 **SST**，检查呼吸机呼吸系统是否有漏气。

**警告:**
在使用期间，请锁死呼吸机的脚轮，以免因呼吸机无意移动而拔出导管。

**警告:**
第 *11* 章中的“呼吸机设置”、“报警设置”和“患者数据”表中所列出的呼吸机精度在指定的工作条件下适用。请参阅第 11-8 页的，“环境条件”。如果工作条件超出规定范围，呼吸机可能会给出不正确的信息，且上述表中所列出的精度不适用。医院的生物医学技术人员必须检查呼吸机的工作环境是否符合规定条件。

### 1.3.6 电气方面的警告

**警告:**
为避免触电危险:

- 只能使用 Covidien 品牌的电池、适配器和电缆。
- 请勿使用有损坏迹象的电池、适配器或电缆。
- 请勿触摸内部组件。

### 1.3.7 呼吸机设置方面的警告

**警告:**
该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。

**警告:**
通过应用恰当的报警设置避免不当报警。

**警告:**
为防止不当通气，请根据患者的通气需要，选用正确的导管类型（ET 或气管切开）以及导管内径（ID）。如果 ET 导管或气管导管设置值大于或小于输入的实际值，就可能造成通气支持不当而导致通气过量或不足的情况。

**警告:**
将呼气量报警设为 OFF 会增加不能发现返回气量过低的危险。

**警告:**
将任何报警限值设为 OFF 或极高/极低的值可能会造成通气期间相关报警不能激活，从而降低其监护患者并提醒临床医师有情况需要干预的功效。

### 1.3.8 软管、导管和配件方面的警告

**警告:**
为防止静电释放 (ESD) 和潜在的火灾危害，在呼吸机的呼吸系统内部或附近请勿使用防静电或导电软管或导管。

**警告:**
给呼吸机增加配件可能会改变整个呼吸机呼吸系统 *(VBS)* 的压力梯度，并影响呼吸机的性能。对呼吸机回路配置的任何改动都不得超过回路顺应性的规定值以及吸气或呼气分支的总阻力。请参阅第 11-3 页的，“技术规格”。如果要给患者回路增加配件，在给患者通气之前，务必先运行 SST，以建立回路顺应性和阻力 。

**警告:**
使用雾化器或湿化器可能会增加吸气和呼气过滤器的阻力。请经常检查过滤器阻力是否增加或是否堵塞。

**警告:**
在运输过程中，如果呼吸导管的接头没有妥善保护可能会导致回路与呼吸机脱开。

**警告:**
**从外部气动雾化器增加的气体可能会给呼吸量测定、输送的 $O_2$%、输送的潮气量和呼吸触发带来负面影响。此外，呼吸机中的雾化颗粒会导致呼气过滤器阻力增加。**

**警告:**
**请注意事项理顺患者的导管和电缆路径，以降低缠绕和勒紧患者的可能性。**

**警告:**
**请务必使用专为 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机设计的过滤器。请勿使用为其他型号的呼吸机所设计的过滤器。相关过滤器的部件号请参阅第 9-3 页的，“配件和选购件”。**

**警告:**
**为避免液体进入呼吸机，在液体达到最大加注线之前清空呼气冷凝瓶。**

**警告:**
**连接至模拟或数字接口的辅助设备必须经过 IEC 60601-1 认证。此外，所有配置都要符合 IEC 60601-1-1 体系标准。任何人将其他设备连接到呼吸机系统的信号输入或输出部分，都属于医疗系统配置范围，因此，有责任确保系统符合 IEC 60601-1-1 体系标准的要求。如有疑问，请联系 Covidien 技术服务部门（电话：1.800.255.6774）或本地销售代表。**

**警告:**
**不要同时使用 HME（湿热交换器）和加热湿化器。这可能导致 HME 吸收水分并阻塞，导致气道压力高。**

### 1.3.9 气源方面的警告

**警告:**
**呼吸机中不得使用一氧化氮、氦气或含有氦气的混合气体。呼吸机不适于使用这些混合气体。**

**警告:**
为避免呼吸机功能异常，请勿将呼吸机与麻醉气体一同使用。

**警告:**
为了让呼吸机能够正常工作，在给患者通气时，只能使用洁净、干燥的医疗级气体。

**警告:**
如果仅使用一个气源，在该气源发生故障且无法使用的情况下，可能会导致通气中断和或/血氧不足。因此，呼吸机上始终应连接至少两个气源，以保证在一个气源出现故障的情况下，患者仍有恒定的气体供应。呼吸机有三个气源接口：空气进气口和氧气进气口。

**警告:**
当海拔高于或气压低于指定值时，使用呼吸机可能造成呼吸机运行故障。请参阅第 11-8 页的，“环境条件”了解完整的使用环境规格列表。

**警告:**
呼吸机应连接至符合 ISO 7396-1:2007 规定的气体管道系统，因为：

- 在不符合 ISO 7396-1:2007 规定的气体管道系统中安装呼吸机可能会超过管道的设计流量能力。
- 呼吸机是一种大流量装置，如果气体管道系统不符合 ISO 7396-1:2007 标准，可能会影响气体使用相同气源的设备的工作。

### 1.3.10 传染控制方面的警告

**警告:**
接收机械通气的患者受到感染的危险会增加。不洁净或受到污染的设备是潜在的感染源。众所周知，医疗保健机构的清洁、灭菌、卫生和消毒工作差异很大。请务必遵守所在医院对处理传染性材料的传染控制规定。请按照本手册的说明以及所在机构的规章制度，对呼吸机及其组件进行清洁和消毒。请注意事项使用所有清洁溶液和产品。请遵守生产厂商对各种清洁溶液的说明。参照本手册的第 *7* 章。

**警告:**
为防止传染和污染，请在给患者通气前，务必安装好吸气和呼气细菌过滤器。

**警告:**
切勿将用于单个患者的组件或配件再给其他患者使用。这样会增减交叉污染的风险，而且对单个患者使用的组件或配件进行二次处理可能会影响呼吸机的功能，从而可能引起通气性能下降。

### 1.3.11 呼吸机维护方面的警告

**警告:**
为确保正常工作及避免人身伤害，本呼吸机应由接受过 Covidien 对本呼吸机的维护所提供的适当培训、并具有相关资质的技术人员负责维修。

**警告:**
请按规定时间进行预防性维护。请参阅第 7-2 页的，“操作人员预防性维护频率”。请参阅第 7-20 页的，“维修预防性维护频率”。

### 1.3.12 注意事项

**注意事项:**
为防止设备损坏，请在例行维护期间或当呼吸机倾斜时，务必将脚轮锁死，以防呼吸机意外移动。

**注意事项:**
请勿使用尖锐物品在显示屏或键盘上进行选择。

**注意事项:**
为确保理想的设备性能，请保持 GUI 触摸屏和键盘清洁，没有任何异物。请参阅第 7-4 页的，“外表面的表面清洁”。

注意事项：
为避免湿气进入呼吸机并导致运行异常，Covidien 建议，当管道医用空气来自工厂的空气压缩机时，请使用壁式空气积水杯。

注意事项：
只允许使用规定的清洁剂。请参阅第 7-5 页的，“表面清洁剂”，查看批准使用的清洁剂。

注意事项：
请按照第 *7* 章中所规定的间隔时间清洁压缩机进气过滤器。请参阅第 7-2 页的，“操作人员预防性维护频率”。

注意事项：
请勿堵住冷却通风口。

注意事项：
确保呼气和吸气过滤器连接和结合正常。

注意事项：
遵照《*Puritan Bennett™ 980* 系列呼吸机安装指南》所述要求正确安装 GUI 和 BDU（呼吸输送单元）。

注意事项：
请按照本手册中的安装说明正确安装电池。

注意事项：
如果呼吸机刚从仓库取出，请先等机器温度与环境温度一致，然后再行使用。

注意事项：
在将呼吸机装上车辆之前，请先从呼吸机上取下加强电池和主电池。不这么做可能会损坏呼吸机。

### 1.3.13 注意

**注释：**
采用无创通气 (NIV) 时，因为面罩周围有漏气，所以患者的实际呼出气量可能与呼吸机报告的呼出气量有差异。

**注释：**
使用封闭吸痰管系统时，可在现有的模式、呼吸类型和设置值条件下进行吸痰。为了在该过程中减少血氧不足的可能性，可使用“提升 O2”控制来启用提升送达氧气含量。请参考第 3-35 页的“调节输送的提升 $O_2$ 量 2 分钟”。

## 1.4 获取技术协助

### 1.4.1 技术服务

如需要技术信息和协助、订购零部件，或订阅《操作手册》或《维修手册》，请联系 Covidien 技术服务部门（电话：1.800.255.6774）或 Covidien 当地代表。请从下表中查找美国和其他国家的维修中心。《Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册》中包含了保养或维修呼吸机的必要信息，前提是使用人员具备相关资质，并经过工厂的培训。

如果呼吸机的使用过程中出现无法修正的问题，请联系 Covidien 技术服务部门（电话：1.800.255.6774）或 Covidien 当地代表。《维修手册》为具备相关资质、并经过工厂的培训的维修人员提供了更多疑难解决信息。

致电 Covidien 技术服务部门或Covidien 当地代表时，请准备好 BDU 和 GUI 序列号，以及呼吸机系统的固件版本号。

呼吸机的配置可以通过点击 GUI 屏幕上的扳手图标 查看。请求技术协助时，请准备好这些信息。

下表列出了 Covidien 的服务中心、地址、电话和传真号码：

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Covidien Argentina**<br>Aguero 351<br>Capital Federal - 1171 ABC,<br>Argentina<br>电话：(5411) 4863-5300<br>传真：(5411) 4863-4142 | **Covidien Asia**<br>新加坡地区服务中心<br>15 Pioneer Hub, #06-04<br>Singapore 627753<br>电话： (65) 6578 5288<br>传真： (65) 6515 5260 | **Covidien Australia**<br>52A Huntingwood Drive<br>Huntingwood, NSW 2148<br>Australia<br>电话：(+61) 1800 - 350702<br>传真：(+61) 2967 - 18118 | **Covidien Austria GmbH**<br>Campus21<br>Europaring F09402<br>Brunn am Gebrige<br>A-2345 Österreich<br>电话：(+43) 2236 - 3788 39<br>传真：(+43) 2236 - 3788<br>3940 |
| **Covidien Belgium BVBA/<br>SPRL.**<br>Generaal De Wittelaan 9/5<br>2800 Mechelen<br>Belgium<br>电话：+32 15 29 44 50<br>传真：+32 15 29 44 55 | **Covidien Brazil**<br>Av. Das Nações Undias<br>12995 Andar 23 - Brooklin<br>São Paulo, SP<br>Brasil 04578-000<br>电话：(5511) 2187-6200<br>传真：(5511) 2187-6380 | **Covidien Canada**<br>19600 Clark Graham<br>Baie d'Urfe, QC, H9X 3R8<br>Canada<br>电话：1-514-695-1220 ,<br>选择选项 2<br>传真：1-514-695-4965 | **Covidien Chile**<br>Camino lo Boza (Ex 8395)<br>Pudehuel<br>Santiago<br>Chile<br>电话：(562) 739 - 3000<br>传真：(562) 783 - 3149 |
| **Covidien China**<br>2F, Tyco Plaza<br>99 Tian Zhou Rd<br>Shang Hai 200233<br>P.R. China<br>电话：(+86) 4008 1886 86<br>传真：(+86) 2154 4511 18 | **Covidien Colombia**<br>Edificio Prados de la Morea<br>Carretera Central Del Norte<br>(Cra 7a)Kilometro 18,<br>Chia-Cundinamarca<br>Bogota, Colombia<br>电话：(571) 619-5469<br>传真：(571) 619-5425 | **Covidien Costa Rica**<br>Global Park, Parkway 50<br>La Auroa de Heredia<br>Costa Rica<br>电话：(506) 2239 - 5386<br>传真：(506) 2239 - 5319 | **Covidien ECE**<br>Prosecká 851/64<br>190 00 Prague<br>Czech Republic<br>电话：+42,024,109 57 35<br>传真：+ 42 02 3900 0437 |
| **Covidien Danmark A/S**<br>Langebrogade 6E, 4. th<br>DK-1411 København K<br>Danmark<br>电话：+45 4368 2171<br>传真：+45 4368 4511 18 | **Covidien Deutschland<br>GmbH**<br>Gewerbepark 1r<br>D-93333 Neustadt/Donau<br>Germany<br>电话：+ 49 (0) 9445 95 9 0<br>传真：+ 49 (0) 9445 95 9<br>155 | **Covidien ECE**<br>Galvahiho 7 / A<br>832104 Bratislava Slovakia<br>电话：+420 2 41,095,735<br>传真：+420 2 39,000,437 | **Covidien Finland Oy**<br>Pursimiehenkatu<br>26-39C<br>PL407<br>FIN-00151 Helsinki<br>Finland<br>电话：+358 9725 192 88<br>传真：+358 9725 192 89 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Covidien France SAS**<br>2 Rue Denis Diderot<br>78990 Elancourt<br>France<br>电话：+33(0)13079 8000<br>传真：+33 (0) 130 79 8030 | **Covidien Hong Kong**<br>Unit 12 - 16, 18/F<br>BEA Tower<br>Millennium City 5<br>4187 Kwun Tong Road<br>Kwum Tong,<br>Kowloon, Hong Kong<br>电话：+ 852 3157 7299<br>传真：+ 852 2838 0749 | **Covidien India**<br>10th Floor Building No 9B<br>DLF Cyber City Phase III<br>Gurgaon<br>Haryana – 122002<br>India<br>电话：+ 91 1244 709800<br>传真：+ 91 1244 206850 | **Covidien ECE**<br>Mariássy u.7.<br>1095 Budapest<br>Hungary<br>电话：+ 36 1880 7975<br>传真：+ 36 1777 4932 |
| **Covidien Ireland**<br>Block G, Ground Floor,<br>Cherrywood Business Park,<br>Loughlinstown<br>County Dublin, Ireland<br>电话：+353 (0) 1.4073173<br>传真：+353(0) 1.4073174 | **Covidien Israel**<br>5, Shasham St.<br>North Industrial Park<br>POB3069<br>Caesarea, 38900<br>电话：+972 4.627 73 88<br>传真：+972 4.627 76 88 | **Covidien Italia S.p.A**<br>Via Rivoltana 2/D<br>I-20090 Segrate (Mi)<br>Italy<br>电话：+39 02 703 173 1<br>传真：+39 02 71740584 | **Covidien Japan Inc.**<br>Technical Support Center<br>83-1, Takashimadaira 1-Chome<br>Itabashi-ku, Tokyo 175-0082<br>Japan<br>电话：+81 (0) 3 6859 0120<br>传真：+81 (0) 3 6859 0142 |
| **Covidien Korea**<br>5F, Hibrand Living Gwan, #215,<br>Yangjae-Dong,<br>Seocho-Gu<br>Seoul, Korea<br>电话：+822 570 5459<br>传真：+822 570 5499 | **Covidien Mexico**<br>Insurgentes Sur # 863, Piso 16<br>Col. Nápoles<br>Del. Benito Juarez<br>Mexico, D.F. 03810 Mexico<br>电话：(5255) 5804-1524<br>传真：(5255) 5536-1326 | **Covidien Nederland BV**<br>Hogeweg 105<br>NL5301 LL<br>ZaltbommelNederland<br>电话：0418 57 66 00<br>传真：0418 57 67 91 | **Covidien New Zealand**<br>Cnr Manu Tapu Dr & Joseph Hammond Pl.<br>Auckland Airport<br>New Zealand<br>电话：+ 64 508 489 264 |
| **Covidien Norge AS**<br>Bankveinen 1,<br>Postboks 343<br>N-1372 Askerr<br>Norway<br>电话：+47 2415 98 87<br>传真：+47 2415 15 98 88 | **Covidien Panama**<br>Parque Industrial Costa del Esta<br>Calle Primera, Edifio # 109<br>Panama City, Panama<br>电话：(507) 264-7337<br>传真：(507) 236-7408 | **Covidien Polska**<br>Al.Jerozolimskie 162<br>02-342 Warszawa.<br>Polska<br>电话：+48 22,312 20 00<br>传真：+48 22,312 20 20 | **Covidien Portugal Lda.**<br>Produtos De Saúde Ida.<br>Est:Outeiro Polima, Lote 10-1° Piso<br>Abóboda<br>P-2785-521 S. Domingos de Rana<br>Portugal<br>电话：+351 21,448 10 00<br>传真：+351 21 445 05 88 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Covidien Puerto Rico**<br>Palmas Industrial Park<br>Road 869 Km 2.0 Bdlg.#1<br>Cataño, PR 00962<br>电话：787-993-7250<br>分机：7222 & 7221<br>传真：787 -993 -7234 | **Covidien Russia**<br>53 bld.5 Dubininskaya<br>StreetMoscow<br>RUSSIA.119054<br>电话：+70,495,933 64 69<br>传真：+70,495,933 64 68 | **Covidien Saglik A.S.**<br>Maslak Mahallesi Bilim Sokak<br>No:5, Sun Plaza<br>Kat:2-3<br>Sisli, Istanbul 34398<br>Turkey<br>电话：+90 212 366 20 00<br>传真：+90 212 276 35 25 | **Covidien South Africa**<br>Corporate Park North<br>379 Roan Crescent<br>Randjespark Midrand,<br>South Africa<br>电话：+27 115 429 500<br>传真：+27 115 429 624 |
| **Covidien Spain S.L.**<br>c/Fructuós Gelabert<br>6, 8ª Planta<br>08970 Sant JoanDespí<br>Barcelona, Spain<br>电话：+34 93475 86 10<br>传真：+34 93,477 10 17 | **Covidien Sverige AB**<br>Hemvärnsgatan 9, Box 54<br>SE-171 74 Solna<br>Sweden<br>电话：+46(0)8517 615 73<br>传真：+ 46 (0)8 517 615 79 | **Covidien Switzerland**<br>Roosstrasse 53<br>Ch-8832 Wollerau<br>Switzerland<br>电话：+41(0) 44,786 50 50<br>传真：+41 (0) 44 78650 10 | **Covidien Thailand**<br>319 Chamchuri Square 17th<br>Floor, Unit 1-8,<br>Phayathai Road<br>Pathumwan, Bangkok<br>10330, Thailand<br>电话：+66 -2,207 -3 100<br>传真：+66-2 207 - 3101 |
| **Covidien UK**<br>4500 Parkway<br>Whiteley, Fareham<br>Hampshire<br>PO157NY, United Kingdom<br>电话：+44 (0) 1329 2240002<br>传真：+44 (0) 1329 220213 | **Covidien USA**<br>2101 Faraday Ave<br>Carlsbad, CA 92008<br>电话：1-800-255-6774（选 4）<br>电子邮件：VentTechSupport@covidien.com | | |

若要获得在线技术支持，请访问 SolvIT℠ 中心知识库 (www.covidien.com)。SolvIT Center 可全天 24 小时提供有关呼吸机系统和 Puritan Bennett 产品的常见问题解答，全年无休。

### 1.4.2 屏显帮助

呼吸机配备了屏显帮助系统，用户可以在屏幕上选择某个项目，并显示该项目的说明。请按照下列步骤进入并使用屏显帮助。

#### 进入屏显帮助主题

呼吸机上的帮助主题又称为工具提示。如果有可用的工具提示，有问题的项目周围就会出现一个发光的蓝色框。

#### 进入工具提示

1. 点击相关项目至少 0.5 *s* 的时间，或者将帮助图标（问题标志图标会出现在 GUI 屏幕的右下方）拖至有问题的项目处。此时会出现一个相应项目的简短说明。绝大多数屏幕项目都有与之相关的工具提示，为操作人员提供了进入多种帮助主题的途径。
2. 点击对话框中的“更多”显示更具体的描述。

**注释：**

- 拖动帮助图标会使工具提示以简述状态显示。
- 拖动帮助图标并暂停可使工具提示显示内容。继续将其拖至另一个项目会取消上次的工具提示，并显示另一条工具提示。

3. 点击“关闭”即可关闭对话框，或使之在 5 *s* 后褪去。

#### 其它资源

呼吸机相关信息的其他资源可以在《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》以及本手册关于 BiLevel 2.0、Leak Sync、PAV+、NeoMode 2.0 和近端流量传感器选购件的附录中查找。

## 1.5 质保信息

如欲索取相关产品的任何质保信息，请联系 Covidien 技术服务部门（电话：1.800.255.6774），或致电 Covidien 当地代表。

## 1.6 生产日期



图形用户界面 (GUI) 和呼吸输送单元 (BDU) 各有仅属于该组件的一个特定生产年份。这些日期包含在每个组件或选购件的序列号中。980 系列呼吸机的最终单元的序列号包含 10 位数，格式如下：

35ZYYXXXXX

其中

- 35 代表该单元为爱尔兰 Galway 生产
- Z 代表产品代号（B = 呼吸输送单元，G = GUI，C = 压缩机，P = 近端流量监测选购件。此处显示的产品代号通常是最常见的。根据所购买的特定选购件，序列号中可能显示有其他产品代号。
- YY 是一个两位数的年份代码，每年变动一次
- XXXXX 为每个新的年份开始时重置的序列号

序列号位于 GUI 和 BDU 背面的标签上，以及在产品选购件的其他对应位置。

## 1.7 生产厂商



Covidien llc, 15 Hampshire Street, Mansfield, MA 02048 USA。

EC REP Covidien Ireland Limited, IDA Business &Technology Park, Tullamore, Ireland。

## 1.8 电磁兼容性

该呼吸机系统符合 IEC 60601-1-2:2007, IEC 60601-1-2: 2014（EMC 并行标准）和 AIM 标准 7351731 版本 2.00.2017 的要求。某些发射装置（手机、对讲机、无线电话、寻呼发射机、RFID 装置等）如果过于靠近呼吸机，其发射的无线频率会干扰呼吸机工作。如果呼吸机附近有便携式装置正在工作，医务人员应当清楚这样可能会产生无线电频率干涉。

Puritan Bennett™ 980 呼吸机需要针对电磁兼容性 (EMC) 采取特殊的预防措施，并且必须根据本手册*第 11 章*中提供的 EMC 信息进行安装和投入使用。

页面故意留空

# 2 产品概述

## 2.1 概述

本章主要介绍 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的介绍信息。

**注意：**
以**斜黑体**字显示的项目为术语表中所含的条目。

呼吸机的**图形化用户界面 *(GUI)*** 与**呼吸输送单元 *(BDU)*** 之间的通信是通过独立式**中央处理单元 *(CPU)***连续进行的。

阅读下列段落时，请参阅第 2-40 页的“气压示意图（显示压缩机）”及其相关的参考指示符。

在呼吸机与墙壁上的（或瓶装）空气和氧气源接通的情况下，便开始气体输送。气体流经混合模块，由这里的各个**比例电磁阀 *(PSOL)*** 对气体压力进行调节。PSOL 可按照输入的呼吸机设置值对气体进行测量，然后气体将流经各个空气和氧气流量传感器，进入混合歧管和集气设备。系统会在气体在混合歧管和集气设备组件内混合前后，都会对各级气体压力进行连续监测。然后，混合气体会流至吸气气压系统，并在这里先后流经呼吸输送流量传感器和吸气 PSOL，再输送到患者处。

气体在到达患者之前，先会流经一个内置吸气细菌过滤器，然后再流经一个附接在呼吸机出气口（**到患者**端口，即附接呼吸回路处）的外置吸气细菌过滤器。从患者处返回的气体会经过呼吸回路的呼气分支，流至呼气细菌过滤器（含冷凝物小瓶）处的**从患者**端口，然后再流经呼气阀流量传感器和**呼气阀 *(EV)***。排气口用于将呼出气体排出呼吸机，使之流入室内空气。

呼吸机使用压力触发 ***(*** $P_{TRIG}$ ***)*** 或流量触发 ***(*** $\dot{V}_{TRIG}$ ***)*** 识别患者的呼吸努力。在压力触发期间，气道压力会随着患者的吸气而下降，此时吸气压力传感器 ***(PI)*** 会监测该压力的下降情况。当压力下降到至少压力灵敏度 ***(*** $P_{SENS}$）设置值的压力水平时，呼吸机就会输送一次呼吸。在流量触发期间，呼吸机会监测吸气和呼气流量之间的差异。在患者吸气时，呼气流量传感器测得的流量较少，而输出流量传感器的测量值则保持恒定。当两个测量值之间的差异至少为操作人员设置的流量灵敏度值 ***(*** $\dot{V}_{SENS}$ ***)*** 时，呼吸机就会输送一次呼吸。如果患者没有吸气动作，那么送达流量和呼气流量之间出现任何差异都说明流量传感器不准确，或者呼吸机的呼吸回路有泄漏。为了补偿系统泄漏可能造成的自动触发，临床医护人员可提高 $\dot{V}_{SENS}$ 设置值，或启用 Leak Sync（如有）。

**注意：**
Leak Sync 为选购软件。具体操作内容详见本手册中的 Leak Sync 附录。

此时 2 $cmH_2O$ 的后备压力触发阈值也会生效。它可以提供足够的压力灵敏度以防止自动触发，但仍允许呼吸机在可接受的患者呼吸努力条件下触发。

呼气阀可利用来自呼气压力传感器 ***(PE)*** 的反馈来控制呼气末正压 ***(PEEP)***。如果 PE 测量值等于或大于操作人员设置的回路压力高限，阀门控制器便会使呼吸机循环进入呼气阶段。当安全阀 ***(SV)*** 打开时，PE 测量值也具有控制作用。如果 PE 在呼吸机的呼吸回路中测得 110 $cmH_2O$ 或以上的压力，安全阀就会打开，使患者能够通过阀门呼吸室内空气。

## 2.2 呼吸机说明

呼吸机系统提供三种型号。所有的呼吸机都能为需要呼吸支持的患者提供连续通气。

- **Puritan Bennett™ 980 小儿-成人呼吸机 —** 小儿-成人型号的呼吸机可为预计体重为 3.5 kg 到 150 kg、潮气量为 25 mL 到 2500 mL 的小儿或成人患者提供通气。
- **Puritan Bennett™ 980 新生儿呼吸机 —** 新生儿型号的呼吸机可为预计体重为 0.3 kg 到 7.0 kg 的新生儿患者提供通气，其指令气量控制呼吸的潮气量为 2 mL 到 320 mL。

- **Puritan Bennett™ 980 通用型呼吸机 —** 通用型呼吸机可为预计体重为 0.3 kg 到 150 kg、指令气量控制呼吸的潮气量为 2 mL 到 2500 mL的新生儿、小儿和成人患者提供通气。

为了能够用小儿－成人型或通用型呼吸机给新生儿患者提供通气，需要安装 NeoMode 2.0 选购软件。有关 NeoMode 2.0 选购软件的详情，请参见本手册的 NeoMode 2.0 附录。

如果严格按照《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》中的防护性维护时间表进行维护，呼吸机应当能达到 10 年左右的使用寿命。

呼吸机的 IEC 60601-1/EN 60601-1 分类为：

- 防护等级 I
- BF 型
- 移动
- 内部供电
- IP 21 设备
- 连续操作
- 不适用与易燃医用气体（非 AP 或 APG）配合使用

请参阅第 2-11 页的“*BDU 后标签或面板符号和说明*”了解 IP 分类含义的具体介绍。

呼吸机系统使用了**图形化用户界面 *(GUI)*** 和**呼吸输送单元 *(BDU)*** 来键入患者设置值以及为患者输送呼吸。GUI 中含有能够将临床医护人员（通过触摸屏）输入的内容传递至 BDU，使气压和电子系统生成呼吸参数。

## 2.3 适用范围

Puritan Bennett™ 980 呼吸机系统主要用于最低体重为 0.3 kg (0.66 lb)、需要呼吸支持或机械通气的患者人群，范围从新生儿 (NICU) 直至成人。它适用于医院（医疗机构）内部以及院内转运等用途，可利用来自内部空气压缩机或外部气源的医用氧气和压缩空气提供连续的正压通气支持，送达氧气浓度范围为 21% - 100%。通气支持可以通过侵入性或非侵入性方式输送给需要以下类型呼吸机支持的患者：

- 正压通气（通过气管内导管或气管导管）或非侵入性地（通过面罩或鼻导管）输送
- 辅助/控制、SIMV 或自主通气模式

**注意：**
预期的典型用途可能被定义为包括呼吸机系统的以下内容

**医院用途 —** 通常包括医院和医院类设施中的一般护理楼层 (GCF)、手术室、特殊治疗区域、重症监护和危重症护理区域等区域。医院类设施包括医师诊室设施、睡眠实验室、专业护理设施、外科手术中心和亚急性病症治疗中心。

**医院中转运 —** 包括在医院或医院类设施内部转运患者。所有院外转运（即救护车或飞机）均不包括在内。

## 2.4 禁忌用途

请勿在磁共振成像 (MRI) 环境下操作呼吸机。

## 2.5 组件列表

**注意：**
呼吸机系统的部件均不含乳胶。

**注意：**

在正常和单一故障条件下，气体通路中可能被体液或呼出气体污染的组件为：

- 外置吸气过滤器
- 内置吸气过滤器
- 呼气过滤器和冷凝物小瓶
- 呼气阀总成

呼吸机系统通常会随附以下装箱单。取决于所购的呼吸机系统，装箱单可能有所差异。

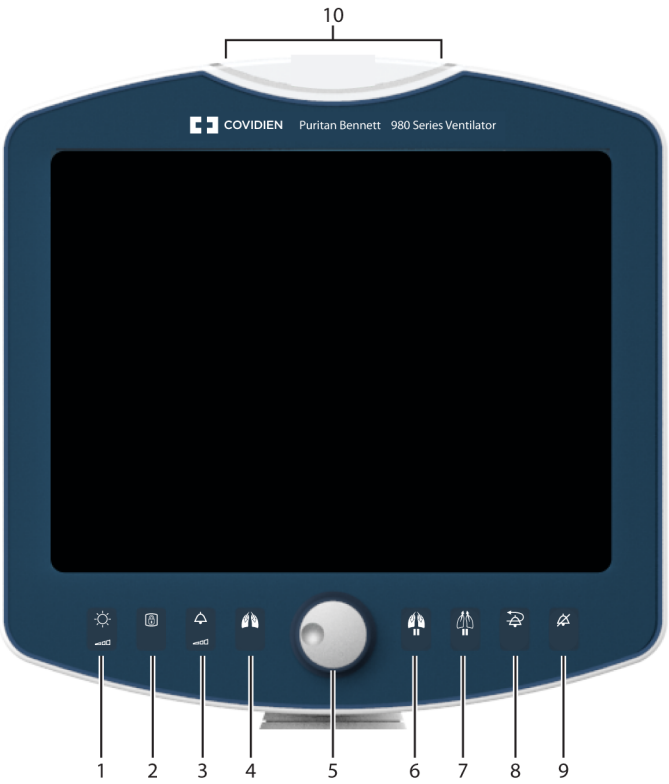
**表 2-1.** 典型的装箱单

| 数量 | 项目 |
|---|---|
| 1 | 图形用户界面 |
| 1 | 呼吸输送单元 |
| 1 | 吸气过滤器 |
| 1 | 呼气过滤器 |
| 1 | 冷凝物小瓶 |
| 2 | 气体软管（空气和氧气） |
| 1 | 标准脚轮底座 |
| 1 | 电源线 |
| 1 | 操作手册 CD |
| 1 | *Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机安装说明* |
| 1 | 可伸缩吊臂 |
| 1 | 引流袋 |
| 1 | 黄金标准回路（用于运行 EST） |

# 2.6 产品视图

## 2.6.1 GUI 正视图

**图 2-1.** GUI 正视图




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 显示器亮度键 | 6 | 吸气暂停键 |
| 2 | 显示器锁定键 | 7 | 呼气暂停键 |
| 3 | 报警音量键 | 8 | 报警重置键 |
| 4 | 手动吸气键 | 9 | **音频暂停**[1]键 |
| 5 | 旋转编码器（旋钮） | 10 | 全向 LED |

1. 术语“音频暂停”和“报警静音”可以互换。

### 2.6.2 GUI 后视图

**图 2-2.** GUI 后视图




VEN_10320_A

请参阅第 2-13 页的“*GUI 或 BDU 上可见的常见符号*”了解 GUI 或 BDU 上的符号。仅出现在 GUI 上的“请勿推压”符号见本表。

### 2.6.3 BDU 正视图

**图 2-3.** BDU 正视图



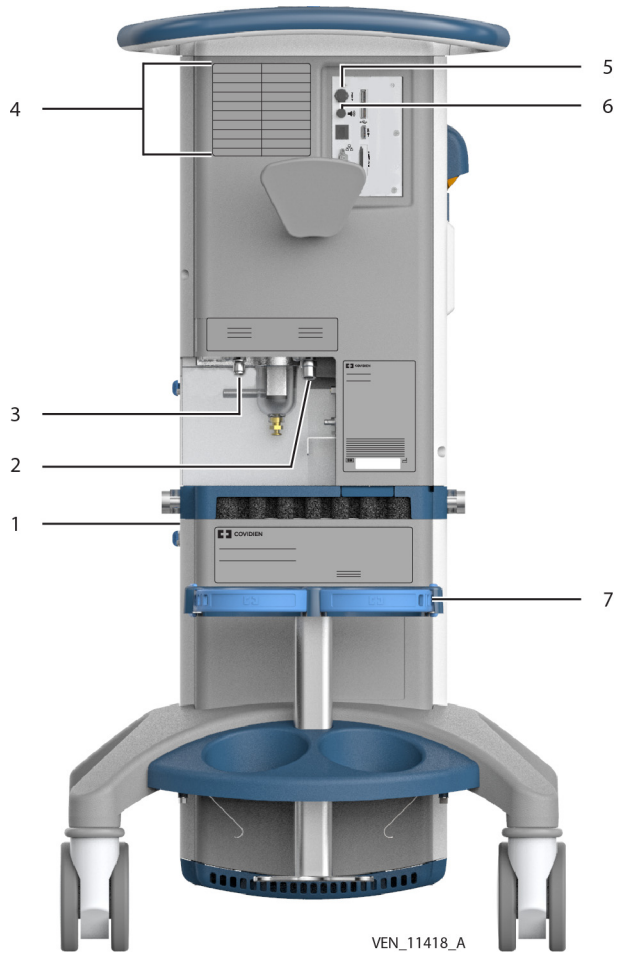

| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 冷凝物小瓶 | 5 | 电源开关 |
| 2 | 呼气过滤器 | 6 | 状态显示 |
| 3 | 呼气过滤器插销 | 7 | 内置吸气过滤器 |
| 4 | 交流电源指示灯 | 8 | 选配连接器面板门 |

**表 2-2.** BDU 前标签符号和说明

| 符号 | 说明 |
| --- | --- |
|  | 到患者端口 |
|  | 从患者端口 |
|  | 呼气过滤器插销锁定（向下）/解锁（向上） |

### 2.6.4 BDU 后视图

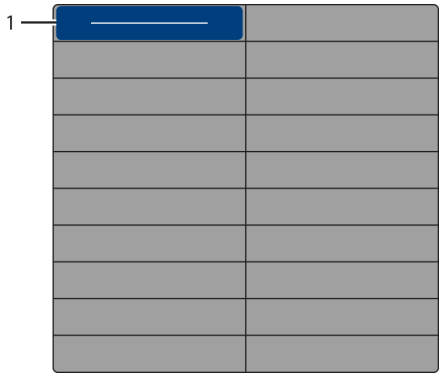
**图 2-4.** BDU 后视图




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 标准底座 | 5 | 维修模式按钮 |
| 2 | 空气进气口 | 6 | 远程报警端口 |
| 3 | 氧气进气口 | 7 | 钢瓶托架（选购件） |
| 4 | 指示已安装可选软件的标签 | | |

可选软件标签贴在呼吸机背面的网格处，如下图和前图所示（第 4 项）。

**图 2-5.** 已安装可选软件




下表列出了 BDU 或底座标签中的符号和说明。

**表 2-3.** BDU 后标签或面板符号和说明

| 符号 | 说明 |
|---|---|
| Rx ONLY | 本设备供医生销售或遵医嘱销售。 |
| | 用户必须查阅使用说明。呼吸机左右两侧的“请勿遮挡”标签上以及气源接头处的标签说明上也有符号。 |
| | 请远离明火。富氧环境可加速燃烧。 |
| 106 kPa<br>70 kPa<br>Atmospheric pressure limitations | 气压限制－工作气压范围为 70 kPa - 106 kPa (10.2 psi - 15.4 psi)。 |
| 95%<br>10%<br>Humidity limitations | 湿度限制－工作湿度范围为 10% - 95%。 |
| 104°F<br>40°C<br>50°F<br>10°C | 温度限制－工作温度限值范围为 10°C - 40°C（50°F - 104°F）。 |

**表 2-3.** BDU 后标签或面板符号和说明（续）

| 符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 采用 BF 型触身部件。 |
| IP21 | IEC 进入防护分类－防止手指或类似物体进入，并防止结露。 |
|  | 爆炸危害。切勿在存在可燃性气体的环境中使用。 |
|  | 有权使用 CSA 认证标志表示该产品已经通过相应 ANSI/Underwriters Laboratories Inc. (UL) 和 CSA 标准的评估，可以在美国和加拿大使用。 |
|  | 呼吸机含有用邻苯二甲酸酯生产的组件。 |
|  | 等电位点（对地）（交流电面板上）。 |
| CB1 | BDU 断路器（交流电面板上）。 |
| CB2 | 压缩机断路器（交流电面板上）。 |
|  | USB 端口（呼吸机背面）。 |
| HDMI | HDMI 端口（呼吸机背面）。 |
| SERVICE | 维修端口（呼吸机背面）。 |
| TEST | 维修模式按钮（呼吸机背面）。 |

**表 2-3.** BDU 后标签或面板符号和说明（续）

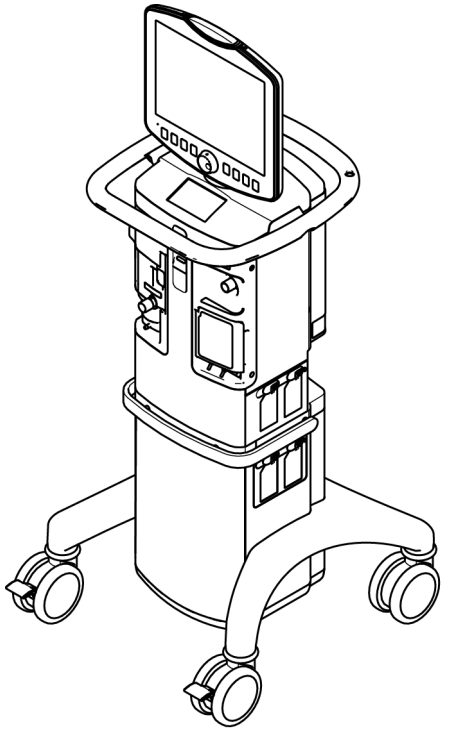
| 符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 远程报警端口（呼吸机背面）。 |
|  | 以太网接头（呼吸机背面）。 |
|  | 串行端口（呼吸机背面）。 |

**表 2-4.** GUI 或 BDU 上可见的常见符号

| 符号 | 说明 |
|---|---|
| CE 0123 | CE 标志 – 表示符合欧共体医疗器械指令 (Medical Device Directive 93/42/EEC）的要求。 |
|  | 勿推 – GUI上的请勿推 |
|  | 生产厂商－呼吸机生产厂商的名称。 |
| EC REP | 授权代表。 |
| SN | 序列号。 |
|  | 生产日期 – 生产日期包含在序列号中。请参阅第 1-19 页的“生产日期”，了解有关序列号解释的详细信息。 |
|  | WEEE－妥善的垃圾处置。请遵守当地政府关于对处置标有 WEEE 符号的废弃物的有关法令法规。 |

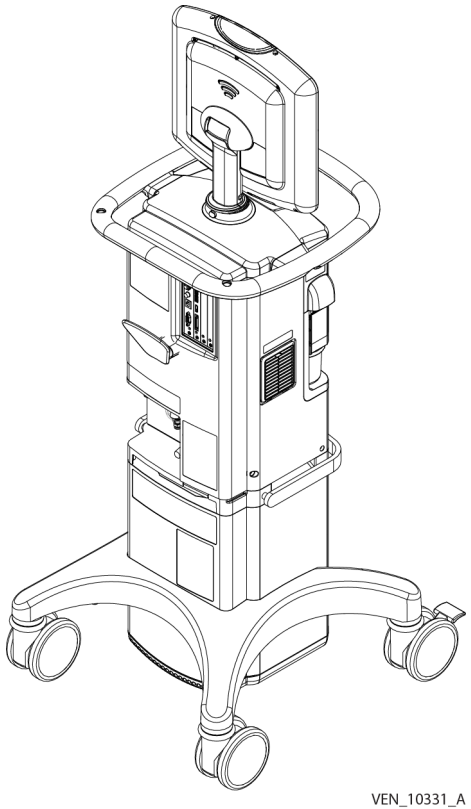
### 2.6.5 呼吸机侧视图

**图 2-6.** 呼吸机右侧视图



VEN_10308_B

**图 2-7.** 呼吸机左侧视图




## 2.7 安装配置

呼吸机系统可作为一个自由放置的单元安装在患者床侧；带 GUI 的 BDU 安装在带脚轮的底座上，并带有一个便于移动的把手。

## 2.8 备用电池

停电时，呼吸机系统使用电池来提供备用电力。当使用电池电力工作时，状态显示器会显示“使用电池电力”图像，GUI 会显示电池电量的指示符号。请参阅第 2-31 页的“典型状态显示指示灯和消息”，了解状态显示器图像和信息的说明。可选购一块扩展电池来延长呼吸机使用电池电力的工作时间。请参阅第 3-2 页的“使用电池电源”。

## 2.9 图形用户界面

呼吸机上有两个显示器－主显示器 (GUI) 和状态显示器。

### 2.9.1 主显示器

GUI 集成了一块 15" 显示器，可绕垂直轴 170°任意旋转。GUI 还可以垂直倾斜，幅度可达 45°。

临床医护人员可通过 GUI 触摸屏（即呼吸机主显示器）输入呼吸参数。GUI 的按键可激活呼吸机的其他功能，包括屏幕亮度、显示器锁、报警音量、手动吸气、吸气暂停、呼气暂停、报警重置和音频暂停等。

GUI 根据呼吸机的状态显示以下信息：

- 呼吸机、呼吸暂停和报警设置
- 患者数据
- 波形
- 当前报警水平框

## 2.10 GUI 控制和指示器/指示灯

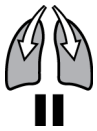
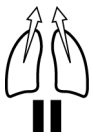
### 2.10.1 控制键

GUI 边框处有 8 个屏外控制键，如下图所示。

**表 2-5.** GUI 控制键

| 键符号 | 说明 |
| --- | --- |
|   | 亮度控制键 — 调节 GUI 屏幕亮度。按一下按键，并转动旋钮调节亮度。 |

**表 2-5.** GUI 控制键（续）

| 键符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 显示器锁定键－激活锁可以防止在显示器锁定时，呼吸机的设置值（包括旋钮功能）被无意改动。显示器锁的用处在于方便触摸屏的清洁。再次按下该键可将显示器解锁。<br>也可以使用显示器锁定键重置 GUI 触摸屏，如“*GUI 触摸屏重置” (2.10.2)* 中所述。 |
|  | 报警音量键－调节报警音量。无法关闭报警音量。 |
|  | 手动吸气键－在 A/C、SIMV 和 SPONT 模式下，按当前指令呼吸参数送出一次手动呼吸。在 BiLevel 模式中，从低压 ($P_L$) 转变为高压 ($P_H$)（反之亦然）。为避免呼吸叠加，在吸气阶段或呼气受限阶段不能输出手动吸气。请参阅第 10-21 页的“手动吸气”，了解呼气受限阶段的信息。<br>手动吸气键可用于向患者输送指令呼吸，或在 SPONT 模式下运行一次吸气暂停操作。手动吸气键不能用于在 SPONT 模式下运行一次呼气暂停操作。 |
|  | 吸气暂停键－启动一个用来闭合吸气和呼气阀的吸气暂停，并延长指令呼吸的吸气阶段，用于测量吸气末压力 ($P_{I\,END}$)，以计算平台压力 ($P_{PL}$)、静态顺应性 ($C_{STAT}$) 和静态阻力 ($R_{STAT}$)。 |
|  | 呼气暂停键－启动一次呼气暂停来延长当前呼吸的呼气阶段，以测定总 PEEP ($PEEP_{TOT}$) 压力。 |
|  | 报警重置键－清除激活的报警或重置高优先级报警，并取消激活的音频暂停条件。如果有激活的报警，报警重置将记录在报警日志中。无法重置“设备警示”报警。 |
|  | 音频暂停键 — 暂停报警 2 分钟。点击屏幕上的取消按钮即可取消音频暂停功能。 |

### 2.10.2 GUI 触摸屏重置

在极少数情况下，GUI 触摸屏可能会变得无响应。如果观察到 GUI 无响应、GUI 响应不准确或 GUI 出现意料不到的响应，可重置触摸屏以恢复正常的触摸屏功能。

**要重置触摸屏：**



1. 点击 GUI 边框处的显示器锁定键以锁定屏幕。屏幕上会出现已锁挂锁图标，显示器锁定键亮起。
2. 再次点击显示器锁定键。这样操作后在已锁挂锁图标下会显示一个进度条，进度条显示进度完成后，锁定图标将变成“已解锁”，指示 GUI 触摸屏重置成功。

或者，确保患者**未连接**至呼吸机，然后关闭呼吸机电源并重启。



**注意：**
在解锁期间，请勿触摸屏幕。



**注意：**
本节中描述的手动 GUI 触摸屏重置与*表 2-9.* 中所述的 GUI 的自动 30 秒暂时重置不同。

### 2.10.3 可视指示灯

下表列出了 GUI 的可视指示灯。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”，了解各区域的名称。

音频暂停功能有两个可视指示灯 — GUI 边框处的音频暂停键在音频暂停时段以黄色亮起，此时会出现一个可视倒计时定时器，显示所剩的音频暂停时间。

**表 2-6.** GUI 可视指示灯

| 符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 通气设置按钮。位于 GUI 屏幕的左下角。点击该按钮可打开呼吸机设置屏幕。 |
|  | 成人患者回路指示灯。指示 SST 期间所检测以及正在使用中的“成人”回路类型。出现于通气设置按钮上方。 |
|  | 小儿患者回路指示灯。指示 SST 期间所检测以及正在使用中的“小儿”回路类型。出现于通气设置按钮上方。 |
|  | 新生儿患者回路指示灯。指示 SST 期间所检测以及正在使用中的“新生儿”回路类型。出现于通气设置按钮上方。 |
|  | 主页图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可关闭 GUI 屏幕上所有打开的对话框。显示器会恢复显示呼吸机波形。 |
| 手动事件 | 点击此文本会导致手动事件屏幕显示，可在其中记录各种事件，以便在“趋势”布局中进行查看。请参阅“趋势”附录，获取有关事件的更多信息 |
|  | 报警图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可显示报警设置屏幕，并可以改动报警限值。 |
|  | 日志图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可显示日志屏幕，其中含有“报警”、“设置”、“患者数据”、“诊断”、“EST/SST 状态”、“一般事件”和“维修日志”选项卡。 |

**表 2-6.** GUI 可视指示灯（续）

| 符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 提升 $O_2$ 控制。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可将提升氧气浓度设定值增加至医疗机构默认的 $O_2$ 配置值（如果医疗机构默认值已配置）并保持两分钟，或允许操作人员确定待增加的额外氧气百分比值。两分钟时间所增加 $O_2$ 浓度增加可设置为 1% 和 100% $O_2$ 之间的任意值。如果提升 $O_2$ 功能已激活，点击“延时”可重新启动两分钟的时长。点击停止可在两分钟时间结束前终止提升 $O_2$ 功能。在提升 $O_2$ 控制被激活的情况下，可随时向患者数据日志中加入内容。 |
|  | 截屏图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可抓取 GUI 屏幕上显示的图像。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”，以阅读抓取屏幕图像的完整程序。 |
|  | 帮助图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。将此图标拖至有疑问的项目并松开。此时会出现一个描述该项目功能的工具提示。 |
|  | 未阅读项目图标。当此图标叠放在另一个图标或选项卡（比如日志图标）时，即表示该位置有未读项。 |
|  | 配置图标。一个常设进入图标。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。点击该图标可显示配置屏幕。从该屏幕中可执行所有 SST 检测或单项 SST 检测。如果进行单项检测，则必须由此进行并通过所有 SST 检测，以便给患者通气。 |
|  | 暂停图标。位于常设进入图标上方。点击该图标可暂停波形图形。 |
|  | 波形版面图标。位于常设进入图标区上方。点击该图标可打开波形版面对话框。 |
|  | 网格线图标。位于常设进入图标区上方。点击该图标可开启或关闭波形网格线。 |

**表 2-6.** GUI 可视指示灯（续）

| 符号 | 说明 |
|---|---|
|  | 最大化波形图标。位于每个波形的右上方。点击该图标可将波形放大至最大尺寸。 |
|  | 恢复波形图标。将波形恢复至原始尺寸。位于最大化波形的右上方。 |
|  | 图钉图标 – 固定状态。处于固定状态时，可防止对话框关闭（在某些条件下）。位于通气设置屏幕上 GUI 的右上角。请参阅第 4-5 页的“图钉图标”。 |
|  | 图钉图标 – 未固定状态。点击未固定的图标后，固定状态会变被激活。位于通气设置屏幕上 GUI 的右上角。请参阅第 4-5 页的“图钉图标”。 |
| ! | 低优先级报警图标（出现于报警水平框上）。 |
| !! | 中优先级报警图标（出现于报警水平框上）。 |
| !!! | 高优先级报警图标（出现于报警水平框上）。 |

### 2.10.4 屏显符号和缩略语

短促（0.5 秒）触摸屏显符号，GUI 屏幕上就会显示一条工具提示。工具提示中含有符号定义和其他描述性文字，带有简短或具体的说明。点击工具提示对话框中的“更多”会展开简短说明以显示更多信息，按“减少”则会收起对话框。点击“关闭”即可关闭工具提示。如果没有动作，工具提示会在 5 秒钟后消失。将工具提示对话展开可防止工具提示到时消失。点击工具提示外部可关闭对话框。

下表为呼吸机符号和缩略语的综述。

**表 2-7.** 符号和缩略语

| 符号或缩略语 | 定义 |
|---|---|
| $T_A$ | 呼吸暂停间隔 |
| $D_{SENS}$ | 脱管灵敏度 |
| $C_{DYN}$ | 动态顺应性 |
| $R_{DYN}$ | 动态阻力 |
| EEF | 呼气末流量 |
| $P_{I\ END}$ | 吸气末压力 |
| LEAK | 呼气漏气量 |
| $P_{CIRC}$ | 监测的总回路压力 |
| $LEAK_Y$ | PEEP 时呼气漏气量（Leak Sync 已启用），由近端流量传感器所测得。 |
| $V_{TE\ MAND}$ | 指令呼出潮气量 |
| $\dot{V}_{E\ TOT}$ | 分钟呼出量 |
| $\dot{V}_{E\ SPONT}$ | 分钟自主呼吸呼出量 |
| $V_{TE\ SPONT}$ | 自主呼吸呼出潮气量 |
| $V_{TE}$ | 呼出潮气量 |
| $E_{SENS}$ | 呼气灵敏度 |
| $T_E$ | 呼气时间 |
|  | 流量型态（减速波） |
|  | 流量型态（方波） |
| $\dot{V}_{CIRC}$ | 监测的总吸气和呼气流量 |
| $\dot{V}_{CIRC\ Y}$ | 监测的近端气道处测量的吸气和呼气流量 |
| $\dot{V}_{SENS}$ | 流量灵敏度 |
| $\dot{V}_{TRIG}$ | 流量触发 |
| $\dot{V}_Y$ | 患者吸气和呼气流量 |
| $P_H$ | 高压力设置（在 BiLevel 中） |

**表 2-7.** 符号和缩略语（续）

| 符号或缩略语 | 定义 |
|---|---|
| $P_Y$ | 监测的在近端气道处测得的整个呼吸周期内的回路压力 |
| $T_H$ | 高压力时间（在 BiLevel 中） |
| $T_H$:$T_L$ | 高压力时间到低压力时间比（在 BiLevel 中） |
| I:E | 吸气时间与呼气时间比（I:E） |
| $C_{20}$/C | 吸气顺应性比 |
| $V_{LEAK}$ | 吸气漏气量 |
| $T_I$ | 吸气时间 |
| $P_I$ | 吸气压力 |
| $V_{TI}$ | 吸入潮气量 |
| $V_{TL}$ | 吸入潮气量（Leak Sync 启用时） |
| $PEEP_I$ | 内在 PEEP（自动 PEEP） |
| $PEEP_{I\ PAV}$ | 基于 PAV 的内在 PEEP |
| $P_L$ | 低压力设置（在 BiLevel 中） |
| $T_L$ | 低压力时间（在 BiLevel 中） |
| $P_{MEAN}$ | 平均回路压力 |
| NIF | 吸气负压 |
| $O_2$% | 含氧百分比 |
| $P_{0.1}$ | 在 100 *ms* 下的气道阻塞压力 |
| $C_{PAV}$ | 基于 PAV 的肺顺应性 |
| $E_{PAV}$ | 基于 PAV 的肺部弹性 |
| % Supp | 管道补偿和 PAV+ 的支持百分比设置 |
| $R_{PAV}$ | 基于 PAV 的患者阻力 |
| $R_{TOT}$ | 基于 PAV 的气道总阻力 |
| $WOB_{TOT}$ | 在吸气过程中基于 PAV 的患者和呼吸机的呼吸努力 |
| $P_{PEAK}$ | 回路压力峰值 |
| PEF | 呼气峰流量 |

**表 2-7.** 符号和缩略语（续）

| 符号或缩略语 | 定义 |
|---|---|
| $\dot{V}_{MAX}$ | 吸气峰流量 |
| PSF | 自主呼吸峰流量 |
| PEEP | 设定或监测的呼气末正压 |
| %Leak | 漏气百分比 |
| $P_{PL}$ | 平台压力 |
| $T_{PL}$ | 平台时间 |
| $P_{COMP}$ | 补偿压力 |
| $P_{SENS}$ | 压力灵敏度 |
| $P_{SUPP}$ | 压力支持水平 |
| $P_{TRIG}$ | 压力触发 |
| $V_{TIY}$ | 近端吸入潮气量 |
| $V_{TEY}$ | 近端呼出潮气量 |
| $V_{TI\ MANDY}$ | 近端指令吸入潮气量 |
| $V_{TI\ SPONTY}$ | 近端自主呼吸吸入潮气量 |
| $V_{TLY}$ | 近端吸入潮气量（Leak Sync 启用情况下） |
| f | 呼吸频率或呼吸暂停呼吸频率 |
| ⌐P | 上升时间百分比 |
| $f/V_T$ | 自主呼吸浅快指数 |
| $T_{I\ SPONT}$ | 自主呼吸吸气时间 |
| $T_I/T_{TOT}$ | 自主呼吸吸气时间比 |
| $C_{STAT}$ | 静态顺应性 |
| $R_{STAT}$ | 静态阻力 |
| $V_T$ | 潮气量 |
| $V_{T\ CIRC}$ | 监测的总吸气和呼气量 |
| $V_{T\ Y}$ | 在整个呼吸周期内监测的近端气道处测得的患者吸气和呼气量 |

**表 2-7.** 符号和缩略语（续）

| 符号或缩略语 | 定义 |
|---|---|
| $PEEP_{TOT}$ | 总 PEEP |
| $f_{TOT}$ | 总呼吸频率（监测的） |
| VC | 肺活量 |
| VS | 容量支持 |

### 2.10.5 声音指示器

点击 GUI 上的某个按钮以及在接受设置值时，系统就会发出声音。声音指示包括各种音调的声音、蜂鸣音和按键点击音。每当按下 GUI 上的某个按键时，就会发出按键点击音。不同的声音表示不同的患者警报。

**注意：**
按下音频暂停键可使报警静音，进入 2 分钟音频暂停时段。

护理人员可通过按下音频暂停键选择将报警音静音。在音频暂停期间，GUI 上会出现一个 2 分钟的倒计时定时器。点击“取消”即可取消音频暂停功能。

**表 2-8.** GUI 声音指示功能

| 功能 | 说明 |
|---|---|
| 低优先级报警音 | 接连发出两声响声。发生低优先级报警时发出声音。 |
| 中优先级警报音 | 接连发出三声响声。发生中优先级报警时发出声音。 |
| 高优先级警报音 | 接连发出五声响声。发生高优先级报警时发出声音。 |

**表 2-8.** GUI 声音指示功能（续）

| 功能 | 说明 |
| --- | --- |
| 软界限音  | 发出一声响声。更改呼吸机设置值时，如果达到某个软界限，便发出声音。软界限是一个超过或低于其限值，并需要确认后才能继续的选定值。 |
| 硬界限音（无效输入）  | 更改呼吸机设置值时，如果达到某个硬界限，便发出“输入无效”报警音。硬界限是指无法再将设置值调高或调低的设置值上限或下限。 |

临床人员要通过 GUI 的触摸屏输入通气参数。请参阅第 2-6 页的“*GUI 正视图*”。这些键用于激活呼吸机的其他功能。请参阅第 2-16 页的“*GUI 控制键*”。

## 2.11 呼吸输送单元

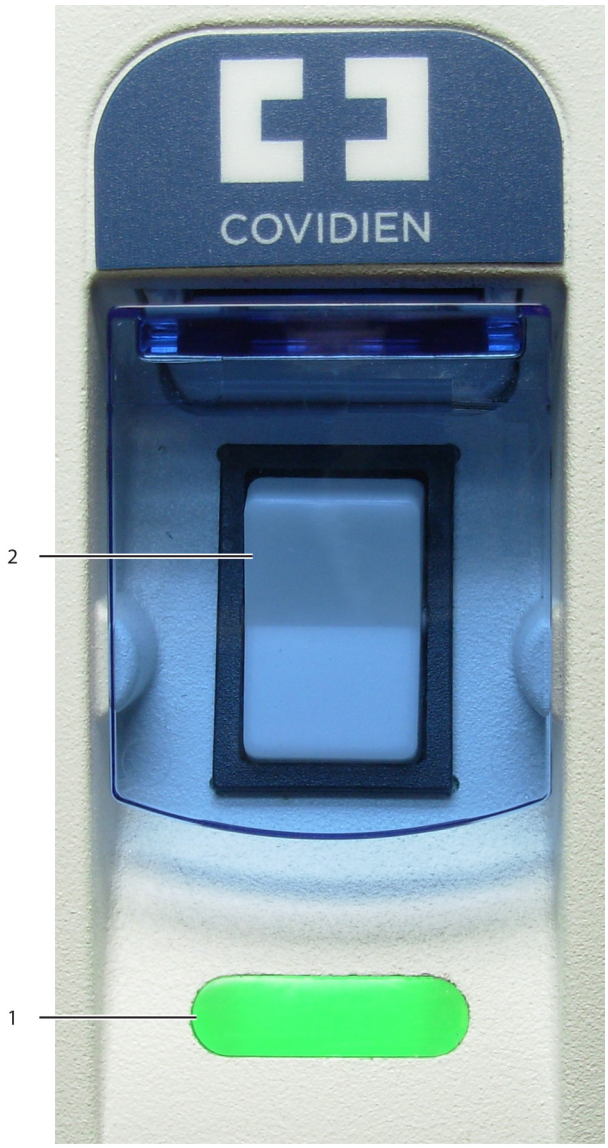
呼吸输送单元含有能够让呼吸机为患者提供支持的硬件和软件。

### 2.11.1 BDU 控制和指示器/指示灯

#### BDU 控制

- ON/OFF 开关－掀起开关盖，并打开或关闭呼吸机。

**图 2-8.** 呼吸机电源开关和交流电指示灯

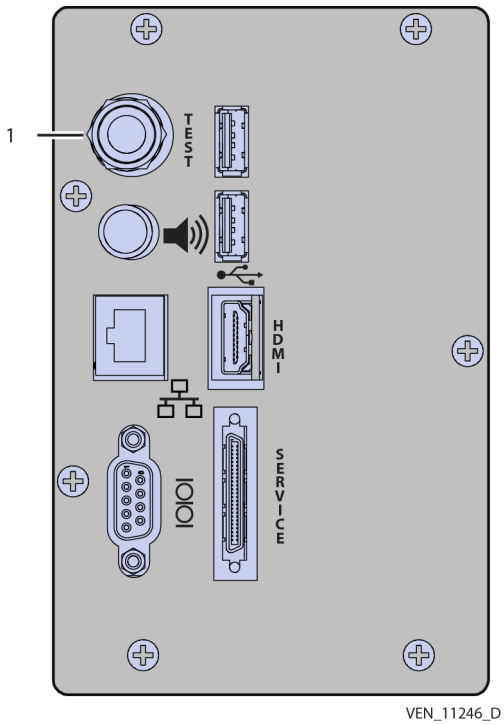



VEN_10285_C

| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 交流电源指示灯 | 2 | ON/OFF 开关 |

- 维修模式按钮 — 在为呼吸机加电进入维修模式后，当 Covidien 启动屏幕出现于状态显示器上时，请按下并松开此按钮。

**图 2-9.** 维修模式开关（TEST）




1 维修模式按钮

**注意：**
Covidien 启动屏幕会显示 Covidien 徽标并在状态显示器上以水平框短暂出现。

## BDU 交流电指示灯

状态显示和交流电源指示灯是 BDU 上仅有的可视指示灯。每当呼吸机接通交流电源时，交流电指示灯并呈绿色亮起。呼吸机上的所有其他可视指示灯均在 GUI 上。请参阅第 2-31 页的“典型状态显示指示灯和消息”，了解状态显示指示灯和符号的说明。状态显示器上显示的信息总述请参见下文。

### 状态显示器

状态显示器是位于 BDU 上的一个单独的显示器。请参阅第 2-8 页的“*BDU 正视图*”，第 6 项。状态显示器会根据呼吸机的状况提供下列信息。

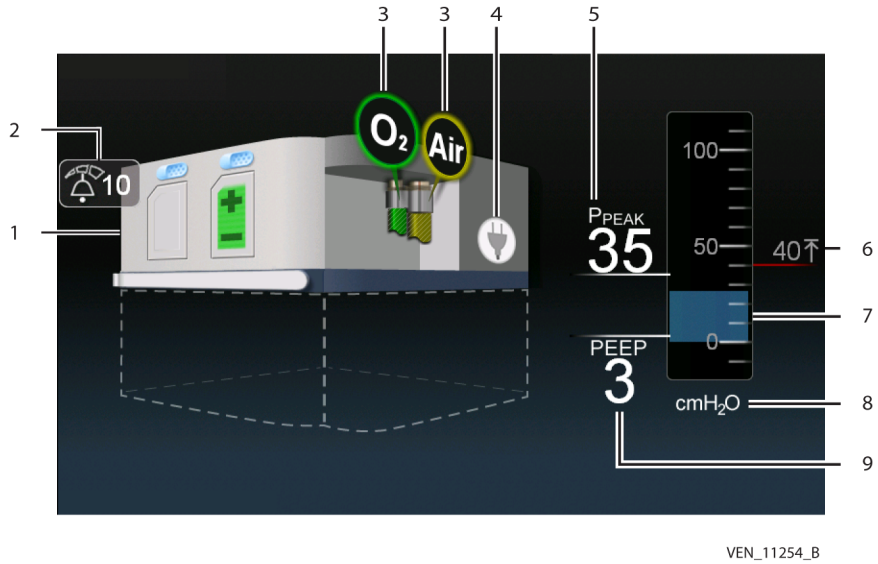
在正常通气期间，状态显示器会显示

- 当前电源（交流或直流）
- 安全状态：安全阀打开 (SVO) 或呼吸机不工作
- 主电池和扩展电池的存在及其充电状态
- 相对可用的电池电量
- 显示压力单位、↑$P_{PEAK}$ 报警设置和当前 $P_{PEAK}$ 和 PEEP 值的回路压力图表
- 空气和氧气的连接
- 呼吸机工作时间
- 当前报警音量设置的可视指示

**注意：**
状态显示器提供呼吸机工作的冗余检查。如果由于任何原因 GUI 停止工作，通气将按照设置继续进行。

下图显示的是正常通气情况下状态显示器的样例（未安装压缩机选项）。

**图 2-10.** 正常通气期间的样品状态显示




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 主电池和扩展电池状态（配备或未配备） | 6 | $P_{PEAK}$ 报警设置 |
| 2 | 报警音量设置 | 7 | 测得的吸气压力（随压力变化而变化） |
| 3 | 气体连接状态 | 8 | 选定压力单位 |
| 4 | 电源状态 | 9 | 测得的 PEEP |
| 5 | 测得的峰值回路压力（在当前呼吸结束时更新） | | |

在维修模式期间，状态显示器提供

- 呼吸机序列号
- 呼吸机工作时间
- EST 和 SST 历史记录
- 通电自检 (POST) 状态
- 直到下一次预防性维护的时间
- 歧管进气口的气体压力

请参阅表 *2-9.* 以了解状态显示的可能性。

### 典型状态显示指示灯和消息

下表列出了状态显示器上的指示灯和消息。

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息

| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | 启动屏幕。会在呼吸机的电源开关开启后显示。此图像显示后，按下并松开呼吸机背面的 TEST 按钮进入维修模式。 |
|  <br>LP0125 | POST 故障。如果在呼吸机启动时发生 POST 错误，则会显示此图像和错误代码（这幅图表示主电池缺失）。 |
|  <br>重新安装 EVQ。 | 通电自检期间呼气流量传感器总成（***EVQ***）出现故障。确认呼气流量传感器总成安装正确，然后重启呼吸机电源。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

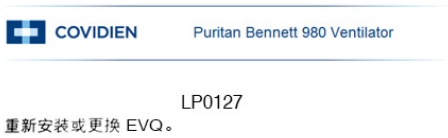
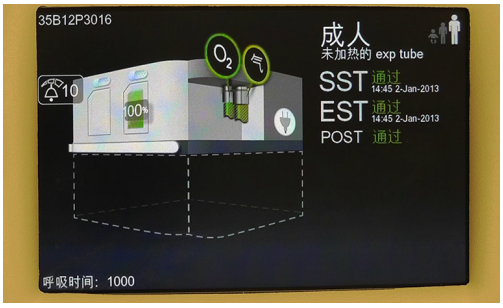
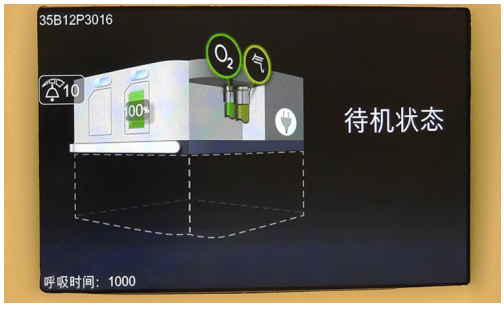
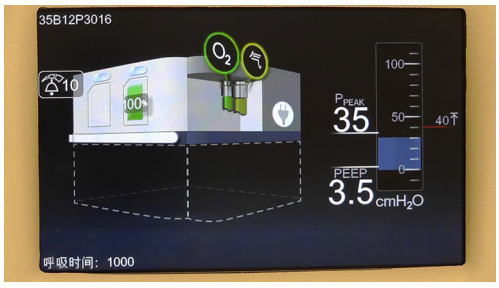
| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | 通电自检期间 EVQ 出现故障。重新安装或更换 EVQ，然后从维修模式运行流量传感器校准。 |
|  | 在进行患者连接前。如果患者未连接到呼吸机，状态显示器会如下所示。注意是否没有出现 $P_{PEAK}$ 和 PEEP 值。 |
|  | 待机状态。如果呼吸机处于待机状态，则状态显示器如下所示。 |
|  | 电池已充电。呼吸机的主电池（位于最右侧的电池槽）显示已充满，用一个 + 符号和绿色表示。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

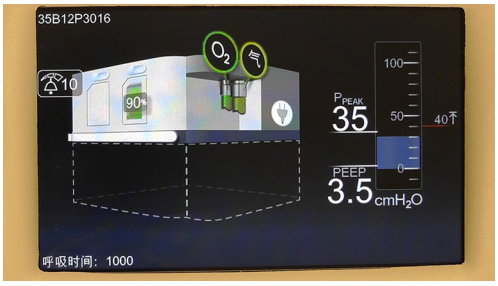
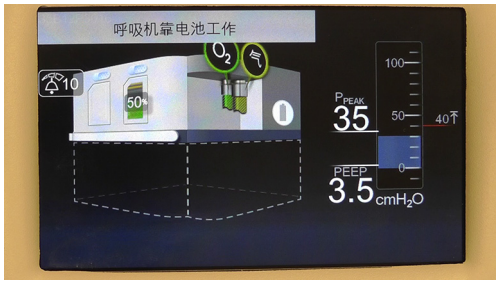
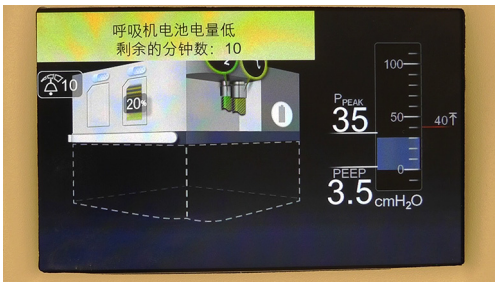
| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | 电池正在充电。表示呼吸机主电池正在充电。该图标已点亮；橘色指示条朝“+”记号向上滚动，表示电池正在充电。绿色指示条表示相对剩余电量。如果安装了扩展电池，图中就会在扩展电池的位置（最左侧的插槽）显示一个类似的代表符号。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |
|  | 电池图标。当此图标出现在任何状态显示指示灯上时，即表示呼吸机正在使用电池电力工作。提醒操作人员没有足够的交流电供呼吸机工作。当恢复到有足够交流电力时，该指示灯就会被“正在使用交流电”指示灯替代。 |
|  | 使用电池电力。提醒操作人员没有足够的交流电供呼吸机工作。呼吸机正在使用电池电力工作，剩余电量大于 10 分钟。注意是否出现电池图标。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |
|  | 电池电量不足。表示呼吸机的主电池（最右侧的插槽）正在放电，且剩余电量不超过 10 分钟。屏幕上有一个百分比指示灯表示剩余电量。如果安装了扩展电池，图中就会在扩展电池的位置（最左侧的插槽）显示一个类似的代表符号。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

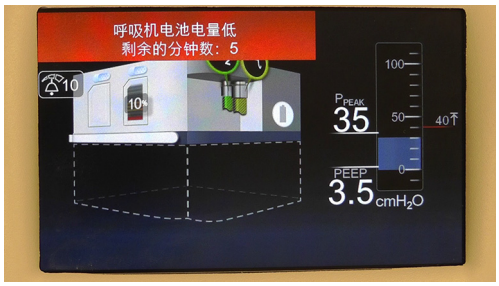
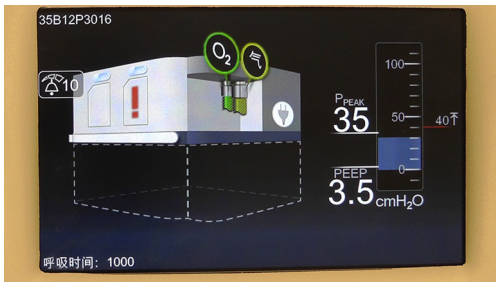
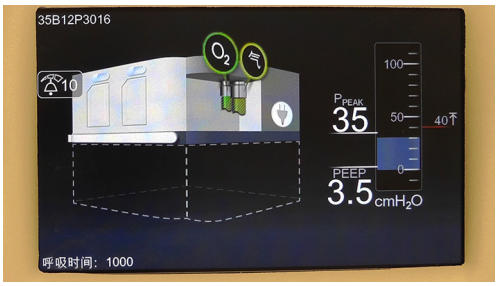
| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
| --- | --- |
|  | 电池电量严重不足。表示呼吸机主电池的剩余电量不到 5 分钟。屏幕上有一个百分比指示灯表示剩余电量。如果安装了扩展电池，图中就会在扩展电池的位置显示一个类似的代表符号。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |
|  | 电源故障。提醒用户呼吸机电池已耗尽或即将耗尽。请将主电池或扩展电池更换为完全充满的电池，或将呼吸机连接到交流电源。 |
|  | 电池失效。当发生电池故障导致电池失效时，状态显示器上就会出现该图像。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |
|  | 未安装电池。如果未安装主电池导致呼吸机无法工作，便会出现该标记。（显示的图片表示未安装选购压缩机）。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

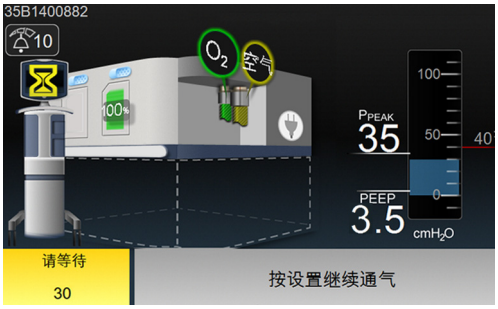
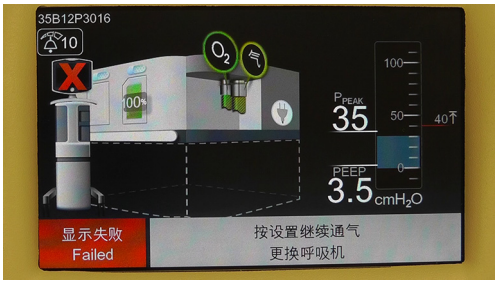
| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | GUI 暂时重置。表示 BDU 与 GUI 之间的通信出现暂时中断。呼吸机中的这种情况是特意设计成这样的，目的是为了维护完整的 GUI 显示功能。在 GUI 暂时重置期间，通气会按当前设置继续进行，系统不会发出声音报警和可视报警，而状态显示器上则会出现一个倒计时定时器，直至 GUI 暂时重置结束。倒计时会持续 30 秒钟左右。 |
|  | GUI 故障。表示 BDU 与 GUI 之间的通信中断无法由呼吸机系统恢复。在 GUI 故障期间，通气将按照当前的设置继续进行，系统会发出声音报警和可视报警，状态显示器则会显示“显示器故障”。应尽快在适当时更换呼吸机。在将呼吸机退回给患者使用之前，应先对其进行维修。<br>针对 GUI 故障情况的建议操作：<br>• 确认患者的呼吸及生理稳定性。<br>• 通过观察患者胸部的扩张与收缩，确认患者正在接受呼吸支持。<br>• 通过审核其他监控指示灯（如氧饱和度、心率、血压等）评估患者状态。<br>• 将患者转移到符合您所在医疗机构的协议的其他通气源上。 |
|  | 呼吸机失效 (Vent Inop)。表示呼吸机不能继续为患者提供通气，需要维修。在呼吸机失效的情况下，无法用报警重置键来恢复呼吸机的功能。立即提供替代通气手段。请注意安全阀打开指示灯是否显示。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

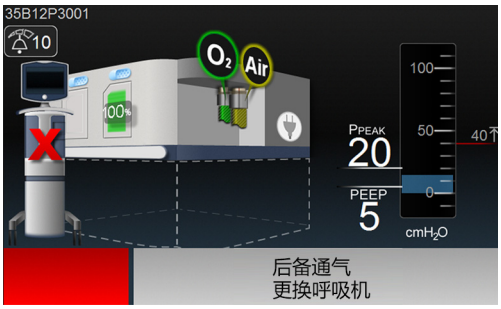
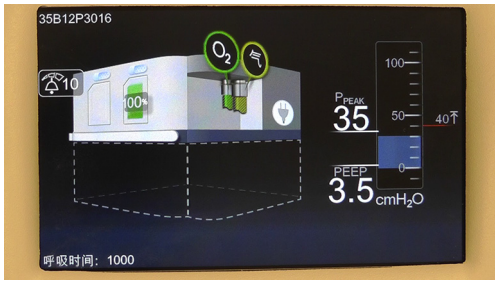
| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | 安全阀打开 (SVO) 指示灯。在 SVO 时，患者可自主呼吸的能力范围内通过安全阀呼吸室内空气。请参阅第 4-36 页的“*安全阀打开 (SVO)*”。 |
|  | 后备通气 (BUV) 指示表示呼吸机已进入后备通气状态。请参阅第 *10-75* 页上的“*后台诊断系统 (10.16.4)* 了解 BUV 的说明。 |
|  | 交流电源指示灯。当该图像在任何状态显示指示灯上出现时，即表示呼吸机正在使用交流电工作。 |
|  | 呼吸机在正常模式下呼吸时的状态显示器外观。注意是否出现交流电源图标。 |
|  | 空气供应指示灯。当该图像在任何状态显示指示灯上出现时，即表示呼吸机已连接到高压空气源。 |

**表 2-9.** 状态显示指示灯和消息（续）

| 状态显示指示灯或消息 | 含义 |
|---|---|
|  | $O_2$ 供应指示灯。表示呼吸机已接通高压 $O_2$ 源。 |

### BDU 声音指示器

连续声音报警是 BDU 中唯一的声音指示器，具体见*表 2-10.* 中所述。

**表 2-10.** BDU 声音指示功能

| 指示灯 | 说明 |
|---|---|
| 连续报警音<br>（立即优先级） | 如果存在呼吸机失效 (Vent Inop) 状况，则会发出连续报警音。该报警至少会持续两 (2) 分钟。 |

## 2.11.2 接头

呼吸机包含以下接头：

- **呼吸机出气口 (到患者) —** 外置吸气细菌过滤器连接到一根 15 mm（内径）/ 22 mm（外径）的同轴锥形接头。
- **呼气端口 (从患者) —** 患者回路的呼气分支连接到呼气细菌过滤器的进气口。该端口兼容标准的 22 mm（外径）锥形接头。
- **近端流量传感器 —** 用于近端流量传感器的带锁气压接头具有闭锁功能，可防止无意脱管。近端流量传感器可测量患者 Y 型口处的流量和压力。近端流量传感器为选购传感器。具体操作内容详见本手册中的附录。请参阅附录 *E*。

- **标准接口接头 —** 本机随附 USB、HDMI 和以太网接口。通过 USB 接口可以将屏幕内容采集到外部 USB 存储设备上，并可以通过串行方式，使用 USB 协议与外部患者监视器通信；HDMI 接口则可以在外部视频显示器上显示 GUI 图像。维修人员使用以太网接口来上传新的软件和选购件。请参阅第 5-19 页的“端口使用”，了解详情。请参阅第 5-5 页的“配置通信端口”，了解为外部设备配置通信端口时串行 USB 数据传输的信息。

## 2.12 额外设备

您可选购一台 DC 压缩机，以便在无法使用或没有墙壁气源或气瓶的情况下提供压缩空气。在有交流电源的情况下，压缩机通过自备电源将其转变为直流电。如果没有交流电，压缩机则由内部电池供电。压缩机接口印刷电路板总成（PCBA）与 BDU CPU PCBA 通信。请参阅*压缩机操作手册附录*，了解压缩机工作的详细信息。

**警告：**
**当海拔高于或气压低于指定值时，使用压缩机可能造成呼吸机/压缩机工作故障。请参阅第 11-8 页的“环境条件”。**

## 2.13 特殊功能

提供近端流量传感器选购件。它可以使用近端流量传感器来测量新生儿通气情况下的较低流量和压力。如果呼吸机配置了该选项，请参阅附录 *E* 以了解更多内容。

## 2.14 颜色定义

请参照下图了解呼吸机吸气时段的气压示意图，图中各种不同的颜色代表不同的气体。

**表 2-11.** 颜色图例

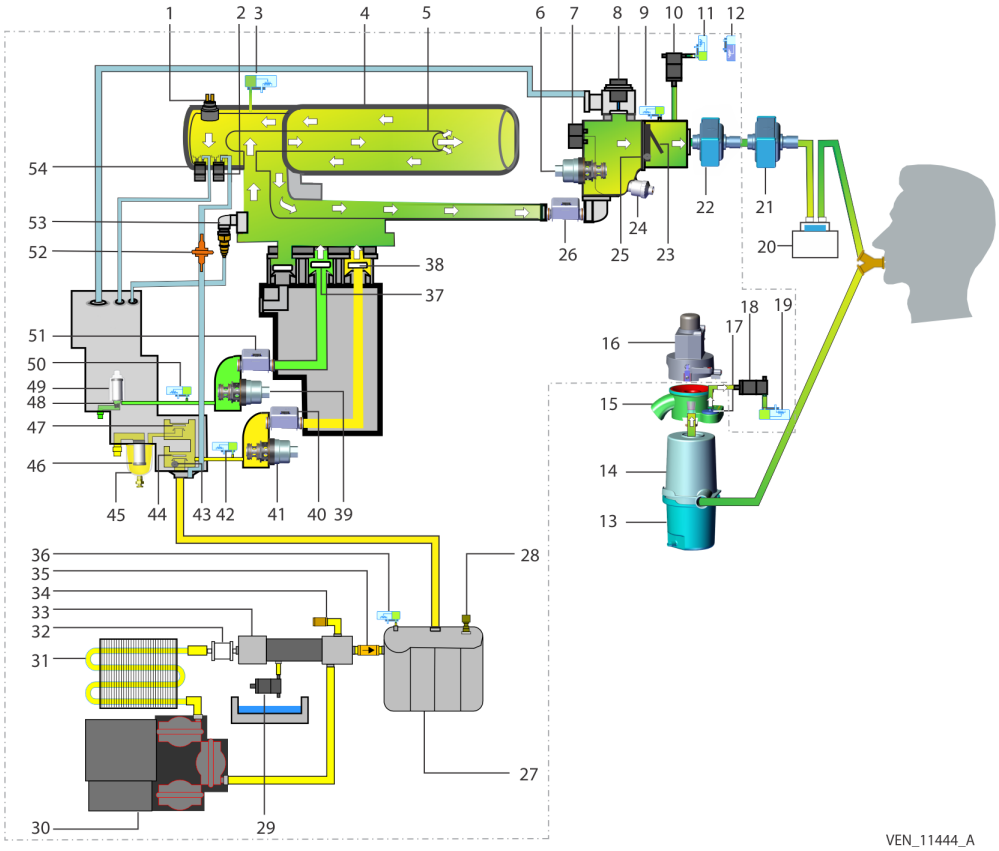
| 颜色或符号 | 说明 |
|---|---|
| | 高压氧气（NFPA 99 指定） |
| | 高压空气（NFPA 99 指定） |
| | 混合气体，包括空气 |
| | 大气 |
| | 真空 |
| | 水 |

## 2.15 气压示意图

下图为呼吸机配备或不配备选购近端流量系统的气压分布情况。近端流量传感器系统仅供新生儿患者使用。

**注意：**
压缩机和近端流量传感器系统都是硬件选购件。

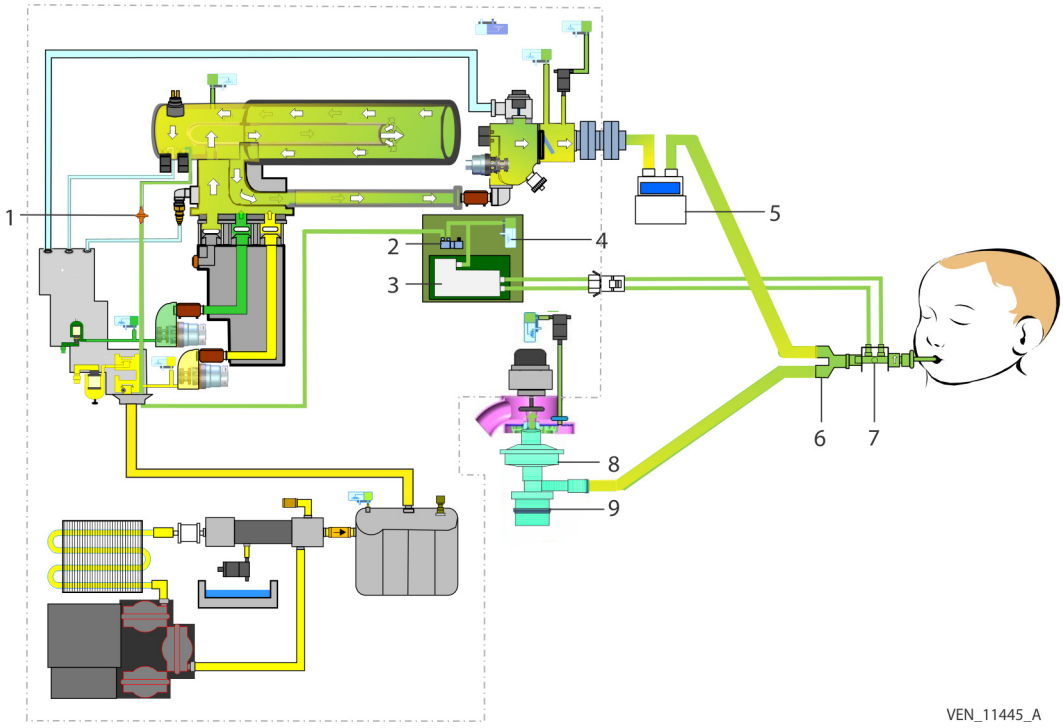
**图 2-11.** 气压示意图（显示压缩机）



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力开关，混合气体蓄压器 (PS1) | 24 | 传感器、氧气 (OS) |
| 2 | 电磁阀，选购件供应 (SOL2) | 25 | 气流限制设备，呼吸输送旁通 (R2) |
| 3 | 压力传感器，混合气体蓄压器 ($P_{MX}$) | 26 | 流量传感器，患者气体输送 ($FS_D$) |
| 4 | 蓄压器，混合气体 ($ACC_M$) | 27 | 蓄压器，压缩机 ($ACC_C$) |
| 5 | 导管，混合 ($T_M$) | 28 | 减压阀，压缩机蓄压器 ($RV_{CA}$) |
| 6 | 比例电磁阀，患者气体输送 ($PSOL_D$) | 29 | 电磁阀，压缩机卸载 (SOL7) |
| 7 | 电磁阀，BUV (SOL 3) | 30 | 电机压缩机 (MC) |
| 8 | 安全阀 (SV) | 31 | 湿热交换器，压缩机 (HE) |
| 9 | 压力传感器，安全阀 ($P_{SV}$) | 32 | 过滤器，压缩机空气 (F7) |
| 10 | 电磁阀，吸气压力传感器自动归零 (SOL4) | 33 | 干燥箱，压缩机 |
| 11 | 压力传感器，吸气 ($P_I$) | 34 | 过滤器，消声器 (F6) |
| 12 | 压力传感器，气压 (PA) | 35 | 单向阀，压缩机蓄压器 ($CV_{CA}$) |
| 13 | 小瓶，呼气冷凝物 | 36 | 压力传感器，压缩机蓄压器 (PC) |
| 14 | 过滤器，呼气 (F4) | 37 | 单向阀，氧气 ($CVO_2$) |
| 15 | 流量传感器总成，呼气阀 | 38 | 单向阀，空气 ($CV_{Air}$) |
| 16 | 呼气阀 (EV) | 39 | 比例电磁阀，氧气 ($PSOLO_2$) |
| 17 | 过滤器，呼气压力线（F5） | 40 | 流量传感器，空气 ($FS_{Air}$) |
| 18 | 电磁阀，呼气压力自动归零 (SOL 5) | 41 | 比例电磁阀，空气 ($PSOL_{Air}$) |
| 19 | 压力传感器，呼气 (PE) | 42 | 压力传感器，空气进气口 ($P_{Air}$) |
| 20 | 湿化器 | 43 | 气流限制设备，壁式空气出气口 (R1) |
| 21 | 过滤器，外部细菌 ($F_{D2}$) | 44 | 单向阀，压缩机进气口 ($CV_{CAir}$) |
| 22 | 过滤器，内部细菌 ($F_{D1}$) | 45 | 过滤器滤杯总成，空气 (WT2) |
| 23 | 单向阀，患者气体输送 ($CV_D$) | 46 | 过滤器元件，空气 (F2) |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 47 | 单向阀，壁式空气进气口 ($CV_{WAir}$) | 51 | 流量传感器，氧气 ($FS_{O2}$) |
| 48 | 过滤器，氧气影响 (F1) | 52 | 气流限制设备，近端流量 (R4) |
| 49 | 过滤器元件，氧气 (F3) | 53 | 减压阀，混合气体蓄压器 (RVMA) |
| 50 | 压力传感器，氧气进气口 ($P_{O2}$) | 54 | 电磁阀，混合气体蓄压器清空 (SOL 1) |

**图 2-12.** 气压示意图 - 压缩机和近端流量系统




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 气流限制设备，近端流量 (R4) | 6 | Y 型口，患者回路 |
| 2 | 电磁阀，近端流量 (SOL 6) | 7 | 传感器，近端流量 |
| 3 | 模块，近端流量系统 | 8 | 过滤器，新生儿呼气 |
| 4 | 压力传感器，近端流量蓄压器 ($P_{PROX}$) | 9 | 冷凝物小瓶，新生儿呼气 |
| 5 | 湿化器 | | |

虚线框内的项目代表呼吸机内部组件。

# 3 安装

## 3.1 概述

本章包含了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的安装与设置信息。在操作呼吸机系统之前，请先通读本操作手册。

主题包括：

- 安全提醒
- 呼吸机设置
- 电池信息
- 呼吸机工作模式
- 准备呼吸机进行使用
- 在对患者通气前进行的测试

## 3.2 安全提醒

**警告：**
**爆炸危害－切勿在存在可燃性气体的环境中使用。富氧环境可加速燃烧。**

**警告：**
**为确保工作正常并避免可能的人身伤害，只允许由有资质的医务人员设置呼吸机并通过呼吸机进行治疗。**

**警告：**
**为防止静电释放 (ESD) 和潜在的火灾危害，在呼吸机的呼吸系统内部或附近请勿使用防静电或导电软管或导管。**

**警告：**
**只能使用经 Covidien 认可的供气软管。其他软管可能有使用局限，并可能引起呼吸机工作不正常。**

**警告：**
**为避免可能的人身伤害，请在安装或拆卸呼吸机组件前，先锁定呼吸机的脚轮。**

**注意事项：**
**为确保发挥设备的最佳性能，Covidien 建议由经过工厂培训的生物医疗工程师按照规定的时间表进行预防性维护。请参阅第 7-20 页的“维修预防性维护频率”。**

# 3.3 产品组装

## 3.3.1 如何组装呼吸机组件

应事先由经过厂方培训的维修人员完成呼吸机的设置工作，包括顺利通过 EST 检测。本手册不包括呼吸机总成的使用说明。

## 3.3.2 产品电源

### 使用交流电源

呼吸机通常是交流电供电。请参阅第 3-5 页的“将呼吸机与交流电源连接”，将呼吸机与交流电源连接。

### 使用电池电源

**警告：**
**只允许使用 Covidien 品牌的电池。使用其他生产商的电池可能会导致呼吸机的工作时间比规定时间短，或可能引起火灾危害。**

**警告：**
**一块主电池必须始终装在 BDU 的主电池槽内，以保障呼吸机正常工作。如果未安装主电池，呼吸机的启动程序就无法完成。请参阅第 3-20 页的“电池仓位置”，识别电池插槽。**

呼吸机的主电池必须在患者使用之前，由具备资质的维修人员安装（需单独购买）。如果没有电池，呼吸机就无法完成**通电自检*(POST)***，并禁止用于呼吸通气。在正式使用呼吸机之前，请确保电池完全充满。

如果交流电源断开或电压低于大约 90V，呼吸机就会使用后备电池系统。一块新的、充满的电池可以为呼吸机提供至少工作一小时的电力，假定环境温度为 20°C (68°F) - 25°C (77°F)，PBW = 70 kg，且呼吸机为出厂默认设置。

呼吸机和压缩机的后备电池系统中各有一块主电池。后备电源是在交流电源停电的情况下供给呼吸机工作的。

呼吸机和压缩机有一个扩展电池槽。如果呼吸机和压缩机都装有主电池和扩展电池，在上述环境条件下，电池电力可供呼吸机和压缩机工作两小时（主电池和扩展电池各一小时）。使用电池电力时，在装有扩展电池的情况下，呼吸机和压缩机会先使用扩展电池，然后再切换到主电池。当呼吸机接通交流电源后，呼吸机和压缩机的主电池和扩展电池即被充电（无需开启呼吸机）。如果呼吸机或压缩机使用电池电力工作，状态显示器会显示正在使用的电池及其电量，以及该电池需要再次充电之前所剩余的工作时间。

### 电池充电

每当呼吸机接上交流电源后，需要充电的电池就会充电，无论呼吸机是否工作。

呼吸机和压缩机首先会给主电池充电，然后再给扩展电池充电。在室温条件下充满单个电池（无论是主电池还是扩展电池）大约为 6 小时，无论呼吸机关闭（但要连接到交流电源上）还是工作，但实际充电时间要视温度或电池的耗用状态而定。状态显示器会显示电池的电量。

压缩机的电池充电系统（如果配有压缩机）与呼吸机的充电系统是相互独立的，且电池充电是各自进行的。

如果电池发生故障，系统就会报告故障，有故障的电池充电停止，任何其他无故障的电池继续充电。电池发生故障会导致系统报告故障，且电池电力将无法供应呼吸机。

呼吸机的状态显示器会显示已安装电池的充电量、所存在的电池故障，以及哪一块电池正在充电。

在电池充电时，呼吸机的工作状态和电池充满时一样。

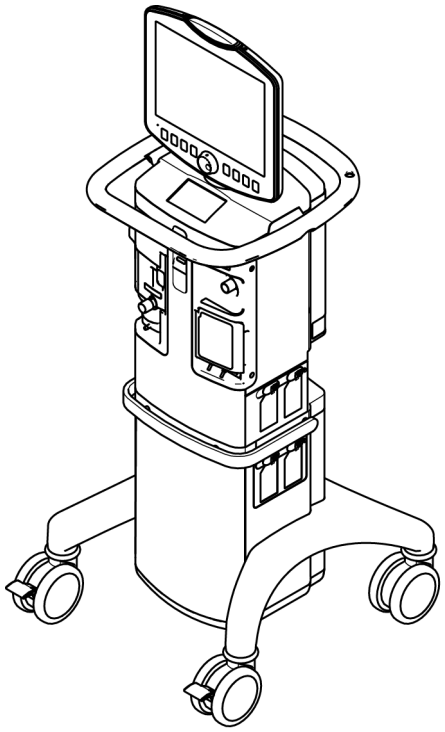
当呼吸机从交流电源切换至电池电力时，呼吸机将继续工作，此时状态显示器上会亮起一个指示灯，通知操作人员目前正在使用电池电力工作，并发出交流电断电报警。当电池的剩余运行时间降至 10 分钟时，系统会发出一个中优先级报警；当剩余运行时间降至 5 分钟时，会发出一个高优先级报警。

## 3.4 产品放置

呼吸机要用脚轮支起，并放在患者旁边，如下图所示。

用 BDU 周围的手柄移动呼吸机，并将呼吸机推至所要安放的位置。

**图 3-1.** 独立式呼吸机放置示例



VEN_10308_B

# 3.5 产品连接性

## 3.5.1 将呼吸机与交流电源连接

**注意：**

电源插座接驳和电源线位置 — 请确保用于呼吸机的电源插座接驳顺畅；若要将呼吸机完全断电，唯一的办法就是断开与该插座的电气连接。

**将电源线与交流电源连接**

1. 将呼吸机电源线插入有妥善接地的电源插座，插座的额定电流应不低于 15A。
2. 检查 BDU 正面电源开关下方的交流指示灯，确认电源已接妥。请参阅第 2-27 页的“呼吸机电源开关和交流电指示灯”，查看电源开关和交流指示灯的位置。

**将电源线与呼吸机连接**

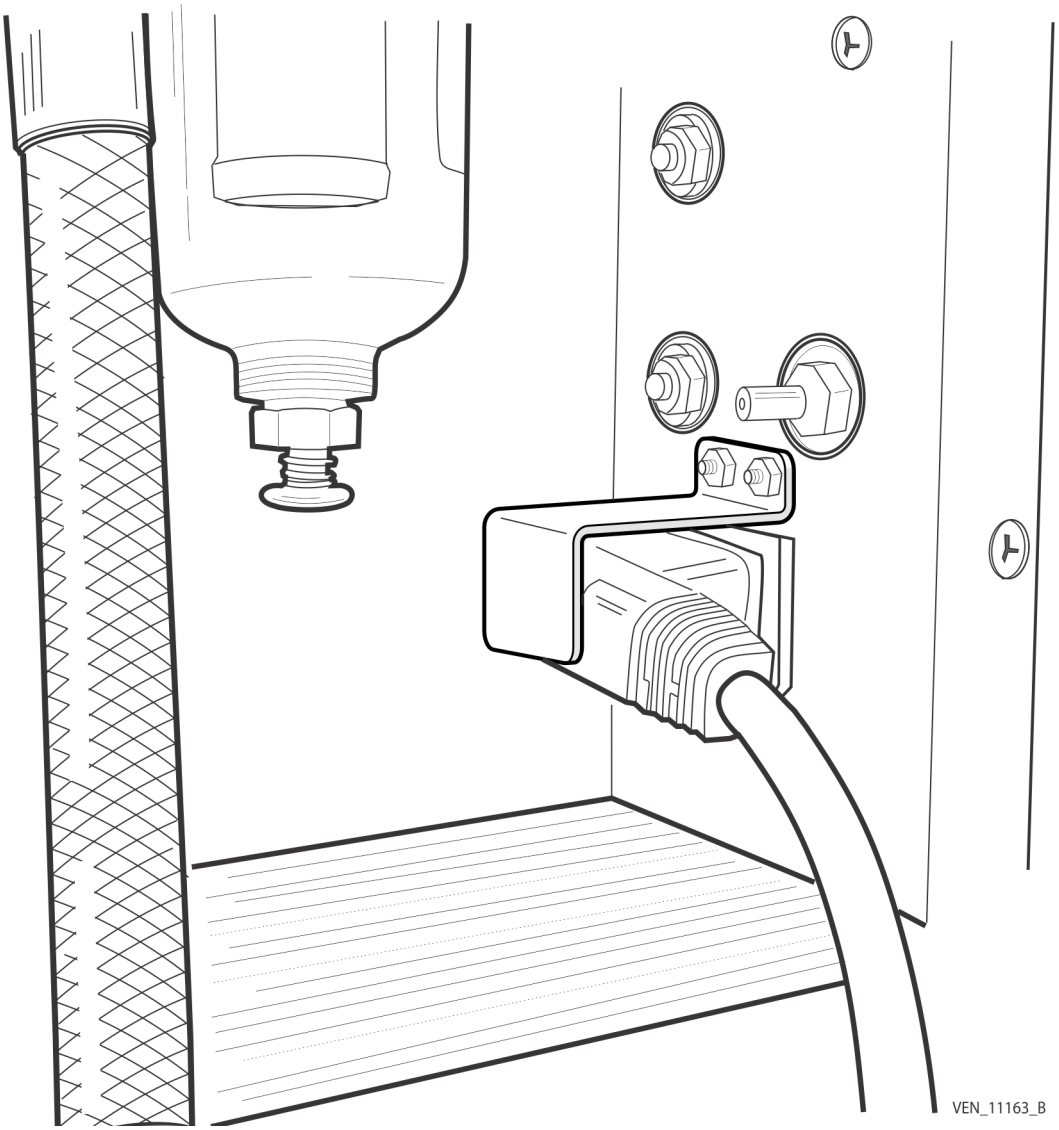
1. 取下电源线固定扣，将电源线的凹端插入呼吸机的电源线插口。请参阅第 3-6 页的“*BDU 上的电源线固定扣*”。
2. 重新装好电源线固定扣。

使用位于呼吸机背面的电源线钩来存放电源线。

**警告：**

**为保证呼吸机正常工作，并避免触电危险，请将呼吸机连接至一个已接地的医用级交流电源插座上。**

**图 3-2.** BDU 上的电源线固定扣




### 3.5.2 连接气体供应

呼吸机可以连接医院级壁式（或瓶装）空气和氧气。请参阅第 3-8 页的“将呼吸机连接气体供应”。空气和 $O_2$ 的供气压力都必须介于 35 - 87 psig (241.3 kPa - 599.8 kPa)，平均流量在 40.61 psi 下均要求为 60 L/min。在 ≥ 三(3)*s* 的时间内，瞬时流量不得超过 200 L/min。

**警告：**
**由于 Air Liquide™、SIS 及 Dräger™ 软管组件有过多的使用限制，当氧气或空气供气压力为 < 50 psi (345 kPa) 时，可能会引起呼吸机性能降低。**

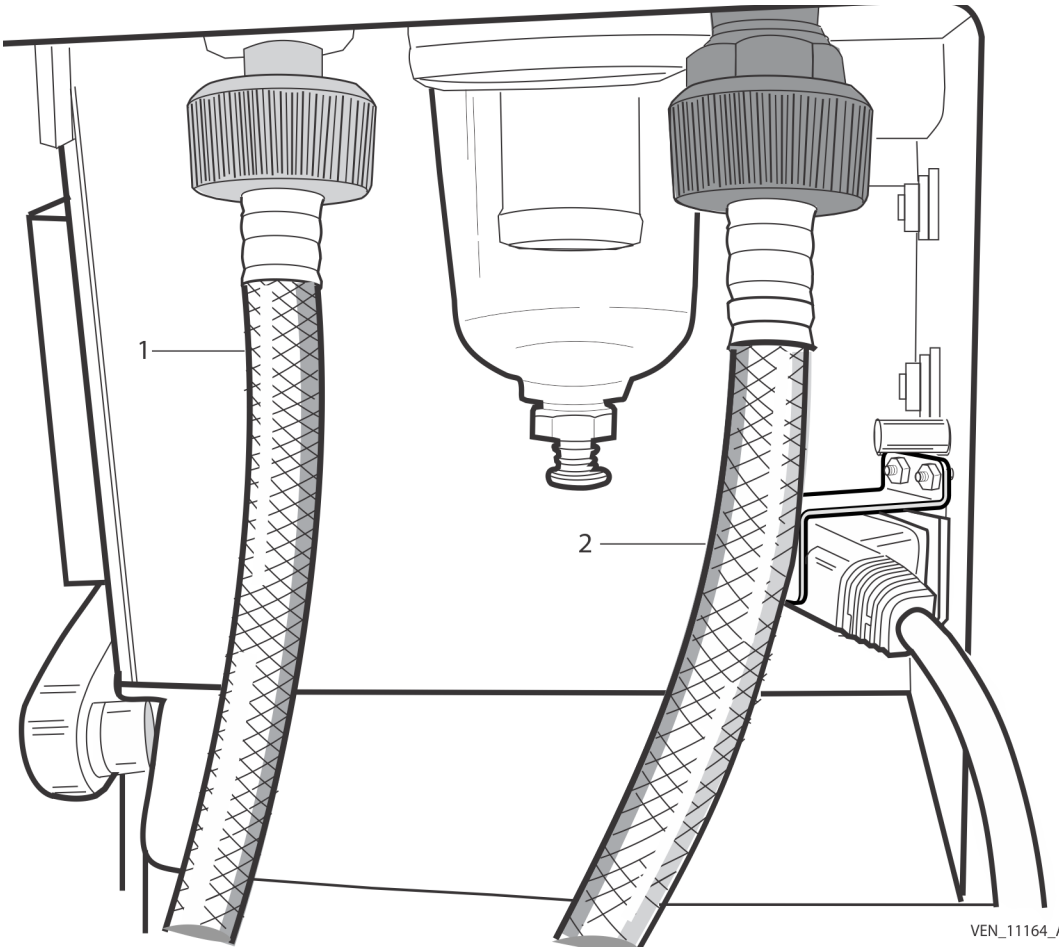
在正常或单个故障条件下，从一种气体高压输入口到另一种气体高压输入口的气体交叉流量不能超过 100 mL/h。如果在单个故障条件下，交叉流量超过 100 mL/h，系统会发出一个声音报警。

**警告：**
**如果仅使用一个气源，在该气源发生故障且无法使用的情况下，可能会导致通气中断和或 / 血氧不足。因此，呼吸机上始终应连接至少两个气源，以确保在一个气源出现故障的情况下，患者仍有恒定的供气。呼吸机有两个气源的连接：壁式空气进气口和氧气进气口。请参阅第 6-18 页的“非技术报警综述”，了解由于失去供气而发生的报警。**

**连接气源**

1. 如图所示，将氧气软管接至氧气进气口接头（第 1 项）。确保使用医用级氧气源。
2. 将空气软管连接至空气进气口接头（第 2 项）。请参阅第 3-8 页的“将呼吸机连接气体供应”。

**图 3-3.** 将呼吸机连接气体供应




1 $O_2$ 气体连接

2 空气连接

**警告：**
**为防止潜在火灾危害和可能引起的呼吸机损坏，确保供气的连接件要洁净、干燥，且供气中不得有水。如果怀疑有水，应使用外接壁式空气积水杯，以防止损坏呼吸机或其组件。**

可以购买配备用于空气和 $O_2$ 的下列进气口接头的呼吸机系统：BOC、DISS、DISS 母端、NIST、Air Liquide、SIS 和 Dräger。

请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”，查看气体软管部件号。对于美国之外的国家，请联系 Covidien 当地代表，以确定适用的气体软管。

### 3.5.3 过滤器安装

呼吸机随机配备内部和外部吸气过滤器。请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”。为防止感染和污损，吸气和呼气过滤器都必须与呼吸机一起使用。

**警告：**
**为降低传染风险，呼吸机上请务必使用吸气和呼气细菌过滤器。**

**警告：**
**请勿使用并非专门为 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机所设计的吸气或呼气过滤器。**请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”，**查看相关部件号。**

**警告：**
**请参照过滤器的使用说明，了解清洁和灭菌要求、过滤效率、过滤器的正确使用、过滤器最大阻力等详细内容，尤其是在采用雾化疗法时。**

**警告：**
**请参照呼气过滤器使用说明 (IFU)，查看非一次性过滤器的清洁、灭菌和过滤器效率的相关内容。**

**警告：**
**请勿重复使用一次性吸气或呼吸过滤器，并按照本医疗机构对于丢弃污染废弃物规定进行处置。**

**注意事项：**
**确保吸气和呼气过滤器都正确安装在呼吸机上。**

**安装吸气过滤器**

1. 将吸气过滤器安装在**到患者**端口上。
2. 确保气流方向箭头朝外，指向患者回路的吸气分支。

**注意：**
请参照吸气过滤器使用说明，查看正确使用和摆放过滤器的相关内容。

**注意：**
请参考呼气过滤器使用说明，了解如何妥善使用和取放过滤器以及如何为成人和儿童患者清空冷凝物小瓶。请参阅附录 *D*，了解在使用新生儿呼气过滤器时清空冷凝物小瓶的相关信息。

冷凝物小瓶必须先组装在可重复使用呼气过滤器上，然后再一起安装到呼吸机上。

**组装成人/儿童型可重复使用呼气过滤器和冷凝物小瓶**

1. 将过滤器套在冷凝物小瓶上，确保冷凝物小瓶的密封件与呼气过滤器的配合边缘对齐。
2. 逆时针转动冷凝物小瓶，直至冷凝物小瓶与呼气过滤器上的停止标志相遇。

**警告：**
**在患者通气期间，请勿挪动呼气过滤器的插销。通气期间挪动插销会造成患者脱管，并触发相应报警。**

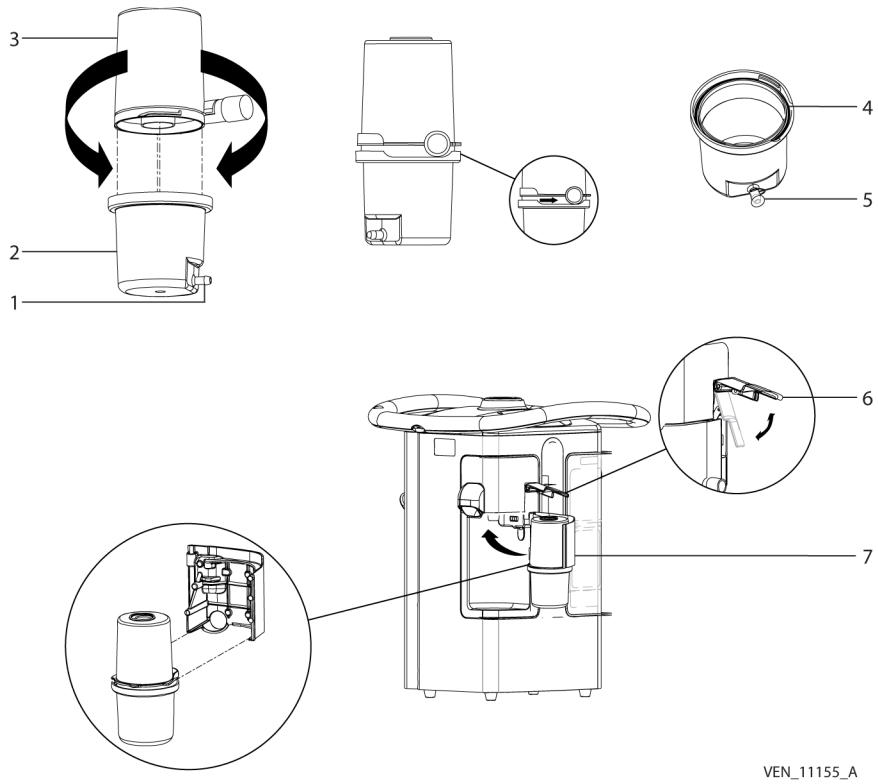
**安装成人/儿童型呼气过滤器**

1. 若必要，将患者回路上的呼气分支从呼气过滤器上卸下。



2. 将呼气过滤器上的插销抬起解锁（第 6 项）。这样就可以抬起呼气阀总成，并使过滤器的门从呼吸机上向外转开。请参阅第 3-11 页的“成人/儿童型过滤器安装”。
3. 打开呼气过滤器的门。
4. 拆下过滤器。
5. 将新的过滤器沿门上的轨道滑入，以将其插进。确保**从患者**端口对准门上的缺口，并指向远离呼吸机。
6. 关上呼气过滤器的门。
7. 将呼气过滤器的插销放下，以固定过滤器。

**图 3-4.** 成人/儿童型过滤器安装

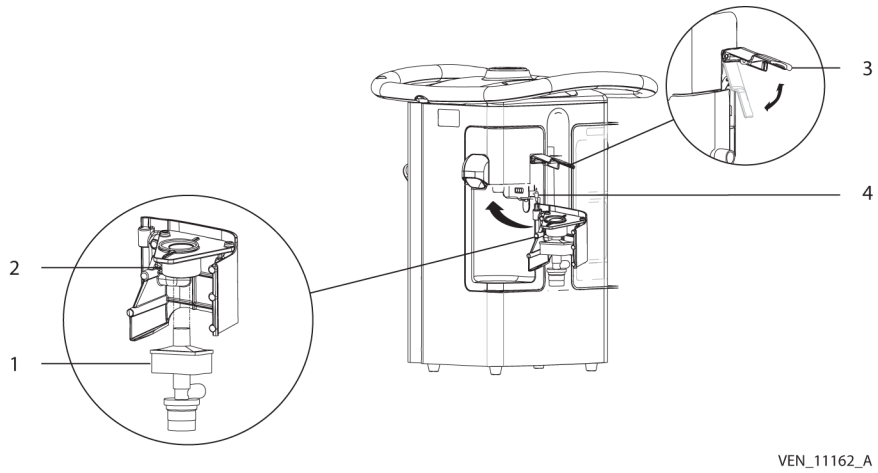



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 冷凝物引流端口 | 5 | 冷凝物引流端口帽 |
| 2 | 冷凝物小瓶 | 6 | 呼气过滤器插销 |
| 3 | 呼气过滤器 | 7 | 呼气过滤器门 |
| 4 | 冷凝物小瓶垫片 | | |

### 安装新生儿型呼气过滤器适配器门

1. 若必要，将患者回路上的呼气分支从呼气过滤器上卸下。
2. 提起呼气过滤器的插销。参考“安装新生儿型过滤器”，第 *3-12* 页（第 3 项）。
3. 将当前使用的呼气过滤器抬起，使其离开枢轴销，从而将其取下。
4. 将新生儿适配器门装在枢轴销上。

**图 3-5.** 安装新生儿型过滤器




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 新生儿型呼气过滤器 | 3 | 呼气过滤器插销 |
| 2 | 新生儿适配器门 | 4 | 过滤器门枢轴销 |

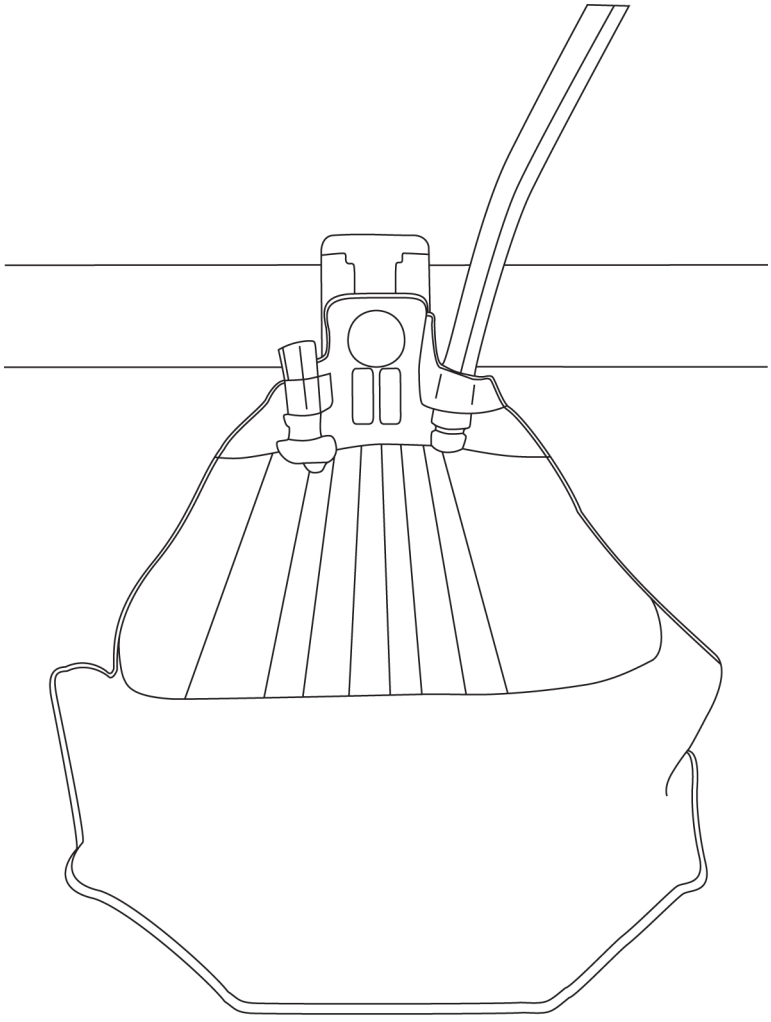
### 安装新生儿型呼气过滤器总成

1. 在门仍然打开的情况下，将新生儿过滤器总成向上推入适配器。
2. 关上门。
3. 放下呼气过滤器的插销。
4. 将患者回路的呼气分支重新装在过滤器上。

### 使用引流袋

1. 从呼气过滤器冷凝物小瓶引流端口上取下引流口帽。
2. 将引流袋导管接至冷凝物小瓶的引流端口。
3. 将引流袋挂在呼吸机配件导轨的挂钩上，如图所示。请参阅第 3-13 页的“引流袋”。请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”，查看引流袋挂钩的部件号。

**图 3-6.** 引流袋




### 3.5.4 连接患者回路

请参阅第 3-15 页的“连接成人或儿童患者回路”或请参阅第 3-16 页的“连接新生儿患者回路”，连接成人、儿童或新生儿回路。

**警告：**

**请在呼吸机系统上使用顺应性最低的患者回路，以确保理想的顺应性补偿，并避免达到 5 倍于所设定潮气量的安全极限或顺应性补偿极限。与预计体重 (PBW) 相应的回路类型请参考下表。**

**表 3-1.** 患者类型和 PBW 值

| 回路类型 | PBW，单位：kg (lb) | 允许但不推荐 |
|---|---|---|
| 新生儿 | 0.3 kg 到 7.0 kg（0.66 lb 到 15 lb） | 不适用 |
| 儿童 | 7.0 kg 到 24 kg（16 lb 到 53 lb） | 3.5 kg - 6.9 kg 以及 25 kg - 35 kg<br>(7.7 lb - 15 lb 以及 55 lb - 77 lb) |
| 成人 | 25kg 到 150 kg（55 lb 到 331 lb） | 7.0 kg 到 24 kg （16 lb 到 53 lb） |

**注意：**

请参照使用说明 (IFU)，查看患者回路的正确使用、取放、保护和维护的相关内容。

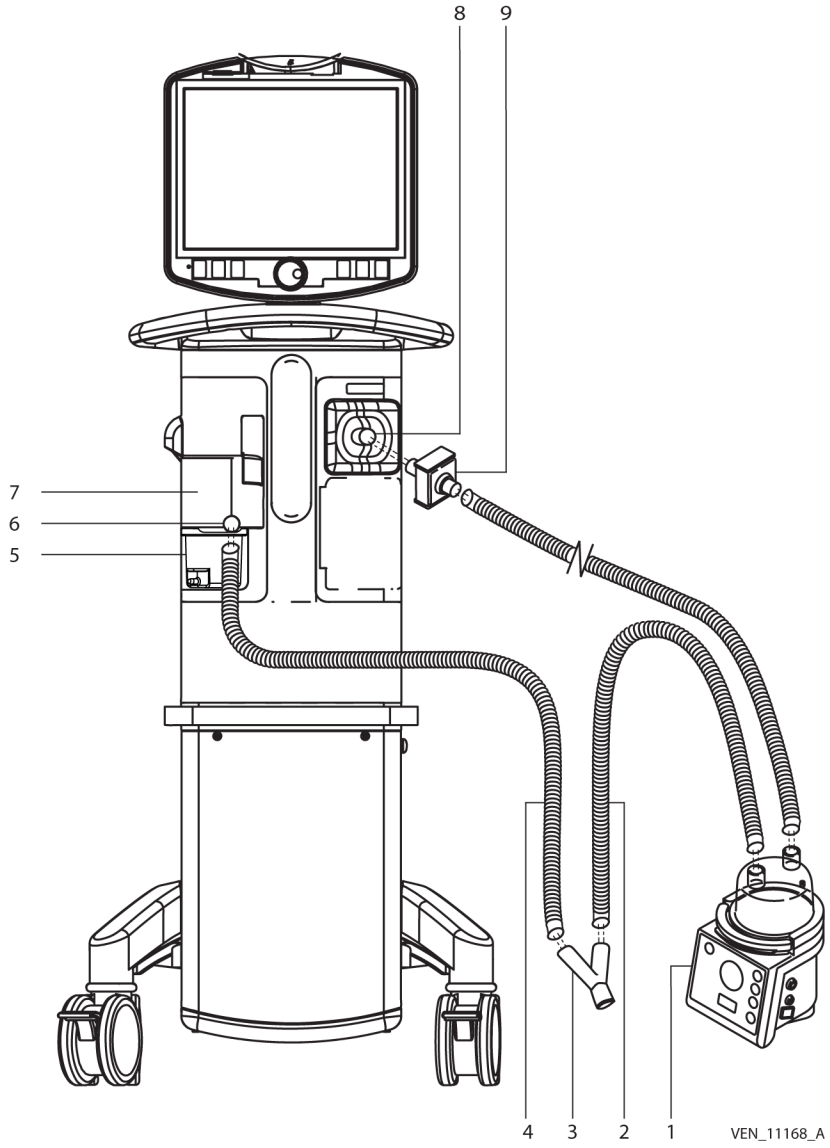
呼吸系统组件和配件清单随机提供。请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”。患者回路中只允许使用 Covidien 组件和配件。

请按所在医疗机构的规定安全处置患者回路。

请按照患者回路的使用说明 (IFU) 了解有关可重复使用回路的清洁和消毒信息。

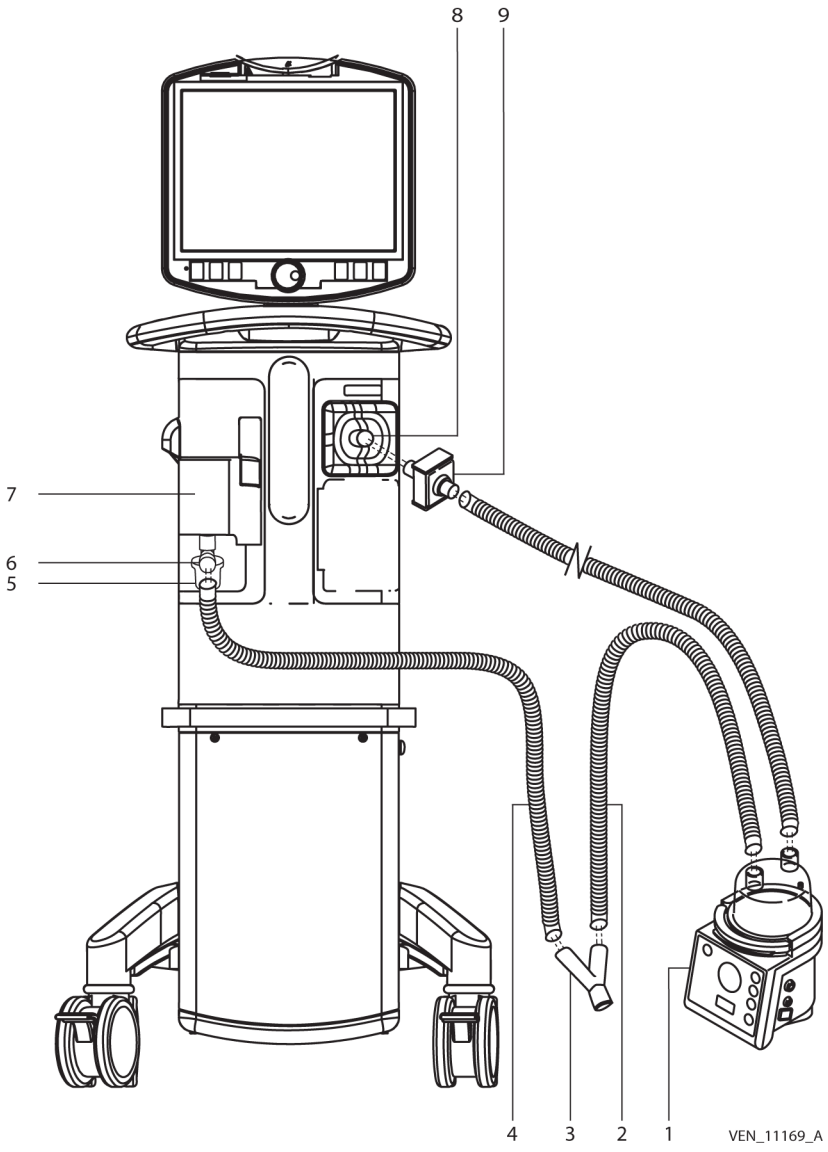
将患者回路挂在可伸缩吊臂的回路整理支架上，将其理顺。

**图 3-7.** 连接成人或儿童患者回路




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 湿化器 | 6 | 从患者端口 |
| 2 | 吸气分支 | 7 | 呼气过滤器 |
| 3 | 回路 Y 型口 | 8 | 到患者端口 |
| 4 | 呼气分支 | 9 | 吸气过滤器 |
| 5 | 冷凝物小瓶 | | |

**图 3-8.** 连接新生儿患者回路




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 湿化器 | 6 | 从患者端口 |
| 2 | 患者回路吸气分支 | 7 | 新生儿型呼气过滤器（安装在适配器门上） |
| 3 | 回路 Y 型口 | 8 | 到患者端口 |
| 4 | 患者回路呼气分支 | 9 | 吸气过滤器 |
| 5 | 冷凝物小瓶 | | |

**警告：**
请勿试图对用于单个患者的回路进行灭菌。

# 3.6 如何安装配件

## 3.6.1 电池

**警告：**
只允许使用 Covidien 品牌的电池。使用其他厂家的电池可能会导致呼吸机的工作时间比规定时间短，或可能引起火灾危险。

**警告：**
为降低因交叉污染所引起的传染风险，请在安装电池之前、或交换使用其他呼吸机上的电池之前，用一块沾有上述溶液的湿布，对电池进行消毒。在使用期间，视情况需要清洁电池的外表面。请参阅第 7-5 页的“表面清洁剂”。请勿将消毒剂直接喷到电池或接头上。

**警告：**
即使 Puritan Bennett™ 980 呼吸机能够满足第 *11* 章中的标准，但在商业运输中，设备内部的锂离子电池属于危险品 (DG)（第 9 级－杂项）。因此，Puritan Bennett™ 980 呼吸机和/或相关的锂离子电池需符合危险货物运输条例（IATA：国际航空运输协会）、国际海上危险品规定海运条例以及欧盟关于欧洲国际危险品公路运输 (ADR) 协定等项下严格的运输条件。私人运输本设备不在上述规定之列，但在航空运输时可能要满足某些要求。

**警告：**
为避免着火、爆炸、触电或燃烧等风险，电池不得短路、打孔、挤压、在 60°C 以上受热、焚烧或拆解，或将其浸入水中。

**注意事项：**
确保电池放置方向正确。请参阅第 3-19 页的“正确的电池方向”。

**图 3-9.** 呼吸机电池




1 电池连接器

## 主电池

呼吸机的主电池位于 BDU 右侧靠背面的电池槽中。压缩机的主电池位于压缩机底座中靠背面的电池槽中。请参阅第 3-20 页的“电池仓位置”。主电池可以“热插拔”，即可以在呼吸机工作的同时更换。

### 安装或更换 BDU 或压缩机中的主电池

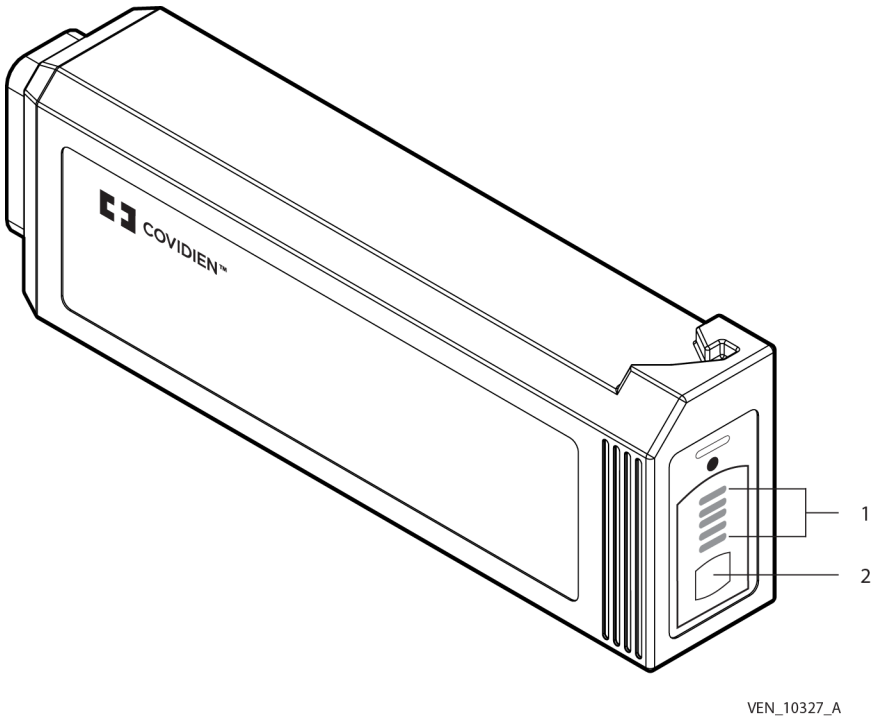
1. 按下电池上的电量按钮检查电池电量，并验证电量 LED 是否发亮。请参阅第 3-19 页的“正确的电池方向”，查看电量按钮的位置。5 个绿色的 LED 亮起，表示电池还有不少于 90% 的电量。由下至上，第一个 LED 表示 ≥ 10% 的电量，第二个 LED 表示 ≥ 25% 的电量，第三个 LED 表示 ≥ 50% 的电量，第四个 LED 表示 ≥ 75% 的电量。电池上方的一个红色 LED 亮起表示电池有故障。如果没有 LED 亮起，则表示剩余电量 < 电池容量的 10%。

2. 如果电量充足，请如图所示，将电池朝向呼吸机的正面放入相应模块右侧的电池槽内。请参阅第 3-20 页的“电池仓位置”。靠呼吸机背面的电池槽用于放置主电池，而靠近正面的电池槽用于放置扩展电池。

3. 主电池用一颗指旋螺丝固定（第 3 项）。将指旋螺丝拧松 4-5 圈，以便安装电池。

4. 将电池插入并推紧，直至“咔”一声卡入，表示已锁紧。电池只能按一个方向装入电池槽中。

**图 3-10.** 正确的电池方向

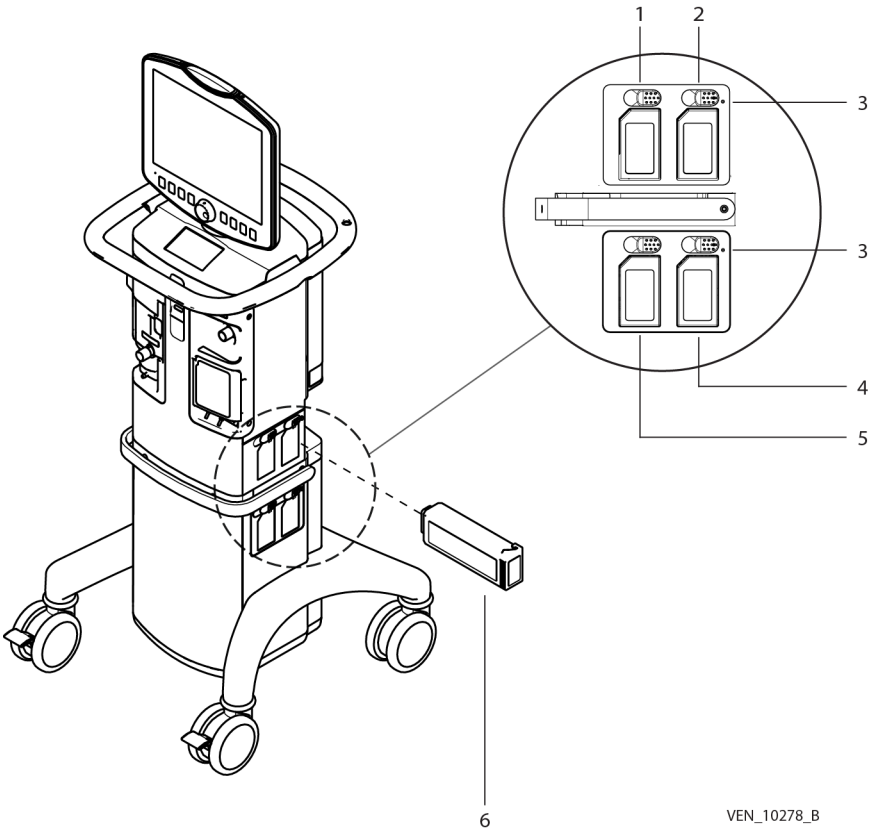



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 电量状态 LED | 2 | 电量水平按钮 |

5. 拧紧指旋螺丝，将电池固定，以防主电池被卸下。

**注意：**
按相反步骤可取下主电池。将指旋螺丝松开，然后将电池弹出扣向左滑动，将电池弹出。

**图 3-11.** 电池仓位置




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | BDU 扩展电池槽和弹出扣 | 4 | 压缩机主电池槽和弹出扣 |
| 2 | BDU 主电池槽和弹出扣 | 5 | 压缩机扩展电池槽和弹出扣 |
| 3 | BDU 和压缩机主电池螺丝 | 6 | BDU 原电池（定位以便安装） |

**注意：**
拆卸主电池时，将电池弹出扣向左滑动。电池会自动从槽内弹出。

### 扩展电池

扩展电池槽位于主电池前面。和主电池类似，扩展电池也可以“热插拔”。

**安装或拆除 BDU 或压缩机中的扩展电池**

1. 如图所示方向正确放置电池。请参阅第 3-19 页的“正确的电池方向”。

2. 将电池推入呼吸机相应模块靠正面的电池槽内，直至“咔”一声卡入，表示电池已锁紧。请参阅第 3-20 页的“电池仓位置”。

**注意：**
拆卸电池时，将电池弹出扣向左滑动。电池会自动从槽内弹出。没有用于扩展电池的指旋螺丝。

**注意：**
请参阅第 3-3 页的“电池充电”查看呼吸机安装电池后电池充电方面的内容。

## 3.6.2 电池测试

**测试电池**

1. 按下位于电池上的电量按钮。此时会亮起一连串的 LED，用以指示电池的电量。当底部的 LED 亮起时，表示还有 ≥ 10% 的电池电量。当电量 ≥ 25% 时，下一个 LED 亮起。第三个 LED 亮起表示还有 ≥ 50% 的电池电量。当电量 ≥ 75% 时，第四个 LED 亮起，而当最上面的 LED 亮起时，表示有 ≥ 90% 的电量。请参阅第 3-19 页的“正确的电池方向”，查看电池测试按钮和各个 LED。

## 3.6.3 电池寿命

电池寿命大约为 3 年。实际电池寿命取决于使用历史和环境条件。

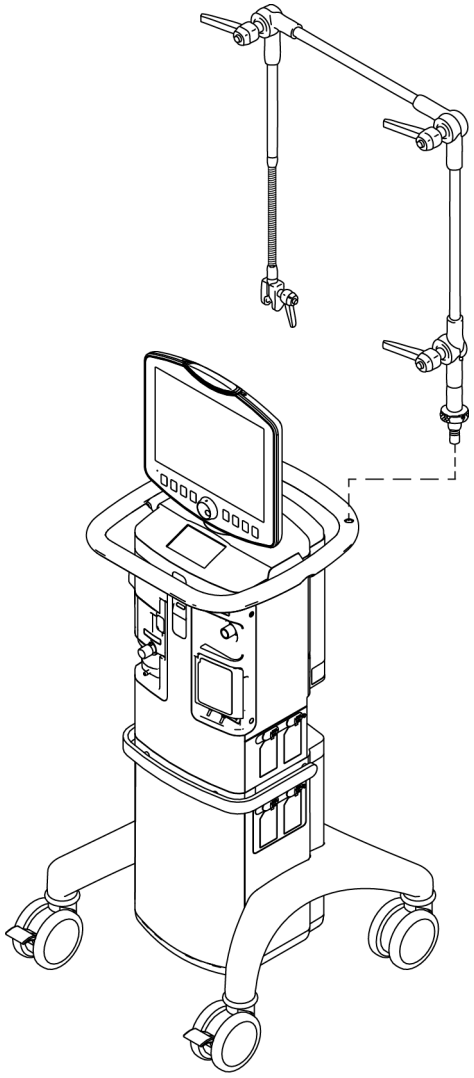
## 3.6.4 电池处置

电池被视为电子垃圾，必须按当地法规要求加以处置。请遵守当地政府关于电池处置或回收方面的法令和回收办法。

### 3.6.5 可伸缩吊臂

请使用可伸缩吊臂来承托患者和呼吸机之间的患者回路。请参考可伸缩吊臂安装中将可伸缩吊臂装入支座的图示。

**图 3-12.** 可伸缩吊臂安装



VEN_10330_A

**连接或拆除可伸缩吊臂**

1. 将带有螺纹的插入端插入呼吸机的把手。
2. 将可伸缩吊臂固定在其中的一个插入孔内。
3. 将患者回路挂在可伸缩吊臂的回路整理支架上。
4. 如要取下可伸缩吊臂，先取下患者回路，然后将把手上固定可伸缩吊臂的紧固件松开。

### 3.6.6 湿化器

使用湿化器给吸入气体加热和加湿。将湿化器连接到医用级电气插座上。选择湿化器（适合患者的类型和容量）。湿化器可按图示用湿化器支架安装。请参阅第 3-24 页的“在导轨上安装支架”。请参阅第 9-3 页的“配件和选购件”，查看湿化器支架的部件号。

**警告：**
**在 SST 或患者通气期间选择了错误的湿化器类型和/或容量可能会使得呼吸机对呼吸输送期间所使用的顺应性纠正因子计算有误，从而影响向患者输送气量的准确性。由于回路压缩性补偿所需的额外气量可能计算有误，造成希望气量的输送过多或不足，这可能会产生问题。**

**警告：**
**为确保顺应性和阻力计算正确，要对湿化器以及呼吸机呼吸系统中安装的所有患者通气配件进行 SST 检测。**

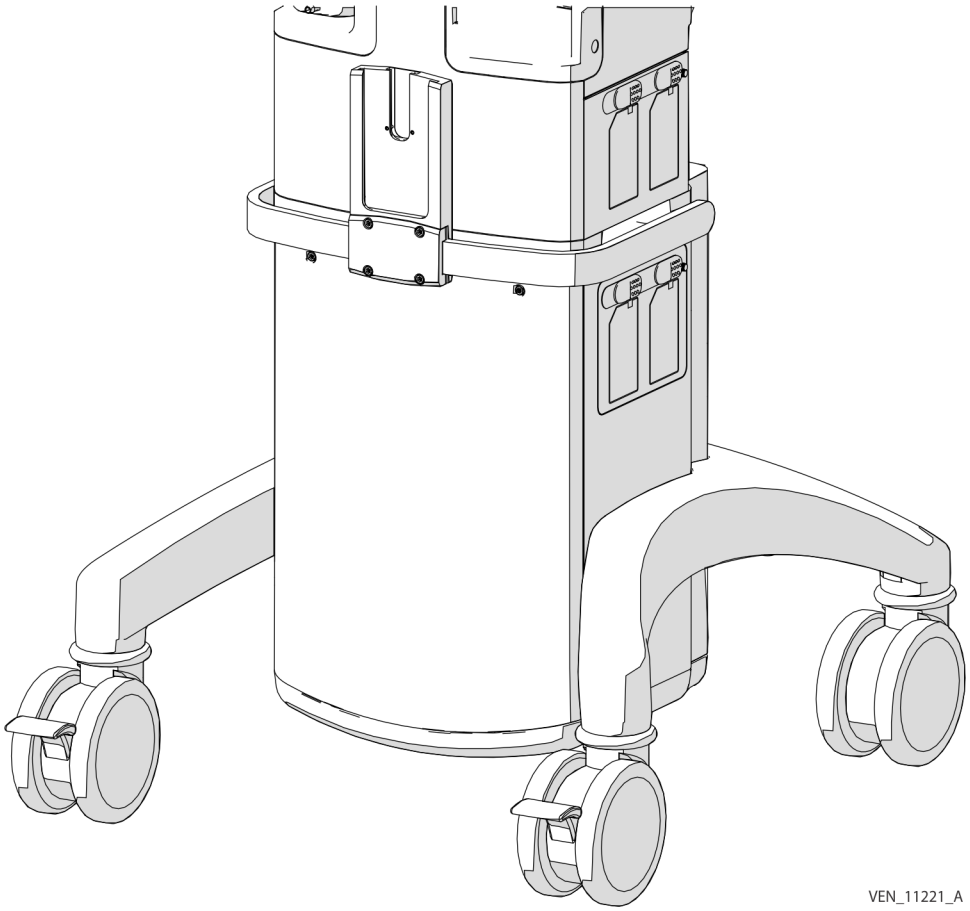
**警告：**
**在患者通气中使用湿化器时，请遵照湿化器生产厂家的使用说明 (IFU)。**

**注意事项：**
**请遵照湿化器生产厂家的使用说明 (IFU) 正确操作湿化器。**

### 安装湿化器支架

1. 在呼吸机配件轨道上安装湿化器支架时，将支架放在轨道后面，并用四 (4) 个 5/32 英寸的内六角螺钉将支架夹固定，将轨道夹在支架和夹子之间。确保湿化器的安装槽朝向呼吸机之外。

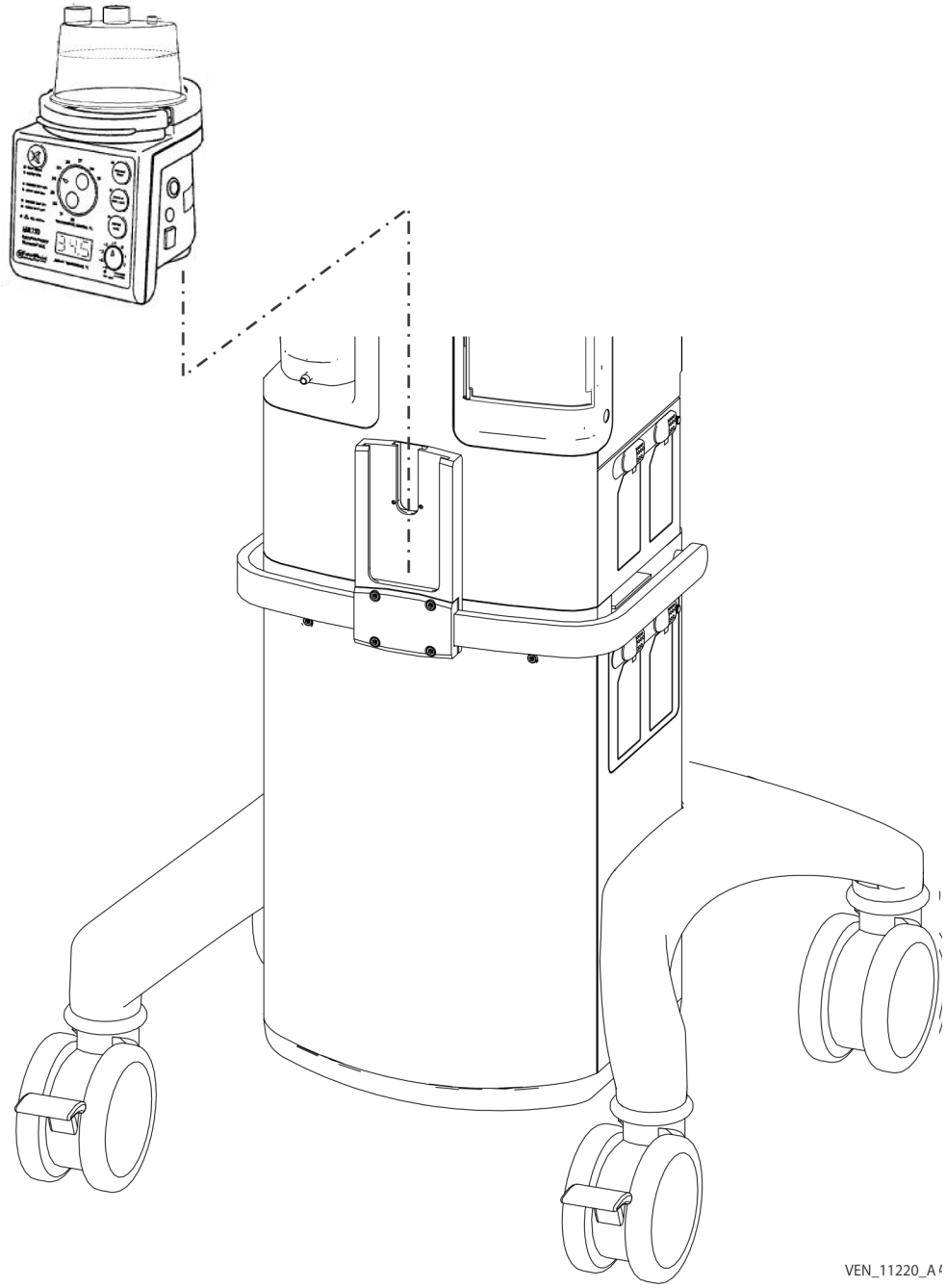
**图 3-13.** 在导轨上安装支架




### 安装湿化器

1. 将湿化器的背面沿湿化器支架上相应的滑槽滑入，直至完全到位。请参阅第 3-25 页的“将湿化器安装到呼吸机上”。某些湿化器会使用湿化器支架上较窄的槽，而某些则使用较宽的槽。

**图 3-14.** 将湿化器安装到呼吸机上




2. 向湿化器中注水，直至达到所需要的注水量。
3. 将湿化罐装到湿化器上，连接患者回路，然后运行 SST。

4. 将湿化器插入一个接地的医用级电气插座上。

5. 打开湿化器电源。

**注意：**
有关湿化器支架和湿化器安装的完整说明详见 《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机湿化器支架安装说明*》，其中包括了湿化器支架部件号和说明。

## 3.7 呼吸机工作模式

### 3.7.1 正常模式

正常模式是用于患者通气的默认模式。呼吸机电源打开并完成 POST、呼吸机设置，以及输入呼吸输送参数后，便会进入正常模式。临床医师可选择快速启动，即在键入 PBW 后使用默认值或医疗机构配置呼吸输送设置。如果未在呼吸机 BDU 中检测到主电池，就不允许进入正常模式，此时会出现一个主要 POST 故障，或有一个不能纠正的主要系统故障，或不能纠正的**快速自检 *(SST)*** 或**扩展自检 *(EST)*** 错误，或不能忽略的警告。

在正常模式下，GUI 上方的全向 LED 会变绿，并一直亮着。如果发生报警，LED 会以报警优先级相应的颜色闪烁。请参阅第 6-16 页的“报警优先”，了解对报警优先级的详细说明。如果有另一个报警与当前报警一起发生，LED 会显示相应于最高优先级的颜色。如果报警级别下降，报警 LED 的锁定区（位于报警 LED 指示灯任一侧）会显示最高优先级报警的颜色，同时 LED 的中央会显示当前报警级别的颜色。有关特定报警的更多信息，请点击 GUI 常设进入图标中的日志图标。

### 3.7.2 快速启动

快速启动模式是正常模式的一种扩充，它在输入患者的 PBW 、性别和身高后，应用了医疗机构配置的默认设置，并通过点击“快速启动”开始通气。

### 3.7.3 待机状态

待机状态可用在临床医师出于任何原因（例如在吸痰过程之前）需要断开患者连接的情况下。如果临床医师发出请求、呼吸机软件决定某患者要在一段固定时间内断开回路，以及临床医师确认患者已经有意断开回路的情况下，呼吸机会进入待机状态。如果患者在经过一段时间过后已经断开回路，系统会发出报警声，并启动患者断开序列。在待机状态下，气体输出会降至 (10) L/min 以降低气体消耗并允许对患者的重新连接进行检测，而 $O_2$ 浓度会变为 100%（针对成人和儿童回路类型）和 40%（针对新生儿回路类型）。待机状态可出现在除吸气和呼气 ***BUV***、**阻塞状态循环 *(OSC)***、**安全阀打开 (SVO)** 或**呼吸机失效 (Vent Inop)** 之外的所有通气模式中。

**注意：**
在待机状态下，请勿堵塞患者回路Y型口。如果三通被堵塞，呼吸机会检测患者连接，并试图恢复正常通气。

**进入待机状态**

1. 点击 GUI 左侧的“菜单”选项卡。此时屏幕上会出现菜单。
2. 点击 “ 待机 ”。此时会出现一个待机状态对话框，提示临床医师断开患者回路。此时系统会开始 30 秒患者断开计时。
3. 此时可断开患者回路，并点击“确认”以确认断开。此时系统会开始 30 秒断开确认计时。

**退出待机状态**

1. 重新连接患者回路呼吸机会按断路前所使用的设置值恢复通气。

以下呼吸机设置在待机状态下处于激活状态：

- 基本流量设置为十 (10) L/min
- 100% $O_2$，对于成人/儿童患者
- 40% $O_2$，对于新生儿患者

待机状态期间

- 呼气阀打开。
- 当前的呼吸机设置被保留在内存中。
- 系统会监测流量传感器，以检测患者的重新连接。
- 与患者相关的报警被暂时抑制，如下所述。
- 呼吸机设置可以按要求改变，并在患者重新连接时应用。
- 呼吸机会用指示灯显示正处于待机状态，同时有一个计时器指示呼吸机在待机状态下所经过的时间。
- 呼吸机后台检查会继续进行。

检测到患者重新连接、临床医师完成患者设置（如果在设置完成前通气被错误启动），或呼吸机供电恢复时，呼吸机会自动退出待机状态。

在进入待机状态之前，呼吸机会测量患者回路中的压力和流量，以确定是否已连接患者。如果检测到患者，呼吸机会在发出请求之前按设置继续通气，提醒操作人员即将进入待机状态，并请求断开患者。此时会出现一个倒计时定时器，提醒操作人员断开患者的剩余时间。断开患者后，呼吸机会请求确认断路。当呼吸机进入待机状态时，GUI 上会出现一条信息，此时任何激活的报警均静音并重置，并且相关的报警重置条目均会记录在报警事件日志中。此时报警检测会暂停，并且在维持患者检测偏流的同时，呼吸输送也会暂停。在待机状态期间，呼吸机会显示没有给患者通气所经过的时间。由于呼吸机要维持患者检测偏流，因此在重新连接患者时，会先恢复先前设置水平上的通气。此时无需点击“退出待机”。重新连接患者将使呼吸机恢复正常工作。在待机状态期间，系统不会显示患者数据值，而位于 GUI 上方的 LED 会在黄色和绿色间循环闪烁。待机状态的进入和退出都会记录在一般事件日志中。

### 3.7.4 维修模式

**警告：**
**在进入维修模式之前，确保患者未连接呼吸机。维修模式中没有通气支持选项。**

维修模式用于扩展自检 (EST)、呼吸机校准、配置、软件升级或选购件安装（所有工作均必须由 Covidien 厂方培训的维修人员执行），并用于调整医疗机构的设置值。存储在各日志中的所有信息均存在于维修模式中。维修模式日志包括：

- 系统诊断日志
- 系统通信日志
- EST/SST 诊断日志
- 设置日志
- 报警日志
- 一般事件日志
- 维修日志
- 患者数据日志

请参阅《*Puritan Bennett™ 980* 系列呼吸机维修手册》，了解维修模式日志的详细内容。

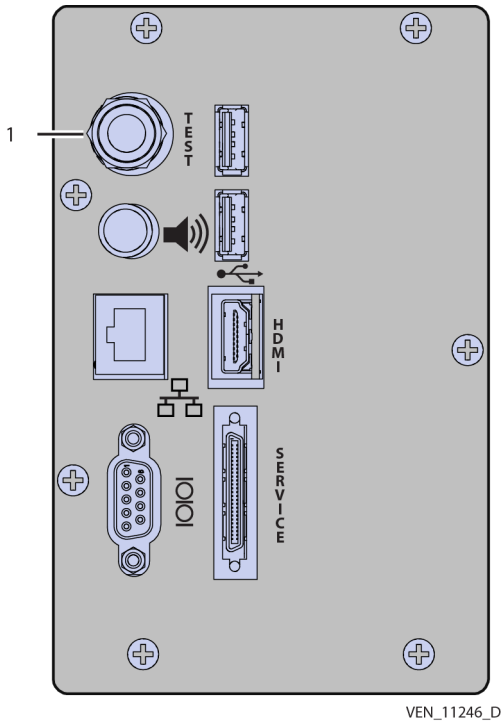
进入维修模式时，患者必须不能连接呼吸机。在完成 POST 之前，必须执行特定行动才能进入该模式。

**进入维修模式**

1. 停止将呼吸机用于患者。
2. 打开呼吸机的电源开关。

3. 在打开呼吸机电源后，当 Covidien 启动屏幕出现于状态显示器上，请按下呼吸机背部的维修模式按钮 (TEST)，然后松开。请参阅第 3-30 页的“*维修模式按钮 (TEST)*”。请参阅第 2-31 页的“*状态显示指示灯和消息*”，以了解启动屏幕的图像。呼吸机会提示确认没有患者连接。

**图 3-15.** 维修模式按钮 (TEST)




1 维修模式按钮

4. 等待进入维修模式
5. 通过点击相应的按钮，确认患者未连接到呼吸机。此时图形用户界面上会出现“维修模式通气支持不可用”的信息。
6. 执行所需的维修。
7. 关闭呼吸机，以退出维修模式。

**注意：**
Covidien 启动屏幕会显示 Covidien 徽标并在状态显示器上以水平框短暂出现。

请参阅《*Puritan Bennett™ 980* 列呼吸机维修手册》了解有关会在 EST 过程中禁用的按键的信息。

除了允许运行 SST 以外，维修模式还允许配置各种项目。请参阅下表查看允许医疗机构和操作人员配置的项目列表。

## 3.8 产品配置

**警告：**
**如果您所在的医疗机构中的呼吸机组使用多种医疗机构配置的预设和/或默认设置，则可能存在报警设置不当的风险。**

出厂的呼吸机设置为出厂默认设置，以便能够根据医疗机构的偏好自行设置新患者参数。只要此选项未被锁定且可供修改，操作人员便可配置任何所需参数。配置呼吸机参数时，屏幕上会显示与操作人员的上一次配置有关的参数。下表列出了出厂配置设置、医疗机构配置设置和操作人员配置设置。

**表 3-2.** 呼吸机配置

| 功能 | 出厂配置 | 医疗机构配置 | 操作人员配置 | 按回路类型配置 | 用户可锁定 |
|---|---|---|---|---|---|
| 重要患者数据水平框 | X | X | X | | X |
| 大字体患者数据面板 | X | X | X | | X |
| 波形版面 | X | X | X | | X |
| 显示屏亮度键（灯光设置） | X | X | X | | |
| 报警音量 | X | X | X | X | |
| 提升 $O_2$ 控制 | X | X | X | X | |
| 日期/时间格式 | X | X | X | | X |
| 默认 mL/kg 比 | X | X | | | 在正常模式下无法更改 |

**表 3-2.** 呼吸机配置（续）

| 功能 | 出厂配置 | 医疗机构配置 | 操作人员配置 | 按回路类型配置 | 用户可锁定 |
|---|---|---|---|---|---|
| 新的患者启动默认值（包括 PBW、通气类型、模式、指令类型、触发类型、$O_2$ 百分比、提升 $O_2$） | X | X | | X | |
| 透明度 | X | X | X | | X |

### 3.8.1 准备呼吸机进行使用

**注意事项：**
**请勿靠在 GUI 上或用它来移动呼吸机。这样可能会造成 GUI 及其锁定设备破裂，或者造成呼吸机倾倒。**

在给患者通气之前要先配置 GUI，使其能够显示所有需要的参数、信息和患者数据。这可以免除取下连接患者的呼吸机的必要性，因为很多项目的配置都需要机器处在维修模式下。

**执行医疗机构配置**

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。
2. 在维修模式下，点击屏幕上方的“配置”按钮。此时会出现一个按钮列表，可用于配置相应的参数。
3. 关于每一项参数具体的医疗机构配置说明，请参考下文。

**恢复出厂默认配置**

1. 进入维修模式，并点击确认按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。
2. 在维修模式下，点击屏幕上方的“配置”按钮。此时会出现一个按钮列表，可用于配置相应的参数。

3. 从左手的菜单选项中选择所要修改的设置值。

4. 点击“默认”。

### 3.8.2 配置 GUI

显示器可通过多种方式进行配置。请参阅第 3-31 页的“呼吸机配置”，了解出厂配置、医疗机构配置和操作人员配置的参数。出厂配置或医疗机构配置项完成后，就会成为默认值。出厂配置值不能改动，不过，如果参照表中的参数允许由医疗机构配置，那么这些值就作为默认设置值保存在内存中。如果操作人员对配置参数作了改动，这些值就会在呼吸机通电的情况下始终保留在内存中，只要恢复通气的是同一患者。如果设置了一个新患者，则呼吸机会使用出厂配置值或医疗机构配置值（如果参数已配置）。医疗机构不能配置任何报警设置值，这是为了防止对出厂默认报警设置进行改动。不过，医疗机构可以设置 mL/kg 比，该数值可以影响默认的报警设置值。通气开始之前，请务必检查报警默认值，并进行相应设置。

#### 日期/时间格式

日期和时间可以按照各医疗机构的喜好配置。时间可以按 12 小时或 24 小时制设定，格式为 HH:MM:SS，并可分别调整小时和分钟值。日期格式为：

- DD-MMM-YYYY，其中 DD 是两位数的日期格式，MMM 是月份的三字母缩写，YYYY 是年份的四位数字表示或
- MM-DD-YYYY，其中 MM 是两位数的月份，DD 是两位数的日期格式，YYYY 是年份的四位数字表示

可设置的日期相应设定月份以及闰年的天数。

**由医疗机构配置呼吸机的日期和时间设置**

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，了解进入维修模式的注意事项。
2. 点击“日期和时间”。
3. 点击与 12 小时或 24 小时制相对应的按钮。

4. 点击“小时”，并转动旋钮，输入正确的小时数。
5. 重复该步骤设置分钟数，并对应“上午”或“下午”。
6. 点击与所要求的日期格式（DD-MMM-YYYY 或 MM-DD-YYYY）相对应的按钮。
7. 点击“接受”确认日期和时间。
8. 完成参数配置后，退出维修模式。

## 压力单位

呼吸机的压力单位可设为 hPa 或 $cmH_2O$。

### 由医疗机构配置压力单位

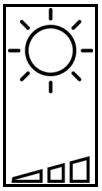
1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。
2. 点击“通气设置”。
3. 点击与所要设置的压力单位相对应的按钮。
4. 完成参数配置后，点击“退出”按钮以退出维修模式。

## 屏幕亮度和键盘背光灯（灯光设置）

### 由医疗机构配置功能屏幕亮度和键盘背光灯

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。
2. 点击“灯光设置”。此时会出现一个滑动条，用于调节屏幕亮度和键盘背光灯。
3. 移动滑动条可增减屏幕亮度和背光明暗。也可以转动旋钮来增减屏幕亮度和背光明暗。
4. 按“接受”以应用所作改动，或点击“取消”以返回原有设置。
5. 完成参数配置后，退出维修模式。

### 调节显示屏亮度



1. 按显示屏亮度键。
2. 滑动亮度滑动条或转动旋钮来调节亮度。
3. 点击 GUI 屏幕上的任意一个位置或闲置五 (5) 秒，让滑动条消失。

## 新患者设置默认值

### 由医疗机构配置新患者设置默认值

1. 点击与成人、儿童或新生儿新患者默认值相对应的按钮。
2. 点击与所要设置的参数相应的“通气类型”、“模式”、“指令类型”和“触发类型”按钮。
3. 通过点击相应按钮并转动旋钮，设置默认的 PBW 和 mL/kg 比、提升 $O_2$和 $O_2$% 值。
4. 选择相应的按钮，对每一种患者类型重复上述操作。
5. 完成默认值配置时，点击“接受”或“全部接受”。
6. 完成参数配置后，退出维修模式。

## 提升 $O_2$

**注意：**
提升 $O_2$ 控制可以增加呼吸混合气体中的 $O_2$ 百分比，为时 2 分钟。其他百分比数显示在常设进入图标区中的图标上。允许范围在 1% - 100% 之间。

### 调节输送的提升 $O_2$ 量 2 分钟



1. 在正常模式下的通气设置对话框中，点击 GUI 屏幕常设进入图标区中的“提升 $O_2$”图标。此时该图标会发亮，并出现一个带倒计时的对话框，高亮显示并可随时改动提升 $O_2$ 按钮、“延时”、“停止”和“关闭”按钮。

2. 转动旋钮，根据按钮上所显示的幅度增减氧气含量。允许范围为 +1% - +100% 氧气。
3. 点击“延时”延长 2 分钟的时长。点击“延时”可重启 2 分钟倒计时。
4. 点击“停止”停止更多氧气输送，并取消倒计时。

提升 $O_2$ 功能遵循下列规则：

- 如果在这 2 分钟间隔出现呼吸暂停通气，呼吸暂停息通气 % $O_2$ 输送也会增加配置的比例。
- 在“空气供应缺失”或“$O_2$ 供应缺失”报警期间，进行中的“提升 $O_2$”功能会被取消，并被暂时禁用，直至不再有报警出现。
- 在安全 PCV 过程中，提升 $O_2$ 控制无效。出现回路断开和处于待机状态时（呼吸机开启，但并未进行通气时），提升 $O_2$ 功能会影响当前输送的氧气浓度，但不会影响设置的氧气浓度。

## 报警音量

**警告：**
**音响报警音量可调节。操作人员应将音量设置在背景噪音水平之上，以便其能区分音响报警。**

### 由医疗机构配置报警音量

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。
2. 点击“报警音量默认值”。此时会出现一个屏幕，用于按回路类型设置报警音量。
3. 按各种回路类型（成人、儿童或新生儿）移动报警音量滑动条或转动旋钮，设置报警音量。音量设置范围从 1（最小）到 10（最大）。
4. 完成报警音量配置后，退出维修模式。

### 调节报警音量



1. 按下报警音量键，然后移动报警音量滑动条或转动旋钮，即可设置报警音量。音量范围从 1（最小）到 10（最大）。



2. 点击 GUI 屏幕上的任一处或闲置五 (5) 秒钟，让滑动条消失。



**注意：**
此时系统会发出示范报警音调，用于验证每一档音量变动。如有必要，可移动报警音量滑块进行增减，重新调节报警音量。



**注意：**
如果呼吸机重新通电，报警音量会回到医疗机构配置的默认报警音量或出厂默认值。

### 重要患者数据

患者数据显示在重要患者数据水平框中。操作人员可配置用于显示所需患者数据的水平框。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。一次可设置 14 个数值，其中八 (8) 个数值是可见的，另六 (6) 个可以通过患者数据区的左/右箭头翻页来显示。

点击或向下滚动 GUI 上方的患者数据选项卡可查看两页额外的患者数据内容。选择相应的按钮查看第一页或第二页。其他患者数据值不能改动。

请参阅第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”，了解默认患者数据值。

#### 由医疗机构配置 GUI 上显示的患者数据

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。

2. 点击“患者数据默认值”。此时屏幕上会出现五 (5) 个版面预设按钮，还有一个参数列表及其说明。

3. 点击某个预设按钮，并从下方可滚动显示的列表中选择一个参数，选定的参数会出现在预设的重要患者数据水平框中。使用左/右箭头配置所有可用参数的默认值。此外，点击数据水平框上各患者数据参数上方的挂锁图标，可以允许（解锁）或限制（锁定）操作人员在正常通气过程中配置该参数。

4. 选定的预设参数配置完成时，点击 “ 接受 ” 并选择另一项要配置的预设参数（如需要）。

5. 点击“默认值”将配置返回出厂设置。

6. 完成参数配置后，点击“退出”按钮以退出维修模式。

**配置 GUI 上显示的患者数据**

1. 双击 GUI 屏幕上方的某一项患者数据参数。此时屏幕上会出现一个标有患者数据参数的按钮菜单，被点击位置的参数将会被选择的新参数替换。若要查看更多参数，点击左/右箭头即可显示。

2. 点击与替换参数相对应的按钮。当前参数即被新参数替换。

3. 对于其他要替换的参数，重复上述步骤 1 和 2。

## 使用大字体显示患者数据

为了更好得看清患者数据，可以使用大字体显示屏幕。最多可显示 14 个数据值，其中包括：

- 医疗机构默认患者数据值（如果已配置）
- 剩余的用户选择的患者数据值（最多 14 个，包括波形和环）

**由医疗机构配置大字体患者数据默认值**

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。

2. 点击“大字体患者数据默认值”。此时屏幕上会出现五个版面预设按钮，还有一个参数列表及其说明。

3. 点击某个预设按钮，并针对每一项需要设置的患者数据值选择一个参数。

4. 针对大字体患者数据屏幕，选择所需要的标量和环路波形。波形的缩略图只会出现在大字体数据面板最右侧的 3 个框格中。

5. 点击选定版面最右侧的任意一个挂锁图标，可防止操作人员改动选定行的配置。

6. 完成时，点击“接受”或“全部接受”。

7. 如果某项预设值需要使用出厂默认值，请点击“默认值”。

8. 完成参数配置后，点击“退出”按钮以退出维修模式。

**显示大字体患者数据面板**

1. 向下点划患者数据水平框选项卡或点击重要患者数据选项卡。此时会出现其他患者数据面板。

2. 向下点划其他患者数据水平框选项卡或点击其他患者数据水平框选项卡。此时患者数据会以大字体显示。

3. 向上点划大字体患者数据面板选项卡或点击选项卡返回水平框，恢复正常字体大小。

大字体患者数据参数的设置与上文患者数据设置部分所述方法相同。

## 波形

绿色波形代表指令吸气，黄色波形代表呼气，橘色波形代表自主吸气。

GUI 可配置为最多在同一个波形区内同时显示 3 个波形和 2 个环。请参阅第 4-3 页的“*GUI 区域*”。允许的波形包括流量-时间、压力-时间和容量-时间波形。允许的环包括压力-容量和流量-容量环。波形显示 60 秒的信息，并可以重新画图的形式显示，或暂停，从而能够通过转动旋钮，用光标跟踪波形。

**由医疗机构配置波形和环**

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。

2. 点击“图形默认值”。此时屏幕上会出现五 (5) 个版面预设值，还有一个参数列表及其说明。

3. 点击某个版面预设按钮。参数按钮的框线会发亮，表示该参数可以改动。如果有多个参数需要改动，点击该参数，使其框线发亮。

4. 从需要在波形屏幕上显示波形的列表中选择相应的参数。

5. 按上文所述配置每一个图形显示版面。

6. 点击每个图形版面上方的挂锁图标，防止操作人员改动所选版面。

7. 如果某项预设值需要使用出厂默认值，请点击“默认值”。

8. 完成参数配置后，点击“退出” 按钮以退出维修模式。

**配置波形和环**



1. 点击位于显示波形或呼吸机设置屏幕下方的“波形版面”。此时图标会发亮，并会出现各种波形版面。

2. 点击所要显示波形的图标。所选择的波形会在 GUI 屏幕上显示，同时对话框关闭。

**更改坐标轴缩放**

1. 点击想要的波形坐标轴。

2. 转动旋钮，改动数值。对每一根坐标轴，向右转动旋钮为降低数值，向左为增加。

**暂停波形**



1. 点击位于波形区域下方的暂停图标。图标亮黄色，表示允许完成呼吸。此时会出现一个鼠标。旋转旋钮时，鼠标沿波形运动，显示 x 轴和 y 轴值。

2. 再次点击暂停图标可重新激活波形。

请参阅第 5-2 页的“*截取 GUI 屏幕*”，了解波形保存方面的信息。

### 透明度

#### 由医疗机构配置屏幕透明度

1. 进入维修模式，并点击“配置”按钮以确认没有患者连接。请参阅第 3-29 页的“维修模式”，查看关于进入维修模式的说明。



2. 点击“透明度”图标。
3. 转动旋钮增减透明度。
4. 触摸屏幕右侧的挂锁图标，可以允许或阻止操作人员调节屏幕透明度。
5. 点击“接受”关闭对话框。

#### 调节屏幕透明度



1. 点击透明度控制图标当透明度可以改动时，图标会发亮。
2. 转动旋钮增减透明度。



**注意：**
透明度图标可在呼吸机设置屏幕和任何呼吸机械操作屏幕上找到。

## 3.9 安装测试

在将呼吸机用于临床使用之前将电池充满电。请参阅第 3-3 页的“电池充电”，查看电池充电的相关信息。请参阅*第 3-18 页*，了解电池充电状态 LED 的含义，并参阅*第 3-19 页*，了解电池测试开关和状态 LED 的位置。

在第一次将患者与呼吸机连接之前，必须由一位具备资质的技术维修人员对呼吸机的呼气阀、流量传感器和气压传感器进行校准，执行并成功通过 EST。请参阅《*Puritan Bennett™ 980* 呼吸机维修手册》查阅相关说明。

此外，临床医师还必须执行 SST。

### 3.9.1 SST（快速自检）

**警告：**
**在运行 SST 或 EST 之前，务必要将患者与呼吸机断开。如果在接通患者的同时运行 SST 或 EST，可能会对患者造成伤害。**

**警告：**
**如果在通气过程中观察到压力升高，请检查是否有回路阻塞或运行 SST。**

**警告：**
**改动患者回路中的任何配件或患者回路本身时，应运行 SST 检查是否有漏气，并确保在呼吸机计算中使用了正确的回路顺应性和阻力值。**

**注意：**
当为新生儿患者扩展呼吸机回路时，由此产生的呼吸机呼吸系统（VBS）顺应性可能会触发顺应性受限（COMPLIANCE LIMITED）$V_T$ 报警，使得 VC+ 或 VS 软件在呼吸输送期间不会继续更新压力目标。在这种情况下，用户可以将呼吸类型改为压力控制（PC）或压力支持（PS）。

当患者未连接呼吸机时，运行 SST 检查患者回路是否存在：

- 漏气
- 回路顺应性和阻力计算

SST 是一个为期五分钟的测试，并且必须在以下任何情况下运行：

- 给新患者通气之前
- 更换患者回路和呼气过滤器时
- 将不同患者回路连接到呼吸机上时
- 更改患者回路类型时
- 安装新的或灭菌过的呼气过滤器时

- 更改湿化设备类型时
- 向呼吸系统添加或拆除配件（如湿化器和积水杯）时

SST 无需任何外部测试设备，而且也很少需要操作人员参与。

湿化类型和气量可在运行 SST 后调节，但如果在不重新运行 SST 的情况下做出这些更改，呼吸机会在计算阻力和顺应性时做出假设。为获得理想的呼吸输送，请在更改湿化类型和湿化器容量后运行 SST。

SST 结果会记录在 SST 结果日志中，可以用配置图标（扳手）在维修模式和正常模式下查看。

## 所需设备

- 建议用于患者通气的患者回路
- 配件（积水杯等）
- 呼气过滤器和冷凝瓶
- 湿化器（如适用）

其他必要的物品包括：

- 一个 1 号塞子，用于在患者 Y 型口堵塞患者气道
- 连接在呼吸机上的两个气源（空气和氧气），压力在 35 psi 和 87 psi（241.3 kPa 和 599.8 kPa）之间

## SST 测试顺序

### 运行 SST

1. 确保患者**未**连接到呼吸机。
2. 这样，呼吸机就不会检测到患者连接，从而确保呼吸回路 Y 型口没有连接模拟肺或以可能导致 Y 型口压力上升的任何方式盖住。

3. 打开 BDU 正面位于状态显示器下方的电源开关。电源接通后，呼吸机会运行 POST。确保呼吸机完全用交流电源工作。否则，可能导致 SST 测试失败。

4. 等待至少 15 分钟，使呼吸机预热并稳定，以确保结果准确。



5. 在呼吸机启动屏幕上，点击 *SST* 或显示在 GUI 右下方的“配置”图标 （扳手）。此时会出现 SST 历史日志，同时还有“患者设置”、“运行 *Leak* 测试”和“运行全部 *SST*”按钮。

6. 连接患者回路、过滤器、冷凝物小瓶，以及患者通气需使用的所有配件。确保未阻塞患者 Y 型口。

7. 点击“运行全部 *SST*”执行全部 SST 测试，或点击“运行 *Leak* 测试”执行呼吸机呼吸回路的 SST Leak 测试。

8. 点击“接受”以继续或取消返回之前的屏幕。

9. 接受后，点击用于执行 SST 和给患者（成人、儿童或新生儿）通气所使用的患者回路类型所相应的回路类型按钮。

10. 点击用于患者通气的湿化类型相应的“湿化类型”按钮。如果未使用湿化器，请点击 *HME*。如果使用了湿化器，请点击“湿化罐量”，然后旋转旋钮以输入容量。请参见表 *3-4.* 了解成人和儿科患者或参见表 *3-5.*，了解新生儿患者确定输入正确的量。

11. 点击“接受”以启动 SST。

12. 按照提示操作。某些 SST 测试要求操作人员干预，并将不定时暂停以进行响应。请参阅第 3-47 页的“个别 *SST* 结果”，了解 SST 测试顺序和结果的摘要。

13. 每一次测试后，呼吸机都会显示相应的结果。如果某一项测试未能通过，屏幕上会出现测试结果，并给出重复测试还是执行下一次测试的选择。当所有 SST 测试完成后，SST 状态屏幕会显示各项测试的结果。

14. 若要进入患者设置（如果 SST 没有检测到“警告 (ALERT)”或“失败 (FAILURE)”），点击“退出 SST”，然后点击“接受”或再次给呼吸机通电。

下表列出了 SST 期间所进行的测试。

**表 3-3.** SST 测试顺序

| 测试步骤 | 功能 |
|---|---|
| SST 流量传感器交叉检查测试 | 测试 $O_2$ 和空气流量传感器 |
| SST 呼气阀性能 | 校准呼气阀，并在计算过程中创建一张表格 |
| SST 回路压力测试 | 执行送气 PSOL。<br>检查吸气和呼气自动归零电磁阀。<br>在各种压力下交叉检查吸气和呼气压力传感器。 |
| SST Leak 测试 | 测试呼吸机呼吸系统是否有漏气。 |
| SST 呼气过滤器测试 | 检查呼气过滤器及呼气部分是否有阻塞。 |
| SST 回路阻力测试 | 检查吸气和呼气分支是否有阻塞，并计算和保存吸气和呼气分支的阻力参数。 |
| SST 回路顺应性测试 | 计算患者回路的顺应性。 |
| SST Prox（如果近端流量传感器选购件） | 验证近端流量传感器子系统的功能。 |

**表 3-4.** 用于成人和儿童患者的湿化器容量

| 生产厂商 | 型号 | 说明 | SST 湿化器容量设置 (mL) |
|---|---|---|---|
| Fisher & Paykel | MR225 | 儿童，一次性使用，手动加载 | 300 |
| Fisher & Paykel | MR290 | 儿童/成人，一次性使用，自动加载 | 380 |
| Fisher & Paykel | MR250 | 成人，一次性使用，手动加载 | 480 |
| Fisher & Paykel | MR210 | 成人，一次性使用，手动加载 | 480 |
| Fisher & Paykel | MR370 | 成人，可重复使用，手动加载 | 725 |
| Teleflex (Concha) | 382-10 | ConchaSmart | 300 |
| AirLife | AH290 | 一次性使用，自动加载 | 380 |

**表 3-5.** 用于新生儿患者的湿化器容量

| 生产厂商 | 型号 | 说明 | SST 湿化器容量设置 (mL) |
|---|---|---|---|
| Fisher & Paykel | MR290 | 新生儿/成人，一次性使用，自动加载 | 550[1] |
| Teleflex (Concha) | 382-10 | ConchaSmart | 390 |
| AirLife | AH290 | 一次性使用，自动加载 | 520 |

1. 如果以下新生儿患者回路与 Fisher & Paykel MR850 湿化器一起使用，请输入 500 mL 作为湿化器容量：
   - 配备单根加热丝（DAR 307S9910） 的 DAR 新生儿患者回路 - 用于保育箱使用
   - 配备单根加热丝（DAR 307/8682） 的 DAR 新生儿患者回路 – 不用于保育箱使用

**注意：**
对于新生儿患者类型，在 SST 期间或指定湿化器容量时输入表 *3-5.* 列出的 SST 湿化器容量。

## SST 结果

SST 会报告每一项单独测试的结果。三个状态指示灯会表示 SST 的结果和各自应采取的操作。

- **通过 —** 单项 SST 测试符合其要求。
- **警告 —** 当呼吸机检测到一个或多个非严重性故障时，就会给出警示。
- **失败 —** 单项 SST 测试不符合其要求。

**表 3-6.** 个别 SST 结果

| 测试状态 | 含义 | 响应 |
|---|---|---|
| 通过 | 个别 SST 测试通过 | 无需做任何操作，除非呼吸机有提示。 |
| 警告  | 测试结果不理想，但并不严重。<br>如果 SST 正在进行中，此时会暂停后面的测试，并提示操作人员作出决定。 | 当系统提示时，点击其中一个按钮：<br>• 重复测试<br>• 下一个测试<br>• 退出 *SST* |
| 失败  | 呼吸机检测到一个严重问题，SST 无法完成，直至呼吸机通过失败的测试。 | 消除呼吸机呼吸系统中的漏气，并重新运行 SST。否则，请维修呼吸机，并重新运行 SST。 |

## SST 结局

**警告：**
**忽略 SST 中的警告可能会导致呼吸机性能超出为实现准确性规定的规格。选择忽略“警告 (ALERT)”状态，只有在绝对肯定通气不会给患者带来危害或增加引起其他危害的风险的情况下，才能授权进行通气。**

在 SST 完成所有测试后，请对结果进行分析。

**表 3-7.** 总体 SST 结局

| 总体结局 | 含义 | 响应 |
|---|---|---|
| 通过 | 所有 SST 测试均已通过。 | 点击“患者设置”以设置患者进行通气 |
| 警告 | 呼吸机检测到一项或多项故障。选择忽略“警告 (ALERT)”状态，只有在绝对肯定通气不会给患者带来危害或增加引起其他危害的风险的情况下，才能授权进行通气。 | 若要忽略警告，点击“忽略 *SST*”，然后点击“接受”。<br>若要退出 SST，点击“退出 *SST*”。 |

**表 3-7.** 总体 SST 结局（续）

| 总体结局 | 含义 | 响应 |
|---|---|---|
| 失败 | 检测到一项或多项严重故障。呼吸机进入 SVO 状态，且不能用于正常通气，直至通过 SST。 | 检查患者回路，以确定所存在的问题或用另一条患者回路重启 SST。<br>点击“重复测试”、“运行全部 *SST*”或“退出 *SST*”，然后点击“确认”。 |

如果点击“忽略 *SST*”，遵守下列警告：

可以运行单项回路漏气测试，但在将呼吸机用于临床应用之前，必须先成功通过全套 SST 测试。

如果在开始 SST 之前 SST 完全中断并允许通气，满足下列条件时允许正常通气

- 在中断之前 SST 没有检测到任何失败或警告，并且
- 没有发生可能阻止通气的其他错误，
- 同时在被中断的 SST 启动时回路类型没有变化。

在 SST 期间，呼吸机会显示当前的 SST 状态，包括当前正在进行的测试，以及已完成测试的结果。测试数据可在维修模式下（如适用）获得，并可显示于屏幕上。呼吸机会记录 SST 结果，且该信息在停电后依旧保留。在 SST 期间，音频暂停和报警重置键以及手动吸气、吸气暂停和呼气暂停键都是被禁用的。

### 3.9.2 EST（扩展自检）

呼吸机的扩展自检 (EST) 功能用于验证呼吸机工作子系统的完整性。

运行 EST 所需要的所有软件支持均驻留在呼吸机中。完成 EST 大约需要 10 分钟。

**注意：**
SST 不属于 EST 测试程序。若要确定患者回路阻力和顺应性，需运行 SST。

### EST 自检先决条件

执行 EST 自检时，请遵守所有明确规定。检查运行任何自检所需要的所有设备，确保其没有任何方面的损坏。

1. 在运行任何呼吸机自检前，请准备好一切必要的设备。没有上述设备，就不可能顺利完成自检。
2. 将呼吸机与患者断开。
3. 将呼吸机主电池充满。
4. 用医院级电源线将呼吸机接至交流电源，直至自检完成。
5. 确保呼吸机电源已关闭。
6. 确保空气和氧气源的设定压力都在 35 - 87 psi (241 - 599 kPa) 之间。

若要执行扩展自检 (EST) 或进入其他维修功能，呼吸机必须处于维修模式。请参阅第 3-29 页的“维修模式”。

**注意：**
处于维修模式时，系统不允许正常通气。

**警告：**
**在运行 EST 之前，务必断开呼吸机与患者的连接。在呼吸机连接到患者时运行 EST 可能会伤害患者。**

**警告：**
**在该测试期间发现故障表示呼吸机或相关组件有缺陷。在将呼吸机用于患者之前，应先消除设备故障并进行必要的维修，除非能够确定现有缺陷不会对患者造成危害或可能增加因其他危害所导致的危险。**

在下述任一情况下，都要执行 EST 检测。

- 初次安装和第一次使用呼吸机之前
- 每六个月

- 在任何预防性维护之前
- 呼吸机维修或修理后
- 作为呼吸机常规性能验证的一部分

在 EST 期间，呼吸机会显示当前的 EST 状态，包括当前正在进行的测试、已完成测试的结果以及测量数据（如适用）。呼吸机会记录 EST 结果，且该信息在停电后依旧保留。在 EST 期间，呼吸机会禁用某些位于 GUI 边框处的屏外按键。

- 音频暂停
- 报警重置
- 手动吸气
- 吸气暂停
- 呼气暂停

在诊断故障时，既可以运行一组测试，也可以运行单项测试。

### EST 的设备

1. Covidien 黄金标准测试回路
2. 1 号塞子
3. 空气和氧气源，压力范围均为 35 - 87 psi (241 - 599 kPa)。
4. 成人尺寸呼气过滤器

**注意：**
试图用新生儿过滤器运行 EST 可能会导致某些 EST 测试失败。

**注意：**
使用 Air Liquide™、Dräger™ 和 SIS 空气/氧气软管总成时，如果因为过多的软管限制而使得供气压力低于 50 psi (345 kPa)，某些 EST 测试可能会失败。

### 3.9.3 EST 测试顺序

**注意：**
如果呼吸机最近的使用未能使之达到正常工作温度，应在运行 EST 之前至少先在维修模式下预热 15 分钟，以确保测试结果准确。

#### 执行 EST

1. 检查并落实所有自检先决条件。请参阅第 3-49 页的“*EST 自检先决条件*”。
2. 准备好适当的设备。请参阅第 3-50 页的“*EST 的设备*”。
3. 进入维修模式。请参阅第 3-29 页的“*维修模式*”。
4. 确认“校准”选项卡下的全部三项测试已通过。
5. 点击监视屏幕上方水平框中的“自检”选项卡。
6. 在左侧菜单选项中点击“EST”选项卡。
7. 点击“运行全部”运行序列中的所有测试项目，或选择所要运行的各项测试。
8. 选择其中一个可用选项：点击“接受”继续；点击“取消”返回上一个屏幕；或点击“停止”取消 *EST*。
9. 按屏幕提示卸下吸气过滤器并连接黄金标准回路。
10. 点击“接受”。
11. 按系统提示完成 EST。EST 测试要求操作人员干预，并将无限期暂停以获得响应。请参阅第 3-51 页的“*EST 测试顺序*”。
12. 出现“断开 $O_2$”提示时，断开高压氧气源。

13. 出现“连接空气和 $O_2$”提示时，接通高压空气和氧气源。

14. 点击“运行全部”或选择所要进行的各个测试项目。每一次测试后，呼吸机都会显示相应的结果。

15. 如果某项测试失败，可以重复该项测试，也可进行下一项。

16. 当所有 EST 测试完成后，可按下在 GUI 左侧列出的各个单项测试查看测试结果。

17. 点击“退出 *EST*”。

18. 点击“接受”。呼吸机会再次运行 POST，然后会显示呼吸机启动屏幕。

**表 3-8.** EST 测试顺序

| EST 测试步骤 | 功能 | 所需用户交互 |
|---|---|---|
| 零点偏移 | 在环境气压下测试吸气和呼气压力传感器以及流量传感器。 | 遵循提示 |
| 泄漏测试 | 确定系统保压能力。 | 遵循提示 |
| 混合气体泄漏 | 检查混合系统的完整性。 | 遵循提示 |
| 混合气体 PSOL | 验证混合气体 PSOL 功能。 | 无 |
| 混合气体蓄压器 | 验证混合气体蓄压器压力传感器和过压保护开关的功能。 | 无 |
| 回路压力 | · 检查吸气和呼气自动归零电磁阀。<br>· 在各种压力下交叉检查安全阀、吸气和呼气压力传感器<br>· 验证自动归零电磁阀的功能 | 无 |
| 流量传感器交叉检查测试 | 在规定流量下检查所有流量传感器和 PSOL。 | 无 |
| 输送 PSOL | 检查 PSOL 当前功能。 | 无 |
| 呼气阀 (EV) 环回 | 检查呼气阀电流和环回电流是否在规定范围内。 | 无 |
| 呼气阀 (EV) 压力准确性 | 检查闪存中的电流相对于压力的数值与实际安装的呼吸阀的相应情况。 | 无 |
| 呼气阀 (EV) 性能 | 确认呼吸阀的工作参数在最近一次呼气阀校准的规格范围内。 | 无 |

**表 3-8.** EST 测试顺序（续）

| EST 测试步骤 | 功能 | 所需用户交互 |
|---|---|---|
| 呼气阀 (EV) 速度传感器 | 确定速度传感器正在发送信号，且控制回路能够识别。该步骤不能验证信号的质量。 | 无 |
| 安全系统 | 测试安全阀工作情况。 | 无 |
| 后备通气 | 验证后备通气系统：混合气体、吸气和呼气 | 无 |
| 通信 | 检查 GUI 通信端口的功能，包括串行和以太网端口。 | 无 |
| 内部存储 | 检查内部存储设备的功能。 | 无 |
| LCD 背光灯 | 检查 GUI LCD 背光灯强度功能。 | 无 |
| 状态显示器 | **验证状态显示器功能**<br>• 验证 LCD 功能<br>• 与 BD CPU 通信<br>• 与压缩机（如安装）通信 | 无 |
| GUI 报警 | 测试 GUI 报警指示灯，逐个测试每一个报警状态指示。 | 遵循提示 |
| BD 报警 | 检查 BD 声音报警是否正常。此外还可以验证电源故障电容器是否正常发出停电报警。 | 遵循提示 |
| 旋钮测试 | 检查旋钮功能是否正常。 | 遵循提示 |
| 屏外键测试 | 检查 GUI 边框处按键的功能。 | 遵循提示 |
| 呼吸机电池 | 测试呼吸机的电池和供电情况。 | 遵循提示 |
| **仅当安装了压缩机才运行** | | |
| 压缩机电池 | 测试压缩机电池功能以及压缩机电源系统和风扇的功能。 | 遵循提示 |
| 压缩机 | 测试压缩机总体工作情况：压力传感器、风扇、电机和减压阀。 | 遵循提示 |
| 压缩机漏气 | 检查压缩机系统是否有泄漏 | 无 |
| 压缩机性能 | 测试压缩机有负荷时的工作性能。 | 无 |

### 3.9.4 EST 测试结果

**表 3-9.** 个别 EST 结果

| 测试状态 | 含义 | 响应 |
|---|---|---|
| 通过 | 个别 EST 测试通过 | 无需做任何操作，除非呼吸机有提示。 |
| 警告  | 测试结果不理想，但并不严重。如果 EST 正在进行中，此时会暂停后面的 测试，并提示操作人员作出决定。 | 当系统提示时，请选择：“重复测试”、“下一个测试”或“停止”，然后然后点击“接受”。 |
| 失败  | 未能顺利通过 EST。 | 请选择：“重复测试”、“下一个测试”或“停止”，然后然后点击“接受”。 |
| 从不运行 | 测试仍要求顺利通过。 | 运行 EST 测试。 |

在 EST 完成所有测试后，请对结果进行分析。

**表 3-10.** 总体 EST 结局

| 总体结局 | 含义 | 响应 |
|---|---|---|
| 通过 | 所有 EST 测试均已通过。 | EST 已成功完成。在重新将呼吸机用于患者之前，选择其他维修功能或做好 SST 测试的准备工作。 |
| 警告  | 呼吸机检测到一项或多项故障。测试结果不理想，但并不严重。 | 当系统提示时，请选择：“重复测试”、“下一个测试”或“停止”，然后然后点击“接受”。 |
| 失败  | 检测到一项或多项严重故障。呼吸机进入 SVO 状态，且不能用于正常通气，直至通过 SST。需要维修。 | 当系统提示时，请选择：“重复测试”、“下一个测试”或“停止”，然后点击“接受”。 |
| 忽略 | 用户忽略了警告 (ALERT) 状态。 | 选择需要进行的下一项测试。 |

点击“忽略 *EST*”会导致下列警告：

**警告：**
**选择忽略“警告 (ALERT)”状态，只有在绝对肯定通气不会给患者带来危害或增加引起其他危害的风险的情况下，才能授权进行通气。**

## 3.10 操作验证

在给患者通气之前，必须执行 **SST** 和报警测试，且必须通过。请参阅第 3-43 页的“运行 *SST*”。另请参阅第 6-9 页的“报警测试”。

页面故意留空

# 4 操作

## 4.1 概述

本章介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的工作情况，包括以下部分：

- 呼吸机的设置
- 如何使用呼吸机
- 如何使用呼吸机的图形用户界面 (GUI)
- 如何设置和改动主设置、报警或窒息通气设置
- 如何测试报警
- 如何标定、启用或禁用 $O_2$ 传感器
- 如何执行吸气和呼气暂停操作
- 如何使用无创通气 (NIV)

## 4.2 呼吸机的功能

来自壁式气源、气瓶或选购压缩机的空气和氧气进入呼吸机，并流经各个氧气和空气流量传感器。而后，这些气体会在混合模块的蓄压器内混合。混合模块的蓄压器内有一个减压阀，用于防止压力过大。混合模块还包含了一个氧传感器，用于根据操作人员设置的 $O_2$% 监测空气和氧气的混合情况。

气体混合后，流入吸气气动系统，这里的呼吸输送流量传感器会测量气体流量，并通过一个 PSOL 阀控制恰当的呼吸输送潮气量和压力。吸气气动系统中有一个安全阀，用于防止流经细菌过滤器并经过患者回路的吸气分支输送给患者的气流压力过大。呼气时，气体流出患者回路的呼气分支，经过呼气细菌过滤器、呼气阀（其中包括呼气流量传感器）以及呼气端口。

## 4.3 呼吸机设置

**警告:**
**为避免呼吸机工作被中断或者可能对呼吸机造成的损坏，请务必将呼吸机置于水平表面上，并保证放置方向正确。**

**呼吸机设置**

1. 将呼吸机接上电源和气源。请参考第 3-6 页的“*BDU 上的电源线固定扣*”和请参考第 3-8 页的“*将呼吸机连接气体供应*”。
2. 将患者回路连接到呼吸机上。请参照*第 3-15 页*和*第 3-16 页*的示意图，分别进行成人/小儿患者回路连接。
3. 打开呼吸机的电源开关。请参考第 2-27 页的“*呼吸机电源开关和交流电指示灯*”。
4. 在给患者通气之前，先运行 SST 计算患者回路中所有部分的顺应性和阻力。请参考第 3-43 页的“*运行 SST*”。

## 4.4 用户界面管理

用户界面由一个 GUI 和一个状态显示器组成。GUI 可用于进入呼吸机控制部分和患者数据。状态显示器是一个不大的 LCD 面板，在 GUI 发生故障时，作为 GUI 的备用装置。请参考第 2-29 页的“*状态显示器*”了解有关状态显示器的更多信息。

状态显示器不具备互动性。

在呼吸机正常工作期间，状态显示器会显示以下信息：

- 当前电源状态（AC 或 DC）
- 已安装电池/充电状态（BDU 和压缩机，如已安装）
- 报警音量的直观指示
- 显示 $P_{PEAK}$、PEEP 和与压力有关的报警设置的回路压力波形

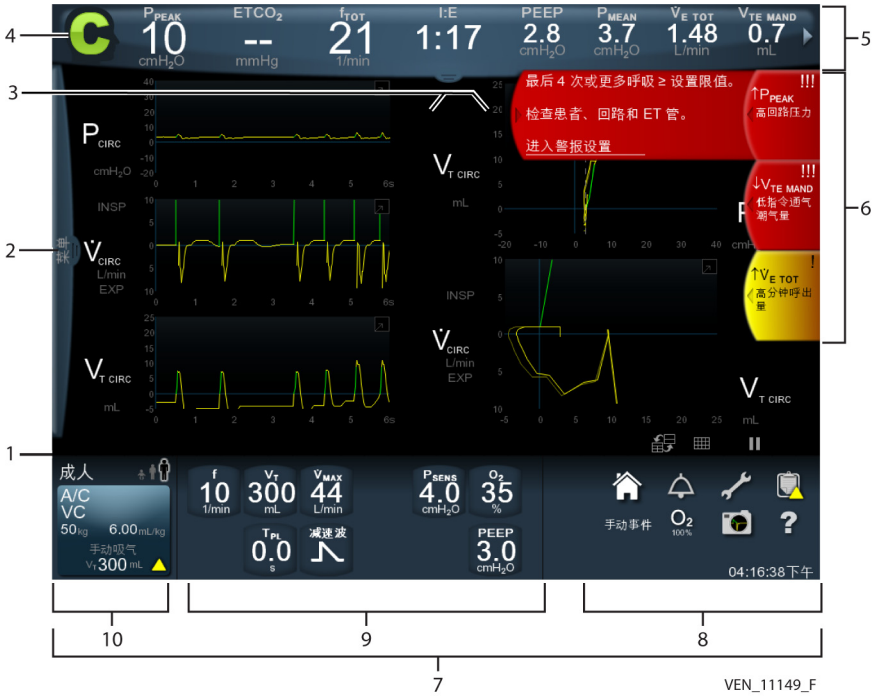
### 4.4.1 使用 GUI

GUI 用于在给患者通气的同时或在任意工作模式下和呼吸机互动。

**注意事项:**
**请勿着力在 GUI 上来倾斜或移动呼吸机。这样可能会造成 GUI 及其锁破裂，或者造成呼吸机倾倒。**

GUI 分为若干个区域。

**图 4-1.** GUI 区域




1. **提示区 —** 位于波形下方。任何与软界限或硬界限相关的系统提示都会在这里显示。**软界限**是一个超过推荐极限的选定值，需要确认后才能继续。**硬界限**是指超出其最小或最大值范围的数值无法选取，但如果所需要的数值等于设定的硬界限，则是允许的。

2. **菜单选项卡 —** 位于 GUI 屏幕左侧。向右点划选项卡，并点击“设置”，从而在屏幕上显示“呼吸机”、“窒息通气”和“报警”选项卡。点击这些选项卡打开屏幕，以便更改呼吸机、窒息通气和报警设置。

3. **波形区 —** 位于 GUI 屏幕中央。显示各种呼吸波形。请参考第 3-40 页的“配置波形和环”查看如何设置图形的相关信息。

4. **呼吸阶段指示灯 —** 在正常通气期间，GUI 的左上角处会出现一个呼吸指示灯，显示目前正在向患者递送的呼吸类型 [辅助 (A)、控制 (C) 或自主 (S)]，并显示目前正处于吸气还是呼气阶段。呼吸指示灯在每次吸气开始时更新，并一直持续到下一次呼吸类型更新。在吸气期间，辅助 (A) 和控制 (C) 呼吸指示灯为绿色，而自主 (S) 呼吸指示灯为橘色，每个指示灯均以空心方式显示，即指示灯为黑色，周围为彩色亮光。请参考第 4-3 页的“*GUI* 区域”而在呼气阶段，呼吸指示灯为实心彩色显示（辅助或控制呼吸期间为绿色，自主呼吸期间为橘色）。

5. **重要患者数据栏 —** 位于 GUI 屏幕上方。患者数据栏显示的是受到监测的患者数据，并可通过设置，在该区域显示所需要的患者数据。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”了解设置患者数据显示的相关内容。

6. **报警栏 —** 位于 GUI 屏幕右侧。向操作人员指明哪些报警处于活动状态，并以不同的颜色显示对应的优先级（高优先级为红色闪烁，中优先级为黄色闪烁，低优先级为黄色持续点亮）。

7. **常设进入图标 —** 位于 GUI 屏幕右下角。从该区域可进入主页（房子）、配置（扳手）、日志（剪贴板）、提升氧气百分比 ($O_2$) 和帮助（问号）图标。无论在 GUI 上选择了什么功能，这些图标都始终显示。

8. **常设进入区 —** 它由当前设置区和常设进入图标组成。从该区域可进入这些部分所显示的任一项患者设置变量。点击某个图标即可显示该变量的菜单。

9. **当前设置区 —** 位于 GUI 屏幕的中央偏下处。呼吸机当前激活的设置在这里显示。点击任一当前设置按钮即会出现一个对话框，允许您用旋钮改动数值。

10. **呼吸机设置按钮 —** 位于 GUI 屏幕的左下方。点击该按钮可进入呼吸机设置屏幕。

请参考第 2-29 页的“状态显示器”了解维修模式中所显示项目的有关信息。

## 4.4.2 调整 GUI 查看特性

### 屏幕透明度

操作人员可以通过透明度控制来调节显示透明度，范围在 50% – 100% 之间。在 50% 水平下，显示的图像为半透明，而在 100% 时，显示的图像是不透明的。重新通电后，透明度值仍为设置值。请参考第 3-41 页的“调节屏幕透明度”了解调节该功能的相关说明。

### 图钉功能

图钉功能可防止对话框在某些情况下关闭。和透明度控制类似，图钉会在新患者开始通气后显示在设置屏幕上。

**图 4-2.** 图钉图标




1 图钉图标－未固定状态　　2 图钉图标－固定状态

#### 图钉的使用

1. 例如，当某个对话框打开时，如果有“接受”或“全部接受”按钮，可点击未固定图钉图标将对话框固定，并保持打开状态。
2. 点击“关闭”以关闭该对话框。

### 显示器亮度

显示器亮度可采用手动调节。该功能可以由医疗机构设置。请参考第 3-34 页的“屏幕亮度和键盘背光灯（灯光设置）”。亮度范围为 1% - 100%，分辨率为 1%。默认值为 80%。

#### 手动调节显示器亮度

1. 按下显示器亮度键。
2. 将亮度滑动条向右滑动为增加亮度，向左为减小。也可以用旋钮来增减亮度。约 5 秒钟后，该控制图示便会从屏幕上消失。

### 显示器锁

主显示器提供了一个显示器锁键，用于防止意外改动设定值。处于激活状态时，显示器锁可以禁用触摸屏、旋钮和屏外键，并在显示器的边框处有一个 LED 亮起。显示器锁的图形在 GUI 屏幕上以透明方式显示，不会遮挡任何内容，方便操作人员使用 GUI。出现任何报警状态都会禁用显示器锁，并能够正常使用 GUI。

**显示器的锁定与解锁。**



1. 按下 GUI 上的显示器锁。键盘上的 LED 亮起，同时屏幕上出现一个透明图标，表示显示器锁定。该图标过一会便会消失，但如果操作人员试图激活触摸屏上的任何控制功能，该图标又会重新出现。

2. 若要给屏幕解锁，再次按下显示器锁即可。此时显示器锁 LED 熄灭。

## 4.4.3 操作 GUI 时使用手势

GUI 中包含了手势界面，可以用手指的不同运动来运用各种功能。下表介绍了 GUI 中可使用的手势。

**表 4-1.** 手势及其含义

| 手势 | 说明 | 用于 | 如何使用 |
|---|---|---|---|
| 点划 | 用指尖迅速划过屏幕表面。 | 打开或关闭在屏幕两侧或上方滑进滑出的对话框，移动波形数据，扩展或收缩工具提示，滚动列表或报警栏，放大或缩小波形。 | 向屏幕中央划则打开对话框或面板。向屏幕两侧划（或向上，如果要查看其他患者数据或大字体患者数据屏幕）则为关闭。<br>要移动某个暂停的波形，向所需要移动的方向划。<br>在波形上的任一点向上划将波形最大化，在最大化的波形上向下划将波形最小化。<br>在工具提示上向上划可扩展为详细描述，向下则缩减为简短描述。在患者数据区的任一点向下划可打开其他患者数据面板，在其他患者数据选项卡上再次划即显示大字体患者数据面板。 |

**表 4-1.** 手势及其含义（续）

| 手势 | 说明 | 用于 | 如何使用 |
|---|---|---|---|
| 双击 | 用一根手指迅速点击屏幕表面两次。 | 放大或缩小对话框、控制或波形的可视区，扩展或收缩工具提示。 | 双击可将波形的可视区域最大化，或显示工具提示的详细说明。再次双击可将波形的可视区域最小化，或显示工具提示的简要说明。如果控制部分可以改动，双击时会弹出配置菜单。 |
| 拖动 | 指尖在不离开屏幕的情况下在表面移动。 | 改动 X 和 Y 轴的刻度，重新放置波形，移动波形光标，移动滚动条，滚动列表。滚动速度视手指位置在列表边界以外的远近而定。 | 点击标轴并向右拖动可放大波形 X 轴的刻度，向左为缩小。点击坐标轴并向上拖动可放大波形 Y 轴的刻度，向下为缩小。<br>若要重新放置波形，可点击图形并拖至新位置。<br>若要移动波形光标，点击光标并向右或向左移动。图形会发生类似的响应。<br>左右或上下拖动列表，即可随意滚动。列表会随着手指运动的方向滚动。<br>如果手指是从列表的内部向边移动，就可以开启自动滚动功能。手指在边界外移动的距离越远，列表滚动速度就越快。 |
| 点击并按住 | 点击并按住某一项目至少 0.5 秒钟。 | 无点击哪一个项目，屏幕上都会出现一个工具提示对话框。工具提示以发光方式表示点击并按住的动作。 | 不适用 |
| 拖动并放下 | 点击某个项目并拖动至另一个位置，然后提起手指放下。 | 拖动帮助图标可对某个在屏项目进行说明。 | 将位于 GUI 屏幕右下角的帮助图标拖至有问题的项目并放下。如果亮起蓝色，就会出现一个工具提示，提供该项目（如控制键或符号）的有关信息。 |

## 4.5 呼吸机工作

**警告:**
**在给患者通气之前，应选择合适的导管类型和导管内径。**

**注意事项:**
**请勿将盛有液体的容器放在呼吸机上，以免泼洒。**

打开呼吸机开关后，就会出现“启动屏幕”，并运行通电自检 (POST)。启动屏幕出现后，呼吸机会给出选择，提示给相同患者或新患者通气，或是运行 SST。

**通气参数是通过图形用户界面 (GUI) 输入的，基本步骤如下：**

1. 点击 GUI 上所显示的设置值。
2. 向右转动旋钮增加数值，向左为减少。
3. 点击“接受”应用设置，或按“全部接受”一次性应用若干个设置。

**注释：**
快速启动可以快速设置和启动机械通气。查看“快速启动”参数，并确保其与医疗机构以前的做法一致。

**使用“快速启动”**

1. 点击“新患者”。
2. 点击高亮显示的 *PBW* 或“性别/身高”按钮。
3. 转动旋钮调节患者的 PBW 或性别/身高（如果已选择性别，就会出现身高选择）。
4. 点击“快速启动”。
5. 将回路 Y 型口连接至患者气道或接头。此时患者通气采用的是医疗机构根据所输入的 PBW 或性别/身高以及 SST 中所使用的回路类型而设定的“快速启动”默认值。此时没有要求检查设定值的系统提示，并且会出现波形显示。

**注释：**
在进行通气之前将回路Y型口连接至患者气道或接头将使得呼吸机采用安全压力控制通气（安全 PCV）模式开始通气，并发出一个“程序错误 (ROCEDURE ERROR)”报警。呼吸机接收到设置确认后（点击“接受”或“全部接受”），就会脱离安全 PCV，重启报警，并输出选定的设置。请参考第 10-58 页的“基于回路类型的 $V_T$ 数值”查看这些设置值。

### 给同一患者恢复通气

1. 在 GUI 屏幕上点击“同一患者”按钮。在将设置应用到患者身上之前，屏幕上会显示之前的呼吸机设置，以供复查。

2. 如果设置可接受，点击“接受”确认。若要更改设置，触摸该设置，顺时针转动旋钮增加数值，逆时针则为减小，然后点击“接受”确认。若要一次性改动若干个设置，在完成所有改动之后，点击“全部接受”确认。设置的外观会从当前设置的白色非斜体字变成黄色斜体字（表示尚未应用的设置）。接受设置之后，其外观又变回白色非斜体字。

3. 将回路连接至患者气道，启动通气。

### 给新患者通气

1. 在 GUI 屏幕上点击“新患者”按钮。此时会出现“新患者”设置屏幕，用于输入通气控制参数。请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”查看呼吸机的默认参数设置值。

**图 4-3.** 新患者设置值




2. 键入患者的 PBW 或性别/身高（如果已选择性别，就会出现身高选择）。

3. 如果呼吸机默认设置适用于该患者，点击“开始”确认设置值，否则需触摸某一项呼吸机设置，并转动旋钮调节该参数。对所有需要调节的参数重复上述步骤。

4. 点击“接受”或“全部接受”确认所作改动。

5. 将回路连接至患者气道，启动通气。

### 4.5.1 呼吸机设置

**警告：**
**该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。**

新患者设置屏幕上会出现下列呼吸机设置：

- **预测体重 (PBW) —** 调节患者 PBW，或选择患者的性别和身高。请参考第 4-21 页的“*预测体重 (PBW) 计算*”。
- **通气类型 —** 确定待输送的通气类型 [有创或无创 (NIV)]

  **有创 —** 使用气管插管 (ET) 或气管切开 (trach) 导管的常规通气方法

  **无创 (NIV) —** 使用无出气口的全面罩、鼻罩、婴儿鼻插管或无套囊气管插管等进行的通气。请参考第 4-22 页的“*无创通气 (NIV)*”
- **模式 —** 指定呼吸模式 [A/C（辅助/控制）]、SIMV（同步指令通气、SPONT（自主通气）、BiLevel（如已安装 BiLevel 选购件）或 CPAP。
- **指令类型 —** 选择 PC（压力控制）、VC（容量控制）或 VC+（容量控制增强）。
- **自主呼吸类型 —** 如果选择 SIMV 或 BiLevel 模式，应指定 PS（压力支持）还是 TC（导管补偿）。如果选择 SPONT 模式，应指定 PS 压力支持）、TC（导管补偿）、VS（容量支持）或 PAV+（成比例辅助通气）（如果已安装 PAV+ 软件选项）。

**注释：**
VS、PAV+ 和 TC 仅供在 INVASIVE 通气类型中选择。

- **触发器类型 —** 选择压力 - 触发 ($P_{-TRIG}$) 或流量触发 ($\dot{V}_{-TRIG}$)。压力触发在通气类型为 NIV 时不可用。如果给新生儿患者通气，系统仅有流量触发。

进入呼吸机设置屏幕的其他途径：




- 点击 GUI 屏幕左下方的“呼吸机设置”。
- 向左点划 GUI 左侧的菜单选项卡，并点击“设置”。

**图 4-4.** 打开菜单选项卡




1 设置按钮

**图 4-5.** 新患者设置屏幕




### 键入呼吸机设置

1. 点击相应的按钮，选择通气类型、模式、指令类型、自主类型和触发器类型。
2. 点击需要改动的呼吸机设置按钮。
3. 调整设置。
4. 继续上述步骤，直至所有改动均已完成，然后点击“接受”或“全部接受”。
5. 点击 “ 开始 ”。在将呼吸回路连接至患者气道之前，不会开始通气。通气开始后，系统便会在显示的波形轴上开始用点画出波形。请参考第 3-39 页的“波形”查看有关图形显示的更多信息。

如果需要改动设置，可按上述返回“呼吸机设置”屏幕。

**注释：**

此时在 GUI 上含有未读或未查看项目的选项卡和按钮上会出现一个黄色的三角形。点击含有该图标的项目后，该图标就会消失。

**注释：**
若要在完成患者设置后改动设置，可点击“设置”对话框左侧的“通气”选项卡，并按上述改动设置。以白色字体显示的当前设置会变成黄色斜体字，表示新值尚未应用。点击“接受”或“全部接受”确认所作的某项或一系列改动。当设置被接受后，就会变成白色字体。

**注释：**
在“设置”对话框中选择“快速启动”、“接受”、“全部接受”或“启动”按钮便会将所有设置应用到**“全部”**四个“设置”选项卡（“呼吸机设置”、“窒息通气”、“报警”和“更多设置”），并关闭“设置”对话框。

## 导管补偿

导管补偿是一种在呼吸机设置期间选择的自主类型。它可以让呼吸机输出附加正压力，以克服患者手动气道所施加的阻力。请参考第 4-12 页了解有关呼吸机设置的更多信息。请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”了解具体导管补偿设置的详细情况。

### 启用导管补偿

1. 在GUI屏幕上点击“通气”选项卡。请参考第 4-12 页的“新患者设置屏幕”。
2. 在选择模式时点击 SPONT。
3. 在自主类型中点击 TC。
4. 按上述步骤完成呼吸机的设置（请参考第 4-12 页了解键入呼吸机设置的相关信息）。
5. 请务必对应患者设置选择导管类型（气管插管和气管切开导管）并设置导管内径。
6. 完成改动后，点击“接受”应用新设置，或按“取消”以取消所有改动并关闭对话框。

## 调节导管类型、导管内径和湿化

**警告:**
**为防止 TC 通气不当，请根据患者的通气需要，选用正确的导管类型（ET 或气管切开）以及导管内径（ID）。如果 ET 导管或气管导管设置值大于或小于输入的实际值，就可能造成通气支持不当而导致通气过量或不足的情况。**




### 按下列步骤选择新的导管设置

1. 点击 GUI 屏幕上的“呼吸机设置”，显示“呼吸机设置”屏幕。
2. 点击需要改动值的“导管类型”或“导管内径”。
3. 转动旋钮，改动设置。
4. 必要时，可进行其他导管设置。
5. 点击“接受”或“全部接受”以应用新设置，或点击“取消”以取消所有改动并关闭对话框。

**注释:**
如果 TC 为新选择，导管类型和导管内径指示灯会闪烁，表示需要键入正确的导管类型和导管内径。

### 按下列步骤选择新的湿化器设置

1. 在呼吸机设置屏幕上，点击“更多设置”选项卡。此时会出现一个含有湿化器类型和容量选项的对话框。

   只有在选择“非加热型呼气导管”或“加热型呼气导管”湿化器类型时，选项下面才会出现一个“湿化器容量”按钮。

2. 转动旋钮，输入一个与所使用的湿化罐干燥容量相等的值。
3. 点击“接受”或“全部接受”以应用新设置，或点击“取消”以取消所有改动并关闭对话框。

表 4-2.根据患者类型和通气类型列出允许的呼吸机设置。

**表4-2.**允许的呼吸机设置

| 患者类型 | 成人 | | 儿童 | | 新生儿 | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **通气类型** | **有创** | **无创（NIV）** | **有创** | **无创（NIV）** | **有创** | **无创（NIV）** |
| **模式** | A/C（辅助/控制）、SIMV（同步指令通气）、SPONT（自主通气）、BiLevel | A/C、SIMV、SPONT | A/C、SIMV、SPONT、BiLevel | A/C、SIMV、SPONT | A/C、SIMV、SPONT、BiLevel | A/C、SIMV、SPONT、CPAP |
| **指令类型** | PC（压力控制）、VC（容量控制）、VC+（容量控制增强） | PC、VC | PC、VC、VC+ | PC、VC | PC、VC、VC+ | PC、VC |
| **自主呼吸类型** | PS（压力支持）、TC（导管补偿）、VS（容量支持）、PAV+（成比例辅助通气，⩾ 25 kg） | PS | PS、TC（⩾ 7.0 kg）、VS | PS | PS、VS | PS |
| **触发类型** | $\dot{V}_{TRIG}$流量触发、P-Trig（压力触发） | $\dot{V}_{TRIG}$ | $\dot{V}_{TRIG}$、P-Trig | $\dot{V}_{TRIG}$ | $\dot{V}_{TRIG}$ | $\dot{V}_{TRIG}$ |

**注释：**
要使用新生儿呼吸机设置，必须在呼吸机上安装 NeoMode 2.0 软件选购件，或者必须使用 Puritan Bennett™ 980 新生儿呼吸机。

### 4.5.2 窒息通气设置

在对呼吸机设置进行必要改动后，点击“设置”对话框左侧的“窒息通气”选项卡。尽管无需改动窒息通气设置，但确认默认设置值对患者仍是必要的。窒息通气允许压力控制或容量控制呼吸类型。压力控制窒息通气呼吸中的参数包括 *f*、$P_I$、$T_I$ $O_2$% 和 $T_A$。容量控制窒息通气呼吸参数有 *f*、$V_T$、$\dot{V}_{MAX}$、流量波形、$O_2$% 和 $T_A$。

**注释：**
如果选择了“快速启动”，呼吸机设置屏幕上的窒息通气选项卡上会出现一个黄色三角形，表示窒息通气设置尚未检查。

**图 4-6.** 窒息通气设置屏幕




### 设置窒息通气参数

1. 选择所需要的窒息通气呼吸类型（PC 或 VC）。
2. 键入所需要的窒息通气参数，方法与呼吸机设置相同。
3. 点击“接受”或“全部接受”确认窒息通气设置。

在窒息通气压力通气期间，窒息通气上升时间 % 固定在 50%，且呼吸频率变化期间的恒定参数为 $T_I$。

## 4.5.3 报警设置

接受窒息通气设置之后，显示器再次回到波形显示。返回“呼吸机设置”对话框，并点击 GUI 屏幕左侧的“报警”选项卡。此时会出现带有默认报警设置值的报警屏幕。请参考第 4-17 页的“报警设置屏幕”。检查并适当调整患者的报警设置。

**注释：**
如果选择了“快速启动”，对话框上的报警选项卡上会出现一个黄色的三角形，表示报警设置尚未检查。

**注释：**

请参考第 11-17 页的“报警设置范围及分辨率”查看新患者的报警默认值。这些**默认值**不能改动。临床医师可以遵照下列规程调节报警设置。当呼吸机再次通电时，报警设置仍保留在内存中，而在选择一个新的患者后，当前设置会转变为新患者默认值。

**图 4-7.** 报警设置屏幕




### 调节报警设置

1. 点击每一项需要改动的报警设置滑动条。可供调节的报警设置有 $P_{PEAK}$、$f_{TOT}$、$\dot{V}_{E\ TOT}$、$V_{TE\ MAND}$、$V_{TE\ SPONT}$ 以及 $V_{TI}$ 参数。
2. 顺时针转动旋钮增加数值，逆时针则为减小。
3. 继续上述操作，直至所有报警项均按要求设置完毕。
4. 点击“全部接受”确认报警设置。

**注释：**

TC、PAV+、VS 和 VC+ 呼吸类型还有另一项报警设置：高吸入潮气量 ($\uparrow V_{TI}$)。这种报警状况发生在吸气潮气量大于设置值时。$\uparrow V_{TI}$ 还会使得呼吸输送转换至呼气阶段，以免输送过多的吸气量。

**警告:**
**在开始通气之前以及每当呼吸机设置值变动时，务必使报警设置值适于患者情况。**

**警告:**
**将任何报警限制设为 OFF、极高或极低值，可能会使得相关报警在通气期间无法激活，从而导致其监测患者和提醒临床医师有情况需要干预的效用下降。**

请参考第 3-37 页的“调节报警音量”以保证恰当调节报警音量。

**注释:**
此时系统会发出示范报警音调，用于确认每一档音量变动。移动报警音量滑动条增减报警音量，可对报警音量重新进行调节。

**注释:**
在呼吸机等待连接患者的同时，请勿阻塞患者 Y 型口。否则阻塞会产生患者连接的假象。

### 4.5.4 运行期间的报警屏幕

呼吸机工作过程中，报警屏幕会和指示灯一同显示，使操作员了解每个参数的当前患者数据值（第 1 项），参数报警设置（第 2 项和第 3 项），最后 200 次呼吸的患者数据值的最新范围（第 4 项）。如果出现报警，滑动条和相应的限制按钮会显示与报警优先级匹配的颜色。请参考第 4-19 页的“运行期间的报警屏幕”。

**图 4-8.** 运行期间的报警屏幕




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 指针会显示对应于报警参数的患者数据的当前值 | 3 | 低报警设置（此例中为 $\downarrow V_{TE\ SPONT}$） |
| 2 | 高报警设置（此例中为 $\uparrow V_{TE\ SPONT}$） | 4 | 最后 200 次呼吸时特定参数的患者数据值范围 |

### 4.5.5 改动呼吸机设置

在通气期间，如果有必要改动设置，并且不会涉及 PBW、模式、呼吸类型或触发器类型的改动，可以使用位于 GUI 屏幕下方的当前设置区。请参考第 4-3 页的“*GUI 区域*”查看当前设置区的位置。

用“当前设置”区改动呼吸机设置

1. 若要返回先前的设置，请触摸通气设置按钮，然后触摸图形用户界面 (GUI) 屏幕上的先前设置按钮。呼吸机会恢复先前使用的主控制和呼吸设置，以及报警和窒息通气设置，并以黄色高亮显示上次的数值，提示操作人员进行核对。呼吸机、报警和窒息通气设置选项卡上的内容也用黄色显示，同时选项卡上会显示一个黄色三角形，表示尚未经过检查的先前设置。
2. 如果设置可以接受，请触摸 接受或 全部接受。
3. 点击“接受”或“全部接受”。

### 用“呼吸机设置”按钮改动设置




1. 点击“呼吸机设置”。
2. 如上所示改动设置。
3. 点击“接受”或“全部接受”确认所作改动

再次通电后，所选择的呼吸机设置和报警设置会保留在内存中，只要在呼吸机重新设置时选择的是同一患者。如果给一个新患者通气，呼吸机和报警设置会变为默认值。如果所有电力（AC 和电池）均断开，只要断电时间在 5 分钟之内，断电之前生效的呼吸机和报警设置会自动恢复。如果断电时间超过 5 分钟，呼吸机将在“安全 PCV”模式下恢复。呼吸机和报警必须为正在通气的患者重新设置。请参考第 10-58 页的“基于回路类型的 $V_T$ 数值”查看上述设置值列表。

### 使用“先前设置”按钮

1. 若要返回先前的设置，请点击 GUI 屏幕上的“先前设置”按钮。呼吸机将恢复先前使用的主控制和呼吸设置，以及报警和窒息通气设置，并以黄色高亮显示上次的数值，提示操作人员进行核对。呼吸机、报警和窒息通气设置选项卡上的内容也用黄色显示，同时选项卡上会显示一个黄色三角形，表示尚未经过检查的先前设置。
2. 如果设置可接受，点击“接受”或“全部接受”。

当先前的设置确认后，“先前设置”按钮消失，并会在用新设置通气时再次显示。

## 4.5.6 频率变动期间的计时常变量

此时设置屏幕下方会出现呼吸计时图，显示出吸气时间、呼气时间、I:E 比、呼吸频率之间的关系以及流量波形、潮气量和 $\dot{V}_{MAX}$ 在指令 PC、VC、BiLevel 或 VC+ 呼吸期间对呼吸计时所产生的效应。在 BiLevel、PC 和 VC+ 呼吸情况下，呼吸计时图下方有 3 个挂锁图标，让操作人员可以从左到右选择 $T_I$、I:E 比或 $T_E$ 作为频率变动期间的常变量（或 $T_H$、$T_H$:$T_L$ 比或 BiLevel 模式中的 $T_L$）。如果呼吸模式是 SPONT，则挂锁图标不显示，呼吸计时图仅显示手动吸气 $T_I$。如果指令呼吸模式是 VC，挂锁图标不显示，但呼吸计时图会显示 $T_I$、I:E 比和 $T_E$。

**选择频率变动计时常变量**

1. 点击要设为频率变动期间常变量的参数所对应的挂锁图标（这会使得挂锁的外观从解锁变为锁定）。锁定参数在设置区发亮。
2. 转动旋钮调节参数值。
3. 点击“接受”。

## 4.6 预测体重 (PBW) 计算

很多呼吸机和报警默认设置值都是以患者 PBW 为根据的。无论是通过键入身高和性别，或直接通过设置 PBW，PBW 的范围从最低 3.5 kg (7.7 lb) 到 155 kg (342 lb) 的男性和 150 kg (331 lb) 的女性。了解呼吸机在 PBW 范围的极低端如何工作，需要知道 PBW 的输入或预测对输出气量值的驱动作用，该值的下限为 2.0 mL（如果使用 NeoMode 2.0 选购件）。作为身高的函数，成人男性和女性的 PBW 数据是用 www.ards.net 上的方程式计算的。

假设呼吸机（通过直接身高或 PBW 输入）注册了 0.3 kg 的 PBW。如果已指定 4 mL/kg (PBW) 的输出气量，则所需气量将只等于 1.2 mL，少于 2.0 mL 的呼吸机最小值。在所需的 4 mL/kg 下，婴儿的 PBW 需要至少 0.5 kg，或者必须重置所需气量以使其大于 4 mL/kg (PBW)。一旦早产儿的 PBW 达到 1.0 kg (2.2 lb)，此限制将会消失。

键入 PBW 后，核对并改动所有需要改动的设置。

相关函数 PBW = 从参考源推导得出的身高。对于自身体重/身高数据定义了 PBW 范围（包括 ARDS 表末尾 20 到 23 周胎龄新生儿以及男性和女性青少年成人）的受试者，会采集其 PBW 值，分别作为 Fenton 表、CDC 与 NCHS 图表中的第 50 个百分位数字。请注意，Fenton 表提供了胎龄和妊龄在 20 到 50 周之间的早产儿和婴儿数据的专有信息。[123]

1. Fenton TR, BMC Pediatrics 2003, 3:13. http://www.biomedcentral.com/1471-2431/3/13.
2. Hamill, PV V. 1977 NCHS growth curves for children birth to 18 years for the United States:National Center for Health Stat (Vital and Health Statistics:Series 11, Data from the National Health Survey; no. 165) (DHEW publication; (PHS) 78 - 1650).1977.
3. Kuczmarski RJ, Ogden CL, Guo SS, et al.2000 CDC growth charts for the United States:Methods and development.National Center for Health Statistics.Vital Health Stat 11(246).2002.

**注释：**
表中注明的任何重复数值都是小数圆整的结果。

## 4.7 无创通气 (NIV)

**警告：**
**NIV 方式只能使用无出气口的患者接口。有出气口的接口处所出现的漏气可能导致呼吸机无法补偿这些泄漏，即便是开启了 Leak Sync。**

**警告：**
**用于无创通气的全面罩应当能够观察到患者的鼻子和嘴，以降低患者要呕吐的风险。**

**警告：**
**采用 NIV 时，患者的呼出潮气量 ($V_{TE}$) 可能与呼吸机所监测到的患者 $V_{TE}$ 读数不同，其原因来自面罩周围的漏气。为避免这种情况出现，请务必安装 Leak Sync。选择 NIV 时，Leak Sync 会自动启用。**请参考第 B-3 页的“*启用 Leak Sync*”。

无创通气 (NIV) 是在临床医师决定用面罩或其它无创患者接口来代替气管导管的情况下使用，以产生预想中的患者治疗效果。

### 4.7.1 NIV 预期用途

NIV 主要用于具有足够的神经－呼吸结合能力以及稳定、持续的呼吸动力的新生儿、小儿和成人患者。

### 4.7.2 NIV 呼吸接口

Covidien 在 NIV 方式下成功试验了下列无出气口的接口：

**全面罩 —** Puritan Bennett® Benefit 全面罩（大号），ResMed Mirage™ 无出气口全面罩（中号）

**鼻罩 —** ResMed Ultra Mirage™ 无出气口全面罩（中号）

**婴儿鼻插管 —** Sherwood Davis & Geck Argyle® CPAP 鼻插管（小号），Hudson RCI® 婴儿鼻部 CPAP 系统（3 号）

**无套囊型新生儿 ET 导管 —** Mallinckrodt 无套囊型导气管，Murphy (3.0 mm)

### 4.7.3 NIV 设置

NIV 可以在呼吸机启动期间在新患者设置屏幕上启动，也可以在对患者进行无创通气时启动。有关使用 NIV 患者设置方面的内容，请参考下表。

**表 4-3.** 设置使用 NIV 的患者

| 设置新患者 | 设置目前正在通气的患者 |
|---|---|
| 1. 打开呼吸机电源。<br>2. 选择新患者。<br>3. 键入患者的 PBW 或性别与身高。<br>4. 点击 NIV 通气类型。<br>5. 选择模式。<br>6. 选择指令类型。<br>7. 完成呼吸机设置，包括窒息通气和报警设置。 | 1. 点击或点划 GUI 左侧的菜单选项卡。<br>2. 点击“呼吸机设置”。<br>3. 执行第 4 至第 7 步，与新患者的呼吸机设置方法相同。<br>4. 查看设置值，包括窒息通气和报警设置，必要时予以修改。 |

#### 启用 Leak Sync 时对 NIV 接口设置 $D_{SENS}$

1. 调整患者设置后，开始通气。
2. 确保已启用 Leak Sync。
3. 在 NIV 接口向周围环境打开（未连接到患者）的情况下，使用患者数据漏气值以 L/min 为单位量化漏气。
4. 将 $D_{SENS}$（单位：L/min）设置低于漏气率（单位：L/min）。
5. 定期评估漏气率，尤其在 PEEP（呼气末正压）改变的情况下，并根据需要调整 $D_{SENS}$ 设置。
6. 在 NIV 期间始终使用替代的监控方法。

### 4.7.4 从有创 (INVASIVE) 到无创 (NIV) 通气类型的转换

**警告：**
**在更改通气类型时，若要为同一患者提供恰当的通气支持，请检查所述设置值的自动变更。请根据相关表格进行相应调整。**

INVASIVE 通气期间所出现的某些呼吸机设置在 NIV 期间不可用。请参照下表，查看通气类型从 INVASIVE 转为 NIV 时设置值自动变更的相关内容。

**表 4-4.** 同一患者的 INVASIVE 至 NIV

| 当前 INVASIVE 设置 | 新 NIV 设置 |
|---|---|
| 呼吸模式：BiLevel | 呼吸模式：A/C |
| 呼吸模式：SIMV 或 SPONT | 可进行 $T_{I\ SPONT}$ ($\uparrow T_{I\ SPONT}$) 高限设定 |
| 指令类型：VC+ | 指令类型：<br>新生儿：PC<br>成人/小儿：VC |
| 自主类型：除 PS 以外的任何类型 | 自主类型：PS |
| 触发器类型：压力 | 触发器类型：流量<br>（流量触发是 NIV 期间唯一允许的触发器类型） |
| 报警设置：$\downarrow P_{PEAK}$（如适用）、$\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$、$\downarrow V_{TE\ MAND}$、$\downarrow V_{TE\ SPONT}$、“吸气时间过长 (INSPIRATION TOO LONG)”（非用户设定） | 报警设置：$\downarrow P_{PEAK}$、$\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$、$\downarrow V_{TE\ MAND}$、$\downarrow V_{TE\ SPONT}$ 对 NIV 新患者适用默认值。请参考第 11-17 页的“报警设置范围及分辨率”。<br>“吸气时间过长 (INSPIRATION TOO LONG)”报警不可用。 |
| $D_{SENS}$ | 如已禁用 Leak Sync，$D_{SENS}$ 设置默认为 OFF。 |

**注释：**
在递送的任何自主呼吸中，无论是 INVASIVE 或 NIV，如果压力支持设为 0 $cmH_2O$，都采用 1.5 $cmH_2O$ 的目标吸气压力。

处于 NIV 类型时，“通气设置”按钮的外观会发生变化，以便让操作人员知道通气类型是 NIV。

**图 4-9.** “呼吸机设置”按钮 NIV 表示通气类型为 NIV




VEN_11353_F

## 4.7.5 从 NIV 转换至 INVASIVE 通气类型

下表显示的是通气类型从 NIV 转变为 INVASIVE 时设置值的自动变更。

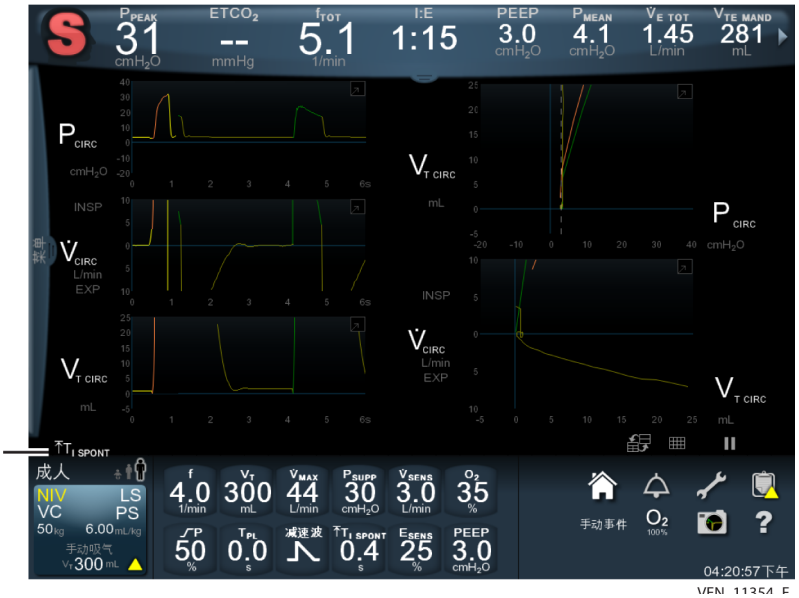
**表 4-5.** 同一患者的 NIV 至 INVASIVE

| 当前 NIV 设置 | 新 INVASIVE 设置 |
|---|---|
| 呼吸机设置：$\uparrow T_{I\ SPONT}$ | 不适用 |
| 报警设置：<br>$\downarrow P_{PEAK}$、$\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$、$\downarrow V_{TE\ MAND}$、<br>$\downarrow V_{TE\ SPONT}$ | 报警设置：新患者的默认值取决于所选择的 INVASIVE 呼吸机设置。请参考第 11-17 页的“报警设置范围及分辨率”。“吸气时间过长 (INSPIRATION TOO LONG)”报警可用。 |
| $D_{SENS}$ | $D_{SENS}$ 对 INVASIVE 新患者数值适用默认值。请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”。 |

### 4.7.6 高自主吸气时间限值设置

NIV 包括 SIMV 或 SPONT 模式中的高自主吸气时间限值设置 (↾$T_{I\ SPONT}$)。当患者的吸气时间达到或超过设定极限时，呼吸机会从吸气转为呼气，此时 GUI 屏幕左下方会出现 ↾$T_{I\ SPONT}$ 符号，表示呼吸机已截断呼吸（如下所示）。↾$T_{I\ SPONT}$ 设置不限制改动 PBW；如果 PBW 减小，↾$T_{I\ SPONT}$ 可自动减小，以维持在允许限值之内。

**图 4-10.** ↾$T_{I\ SPONT}$ 指示灯




**警告：**

**可视 ↾$T_{I\ SPONT}$ 指示灯不伴随报警音，在报警日志或报警提示情况下也不会出现指示灯。**

如果 ↾$T_{I\ SPONT}$ 设置不够长，或者如果系统漏气量过大导致了呼吸机在允许的 ↾$T_{I\ SPONT}$ 最大设置值处截断了呼吸，目标吸气压力可能就无法达到。

**注释：**

为了降低达不到目标压力的隐患，在可行的情况下，应尽量减少系统中的漏气，并提高上升时间 % 和/或降低 $E_{SENS}$ 设置。

### 4.7.7 NIV 窒息通气设置

按上文所述设置患者的窒息通气参数。请参考第 4-15 页的“窒息通气设置”。NIV 不会改变窒息通气参数的设置方式。

### 4.7.8 NIV 报警设置

系统在一开始时会根据患者的预测体重设置大多数报警设置。请查看所有报警设置，必要时可予以改动，但呼吸机启动并不需要确认这些设置。NIV 的报警设置方式与 INVASIVE 通气类型是完全相同的。

**图 4-11.** NIV 报警设置默认值




在通气期间随时点击“报警”选项卡即可显示当前限值以及受到监测的患者数值，后者在各报警的指示箭头上用白色显示。请参考第 4-27 页的“*NIV 报警设置默认值*”。如果发生报警，LED 指示灯的颜色会根据不同的报警优先级发生改变。请参考第 6-16 页的“报警优先”了解各种报警的颜色和含义以及各种报警的性质。

**注释：**
报警的上限和下限不能彼此冲突。

**注释：**
自主呼出潮气量和指令呼出潮气量的上限值始终是相同的。更改其中一个报警的上限就会自动更改另一个报警的上限。

## 4.8 手动吸气

手动吸气是一种由操作人员启动的指令 (OIM) 吸气。当呼吸机处于包括指令呼吸（包括混合模式 BiLevel 和 SIMV）的模式中时，操作人员按下“手动吸气”键时，呼吸机将使用当前设置的指令呼吸参数输送手动吸气。在呼吸机处于 SPONT 模式时执行的手动吸气使用当前设置的呼吸暂停呼吸参数。基于容量的手动吸气会获得顺应性补偿。在 BiLevel 模式中按下“手动吸气”键将会从 $T_H$ 转换到 $T_L$，或从 $T_L$ 转换到 $T_H$，具体取决于在呼吸周期中的哪个时点按下按键。

## 4.9 呼吸力学操作

### 进入呼吸力学操作

1. 点击或点划 GUI 左侧的“菜单”选项卡。
2. 点击 *RM*。

**图 4-12.** “菜单”选项卡中的 RM



3. 点击所要操作的特定选项卡。

**图 4-13.** 呼吸操作选项卡




4. 按 GUI 屏幕上的提示操作。

5. 接受或拒绝操作结果。如果接受了结果，系统便会保存其数值。

### 4.9.1 吸气暂停操作

吸气暂停操作会关闭吸气和呼气阀，并延长单个指令呼吸的吸气阶段，以测量吸气末回路压力，藉此计算呼吸系统的平台压力 ($P_{PL}$)、肺部静态顺应性 ($C_{STAT}$) 和静态阻力 ($R_{STAT}$)。手动气道任一侧的压力均允许均等，以确定无流量状态下的压力。在窒息通气通气、安全 PCV、OSC、BUV 的待机状态下，系统会忽略吸气暂停请求。在 A/C、SIMV, BiLevel 和 SPONT 模式下允许暂停吸气。如果在呼吸期间已经发生了一次吸气暂停操作，就不允许第二次吸气暂停操作。

吸气暂停可分为**自动**或**手动**。**自动**吸气暂停会持续至少 0.5 秒，但最长不超过 3 秒。按住吸气暂停键不动，即可启动**手动**吸气暂停。按键被按住多久，暂停就持续多久（最长 7 秒）。

**执行自动吸气暂停**

1. 按下 GUI 面板上的吸气暂停按钮后松开；如果在上图所示的 GUI 屏幕上执行吸气暂停，则点击“*启动*”后松开。呼吸机将执行吸气暂停操作，并显示 $P_{PL}$、$C_{STAT}$、$R_{STAT}$ 以及日期和时间。

2. 点击“*接受*”或“*拒绝*”按钮保存或取消结果。如果点击“*接受*”按钮，就会显示结果。

通过点击 GUI 屏幕上的“*取消*”，取消自动吸气暂停操作。

**执行手动吸气暂停**

1. 按住 GUI 面板上吸气暂停按钮；如果在上图所示的 GUI 屏幕上执行吸气暂停，则点击并按住 GUI 屏幕上的“*启动*”。呼吸机会提示操作已开始，此时松开按钮即可停止操作。呼吸机将执行吸气暂停操作，并显示 $P_{PL}$、$C_{STAT}$、$R_{STAT}$ 以及日期和时间。

2. 点击“*接受*”或“*拒绝*”保存或取消结果。如果点击“*接受*”，就会显示结果。

松开“吸气暂停”键可取消一次手动吸气暂停操作。

### 4.9.2 呼气暂停操作

呼气暂停可以延长当前呼吸的呼气阶段，以测量呼气末肺部压力 ($PEEP_{TOT}$) 或总 PEEP。它对呼吸的吸气阶段没有作用，而每次呼吸只允许有一次呼气暂停。在计算 I:E 时，可将呼气暂停操作视为呼气阶段的一部分。

在呼气暂停期间，吸气和呼气阀关闭，允许手动气道两侧的压力相等。这样就可以计算内源性 PEEP ($PEEP_I$)。$PEEP_I$ 为 $PEEP_{TOT}$ 减去设置的 PEEP 水平。呼气暂停可以通过自动或手动方式管理，并在下一次 A/C、SIMV 或 BiLevel 模式的指令呼吸时执行。在 SIMV 模式中，呼气暂停激活的呼吸周期 [即下一个既定的呼吸机启动指令 (VIM) 呼吸发生时] 将会按暂停激活的时间顺延。对 A/C 和 SIMV 模式来说，呼气暂停操作的时点是在指令呼吸之前的下一个呼气末。在 BiLevel 模式中，呼气暂停操作的时点是在从 $P_L$ 转换至 $P_H$ 之前的下一个呼气末。在呼气暂停操作期间，系统会显示 $PEEP_I$ 和 $PEEP_{TOT}$ 相等时间的数值，并会定时更新，因为这些数值中只要有一个稳定下来，即表示暂停可以结

束。在呼气暂停操作期间，窒息通气间隔时间 $T_A$ 会按暂停激活的时间顺延。如果呼吸机处于窒息通气、安全 PCV、OSC、BUV 和待机状态下，系统会忽略呼气暂停请求。此外，在呼气暂停操作期间，“严重阻塞 (SEVERE OCCLUSION)”报警会被暂时抑制。如果流量触发被激活，患者的呼吸力度可以通过后备压力灵敏度 ($P_{SENS}$) 反映出来。

**手动**呼气暂停的最长时间为 15 秒，而**自动**呼气暂停的最长时间只有 3 秒。

在手动或自动呼气暂停期间，GUI 上会显示 $PEEP_I$ 和 $PEEP_{TOT}$ 以及下一次 VIM，使临床医师能够查看这些值何时稳定下来，即操作何时可以结束。

**执行自动呼气暂停**

1. 按下 GUI 面板上的呼气暂停按钮后松开；如果在上图所示的 GUI 屏幕上执行呼气暂停，则点击“*启动*”后松开。呼吸机将执行呼气暂停操作，并显示回路压力图、$PEEP_{TOT}$、$PEEP_I$ 以及日期和时间。

**执行手动呼气暂停**

1. 按住 GUI 面板上的呼气暂停按钮；如果在上图所示的 GUI 屏幕上执行呼气暂停，则点击并按住“*启动*”。呼吸机会提示操作已启动，此时松开按钮即可停止操作。呼吸机将执行呼气暂停操作，并显示回路压力图、$PEEP_{TOT}$、$PEEP_I$ 以及日期和时间。
2. 接受或拒绝暂停结果。

**取消呼气暂停操作**

1. 在 GUI 屏幕上点击“*取消*”按钮。

### 4.9.3 其他呼吸操作

若要执行其他呼吸操作，按所要操作的相应选项卡，并点击 GUI 屏幕上的提示操作。

## 4.10 氧电池功能

呼吸机的氧电池用来监测 $O_2$%。它安装在 BDU 的混合模块上，用于监测送达呼吸回路的混合气体中的氧气百分比（不能代表患者吸入的气体中的实际氧气浓度）。

请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，了解关于如何更换 $O_2$ 传感器的说明。

新患者默认 $O_2$% 设置值如下所示：

- $O_2$ 传感器已启用
- 新生儿：40% $O_2$
- 小儿/成人：100% $O_2$

**注释：**
氧电池有三种状态：启用、关闭和标定。氧电池在呼吸机启动时即已启用，无论是否已选择“新患者”或“同一患者”设置。

**启用或禁用 $O_2$ 电池。**




1. 点击“呼吸机设置”。
2. 点击“更多设置”选项卡。此时会出现“更多设置”屏幕。

**图 4-14.** $O_2$ 电池启用时的“更多设置”屏幕




3. 点击所需要的 $O_2$ 电池功能的对应按钮（“已启用”或“已禁用”）。

4. 点击“接受”。

### 4.10.1 氧电池使用寿命

$O_2$% 的设置范围最小从室内空气浓度（21% $O_2$）到最大 100% 氧气。氧电池会和氧气发生反应，产生一个与混合气体的部分压力成正比的电压。由于大气中约含有 21% 的氧气，氧电池会不断和氧气反应，并且始终会产生一个电压。暴露在高温和高压之下，会降低氧电池的使用寿命。在 ICU 的正常使用条件下，氧电池的寿命大约可持续一年－也就是例行预防性维护的间隔时间。

由于氧电池不断和氧气发生反应，因而需要定期标定，以防止发出不准确的 $O_2$% 报警。一旦标定后的氧电池和呼吸机达到一个稳定的工作温度，受到监测的 $O_2$% 与实际值的误差将保持在 3% 之内至少 24 小时。为确保氧电池保持标定，应当至少每隔 24 小时重新标定一次。

临床医师通常会使用 $O_2$ 分析仪结合呼吸机所给出的信息。如果发生“无氧气供应 (NO $O_2$ SUPPLY)”报警，请将 $O_2$ 分析仪的读数与呼吸机的 $O_2$ 读数进行比较，以找出故障原因。此时呼吸机会自动切换到 100% 空气输送。

### 4.10.2 氧电池标定

氧电池应当每隔 24 小时以及在使用之前进行标定。标定功能提供了一种单点 $O_2$ 电池标定方法。

#### 标定 $O_2$ 电池




1. 点击“呼吸机设置”。
2. 点击“更多设置”选项卡。
3. 触摸“校准”以获取氧气传感器数值。校准程序导致在 2 分钟的校准期间通过呼吸回路输送 100% 氧气。请参考第 4-33 页的“*$O_2$ 电池启用时的“更多设置”屏幕*”。

### 4.10.3 氧电池标定测试

#### 测试 $O_2$ 电池标定

1. 将呼吸机的氧气软管连接至一个已知的 100% $O_2$ 源（如医用级氧气瓶）。




2. 按上述方法标定氧电池。
3. 将呼吸机的氧气软管连接至另一个已知 100% $O_2$ 源（如又一个医用级氧气瓶）。
4. 将 $O_2$% 逐个设为下列数值，并在设定每个值后等一分钟，使监测的数值稳定下来：21%, 40%, 90%
5. 查看 GUI 屏幕，确认在选定每个设置值 1 分钟内，$O_2$ 值（送达 $O_2$%）与每个设置值的误差都不超过 3%。

## 4.11 呼吸机保护策略

呼吸机采取了多种策略来支持患者的安全。这些措施包括通电自检 (POST)、SST 以及一种被称为**通气保障** 的策略，它可以在呼吸输送系统发生某些严重故障时提供其他替代通气手段。下文详细描述了系统对潜在故障的响应。

### 4.11.1 通电自检 (POST)

第一项措施是在将呼吸机用于患者之前检查其潜在问题。POST 会检查呼吸机电子系统的整体性，并防止在有严重故障的情况下进行通气。请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，查看 POST 的完整说明。POST 可以发现大大小小的系统故障，这些故障表现为设备提示。请参考第 6-34 页的“设备提示报警”了解更多信息。

### 4.11.2 技术故障

技术故障发生在 POST 或后台测试失败的情况下。请参考第 10-78 页的“*通电自检 (POST)*”。根据未能通过的测试，呼吸机要么以当前设置进行通气，要么用修改后的设置通气，或者进入 Vent Inop 状态。技术故障不能用按下报警重置键的方法清除。清除技术故障的唯一办法是纠正引起该故障的错误，或者能够达到报警重置标准。

### 4.11.3 SST

除了可以检查呼吸机呼吸回路的特性外，SST 可以对呼吸机的气压系统进行基本检查，包括呼吸输送 PSOL、流量传感器和呼气阀。在 SST 期间发现的故障必须予以更正后才能进行通气。

### 4.11.4 程序错误

当系统在呼吸机设置完成之前发现有患者连接时，就会出现程序错误。呼吸机会使用默认安全压力控制通气（安全 PCV）设置来提供通气支持。请参考第 10-58 页的“基于回路类型的 $V_T$ 数值”。

### 4.11.5 通气保障

在通气期间，呼吸机会对呼吸输送子系统（请参考第 10-72 页的“安全网”）进行频繁的后台检查。如果气压系统中的某些关键部件发生故障，通气保障措施就会采用三种后备通气 (BUV) 策略中的一种来继续提供呼吸支持，即绕过该故障来保持可以安全送达的最大限度的通气支持（请参考第 10-75 页的“后台诊断系统”查阅对后备通气策略的全面说明）。

**注释：**
请勿将 BUV 与安全 PCV（在呼吸机设置完成前接通患者时发生）或窒息通气（在发现患者窒息时发生）相混淆。

### 4.11.6 安全阀打开 (SVO)

如果无法安全地忽略发生的严重故障，作为最后手段，呼吸机可恢复为安全状态。在安全状态下，如果患者回路不堵塞，呼吸机会打开安全阀和呼气阀，从而允许患者呼吸室内空气（如果可行）。在 SVO 过程中，在安全阀释放患者回路中的压力后，患者（如已连接）可通过它来呼吸室内空气。患者可以通过呼气阀，以最小的阻力呼气，而且呼气阀还可以起到单向阀的作用，限制气体从呼气过滤器或回路的呼气分支流入。SVO 情况同被视作导致 SVO 情况的事件而记录到事件和报警日志中。如果引起 SVO 的情况被清除，则呼吸机会清除 SVO 状态。患者数据不会在 GUI 上显示，但图形依旧会画出。在 SVO 期间，呼吸机会忽略回路阻塞和断开。如果引起 SVO 的情况只能通过维修呼吸机才能纠正，SVO 报警就无法通过按下报警重置键来重置。

### 4.11.7 呼吸机失效 (Vent Inop)

呼吸机失效出现在呼吸机发现有阻碍其他所有安全状态正常工作的灾难性故障的情况下。“呼吸机失效”会限定呼吸机进入 SVO 状态时输送到患者的压力，禁用（关闭）吸气阀 (PSOL)，并排空气体混合系统的蓄压器。此时安全阀会打开且“呼吸机失效”指示灯会亮起，初级报警会发出一个高优先级报警，而辅助报警（连续音）则被激活。呼吸机只有在重新通电并顺利通过 EST 检测的情况下才能退出 Vent Inop 状态。Vent Inop 报警不能用报警重置键重置。此时所有患者数据报警状况的监测和发布均暂停。

## 4.12 呼吸机关机

当呼吸机电源开关关闭时，呼吸机会按照正常关机顺序，先保存患者数据，然后再断电。当电源开关关闭时，如果呼吸机发现有患者连接，就会发出一个高优先级报警，并在显示器上出现一个提示框，要求操作人员确认是否请求关机。只有在操作人员确认后，呼吸机才会执行关机命令。

呼吸机断电时，所有日志均保存在呼吸机内存中。当日志达到最大条目数量时，时间最早的数据就会被新的数据覆盖。请参考第 8-2 页的“呼吸机日志”了解关于呼吸机日志的信息。

页面故意留空

# 5 产品数据输出

## 5.1 概述

本章介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机为临床医师提供输出的相关功能。它包括语言、数据显示和传送方式、显示数据的类型以及外部设备接口的类型。外部患者监控系统的连接也包括在内。

## 5.2 语言

呼吸机所使用的语言为出厂配置。

## 5.3 数据显示

显示数据为实时更新。医务人员可以查看最多 60 秒的波形数据，并用截屏功能暂停和截取最多两个环形。操作人员可以暂停显示，而当显示暂停时，屏幕上会出现一个光标，并伴随光标与波形或环形相交点的数值。刻度波形含有一个数值，而环则同时包含 X 轴和 Y 轴的数据。操作人员可以用旋钮沿波形或环移动光标，并读取相应的数值。请参考第 3-39 页的“波形”了解有关波形配置和显示的详细介绍。

## 5.4 数据传输

呼吸机数据可以通过 USB 或 RS-232 接头进行访问。以下数据可通过连接远程装置或闪存驱动器进行下载：

- 波形图像（截屏功能）：USB 端口
- 波形数据：RS-232 端口，有 USB 至串行转换能力的 USB 端口（通过 Comm 端口配置）

- DCI 命令结果：RS-232 端口，有 USB 至串行转换能力的 USB 端口（通过 Comm 端口配置）

### 5.4.1 GUI 截屏

**注意事项：**
**USB 接口应当用来保存屏幕截图数据，以及与外部患者监护仪接驳。它不得用来给含有 USB 接口的其他类型的设备供电。**

**注意事项：**
**只应使用兼容的 USB 设备，否则 GUI 性能可能会受到影响。**

从 USB 端口下载图像需要以 32 位文件格式格式化的 128 MB 存驱动器存储设备。*表 9-1.* 列出的 USB 设备是当前可用于 PB980 的唯一兼容 USB 设备。要订购兼容的 USB 设备，请致电 800 255 6774 与 Covidien 技术服务部门联系，或联系当地的 Covidien 代表。

**截取 GUI 屏幕**

1. 导航至需要用于截取图像的屏幕（如波形屏幕）。在执行屏幕截图之前，无需暂停波形。



2. 点击 GUI 常设进入图标区中的屏幕截图图标。如果需要，可导航到其他屏幕并为最多十 (10) 幅图像重复第 1 步和第 2 步。如果截取了另一幅图像而使队列中的数量增加至 11 幅，最新的图像会覆盖最早的图像，这样就始终只有 10 幅图像。

**注释：**
如果相机图标发暗，即表示屏幕截图功能正在处理图像，目前无法使用。处理结束时，相机图标就不再发暗，且屏幕截图功能可供使用。

**将截取的图像传输到 USB 存储设备**

1. 点划 GUI 左侧的菜单。请参考第 4-11 页的“打开菜单选项卡”。

2. 点击“截屏”。此时会出现一个屏幕截图列表，注有时间和日期。屏幕上还会出现一个滑动条，表示除显示的图像外，还有更多图像。

3. 将一个无源 USB 存储设备（“闪存驱动器”）插入呼吸机背后的 USB 端口。USB 设备的正确插入朝向是金属触点面向测试按钮。请参考第 5-18 页的“端口位置”。如果呼吸机上安装了不止一个 USB 存储设备，请点击代表图像复制目标的 USB 设备按钮。如果插入不兼容的设备，端口将被禁用，直到设备被移除并通过点击“确认”按钮确认移除。图 *5-1.* 显示的消息出现。

**图 5-1.** 不兼容的 USB 设备消息




VEN_12538_A

**注释：**
正在写入截屏文件时移除外部 USB 存储设备可能会导致文件传输不完整和文件不可用。

4. 在图像列表中，点击图像名称。

5. 点击“复制”。图像将被保存到目标 USB 存储设备中。

6. 另一种方法是点击“选择全部”，列表中的所有图像都被保存在 USB 设备中，然后可通过个人电脑查看和打印。

**注释：**
屏幕截图的文件格式是 .PNG。

## 5.4.2 通信设置

### 指定呼吸机的通信配置

1. 触摸图形用户界面的常量访问图标区域中的配置图标。出现一个包含多个选项卡的菜单。

2. 触摸通信设置选项卡。出现通信设置屏幕，允许配置三个端口。这些端口可被指定为 DCI、DCI 2.0、Philips、Spacelabs 或波形。

**图 5-2.** 通信设置屏幕




**注释：**
波形可以在任何端口选择，但每次只能有一个端口。

## 5.4.3 Comm 端口配置

配置通信端口可以使呼吸机与通信设置屏幕上列出的设备进行通信，或从呼吸机捕获波形数据（ASCII 格式）。

**配置通信端口**

1. 点击 *COM1*、*COM2* 或 *COM3*。
2. 转动旋钮，使之指向所要的设备配置。
3. 选择所需的波特率。如果选择波形，则波特率会自动配置为 38400。
4. 选择 7 或 8 位数据位数。
5. 选择偶数、奇数或无（如果数据位数 = 8）。

将设备连接至先前配置好的端口。请参考第 5-18 页的“端口位置”查看通信端口的说明和位置。

**注释：**
如果把 USB 端口配置为通信端口，就需要使用 USB－串行适配电缆。适配器必须使用 Prolific 生产的芯片。如需进一步信息，请联系本地 Covidien 代表。

在配置通信端口时选择波形，可以使呼吸机按操作人员选择的停止位和奇偶性，以 ASCII 格式和 38400 bits/s 的波特率，从选择的串口连续传送压力、流量和序列数。系统每 20 *ms* 会提取一个压力和流量读数样本。在每次呼吸结束时，读数样本将以 10 次/秒或即更高的呼吸频率被传送到选定的串口。对于更长时间的呼吸，至少前 8 秒的呼吸数据是被传输的。数据格式如下：吸气开始以 “BS、S:nnn、<LF>” 表示，其中 'BS' 表示呼吸开始，‘S:nnn’是每次呼吸递增的序列号，<LF> 则是换行字符。'fff' 和‘ppp’字段显示呼吸流量和压力数据。呼气结束用 “BE<LF>” 表示，其中‘BE’表示呼吸结束，<LF> 为换行字符。

### 5.4.4 串行命令

呼吸机系统提供了若干命令，可以通过通信端口与呼吸机进行往来通信。来自远程设备的呼吸机命令包括：

- RSET：请参考第 5-6 页的“*RSET 命令*”。
- SNDA：请参考第 5-6 页的“*SNDA 命令*”。
- SNDF：请参考第 5-10 页的“*SNDF 命令*”。

**注释：**
呼吸机只有在命令字符串后接收到回车 (<CR>) 信号时才会响应。

### 5.4.5 RSET 命令

RSET 命令用于清除来自呼吸机接收缓冲器中的数据。呼吸机不会向主机系统发送响应信号。请严格按照以下方式键入 RSET 命令：

RSET<CR>

### 5.4.6 SNDA 命令

SNDA 命令用于指示呼吸机将呼吸机设置信息以及受监测的患者数据发送到主机系统。请严格按照以下方式键入 SNDA 命令：

SNDA<CR>

当呼吸机接收到 SNDA<CR> 命令后，便会以代码 MISCA 响应，接着便会发送呼吸机设置以及受监测的患者数据。

MISCA 响应按以下格式：

| **MISCA** | **706** | **97** | **<STX>** | **字段 5，…字段 101，** | **<ETX>** | **<CR>** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | SNDA 命令的响应代码 | 5 | 数据字段，左侧对齐，并以空格填充 |
| 2 | <STX> 和 <CR> 之间的字节数 | 6 | 传送结束（03 十六进制） |
| 3 | <STX> 和 <ETX> 之间的数据字段数 | 7 | 终止回车 |
| 4 | 传送开始（02 十六进制） | | |

未提供的字段以“未使用”标记。下划线代表填入每个字符串中的一个或多个空格数。

表中列出了对 SNDA 命令的 MISCA 响应

**表 5-1.** MISCA 响应

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| MISCA | 对 SNDA 命令的响应（5 个字符） |
| 706 | <STX> 和 <CR> 之间的字节数（3 个字符） |
| 97 | <STX> 和 <ETX> 之间的字段数（2 个字符） |
| <STX> | 传送开始字符（02 十六进制） |
| 字段 5 | 呼吸机时间 (HH:MM_)（6 个字符） |
| 字段 6 | 呼吸机 ID 可以让外部主机以唯一方式识别每一台 Puritan Bennett™ 980 呼吸机（18 个字符） |
| 字段 7 | 房间号（6 个字符） |
| 字段 8 | 日期 (MMM_DD_YYYY_)（12 个字符） |
| 字段 9 | 模式（CMV___，SIMV__，CPAP__ 或 BILEVL）（CMV = A/C）设置（6 个字符） |
| 字段 10 | 呼吸频率设置，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 11 | 潮气量设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 12 | 峰值流量设置，单位为 L/min（6 个字符） |
| 字段 13 | $O_2$% 设置（6 个字符） |
| 字段 14 | 压力灵敏度设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 15 | PEEP 或 $P_L$（BiLevel 模式）设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 16 | 平台时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 17-20 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 21 | 窒息通气间隔时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 22 | 窒息通气潮气量设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 23 | 窒息通气呼吸频率设置，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 24 | 窒息通气峰流量设置，单位为 L/min（6 个字符） |
| 字段 25 | 窒息通气 $O_2$% 设置（6 个字符） |
| 字段 26 | 压力支持设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |

**表 5-1.** MISCA 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 27 | 流量波形设置（SQUARE 或 RAMP__）（6 个字符） |
| 字段 28-29 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 30 | 提升 $O_2$ 状态（ON____ 或 OFF___）（6 个字符） |
| 字段 31-33 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 34 | 总呼吸频率，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 35 | 呼出潮气量，单位为升（6 个字符） |
| 字段 36 | 分钟呼气量，单位为升（6 个字符） |
| 字段 37 | 自主分钟通气量，单位为升（6 个字符） |
| 字段 38 | 最大回路压力，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 39 | 平均气道压力，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 40 | 吸气末压力，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 41 | I:E 比值受监测的呼气分量，假定吸气分量为 1（6 个字符） |
| 字段 42 | 回路压力高限，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 43-44 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 45 | 呼出潮气量低限，单位为升（6 个字符） |
| 字段 46 | 分钟呼气量低限，单位为升（6 个字符） |
| 字段 47 | 高呼吸频率限值，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 48 | 高回路压力报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 49-50 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 51 | 低呼出潮气量（指令或自主）报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 52 | 低分钟呼气量报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 53 | 高呼吸频率报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 54 | 无 $O_2$ 供应报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 55 | 无空气供应报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 56 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 57 | 窒息通气报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |

**表 5-1.** MISCA 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 58-59 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 60 | 呼吸机时间 (HH:MM_)（6 个字符） |
| 字段 61 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 62 | 日期 (MMM_DD_YYYY_)（12 个字符） |
| 字段 63 | 从吸气暂停操作得出的静态顺应性 ($C_{STAT}$)，单位 mL/cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 64 | 从吸气暂停操作得出的静态阻力 ($R_{STAT}$)，单位 cm$H_2O$/L/s（6 个字符） |
| 字段 65 | 动态顺应性 ($C_{DYN}$)，单位 mL/cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 66 | 动态阻力 ($R_{DYN}$)，单位 cm$H_2O$/L/s（6 个字符） |
| 字段 67 | 吸气负压力 (NIF)，单位 cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 68 | 肺活量 (VC) 操作，单位为升（6 个字符） |
| 字段 69 | 自主呼吸峰流量 (PSF)，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 70 | 呼吸机设置的基本流量，单位为 L/min（6 个字符） |
| 字段 71 | 流量灵敏度设置，单位为 L/min（6 个字符） |
| 字段 72-83 | 未使用（6 个字符） |
| 字段 84 | 吸气末压力，单位 cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 85 | 吸气压力或 $P_H$ 设置，单位 cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 86 | 吸气时间或 $T_H$ 设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 87 | 窒息通气间隔时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 88 | 窒息通气吸气压力设置，单位 cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 89 | 窒息通气呼吸频率设置，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 90 | 窒息通气吸气时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 91 | 窒息通气 $O_2$% 设置（6 个字符） |
| 字段 92 | 窒息通气回路压力高限，单位 cm$H_2O$（6 个字符） |
| 字段 93 | 音频暂停状态（ON____或 OFF___）（6 个字符） |
| 字段 94 | 窒息通气报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 95 | 严重阻塞/回路断开报警状态（NORMAL，ALARM_ 或 RESET_）（6 个字符） |
| 字段 96 | I:E 的吸气分量或 H:L (BiLevel) 设置高限分量（6 个字符） |

**表 5-1.** MISCA 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 97 | I:E 设置的呼气分量或 H:L (BiLevel) 低限分量（6 个字符） |
| 字段 98 | 窒息通气 I:E 比设置的吸气分量（6 个字符） |
| 字段 99 | 窒息通气 I:E 比设置的呼气分量（6 个字符） |
| 字段 100 | 压力控制指令呼吸的频率设置变化期间的常数（I-TIME 或 I/E___ 或_____）（6 个字符（其中 _____ 表示 $T_E$ 或 PCV 未激活） |
| 字段 101 | 受监测的 I:E 数值（6 个字符） |
| <ETX> | 传送结束字符（03 十六进制） |
| <CR> | 终止回车 |

### 5.4.7 SNDF 命令

SNDF 是从外部主机设备发送到呼吸机系统的命令，用于指示呼吸机传送所有呼吸机设置数据、受监测的患者数据以及报警设置及其发生情况。请严格按照以下方式键入 SNDF 命令：

SNDF<CR>

当呼吸机接收到 SNDF<CR> 命令时，会以代码 MISCF 作为响应，然后发送呼吸机设置、受监控的患者数据以及报警信息。

MISCF 响应按以下格式：

| **MISCF** | **1225*** | **169** | **<STX>** | **字段 5，…字段 169，** | **<ETX>** | **<CR>** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | SNDF 命令的响应代码 | 5 | 数据字段，左侧对齐，并以空格填充 |
| 2 | <STX> 和 <CR> 之间的字节数 | 6 | 传送结束（03 十六进制） |
| 3 | <STX> 和 <ETX> 之间的数据字段数 | 7 | 终止回车 |
| 4 | 传送开始（02 十六进制） | * | 1229，如果在通信设置中选择 Philips 用于串行端口 |

下表列出了对 SNDF 命令的 MISCF 响应

**注释：**
不用的字段要么为零，要么为空白。

**表 5-2.** MISCF 响应

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| MISCF | 对 SNDF 命令的响应（5 个字符） |
| 1225* | <STX> 和 <CR> 之间的字节数（4 个字符）*1229，如果在通信设置中选择 Philips 用于通信端口 |
| 169 | <STX> 和 <ETX> 之间的字段数（3 个字符） |
| <STX> | 传送开始字符（02 十六进制） |
| 字段 5 | 呼吸机时间 (HH:MM_)（6 个字符） |
| 字段 6 | 呼吸机 ID 可以让外部主机以唯一方式识别每一台 Puritan Bennett™ 980 呼吸机（18 个字符） |
| 字段 7 | 日期 (MMM_DD_YYYY_)（12 个字符） |
| 字段 8 | 通气类型（NIV_____ 或 INVASIVE_）（9 个字符） |
| 字段 9 | 模式（A/C___，SIMV__，SPONT_ 或 CPAP）（6 个字符） |
| 字段 10 | 指令呼吸类型（PC____，VC____，VC+___）（6 个字符） |
| 字段 11 | 自主呼吸类型（PS____，TC____，VS____，PA____）（6 个字符） |
| 字段 12 | 触发器类型设置（$\dot{V}_{-TRIG}$，$P_{-TRIG}$）（6 个字符） |
| 字段 13 | 呼吸频率设置，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 14 | 潮气量 ($V_T$) 设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 15 | 峰流量 ($\dot{V}_{MAX}$) 设置，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 16 | $O_2$% 设置（6 个字符） |
| 字段 17 | 压力灵敏度设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 18 | PEEP/CPAP，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 19 | 平台时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 20 | 窒息通气间隔时间设置，单位为秒（6 个字符） |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 21 | 窒息通气潮气量设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 22 | 窒息通气呼吸频率设置，单位为每分钟的呼吸次数（6 个字符） |
| 字段 23 | 窒息通气峰流量设置，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 24 | 窒息通气 $O_2$% 设置（6 个字符） |
| 字段 25 | PCV 窒息通气吸气压力设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 26 | PCV 窒息通气吸气时间设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 27 | 窒息通气流量波形设置（SQUARE 或 RAMP__）（6 个字符） |
| 字段 28 | 窒息通气指令类型设置（PC 或 VC）（6 个字符） |
| 字段 29 | 窒息通气 I:E 的吸气分量（如果窒息通气指令类型为 PC）（6 个字符） |
| 字段 30 | 窒息通气 I:E 的呼气分量（如果窒息通气指令类型为 PC）（6 个字符） |
| 字段 31 | 支持压力设置 ($cmH_2O$) |
| 字段 32 | 流量波形设置（SQUARE 或 RAMP）（6 个字符） |
| 字段 33 | 提升 $O_2$ 状态（ON 或 OFF）（6 个字符） |
| 字段 34 | 高吸气压力报警设置 ($\overline{\uparrow}P_{PEAK}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 35 | 低吸气压力报警设置 ($\underline{\downarrow}P_{PEAK}$)，单位 $cmH_2O$，或关闭（6 个字符） |
| 字段 36 | 高分钟呼气量 ($\overline{\uparrow}\dot{V}_{E\ TOT}$) 报警设置，单位：L/min 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 37 | 低分钟呼气量 ($\underline{\downarrow}\dot{V}_{E\ TOT}$) 报警设置，单位：L/min 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 38 | 高指令呼气潮气量 ($\overline{\uparrow}V_{TE\ MAND}$) 报警设置，单位：mL 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 39 | 低指令呼气潮气量 ($\underline{\downarrow}V_{TE\ MAND}$) 报警设置，单位：mL 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 40 | 高自主呼气潮气量 ($\overline{\uparrow}V_{TE\ SPONT}$) 报警设置，单位：mL 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 41 | 低自主呼气潮气量 ($\underline{\downarrow}V_{TE\ SPONT}$) 报警设置，单位：mL 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 42 | 高呼吸频率 ($\overline{\uparrow}f_{TOT}$) 报警设置，单位为呼吸次数/分钟或 OFF（6 个字符） |
| 字段 43 | 高吸气潮气量 ($\overline{\uparrow}V_{TI}$) 报警设置，单位 mL（6 个字符） |
| 字段 44 | 基本流量设置，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 45 | 流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) 设置，单位为 L/min（6 个字符） |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 46 | PCV 吸气压力 ($P_I$) 设置，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 47 | PCV 吸气时间 ($T_I$) 设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 48 | I:E 设置的吸气分量或 H:L 设置的高限分量（6 个字符） |
| 字段 49 | I:E 设置的呼气分量或 H:L 设置的低限分量（6 个字符） |
| 字段 50 | 频率变动设置常数（I-time，I/E 或 E-time）（6 个字符） |
| 字段 51 | 导管内径设置，单位 mm（6 个字符） |
| 字段 52 | 导管类型设置（ET 或 TRACH）（6 个字符） |
| 字段 53 | 湿化类型设置（非加热型呼气导管，加热型呼气导管，或 HME）（18 个字符） |
| 字段 54 | 湿化器容量设置，单位 L（6 个字符） |
| 字段 55 | $O_2$ 传感器设置（启用或禁用）（9 个字符） |
| 字段 56 | 断开灵敏度 ($D_{SENS}$) 设置，单位：% 或 OFF（6 个字符） |
| 字段 57 | 上升时间 % 设置（6 个字符） |
| 字段 58 | PAV+ 百分比支持设置（6 个字符） |
| 字段 59 | 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) 设置，单位：% 或 L/min（PAV+ 呼吸类型）（6 个字符） |
| 字段 60 | PBW 设置，单位 kg（6 个字符） |
| 字段 61 | 目标支持容量 ($V_{T\ SUPP}$) 设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 62 | 高压 ($P_H$) 设置 (BiLevel)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 63 | 低压 ($P_L$) 设置 (BiLevel)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 64 | 高压时间 ($T_H$) 设置 (BiLevel)，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 65 | 高自主吸气时间限值 ($\overline{\uparrow}T_{I\ SPONT}$) 设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 66 | 回路类型设置（成人或小儿）（9 个字符） |
| 字段 67 | 低压时间 ($T_L$) 设置 (BiLevel)，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 68 | 呼气时间 ($T_E$) 设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 69 | 吸气末压力 ($P_{I\ END}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 70 | 呼吸频率 ($f_{TOT}$) 设置，单位为呼吸次数/分钟（6 个字符） |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 71 | 呼出潮气量 ($V_{TE}$) 设置，单位为升（6 个字符） |
| 字段 72 | 患者分钟呼气量 ($\dot{V}_{E\,TOT}$)，单位：L/min（6 个字符） |
| 字段 73 | 峰值气道压力 ($P_{PEAK}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 74 | 平均气道压力 ($P_{MEAN}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 75 | I:E 比值受监测的呼气分量，假定吸气分量为 1（6 个字符） |
| 字段 76 | I:E（6 个字符） |
| 字段 77 | 输送 $O_2$%（6 个字符） |
| 字段 78 | 吸入潮气量 ($V_{TI}$)，单位为升（6 个字符） |
| 字段 79 | 内源性 PEEP ($PEEP_I$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 80 | 预计总阻力 ($R_{TOT}$)，单位 $cmH_2O/L/s$（6 个字符） |
| 字段 81 | 预计患者阻力 ($R_{PAV}$)，单位 $cmH_2O/L/s$（6 个字符） |
| 字段 82 | 预计患者弹性 ($E_{PAV}$)，单位 $cmH_2O/L$（6 个字符） |
| 字段 83 | 预计患者顺应性 ($C_{PAV}$)，单位 $mL/cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 84 | 未使用 |
| 字段 85 | 浅快呼吸指数 ($f/V_T$)（6 个字符） |
| 字段 86 | 自主呼吸吸气时间百分比 ($T_I/T_{TOT}$)（6 个字符） |
| 字段 87 | 受监测的 PEEP，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 88 | 自主吸气时间 ($T_{I\,SPONT}$) 设置，单位为秒（6 个字符） |
| 字段 89 | 分钟自主呼气量 ($\dot{V}_{E\,SPONT}$)，单位：L/min（6 个字符） |
| 字段 90 | 从呼气暂停操作得出的内源性 PEEP ($PEEP_I$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 91 | 从呼气暂停操作得出的总 PEEP ($PEEP_{TOT}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 92 | 从吸气暂停操作得出的静态顺应性 ($C_{STAT}$)，单位 $mL/cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 93 | 从吸气暂停操作得出的静态阻力 ($R_{STAT}$)，单位 $cmH_2O/L/s$（6 个字符） |
| 字段 94 | 从吸气暂停操作得出的平台压力 ($P_{PL}$)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 95 | 高自主吸气时间（ALERT_ 或空白）（6 个字符） |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 96 | 动态顺应性 ($C_{DYN}$)，单位 mL/$cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 97 | 动态阻力 ($R_{DYN}$)，单位 $cmH_2O$/L/s（6 个字符） |
| 字段 98 | 自主呼吸峰流量 (PSF)，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 99 | 呼气峰流量 (PEF)，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 100 | 呼气末流量 (EEF)，单位 L/min（6 个字符） |
| 字段 101 | 保留 |
| 字段 102 | 吸气负压力 (NIF)，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 103 | $P_{0.1}$ 压力变化，单位 $cmH_2O$（6 个字符） |
| 字段 104 | 肺活量 (VC)，单位为升（6 个字符） |
| 字段 105 | 音频暂停（ON 或 OFF）（6 个字符） |
| 字段 106 | 窒息通气通气报警*（6 个字符） |
| 字段 107 | 高分钟呼气量报警* ($\uparrow\dot{V}_{E\,TOT}$)（6 个字符） |
| 字段 108 | 高呼出潮气量报警* ($\uparrow V_{TE}$)（6 个字符） |
| 字段 109 | 高 $O_2$% 报警*（6 个字符） |
| 字段 110 | 高吸气压力报警* ($\uparrow P_{PEAK}$)（6 个字符） |
| 字段 111 | 高呼吸机压力报警* ($\uparrow P_{VENT}$)（6 个字符） |
| 字段 112 | 高呼吸频率报警* ($\uparrow f_{TOT}$)（6 个字符） |
| 字段 113 | 停电报警*（6 个字符） |
| 字段 114 | 失效电池报警*（6 个字符） |
| 字段 115 | 电池电量不足报警*（6 个字符） |
| 字段 116 | 断电报警*（6 个字符） |
| 字段 117 | 低呼气潮气量报警* ($\downarrow V_{TE\,MAND}$)（6 个字符） |
| 字段 118 | 低分钟呼气量报警* ($\downarrow\dot{V}_{E\,TOT}$)（6 个字符） |
| 字段 119 | 低自主呼出潮气量 ($\downarrow V_{TE\,SPONT}$) 报警*（6 个字符） |
| 字段 120 | 低 $O_2$% 报警*（6 个字符） |
| * 可能的响应有：NORMAL，LOW，MEDIUM，HIGH 或 RESET。 | |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 121 | 低空气供应压力报警*（6 个字符） |
| 字段 122 | 低 $O_2$ 供应压力报警*（6 个字符） |
| 字段 123 | 压缩机失效报警*（6 个字符） |
| 字段 124 | 回路断开报警*（6 个字符） |
| 字段 125 | 严重阻塞报警*（6 个字符） |
| 字段 126 | 吸气时间过长报警*（6 个字符） |
| 字段 127 | 程序错误*（6 个字符） |
| 字段 128 | 顺应性限定潮气量 ($V_T$) 报警*（6 个字符） |
| 字段 129 | 高自主吸入潮气量 ($\downarrow T_{I\ SPONT}$) 报警*（6 个字符） |
| 字段 130 | 保留 |
| 字段 131 | 高补偿限值 ($\uparrow P_{COMP}$) 报警*（6 个字符） |
| 字段 132 | PAV+ 启动时间过长报警*（6 个字符） |
| 字段 133 | PAV+ R & C 未评估报警*（6 个字符） |
| 字段 134 | 容量未递送（VC+）报警*（6 个字符） |
| 字段 135 | 容量未递送（VS）报警*（6 个字符） |
| 字段 136 | 低吸气压力报警* ($\downarrow P_{PEAK}$)（6 个字符） |
| 字段 137 | 技术故障 A5*（6 个字符） |
| 字段 138 | 技术故障 A10*（6 个字符） |
| 字段 139 | 技术故障 A15*（6 个字符） |
| 字段 140 | 技术故障 A20*（6 个字符） |
| 字段 141 | 技术故障 A25*（6 个字符） |
| 字段 142 | 技术故障 A30*（6 个字符） |
| 字段 143 | 技术故障 A35*（6 个字符） |
| 字段 144 | 技术故障 A40*（6 个字符） |
| 字段 145 | 技术故障 A45*（6 个字符） |
| 字段 146 | 技术故障 A50*（6 个字符） |
| 字段 147 | 技术故障 A55*（6 个字符） |
| * 可能的响应有：NORMAL，LOW，MEDIUM，HIGH 或 RESET。 | |

**表 5-2.** MISCF 响应（续）

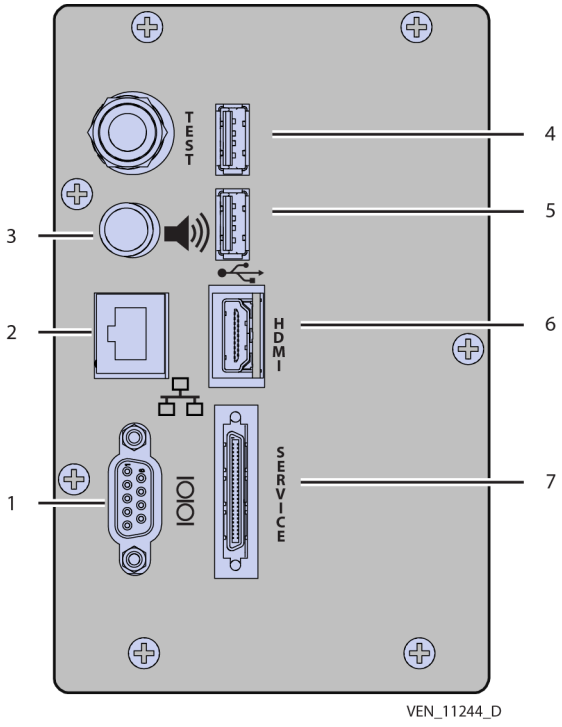
| 分量 | 说明 |
|---|---|
| 字段 148 | 技术故障 A60*（6 个字符） |
| 字段 149 | 技术故障 A65*（6 个字符） |
| 字段 150 | 技术故障 A70*（6 个字符） |
| 字段 151 | 技术故障 A75*（6 个字符） |
| 字段 152 | 技术故障 A80*（6 个字符） |
| 字段 153 | 技术故障 A85*（6 个字符） |
| 字段 154 | 自主潮气量 ($V_{TE\ SPONT}$)，单位为升（6 个字符） |
| 字段 155 | 总呼吸功 ($WOB_{TOT}$)，单位为焦耳/升（6 个字符） |
| 字段 156 | Leak Sync 状态（9 个字符（ON 或 OFF） |
| 字段 157 | %LEAK（6 个字符） |
| 字段 158 | LEAK（6 个字符） |
| 字段 159 | $V_{LEAK}$（6 个字符） |
| 字段 160 | Prox Inop 报警*（ALARM 或 NORMAL） |
| 字段 161 | $ETCO_2$，当 COM 端口设置为 DCI 2.0（6 个字符）时 |
| 字段 162-173 | 保留 |
| <ETX> | 传送结束字符（03 十六进制） |
| <CR> | 终止回车 |
| * 可能的响应有：NORMAL，LOW，MEDIUM，HIGH 或 RESET。 | |

## 5.5 通信端口

**警告:**
**为避免出现人身伤害，呼吸机背面的接口只能连接符合 IEC 60601-1 标准的设备，无源存储设备（“闪存驱动器”）和串行 －USB 适配电缆除外。如果使用串行－USB 适配电缆，则必须连接符合 IEC 60601-1 标准的设备。**

**警告:**
**为避免出现人身伤害，在呼吸机正在给患者通气时，请勿将附接在患者身上的设备连接到下列任何非临床端口上。**

**图 5-3.** 端口位置




| | |
|---|---|
| 1 | RS-232 端口 (COM 1) |
| 2 | 以太网端口（非临床用途） |
| 3 | 护士呼叫端口（远程报警端口） |
| 4 | USB 端口（USB 2）（COM 3）（非临床用途） |
| 5 | USB 端口（USB 2）（COM 3）（非临床用途） |
| 6 | HDMI 端口（非临床用途） |
| 7 | 维修端口（非临床用途） |

## 5.5.1 端口使用

请参考第 5-1 页的“数据传输”了解有关数据传输的详细信息。

### RS-232 端口

#### 使用 RS-232 端口

1. 用一根带有 DB-9 凹接头的电缆连接至呼吸机的 RS-232 端口。
2. 与监视装置连接妥当。连接时可能会需要转换接头、零调制解调器电缆或多孔插座。必要时，请咨询本单位的 IT 专业人员。
3. 请务必在呼吸机通信设置中正确指定波特率、奇偶性和数据位数，以便与监视装置的参数吻合。
4. 需要一台可使用该端口的监视器获取来自呼吸机的数据。设置监视装置以便接收呼吸机数据。这些数据可包括波形数据。
5. 对遥控装置进行编程，以便按下节所述方式发送相应的 RS-232 命令。

请参考第 5-7 页的“*MISCA 响应*”和请参考第 5-11 页的“*MISCF 响应*”，查看 MISCA 和 MISCF 对 SNDA 和 SNDF 命令的响应。

### 以太网端口

以太网端口主要供维修人员调阅各种日志和更新呼吸机软件使用。

### 护士呼叫端口

呼吸机系统中有一个远程报警或护士呼叫接口，可用于远程发送呼吸机报警状态。中优先级和高优先级报警是以远程方式发出的。护士呼叫接头位于呼吸机背面，如图所示。请参考第 5-18 页的“端口位置”。

请参考远程报警生产厂商的使用说明，以便正确连接护士呼叫端口。

### USB 端口

USB 端口用于截屏，或在 USB 端口被设置为串口时用于接收串行数据。这种方式也称为通过 USB 串行协议传送数据。请参考第 5-4 页的“通信设置”了解通信设置方面的内容。屏幕截图需要有外部 USB 存储器（“闪存驱动器”）文中有关于使用本端口进行屏幕截图的说明。请参考第 5-2 页的“*截取 GUI 屏幕*”。

### HDMI 端口

通过 HDMI 端口可连接外部显示器。

**用 HDMI 端口连接外部显示器。**

1. 将 HDMI 电缆的一端连接至呼吸机背面的 HDMI 端口（上图第 6 项）。
2. 将电缆的另一端连接至外部显示器。可使用 HDMI - DVI 适配器。
3. 打开显示设备。此时外部显示设备上会显示出 GUI 的外观。

### 维修端口

“维修”端口仅供维修人员使用。

## 5.6 提取保存的数据



呼吸机数据存储在各种日志中，可使用日志图标进行调阅。部分日志可在正常通气过程中调阅，而部分只能供 Covidien 人员在呼吸机处于维修模式时调阅。请参考第 8-2 页的“呼吸机日志”了解有关存储在各种日志中的数据的更多信息。

## 5.7 显示器的配置性

操作人员可以按照个人偏好配置某些呼吸机参数。请参考第 3-31 页的“呼吸机配置”查看哪些参数可由哪些人员配置。

请参考第 3-32 页的“准备呼吸机进行使用”，查看各显示项的配置说明。

## 5.8 打印数据或屏幕截图

呼吸机不能直接连接打印机。

需要将屏幕截图先保存到外部存储设备，如 USB 闪存驱动器，然后再通过电脑打印。请参考第 5-2 页的“*GUI 截屏*”了解使用屏幕截图功能的说明。

## 5.9 连接到外部系统

该呼吸机兼容 Philips Medical IntelliVue MP50 和 Spacelabs Ultraview 患者监护系统。

**注释：**
并非所有患者监护仪都适用于 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机。

页面故意留空

# 6 性能

## 6.1 概述

本章详细介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的性能，内容包括：

- 呼吸机设置
- 报警解读和报警测试
- 对选定报警项的详细描述
- 被监测的患者数据

## 6.2 选购系统

呼吸机可配备若干选购软件。每种选购软件的说明详见本手册中的附录。有关压缩机选购硬件的情况详见压缩机操作手册附录。

## 6.3 环境因素

**警告：**
**当海拔高于或气压低于指定值时，使用呼吸机/压缩机可能造成呼吸机/压缩机运行故障。**请参考第 11-8 页的“环境条件”**，获取完整的使用环境规格列表。**

## 6.4 呼吸机设置

默认呼吸机设置值是根据 SST 过程中选择的回路类型而定。可使用新生儿、小儿或成人患者回路，并且应在执行 SST 时连接所有需要为患者通气的配件。

### 6.4.1 通气类型

临床医师输入通气类型，指示如何给患者通气（INVASIVE 或 NIV）。通气类型优化了 NIV 患者的报警限值并且禁用 NIV 通气的一些设置。

### 6.4.2 模式

可用通气模式有指令呼吸 (A/C) 或自主呼吸 (SPONT) 模式，以及二者“混合”模式。SIMV 及 BiLevel

- **A/C （辅助控制）—** A/C 模式根据临床医师设置的频率 (*f*) 保证输送最少量的指令呼吸。A/C 中的呼吸可以由患者启动 (PIM) 或呼吸机启动 (VIM)
- **SPONT （自主呼吸）—** SPONT 模式只提供自主呼吸，它都是由所有患者启动的。
- **SIMV （同步间歇指令呼吸）—** SIMV 是一种混合模式，允许指令及自主呼吸。SIMV 保证每个设置呼吸周期至少一次指令呼吸，其为患者启动或呼吸机启动。SIMV 呼吸的指令呼吸类型可以是 PC、VC 或 VC+。
- **BiLevel —** BiLevel 也是一种混合模式，对于 PC 指令呼吸，其在患者呼吸结构上与患者自主呼吸重叠。它用到两个压力水平 $P_L$ 及 $P_H$。SIMV 及 BiLevel 模式下的呼吸周期间隔为 60/*f*，*f*是操作人员设置的呼吸频率。
- **CPAP —** CPAP 仅在回路类型为“新生儿”且通气类型为 NIV 时方可使用。CPAP 模式可允许在所需的 PEEP 水平上进行自主呼吸。为减少因经鼻 CPAP 呼吸中没有返回气量而无意引起的的报警，CPAP 不提供分钟呼气量和呼出潮气量报警设置。

### 6.4.3 呼吸类型

A/C 及 SIMV 模式下的指令呼吸类型包括容量控制 (VC)、压力控制 (PC) 或容量控制增强 (VC+) 呼吸类型，也称为指令呼吸类型。

- **VC （容量控制）—** 呼吸机输送操作人员设置的潮气量。
- **PC （压力控制）—** 呼吸机输送一个操作人员设置的压力。

- **VC+ —** 增强气量控制（VC+，一种指令型压力控制呼吸类型，它在吸气阶段不限制流量，并会自动调节各个呼吸之间的吸气压力目标值，以达到所需的潮气量（无论肺部状况如何变化）。请参考第 10-16 页的“指令呼吸输送”了解有关 VC+ 的更多信息。

通过以下方式触发指令呼吸吸气：

- **压力触发器 ($P_{-TRIG}$) —** 回路压力变化造成呼吸机输送一次呼吸。这些压力变化与操作人员设置的压力灵敏度 ($P_{SENS}$) 有关。如果患者努力吸气，气道压力下降。如果压力下降至少 $P_{SENS}$ 值，呼吸机输送一次呼吸。

- **流量触发 ($\dot{V}_{-TRIG}$) —** 回路中的流量变化引起呼吸机输送一次呼吸。呼吸输送及呼气流量传感器测量呼吸机呼吸系统中的气体流量。在患者吸气时，输送的气量保持不变，且呼气流量传感器会测量减少的流量。当两次流量测量之间的差异至少为操作人员为流量灵敏度设置的值 ($\dot{V}_{SENS}$) 时，呼吸机输送一次呼吸。

- **时间触发器 —** 指定的时间过去后，呼吸机输送一次呼吸。

- **操作人员触发器 (OIM) —** 操作人员按下手动吸气键。操作人员启动的指令呼吸也称为一次 OIM 呼吸。在一次 OIM 呼吸期间，基于指令呼吸的当前设置输送呼吸。

SIMV，BiLevel 及 SPONT 等自主呼吸模式包括以下呼吸类型（称作自主呼吸类型）：

- **PS（压力支持）—** 在自主呼吸期间，呼吸机输送一次操作员设置的超过 PEEP 的正压（或 BiLevel 中的 $P_L$）。如果已选择 SIMV 作为所用的模式，则会自动选择 PS 作为自主呼吸类型。

- **VS（容量支持）—** 在自主呼吸期间，呼吸机输送一次操作员设置的超过 PEEP 的正压，并且自动调节各个呼吸之间的压力级别以持续输送设置的潮气量。

- **TC（导管补偿）—** 在自主呼吸期间，用输送给患者的额外正压来克服手动气道的阻力。

- **PAV+（比例辅助通气）—** 此选购软件通过一个操作人员设置的数值（与患者产生的压力成正比）帮助患者吸气，从而允许呼吸机减少呼吸功 (WOB)。请参阅附录 C 了解 PAV+ 的更多信息。

自主呼吸的吸气触发方法有：

- **压力触发器 ($P_{-TRIG}$) —** 与指令呼吸吸气触发器描述一样
- **流量触发器 ($\dot{V}_{-TRIG}$) —** 与指令呼吸吸气触发器描述一样
- **操作人员触发器 (OIM) —** 因为操作人员只能通过按下手动吸气键启动一次指令呼吸，自主呼吸模式允许 OIM，但基于窒息通气呼吸的当前设置输送呼吸。

请参考第 10-4 页的“吸气—检测和启动”，了解不同触发方法的详细内容。

## 6.5 报警

**警告：**
**呼吸机系统不能当作综合监测设备来使用，而且不是在所有各类情况下均报警。要详细了解呼吸机的操作，请务必在使用呼吸系统前，先通读本手册。**

**警告：**
**将任何报警限值设为 OFF 或极高/极低的值可能会造成通气期间相关报警不能激活，从而降低其监护患者并提醒临床医师有情况需要干预的功效。**

本手册在报警讨论中使用了以下术语。

如果没有指定报警设置，则报警的描述或名称包含向上或向下箭头（↑ 或 ↓），前面为特定的报警名称。报警设置包括向上或向下箭头指示，同时包括额外的水平限制符号（↑ 或 ↓），此符号前面为特定的报警。通过截断吸气并且切换到呼气阶段，一些报警状况实际上限制了呼吸输送，如 ↑$P_{PEAK}$ 和 ↑$V_{TI}$。这些报警状况被表示为报警**限值**。请参考第 6-7 页的“报警说明及符号”。

### 6.5.1 报警信息

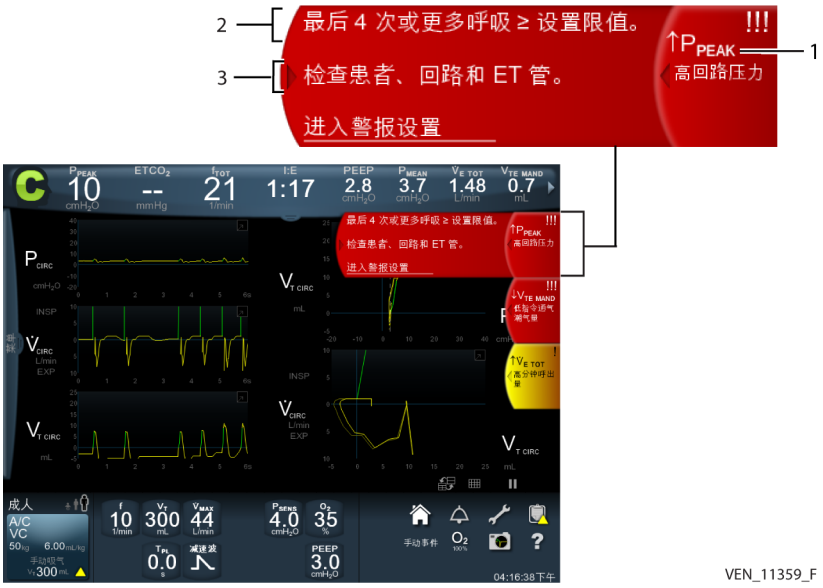
使用 GUI 顶部的指示灯来发出可见报警，此指示灯是一个 360° 视场。如果出现此报警，此指示灯以与报警优先级匹配的频率及颜色闪烁。报警也在 GUI 屏幕右侧显示为彩色提示框。如果出现报警，此指示灯的颜色与报警优先级匹配（低 (!) 及中等 (!!) 优先级为黄色，高 (!!!) 优先级为红色）。关于技术报警及非技术报警的详细信息，请参阅第 6-18 页及第 6-28 页中的表。

如果报警为初始报警，则会将其定义为**主报警**。如果出现会引发主报警的条件，则会出现**从属报警**。这也作为扩展参考。扩展策略集成到呼吸机软件中，可以处理报警的初始原因可能引起一个或多个额外报警的情况。当发生一个报警时，任何与此初始报警相关的后续报警都扩展了初始报警，而不会作为新报警出现在 GUI 上。初始报警的显示分析信息用相关报警信息进行更新并且 Alarm Log Event（报警日志事件）列显示初始报警为**扩展**。

主报警包括**基本信息**、**分析信息** 及**纠正消息**。基本信息描述了主要报警。分析信息说明了报警的可能原因以及可能包括的报警扩展。纠正信息提供如何纠正报警状况的相关信息。

当从 GUI 右侧拖动时，报警提示框显示指示的激活报警消息。下图显示了报警信息格式。

**图 6-1.** 报警信息格式




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 基本信息 | 3 | 纠正信息 |
| 2 | 分析信息 | | |

**锁存报警**是指可视报警指示灯仍然亮着的报警，即使报警条件已自动重置。锁存报警指示灯位于全向 LED 灯的侧面。锁存报警可以通过按下报警重置键进行手动重置。如果没有报警被激活，则在 GUI 的全向 LED 上显示最高优先级锁存报警。**可锁定报警**不会终止已激活的音频暂停功能（它不会在激活音频暂停功能时发出警告音），而不可锁定报警则会取消音频暂停期并发出警告音。所有患者数据报警及 CIRCUIT DISCONNECT（回路断开）报警为可锁定报警。

**注释：**

当出现一个新的可锁定报警时，如果之前的可锁定报警被静音，此报警将不会开始发出声音。

以下规则定义了如何显示报警信息。

- 主报警排在任何从属报警前面。
- 系统添加从属报警到每个相关的激活主报警的分析信息中。如果从属报警重置，则系统将其从主报警的分析信息中移除。

- 主报警的优先级高于或等于任何激活的从属报警的优先级。
- 报警不能是后续出现的任何报警的从属报警。
- 如果主报警重置，任何激活的从属报警与另外的活动主报警不相关，则激活的从属报警变成主报警。这是由于主要及从属报警具有不同的重置标准。
- 接受对报警限值的更改后，系统会使用新的报警限值进行报警计算。
- 从属报警的优先级别只取决于检测条件（不是任何相关报警的优先级）
- 当报警导致呼吸机进入 OSC 或安全阀打开 (SVO) 状态时，患者数据显示（包括波形）为空。没有呼吸支持（自从 OSC 或 SVO 开始之后）的时间出现在 GUI 屏幕上。如果报警引起 OSC 或 SVO 被自动重置，呼吸机会重置所有患者数据报警检测算法。

表 6-1. 报警说明及符号

| 报警说明 | 符号 |
|---|---|
| 高补偿压力 | $\uparrow P_{COMP}$ |
| 高输送氧气百分比 | $\uparrow O_2\%$ |
| 高分钟呼气量 | $\uparrow \dot{V}_{E\ TOT}$ |
| 高分钟呼气量设置 | $\overline{\uparrow} \dot{V}_{E\ TOT}$ |
| 高呼出潮气量 | $\uparrow V_{TE}$ |
| 高呼出潮气量设置 | $\overline{\uparrow} V_{TE}$ |
| 吸入潮气量高限 | $\overline{\uparrow} V_{TI}$ |
| 高内部呼吸机压力 | $\uparrow P_{VENT}$ |
| 高呼吸频率 | $\uparrow f_{TOT}$ |
| 高呼吸频率设置 | $\overline{\uparrow} f_{TOT}$ |
| 高自主呼吸吸气时间 | $\uparrow T_{I\ SPONT}$ |
| 高自主呼吸吸气时间限值 | $\overline{\uparrow} T_{I\ SPONT}$ |
| 高回路压力 | $\uparrow P_{PEAK}$ |
| 回路压力高限 | $\overline{\uparrow} P_{PEAK}$ |
| 回路压力低限 | $\downarrow P_{PEAK}$ |
| 回路压力低限设置 | $\underline{\downarrow} P_{PEAK}$ |

表 6-1. 报警说明及符号（续）

| 报警说明 | 符号 |
|---|---|
| 低指令呼吸呼出潮气量 | $\downarrow V_{TE\ MAND}$ |
| 低指令呼吸呼出潮气量设置 | $\downarrow V_{TE\ MAND}$ |
| 低分钟呼气量 | $\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$ |
| 低分钟呼气量设置 | $\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$ |
| 低自主呼吸呼出潮气量 | $\downarrow V_{TE\ SPONT}$ |
| 低自主呼吸呼出潮气量设置 | $\downarrow V_{TE\ SPONT}$ |
| 低输送氧气百分比 | $\downarrow O_2\%$ |

### 6.5.2 报警重置键

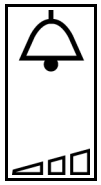
报警重置功能可用于任何**非技术性报警**。请参考第 6-15 页的“报警处理”了解有关**技术**与**非技术报警**之间的区别。报警重置重新初始化呼吸机最初检测报警的算法，不包括 A/C 断电、压缩机失效、电池电量不足、无空气供给、无 $O_2$ 供给、程序错误报警及已激活的电池报警。如果在按下报警重置键之后，报警原因仍然存在，则报警再次激活。呼吸机记录所有报警重置键的激活。

### 6.5.3 音频暂停键

**警告:**
**如果可能影响患者的安全，请勿将呼吸机的报警音暂停、禁用或调小。**

音频暂停功能可以临时对有声音的报警静音两分钟。两分钟过后，如果报警状况仍然存在，则再次发出报警声音。再次按下音频暂停键，可以重启两分钟报警静音间隔。键内部的 LED 发亮并且 GUI 上音频暂停指示灯符号旁边出现倒计时定时器，指示激活的音频暂停功能。音频暂停功能不允许关闭声音报警。报警音可以临时静音 2 分钟。如果报警升级，GUI 的全向 LED 会在激活的报警状态下以及音频暂停期间暂时闪烁，如果警报升级，其外观会随优先级而变化。按下报警重置键可以取消音频暂停。如果引起报警的状况仍然存在，则报警会再次激活。

### 6.5.4 报警音量键



报警音量键用于设置期望的报警音量。报警音量自动设置为出厂默认值 10（最大值），如果已经配置，则根据回路类型设置为常用默认设置。设置报警音量时，会产生样本声音，允许操作人员决定周围环境条件的适当报警音量。如果出现高优先级报警，且该报警在 30 *s* 内没有得到确认，则报警音量从当前音量级别增加一 (1) 个增量。如果在 60 *s* 内没有确认高优先级报警，则报警音音量会上升到最大音量。

请参考第 3-37 页的“调节报警音量”，了解关于调整报警音量的说明。



**警告:**
**报警音量是可调的。操作人员应将音量设置在背景噪音水平之上，以便其能区分报警音。**请参考第 3-37 页的“调节报警音量”。

### 6.5.5 报警测试

测试报警需要氧气及空气源以及稳定的 AC 电源。需至少每隔 6 个月使用上述程序测试一次报警功能。

**需要的设备**

- 模拟肺 (P/N 4-000612-00)
- 成人患者回路

如果报警没有像指示的那样出现，验证呼吸机设置并且重复测试。报警测试检查以下报警操作：

- 回路断开
- 低指令呼吸呼出潮气量 ($\downarrow V_{TE\ MAND}$)
- 低分钟总呼气量 ($\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$)
- 高回路压力 ($\uparrow P_{PEAK}$)
- 严重阻塞
- AC 断电

- 窒息通气
- 低自主呼吸呼气潮气量 (↓$V_{TE\ SPONT}$)
- 无 $O_2$ 供给
- 低输送 $O_2$% (↓$O_2$%)
- 高输送 $O_2$% (↑$O_2$%)

**报警测试方面的呼吸机设置**

1. 将患者回路与呼吸机断开并且关闭呼吸机至少 5 分钟。
2. 打开呼吸机电源。呼吸机运行 POST。
3. 在 GUI 上，选择新患者。
4. 使用以下设置值设置新患者：

   **PBW**: 70 kg

   **通气类型**：有创通气

   **模式**：A/C

   **指令呼吸类型**：VC

   **触发器类型**：$\dot{V}_{-TRIG}$

5. 设置以下新患者设置：

   ***f***: 6.0 1/min

   $\mathbf{V_T}$: 500 mL

   $\dot{V}_{\mathbf{MAX}}$: 30 L/min

   $\mathbf{T_{PL}}$: 0 s

   **流量波形**：SQUARE

   $\dot{V}_{\mathbf{SENS}}$: 3 L/min

   $\mathbf{O_2}$**%**: 21%

   **PEEP**: 5 $cmH_2O$

6. 设置以下窒息通气设置：

   **$T_A$**: 10 s

   ***f***: 6.0 1/min

   **$O_2$%**: 21%

   **$V_T$**: 500 mL

7. 守设置以下报警设置：

   **$\overline{\uparrow}P_{PEAK}$**: 70 $cmH_2O$

   $f_{TOT}$: OFF

   **$\downarrow\dot{V}_{E\ TOT}$**: 1 L/min

   **$\overline{\uparrow}\dot{V}_{E\ TOT}$**: 3.5 L/min

   **$\downarrow V_{TE\ MAND}$**: 300 mL

   **$\overline{\uparrow}V_{TE\ MAND}$**: OFF

   **$\downarrow V_{TE\ SPONT}$**: OFF

   **$\overline{\uparrow}V_{TE\ SPONT}$**: OFF

8. 设置图形显示为容量－时间图（在窒息通气报警测试中使用）。

9. 将成人患者回路连接到呼吸机，并且将模拟肺绑定到患者三通处。

**注释：**
为了确保测试结果正确，在回路断开报警测试期间不要点击模拟肺或患者回路。

**回路断开报警测试**

1. 允许呼吸机输送至少 4 次呼吸。在一次呼吸的吸气阶段，断开从**To Patient**端口的吸气过滤器。在吸气过滤器断开后，呼吸机发出回路断开报警。

2. 将吸气过滤器连接到**到患者**端口处以自动重置报警。

### 低指令呼吸呼出潮气量 (↓$V_{TE\ MAND}$) 报警测试

将 $V_T$ 设为 225 mL。在点击“接受”后，呼吸机在连续第三次呼吸时会发出低指令呼出潮气量 (↓$V_{TE\ MAND}$) 报警。

### 低分钟总呼气量 (↓$\dot{V}_{E\,TOT}$) 报警测试

将 ↓$\dot{V}_{E\,TOT}$ 报警限值设为 3.45 L/min。在点击“接受”后，呼吸机在下一次呼吸时会发出低分钟总呼气量 (↓$\dot{V}_{E\,TOT}$) 报警。

### 高回路压力 (↑$P_{PEAK}$) 报警测试

1. 改变以下患者及报警设置。

   **$V_T$**: 500 mL

   **$\dot{V}_{MAX}$**: 30 L/min

   **↑$P_{PEAK}$**: 20 $cmH_2O$

2. 在一次呼吸之后，呼吸机发出高回路压力（↑$P_{PEAK}$）报警。如果报警没有发出声音，则检查患者回路是否漏气。

### 严重阻塞报警测试

1. 改变以下报警设置：

   **↑$P_{PEAK}$**: 50 $cmH_2O$

2. 按下报警重置键以重置所有报警。

3. 将 $D_{SENS}$ 调为 $\dot{V}_{MAX}$ 设置。

4. 将呼吸机回路从 “FROM PATIENT” 端口断开，并堵住气流。

5. 当保持阻塞时，确认状态显示器上已显示安全阀打开指示灯，GUI 显示没有正常通气支持的时间，并在呼吸机输送基于试验压力的呼吸时模拟肺会以较小脉冲快速充气和放气。

6. 按下报警重置键以重置所有报警。

### AC 断电报警测试

1. 允许呼吸机输送至少 4 次呼吸，然后断开 AC 电源的电源线。如果对任何电池进行充电，则 GUI 发出 AC 断电报警。如果可使用的备用电池不足 10 分钟，则 GUI 会发出低电池电量报警。如果没有可用的电池电力，则 BDU 会发出断电报警。

2. 连接 AC 电源的电源线。AC 断电或低电池电量报警自动重置。

**窒息通气报警测试**

1. 改变以下报警设置：

   ↑**P**$_{PEAK}$: 70 cm$H_2O$

   **模式**: SPONT

   **自主呼吸类型**: PS

**注释：**
为了在窒息通气期间避免触发呼吸，不要点击模拟肺或患者回路。

**注释：**
对于窒息通气报警测试，显示在患者数据区域的呼出潮气量 ($V_{TE}$) 必须大于图形显示界面的容量－时间波形所示输送量的一半，这样窒息通气可以自动重置。请参考第 10-40 页的“窒息通气”了解窒息通气的技术描述。

2. 在点击“接受”之后的 10 *s* 内，GUI 会发出一个窒息通气报警。
3. 挤压模拟肺以模拟后续由患者启动的两次呼吸。窒息通气报警自动重置。
4. 让呼吸机返回窒息通气。

**低自主呼吸呼出潮气量报警测试**

1. 更改以下患者及报警设置

   **触发器类型**： $P_{-TRIG}$

   ↑**P**$_{SENS}$: 4 cm$H_2O$

   ↓**V**$_{TE\ SPONT}$: 2500 mL

2. 按下报警重置键以重置窒息通气报警。
3. 缓慢挤压模拟肺以模拟自主呼吸。在开始第四次连续自主呼吸吸气时，呼吸机发出低自主呼吸呼出潮气量 (↓$V_{TE\ SPONT}$) 报警。
4. 改变以下患者设置：

   **模式**： A/C

   ↓**V**$_{TE\ SPONT}$: OFF

5. 按下报警重置键以重置 ↓$V_{TE\ SPONT}$ 报警。

### 无 $O_2$ 供给报警测试

1. 断开氧气供给。呼吸机在一次呼吸中发出无 $O_2$ 供给报警。
2. 连接氧气供给。在氧气重连后的两次呼吸内，无 $O_2$ 供给报警自动重置。

### 低输送 $O_2$% 及 高输送 $O_2$% 报警测试

1. 改变以下患者及报警设置：

   **$P_{SENS}$**: 2 $cmH_2O$

   **$O_2$%**: 100%

2. 改变以下窒息通气设置：

   **$T_A$**: 60 s

3. 将呼吸机氧气软管连接到一个已知的空气供给（例如，一个医疗级空气瓶）或一个壁式空气出口。
4. 将呼吸机的空气软管连接到已知的医疗氧气供给。
5. 观察 GUI 屏幕。屏幕上显示的输送 $O_2$% 量会降低，呼吸机会在 60 *s* 内发出一个中优先级 ↓$O_2$% 报警，并在 2 分钟内发出一个高优先级 ↓$O_2$% 报警。
6. 设置 $O_2$% 为 21%。
7. 观察 GUI 屏幕。屏幕上显示的输送 $O_2$% 量会上升，呼吸机会在 60 *s* 内发出一个中优先级 ↑$O_2$% 报警，并在 2 分钟内发出一个高优先级 ↑$O_2$% 报警。
8. 移除氧气供给中的空气软管并且将软管连接到一个已知的医用空气供给。
9. 移除空气供给中的氧气软管并且将软管重新连接到一个已知的氧气供给。
10. 按下报警重置键以清除所有报警。

**警告：**
**在呼吸机恢复工作之前，审查所有设置并且为通气的患者进行适当设置。**

### 6.5.6 查看报警

当发生一个报警时，GUI 顶部的全向 LED 闪烁，其颜色与报警优先级对应。在 GUI 上显示声音系列及报警提示框。请参考第 4-3 页的“*GUI 区域*”。当报警提示框出现时，其显示基本信息。点击单个报警会显示扩展的说明，包括分析及纠正信息，并且可能包含报警日志的链接或报警设置屏幕。点击链接可以显示请求信息。全向 LED 显示稳定并且可能出现多种颜色，意味着发出具有各种优先级别的多个报警。在造成多个报警的事件期间，呼吸机同时显示激活的两个最高优先级报警。

### 6.5.7 报警延迟

#### 确定报警状态

从报警状态首次出现到发出报警之间的延迟时间几乎难以察觉。

#### 分布式报警系统的延迟

对于通过串行端口转发的报警状态，总延迟取决于外部设备的轮询速率。从外部设备轮询串行设备之时到串行端口发出报警提示的延迟不超过 3 秒。外部设备的示例有患者监视器。

### 6.5.8 报警处理

在呼吸机的**非易失性存储器 *(NVRAM)*** 中保存当前报警设置。如果报警设置被另一个临床医师改动，则这些设置变得可用。例如，不存在操作员可选的默认报警设置。

呼吸机系统报警处理策略目标是：

- 检测并且尽快关注看护人注意事项的合理原因，同时最小化无关的报警。
- 确定潜在原因并且建议某种报警的纠正行动。然而，临床医师必须对任何临床行动进行最终决策。
- 轻松判断报警的优先级级别。

- 允许快速简便的报警设置。

呼吸机报警分为高优先级、中等优先级或低优先级，也可分类为技术或非技术报警。

呼吸机配备了两种报警 — 主报警及辅助报警。当主报警出现时，发出高优先级、中等优先级及低优先级报警。辅助报警（在下表中也称为“立即”优先）是一种连续的声音报警并且在“呼吸机失效”条件下或完全断电时发出。此报警由一个电容器供电并且持续至少 120 秒。

下表列出报警优先级及他们的可视、可听及自动重置特性。当产生的报警的状况不再存在，则报警自动重置。

**表 6-2.** 报警优先

| 优先级级别 | 可视指示灯 | 声音指示灯 | 自动重置特性 |
|---|---|---|---|
| 立即 | 针对报警状况或部件故障 | 连续声音报警持续至少 120 s。 | 不适用 |
| 高：为了确保患者安全，需要立即引起关注。 | 在 GUI 顶部闪烁红色 LED，在 GUI 屏幕上出现红色报警提示框，在“报警”屏幕上报警设置图标旁边有红色条。 !!! | 高优先级报警音（5 个声音序列重复 2 次，暂停，然后再次重复）。 | 可视报警不自动重置。可视报警指示灯保持稳定亮着，然后自动重置。报警重置键必须按下以关闭可视指示灯。 |
| 中等：提示需要注意。 | 在 GUI 顶部闪烁黄色 LED，在 GUI 屏幕上出现黄色报警提示框，在“报警”屏幕上报警设置图标旁边有黄色条。 !! | 中等优先级报警音（重复三个声音序列） | LED 指示灯关闭并且自动重置被记录进报警日志。 |
| 低：患者呼吸机系统发生变化。 | 在 GUI 顶部稳定亮着黄色 LED，在 GUI 屏幕上出现黄色报警提示框，在报“警屏”幕上报警设置图标旁边有黄色条。 ! | 低优先级报警音（两个声音，非重复）。 | LED 指示灯关闭并且自动重置被记录进报警日志。 |

**表 6-2.** 报警优先（续）

| 优先级级别 | 可视指示灯 | 声音指示灯 | 自动重置特性 |
|---|---|---|---|
| 正常：呼吸机正常工作 | 在 GUI 顶部稳定亮着绿色 LED，没有出现报警提示框，在“报警”屏幕上报警设置图标旁边显示白色值。 | 无。 | 无 |
| 立即 | 状态显示器显示 GUI 故障。 | 自从主报警（部分 GUI）已经发生故障之后，辅助报警发出单个声音的重复序列。 | 无 |

**“技术报警”**是由于违反某个呼吸机自监测条件而产生的报警，如 POST 故障或呼吸机后台诊断系统检测到的故障。这包括呼吸机后台诊断系统检测到的故障。技术报警不能通过按下报警重置键进行重置。（请参考第 10-75 页的“后台诊断系统”）技术报警分成八类，如下表所示：

**表 6-3.** 技术报警分类

| 分类 | 名称 | 优先级 | 系统响应 |
|---|---|---|---|
| 1 | 呼吸机故障 | 高 | 呼吸机进入安全状态。请参考第 4-35 页的“呼吸机保护策略”。 |
| 2 | 呼出 BUV | 高 | 后备通气 |
| 3 | 吸入 BUV | 高 | 后备通气 |
| 4 | 混合 BUV | 高 | 后备通气 |
| 5 | SVO | 高 | 呼吸机进入安全状态。请参考第 4-35 页的“呼吸机保护策略”。 |
| 6 | 注意事项 | 高 | 按设置继续通气 |
| 7 | 警告 | 中等 | 按设置继续通气 |
| 8 | 通知 | 低 | 按设置继续通气（没有在报警提示框上显示） |

请参阅下表以了解呼吸机技术报警列表、它们的含义以及发生时采取的动作。

请参考第 11-17 页的“报警设置范围及分辨率”，了解所有呼吸机报警的设置、范围、分辨率、新患者默认值及精度。

**表 6-4.** 技术报警

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| $O_2$ 传感器 | $O_2$ 传感器超出标定或已经发生故障。 | 重新标定或替换 $O_2$ 传感器。 |
| 设备提示 | 多种。描述了技术报警分类。请参考第 6-17 页的“技术报警分类”。关于特定技术报警的更多信息包含在系统诊断日志中，在扩展的报警提示框中提供日志链接。 | 依照 GUI 上显示的纠正信息。 |

**非技术报警**是由于患者－呼吸机互动故障或电气或气源故障所导致的、医务人员能够处理的报警。

**表 6-5.** 非技术报警综述

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| AC 断电 | 低 | 基于通气主电池运行。 | 不适用 | 呼吸机自动切换到电池电源打开电源开关。AC 电源不可用。电池工作指示灯亮，状态显示器开启。当 AC 电源恢复时重置。 |
| AC 断电 | 低 | 使用呼吸机主电池和压缩机电池工作。 | 不适用 | |
| 窒息通气（患者数据报警） | 中等 | 窒息通气。呼吸间隔>窒息通气。 | 检查患者及设置。 | 设置的窒息通气间隔已经消失，没有呼吸机、患者或操作人员触发呼吸。在患者启动第三次连续呼吸后重置。可能的从属报警：$\downarrow \dot{V}_{E\,TOT}$。 |
| | 高 | 延长窒息通气时长或多个窒息通气事件。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| 回路断开 | 高 | 没有通气。 | 检查患者重连回路。 | 呼吸机已经从持续 5 分钟以上的异常断电故障恢复，检测到回路断开。GUI 屏幕显示没有呼吸机支持的时间。当呼吸机检测到重连时重置。 |
| | 高 | 没有通气。 | 检查患者。重连回路。 | 呼吸机检测到回路重连并且切换到待机状态；GUI 屏幕没有呼吸机支持的时间。当呼吸机检测到重连时重置。 |
| 顺应性受限 $V_T$（报警不可调）（患者数据报警） | 低 | 达到了顺应性补偿限制。 | 检查患者及回路类型。吸入的容量可能小于设定值。检查患者及回路类型。 | 补偿输送 VC、VC + 或 VS 呼吸所需要的顺应性容量超过连续 3 次呼吸的最大允许值。 |
| 压缩机失效 | 低 | 无压缩机空气。 | 更换压缩机 | 状态显示器上无压缩机就绪指示灯。 |
| ↑$P_{PEAK}$（患者数据报警） | 低 | 最后一次呼吸 ≥ 设置限值。 | 检查患者、回路及 ET 导管。 | 测量的气道压力 ≥ 设置限值。如果不在呼气状态，呼吸机截断当前呼吸。可能的从属报警：↓$V_{TE\ MAND}$，↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。纠正动作：检查患者。检查是否漏气、导管类型/ID 设置。考虑降低 % Supp 设置或增加 ↑$P_{PEAK}$。 |
| | 中等 | 最后 3 次呼吸 ≥ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 4 次或更多呼吸 ≥ 设置限值。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| ↑$P_{COMP}$（患者数据报警） | 低 | 最后自主呼吸 ≥ 设置的 $P_{PEAK}$ 限值 − 5 $cmH_2O$。 | **在 TC 中：**<br>· 检查是否漏气、导管类型/ID 设置。<br>**在 PAV+中：**<br>· 检查是否漏气、导管类型/ID 设置。 | 自主呼吸的压力 ≥ 设置限值。可能的从属报 警：↓$V_{TE\ SPONT}$，↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$，↓$V_{TE\ SPONT}$<br>纠正动作：<br>检查是否漏气。<br>检查导管类型是否正确。<br>检查导管内径是否与患者 PBW 对应。<br>检查↑$P_{PEAK}$ 设置。 |
| | 中等 | 最后 3 次自主呼吸 ≥ 设置的 $P_{PEAK}$ 限值− 5 $cmH_2O$。 | | |
| | 高 | 最后 4 次或更多自主呼吸 ≥ 设置的 $P_{PEAK}$ 限值− 5 $cmH_2O$。 | | |
| ↓$P_{PEAK}$（患者数据报警） | 低 | 最后 2 次呼吸，压力 ≤ 设置限值。 | 检查是否漏气。 | 峰值吸气压力 ≤ 报警设置。（仅仅当指令呼吸类型是 VC+* 或当通气类型是 NIV 时可用。）目标压力=低限值：PEEP + 3 $cmH_2O$。呼吸机不能输送目标容量。<br>可能的从属报警：↑$f_{TOT}$。<br>纠正动作：检查患者及设置。 |
| | 中等 | 最后 4 次呼吸，压力 ≤ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 10 次或更多呼吸，压力 ≤ 设置限值。 | | |
| * 因为 VC+ 压力控制算法不允许目标吸气压力低于 PEEP + 3 $cmH_2O$，试图设置 ↓$P_{PEAK}$ 报警限值等于或低于此级别将使报警关闭。 | | | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| ↑$O_2$%（患者数据报警） | 中等 | 测量的 $O_2$% > 设置时间 ≥ 30 *s* 而不是 < 2 min。 | 检查患者、气源、$O_2$ 分析仪及呼吸机。 | 在呼吸周期的任何阶段测量的 $O_2$% 为 7%（在运行的第一个小时为 12%）或高于 $O_2$% 设置值至少 30 秒。（这些百分比在 4 分钟内增加 5%，然后 $O_2$% 设置下降。） |
| | 高 | 测量的 $O_2$% > 设置时间 ≥ 2 min。 | | |
| ↓$O_2$%（患者数据报警） | 高 | 测量的 $O_2$% < 设置 $O_2$%。 | 检查患者、气源、$O_2$ 分析仪及呼吸机。 | 在呼吸周期的任何阶段测量的 $O_2$% 为 7%（在运行的第一个小时为 12%）或低于 $O_2$% 设置值至少 30 秒或低于 18%。（这些百分比在 4 分钟内增加 5%，然后 $O_2$% 设置下降。） |
| ↑$V_{TE}$（患者数据报警） | 低 | 最后 2 次呼吸 ≥ 设置限值。 | 检查设置、患者 R&C（顺应性和阻力）变化。 | 呼气潮气量 ≥ 设置限值。无论什么时候重新计算呼气潮气量时更新报警。可能的从属报警：↑$\dot{V}_{E\,TOT}$。 |
| | 中等 | 最后 4 次呼吸 ≥ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 10 次或更多呼吸 ≥ 设置限值。 | | |
| ↑$\dot{V}_{E\,TOT}$（患者数据报警） | 低 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≥ 设置限值，时间 ≤ 30 *s*。 | 检查患者及设置。 | 分钟呼气量 ≥ 设置限值。无论什么时候重新计算每分钟呼气量时更新报警。可能的从属报警：↑$V_{TE}$。 |
| | 中等 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≥ 设置限值，时间 > 30 *s*。 | | |
| | 高 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≥ 设置限值，时间 > 120 *s*。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| ↑$f_{TOT}$（患者数据报警） | 低 | $f_{TOT}$ ≥ 设置限值，时间 ≤ 30 *s*。 | 检查患者及设置。 | 总呼吸频率 ≥ 设置限值。报警在每次吸气开始时更新。当测量的呼吸频率低于报警限值时重置。可能的从属报警：<br>↓$V_{TE\ MAND}$，<br>↓$V_{TE\ SPONT}$，<br>↓$\dot{V}_{E\ TOT}$。 |
| | 中等 | $f_{TOT}$ ≥ 设置限值，时间 > 30 *s*。 | | |
| | 高 | $f_{TOT}$ ≥ 设置限值，时间 > 120 *s*。 | | |
| ↑$P_{VENT}$（患者数据报警） | 低 | 1 次呼吸 ≥ 限值。 | 检查患者、回路及 ET 导管。 | 吸气压力 > 110 $cmH_2O$ 且指令呼吸类型是 VC 或自主呼吸类型是 TC 或 PAV+。如果不在呼气状态，呼吸机截断当前呼吸。可能的从属报警：<br>↓$V_{TE\ MAND}$，<br>↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。<br>纠正动作：<br>1. 检查患者是否呼吸急促。呼吸急促，在 PAV+ 中与高 % Supp 设置组合在一起会造成过度辅助。考虑降低 % Supp 设置。<br>2. 提供替代通气系统。停止使用呼吸机并联系维修人员。 |
| | 中等 | 2 次呼吸 ≥ 限值。 | | |
| | 高 | 3 次或更多呼吸 ≥ 限值。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| 失效电池 | 低 | 呼吸机主电池充电不足或不能使用。 | 维修/更换呼吸机主电池。 | 电池安装好但处于不工作状态或充电时间 ≥ 6 小时。在电池工作时重置。 |
| 失效电池 | 低 | 压缩机电池充电不足或不能使用。 | 维修/更换压缩机电池。 | |
| 失效电池 | 低 | 呼吸机主电池和压缩机电池充电不足或不能使用。 | 维修/更换呼吸机主电池和压缩机电池。 | |
| 吸气时间过长（患者数据报警） | 低 | 最后 2 次自主呼吸 = 基于 PBW 的 $T_I$ 限值。 | 检查患者。检查是否漏气。 | 自主呼吸的吸气时间 ≥ 基于 PBW 的限值。呼吸机切换到呼气。当 $T_I$ 低于基于 PBW 的限值时重置。仅仅当通气类型为 INVASIVE 时激活。 |
| | 中等 | 最后 4 次自主呼吸 = 基于 PBW 的 $T_I$ 限值。 | | |
| | 高 | 最后 10 次或更多自主呼吸 = 基于 PBW 的 $T_I$ 限值。 | | |
| PAV 启动时间过长（患者数据报警）（仅当 PAV+在使用中才发生） | 低 | PAV 启动未完成，时间 ≥ 45 *s*。 | 检查是否漏气、浅呼吸及设置 ↑$V_{TI}$ 及 ↑$P_{PEAK}$。 | 在 PAV 启动期间不能评估患者的阻力及顺应性。可能的从属报警↓$V_{TE\ SPONT}$，↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。纠正动作：检查患者。（患者吸气时间可能太短而不能预计阻力及顺应性。）检查选择的湿化类型及空湿化罐容量是否正确。 |
| | 中等 | PAV 启动未完成，时间 ≥ 90 *s*。 | | |
| | 高 | PAV 启动未完成，时间 ≥ 120 *s*。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| PAV R & C 未评估（患者数据报警）（仅当 PAV+ 在使用时才发生） | 低 | R 及/或 C 超过 15 分钟。 | 检查是否漏气、浅呼吸及导管 ID 设置、↑$V_{TI}$ 及↑$P_{PEAK}$。 | 在 PAV+ 稳定状态期间不能评估阻力及/或顺应性。启动成功，但后面的评估未成功。纠正动作：检查患者。（患者吸气时间可能太短而不能预计阻力及顺应性。）检查选择的湿化类型及空湿化罐容量是否正确。 |
| | 中等 | R 及/或 C 超过 30 分钟。 | | |
| 断电 | 立即 | 不适用 | 不适用 | 呼吸机电源开关打开并且 AC 电源及电池电源不足。此报警可能没有一个可视指示灯，但独立的报警音持续至少 120 秒。通过将电源开关关闭可以重置报警。 |
| 电池电量低 | 中等 | 呼吸机主电池可用时间 < 10 分钟。 | 更换或允许对呼吸主电池重新充电。 | 当电池剩余电量 ≥ 10 分钟时重置。 |
| 电池电量低 | 中等 | 压缩机电池可用时间< 10 分钟。 | 更换压缩机电池，或重新充电。 | |
| 电池电量低 | 中等 | 呼吸机主电池可用时间< 10 分钟且压缩机电池可用时间 < 10 分钟。 | 更换呼吸主电池或压缩机电池，或重新充电。 | 当主电池或压缩机电池剩余工作时间 ≥ 10 分钟或 AC 电源恢复时重置。 |
| 电池电量低 | 高 | 呼吸机主电池可用时间< 5 分钟。 | 更换或允许对呼吸主电池重新充电。 | 当主电池剩余工作时间 ≥ 5 分钟时或当 AC 电源恢复时重置。 |
| 电池电量低 | 高 | 压缩机电池可用时间< 5 分钟。 | 更换压缩机电池，或重新充电。 | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| 电池电量低 | 高 | 呼吸机主电池可用时间< 5 分钟且压缩机电池可用时间< 5 分钟。 | 更换呼吸主电池或压缩机电池，或重新充电。 | 当主电池剩余工作时间 ≥ 5 分钟时或当 AC 电源恢复时重置。 |
| ↓$V_{TE\ MAND}$（患者数据报警） | 低 | 最后 2 次呼吸 ≤ 设置限值。 | 检查是否漏气，患者 R & C 变化。 | 指令呼吸呼出潮气量 ≤ 设置限值。无论什么时候重新计算指令呼吸呼出潮气量时更新报警。可能的从属报警：↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。 |
| | 中等 | 最后 4 次呼吸 ≤ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 10 次或更多呼吸 ≤ 设置限值。 | | |
| ↓$V_{TE\ SPONT}$（患者数据报警） | 低 | 最后 4 次自主呼吸 ≤ 设置限值。 | 检查患者及设置。 | 自主呼吸呼出潮气量 ≤ 设置限值。无论什么时候重新计算自主呼吸呼出潮气量时更新报警。可能的从属报警：↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。 |
| | 中等 | 最后 7 次自主呼吸 ≤ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 10 次或更多自主呼吸 ≤ 设置限值。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| ↑$V_{TI}$（患者数据报警） | 低 | 最后自主呼吸 ≥ 设置限值。 | **在 TC，VS，或 PAV+ 中：**<br>检查患者及设置。 | 输送的吸气量 ≥ 吸气限值。呼吸机切换到呼气。可能的从属报警：↓$V_{TE\ SPONT}$，↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。<br>纠正动作：<br>检查是否漏气。<br>检查导管类型是否正确。<br>检查 $V_{TI}$ 或 $V_{TI}$ 设置。<br>在 PAV+ 中，检查患者是否呼吸急促，其能够造成错误计算 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$。考虑降低 % Supp 设置。检查 ↑$V_{TI}$。 |
| | 中等 | 最后 3 次自主呼吸 ≥ 设置限值。 | | |
| | 高 | 最后 4 次或更多自主呼吸 ≥ 设置限值。 | | |
| ↓$\dot{V}_{E\ TOT}$（患者数据报警） | 低 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≤ 设置限值，时间 ≤ 30 *s*。 | 检查患者及设置。 | 总分钟量 ≤ 设置限值。无论什么时候重新计算分钟呼气量时更新报警。可能发出从属报警<br>↓$V_{TE\ MAND}$，<br>↓$V_{TE\ SPONT}$，↑$f_{TOT}$。 |
| | 中等 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≤ 设置限值，时间 > 30 *s*。 | | |
| | 高 | $\dot{V}_{E\ TOT}$ ≤ 设置限值，时间 > 120 *s*。 | | |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| 容量未送达（不可调节）（患者数据报警） | 低 | 最后 2 次自主（或指令）呼吸压力> 最大允许水平。 | 检查患者及↑$P_{峰值}$设置。 | 当自主呼吸类型是 VS 或指令呼吸类型是 VC+ 时，吸气目标压力 > ($P_{PEAK}$ - PEEP - 3 $cmH_2O$) 。呼吸机不能输送目标容量。可能的从属报警：VC+ 呼吸：↓$V_{TE\ MAND}$ ↓$\dot{V}_{E\ TOT}$ ↑$f_{TOT}$（VS 呼吸）：↓$V_{TE\ \ SPONT}$，↓$\dot{V}_{E\ TOT}$，↑$f_{TOT}$。纠正动作：检查患者及设置。 |
| | 中等 | 最后 10 次或更多自主（或 / 及）呼吸，压力> 最大允许级别。 | | |
| 无空气供给 | 低 | 压缩机失效。按设置继续通气。仅提供 $O_2$。 | 检测空气源。 | 呼吸机输送 100% $O_2$。空气供气压力 ≤ 17 psig。如接通的空气压力 ≥ 35 psig 则重置。 |
| 无空气供给 | 高 | 压缩机失效。按设置继续通气，除非 $O_2$% = 100。 | 检测患者空气源。 | |
| 无 $O_2$ 供给 | 低 | 按设置继续通气。仅仅空气可用。 | 检查 $O_2$ 源。 | 操作人员设置 $O_2$% 等于 21%。如果 $O_2$ 供给连接则重置。 |
| | 高 | 按设置继续通气，除非 $O_2$% = 21。 | 检查患者及 $O_2$ 源。 | 呼吸机输送 21% $O_2$，而不设置 $O_2$%。如果氧气供应连接则重置。 |
| 程序错误 | 高 | 在设置完成之前已接通患者。 | 提供替代通气系统。完成设置流程。 | 呼吸机开始安全通气。当呼吸机启动程序完成时重置。 |

**表 6-5.** 非技术报警综述（续）

| 基本信息 | 优先级 | 分析信息 | 纠正信息 | 注释 |
|---|---|---|---|---|
| 严重阻塞 | 高 | 少/无通气。 | 检查患者。提供替代通气系统。清除阻塞；排空回路。 | 呼吸机进入阻塞状态循环 (OSC)。患者数据显示为空，且 GUI 屏幕显示没有呼吸机支持的时间。 |
| 意外关机 | 高 | 呼吸机关闭，患者连接到呼吸线路。 | 将电源开关切回开的位置并且在关闭电源之前断开患者。 | 用户必须通过点击 GUI 上的“关机”确认电源关闭。 |
| PROX 失效 | 低 | 来自近端流量传感器的数据未被使用。 | 请检查近端流量传感器的连接和导管是否有阻塞或泄漏。 | 实时波形和监控气量的数据从内部传感器获得。 |

**表 6-6.** 非技术报警及响应建议

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| AC 断电 | 呼吸机和/或压缩机使用电池电力工作。 | 监测电池充电级别以确保有足够的剩余电力支持呼吸机/压缩机运行。 |
| 窒息通气（患者数据报警） | 患者呼吸间隔时间超过设置的窒息通气间隔。 | 检查患者及设置。 |
| 回路断开 | 患者回路已经断开或在患者回路中有大漏气。 | 重新连接患者回路或排除漏气。 |
| 顺应性受限 $V_T$（患者数据报警） | 补偿输送 VC、VC + 或 VS 呼吸所需要的顺应性容量超过连续 3 次呼吸的最大允许值。 | 检查患者及回路类型。吸入容量可能少于设置值。 |
| 压缩机失效 | 未检测到压缩机蓄压器中的空气压力。状态显示器提示压缩机失效。 | 维修或更换压缩机。 |
| ↑$P_{PEAK}$（患者数据报警） | 测量的气道压力 ≥ 设置限值。可能潮气量降低。 | • 检查患者情况。<br>• 检查患者回路。<br>• 检查气管导管。 |

**表 6-6.** 非技术报警及响应建议（续）

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| ↓$P_{PEAK}$（患者数据报警） | 患者回路中的峰值吸气压力≤报警设置。在 INVASIVE 呼吸期间，当 NIV 为选择的呼吸类型或当 VC+ 为选择的指令呼吸类型时此报警才可用。* | 检查患者回路及 VBS 中的漏气。 |
| * 因为 VC+ 压力控制算法不允许目标吸气压力低于 PEEP + 3 $cmH_2O$，试图设置 ↓$P_{PEAK}$ 报警设置等于或低于此级别将使报警关闭。 | | |
| ↑$O_2$%（患者数据报警） | 在呼吸周期的任何阶段测得的 $O_2$% 为 7%（在运行的第一个小时为 12%）或高于 $O_2$% 设置值的时间不少于 30 秒。在提高 $O_2$% 设置值之后，百分比浓度在 4 分钟内增加了 5%。 | 检查患者、空气及氧气供应、氧气分析仪及呼吸机。 |
| ↓$O_2$%（患者数据报警） | 在在呼吸周期的任何阶段测量的 $O_2$% 为 7%（在运行的第一个小时为 12%）或低于 $O_2$% 设置值至少 30 秒。在增加设置的 $O_2$% 值之后，四分钟内百分比窗口增加 5%。 | · 检查患者、空气及氧气供应、氧气分析仪及呼吸机。<br>· 标定氧电池。请参考第 4-34 页的“氧电池标定”查看关于标定氧电池的详细信息。<br>· 使用一个外部 $O_2$ 监测器并且禁用 $O_2$ 传感器。 |
| ↑$V_{TE}$（患者数据报警） | 呼出潮气量 ≥ 最后 2 次呼吸的报警设置。 | 检查患者设置。<br>· 检查患者阻力及顺应性改变。 |
| ↑$\dot{V}_{E\,TOT}$（患者数据报警） | 分钟量 ≥ 报警设置。 | 检查患者设置。 |
| ↑$f_{TOT}$（患者数据报警） | 所有呼吸的呼吸频率 ≥ 报警设置。 | 检查患者及呼吸机设置。 |

**表 6-6.** 非技术报警及响应建议（续）

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| ↑$P_{VENT}$（患者数据报警） | 吸气压力传感器已经测量了 VC，TC 或 PAV+ 中的压力 > 110 $cmH_2O$。呼吸机切换到呼气。可能潮气量降低。 | · 检查患者、患者回路（包括过滤器）及气管导管。确保 ET 导管内径尺寸正确。检查呼吸机流量及/或容量设置。<br>· 重新运行 SST。<br>· 获取替代气源。<br>· 在临床使用中不使用呼吸机并进行维修。 |
| 失效电池 | 尝试充电 6 小时之后，电池充电不足或电池系统不工作。 | 通过将呼吸机插入到 AC 电源或更换电池或安装加强电池对电池重新充电。 |
| 吸气时间过长（患者数据报警） | 最后两次自主呼吸的 PBW 吸气时间超过呼吸机设置限值。仅仅当通气类型为 INVASIVE 时激活。 | · 检查患者。<br>· 检查患者回路是否漏气。<br>· 检查上升时间 % 及 $E_{SENS}$ 设置。 |
| 断电 | 呼吸机电源开关打开，但主 AC 电源及电池电源不足。此报警可能没有一个可视指示灯，但独立的报警音（立即优先级）持续至少 120 秒。 | · 检查 AC 电源及电池连接的完整性。<br>· 如果需要，获取替代通气系统。<br>· 安装加强电池<br>· 关闭电源开关以重置报警。 |
| 电池电量低 | 中优先级报警提示电池剩余电力还可以维持呼吸机或压缩机运行 < 10 分钟。<br>高优先级报警提示电池剩余电力还可以维持呼吸机或压缩机运行 < 5 分钟。 | 通过将呼吸机插入到 AC 电源或更换电池或安装加强电池可以对电池重新充电。 |

**表 6-6.** 非技术报警及响应建议（续）

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| ↓$V_{TE\ MAND}$（患者数据报警） | 患者的指令呼吸呼出潮气量 ≤ 最后 2 次指令呼吸的报警设置。 | · 检查患者。<br>· 检查患者回路是否漏气。<br>· 检查患者阻力或顺应性变动。 |
| ↓$V_{TE\ SPONT}$（患者数据报警） | 患者自主呼吸呼出潮气量 ≤ 最后两次自主呼吸的报警设置。 | · 检查患者。<br>· 检查呼吸机设置。 |
| ↓$\dot{V}_{E\ TOT}$（患者数据报警） | 所有呼吸的分钟量 ≤ 报警设置。 | · 检查患者。<br>· 检查呼吸机设置。 |
| 无空气供给 | 空气供给压力低于呼吸机正确工作所需的最小压力。如果可用，呼吸机递送 100% $O_2$。如果氧气供给不可用，安全阀打开。呼吸机显示没有呼吸机支持的时间。此报警不能设置或禁用。 | · 检查患者。<br>· 检查空气及氧气源。<br>· 如果需要，获取替代通气系统。 |
| 无 $O_2$ 供给 | 氧气供给压力小于呼吸机正确运行所需的最小压力。如果可用，呼吸机输送 100% 空气。如果空气供给不可用，安全阀打开。呼吸机显示没有呼吸支持的时间。此报警不能设置或禁用。 | · 检查患者。<br>· 检查空气及氧气源。<br>· 如果需要，获取替代通气系统。 |
| ↑$P_{COMP}$ | 目标压力 ≥ (↑$P_{PEAK}$ - 5 $cmH_2O$) | **在 TC 中：**<br>· 检查是否漏气及导管类型/内径设置。<br>**在 PAV+中：**<br>· 将目标压力限制在↑$P_{PEAK}$ - 5 $cmH_2O$。 |

**表 6-6.** 非技术报警及响应建议（续）

| 报警信息 | 含义 | 采取的动作 |
|---|---|---|
| 程序错误 | 在呼吸机启动完成之前患者被绑定。激活安全通气。 | · 如果需要，提供替代通气系统。<br>· 完成呼吸机启动程序。 |
| 严重阻塞 | 患者回路严重堵塞。呼吸机进入阻塞状态循环。显示没有呼吸支持的时间。 | · 检查患者。<br>· 如果需要，获取替代通气系统。<br>· 检查患者回路是否有大量液体、弯曲及阻塞的过滤器。<br>· 如果问题持续，停止使用呼吸机并进行维修。 |
| ↑$V_{TI}$（患者数据报警） | 输送的吸气量 ≥ 吸气量高限。 | 呼吸机切换到呼气。<br>· 检查是否漏气及导管类型 /ID 设置。<br>· 检查患者及呼吸机设置。<br>· 检查是否漏气、导管类型 /ID 及 % $_{Supp}$ 设置以及患者是否呼吸急促。 |
| 容量未送达（患者数据报警） | 当自主呼吸类型是 VS 或指令呼吸类型是 VC+ 时，吸气目标压力> ($P_{PEAK}$ - PEEP - 3 $cmH_2O$)。 | 检查患者及 ↑$P_{PEAK}$ 设置。 |
| PAV 启动时间过长（仅当 PAV+ 选件在使用时才发生） | 在 PAV+ 启动期间不能评估阻力及/或顺应性。 | 检查是否有漏气、浅呼吸以及 ↑$V_{TI}$ 及 ↑$P_{PEAK}$ 设置值。 |
| PAV R & C 未评估（仅当 PAV+ 选件在使用时才发生） | 在 PAV+ 稳定状态期间不能评估阻力及/或顺应性。 | 检查是否漏气、浅呼吸及导管 ID 设置、↑$V_{TI}$ and ↑$P_{PEAK}$。 |
| 近端故障（PROX INOPERATIVE） | 近端流量传感器发生故障或气压管路堵塞。 | 请更换近端流量传感器或清空其气压管路。不会影响来自呼吸机送气或呼气流量传感器的数据。 |

下面几节提供关于所选报警的详细说明。

### 6.5.9 AC 断电报警

AC 断电报警提示呼吸机电源开关打开并且呼吸机由电池供电，可能很快需要备用电源以维持正常的呼吸机运行。当呼吸机电池剩余电力少于 10 分钟时，呼吸机发出中等优先级低电池电量报警。当呼吸机电池可用电力预计少于 5 分钟时，呼吸机发出高优先级低电池电量报警。

压缩机是一种直流装置，它可以将交流电转换为直流电，并有自己的主电池和加强电池（如果已购买加强电池）。如果没有交流电，压缩机就没有正常工作情况下的直流电转换过程，但只要压缩机电池有足够的电量，压缩机仍然能够供给空气。

### 6.5.10 窒息通气报警

窒息通气报警提示呼吸机及患者在操作人员选择的窒息通气间隔内没有触发呼吸 ($T_A$)。基于呼吸机吸气检测标准，从吸气开始到下一次吸气开始测量 $T_A$。$T_A$ 只可以通过窒息通气设置进行设置。

在患者发起两次连续呼吸之后窒息通气报警自动设置，且意图建立足够可靠的患者吸气驱动以恢复正常通气。为了确保呼吸由患者启动（而不是由于自动触发），吸气量必须至少为 $V_T$的一半（这样可以避免断开时返回正常通气）。

### 6.5.11 回路断开报警

回路断开报警提示患者回路在呼吸机处或在患者三通处的患者侧断开，或出现大的漏气。不同的呼吸类型，回路断开检测的方法也不一样。时间、压力、流量、输送量、呼气量及 $D_{SENS}$ 设置可能在回路断开检测算法中使用。请参考第 10-46 页的“脱管”，查阅对回路断开检测方法的完整讨论。

回路断开报警灵敏度通过 $D_{SENS}$ 设置进行调节。在回路断开情况下，呼吸机进入待机状态并且输送一个基本氧气流以检测一个重新连接。

当呼吸机决定患者回路重新连接，回路断开报警自动重置并且恢复正常通气，而无需手动重置报警（例如，接着吸入）。

断开患者回路中断气体输送以及患者监测。患者回路断开通知很关键，特别是当患者不能自主呼吸时。当检测到断开时，呼吸机不能进入窒息通气以避免常规吸入程序中的模式变化。

**注释：**
使用封闭吸痰管系统时，可在现有的模式、呼吸类型和设置值条件下进行吸痰。为在该过程中减少血氧不足的可能性，可使用“提升 $O_2$”控制来提升送达氧气含量。请参考第 3-35 页的“调节输送的提升 $O_2$ 量 2 分钟”。

### 6.5.12 断电报警

此报警提示操作人员电池电量不足且没有 AC 电源支持呼吸机或压缩机工作。只要呼吸机开关处于打开位置，则发出报警并持续至少 120 秒。

### 6.5.13 设备提示报警

设备提示报警提示后台测试或通电自检 (POST) 失败。呼吸机会视具体失败的测试项发出一个报警，并且根据当前设置继续通气，或用修改的设置通气，或进入呼吸机失效状态。设备提示报警依赖于呼吸机的自检并且通知临床医师需要维修的异常情况。请参考第 10-75 页的“后台诊断系统”。

### 6.5.14 高回路压力 (↑$P_{PEAK}$) 报警

↑$P_{PEAK}$ 报警提示当前测量的气道压力高于或等于设置限值。↑$P_{PEAK}$ 限值会在所有呼吸类型和阶段激活，以提供冗余的患者保护（例如，检测压力感应设备的空气流下游限制）。↑$P_{PEAK}$ 限值会在所有正常通气模式下激活。↑$P_{PEAK}$ 报警新患者默认值可分别针对新生儿、小儿及成人患者进行配置。↑$P_{PEAK}$限值在严重阻塞报警期间不激活。

↑$P_{PEAK}$ 报警截断吸气且呼吸机切换到呼气阶段，限值不能设置低于

- PEEP + 7 $cmH_2O$，或
- PEEP + $P_I$ + 2 $cmH_2O$，或

- PEEP + $P_{SUPP}$ + 2 $cmH_2O$，

也不能设置低于或等于 ↓$P_{PEAK}$。

↑$P_{PEAK}$限值不能禁用。在 ↑$P_{PEAK}$ 限值变化阶段，呼吸机立即允许提示高回路压力状态。

最小 ↑$P_{PEAK}$ 限值 (7 $cmH_2O$) 与非指令呼吸期间期望的自动触发引起的最低峰值压力对应。选择最大 ↑$P_{PEAK}$ 限值 (100 $cmH_2O$)，因为其是极低顺应性肺膨胀所需的最大压力。

呼吸机允许回路压力根据 PC 及 PS 呼吸的初始阶段计算的触发图形上升，不会激活 ↑$P_{PEAK}$ 报警。触发图形可以帮助避免当选择上升时间的较大值 % 时，气道中由于可能的瞬时压力过冲引起的无关报警。在患者回路中测量的短暂压力过冲不可能在隆凸处出现。

### 6.5.15 高输送 $O_2$% (↑$O_2$%) 报警

↑$O_2$% 报警提示测量的 $O_2$% 等于或高于错误率（超过 $O_2$% 设置值）至少 30 秒以排除瞬时 $O_2$% 输送变化无关的报警。↑$O_2$% 报警检测呼吸机气体供给或氧气监测中的异常。呼吸机在 30 秒后发出 ↑$O_2$% 报警。虽然呼吸机自动设置 ↑$O_2$% 报警限值，但氧电池可以禁用。（错误率为 12%，超过呼吸机运行第一小时的设置值；7%，超过运行第一小时间后的设置值；另外 5%，超过设置值降低后第一个四分钟的设置值。）

当由于 100% $O_2$、窒息通气、阻塞、回路断开或无空气/$O_2$ 供给报警引起 $O_2$% 变化时，呼吸机自动调节 ↑$O_2$% 报警限值。呼吸机根据一秒间隔测量的氧气百分比检查 ↑$O_2$% 报警限值。

### 6.5.16 高分钟呼气量 (↑$\dot{V}_{E\,TOT}$) 报警

↑$\dot{v}_{E\,TOT}$ 报警提示自主呼吸及指令呼吸测得的分钟总呼出量等于或大于报警设置。当改变设置时，↑$\dot{v}_{E\,TOT}$ 报警立即生效以确保提供延长的高潮气量。

↑$\dot{V}_{E\,TOT}$ 报警可以用于检测患者呼吸波形中的变化或顺应性或阻力变化。↑$\dot{V}_{E\,TOT}$ 报警也可以检测过大的潮气量，其可能导致过度通气及二氧化碳过低。

### 6.5.17 高呼出潮气量 (↑$V_{TE}$) 报警

↑$V_{TE}$ 报警提示自主呼吸及指令呼吸测得的呼出潮气量等于或大于设置的 ↑$V_{TE}$ 报警。在有新测量值时更新 ↑$V_{TE}$ 报警。

↑$V_{TE}$ 报警可以检测增加的呼出潮气量（由于较大的顺应性及较低的阻力）并且防止压力控制通气或压力支持期间的过度通气。关闭 ↑$V_{TE}$ 报警可以避免无关报警。（在基于容量的通气期间不关注由于增加的顺应性引起的过度通气，因为潮气量通过临床医生的选择和呼吸机的顺应性补偿算法固定。）

### 6.5.18 高吸入潮气量 (↑$V_{TI}$) 报警

高吸入潮气量报警提示患者的吸气量超过设置限值。当发生此情况时，呼吸结束并且发出报警声音。呼吸机在 GUI 屏幕上患者数据区中显示监测的吸气潮气量。当通气类型是 NIV时，没有高吸气潮气量报警或设置变量，但监测的吸气潮气量 ($V_{TI}$) 可能出现在 GUI 屏幕上的患者数据区域中。

### 6.5.19 呼吸频率高限 ↑($f_{TOT}$) 报警

↑$f_{TOT}$ 报警提示测量的呼吸频率大于或等于↑$f_{TOT}$ 报警设置。在任何时候有新的总测量呼吸频率时更新 ↑$f_{TOT}$ 报警。

↑$f_{TOT}$ 报警可以检测呼吸急促，其可能表示潮气量太低或患者呼吸功已经增加。在↑$f_{TOT}$限值变化阶段，呼吸机立即允许提示高呼吸频率状态。

### 6.5.20 吸气时间过长报警

仅当通气类型为 INVASIVE 时激活吸气时间过长报警，提示自主呼吸的吸气时间超出以下时间限值：

(1.99 + 0.02 x PBW) 秒 （成人及小儿回路）

(1.00 + 0.10 x PBW) 秒 （新生儿回路）

其中 PBW 是预测体重的当前设置。

当呼吸机发出吸气时间过长报警时，呼吸机结束吸气并切换到呼气。吸气时间过长报警仅适用于自主呼吸并且不能设置或禁用。

因为漏气（在患者回路中，在气管导管口周围或通过胸部回路）且患者－呼吸机不匹配影响准确的呼气检测，吸气时间过长报警可以作为安全结束吸气的备用方法。如果经常出现吸气时间过长报警，检查漏气并且确保 $E_{SENS}$ 及上升时间 % 设置正确。

### 6.5.21 回路压力低限 (↓$P_{PEAK}$) 报警

**警告：**
**因为 VC+ 压力控制算法不允许目标吸气压力低于 PEEP + 3 $cmH_2O$，试图设置 ↓$P_{PEAK}$ 报警限值等于或低于此级别将使报警关闭。**

↓$P_{PEAK}$ 报警提示在当前呼吸期间测量的最大气道压力小于或等于无创吸气或 VC+ 吸气期间设置的报警级别。

↓$P_{PEAK}$ 报警对指令呼吸及自主呼吸激活并且仅当通气类型为 NIV 或指令呼吸类型为 VC+ 时存在。在 VC+ 期间，↓$P_{PEAK}$ 报警可以关闭。↓$P_{PEAK}$ 报警在 NIV 期间始终关闭。↓$P_{PEAK}$ 报警限值不能设置为一个大于或等于 ↑$P_{PEAK}$ 报警限值的值。

在 VC+ 中，无论什么时候改变 PEEP， ↓$P_{PEAK}$ 自动设置为新建患者的值，当 PEEP ≥ 16 $cmH_2O$ 时为 PEEP + 4 $cmH_2O$，或当PEEP < 16 $cmH_2O$ 时为 PEEP + 3.5 $cmH_2O$。

报警不取决于↓$P_{PEAK}$，而且 ↓$P_{PEAK}$ 报警也不取决于其它报警。

### 6.5.22 低输送 $O_2$% (↓$O_2$%) 报警

↓$O_2$%报警提示在任何呼吸阶段测量的 $O_2$% 等于或低于错误率（低于 $O_2$% 设置），或小于或等于 18%，至少持续30秒。尽管呼吸机自动设置 ↓$O_2$% 报警，更换（如果需要）或禁用氧电池以避免无关报警。错误率为 12%，低于呼吸机重置后运行第一小时的设置值；7%，低于第一小时运行后的设置值；另外 5%，低于设置值增加后第一个四分钟设置值。

当 $O_2$%由于窒息通气、回路断开或无 $O_2$/空气供给报警而发生变化时，呼吸机自动调节 ↓$O_2$% 报警。↓$O_2$% 报警在安全阀打开 (SVO) 状态下禁用。呼吸机根据一秒间隔测量的氧气百分比检查 ↓$O_2$% 报警。

↓$O_2$% 报警可以检测呼吸机气体输送或氧气监测器中的异常并且可以确保患者供氧充分。呼吸机在 30 秒后发出 ↓$O_2$% 报警以避免由于瞬时 $O_2$% 输送变化而引起的无关报警。氧电池测得的 $O_2$% 在患者数据区域中显示。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”了解如何在 $O_2$ 未显示的情况下将其包含在内。

### 6.5.23 低自主呼吸指令。潮气量 (↓$V_{TE\ MAND}$) 报警

报警提示测量的指令呼吸呼出潮气量小于或等于 ↓$V_{TE\ MAND}$ 报警设置。出现指令呼吸呼出潮气量的新测量值时，则更新 ↓$V_{TE\ MAND}$ 报警。

↓$V_{TE\ MAND}$ 报警可以检测到堵塞、通气期间的容量漏气，或基于压力通气期间的顺应性或阻力变化（即当达到相同压力，但潮气量减少时）。在 SIMV、SPONT 及 BiLevel 期间有单独的指令呼吸及自主呼吸呼出潮气量报警。在↓$V_{TE\ MAND}$报警变化阶段，呼吸机立即允许提示低呼出潮气量状态。

### 6.5.24 低自主呼吸呼出潮气量 (↓$V_{TE\ SPONT}$) 报警

↓$V_{TE\ SPONT}$ 报警提示测量的自主呼吸呼出潮气量小于或等于 ↓$V_{TE\ SPONT}$ 报警设置。出现自主呼吸呼出潮气量的新测量值时更新报警。

↓$V_{TE\ SPONT}$ 报警可以检测患者回路中的漏气或单次呼吸期间患者呼吸驱动中的变化。↓$V_{TE\ SPONT}$ 报警基于当前的呼吸，而不是平均值以尽可能快地检测变化。在 SIMV 及 BiLevel 期间有单独的指令呼吸及自主呼吸呼出潮气量报警（如果此软件选件已经安装）。在↓$V_{TE\ SPONT}$报警限值变化阶段，呼吸机立即允许提示低呼出潮气量状态。

### 6.5.25 低分钟总呼出量 (↓$\dot{V}_{E\ TOT}$) 报警

↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警提示测量的分钟量（对于指令呼吸及自主呼吸）小于或等于 ↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警设置。↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警会在每次对分钟呼气量进行新计算时更新。

↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警可以检测患者回路中的漏气或堵塞、顺应性或阻力中的变化或患者呼吸波形中的变化。↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警也可以检测过小的潮气量，其可能导致过度呼吸及氧气不足（氧气不足）。

在↓$\dot{v}_{E\ TOT}$ 报警限值变化阶段，呼吸机立即确保提供延长的低潮气量。

### 6.5.26 程序错误报警

如果呼吸机开机（或者通过打开电源开关或如果重新开机，然后至少 5 分钟后断电），则发出程序错误报警，并在呼吸机启动完成之前检测到患者被绑定。在确认呼吸机设置后，呼吸机会发出高优先级报警并进入安全 PCV。请参考第 10-58 页的“基于回路类型的 $V_T$ 数值”。

如果将新患者连接到呼吸机，则程序错误报警要求在恢复呼吸机电力后确认呼吸机设置。安全 PCV 是一种紧急通气模式，根据显示的设置提供通气直到设置确认并且不希望长期患者通气。

### 6.5.27 严重阻塞报警

当呼吸机呼吸系统中的气体流严重受限时发生严重阻塞报警。当呼吸机定期尝试递送基于压力的呼吸时，呼吸机进入阻塞状态循环（OSC），同时监测吸气及呼气处于严重阻塞阶段。如果没有检测到阻塞，则呼吸机考虑阻塞状态重置，清除阻塞报警并且在阻塞发生之前用使用的设置继续通气。呼吸机会指示检测到堵塞。

## 6.6 被监测的患者数据

被监测的患者数据会显示在 GUI 屏幕顶部波形显示上方的患者数据提示框内。请参考第 4-3 页的“*GUI 区域*”。在适用情况下，会指示出厂默认值。

请参考第 3-37 页的“*重要患者数据*”，改变显示的患者数据参数或它们显示的顺序。

如果显示的患者数据持续闪动，表明这些数值是系统所定义的绝对极限值。如果数值显示在“()”中，则表明其为可变限值。可变限值是以不同的患者和呼吸机设置值为依据的。每个数据点应该看作可疑值。

基于模式/呼吸类型组合中的患者数据值不可用，显示破折号 (--)。

**注释：**
闪烁患者数据值表示显示的值大于或小于绝对值之一并且已经“剪切”到其限值。出现在括号的数据值表示精度有问题。如果没有显示值，则呼吸机处于值不能测量的状态。

下面章节包括患者数据显示中显示的所有患者数据参数。

**注释：**
所有显示的患者容量数据表示 BTPS 状态下表示的肺活量。

### 6.6.1 分钟总呼气量 ($\dot{V}_{E\ TOT}$)

来自前一分钟内指令呼吸及自主呼吸的呼气量的 BTPS 及顺应性补偿总和。出厂默认参数。

### 6.6.2 分钟自主呼吸呼出量 ($\dot{V}_{E\ SPONT}$)

前一分钟内自主呼气量的 BTPS 及顺应性补偿总和。出厂默认参数。

### 6.6.3 呼出潮气量 ($V_{TE}$)

之前指令呼吸或自主呼吸的患者呼气量。显示的 $V_{TE}$ 是顺应性及 BTPS 补偿，并且在下一次吸气时更新。出厂默认参数。

### 6.6.4 近端分钟呼气量 ($\dot{V}_{E\ TOTY}$)

前一分钟内自主呼气量的 BTPS 及顺应性补偿总和。

### 6.6.5 近端呼出潮气量 ($V_{TEY}$)

由近端流量传感器测得的之前呼吸的呼出潮气量（仅限新生儿患者）。$V_{TEY}$ 会在下一次吸气开始时更新。

### 6.6.6 自主呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ SPONT}$)

最后一次自主呼吸的呼气量，在下一次吸气开始时更新，然后进行一次自主呼吸。

### 6.6.7 指令呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ MAND}$)

最后一次指令呼吸的呼气量，在下一次吸气开始时更新，然后进行一次指令呼吸。如果该模式是 SPONT 并且呼吸机在大于两分钟的周期内没有递送指令呼吸（例如通过手动吸气），$V_{TE\ MAND}$ 患者数据指示灯不亮。当该值更新时指示灯重新出现。出厂默认参数。

### 6.6.8 呼出 mL/kg 气量

患者呼气量，显示为 mL/kg PBW。

### 6.6.9 吸入潮气量 ($V_{TI}$)

所有基于压力或 NIV 呼吸的吸气 BTPS 及顺应性补偿量，在下一个呼气阶段开始时更新。$V_{TI}$ 在数据可用时显示。出厂默认参数。

### 6.6.10 近端吸入潮气量 ($V_{TIY}$)

由近端流量传感器测得的指令呼吸或自主呼吸吸入潮气量（仅限新生儿患者）。$V_{TIY}$ 在接下来的呼气阶段开始时更新，而且在有数据的情况下会显示出来。

### 6.6.11 输送的 mL/kg 容量

送达气量的单位为 mL/kg PBW。

### 6.6.12 I:E

前一次呼吸中吸气时间与呼气时间之比，无论是何种呼吸类型。在下一次吸气开始时更新。当 I:E ≥ 1:1，其显示为 XX:1，否则显示为 1:XX。出厂默认参数。

**注释：**
由于设置中的限制，在 PC 通气中为 I:E，监测的数据显示不可能准确匹配 I:E 设置。

### 6.6.13 平均回路压力 ($P_{MEAN}$)

整个呼吸周期的平均回路压力，包括吸气及呼气阶段，无论是指令呼吸或是自主呼吸。显示的值可以为正或负。出厂默认参数。

### 6.6.14 回路峰压力 ($P_{PEAK}$)

前一次呼吸期间患者 Y 型口处的最大回路压力，包括吸气及呼气阶段。出厂默认参数。

### 6.6.15 吸气末压力 ($P_{I\ END}$)

当前呼吸的吸气阶段结束时的压力。出厂默认参数。

### 6.6.16 呼气末正压力 (PEEP)

前一次呼吸呼气阶段结束时的压力，在下一次吸气开始时更新。在呼气暂停期间，显示的值包含任何激活肺的 PEEP。出厂默认参数。

### 6.6.17 内源性 PEEP ($PEEP_I$)

$PEEP_I$ 是呼气结束时超过 PEEP 水平的预计压力。$PEEP_I$在呼气暂停操作期间决定。

### 6.6.18 基于 PAV 的内源性PEEP ($PEEP_{I\ PAV}$)

$PEEP_I$ 是预计的内源性 PEEP，在自主呼吸 PAV+ 呼吸结束时更新。

### 6.6.19 总 PEEP ($PEEP_{TOT}$)

$PEEP_{TOT}$是呼气暂停操作过程中回路Y型口处预计的压力。

### 6.6.20 平台压力 ($P_{PL}$)

$P_{PL}$是吸气暂停操作过程中测量及显示的压力。

### 6.6.21 总呼吸频率 ($f_{TOT}$)

每分钟送达患者的指令或自主呼吸数量出厂默认参数。

### 6.6.22 基于 PAV 的肺顺应性 ($C_{PAV}$)

对于 PAV+ 呼吸， $C_{PAV}$ 是患者气道压力下施加变化的肺活量变化，在零流量条件下测量并且在每次计算成功完成时更新。$C_{PAV}$在波形屏幕上显示。

### 6.6.23 基于 PAV 的患者阻力 ($R_{PAV}$)

对于 PAV+ 呼吸， $R_{PAV}$ 是患者肺流量中施加变化的肺压力变化，在每次计算成功完成时更新。$R_{PAV}$在波形屏幕上显示。

### 6.6.24 基于 PAV 的肺部弹性 ($E_{PAV}$)

对于 PAV+ 呼吸， $E_{PAV}$ 与$C_{PAV}$相反并且在成每次计算成功完成时更新。

### 6.6.25 自主呼吸浅快呼吸指标 (*f*/VT)

代表患者进行自主呼吸的能力。高值通常表示患者正在快速呼吸，但具有低潮气量。低值通常表示相反值。出厂默认参数。

### 6.6.26 自主呼吸吸气时间比 ($T_I/T_{TOT}$)

在 SPONT 模式下表示由吸气阶段消耗的自主呼吸百分比。在成功完成一次自主呼吸时更新。出厂默认参数。

### 6.6.27 自主呼吸吸气时间 ($T_{I\ SPONT}$)

自主呼吸吸气阶段的持续时间，在完成每次自主呼吸时更新。$T_{I\ SPONT}$ 仅当呼吸模式允许自主呼吸并且呼吸由患者启动时才进行计算。出厂默认参数。

### 6.6.28 基于 PAV 的总气道阻力 ($R_{TOT}$)

对于 PAV+ 呼吸，$R_{TOT}$ 是总气道流中施加变化的肺活量变化，并且在每次计算成功完成时更新。如果$R_{PAV}$值出现在本节开始时描述的括号中时，则 $R_{TOT}$ 值也出现在括号中。

### 6.6.29 静态顺应性 ($C_{STAT}$) 及静态阻力 ($R_{STAT}$)

$C_{STAT}$ 是患者肺部弹性的预计值，用mL/cm$H_2O$ 表示。其在指令呼吸期间计算。

$R_{STAT}$ 是人工气道及呼吸系统间总吸气阻力，在吸气暂停操作后下一次吸气开始时显示。它是患者气道如何根据给定流量压力下降受限的预计值，单位为 cm$H_2O$/L/s。$R_{STAT}$ 在 VC 指令呼吸期间用方形流量波形计算。

$C_{STAT}$ 使用此方程计算。

$$C_{STAT} = \frac{V_{pt}}{P_{ckt} - PEEP} - C_{ckt}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $C_{STAT}$ | 静态顺应性 | $P_{ckt}$ | 在 100 *ms* 间隔结束时测量的患者回路压力，定义了暂停机制平台状态 |
| $V_{pt}$ | 总呼气容量（患者及呼吸回路） | PEEP | 在呼气结束时测量的患者回路中的压力。 |
| $C_{ckt}$ | 在暂停操作期间呼吸回路的顺应性（从 SST 输送） | | |

在计算完 $C_{STAT}$后，使用此方程计算 $R_{STAT}$，假设 VC 呼吸类型为方波。

$$R_{STAT} = \frac{\left[1 + \frac{C_{ckt}}{C_{STAT}}\right]\langle P_{PEAK} - P_{PL}\rangle}{\dot{V}_{pt}}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $R_{STAT}$ | 静态阻力 | $C_{STAT}$ | 静态顺应性 |
| $C_{ckt}$ | 在暂停操作期间呼吸回路的顺应性（从 SST 输送） | $P_{PL}$ | 在 100 *ms* 间隔期间患者回路中的平均压力，定义了暂停机制平台状态 |
| $\dot{V}_{pt}$ | 在波形最后 100 *ms* 时间流入到患者 | $P_{PEAK}$ | 回路峰值压力 |

在暂停期间，显示最近选择的图形显示并冻结以决定吸气压力稳定的时间。在下一次吸气开始时显示 $C_{STAT}$ 和 $R_{STAT}$，然后吸气暂停并且采取此格式：

$C_{STAT}$ xxx

或

$R_{STAT}$ yyy

如果软件决定方程中的变化或产生的 $C_{STAT}$ 或 $R_{STAT}$ 值超出范围，则使用特殊的格式。

- 括号 () 表示可疑的 $C_{STAT}$ 或 $R_{STAT}$值，来自于可疑的变量。
- 闪烁 $C_{STAT}$ 或 $R_{STAT}$ 值超出范围。
- $R_{STAT}$ ------ 表示阻力不能计算，因为呼吸不是指令呼吸的带方形流量波形的 VC 类型。

### 6.6.30 动态顺应性 ($C_{DYN}$)

$C_{DYN}$是每次输送指令呼吸的静态顺应性的动态估计。

### 6.6.31 动态阻力 ($R_{DYN}$)

$R_{DYN}$ 是每次输送指令呼吸的静态阻力的动态估计。

### 6.6.32 $C_{20}/C$

$C_{20}/C$ 是最后 20% 吸气段的顺应性与整个吸气段顺应性之比。

### 6.6.33 呼气末流量 (EEF)

一次呼吸的呼气结束时流量的测量值。

### 6.6.34 自主呼吸峰流量 (PSF)

一次自主呼吸的最大自主吸气流量的测量值。

### 6.6.35 显示的 $O_2$%

输送给患者的气体中的氧气百分比，在吸气过滤器上游的呼吸机出气口处测得。其目的是与设定的 $O_2$% 进行核对，以确定是否发出报警，而不是作为给患者输送氧气的测量值。只要 $O_2$ 监视器已启用，即可显示 $O_2$% 数据。如果监视器已禁用，则会显示破折号 (--)。如果出现的设备提示与 $O_2$ 监视器相关，则会显示一个闪动的 0。

页面故意留空

# 7 预防性维护

## 7.1 概述

本章包含了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的维护信息。本章包括

- 如何执行常规的预防性维护程序，包括频率
- 如何清洁、消毒或灭菌呼吸机和主要组件
- 如何长时间储存呼吸机
- 如何处置使用过的部件

## 7.2 呼吸机工作时间

呼吸机中含有一个小时计时器，用于记录呼吸机自出厂以来的工作时间。另一个计时器用于跟踪自执行上一次预防性维护活动后的小时数。GUI 和状态显示器均能显示距离进行下一次预防性维护所剩的小时数。

## 7.3 预防性维护时间间隔

**警告：**
**为确保呼吸机正常工作，请按下表所述的时间间隔执行预防性维护。请参阅第 7-2 页的“操作人员预防性维护频率”并请参阅第 7-20 页的“维修预防性维护频率”。**

**表 7-1.** 操作人员预防性维护频率

| 部件 | 频率 | 维护 |
|---|---|---|
| 患者回路：吸气分支和呼气分支 | 一日数次，或按医疗机构规定。 | • 检查两个分支是否积水。<br>• 清空并清洁。 |
| 冷凝物小瓶、积水杯和引流袋 | | 根据需要检查并清空。 |
| 氧气传感器校准 | | 从呼吸机设置屏幕，点击“更多设置”选项卡。要校准氧气传感器，触摸屏幕氧气传感器区域的“校准”。<br>请参阅第 4-34 页的,“氧电池标定测试”，了解氧气传感器校准测试的信息。 |
| 进气口空气过滤器滤杯 | | • 如滤杯有裂痕，请予更换。<br>• 如发现有潮湿迹象，请停止使用呼吸机，并联系维修人员。 |
| 可重复使用吸气过滤器 | • 每次使用之前<br>• 吸气分支连续使用 15 天后（更换）<br>• 每年或 50 次高压灭菌周期（更换）<br>• 每当怀疑阻力过大时 | • 仔细检查，如发现裂痕、裂纹或损坏，请予更换。在用于其他患者前以及更换回路时进行灭菌，或按照医疗机构的规定进行。在非破坏性处置之前先进行灭菌，或按医疗机构的规定处置过滤器。<br>• 运行 SST，检查吸气分支的阻力。<br>• 更换吸气过滤器时要十分小心，以免损坏过滤器，并尽可能减少灰尘颗粒的进入。 |

**表 7-1.** 操作人员预防性维护频率（续）

| 部件 | 频率 | 维护 |
|---|---|---|
| 可重复使用呼气过滤器 | • 每次使用之前<br>• 呼气分支连续使用 15 天后（更换）<br>• 每年或 50 次高压灭菌周期（更换）<br>• 每当怀疑阻力过大时 | • 仔细检查，如发现裂痕、裂纹或损坏，请予更换。在用于其他患者前以及更换回路时进行灭菌，或按照医疗机构的规定进行。在非破坏性处置之前先进行灭菌，或按医疗机构的规定处置过滤器。<br>• 运行 SST，检查呼气分支和呼气过滤器的阻力。<br>• 更换呼气过滤器时要十分小心，以免损坏过滤器，并尽可能减少灰尘颗粒的进入。 |
| 一次性使用吸气过滤器 | 连续使用 15 天后（丢弃） | 遵照医疗机构的规定进行丢弃。 |
| 一次性使用呼气过滤器 | 连续使用 15 天后（丢弃） | 遵照医疗机构的规定进行丢弃。 |
| 电池 | 向或从另一台呼吸机转移电池时 | 使用所列的其中一种溶液，沾湿清洁巾擦拭以进行消毒。请参阅第 7-5 页的，*“表面清洁剂”*，查看批准使用的清洁剂。 |
| 电池 | 每三 (3) 年 | 更换 |
| 呼气流量传感器总成 (EVQ) | 根据机构准则，或者如果 SST 流量传感器交叉检查失败。**切勿**对呼气流量传感器总成进行灭菌。 | 消毒。参阅第 *7-5* 页上的 *“组件清洁和消毒”(7.5)* 以及第 *7-8* 页上的 *“呼气流量传感器总成 (EVQ) 消毒”(7.5.1)*。 |
| | 每 100 次消毒周期后。消毒周期定义为第 *7-8* 页上的 *“呼气流量传感器总成 (EVQ) 消毒”(7.5.1)* 所述的一个消毒事件。 | 进行更换。遵照医疗机构的规定丢弃用过的流量传感器。运行呼气流量传感器校准和 SST。 |
| 压缩机进气口空气过滤器 | 每 250 小时 | 使用温和的肥皂水清洗并彻底冲洗。晾干。 |
| 新生儿型门/适配器 | 当气体通道表面明显受污染或符合机构准则时。 | 按照 *表 7-3.* 进行消毒 |
| | 当门的外表面被弄脏时。 | 按照 *“外表面的表面清洁”(7.4)* 进行表面清洁。 |

**注意事项：**
**按照指示，使用指定的清洁剂、消毒剂和杀菌剂，以及相应部件的程序进行操作。请遵照下述清洁程序。**

## 7.4 外表面的表面清洁

GUI、BDU 和压缩机底座的外表面可能变脏，应定期进行清洁。

**清洁 GUI、BDU 或压缩机底座**

1. 使用列出的消毒剂之一或使用Sani Cloths (PDI, Inc.) 将软布浸湿。请参阅下表，表面清洁剂。
2. 擦去 GUI、BDU 和压缩机底座上的污物或异物。
3. 使所有组件彻底干燥。
4. 必要时，可用可安全释放静电 (ESD) 的吸尘器吸除 GUI 和 BDU 冷却通风口处的灰尘。

**表 7-2.** 表面清洁剂

| 部件 | 程序 | 备注/小心 |
|---|---|---|
| 呼吸机外部（包括触摸屏和可伸缩吊臂） | 用一块沾有下列某种清洁剂或等效物蘸湿的布进行清洁。必要时，用一块湿布和水冲洗掉残留的化学物质。<br>温和的洗碗洗涤剂溶液<br>异丙醇（70% 溶液）<br>漂白液（10% 溶液）<br>窗户清洁液（异丙醇和氨）<br>氨（15% 溶液）<br>过氧化氢（3% 溶液）<br>Formula 409® 清洁剂（Clorox 公司）<br>CaviCide® 表面消毒剂 (Metrex Research Corporation)<br>Control III® 杀菌剂 (Maril Products Inc.)<br>Mr. Muscle Window & Glass (SC Johnson)<br>Sani Cloths (PDI, Inc.)<br>[丙-2-醇，异丙醇，异丙醇酒精][1] | 请勿让液体或喷液渗入呼吸机开口或线缆连接件。<br>请勿试图用环氧乙烷 (ETO) 气体对呼吸机进行灭菌。<br>请勿使用高压气体清洁或吹干呼吸机，包括 GUI 冷却通风口。<br>请勿浸没呼吸机或将清洁溶液倒到呼吸机上面或倒入里面。 |
| 呼吸机冷却通气口 | 用吸尘器清除 GUI 和 BDU 背部通气口的灰尘。 | 不适用 |

1. 上述化学品为 Mr. Muscle Window & Glass 的通用等效物

## 7.5 组件清洁和消毒

**警告：**
**为避免细菌污染和可能的性能问题，请勿对单个患者使用组件 (SPU) 或一次性组件进行清洁、消毒或重复使用。请根据当地或医疗机构的规定予以丢弃。**

与单个患者使用物品的重复使用相关的风险包括但不限于细菌交叉污染、漏气、部件完整性缺失，或压降增加。清洁可重复使用组件时，请勿使用硬毛刷或使用可能损伤表面的工具。

**表 7-3.** 组件清洁剂和消毒程序

| 部件 | 清洁剂/程序 | 备注/小心 |
|---|---|---|
| EVQ | 在消毒之前，请预先浸泡于 EMpower Dual Enzymatic 溶液 (Metrex Inc.) 中。<br>使用采用以下任何药剂的液体化学消毒剂进行高水平的消毒：<br>• Cidex (2.5%)<br>• Metricide 28 (2.5%)<br>• Metricide OPA Plus (0.6%)<br>请遵照生产厂商的说明<br>请参阅第 7-8 页的，“*呼气流量传感器总成 (EVQ) 消毒*”，了解具体说明。 | **在消毒或储存过程中，请勿将 EVQ 掉落在地上，并小心轻放。** |
| 新生儿型门/适配器 | 在消毒之前，请预先浸泡于 EMpower Dual Enzymatic 溶液 (Metrex Inc.) 中。<br>使用采用以下任何药剂的液体化学消毒剂进行高水平的消毒：<br>• Cidex (2.5%)<br>• Metricide 28 (2.5%)<br>• Cidex OPA (0.55%)<br>• Metricide OPA Plus (0.6%)<br>请遵照生产厂商的使用说明。 | 不适用 |

**表 7-3.** 组件清洁剂和消毒程序（续）

| 部件 | 清洁剂/程序 | 备注/小心 |
|---|---|---|
| 可重复使用患者回路管 | 遵照生产厂商的使用说明进行消毒。 | • 检查是否有划痕和割痕，如有损坏应予更换。<br>• 当重新安装回路或安装新回路时，运行 SST 以检查是否有漏气。 |
| 一次性使用患者回路管 | 丢弃 | 遵照医疗机构的规定进行丢弃。 |
| 呼吸回路嵌入型积水杯 | 遵照生产厂商的使用说明进行消毒。 | • 检查积水杯是否有裂痕，如有损坏则予以更换。<br>• 当重新安装回路或安装新组件时，运行 SST 以检查是否有漏气。 |
| 呼吸回路组件 | 遵照生产厂商的使用说明进行消毒。 | • 检查组件是否有伤口和割痕，如有损坏则予以更换。<br>• 当重新安装回路或安装新组件时，运行 SST 以检查是否有漏气。 |
| 一次性使用引流袋和导管（单个设备） | 注满或更换患者回路时，应予以丢弃。 | 不适用 |
| 进气口空气过滤器滤杯 | 必要时，用温和的肥皂液清洗滤杯。 | • 请勿将进气口滤杯接触芳烃溶剂，尤其是酮类。<br>• 如发现裂痕，请予更换。 |
| 电池 | 使用蘸有所列的清洁剂之一的湿布进行擦拭。请参阅第 7-5 页的，“表面清洁剂”。 | 请勿将电池浸入或接触液体。 |
| 冷却风扇过滤器 | 每隔 250 小时或必要时清洁一次。在温和的肥皂液中清洗、冲洗并晾干。 | 不适用 |
| 其他配件 | 请遵照生产厂商的使用说明。 | 不适用 |

**部件清洁和消毒**

1. 请使用温和肥皂溶液，在温水中清洗部件。
2. 用干净的温水（可使用自来水）彻底冲洗部件，并将其擦干。
3. 根据列出的针对每个组件的程序对部件进行清洁或消毒。请参阅第 7-6 页的，“组件清洁剂和消毒程序”。查看清洁剂和消毒剂列表。
4. 等组件清洁或消毒完毕后，检查其是否有裂痕或其他损伤。
5. 按医疗机构的规定处置损坏的部件。

**注意：**
以上步骤 1 至 3 不适用于 EVQ。请参阅第 7-8 页的，“呼气流量传感器总成 *(EVQ)* 消毒”，了解消毒说明。

每次更换或重新安装好组件后，请先运行 SST，然后再给患者通气。

### 7.5.1 呼气流量传感器总成 (EVQ) 消毒

**注意：**
不需要定期进行 EVQ 消毒，但如果 SST 流量传感器交叉检查失败应进行消毒。请参阅 请参阅第 7-6 页的，“组件清洁剂和消毒程序”，了解适当的消毒剂列表。

**注意：**
请遵照医疗机构的传染控制规定取放、储存和处置可能受到生物污染的废弃物。

**注意事项：**
**为避免损坏加热丝，对 EVQ 进行消毒时，请勿将手指或其他物体伸入中央端口。**

EVQ 包含呼气流量传感器电子元件、呼气阀瓣膜、呼气过滤器密封片，以及压力传感器过滤器。呼气阀流量传感器的电子元件由加热丝和热敏电阻组成。由于受到呼气过滤器的保护，因此无需定期进行更换或消毒。然而，它可拆除，并且如果 SST 流量传感器交叉检查失败应进行消毒。预计使用寿命是 100 次消毒周期。

**注意事项：**

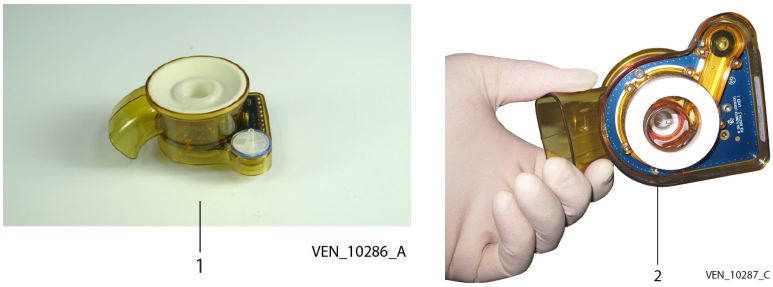
**避免损坏呼气流量传感器元件**

- **请勿点击中心端口中的加热丝或热敏电阻。**
- **浸入时请轻轻搅动液体，使液体缓慢通过中央端口。**
- **请勿用压缩空气或液体用力冲刷中心空腔。**
- **在消毒或储存过程中，请勿将其掉落在地上，并小心轻放。**

**警告：**

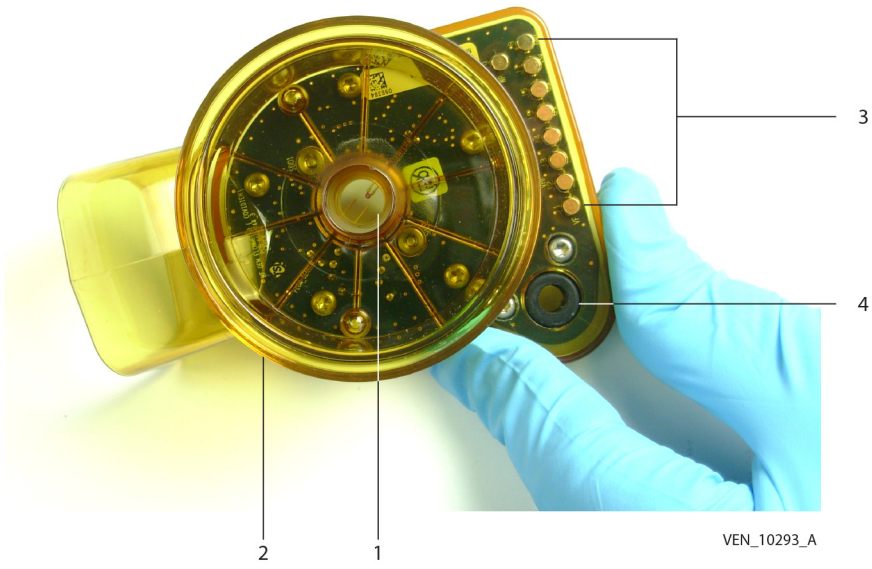
**流量传感器中央端口的加热丝或热敏电阻损坏可能会导致呼吸机的呼吸量测定系统无法正常工作。**

**图 7-1.** EVQ




1 俯视图　　2 仰视图

**图 7-2.** EVQ 组件




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 加热丝和热敏电阻 | 3 | 电触点 |
| 2 | 瓣膜密封表面 | 4 | 过滤器固定环 |

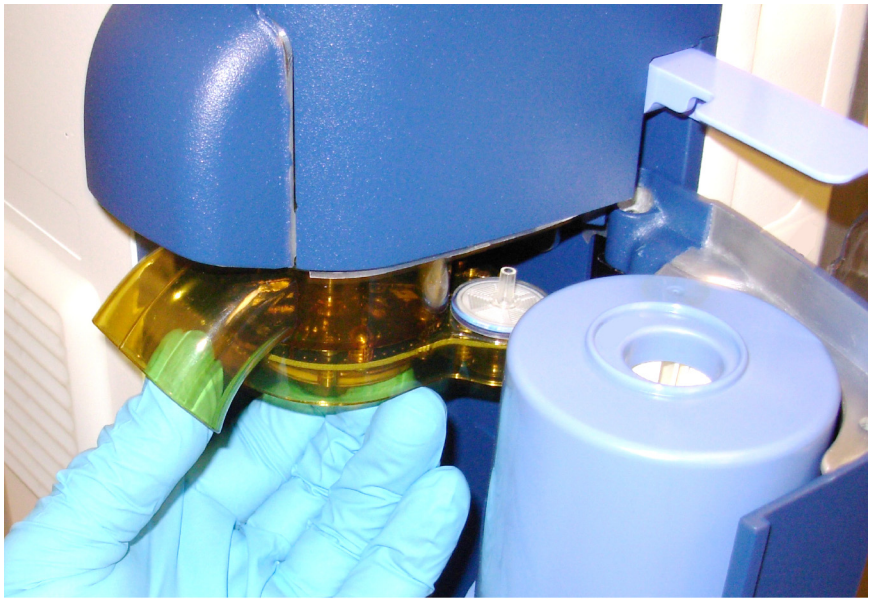
## 拆除

**警告：**
**在进行清洁和消毒之前，请将呼气流量传感器总成的一次性使用组件拆除并进行处置。**

### 拆除 EVQ

1. 将呼气过滤器上的插销向上抬起，并打开呼气过滤器的门。
2. 将大拇指插入塑料呼气端口，另外四 (4) 个手指放在 EVQ 下面，将其向下拉，直至脱开。**为避免损坏流量传感器元件，请勿将手指伸入中央端口。**

**图 7-3.** EVQ 拆除



VEN_10288_A

### 拆除 EVQ 的一次性使用组件

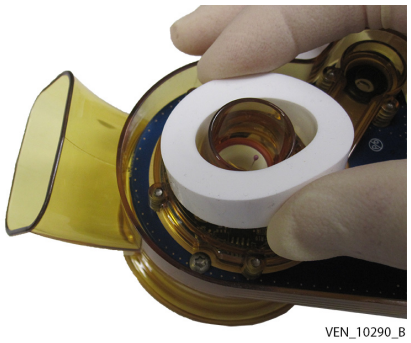
1. 取下呼气阀瓣膜、呼气阀过滤器密封片和压力传感器过滤器并将其丢弃。将呼气过滤器密封片从呼气流量传感器中拿起来以将其取出。

**图 7-4.** 呼气阀瓣膜拆除



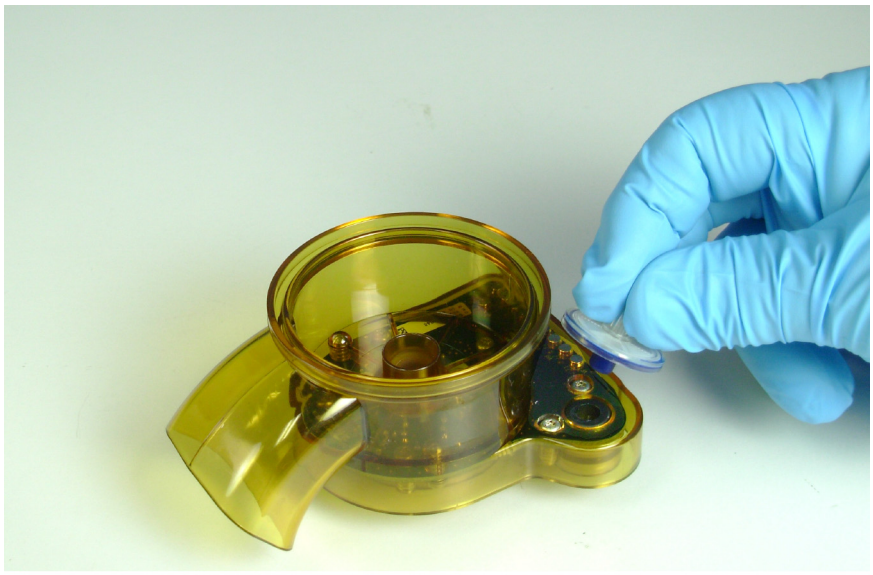
VEN_10289_A

**图 7-5.** 呼气阀过滤器密封片拆除



VEN_10290_B

**图 7-6.** 压力传感器过滤器拆除



VEN_10291_A

2. 遵照医疗机构的规定处置拆除的物品。请遵守关于处置有潜在生物污染废弃物的本地法令法规。

## 消毒

**警告:**
**请勿用蒸汽高压或环氧乙烷气体对 EVQ 进行灭菌。这两种方法都可能会引起呼吸机的呼吸量测定系统出现异常。**

**警告：**
**只能使用所述的消毒剂。请参阅第 7-6 页的“组件清洁剂和消毒程序”。使用未经 Covidien 推荐的消毒剂可能会损坏塑料外壳或电子传感器件，造成呼吸机的呼吸量测定系统出现异常。**

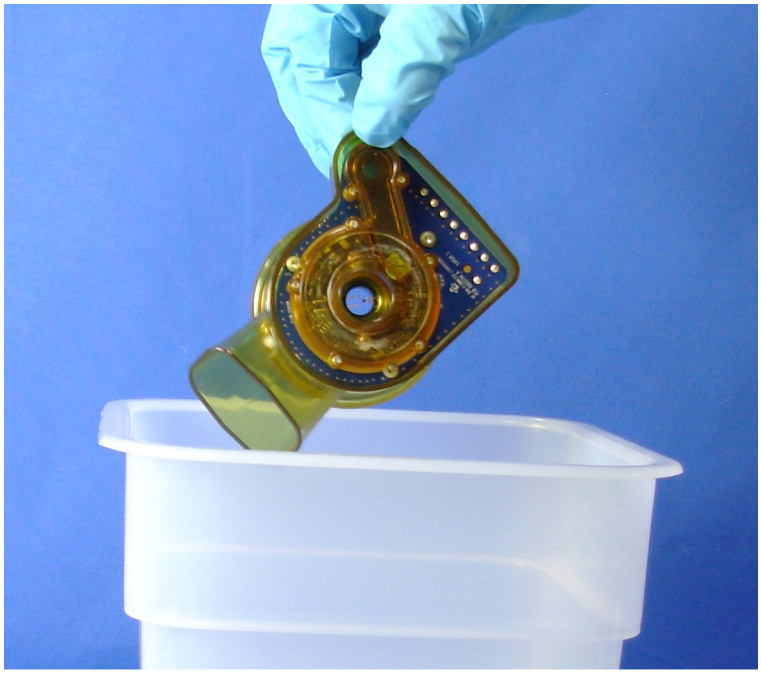
**警告：**
**请遵守消毒剂生产厂商的个人防护建议（如手套、排烟罩等），以免造成人身伤害。**

1. 将 EVQ 预先浸泡酶溶液。请参阅第 7-2 页的,“操作人员预防性维护频率”。预先浸泡是为了分解可能存在的微生物膜。浸泡时间请遵照生产厂商的使用说明。

**注意事项：**
**请勿使用任何型式的毛刷刷洗 EVQ，否则可能会损坏流量传感器元件。**

2. 请用干净的去离子水进行冲洗。
3. 请根据生产厂商的说明或本医疗机构的规定准备化学消毒剂。请参阅第 7-6 页的,“组件清洁剂和消毒程序”，查看适用的消毒剂。
4. 将其浸入消毒液，方向如图所示，然后转动，排出空腔中卡住的气泡。按生产厂商或医疗机构规定的最短浸泡时间，将其浸泡在消毒液中。

**图 7-7.** 浸泡方法



VEN_10292_A

5. 在浸泡消毒结束后，将其取出，并排出所有消毒液。确保所有空腔内的液体均已排净。

## 冲洗

**警告：**
**根据生产厂商的说明进行冲洗。避免消毒剂接触皮肤，以防止可能的人身伤害。**

1. 用洁净的去离子水冲洗 EVQ，方法与消毒步骤中使用的方式相同。
2. 排净液体，并用洁净的去离子水重**复冲洗 3 次**。
3. 用去离子水冲洗后，将其浸入干净的异丙醇中约 15 秒。轻轻搅动并转动以排清其中的气泡。

## 干燥

1. 将其放入专门的低温暖气箱中干燥。Covidien 建议在该步骤中使用对流干燥箱，温度不要超过 60°C (140°F)。

**注意事项：**
**请小心放入干燥箱，以免损坏总成的流量传感器元件。**

### 检查

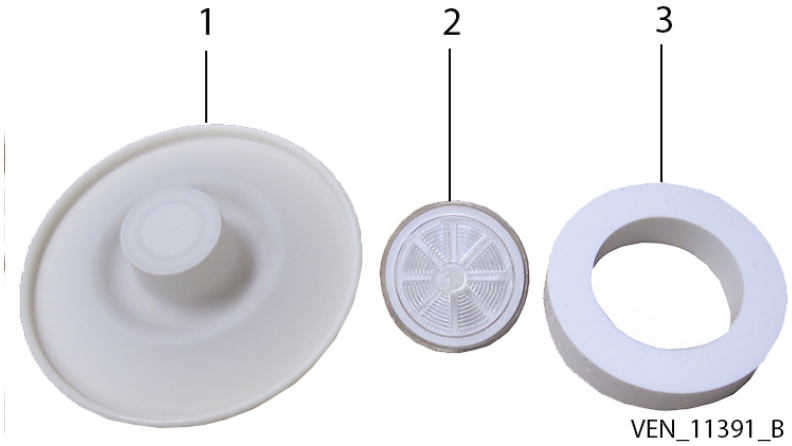
检查 EVQ 时，请参阅第 7-10 页的，“*EVQ 组件*”。

1. 检查塑料阀体、瓣膜密封表面、过滤器固定环以及底部的密封圈槽有无损坏、变质或污染。
2. 检查电气接头有无污染性的污渍或异物。必要时，用软布擦拭干净。
3. 检查中央端口中的加热丝和热敏电阻有无损坏。**不要试图清洁两者中的任意一个。**如发现有污物，再次用去离子水冲洗。如果冲洗不成功，或者加热丝或热敏电阻有损坏，请更换 EVQ。

## 7.5.2 EVQ 重新组装

下图显示了装配工具箱：

**图 7-8.** EVQ 装配工具箱

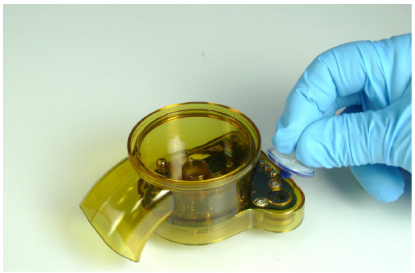



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 瓣膜 | 3 | 呼气过滤器密封片 |
| 2 | 压力传感器过滤器 | | |

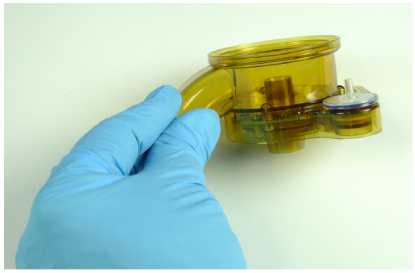
## 重新组装 EVQ 组件

1. EVQ 干燥后，从装配工具箱中取出压力传感器过滤器，并将直径较大的一头插入过滤器固定环，轻轻扭动，直至与塑料阀体咬合，如图所示。直径较小的一头朝外。

**图7-9.**安装压力传感器过滤器



VEN_10295_A

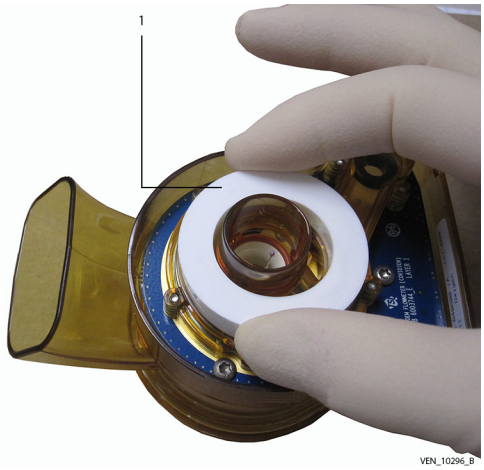


VEN_10294_A

2. 从装配工具箱中取出呼气过滤器密封片，并将总成底部朝上。

3. 如图 *7-10.* 所示，将密封片安装到呼气流量传感器中。确保密封片完全插入凹槽内并平放。

**图7-10.** 安装呼气过滤器密封片




1 呼气过滤器密封片

4. 将瓣膜从工具箱中取出并进行安装。参见图 *7-11.*

**图7-11.** 安装瓣膜




1 位于 EVQ 凹槽中的瓣膜珠

5. 仔细检查组件的放置，并完成装配。

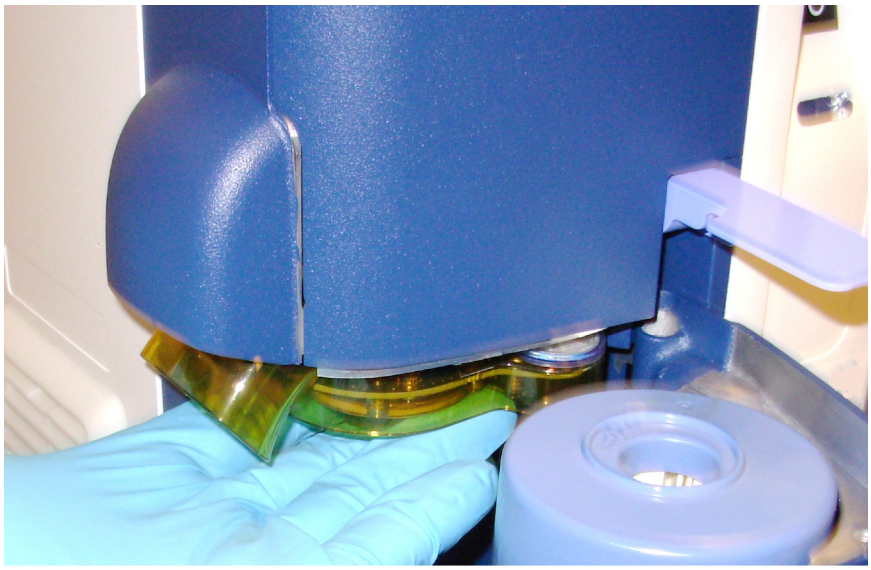
### 7.5.3 EVQ 更换

1. 如发现使用中的 EVQ 总成有裂纹或损坏，或者在 SST 或 EST 期间发生异常，请随时更换 EVQ 总成。
2. 如发现中央端口中的加热丝和热敏电阻有损坏，请更换总成。
3. 执行所需的校准。请参阅第 7-2 页的，“操作人员预防性维护频率”。

**将 EVQ 安装在呼吸机上**

1. 在呼气过滤器门打开的情况下，将总成直接插至呼气阀下，并向上推，直至其卡入到位。请参阅第 7-18 页的，“*安装 EVQ*”。为避免损坏加热丝，请勿将手指伸入任何开口。
2. 安装呼气过滤器时，将其滑入门上的轨道，然后让过滤器的**从患者**端口穿过门内的孔。
3. 关上呼气过滤器的门，并放下呼气过滤器插销。

**图 7-12.** 安装 EVQ



VEN_10300_A

4. 校准流量传感器。

### 7.5.4 储存

1. EVQ 在储存前要先进行测试，方法是将其装入呼吸机，并运行 SST，以测试呼吸系统的完整性。请参阅第 3-43 页的，“*运行 SST*”。

2. 执行完 SST 后，拆卸成并将其放入保护袋或类似有盖的容器。

## 7.6 组件灭菌

**部件灭菌**

1. 遵照组件使用说明或上文介绍的蒸汽灭菌程序进行灭菌。请参阅第 7-19 页的，“灭菌参数”并请参阅第 7-19 页的，“组件灭菌程序”。

2. 等组件灭菌完毕后，目视检查其是否有裂痕或其他损坏。

3. 按医疗机构的规定处置损坏的部件。

**表 7-4.** 灭菌参数

| 高压灭菌 |
| --- |
| 在 132°C (170°F) 和重力置换循环条件下，用蒸汽高压蒸煮 15 分钟，可起到有效的灭菌作用。也可以采用包装物品的预抽真空灭菌法（132°C，持续 4 分钟）。请参考预抽真空系统厂商的程序参数或遵照蒸气灭菌器厂商的使用说明。<br>1. 拆解组件。<br>2. 清洁组件，然后用蒸汽高压灭菌*。<br>3. 用细棉布或等效纸张包裹好每一个组件，进行蒸汽高压灭菌。<br>4. 将包裹好的部件放入蒸汽釜进行灭菌。<br>5. 检查经过灭菌的部件是否有损坏，如有损坏，应予丢弃。<br>6. 重新装配好组件。<br>7. 将组件安装在呼吸机上。<br>8. 运行 SST。<br>*如果采用预抽真空灭菌，请遵照系统生产厂商的使用说明 (IFU)。 |

**表 7-5.** 组件灭菌程序

| 部件 | 程序 | 备注/小心 |
| --- | --- | --- |
| 可重复使用呼气和吸气过滤器 | 遵照生产厂商的使用说明进行蒸汽高压灭菌。 | • 请勿使用化学方法或 ETO 气体消毒。<br>• 在重复使用前，请先使用呼吸机 SST 或其他方式检查过滤器阻力。<br>• 请遵照生产厂商的建议，决定能否重复使用。 |
| 呼气过滤器冷凝物小瓶 | 遵照生产厂商的使用说明进行蒸汽高压灭菌。 | • 进行处理后，检查冷凝物小瓶是否有裂痕。<br>• 如有损坏，请更换冷凝物小瓶。 |

**表 7-5.** 组件灭菌程序（续）

| 部件 | 程序 | 备注/小心 |
| --- | --- | --- |
| 可重复使用引流袋管（连接到引流袋的一小段管）和夹子 | 对可重复使用导管进行清洁和蒸汽高压灭菌；清洁导管夹。请参阅第 7-5 页的，“表面清洁剂”，查看批准使用的清洁剂。 | 不适用 |

每次更换或重新安装好组件后，请先运行 SST，然后再给患者通气。

## 7.7 维修人员预防性维护

Covidien 建议只能由具备资质的维修人员执行下表所述的预防性维护活动。全部说明详见《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》。

在呼吸机启动和处于维修模式时，如果预防性维护还有 500 小时或更少时间即到期，GUI 和状态显示器会发出提示。

**表 7-6.** 维修预防性维护频率

| 频率 | 部件 | 维护 |
| --- | --- | --- |
| 每 6 个月 | 整个呼吸机 | 运行扩展自检 (EST)。<br>测试报警系统。请参阅第 6-9 页的，“报警测试”。 |
| | 主电池和延时电池 | 执行电池测试（作为 EST 的一部分，并在维修模式下执行单独电池测试）。 |
| 每 12 个月 | 整个呼吸机 | 运行性能验证。它包括运行一次电气安全测试以及检查呼吸机是否有机械损坏和标签字迹无法辨认。 |
| 当呼吸机位置改变 1000 英尺高度时 | 大气压力传感器 | 执行气压传感器校准。 |

**表 7-6.** 维修预防性维护频率（续）

| 频率 | 部件 | 维护 |
|---|---|---|
| 每 3 年或当电池测试失败或当 EST 指示电池寿命已耗尽时执行一次 | 主电池 | 更换主电池（呼吸机和压缩机）。电池的实际寿命取决于使用历史和环境条件。 |
| | 延时电池 | 更换延时电池（呼吸机和压缩机）。电池的实际寿命取决于使用历史和环境条件。 |
| 每运行 10000 个小时 | 内置吸气过滤器 | 进行更换。请勿试图蒸汽高压灭菌或重复使用。 |
| | BDU 10K 小时工具箱，部件号 10097275 | 安装。请参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，了解安装了 10K PM 工具包后所需进行的测试方面的信息。 |
| | 压缩机 10K 小时工具包，部件号 10097258 | 安装。请参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，了解安装了 10K PM 工具包后所需进行的测试方面的信息。 |
| 每年一次或根据需要 | 氧气传感器 | • 必要时，请更换氧电池<br>• 电池实际使用寿命取决于工作环境。在较高温度或较高 $O_2$% 水平下工作会导致传感器寿命缩短。 |

## 7.8 安全检查

在按上表规定的时间间隔进行维护后，应由 Covidien 工厂培训的维修人员执行扩展自检 (EST)。请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，了解执行 EST 的详细情况。

## 7.9 检查和校准

呼吸机检验和校准应由 Covidien 工厂培训的维修人员按上表规定的时间间隔执行。

## 7.10 文件记录

经过 Covidien 工厂培训的维修人员应通过 GUI 上的键盘，将维修日期、时间和所执行的维修/预防性维护的性质手动输入日志。

**手动记录维修或预防性维护活动**

1. 进入“维修”模式。
2. 选择“日志”选项卡。
3. 选择“维修日志”选项卡。
4. 选择“添加条目”，用每一行右边的按钮填写输入内容。
5. 完成后，请点击“接受”。

## 7.11 长时间储存

**储存呼吸机**

1. 彻底清洁整个设备。
2. 拆除任何电池和配件。

**将呼吸机退回进行维修**

1. 更换电池。
2. 在给患者通气前，先给电池充电。如果电池已经超过 3 年，请使用新电池。
3. 在给患者通气前，先执行 EST 和 SST。

# 8 故障排除

## 8.1 概述

本章包含了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的日志相关信息。

**警告:**
**为避免触电，请勿在呼吸机连接交流电的同时试图修复任何电气问题。**

## 8.2 故障分类

对于 *Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机操作手册*来说，故障排除仅限于响应呼吸机报警和查看各种呼吸机日志。对于详细的日志信息，包括如何响应报警，请参考第 6 章解决呼吸机使用期间可能出现的各种报警。已经参加 Covidien 举办的 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机培训班的有资质的维修人员应该参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，以了解详细的维修信息以及呼吸机诊断代码。

## 8.3 如何获得呼吸机维修

如果需要获得呼吸机产品的维修，请致电 Covidien 客户服务部（电话 1.800.255.6774），并遵循提示操作。

## 8.4 使用的零部件处理

依照当地有关装置部件处置或回收的管理条例和回收计划进行处理。在维修程序期间，根据规定的协议废弃所有从呼吸机中拆除的受损部件。在非破坏性处理之前对污染的部件进行灭菌。

## 8.5 呼吸机日志

当管理患者治疗时，呼吸机使用各种日志为后期查询存贮事件信息。在呼吸机工作期间，你可以访问一些日志；当呼吸机处于维修模式时，只向 Covidien 人员提供一些日志。《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》描述了关于具备资质的维修人员可以使用的相关日志的详细信息。

当在呼吸机设置中选择 New Patient（新建患者）时，则清除患者数据、呼吸机设置及报警日志。但此信息用于选择 New Patient（新建患者）后维修人员审查。

- **报警日志 —** 报警日志可以记录多达 1000 条已发生的报警信息（无论其是否已重置或自动重置）、优先级及其分析信息。在正常通气期间及维修模式下可以访问报警日志。无论什么时候检测、升级、重置或自动重置报警，在日志中都会产生日期及时间戳记。当音频暂停间隔开始、结束或取消时也会产生一个记录。如果从最后一次报警日志后出现一个或多个报警，则会在 GUI 上出现一个三角形图标，指示有未读记录。报警日志保存在非易失性存储器 (NVRAM) 中，可在呼吸机供电恢复后重新显示。如果呼吸机由于任何原因进入 BUV ，此信息也会记录在报警日志中。通过为新患者设置呼吸机可以清除报警日志

- **设置日志 —** 设置日志记录呼吸机设置变动以对呼吸机患者管理进行再次分析。记录时间及日期、新旧设置以及报警重置。在日志中最多可以存储 500 次设置更改。当为新患者设置呼吸机时，清除设置日志。在正常通气模式及维修模式下可以访问设置日志。

- **患者数据日志 —** 此日志记录每分钟（4320 个患者数据记录），包括呼吸机运行期间记录的日期及时间、患者数据名以及患者数据值。当为新患者设置呼吸机时，清除数据。在患者数据日志中包括三个标签。

  - **重要患者数据 —** 日志包含了在 GUI 顶部患者数据条中已经配置的相同临床医生信息。如果数据条中的患者数据参数变动，则下一次浏览患者数据日志时反映这些变化。

  - **额外的患者数据 – 1 —** 此日志与额外患者数据条第一页上设置的患者数据参数对应。此处总共储存 15 个参数，包括在呼吸机运行期间每个记录的日期及时间（每分钟记录一次）、患者数据名以及患者数据值。

  - **额外的患者数据 – 2 —** 此日志与其他患者数据条第 2 页上设置的患者数据参数对应。此处总共储存 10 个参数，包括在呼吸机运行期间每个记录的日期及时间（每分钟记录一次）、患者数据名以及患者数据值。

- **诊断日志 —** 在正常通气及维修模式下可以调阅“诊断日志”。该日志包含了“系统诊断日志（缺省）”、“系统通信日志”及“EST/SST 诊断日志”等选项卡。诊断日志包括以下标签：
  - **系统诊断日志 —** 系统诊断日志包括事件发生的日期和时间、事件类型、与每个发生的故障或错误关联的诊断代码、发生的错误类型以及任何说明。请参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册* (10078090)》，了解包含在系统诊断日志中的具体信息。当为新患者设置呼吸机时，不会清除诊断日志。
  - **系统通信日志 —** 此日志包含由呼吸机的通信软件生成的信息。请参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册* (10078090)》，了解包含在系统通信日志中的具体信息。
  - **EST/SST 诊断日志 —** EST/SST 诊断日志显示时间、日期、测试/事件、系统代码（参考《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》）、类型及说明。
- **EST/SST 状态日志 —** EST 及 SST 状态日志显示时间、日期、测试/事件及测试状态（通过或失败）。
- **一般事件日志 —** 一般事件日志包含了其它日志中没有发现的与呼吸机相关的信息。它包括压缩机开机和关机的日期和时间、报警音量的变化、呼吸机进入和退出待机模式的时间、GUI 键的按动、呼吸力学操作、$O_2$ 标定、患者连接、提升 $O_2$ 以及警告通知。一般事件日志能够显示 256 个记录并且在新患者设置时不清除。
- **维修日志 —** 在正常通气及维修模式下可以访问维修日志，该日志包含了维修性质及类型、维修事件的特定参考号（例如：传感器及启动器 ID 号）、手动及自动序列号输入以及维修事件发生的时间和日期。当进行新患者设置时不清除日志。

### 查看呼吸机日志

1. 点击 GUI 常设进入图标区中的“剪切板”图标。日志屏幕出现各种日志的标签。
2. 点击目标日志的标签。
3. 查看每个期望参数的信息。

**图 8-1.** 日志屏幕




1 单个日志标签

2 查看日志中包含的页面

在进入维修模式并且通过以太网端口下载呼吸机日志时可以保存日志。请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，了解关于如何下载呼吸机日志。

## 8.6 诊断代码

请参考诊断日志，了解患者呼吸期间生成的代码。关于诊断代码的更多信息，请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》，或联系 Covidien 公司技术支持部门。

# 9 配件

## 9.1 概述

本章主要介绍可以和 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机一起使用的各种配件。请参阅第 9-3 页的，“配件和选购件”，了解通过 Covidien 提供的任何产品的部件号。

列出的生产厂商提供的以下常用配件可与呼吸机系统一起使用：

- **过滤器 —** DAR/Covidien, Puritan Bennett
- **加热湿化系统 —** Hudson RCI/Teleflex, Fisher & Paykel
- **患者回路 —** 常规供应的 ISO 15 mm/22mm 标准接口呼吸回路，适用于新生儿、儿童和成人患者。生产厂商包括 Fisher & Paykel、DAR 和 Hudson RCI/Teleflex。
- **面罩 —** ResMed、Respironics、Fisher & Paykel
- **患者监护系统 —** 参考文献第 *5-21 页*，了解哪些系统可以与呼吸机一起使用
- **鼻枕面罩 —** Hudson RCI/Teleflex, Fisher & Paykel、Argyle
- **压缩机空气过滤器和积水杯 —** Covidien

**警告：**
**Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机含有邻苯二甲酸酯。按照说明使用时，与极微量的邻苯二甲酸酯接触的情况非常有限。尚无明确临床证据表明这种程度的接触会增加临床风险。但是，为了尽量减少发生儿童和孕妇或哺乳期妇女不适当接触塑化剂的危险，只能按照指示说明使用本产品。**

## 9.2 一般配件信息

患者回路支持臂（可伸缩吊臂）可固定在呼吸机手柄的右侧或左侧。Puritan Bennett™ 840 呼吸机系统上所使用的可伸缩吊臂也可以用在 Puritan Bennett™ 980 呼吸机系统上。

**图 9-1.** 装有配件的呼吸机

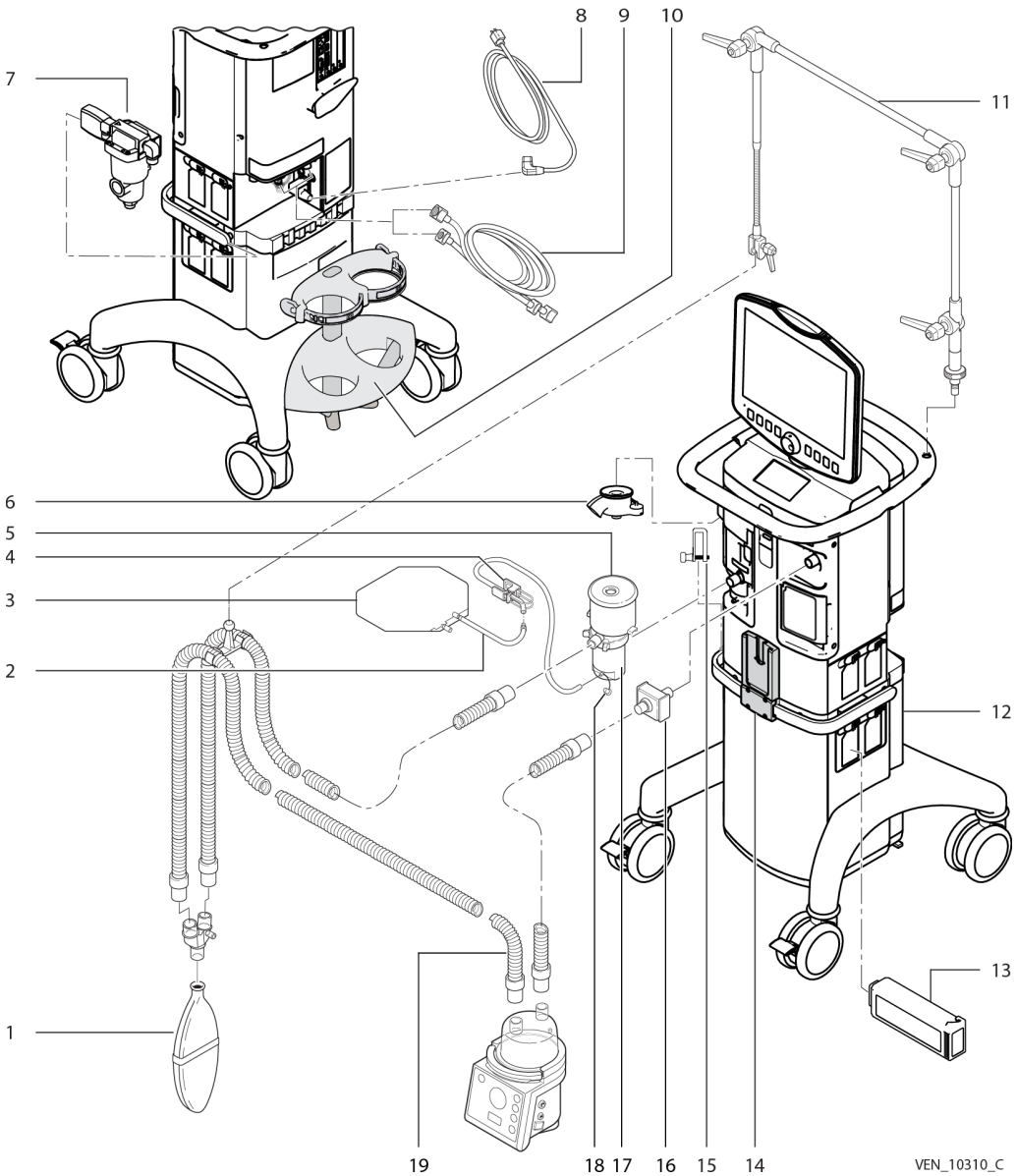
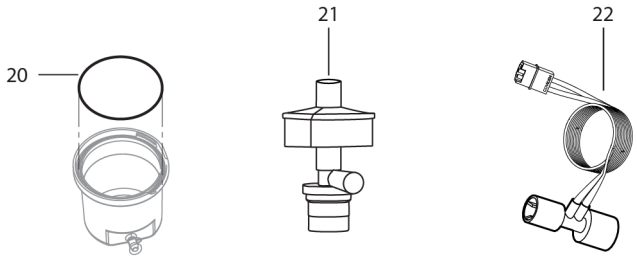


**图 9-2.** 其他配件




请参阅第 9-2 页的,“装有配件的呼吸机”和上图查看下表中所列出的部件。

**注意：**
部件号偶尔会有变动。如对部件号有疑问，请联系 Covidien 本地代表。

**注意：**
呼吸机采用半自动短程自检（SST）程序设计，除了其他测试外，还可测量呼吸机呼吸回路总成（吸气过滤器、呼吸回路、加湿器室[如适用]、呼气过滤器和呼气流量传感器）的顺应性、阻力和漏气。请参阅 *SST（快速自检）*，第 3-42 页。当根据 *SST（快速自检）(3.9.1)* 提供的说明书执行 SST 时，为特定患者类型（成人、儿童或新生儿）通过 SST 的呼吸机呼吸回路总成将允许呼吸机在相同患者类型的规格内操作。请参阅 *表 11-4.*，了解可接受的顺应性和阻力范围。

**表 9-1.** 配件和选购件

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| 1 | 模拟肺 | 10005490 |
| 2 | 引流袋管（每包 10 个） | 4-048493-00 |
| 3 | 引流袋（每包 25 个） | 4-048491-00 |
| 4 | 引流袋管夹子，可重复使用（每包 5 个） | 4-048492-00 |
| 5 | 儿童-成人呼气过滤器[1] | 10063033 |
| | 儿童-成人呼气过滤系统（每箱 12 个） | 10043551 |
| 6 | 980 FRU，呼气流量传感器 | 10097468 |
| 7 | 壁式空气积水杯 | 10086051 |

**表 9-1.** 配件和选购件（续）

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| 8 | 电源线，10A，RA，英国 | 10087159 |
| | 电源线，10A，RA，欧盟 | 10087155 |
| | 电源线，10A，RA，日本 | 10087157 |
| | 电源线，10A，RA，英国 | 10087152 |
| | 电源线，10A，RA，瑞士 | 10087154 |
| | 电源线，10A，RA，美国 | 10081056 |
| | 电源线，10A，RA，以色列 | 10087156 |
| | 电源线，10A，RA，巴西 | 10087160 |
| | 电源线，10A，RA，中国 | 10087153 |

**表 9-1.** 配件和选购件（续）

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| | 空气软管总成；挪威、瑞典、芬兰、丹麦、希腊、法国 | 4-074696-00 |
| | 空气软管总成；加拿大 | 4-074709-00 |
| | 空气软管总成；意大利、瑞士、西班牙、白俄罗斯、哈萨克斯坦 | 4-074706-00 |
| | 空气软管总成；日本、以色列 | 10001777 |
| | 空气软管总成；波兰、葡萄牙、南非 | 4-074703-00 |
| | 空气软管总成；瑞士 | 4-074707-00 |
| | 空气软管总成；美国、拉丁美洲 | 4-006541-00 |
| | 空气软管总成；德国、卢森堡、奥地利、荷兰、比利时、克罗地亚、土耳其、俄罗斯、斯洛文尼亚、塞尔维亚、保加利亚、罗马尼亚 | 4-074714-00 |
| | 空气软管总成；英国、爱尔兰、瑞士、匈牙利、斯洛伐克、捷克 | 4-074713-00 |
| 9 | 氧气软管总成；挪威、瑞典、芬兰、丹麦、希腊、法国 | 4-074697-00 |
| | 氧气软管总成；加拿大 | 4-074710-00 |
| | 氧气软管总成；意大利、瑞士、西班牙、白俄罗斯、哈萨克斯坦 | 4-074705-00 |
| | 氧气软管总成；日本、以色列 | 10001766 |
| | 氧气软管总成；波兰、葡萄牙、南非 | 4-074705-00 |
| | 氧气软管总成；瑞士 | 4-074708-00 |
| | 氧气软管组件；美国、拉丁美洲 | 4-001474-00 |
| | 氧气软管总成；德国、卢森堡、奥地利、荷兰、比利时、克罗地亚、土耳其、俄罗斯、斯洛文尼亚、塞尔维亚、保加利亚、罗马尼亚 | 4-074715-00 |
| | 氧气软管总成；英国、爱尔兰、瑞士、匈牙利、斯洛伐克、捷克 | 4-074698-00 |
| | 如适用国别不详，请联系 Covidien 本地代表了解相应的空气和氧气软管部件号。 | |
| 10 | 压缩空气和 $O_2$ 气体的钢瓶托架 | 10086050 |
| 11 | 可伸缩吊臂总成 | 4-032006-00 |
| 12 | 压缩机底座 | 10085981 |

**表 9-1.** 配件和选购件（续）

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| 13 | 可充电锂离子电池 | 10086042 |
| 14 | 湿化器支架 | 10086049 |
| 15 | 引流袋夹子 | 10087137 |
| 16 | 吸气细菌过滤器，可重复使用 (Re/Flex) | 4-074600-00 |
| | 吸气细菌过滤器，可重复使用（每箱 12 个） (DAR) | 351U5856 |
| 17 | 冷凝物小瓶，可重复使用 | 10063031 |
| 18 | 冷凝物小瓶引流帽 | 4-074613-00 |

**表 9-1.** 配件和选购件（续）

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| 19 | 配件、患者回路、成人双加热丝、一次性使用，用于 F&P MR850（Medtronic/DAR）<br>适配器电缆：111/1149 | 304S14300 |
| | 配件、患者回路、单加热丝、成人、一次性使用，用于 F&P MR850（Medtronic/DAR）<br>适配器电缆：111/1146 | 304S14402Z |
| | 呼吸机呼吸回路、成人、双加热系统、一次性使用（Fisher & Paykel）[2] | RT280 |
| | 呼吸机呼吸回路、成人、双重加热、无积水杯、一次性使用 (Hudson RCI / Teleflex)[2] | 870-35 KIT |
| | 配件、患者回路、带一个积水杯、加热吸气分支、儿童、一次性使用，用于 F&P MR850–(Medtronic / DAR)<br>适配器电缆：111/1146 | 306S8987 |
| | 配件、患者回路、双加热丝、儿童、一次性使用，用于 F&P MR850–(Intersurgical)[2] | 5505850 |
| | 呼吸机呼吸回路、儿童、双加热、一次性使用 (Hudson RCI / Teleflex)[2] | 780-24 |
| | 配件、患者回路、新生儿、单加热丝、一次性使用、培养箱使用，用于 F&P MR850-（Medtronic/DAR）<br>适配器电缆：111/1146 | 307S9910 |
| | 配件、患者回路、新生儿、单加热丝、一次性使用、非培养箱使用，用于 F&P MR850-（Medtronic/DAR）<br>适配器电缆：111/1146 | 307/8682 |
| | 呼吸机呼吸回路、新生儿、加热吸气管、一次性使用 (Hudson RCI / Teleflex)[2] | 780-06 |
| | 呼吸机呼吸回路、新生儿、双加热系统、一次性使用，Fisher & Paykel - （Fisher & Paykel）[2] | RT265 |
| 20 | O 形密封圈，冷凝物小瓶，可重复使用 | 10085527 |
| 21 | 新生儿呼气过滤系统，一次性使用，带冷凝物小瓶 | 4-076900-00 |
| 22 | 近端流量监测传感器（一次性使用，10/盒） | 10047078 |

**表 9-1.** 配件和选购件（续）

| 物品编号 | 配件或选购件说明 | 部件号 |
|---|---|---|
| 未显示 | 呼气阀模块装配工具箱（6 个/箱） | 10086048 |
| **硬件选购件** | | |
| 未显示 | 黄金标准测试电路，21 英寸（用于执行 EST） | 4-018506-00 |
| 未显示 | 近端流量监测选购件 | 10084331 |
| 未显示 | 980, USB 闪存盘 | PT00011076 |
| **软件选购件** | | |
| 未显示 | NeoMode 2.0 软件 | 10086743 |
| 未显示 | NeoMode 2.0 软件升级 | 10096526 |

1. 可重复使用的过滤系统不包括冷凝物小瓶。可重复使用的冷凝物小瓶必须另行订购。
2. 列出的部件号反映了呼吸回路生产厂商的部件号，并且可能会有变化。有关订购信息，请参阅呼吸回路生产厂商的确切回路详细信息。

# 10 工作原理

## 10.1 概述

本章详细介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机的呼吸输送功能。本章结构如下所示。


| 章节号 | 标题 | 页号 |
|---|---|---|
| 10.1 | 概述 | 第 10-1 页 |
| 10.2 | 基础原理 | 第 10-3 页 |
| 10.3 | 适用技术 | 第 10-3 页 |
| 10.4 | 吸气—检测和启动 | 第 10-4 页 |
| 10.5 | 呼气—检测和启动 | 第 10-9 页 |
| 10.6 | 顺应性和 BTPS 补偿 | 第 10-12 页 |
| 10.7 | 指令呼吸输送 | 第 10-16 页 |
| 10.8 | 自主呼吸输送 | 第 10-22 页 |
| 10.9 | A/C 模式 | 第 10-30 页 |
| 10.10 | SIMV 模式 | 第 10-33 页 |
| 10.11 | 自主呼吸 (SPONT) 模式 | 第 10-39 页 |
| 10.12 | 窒息通气 | 第 10-40 页 |
| 10.13 | 检测阻塞和脱管 | 第 10-45 页 |
| 10.14 | 呼吸力学 | 第 10-48 页 |
| 10.15 | 呼吸机设置 | 第 10-56 页 |
| 10.16 | 安全网 | 第 10-72 页 |
| 10.17 | 通电自检 (POST) | 第 10-78 页 |
| 10.18 | SST（快速自检） | 第 10-78 页 |
| 10.19 | 扩展自检 (EST) | 第 10-78 页 |

**警告:**
**该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。**

呼吸机所连接的气源必须能够提供 200 L/min 流量，并且具有介于 35 psig 到 87 psig（241.8 kPa 到 599.8 kPa）之间的适当供应压力。这些气源可以是来自外部来源（壁式或瓶装）空气或氧气的压缩气体。（提供选购压缩机用作外部气源。）

空气和氧气软管直接连至呼吸输送单元 (BDU) 背面。每种气体的流量通过比例电磁 (PSOL) 阀测量，以在混合模块中实现所需混合。通过每个 PSOL 的流量由单独的传感器进行监测，以确保混合准确性。随后混合气体会流入吸气模块。

吸气模块中的混合气体由呼吸输送 PSOL 测量并由呼吸输送流量传感器监测，以确保根据操作员指定的设置向患者送气。输送的潮气量会按照标准呼吸条件 (BTPS) 进行校正，以确保临床医师有一致的解读。吸气模块还包含安全阀，打开它可以排除多余压力并允许患者在发生严重故障时呼吸室内空气（如果可行）。

选购压缩机能够输出 140 L/min (BTPS) 的流量以及多达 40 L/min (BTPS) 的分钟气量，并可与呼吸机连接。气体混合发生在集气装置中，由减压阀进行保护。在正常情况下，单向阀可允许气体进入供气源的最大逆向流不超过 100 mL/min。

空气和 $O_2$ 流经比例电磁阀 (PSOLS)、流量传感器和单向阀，并在混合模块中混合（根据操作人员设置的 $O_2$ 浓度），混合模块还有一个减压阀。从这里开始，气体流经另一个 PSOL 至吸气气动系统，并在这里通过一个安全阀，然后流经单向阀、内部细菌过滤器、外部细菌过滤器，再经过湿化（如有使用），然后通过连接的呼吸回路送达患者。

呼气过程中的气体流量经呼吸回路的呼气分支流过冷凝物小瓶、细菌过滤器、呼气流量传感器和呼气阀，然后流出排气端口。呼气阀会主动控制 PEEP，同时还有降低最大程度减少压力过冲和释放过高压力的作用。

吸气气动系统 (PI) 和呼气舱 (PE) 中的压力传感器用于监控压力，以准确控制呼吸输送。

## 10.2 基础原理

本工作原理主要是从临床的角度加以介绍，讨论呼吸机如何响应各种患者输入，但也包括了对呼吸机各组成部分及其如何共同配合以管理呼吸输送的总体介绍。

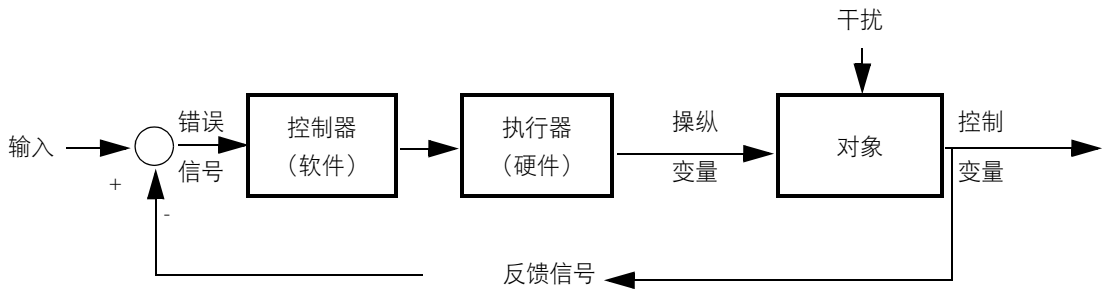
## 10.3 适用技术

呼吸机的控制功能由呼吸输送 (BD) 和图形用户界面 (GUI) 中央处理单元 (CPU) 提供。BD CPU 负责管理所有呼吸输送功能，并对呼吸输送所需要的附属系统进行后台检查。GUI CPU 负责控制主显示器、操作人员输入设备以及报警系统。状态显示器是一块不大且没有互动功能的 LCD 显示器，它位于呼吸输送单元 (BDU)，由自身的处理器来控制。请参考第 2-29 页的“状态显示器”了解更多信息。

呼吸机提供 USB、以太网和 HDMI 接口。USB 接口支持通过 USB 串行协议将数据传输到外部监视器以及将截屏保存到存储设备或闪存等功能。请参考第 5-5 页的“配置通信端口”了解有关USB 串行数据传输的信息。以太网接口供具备资质的维修人员用于访问呼吸机日志和安装软件选件，而 HDMI 接口则用于在外部视频显示设备上显示 GUI 屏幕。

吸气和呼气模块中的压力和流量传感器可管理呼吸输送过程。传感器信号用作对呼吸输送 PSOL 和呼气阀控制器的反馈。附加的流量和压力传感器在混合模块中使用，以控制呼吸气体成分。此外，呼吸机还要测量气体温度，用于流量读数的温度补偿。气压在吸气模块中测量并用于 BTPS 补偿。传感器信号通过抗假信号滤波器进行过滤，并用模数 (A/D) 转换器进行采样。信号先经过其它低通滤波器的预筛选，然后用于控制和显示用途。

闭环控制用于在面对不断变化的患者/系统条件时维持一致的压力和流量波形。要完成这个操作，可通过将输出用作反馈信号，以与操作员设置的输入进行比较。两者之间的差值用来驱动系统达到所需输出。例如，压力控制模式将气道压力用作反馈信号来控制来自呼吸机的气流。请参考下图。下图显示一般反馈控制系统的示意图。该输入为参考值（如操作员预设吸气压力），会与实际输出值（如气道压力的瞬时值）进行比较。这两个值之间的差值是错误信号。错误信号会传递到控制器（如软件控制算法）。控制器会将错误信号转换为可驱动执行器（如硬件驱动程序和阀门）的信号，从而促使操纵变量（如吸气流量）发生变化。




**注释：**
上图中，“对象”是指患者和所连接的呼吸回路。

## 10.4 吸气－检测和启动

呼吸机吸气动作出现，称为触发。呼吸机根据医务人员输入的设置值向患者输送呼吸，实际工况由压力、流量、时间测量值或操作人员的行动来决定。呼吸机采用下列方法触发吸气：

- 压力触发 ($P_{-TRIG}$)
- 流量触发 ($\dot{V}_{-TRIG}$)

- 时间触发
- 操作人员启动

如果呼吸机发现回路 Y 型口处压力下降，或在呼气阀处测得的基础流量下降时，就是所谓的患者触发呼吸。由患者触发的指令呼吸被称为 ***PIM*** 或患者启动指令呼吸。

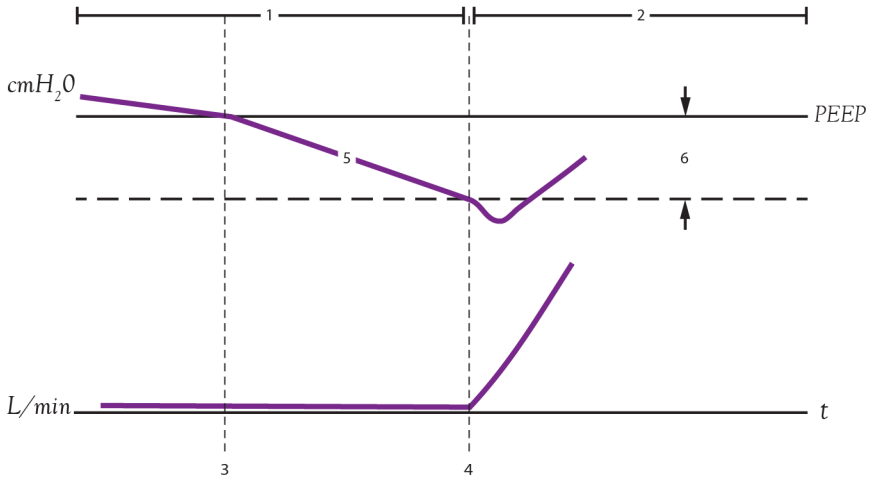
所有自主呼吸都是由患者启动的，也是由于回路压力或测得的基础流量下降（表示患者正在吸气）所触发的。

另一个说法－**自主触发**，用于说明呼吸机在患者没有呼吸力度的情况下触发呼吸的情况。自主触发可以由呼吸机灵敏度设置不当、患者回路中有水、患者回路中有气体漏气等因素引起。

### 10.4.1 压力触发

如果选择了压力触发 ($P_{-TRIG}$)，当患者回路Y型口处的压力下降到呼气末正压力 (PEEP) 减去操作人员设置的灵敏度水平 ($P_{SENS}$) 以下时，呼吸机就会转入吸气。请参考下图。当患者开始用力吸气并呼吸回路气体（事件5，下图中的 A – B 时间段）时，压力就会降至 PEEP 以下。当压力下降到 PEEP 减去 $P_{SENS}$（事件 6）以下时，呼吸机便会送出一次 PIM 呼吸。事件 A 和 B 之间的压力下降时间决定了患者吸力力度的大小。时间间隔越短，说明患者的呼吸力度越大。A – B 间隔时间还会受到 $P_{SENS}$ 的影响。$P_{SENS}$ 设置值越小，A – B 间隔时间就越短。（$P_{SENS}$ 最小设置值通过自动触发进行限制，且触发条件包括可尽可能降低自动触发可能性的过滤算法。）

**图 10-1.** 使用压力灵敏度的吸气




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 呼气 | 4 | 事件 B：患者触发的吸气开始 |
| 2 | 吸气 | 5 | A – B 时间间隔 |
| 3 | 事件 A：（患者吸气） | 6 | 操作人员设置的压力灵敏度 |

### 10.4.2 流量触发

如果选择了流量触发 ($\dot{V}_{TRIG}$)，BDU 就会在呼气期间，提供一个恒定的气体流量通过呼吸回路（称为基础流量）。基础流量要比选择的流量灵敏度值 ($\dot{V}_{SENS}$) 高 1.5 L/m。请参考第 10-7 页的“使用流量灵敏度的吸气”上面的图形代表呼气流量，下面的图形代表吸气流量。

呼吸机的呼吸输送流量传感器可测量输送到回路的基本流量，而呼气流量传感器则可测量进入呼气阀的流量。呼吸机通过测量测得的吸气流量和呼气流量之间的差异，来监测患者流量。如果患者未吸入气体，测得流量之间的任何差异都是因为呼吸系统中的漏气或流量传感器的不准确所引起的。临床医师可以通过将 $\dot{V}_{SENS}$ 的值提高至所要的 $\dot{V}_{SENS}$ + 漏气流量，来补偿呼吸系统中的漏气。

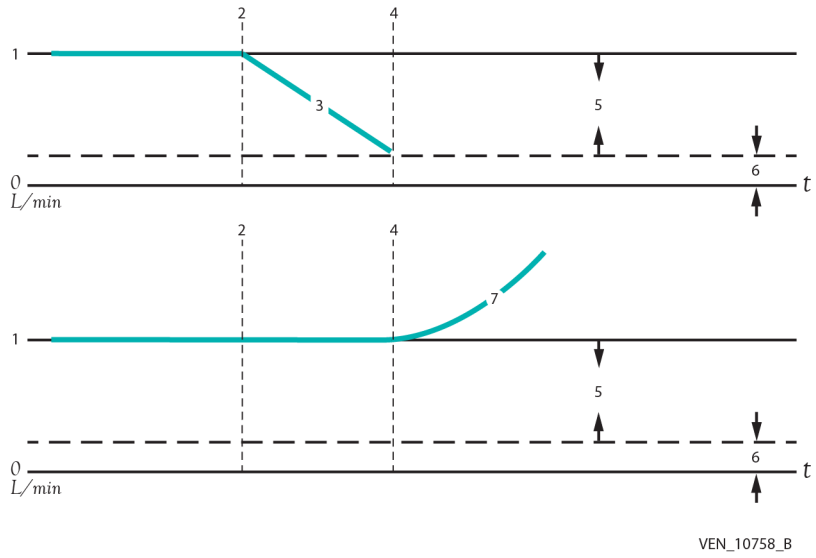
当患者开始用力吸气并从基础流量中吸入时，测得的呼出流量会减少，而送出的流量恒定不变。请参考下图（事件 A）。患者继续吸气时，输送流量和呼气流量传感器测量值之间的差异会增大。当两个流量测量值之间的差异幅度大于或等于操作人员设置的流量灵敏度值时，呼吸机就会启动一次吸气。请参考使用流量灵敏度的吸气，（事件 B）。

在压力触发的情况下，患者动作开始和实际气体输送之间的时间滞后取决于下列因素：

- 呼气流量的下降速度有多快（即患者的吸气力度有多大）。吸气力度越大，时间间隔就越短，且
- 流量灵敏度值。该值越小，延迟就越短。

在流量触发期间，有一个灵敏度为 2 $cmH_2O$ 的后备压力用于在流量触发器发生故障时检测呼吸触发器。

**图 10-2.** 使用流量灵敏度的吸气

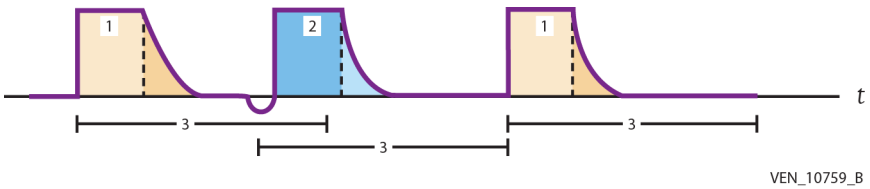



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 软件设置的基础流量 (L/min) | 5 | 操作人员设置的流量灵敏度 |
| 2 | 患者动作开始 | 6 | 1.5 L/min |
| 3 | 事件 A：流量正在下降 | 7 | 送达患者的流量 |
| 4 | 事件 B：气体输送开始 | | |

### 10.4.3 时间触发器

呼吸机可测量每次呼吸和呼吸阶段的时间间隔。如果呼吸机处于辅助/控制 (A/C) 模式（此时呼吸机会根据呼吸频率设置输送呼吸），在适当的时间后，送出一次 ***VIM*** 或呼吸机启动的指令呼吸。呼吸的持续时间 ($T_b$) 为 60/$f$，单位为秒。

**图 10-3.** 时间触发吸气期间的呼吸活动




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 呼吸活动 (VIM) | 3 | 时间段 ($T_b$) = 60/$f$ |
| 2 | 呼吸活动 (PIM) | | |

### 10.4.4 操作人员启动的触发

如果操作人员按下“手动吸气”键，呼吸机就会送出一个 ***OIM***（操作人员启动的指令）呼吸。在下列情况下，呼吸机不会输送 OIM：

- 主动吸气期间，无论是指令或自主
- 处于呼气受限阶段时
- 出现回路断开或堵塞状态循环 (OSC) 情况时

请参考第 10-21 页的“手动吸气”本章后半段介绍受限呼气阶段的相关说明。

# 10.5 呼气－检测和启动

呼气发生时，被称为循环。指令呼吸可以是呼吸机产生的容量循环或时间循环，或者是患者产生的压力循环。自主呼吸可以是患者产生的流量循环或压力循环，或者是呼吸机产生的时间循环。患者循环呼气要依赖于吸气流速或气道压力等测量值。呼吸机主要运用下文所述的三种方式来检测呼气：

- 气道压力法（自主呼吸）
- 峰值流量百分比法（自主呼吸）
- 时间循环法（指令呼吸）

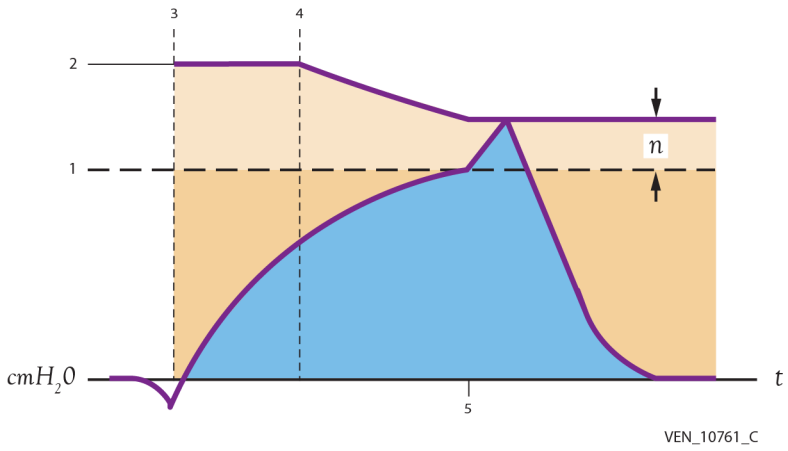
## 10.5.1 气道压力法

如果呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) 的值相对于患者－呼吸机的组合设得过低，用力呼气可能会导致回路压力 ($P_{PEAK}$) 上升至极限值。呼吸机会监测整个吸气阶段的回路压力，并在压力等于吸气压力 ($P_I$) 目标值加上某个增量值时，启动一次呼气。这种呼气转换发生在基于压力的自主通气和容量支持 (VS) 情况下。

**注释：**

目标压力之上所允许的增量值为 1.5 $cmH_2O$，每当吸气时间 (*Tn*) 的某一部分过去后增加。在 *Tn* 之前，增量值较高，以允许瞬时压力过冲。在最初的 200 *ms* 吸气阶段，增量值为目标压力的 10%，或 8 $cmH_2O$，以二者中较高者为准。从第 200 *ms* 到 *Tn*，压力增量以线性方式从起始值下降到 1.5 $cmH_2O$。

**图 10-4.** 通过气道压力法呼气



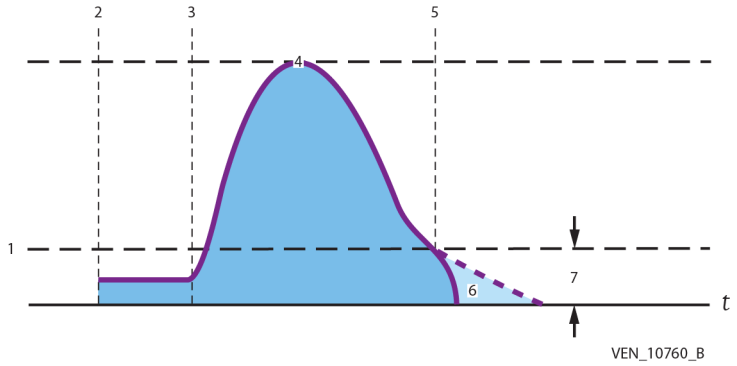

| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力目标 | 4 | 200 *Ms* |
| 2 | 压力目标 + 增量值 (n) | 5 | *Tn* |
| 3 | 开始呼吸 | | |

## 10.5.2 峰值流量百分比方法

在包括 PS（压力支持）、TC（导管补偿）和 VS（容量支持）在内的自主呼吸类型中，呼吸机会捕获所输送的吸气峰值流量值，然后监控吸气流量的下降，直至当前流量与峰值流量的比值（用百分数表示）小于或等于设置的 $E_{SENS}$ 值。而后呼吸机会从吸气循环至呼气。

请参考第 10-11 页的“通过峰值流量百分比方法呼气”了解使用峰值流量百分比法呼气的范例。

**图 10-5.** 通过峰值流量百分比方法呼气




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 吸气流量 (0 L/min) | 5 | 事件 B：呼吸机启动呼气 |
| 2 | 吸气 | 6 | 没有呼气触发的吸气流量 (L/min) |
| 3 | 触发 | 7 | $\dot{V}_{MAX} \times E_{SENS}/100$ |
| 4 | 事件 A：输送流量开始下降 ($\dot{V}_{MAX}$) | | |

**注释：**

PAV+ 采用流量循环法，也称作 $E_{SENS}$，但它用 L/min 而非 % $\dot{V}_{MAX}$ 来表示。

### 10.5.3 时间循环法

在压力通气中，设置的吸气时间 ($T_I$) 决定了吸气阶段的时间长短。在容量通气中，$T_I$ 取决于潮气量 ($V_T$) 设置值、峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$)、流量波形和平台时间 ($T_{PL}$)。当经过设置的 $T_I$（压力通气）或计算得出的 $T_I$（气量通气）时间之后，呼吸机转入呼气。

### 10.5.4 备用方法

有 4 种备用方法可以防止吸气时间过长或压力过大

- **时间限值.** 对于成人和小儿患者来说，用时间限值法可以在自主呼吸吸气时间大于或等于 [1.99 *s* + 0.02 x PBW (kg)] *s* 时停止吸气，并开始呼气。
- **回路压力高限.** 在任何吸气类型中，当系统监测的气道压力 ($P_{CIRC}$) 大于或等于设置的回路压力高限时，呼吸机停止吸气，并开始呼气。
- **呼吸机压力高限.** 如果呼吸机压力 ($\uparrow P_{VENT}$) 达到 110 $cmH_2O$ 的高限，呼吸机就会从吸气转为呼气。
- **吸入潮气量高限.** 在 VC+、VS、导管补偿 (TC) 或按比例辅助 (PAV+) 呼吸过程中，如果呼吸机的输送量大于或等于 $\uparrow V_{TI}$，高吸入潮气量限值就会终止呼吸机吸气，并开始呼气。

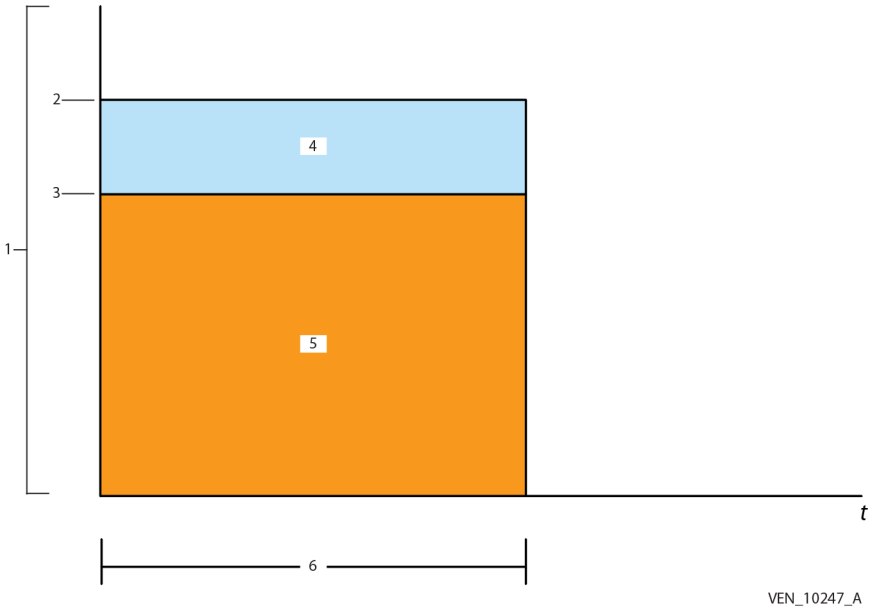
**注释:**
在呼气过程中，呼吸机产生的气道压力不会低于大气压。

## 10.6 顺应性和 BTPS 补偿

### 10.6.1 容量呼吸中的顺应性补偿

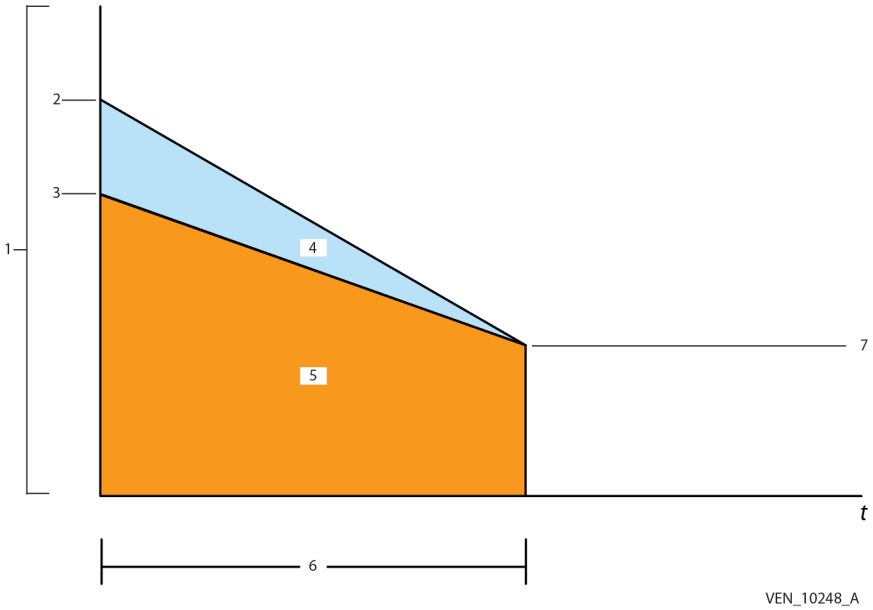
顺应性补偿考虑了吸气过程中未实际送达患者的气量。这部分气量称为顺应性气量 $V_C$。$V_C$ 是指无法用于对呼吸回路进行增压的气体，包括了患者回路、各种配件（如湿化器和积水杯）以及呼吸机内部气道的容量。

**图 10-6.** 方波流量波形




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 流量（Y 轴） | 4 | 顺应性气量 ($V_C$) |
| 2 | 实际 $\dot{V}_{MAX}$ | 5 | 设置 $V_T$ |
| 3 | 设置 $\dot{V}_{MAX}$ | 6 | $T_I$ |

**图 10-7.** 递减波流量波形




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 流量（Y 轴） | 5 | 设置 $V_T$ |
| 2 | 实际 $\dot{V}_{MAX}$ | 6 | $T_I$ |
| 3 | 设置 $\dot{V}_{MAX}$ | 7 | 最小 $\dot{V}_{MAX}$ |
| 4 | 顺应性气量 ($V_C$) | | |

呼吸机中的迭代算法会自动计算出顺应性气量。有一个导管/患者顺应性最大比值用于降低因为对患者顺应性估计错误而造成的过度充气风险。这个最大比值由选定的患者回路类型和预测体重 (PBW) 决定：

$$Factor = \frac{C_{pt\ ckt}}{C_{pt}}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| Factor（因素） | 顺应性容量因素 | $C_{pt}$ | 患者顺应性 |
| $C_{pt\ ckt}$ | 患者回路顺应性 | | |

顺应性气量的计算方法是

$$V_C = C_{pt\ ckt}(P_{wye} - P)$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $V_C$ | 顺应性气量 | $P_{wye}$ | 当前吸气阶段结束时患者Y型口处的压力 |
| $C_{pt\ ckt}$ | 患者回路顺应性 | $P$ | 当前呼气阶段结束时的压力 |

若无自动化顺应性补偿，医务人员将不得不计算 $V_C$ 以估计患者回路中的容量损失，然后再将该结果加到 $V_T$ 设置值上。在潮气量上加上特定的容量来补偿顺应性气量只能提供部分补偿，还需要额外的工作量，而且需要医务人员了解情况。此外，$P_{wye}$ 和 $P$ 会随时间变化。

呼吸机中的迭代算法会自动计算出顺应性容量并对其进行补偿。顺应性补偿不会改变吸气时间 ($T_I$)。它是通过增加流量（增加选定流量波形的幅度）实现的。保持 $T_I$ 不变可维持原有的 I:E 比。

有一个最大顺应性容量值用于降低潜在的因为顺应性容量计算错误而造成的过度充气风险。最大顺应性容量由选定的患者回路类型和预测体重 (PBW) 决定，按下式计算：

$V_{comp,max}$ = 因子 x 潮气量

其中：

$V_{comp,max}$ = 最大顺应性容量

因子 = 以下成人、小儿和新生儿回路类型表中数值的线性插值。因子的计算方法是：

MIN (10, MAX (2.5, 1.0 + (2.0/0.3 x kg PBW)))

**表 10-1.** 顺应性容量因素

| 成人患者回路类型 | | 小儿患者回路类型 | |
|---|---|---|---|
| **PBW (kg)** | **因素** | **PBW (kg)** | **因素** |
| ≤ 10 | 5 | ≤ 10 | 5 |
| 15 | 4.6 | 11 | 3.5 |
| 30 | 3.4 | 12.5 | 2.9 |
| 60 | 2.75 | 15 | 2.7 |
| ≥ 150 | 2.5 | 30 | 2.5 |

**注释：**

顺应性补偿计算在呼气期间也有效，以确保呼吸量测定的准确性。

如果患者顺应性下降到顺应性补偿限值以下，呼吸机就要依靠 ↑$P_{PEAK}$ 报警设置来截断呼吸并切换至呼气。

### 10.6.2 基于容量的呼吸中的 BTPS 补偿

容量和流量均得到 BTPS 补偿，这表示呼吸机会报告当前气压、37°C (98.6°F) 和全饱和水蒸汽条件下的容量和流量值。

## 10.7 指令呼吸输送

呼吸机中提供 3 种指令呼吸类型－气量控制 (VC)，它根据呼吸机送出的吸入潮气量进行呼吸输送；压力控制 (PC)，根据在设定时间内达到并保持的压力目标值进行呼吸输送；以及增强气量控制 (VC+)，它是一种基于目标潮气量的压力控制呼吸。VC+ 可用于各种患者肺部顺应性因治疗而改善的情况，因为它可以降低目标压力（减小肺泡受到的作用力）来实现目标潮气量。

指令呼吸是由呼吸机输送的，它或者是辅助型（如果由患者启动或 PIM），或者是控制型（如果是呼吸机启动或 VIM），或者由操作人员启动 (OIM)。在 A/C 模式中，呼吸期 ($T_b$) 是依据以下方程式用呼吸频率 ($f$) 计算的

$$T_b = 60/f$$

如果呼吸机在 $T_b$ 期间发现患者用力呼吸，就会启动一次 PIM 呼吸，并开始一个新的呼吸周期。如果在 $T_b$ 过去后没有发现患者用力呼吸，下一次输送的呼吸就是 VIM，并开始一个新的呼吸周期。

请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”，了解下列 VC+ 设置的详细内容：

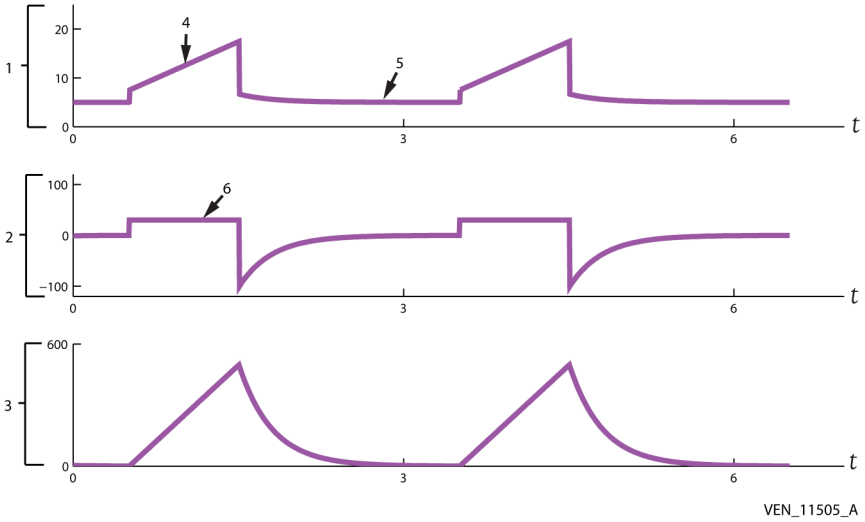
- 呼气时间 ($T_E$)
- I:E
- 吸气时间 ($T_I$)
- 上升时间 %
- 目标气量或潮气量 ($V_T$)

VC 和 PC 呼吸类型无需初始化。VC 是要达到一个目标送气量，而 PC 呼吸则是要达到一个特定的压力目标值。而 VC+ 呼吸则要经过启动例检。

### 10.7.1 容量控制 (VC)

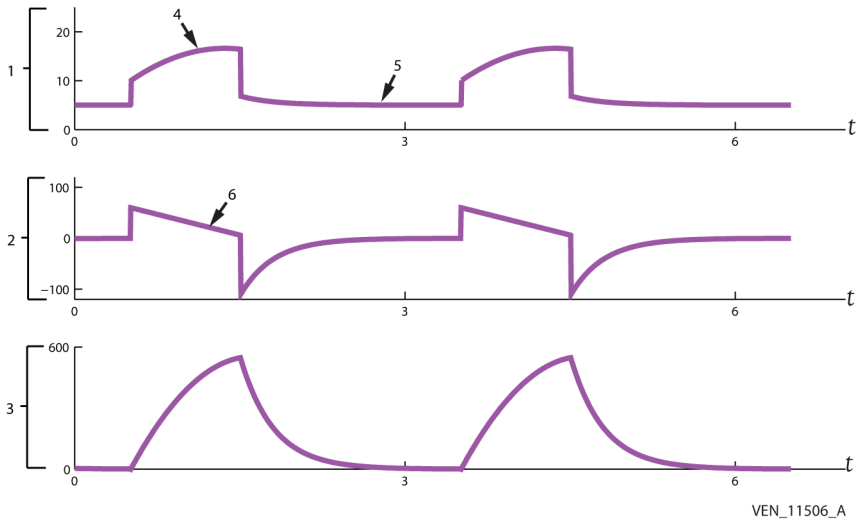
容量控制是可控制流量的控制方案，其目的在于向患者提供预先确定的气量（由医务人员设置）。用于管理此容量的基本流量波形有两种：“方波”，可保证吸气时间内的恒定流量，或“递减波”，其斜度和初始值用于确定所需的目标容量。使用方波流量波形的理想波形 并使用递减波流量波形的理想波形 。吸气时间通过所选流量波形的特性以间接方式确定。

**图 10-8.** 使用方波流量波形的理想波形




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力 ($cmH_2O$) | 4 | 吸气阶段 |
| 2 | 流量(L/min) | 5 | 呼气阶段 |
| 3 | 容量 (mL) | 6 | 恒定流量 |

**图 10-9.** 使用递减波流量波形的理想波形

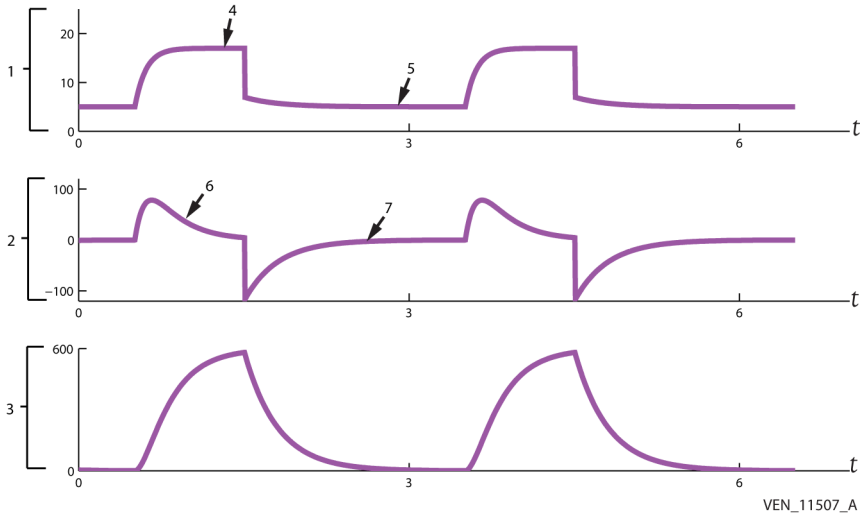



| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力 ($cmH_2O$) | 4 | 吸气阶段 |
| 2 | 流量(L/min) | 5 | 呼气阶段 |
| 3 | 容量 (mL) | 6 | 递减波 |

### 10.7.2 压力控制 (PC)

压力控制是指吸气过程中在回路 Y 型口处控制压力以达到恒定压力水平（由医务人员设置）并在呼吸过程中达到 PEEP 水平的控制方案。请请参阅第 19 页的“使用压力控制通气的理想波形”。此压力水平会维持由设置吸气时间给定的一段时间，然后进行由呼气阀调节的呼气，直至达到 PEEP 压力水平。由于流量不是预先确定的，因此供应的容量会根据患者的肺部反应而有所变化。

**图 10-10.** 使用压力控制通气的理想波形




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力 ($cmH_2O$) | 5 | PEEP |
| 2 | 流量(L/min) | 6 | 吸气阶段 |
| 3 | 容量 (mL) | 7 | 呼气阶段 |
| 4 | 目标压力 | | |

### 10.7.3 VC+

VC+ 呼吸需要初始化，并且必须经过启动例检。

#### VC+ 启动

在 VC+ 启动期间，呼吸机会至少输送一次呼吸（测试呼吸），来确定输送所需（设置）气量需要的目标压力。在呼吸机输送测试呼吸期间，GUI 的提示区会显示“VC+ 启动”的信息。

**注释：**
为了让呼吸机在 VC+ 模式下顺利启动并正常工作，切勿在患者正在吸气或进行其它治疗需要断开呼吸机的同时阻塞导管。呼吸机有一个脱管检测算法，可以在患者脱管时暂停通气。

在 VC+ 启动后，呼吸机将调整目标压力，以输送设置的气量 ($V_T$)。为了迅速达到所要求的气量，对成人或小儿患者所允许的最大幅度的压力调整应在启动或 $V_T$ 或 $V_{T\ SUPP}$ 变动后的前 5 次呼吸中进行。每一种患者类型的最大压力调整值综述如下。

**表 10-2.** 最大压力调整幅度

| 条件 | 目标压力最大变动幅度 | | |
|---|---|---|---|
| | **PBW ≥ 25 kg** | **15 ≤ PBW < 25 kg** | **PBW < 15 kg** |
| 下述情况之后的 5 次呼吸以内：VC+ 启动或 $V_T$ 变动 | ± 10.0 $cmH_2O$ | ± 6.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ |
| VC+ 启动后的 5 次或以上呼吸 | ± 3.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ |

请参考第 6-18 页的“非技术报警综述”，了解下列 VC+ 报警的详细情况：

- 容量未送达
- 高吸入潮气量 ($\uparrow V_{TI}$)
- 回路压力低限 ($\downarrow P_{PEAK}$)
- 顺应性限制 $V_T$

在 VC+ 过程中，吸气目标压力不能低于 PEEP + 3 $cmH_2O$ 且不能超过 ↑$P_{PEAK}$ - 3 $cmH_2O$。

### 10.7.4 上升时间 %

如果选择 PC 或 VC+ 作为指令类型，需调节上升时间 % 以便为肺部输送最合适的流量。阻力较大（即顺应性低而阻力高）的患者可以从较低的上升时间 % 中受益，而阻力较小的患者可更好地承受更大力度的上升时间设置。上升时间 % 设置用来确定吸气压力达到 95% 的目标压力的速度。上升时间设置适用于 PS（包括设置值为 0 $cmH_2O$）、PC 或 VC+ 呼吸。为了满足主动呼吸患者的流量需求，需要观察同一时间的压力－时间和流量－时间曲线，并调节上升时间 %，以保证压力平缓上升至目标值。在吸气结束之前很早就达到目标值的上升时间 % 设置值可能会导致呼吸机给患者供应的流量过度。这种过量供应在临床上是否有好处，必须针对每一位患者个别评估。一般来说，呼吸缓和的患者的最佳上升时间 % 要小于等于默认值 (50%)，而呼吸力度较强的患者的最佳上升时间 % 可以达到 50% 或更高。

**警告:**
**在某些临床情况下（如肺硬化，或患者年龄小，吸气力弱），上升时间 % 设置值高于 50% 可能会导致瞬时压力过冲和仓促转至呼气，或在吸气过程中出现压力波动。在将上升时间 % 设为高于 50% 的默认值水平之前，请仔细评估患者的情况。**

### 10.7.5 手动吸气

按下后，“手动吸气”键可按照设定的呼吸输送参数，为患者输送一次 OIM 呼吸。

在受限呼气段或当呼吸机在输送呼吸（无论是指令还是自主呼吸）的过程中时，呼吸机不允许手动吸气。所有手动吸气的尝试都会记录在一般事件日志中。

呼气受限段是指不允许吸气触发的呼气阶段。呼气受限时段定义为呼气段的前 200 *ms*，或是呼出流量下降到 ⩽ 50% 峰值呼气流量的时间，或是呼气流量下降到 ⩽ 0.5 L/min 所需要的时间（取三者中最长的一个）。呼气受限时段会在呼气过后 5 *s* 结束，无论测得的呼气流速是多少。

## 10.8 自主呼吸输送

允许自主呼吸的模式有 SIMV、SPONT 和 BiLevel。

自主呼吸类型设置决定哪种类型的压力辅助将被应用到患者的自主呼吸 (PS、TC、VS 或 PAV+)。

选好自主呼吸类型后，选择 PS 压力支持水平 ($P_{SUPP}$)、VS 容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) 或 TC 及 PAV+ （如果已安装 PAV+ 选件），并指定上升时间 % 和 $E_{SENS}$（如适用）。自主呼吸类型设置的变动在下一次吸气开始时逐步进行。

**注释：**
在输出的任何自主呼吸中，无论是 INVASIVE 或 NIV，始终会加上一个最低为 1.5 $cmH_2O$ 的目标吸气压力。

自主呼吸期间，患者的呼吸控制中心会节律性地激活吸气肌。支持类型设置允许选择压力辅助，以弥补患者产生压力能力的不足。

**表 10-3.** 自主呼吸输送特性

| 特性 | 运用 |
|---|---|
| 吸气检测 | $P_{SENS}$ 或 $\dot{V}_{SENS}$，取决于所选择的触发器类型。 |
| 吸气期间的压力和流量<br>自主呼吸类型 = PS 且 $P_{SUPP} < 5\ cmH_2O$ | 压力按照选定的上升时间 % 和 PBW 设定值上升，目标压力等于有效压力 + PEEP：<br>$P_{SUPP}$ 有效压力 ($cmH_2O$)<br>0 1.5<br>1 2.2<br>2 2.9<br>3 3.6<br>4 4.3 |

**表 10-3.** 自主呼吸输送特性（续）

| 特性 | 运用 |
|---|---|
| 吸气期间的压力和流量<br>自主呼吸类型 = PS 且 $P_{SUPP} \geq 5$ $cmH_2O$ | 压力按照选定的上升时间 % 和 PBW 设置值上升，目标压力等于 $P_{SUPP}$ + PEEP。 |
| 吸气期间的压力和流量<br>自主呼吸类型 = VS | 压力按照选定的上升时间 % 和 PBW 设置值上升，目标压力等于测试呼吸期间确定的压力或者根据对之前呼吸输送气量的评估所确定的压力目标。有关 VS 的更多情况，请参考第 10-24 页的 “*容量支持 (VS)*”。 |
| 导管补偿 (TC) | 导管补偿可以在无支持的自主呼吸期间提供可编程吸气压力辅助。它可以帮助患者克服人工气道的阻力。通过编程，压力可以帮助患者克服人工气道的部分或全部阻力。呼吸机可以连续计算压差，并相应调节补偿压力。有关导管补偿的更多信息，请参考第 10-26 页的“导管补偿”。 |
| 吸气流量分布图 | 吸气流量分布图是由患者需要和上升时间 % 设置决定的。随着上升时间 % 设置从最小值上升至最大值，达到压力目标的时间不断减少。在没有 Leak Sync 的情况下，新生儿回路类型的最大可用流量可达 30 L/min；小儿回路类型为 80 L/min，而成人回路类型可达 200 L/min |
| 吸气过程中的呼气阀 | 调节阀门，降低压力过冲，并维持目标压力。 |
| 吸气过程中的吸气阀 | 调节阀门，维持目标压力。<br>由于呼气阀起着减压阀的作用，可以将多余的流量排出，因而可以积极地输送吸气流量，并可降低呼吸功。 |
| 呼气检测 | 吸气末流量或气道压力法，取最先发现呼气者。时间备用和 ↑$P_{PEAK}$ 报警也作为备用策略予以使用。 |
| 呼气期间的压力和流量 | 压力控制在 PEEP 水平。<br>对于压力触发：设置在呼气流量临近结束时输送 1 L/min 的偏流。<br>对于流量触发：设置输送基础流量。 |

**表 10-3.** 自主呼吸输送特性（续）

| 特性 | 运用 |
|---|---|
| 呼气过程中的吸气阀 | 对于压力触发：设置在呼气流量临近结束时输送 1 L/min 的偏流。<br>对于流量触发：设置在呼气流量临近结束时输送基础流量 。 |
| 呼气过程中的呼气阀 | 调节阀门，以保持操作人员设置的 PEEP 值。 |

### 10.8.1 压力支持 (PS)

压力支持是一种自主呼吸类型，类似于 PC，通过这种类型可在检测到吸气功后控制压力以达到恒定值（由医务人员预设）。该目标值会被保留，直至检测到吸气结束。然后，呼气阀控制会启动呼气，驱动压力达到 PEEP 压力水平。

### 10.8.2 容量支持 (VS)

容量支持是一种压力支持自主呼吸类型，在选择 SPONT 模式后可供使用。目标支持气量 ($V_{T\ SUPP}$) 是压力支持呼吸的目标气量。

请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”，了解有关下列 VS 设置的详细内容：

- 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$)
- 上升时间 %
- 目标支持气量($V_{T\ SUPP}$)

### 技术说明

容量支持 (VS) 呼吸是患者触发的压力支持自主呼吸。VS 算法会根据每种呼吸的吸气压力进行变动，以输送操作人员设定的目标潮气量 ($V_{T\ SUPP}$)。如果某次呼吸送达的气量高于或低于设定的目标气量，VS 会在必要时上调或下调下一次呼吸的目标压力，以增加或减少输送气量。随着患者情况的好转，可允许患者对自主呼吸有更多控制，此时 VS 会降低输送目标气量所需要的吸气压力。反之，如果患者的呼吸动力减弱，VS 会提高吸气压力。

在没有漏气或患者顺应性/阻力变动的情况下，VS 会在 VS 初始化或启动后的 5 次呼吸内达到并保持一个稳定的呼吸间潮气量。

在 VS 过程中，吸气压力目标不能低于 PEEP + 1.5 $cmH_2O$ 且不能超过 $\bar{P}_{PEAK}$ - 3 $cmH_2O$。

### VS 启动

在启动期间，呼吸机输送一次呼吸（测试呼吸），来确定输送（设置）气量所需要的目标压力。在呼吸机输出测试呼吸期间，GUI 的提示区会显示“VS 启动”的信息。

**注释：**
为了让呼吸机在 VS 模式下顺利启动并正常工作，切勿在患者正在吸气或进行其它治疗需要断开呼吸机的同时阻塞导管。呼吸机有一个脱管检测算法，可以在患者脱管时暂停通气。

在 VS 启动后，呼吸机将调整目标压力，以输送设置的气量 ($V_{T\ SUPP}$)。为了迅速达到所要求的气量，对成人或小儿患者所允许的最大幅度的压力调整应在启动或 r $V_{T\ SUPP}$ 变化后的前 5 次呼吸中进行。每一种患者类型的最大压力调整值综述如下表。

表 10-4. 最大压力调整幅度

| 条件 | 目标压力最大变动幅度 | | |
|---|---|---|---|
| | **PBW ≥ 25 kg** | **15 kg ≤ PBW < 25 kg** | **PBW < 15 kg** |
| 下述情况之后的 5 次呼吸以内：VS 启动或 $V_{T\ SUPP}$ 变动 | ± 10.0 $cmH_2O$ | ± 6.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ |
| VS 启动后的 5 次或以上呼吸 | ± 3.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ | ± 3.0 $cmH_2O$ |

请参考第 6-18 页的“非技术报警综述”，了解下列 VS 报警的详细内容：

- 容量未送达
- 顺应性限制 $V_T$
- 高吸入潮气量 ($\uparrow V_{TI}$)

### 被监测的患者数据

请参考第 11-7 页的“电气规格”，了解 VS 呼吸期间所提供的自主吸入潮气量患者数据参数的详细内容。

## 10.8.3 导管补偿

导管补偿 (TC) 是一种压力支持自主呼吸类型，可在 SIMV、SPONT 和 BiLevel 模式中使用。启用 TC 后，患者的呼吸肌就可以更省力地将气体吸入肺部，而无需像没有 TC 功能提供压力辅助时那样用力。这对于呼吸系统机能已经衰弱的患者尤其重要，因为要克服气体流经人工气道而增加的阻力，患者的肌肉需要更大的吸气力。

导管补偿可以在无支持的自主呼吸期间提供可编程吸气压力辅助。它可以帮助患者克服人工气道的阻力。通过编程，压力可以根据经过人工气道的阻力进行变动。呼吸机可以连续计算压差，并相应调节补偿压力。

导管补偿中还包括了安全保护、安全检查和逻辑校验，从而可以防止操作人员输入某些不当的设置值，如用较大的气道尺寸来和较小的预测体重配对。

如果在 TC 模式下运行 SST 后，湿化的类型有变动，必须同时调整气量，以免降低补偿顺应性的准确性。

## 技术说明

导管补偿是一种增强的自主模式，它可以通过提供一个与人工气道中的流量型阻力成比例的正压力，帮助那些没有得到特定压力支持呼吸类型（如 PS、VS 和 PAV+）支持的患者进行自主呼吸。TC 会使通过人工气道的呼吸感应慢慢消失，因为 TC 算法会指引呼吸机产生正确的前向压力，以抵消（消除）整个人工气道在吸气阶段产生的后向压力。抵消的程度可以由临床医师设定，可以在 10% – 100% 的范围内进行调节，变动单位为 5%。

导管补偿可以支持所有没有自主呼吸支持、预测体重 ≥ 7.0 kg (15.4 lb)、以及气管导管/气管造口导管内径 (ID) ≥ 4.5 mm 的患者。TC 可用在 SPONT、BiLevel（如已安装该选件）或 SIMV 模式中，这些模式均允许没有支持的自主呼吸。在选择 BiLevel 的情况下，TC 在两个压力水平上均支持自主呼吸。

导管补偿每隔 5 *ms*，就会根据内部检查表（其中包含了选定人工气道的流量 - 压力关系）检查流量，并用于计算克服所有或部分人工气道阻力所需要的压力。根据 TC 设置值和瞬时流量测量值，呼吸机会连续调节 PSOL，从而调节回路压力以满足不断变化的导管压力补偿要求。

## 导管补偿报警

请参考第 6-18 页的“非技术报警综述”，了解与 TC 相关的 ↑$P_{COMP}$、↑$P_{VENT}$ 和 ↑$V_{TI}$ 报警的详细情况。

## 被监测的患者数据

请参考第 11-7 页的“电气规格”，了解被监测的患者数据中与 TC 相关的吸入潮气量 ($V_{TI}$)参数。

### 导管内径 (ID)

呼吸机根据 PBW，使用“软界限”值估计导管内径 (ID)。软界限是呼吸机对推荐高限和低限的设置值。调节导管尺寸时，如果内径与有效预计体重不匹配，系统就会显示一个“继续”按钮。若要在这些软界限范围之外设置呼吸机设置值，操作人员需要点击“继续”按钮确认系统提示，然后再继续调节导管尺寸。调节管内径时不能超出的限值称为硬界限，呼吸机会在达到硬界限后发出“输入无效”提示音。

**警告:**
**如果指定的导管类型或导管内径小于实际导管类型或导管内径，可能会导致压力超过预计呼吸支持值，从而引起未知伤害。**

### 呼吸机设置值/准则

预计采用 TC 情况下的设置值时可借助呼吸机设置值、确定补偿值所用到的数据以及 TC 功能的规定性能或精度。

↑$P_{PEAK}$ 的设置必须要考虑预计导管补偿。患者Y型口处的目标压力（补偿）是通过对所使用的 ET 或气管造口导管的气道阻力的大致了解所得出的。各种导管尺寸和气体流量的补偿压力（单位：$cmH_2O$）如表中所示。请参考第 10-29 页的“*ET导管目标压力 vs. 流量*”和请参考第 10-30 页的“*气管造口导管目标压力 vs. 流量*”。预计补偿值必须与 PEEP 值相加，以计算和设置↑$P_{PEAK}$。

### 规定性能

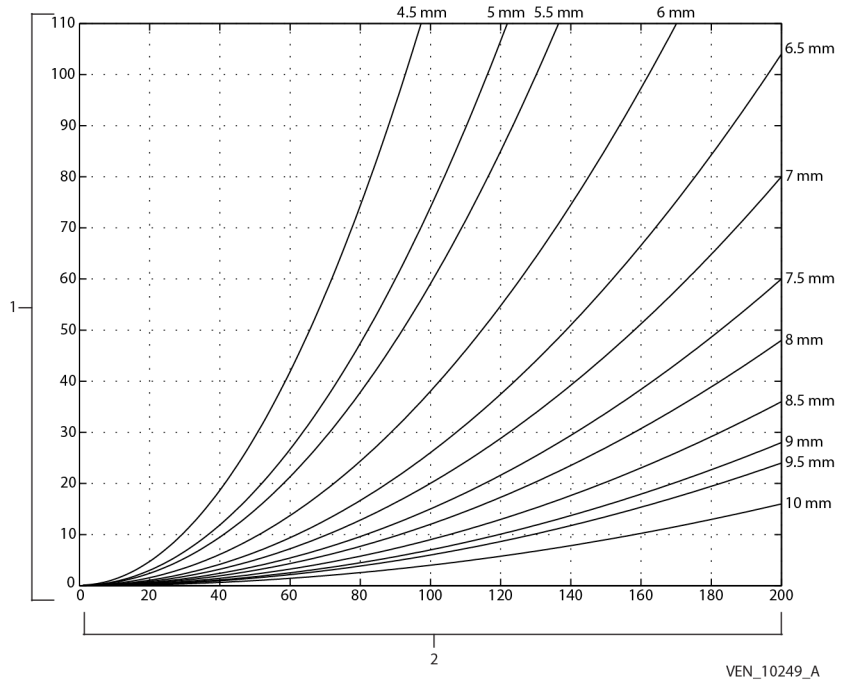
采用 TC 时的性能规定为 ±（0.5 + 实际值的 10%）焦耳/升 [在 100% 支持 (% Supp) 水平下吸气期间的剩余功]。功是用整个吸气间隔时间段来计算的。对通气来说，阻力功可用下列方程式表示：

$$W = \frac{k \times \int (P_{E\ END} - P_{TR}) \times \dot{V} dt}{\dot{V} dt}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| W | 功 [J/L] | $P_{TR}$ | 气管压力 |
| $P_{E\ END}$ | 呼气末压力 | k | 转换常数 (0.098) [J/cm$H_2O$ x L) |

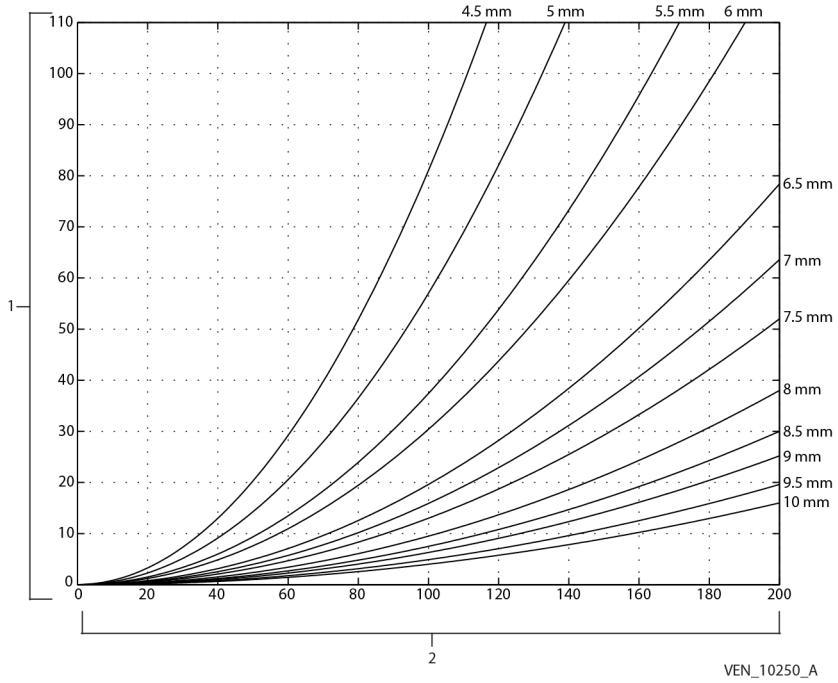
以下数字分别表示 ET 导管和气管切开导管流量稳定状态下的压力，在尺寸介于 4.5 mm 到 10 mm 之间的 Y 型口处拥有 100% 的支持。

**图 10-11.** ET 导管目标压力 vs. 流量




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力 (cm$H_2O$) | 2 | 流量(L/min) |

**图 10-12.** 气管造口导管目标压力 vs. 流量




1 压力 ($cmH_2O$)　　2 流量(L/min)

### 10.8.4 比例辅助通气 (PAV™+)

PAV+ 是另一种自主呼吸类型，它只在安装了 PAV+ 选购件的情况下可用。有关操作原理的详细介绍，请参考本手册中的“附录 C”。

## 10.9 A/C 模式

当呼吸机处于**辅助－控制** ***(A/C)*** 模式时，仅输送指令呼吸。这些指令呼吸可以是 PC、VC 或 VC+ 呼吸。请参考第 10-16 页的“指令呼吸输送”查看对 VC+ 呼吸更详细的介绍。对于任何指令呼吸来说，触发方式可以是 $P_{-TRIG}$、$\dot{V}_{-TRIG}$、时间触发，或操作人员启动如果呼吸机感觉到患者正在启动呼吸，就会送出一次 PIM 或**辅助呼吸**。否则，呼吸机会根据设置的呼吸频率送出 VIM 呼吸（**控制呼吸**）。呼吸时长的定义为

$$T_b = 60/f$$

其中：

$T_b$ = 呼吸周期 (*s*)

*f* = 设定的呼吸频率（每分钟呼吸次数）

吸气阶段的时长由当前呼吸输送设置值决定。在吸气阶段结束时，呼吸机按下式条件进入呼气阶段：

$$T_E = T_b - T_I$$

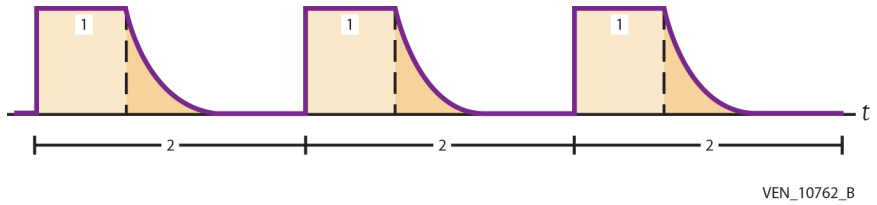
其中：

$T_E$ = 呼气阶段时长 (s)

$T_I$ = 吸气阶段时长 (s)，$T_{PL}$，包括平台时间

下图所示为呼吸机没有发现患者吸气动作（所有吸气均为 VIM）时的 A/C 呼吸输送。

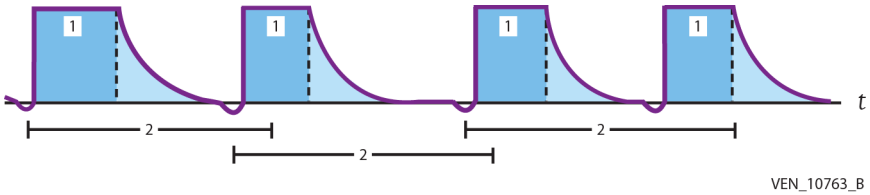
**图 10-13.** 未检测到患者吸气动作




1 VIM 2 $T_b$

下图所示为呼吸机发现患者有吸气动作时的 A/C 呼吸输送。呼吸机允许在大于或等于设置的呼吸频率的情况下输送 PIM 呼吸。

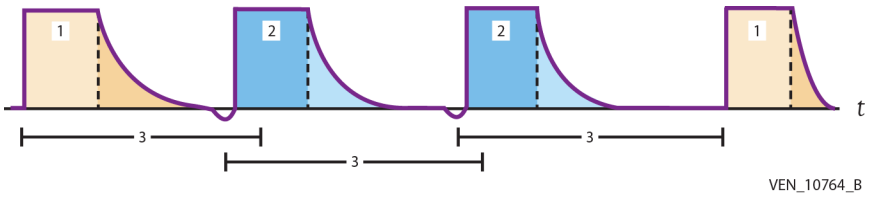
**图 10-14.** 检测到患者吸气动作




1 PIM 2 $T_{b\,设置}$

下图所示为呼吸机同时输送 PIM 和 VIM 呼吸时的 A/C 呼吸输送。

**图 10-15.** 兼有 VIM 和 PIM 呼吸




1 VIM 3 $T_{b\,设置}$

2 PIM

对呼吸频率的改动只有在呼气期间才会逐步生效。新的呼吸周期取决于新的呼吸频率，从当前呼吸开始时计算，并遵循以下规则：

- 当前呼吸的吸气时间不变。
- 新的吸气在呼气过去至少 200 *ms* 后才能送达。
- 直至新呼吸频率的第一次 VIM 送出的最大时间 *t* 是当前吸气时间或新呼吸周期（取二者间较大者）的 3.5 倍，但 *t* 不超过旧的呼吸周期。
- 如果患者在呼吸机确认频率变动后以及时间 *t* 之前产生一次 PIM，新的频率就从 PIM 开始生效。

### 10.9.1 变动至 A/C 模式

从任何其它模式切换至 A/C 模式会使得呼吸机逐渐进入 VIM，并设置开始下一个 A/C 呼吸周期的起始时间。在该 VIM 之后以及下一个 A/C 时段开始之前，呼吸机会通过输送指令呼吸来响应患者的吸气动作。

第一次 A/C 呼吸（VIM 呼吸）分段进入，同时遵循下列原则：

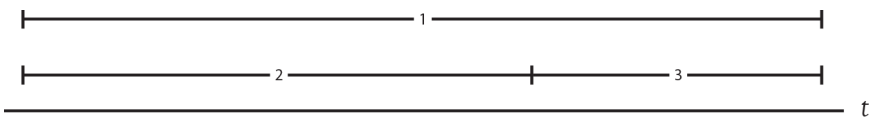
- 吸气期间不输送呼吸。
- 呼气受限期间不输送呼吸。
- 呼吸机保证在呼气开始后，窒息通气间隔时间已过去至少 5 *s*。
- 任何其它专门计划好的事件（例如呼吸机制操作或任何暂停操作）均被取消，并在下一个时间段重新安排。

新 A/C 模式的第一次 VIM 何时送出取决于需要模式转换时被激活的模式和呼吸类型。

## 10.10 SIMV 模式

同步间歇指令通气 (SIMV) 模式是一种混合通气模式，它允许用压力或流量触发进行指令和自主呼吸。这些指令呼吸可以是 PC、VC 或 VC+，而自主呼吸则是 PS 或 TC 模式下的压力辅助呼吸。SIMV 保证每一个 SIMV 呼吸周期都有一个 PIM 或 VIM 型式的指令呼吸。OIM 呼吸可以在 SIMV 模式下进行，并按指令类型下所选择的设置值输送。请参考下图，它显示了 SIMV 呼吸周期的两个部分。

**图 10-16.** 指令呼吸和自主呼吸间隔时间




VEN_10765_B

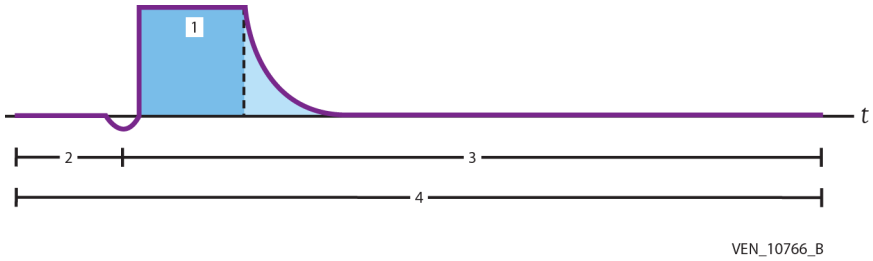
1 $T_b$ = SIMV 呼吸周期（包括 $T_m$ 和 $T_s$）

2 $T_m$ = 指令呼吸间隔时间（用于保留一次 PIM 呼吸）

3 $T_s$ = 自主呼吸间隔时间（如果在 $T_m$ 期间没有送出 PIM，则输送 VIM）

该时段的第一部分是指令呼吸间隔时间 ($T_m$)，它是为一次 PIM 保留的。如果输出了一次 PIM，$T_m$ 便会结束，呼吸机切换至该时段的第二部分，即自主呼吸间隔时间 ($T_s$)，它是为呼吸周期其余部分的自主呼吸保留的。SIMV 呼吸周期结束后，呼吸机重复该循环。如果指令呼吸间隔时间内未输送 PIM，呼吸机就会在指令呼吸间隔时间结束时送出一次 VIM，然后再切换到自主呼吸间隔时间。下图为一个 SIMV 呼吸周期图示，它在指令呼吸间隔时间内输出了一次 PIM。在 Its 期间的任何后续的触发动作都会产生自主呼吸。如图所示，当送出一次 PIM 时，$T_m$ 便转换至 $T_s$。

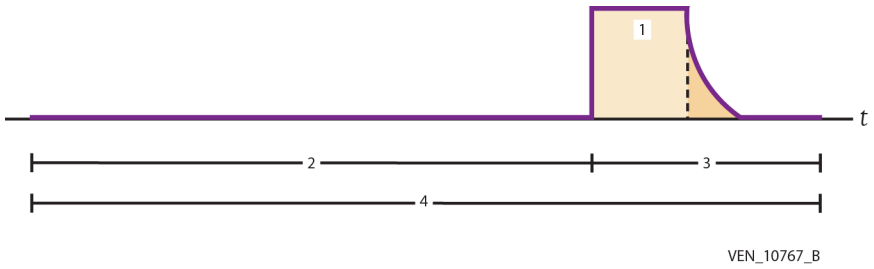
**图 10-17.** 指令呼吸时间内送出 PIM




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | PIM | 3 | $T_s$（在 $T_s$ 期间的后续触发动作会产生自主呼吸） |
| 2 | $T_m$（送出一次 PIM 呼吸后，$T_m$ 转换至 $T_s$） | 4 | $T_b$ |

下图为一个 SIMV 呼吸周期图示，它在指令间隔时间内未输出 PIM。

**图 10-18.** 指令呼吸时间内未送出 PIM




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | VIM | 3 | $T_s$ |
| 2 | $T_m$（如果在 $T_m$ 期间没有送出 PIM，则在 $T_m$ 结束时输送 VIM） | 4 | $T_b$ |

如果呼吸机的呼吸频率设置值大于患者的自然呼吸频率，那么 SIMV 模式中的指令呼吸与 A/C 模式中的指令呼吸相同。如果呼吸机的呼吸频率设置值大大低于患者的自然呼吸频率，自主呼吸则与 SPONT 模式中相同。患者触发必须符合压力和流量灵敏度方面的要求。

在 SIMV 中设置呼吸频率的程序与 A/C 模式中相同。设置好呼吸频率 $f$ 之后，SIMV 间隔时间 $T_b$（单位：秒）即为：

$$T_b = 60/f$$

在指令呼吸期间，如果患者按照压力和流量灵敏度设置触发一次呼吸，呼吸机就会送出一次 PIM。一旦触发了一次指令呼吸，$T_m$ 便会结束，$T_s$ 开始，之后的任何触发动作都会产生自主呼吸。在自主呼吸间隔时间中，患者可进行允许数量的自主呼吸。如果在指令间隔时间结束后没有输送 PIM 或 OIM，呼吸机就会送出一次 VIM，并在 VIM 开始时转入自主间隔时段。

SIMV 呼吸算法会在每个间隔时段输送一次指令呼吸，无论患者是否能够自主呼吸。一旦输送了 PIM 或 VIM 后，患者所有成功的呼吸动作都会产生自主呼吸，直至该周期结束。呼吸机会在指令时段内输出一次指令呼吸，无论在自主指令时段内检测出多少次成功的患者动作。（在指令呼吸间隔时间内输出的 OIM 满足指令呼吸要求，并使 $T_m$ 转换至 $T_s$。）

SIMV 中任何有效的呼吸频率设置值的最大指令呼吸间隔时间定义为以下两者中较小的一个：

- 0.6 x SIMV 间隔时间 ($T_b$)；或
- 10 *s*。

$T_m$ 没有最小值。

在 SIMV 模式中，从两次指令呼吸之间的间隔时长可以达到 1.6 x SIMV 间隔时间（但不得超过间隔时间 + 10 *s*）。在呼吸频率高且潮气量过大的情况下，很有可能会发生**呼吸堆叠**（在第一次呼气完成之前送出第二次呼吸）。在容量型通气中，吸气和呼气前段期间的呼吸堆叠会导致过度充气以及气道和肺部的压力升高，从而引发高压力限值报警。在压力控制通气（吸气压力保持恒定）中，呼吸堆叠会导致潮气量降低，从而引发低潮气量和分钟通气报警。

在 SIMV 模式中，呼吸频率可以暂时降到 *f* 设置值以下（不同于 A/C 模式，该模式中 $f_{TOT}$ 始终大于或等于 *f* 设置值）。如果患者在呼吸周期开始时触发了一次呼吸，而后直至后面呼吸的最大指令间隔时间过后仍没有触发另一次呼吸，就可能导致呼吸频率监测值低于呼吸频率设置值。

如果在自主时段临近结束时发生自主呼吸，当 SIMV 时段终止时，吸气或呼气可能仍在进行中。在呼气受限阶段不允许 VIM、PIM 或 OIM 呼吸。在极端情况下，呼吸机可能会漏掉一次或多次预计指令呼吸。当自主呼吸的呼气阶段结束时，呼吸机将恢复正常的指令呼吸递送标准。

如果在指令呼吸间隔时间内发现 OIM，呼吸机会送出当前指定的指令呼吸，然后关闭 $T_m$ 并转为 $T_s$。如果在自主呼吸间隔时间内发现 OIM，呼吸机会送出当前指定的指令呼吸，但如果在 $T_s$ 过程中送出 OIM 呼吸，则 SIMV 周期计时将不会重新开始。

### 10.10.1 变换至 SIMV 模式

呼吸机从一种模式切换至 SIMV 模式会使呼吸机逐渐送出 VIM，并设置下一 SIMV 周期的开始时间。在该 VIM 之后但在下一个 SIMV 时段开始之前，呼吸机会通过输送自主呼吸来响应患者成功的吸气动作。第一次 SIMV VIM 呼吸是按照下列规则逐渐送出的：

- 吸气或呼气受限期间不输送 VIM 呼吸。
- 如果当前模式为 A/C，则第一次 SIMV VIM 呼吸是在呼气受限时段加上下面最短的一个时段之后送出的，参照点为上一次或当前吸气的开始：3.5 $T_I$，当前 $T_A$，或当前呼吸周期的时长。
- 如果当前模式为 SPONT，且当前或上次呼吸类型为自主或 OIM，第一次 SIMV VIM 呼吸则在呼气受限时段加上下面最短的一个时段之后送出，参照点为上一次或当前吸气的开始：3.5x $T_I$ 或当前 $T_A$。
- 如果当前模式为 BiLevel，呼吸机处于 $P_H$ 状态，当前呼吸为指令呼吸，一旦发现呼气阶段，PEEP 水平将降低到 $P_L$

到新 A/C 模式的第一次 VIM 的时间 *t* 为以下较小的一个：

- PEEP 转换时间 + 2.5 x 激活的送气阶段时长；或
- 窒息通气间隔时长 ($T_A$)，或
- 当前呼吸周期的时长

- 如果当前模式为 BiLevel，呼吸机处于 $P_H$ 状态，当前呼吸为自主呼吸，一旦发现呼气阶段，PEEP 水平便会降低。

到新 A/C 模式的第一次 VIM 的时间 *t* 为以下较小的一个：

- PEEP 转换时间 + 2.5 x 自主吸气时长；或
- 自主呼吸开始时间 + 窒息通气间隔时长 ($T_A$)。

- 如果当前模式为 BiLevel，呼吸机处于 $P_L$ 状态，且当前呼吸为指令呼吸类型，则到新 A/C 模式的第一次 VIM 的时间 *t* 为以下较小的一个：
  - PEEP 转换时间 + 2.5 x 激活的送气阶段时长；或
  - 窒息通气间隔时长 ($T_A$)，或
  - 当前呼吸周期的时长
- 如果当前模式为 BiLevel，呼吸机处于 $P_L$ 状态，当前呼吸为自主呼吸类型，且自主开始时间发生在 $P_L$ 期间，到新 A/C 模式的第一次 VIM 的时间 t 为以下较小的一个：
  - 3.5 x 自主吸气时长；或
  - 窒息通气间隔时长 ($T_A$)，或
  - 当前呼吸周期的时长
- 如果当前模式为 BiLevel，呼吸机处于 $P_L$ 状态，当前呼吸为自主呼吸类型，且自主开始时间发生在 $P_H$ 期间，到新 A/C 模式的第一次 VIM 的时间 t 为以下较小的一个：
  - PEEP 转换时间 + 2.5 x 自主吸气时长；或
  - 自主呼吸开始时间 + 窒息通气间隔时长 ($T_A$)。

如果转换至 SIMV 的命令发生在呼气受限阶段结束之后，并在下一次呼吸或窒息通气间隔过去之前，呼吸机会在确认命令的时刻送出第一次 SIMV VIM 呼吸。

新频率逐渐生效的时点取决于当前的 SIMV 间隔时间段以及频率变动命令是何时被接受的。如果频率变动发生在指令时段，最大指令间隔时间便是新频率指令间隔时间或旧频率指令间隔时间当中较短的一个。如果患者在自主呼吸时段作出一次成功的吸气动作，呼吸机就会通过送出一次自主呼吸予以响应。

呼吸频率的变动只有在呼气期间才会逐步生效。新的 SIMV 间隔时间由新的呼吸频率决定，并参照当前 SIMV 间隔时段的开始，具体规则是：

- 当前呼吸的吸气时间 ($T_I$) 既未被截断，也未延长。
- 新的吸气在呼气过去 200 *ms* 后才能送达。

直至 SIMV 间隔时间开始的时点为：

- 以下二者中较大的一个：新 SIMV 间隔时间或 3.5 x 上次或当前 $T_I$，
- 但不得大于当前 SIMV 间隔时间。

## 10.11 自主呼吸 (SPONT) 模式

在 SPONT 模式中，患者按照当前有效的触发器类型启动吸气，但此时允许以当前指定的指令呼吸参数输送 OIM 呼吸。SPONT 模式中有以下自主呼吸类型：

- PS
- VS
- TC
- PAV+（如果已经安装 PAV+™ 选购件）

当呼吸机在呼气阶段发现患者有呼吸动作时，吸气阶段开始。吸气阶段的呼吸输送由压力支持、PEEP、上升时间 % 和呼气灵敏度设置决定，除非该呼吸为 OIM 呼吸。

如果选择导管补偿 (TC) 或成比例辅助通气 (PAV+)（如果已安装 PAV+ 选件）作为自主呼吸类型，则吸气阶段的呼吸输送由 % 支持 (% Supp)、呼气灵敏度、导管内径和导管类型设置决定。

**注释：**

在当前呼吸机设置情况下，如果 PAV+ 属于可允许的自主呼吸类型（除非导管内径 < 6 mm），则可以选择 PAV+。如果选择该选项，则导管内径将被设为按输入的 PBW 确定的新患者默认值。此时会出现一个导管内径提醒图标。

如果选择容量支持 (VS) 作为自主呼吸类型，吸气阶段的呼吸输送将由上升时间 %、容量支持水平 ($V_{T\ SUPP}$)、呼气灵敏度和 PEEP 决定。

吸气暂停只能出现在 OIM 呼吸期间，而呼气暂停在 SPONT 期间是不允许的。

呼气触发方式包括：

- $E_{SENS}$（从吸气峰值流量开始的 % 流量减少）
- 基于 PBW 的时间限值（$T_I$ 过长）
- $\uparrow P_{PEAK}$
- 吸入潮气量限值（仅限 VS）
- 气道压力循环法

### 10.11.1 转换至 SPONT 模式

如果操作人员在 A/C 或 SIMV 吸气（指令或自主）期间转换至 SPONT 模式，吸气便会结束，不受模式转换的影响。因为 SPONT 模式没有特殊的呼吸计时要求，呼吸机而后会进入呼气阶段，并等待检测出患者的吸气动作、手动吸气或窒息通气。

## 10.12 窒息通气

当患者停止呼吸或呼吸机不再通气时，则称为窒息。当呼吸机发现窒息时，便会发出报警，并根据当前的窒息通气设置输送窒息通气。

### 10.12.1 窒息检测

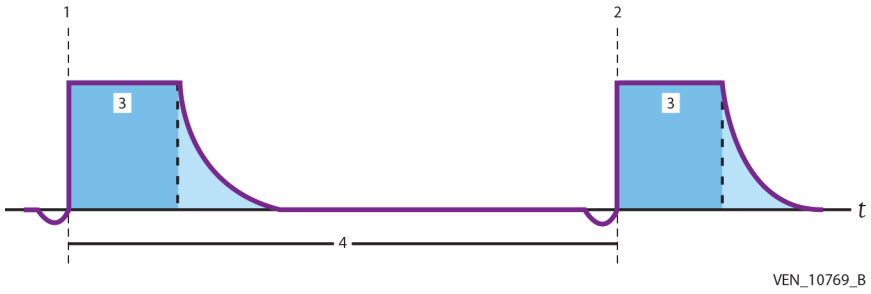
在操作人员设置的窒息通气间隔时间加上一个较小的时间增量 (350 *ms*) 过去后，如果呼吸机没有输送呼吸，便会提示有窒息情况。这个时间增量给开始启动呼吸的患者提供了触发吸气的时间，并防止呼吸机在窒息通气时间等于呼吸周期的情况下发出窒息通气提示。

每当吸气开始时，窒息通气计时器便会重置，无论吸气是由患者、呼吸机还是操作人员触发的。然后，呼吸机会设置一个新的窒息通气间隔时间，从当前吸气启动时开始计时。为了推迟窒息通气，在当前窒息通气间隔时间加上 350 *ms* 的时间过去之前，必须送出另一次吸气。在脱管、阻塞或安全阀打开 (SVO) 状态下，窒息检测会被挂起。

当窒息通气间隔时间设置值等于或超过呼吸周期时，呼吸机不会提示窒息通气。例如，如果呼吸频率设置为 4/min，15 *s* 或以上的窒息通气间隔时间意味着呼吸机不会发现窒息。呼吸机是根据吸气（而非呼气）流量来检测窒息的，并允许在窒息通气期间检测脱管或阻塞情况。窒息检测旨在适应由于其它暂时延长吸气或呼气时段的呼吸机功能（例如频率变动）所引起的常见呼吸波形的中断，但仍然要检测出真实的窒息通气事件。

下图为 $T_A$ 等于呼吸周期的窒息呼吸图示。

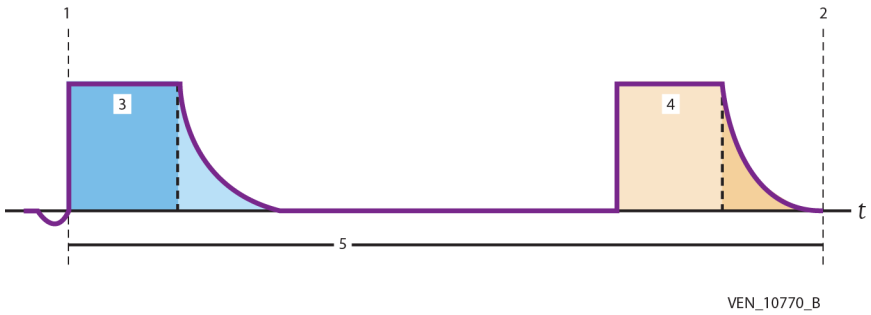
**图 10-19.** 窒息通气间隔时间等于呼吸周期




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $T_{b0}$ | 3 | PIM |
| 2 | $T_{b1}$ | 4 | $T_A$（窒息通气间隔时间） |

下图为 $T_A$ 大于呼吸周期的窒息呼吸图示。

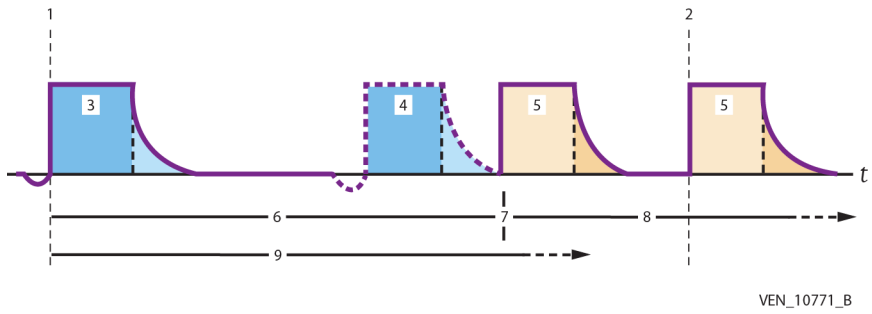
**图 10-20.** 窒息通气间隔时间大于呼吸周期




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $T_{b0}$ | 4 | VIM |
| 2 | $T_{b1}$ | 5 | $T_A$（窒息通气间隔时间） |
| 3 | PIM | | |

下图为 $T_A$ 小于呼吸周期的窒息呼吸图示。

**图 10-21.** 窒息通气间隔时间小于呼吸周期




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $T_{b0}$ | 6 | 窒息通气间隔时间 |
| 2 | $T_{b1}$ | 7 | 窒息 $T_{b0}$ |
| 3 | PIM | 8 | 窒息通气 |
| 4 | 虚线表示 PIM 以避免窒息 | 9 | $T_b$ ($T_A < T_b$) |
| 5 | 窒息 VIM | | |

### 10.12.2 转换至窒息通气

当提示窒息时，呼吸机会根据当前窒息通气设置输送窒息通气，并在图形用户界面 (GUI) 上显示窒息通气设置。无论窒息通气间隔时间如何设置，在当前呼吸完成吸气且呼气受限阶段过去之前，窒息通气都不能开始。

### 10.12.3 窒息通气期间的设置变动

窒息通气期间，所有窒息通气以及非窒息通气设置在 GUI 上均处于激活状态。窒息通气以及非窒息通气设置的变动均按照适用规则逐步生效。如果窒息通气处于激活状态，系统会接受新的设置值，但在非窒息通气开始后才能应用。在窒息检测后允许按键输入，此时可以在设置界面调整窒息通气间隔时间，无论是否检测到窒息。窒息通气期间，“手动吸气”键处于激活状态，但“呼气暂停”和“吸气暂停”键则不激活。窒息通气期间，增加 $O_2$ 控制处于激活状态，因为窒息通气是在吸痰阶段时可能检测到的。

窒息通气呼吸频率必须 ≥ $60/T_A$。此外，窒息通气设置无法使 I:E 比 > 1.00:1。

### 10.12.4 窒息通气重置

当某个指定时间段给患者输送的呼吸气量不足时，窒息通气可以作为一种辅助通气模式。窒息通气可以由操作人员（按下报警重置键）或患者（自主重置）重置为正常通气状态。当频率变动使得窒息通气无法应用时，也可以进行窒息通气重置。

如果患者能够重新控制吸气，呼吸机便返回操作人员选定的非窒息通气模式。呼吸机通过监测被触发的吸气和呼气量来确定患者是否重新自行控制呼吸。如果患者触发了连续两次吸气，且呼出气量大于或等于输送气量的 50%（包括顺应性气量），呼吸机便重置为非窒息通气模式。呼吸机会继续监测呼气量，避免因为患者回路的大量漏气所造成的自主触发引起的重置。

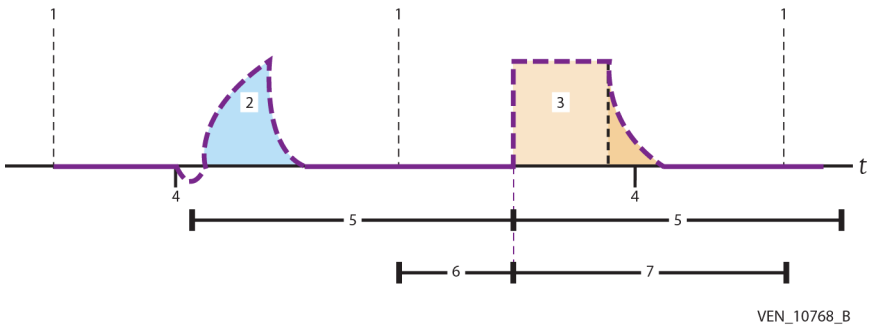
### 10.12.5 SIMV 模式下的窒息通气

以下方法旨在当呼吸机能够通过输送一次 VIM 呼吸来代替的情况下，让 SIMV 避免触发窒息通气：

- 如果窒息通气间隔时间 ($T_A$) 结束的时点在指令时间段中，呼吸机将输送一次 VIM 呼吸，而不是开始窒息通气。
- 如果 $T_A$ 结束的时点在自主时间段中，则窒息通气开始。

下图显示了 SIMV 是如何做到尽可能输送 VIM 呼吸而不是触发窒息通气的。

**图 10-22.** SIMV 模式下的窒息通气




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $T_b$ | 5 | $T_A$ |
| 2 | 上一次呼吸 (PIM) | 6 | $T_m$（如果 $T_A$ 结束的时点在 $T_m$ 时段中，呼吸机将输送一次 VIM 呼吸，而不是开始窒息通气） |
| 3 | VIM | 7 | $T_s$ |
| 4 | $T_m$ 最大值 | | |

### 10.12.6 逐步进入新的窒息通气间隔时间

新的窒息通气间隔时间如何逐步生效取决于窒息通气当前是否处于激活状态。如果窒息通气处于激活状态，呼吸机会立即接受并应用新的设置。在正常通气（即窒息通气未激活）期间，适用以下规则：

- 如果新设定的窒息通气间隔时间比当前窒息通气间隔时间短（或暂时延长），新设置值将在下一次吸气时应用。
- 如果新设定的窒息通气间隔时间比当前窒息通气间隔时间长（或暂时延长），旧的间隔时间就被延长，并立即和新的间隔时间保持一致。

# 10.13 检测阻塞和脱管

## 10.13.1 阻塞

呼吸机可以检测出严重的患者回路阻塞，以防止患者气道压力过大，或获得的气量很少甚至没有。如发现阻塞，须立即采取行动。

在下列情况下，呼吸机会检测出严重阻塞：

- 呼吸回路的吸气或呼气部分被部分或完全阻塞（低垂部位的回路中有冷凝物或分泌物聚集、导管缠绕或弯折等）。
- 呼吸机的“排气 (EXHAUST)”端口被阻挡，或端口的阻力过大。
- 呼气阀在关闭位置失效（“From patient”端口处的阻塞检测在呼气过去 195 *ms* 后进行。）

在下列情况下，呼吸机不会检测出严重阻塞：

- 吸气和呼吸传感器之间的压差小于或等于 5 $cmH_2O$。
- 呼气阀在关闭位置失效，且呼气分支的压力小于 2 $cmH_2O$。
- 呼吸机的“排气 (EXHAUST)”端口上装配了硅胶导管（为新陈代谢监测用途）。

在送出每次呼吸时，呼吸机会检查所有呼吸模式（除待机模式和安全阀打开模式）下的患者回路阻塞。回路检查一旦开始，呼吸机就能在 200 *ms* 内检测出患者回路是否有严重阻塞。在送出每次呼吸的呼气阶段（脱管和安全阀打开期间除外），呼吸机会都检查“排气”(EXHAUST) 端口是否有阻塞。“排气”（EXHAUST) 端口检查一旦开始，呼吸机就能在呼气阶段的前 200 *ms* 之后的 100 *ms* 间内检测出是否有严重阻塞。在压力传感器自主归零期间，所有阻塞检查将被禁用。

当发现阻塞时，呼吸机会发出报警音，并进入 OSC（阻塞状态循环）状态，然后给出一条提示，说明没有给患者通气的时间（即呼吸机在 OSC 状态下有多长时间）。该报警能够自主重置，因为由于患者动作（如导管弯折或缠绕）引起的阻塞可以自我纠正。

一旦发现严重阻塞，呼吸机就会采取行动降低气道压力。由于任何严重阻塞都会给患者带来风险，因此呼吸机在降低风险的同时会显示患者失去通气支持的时长。无论处于何种模式或采用何种触发方式，都可以检测出严重阻塞。发现严重阻塞后，呼吸机会终止正常通气，终止任何激活的报警静音，发出阻塞报警，并进入安全状态（呼气和吸气阀停止动作，且安全阀打开）15 *s*，或直至吸气压力降至 5 $cmH_2O$ 或以下，取二者间先到者。

在严重阻塞期间，呼吸机进入 OSC，其间呼吸机会定时尝试输送以基于压力的呼吸，同时监测吸气和呼气阶段是否继续存在严重阻塞。如果严重阻塞得到纠正，呼吸机会在两个完整的 OSC 呼吸周期内没有再发现阻塞之后，检测到纠正后的情况。当呼吸机输送一次 OSC 呼吸时，会关闭安全阀，并等待 500 *ms* 的时间，以便让安全阀关紧，并在 2000 *ms* 时间内输送目标压力为 15 $cmH_2O$ 的呼吸，然后转入呼气。在该呼吸之后，是根据当前设置送出的一次指令呼吸，但成人/小儿回路类型的 PEEP = 0，且 $O_2$% 等于 100% 或对于新生儿回路为 40%。在 OSC（当且仅当 OSC）期间，↑$P_{PEAK}$（高回路压力）报警限值被禁用，以确保其不会干扰呼吸机对阻塞纠正情况的检测。如果呼吸机没有发现严重阻塞，就会重置阻塞报警，重新建立 PEEP，并根据当期设置重新启动呼吸输送。

在严重阻塞期间，吸气和呼气暂停以及手动吸气会被暂时抑制。暂停操作会被严重阻塞取消。在严重阻塞期间，呼吸机的设置可能会有变化。当呼吸机处于安全阀打开 (SVO) 状态时，不能检测出严重阻塞。

校正的阻塞会在 15 *s* 内被检测出来。

### 10.13.2 脱管

当呼吸机不能保证患者接收到充足的潮气量（由于漏气或患者回路断开）时，会检测出回路断开情况。它适用于 Leak Sync 被禁用的情况。

当发现脱管时，呼吸机会发出报警音，提示发现脱管，并给出一条提示，说明患者失去通气支持的时长。

在回路断开期间，没有患者数据显示。

呼吸机通过下列方法监测呼气压力和流量、送达气量以及呼出气量，来提示回路断开：

- 当呼气压力传感器在呼气的前 200 *ms* 时间内没有测到回路压力和呼气流量时，呼吸机就会检测出脱管。呼吸机会延迟 100 *ms* 提示脱管，以便先提示阻塞（如果检测到），因为阻塞有可能符合脱管检测标准。
- 尽管脱管和/或大量漏气有多种不同变化，但患者也有可能产生某些呼出流量和压力。而后，呼吸机会采用脱管灵敏度（$D_{SENS}$，同一呼吸的呼气阶段所失去的送出气量百分比，用于提示脱管）设置来检测是否脱管。
- 如果在自主呼吸期间发生脱管，当吸气在最大吸气时间（或 $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 设置限值，当通气类型为 NIV 时）终止时，呼吸机会提示脱管，并检测上升至最大允许值的吸气流量。
- 如果脱管发生在气管导管中，呼气量将会大大低于之前吸气的送气量。如果连续 3 次呼吸的呼出气量低于 $D_{SENS}$ 设置，呼吸机会提示脱管。$D_{SENS}$ 设置有助于避免因回路或患者肺部漏气所造成的错误检测，而 3 次连续呼吸的要求则有助于避免因患者在气量控制 (VC) 呼吸中向外排气而造成的错误检测。
- 在呼气期间，发现连续 10 秒钟流量低于用 $D_{SENS}$ 设置确定的数值，且压力低于 0.5 $cmH_2O$。

**警告：**
**当通气类型为 NIV，且 $D_{SENS}$ 设置关闭时，系统可能不会为漏气和某些断开连接状况发出报警。**

呼吸机一旦发现患者回路断开，就会发出高优先级报警，并停止呼吸输送，无论在发现脱管时处于何种模式（包括窒息）。当脱管发生时，如果有处于激活状态的报警静音，则该报警静音不会被取消。呼吸机会显示患者失去通气支持的时长。脱管时，呼气阀会关闭，怠速流量 [100% $O_2$ 或 NeoMode 下 40% $O_2$ 条件下的 10 L/min 流量（如果在 Leak Sync 禁用时可用）和 Leak Sync 启用情况下的 20 L/min 流量] 开始，呼吸触发被禁用。此时会出现一条提示，指出患者失去通气支持的时长。

呼吸机会同时监测呼气流量和回路压力，以确定管路是否重新连接。如果在适用时间段内达到下列标准中的任何一条，呼吸机便会提示管路重连：

- 发现呼气怠速流量在重连阈值范围内。
- 吸气和呼气压力均高于或低于重连阈值水平，或者
- 吸气压力上升到重连水平。

如果脱管情况被纠正，呼吸机会在一秒钟内检测出纠正情况。

在患者回路断开期间，呼吸机触发、窒息检测、呼气和吸气暂停、手动吸气、程序型操作或一次性事件均被挂起。在脱管期间，呼吸量测定不受监测，且所有基于呼吸量测定值的报警均被禁用。在脱管期间，呼吸机的设置可能会有变化。

如果脱管报警被自主重置或手动重置，呼吸机会重新建立 PEEP。一旦重新建立起 PEEP 之后，呼吸机会根据发现脱管之前的有效设置，重新启动呼吸递送。

### 10.13.3 发出阻塞和脱管报警

阻塞和脱管报警不能同时发出。因此，呼吸机只能提示首先发生的事件。

回路断开检测在 OSC、SVO 期间或进行患者连接前不会激活。

## 10.14 呼吸力学

参考请参考第 4-28 页的“呼吸力学操作”，查看关于如何执行这些操作的说明。

除了吸气暂停和呼气暂停操作外，呼吸机还可以提供其它呼吸力学，如吸气负压 (NIF)、气道闭合压力 ($P_{0.1}$) 和肺活量 (VC)，以及对肺功能和机能的自主计算，如动态顺应性 ($C_{DYN}$) 和动态阻力 ($R_{DYN}$)、呼气峰值流量 (PEF)、呼气末流量 (EEF)、$C_{20}/C$ 以及峰值自主流量 (PSF) 等。

呼吸力学可在所有呼吸模式（除下述以外）中进行，但在下列情况下不能使用：

- 窒息通气
- 安全 PCV
- 阻塞状态循环 (OSC)
- 无创通气 (NIV)
- 回路类型为新生儿时
- SVO
- 呼吸机处于待机状态
- 在相同呼吸期内已经采取了其它呼吸操作时

GUI 还可以显示任何操作请求（可区别已被接受或被拒绝的请求），以及任何已经开始、结束或被取消的操作。

选好操作项之后，GUI 信息面板便会打开，显示操作名称、用户提示和控制，以及最近的计算结果。

在出现下列任何报警后，操作便被自主取消：

- ↑$P_{PEAK}$ 报警
- ↑$P_{VENT}$ 报警
- ↑$V_{TI}$

下列呼吸力学操作在 BiLevel 通气中不提供：

- $P_{0.1}$ －气道闭合压力
- NIF －吸气负压
- VC －肺活量

### 10.14.1 吸气暂停

**注释：**
吸气暂停和呼气暂停操作可以直接通过按下 GUI 上的相应操作键或点划 GUI 左侧的菜单选项卡来执行。关于从“菜单”选项卡执行呼吸力学操作的更多信息，请参考第 4-28 页的“呼吸力学操作”。

吸气暂停会延长单个指令呼吸的吸气阶段，以测量吸气末回路压力，藉此计算患者肺部和胸腔的静态顺应性 ($C_{STAT}$)、呼吸系统的静态阻力 ($R_{STAT}$) 和吸气平台压力 ($P_{PL}$)。为了计算这些压力，吸气和呼气阀均关闭，允许人工气道两侧的压力相等，从而反映无流量条件下的实际肺部充气压力。呼气暂停可以通过自主或人工方式管理，而且仅在下一次 A/C、SIMV、BiLevel 或 SPONT 模式的指令呼吸时才存在。在 BiLevel 模式中，吸气暂停操作的时点是在从 $P_H$ 转换至 $P_L$ 之前的下一次吸气。每次呼吸仅允许一次吸气暂停。吸气暂停发生在窒息通气、安全 PCV、待机状态、阻塞和安全阀打开 (SVO) 状态下。

**自主**吸气暂停在按下吸气暂停键或从 GUI 屏幕启动操作后立刻开始。请参考第 4-28 页的“进入呼吸力学操作”，了解从 GUI 上的菜单选项卡而非 GUI 上的按键执行呼吸力学操作的更多信息。吸气暂停会持续至少 0.5 *s*，但最长不超过 3 *s*。按住吸气暂停键不动，即可启动**手动**吸气暂停。按键被按住多久，暂停就持续多久（最长 7 *s*）。

如果出现下列任一种情况，系统则视作激活的**手动**吸气暂停结束：

- 吸气暂停键松开，且吸气暂停至少已过去 2 *s*；或系统检测到为时不少于 0.5 *s* 的压力稳定状态。
- 暂停持续时间达到 7 *s*。

如果发生事件 1 – 10 中任意一个，**手动**吸气暂停操作请求（如果该操作尚未被激活）将被取消。请吸气和呼气暂停事件 。

**表 10-5.** 吸气和呼气暂停事件

| 事件标识符 | 事件 |
|---|---|
| 1 | 与 GUI 的通信丢失 |
| 2 | 达到呼吸机压力高限 (↑$P_{VENT}$) |
| 3 | 达到回路压力高限 (↑$P_{PEAK}$) |
| 4 | 发现脱管 |
| 5 | 发现阻塞 |
| 6 | 发现窒息 |
| 7 | 过去 72 秒钟没有吸气暂停（请求一次吸气暂停后） |
| 8 | 出现“吸气时间过长”报警 |
| 9 | 出现高吸入潮气量 (↑$V_{TI}$) 报警。 |
| 10 | 出现高补偿压力 (↑$P_{COMP}$) 报警。 |
| 11 | 如果从 GUI 屏幕启动操作，点击“取消”。 |
| 12 | 检测到安全阀打开 (SVO) 状态 |
| 13 | 患者触发动作会导致回路压力低于灵敏度。灵敏度水平是压力后触发器的设置值或流量触发器的后备压力值。 |
| 14 | 已进入后备通气 (BUV) |
| 15 | 按下呼气暂停键（如果操作为呼气暂停，则按下吸气暂停键） |

在**手动**吸气暂停期间，如果发生事件 1、3、5、6、12 或 13 任意之一，该操作将被终止。请参考第 10-51 页的“吸气和呼气暂停事件”。

如果呼吸机处于窒息通气、安全 PCV、OSC、SVO、BUV 或待机状态，就会忽略吸气暂停操作。

如果发生事件 1 – 12 中的任意之一或发生事件 14，激活的**自主**吸气暂停操作会被终止，并开始呼气。请参考第 10-51 页的“吸气和呼气暂停事件”。

如果暂停持续时间达到 3 秒钟；或系统检测到为时不少于 0.5 *s* 的压力稳定状态，激活的**自主**吸气暂停将被视作已完成。

如果发生事件 1 – 9、11、12、14 或 15，激活的**自主**吸气暂停操作请求（如果操作尚未被激活）将被取消。吸气和呼气暂停事件 。

吸气暂停的其它特性包括：

- 在吸气暂停操作期间，窒息通气间隔时间 ($T_A$) 会按吸气暂停的持续时间顺延。
- 如果呼吸机处于 SIMV 模式，发生下一次既定 VIM 呼吸的呼吸周期也要按吸气暂停激活的时间顺延。
- 吸气暂停控制的所有激活动作都会被记录在患者数据日志中。
- 严重阻塞检测已暂停
- 在计算 I:E 比时，可将吸气暂停视为吸气阶段的一部分。
- 呼气时间保持不变，对于包括吸气阶段的呼吸，则会得出 I:E 比的变化。

一旦吸气暂停操作完成后，操作人员就可以检查操作波形的质量，并接受或拒绝操作数据。

### 10.14.2 呼气暂停

呼气暂停会延长单次呼吸的呼气阶段，以便测量呼气末肺部压力 ($PEEP_{TOT}$)，并允许用 $PEEP_{TOT}$ 减去设定的 PEEP 值的方法来计算内源性 PEEP ($PEEP_I$)。人工气道任一侧的压力均允许通过关闭吸气和呼气阀的方法来均等。呼气暂停存在于 A/C、SIMV 和 BiLevel 模式中。对 A/C 和 SIMV 模式来说，呼气暂停操作的时点是在指令呼吸之前的下一个呼气末。在 BiLevel 模式中，呼气暂停发生在从 $P_L$ 转换至 $P_H$ 之前的下一个呼气末。每次呼吸仅允许一次呼气暂停，如果同一呼吸期间已经发生了一次吸气暂停，呼气暂停的请求将被拒绝。

在窒息通气、安全 PCV、SPONT、OSC、BUV 和待机状态下，系统会忽略窒息通气操作请求。请参考第 4-28 页的“进入呼吸力学操作”，了解通过 GUI 屏幕而非 GUI 上的按键执行这些操作的更多信息。

无论是**手动**或**自主**呼气暂停操作都可以出现。短暂按下呼气暂停键可以开始一次自主呼气暂停，它会持续至少 0.5 *s*，但最长不超过 3.0 *s*。按住呼气暂停键不动，即可启动一次**手动**呼气暂停，按键被按住多久，暂停就持续多久（最长 15 *s*）。

如果发生事件 1 – 12 任意之一，激活的**手动**呼气暂停将被终止。请参考第 10-51 页的“吸气和呼气暂停事件”。

如果松开呼气暂停键，且呼气暂停至少已过去 3 *s*；或系统检测到为时 ≥ 0.5 *s* 的压力稳定状态；或暂停时间持续 15 *s*，则激活的**手动**呼气暂停被终止。

如果发生事件 1、3 或 11 – 13 任意之一，激活的**手动**呼气暂停将被终止。请参考第 10-51 页的“吸气和呼气暂停事件”。

如果暂停持续时间达到三 (3) *s* 或系统检测到为时 ≥ 0.5 *s* 的压力稳定状态，或暂停时间持续 15 *s*，则激活的**自主**呼气暂停将被终止。

如果发生事件 1 – 9、11、12 或 15，**自主**呼气暂停操作请求（如果操作尚未被激活）将被取消：

如果发生事件 1、3 或 11 – 13 中的任意之一，**自主**呼气暂停操作会被终止，并开始吸气。请参考第 10-51 页的“吸气和呼气暂停事件”。

呼气暂停的其它特性包括：

- 在手动呼气暂停处于激活状态时，严重阻塞检测被挂起。
- 在计算 I:E 比时，可将呼气暂停视为呼气阶段的一部分。
- 在呼气暂停期间，吸气时间保持不变，因此对于包括呼气暂停的呼吸，I:E 比会发生变化。
- 呼气暂停控制的所有激活动作都会被记录在患者数据日志中。

一旦呼气暂停操作完成后，操作人员就可以检查操作波形的质量，并接受或拒绝操作数据。

### 10.14.3 吸气负压 (NIF) 操作

负吸气力 (NIF) 操作是一种指导下的操作，医务人员要让患者用最大力量从被阻塞的气道吸气（吸气和呼气阀全部关闭）。

在下列情况下，NIF 操作将被取消：

- 发现脱管
- 发现阻塞
- 发现 SVO
- 发出 ↑$P_{PEAK}$ 报警
- 发出 ↑$P_{VENT}$ 报警
- 发出 ↑$V_{TI}$ 报警
- 与 GUI 的通信丢失
- 该操作被激活已有 30 *s*，且未检测到吸气
- 发出“吸气时间过长”报警
- 收到手动吸气请求

当一个 NIF 操作被激活时，屏幕上会自主显示一个压力－时间波形。在 NIF 操作期间，回路压力显示在波形屏幕上，并定时更新，显示实时状态。

当被激活的 NIF 操作成功结束后，计算得出的 NIF 结果就会出现在波形屏幕和操作面板上。所显示的 NIF 值代表来自 PEEP 的最大负压。

当 NIF 操作结束时，呼吸机会将一次 PEEP 恢复呼吸送达患者，然后恢复正常呼吸输送。

### 10.14.4 $P_{0.1}$ 操作（气道闭合压力）

$P_{0.1}$ 是气道被阻塞的前提下吸气前 100 *ms* 期间所产生的负气道压力（压力变化幅度）。它是神经肌肉呼吸驱动的一个指征值。

当 $P_{0.1}$ 操作成功结束后，计算得出的气道压力就会出现在波形屏幕和操作面板上。如果已过去七 (7) *s*，且系统未检测到激活操作的触发条件，$P_{0.1}$ 操作便会被终止。

在下列情况下，$P_{0.1}$ 操作将被取消：

- 发现脱管
- 发现阻塞
- 发现 SVO
- 发出 ↑$P_{PEAK}$ 报警
- 发出 ↑$P_{VENT}$ 报警
- 发出 ↑$V_{TI}$ 报警
- 发出“吸气时间过长”报警
- 与 GUI 的通信丢失
- 收到手动吸气请求

### 10.14.5 肺活量 (VC) 操作

肺活量 (VC) 操作是一种指导下的操作，医务人员要让患者用最大力量吸气（不管当前设置），然后再缓慢并彻底地呼气。

当肺活量操作处于活动状态时，呼吸机会送出一次自主吸气，以响应患者的动作（$P_{SUPP} = 0$，上升时间 % = 50，且 $E_{SENS} = 0$），然后让患者用力彻底呼气。

系统收到肺活量操作请求后，会自主显示一个容量－时间波形。在下列情况下，肺活量操作将被取消：

- 发现脱管
- 发现阻塞
- 发现 SVO
- 发出 ↑$P_{PEAK}$ 报警
- 发出 ↑$P_{VENT}$ 报警
- 发出 ↑$V_{TI}$ 报警
- 发出“吸气时间过长”报警
- 与 GUI 的通信丢失
- 收到手动吸气请求
- 该操作被激活时已有 15 *s*，且未检测到吸气
- 点击“取消”

当被激活的 VC 操作成功结束后，计算得出的呼气量就会出现在波形屏幕和操作面板上，而后呼吸机会送出一次 PEEP 恢复呼吸。

## 10.15 呼吸机设置

### 10.15.1 窒息通气

窒息通气是一种后备模式，如果患者在操作人员设置的窒息通气时段 ($T_A$) 内不能呼吸，该模式就会启动。$T_A$ 是吸气开始与下一次吸气开始之间的最大允许时长。可用设置中包括了指令类型（PC 或 VC）。对于 PC 呼吸来说，允许的设置值为

- 窒息通气间隔时间 ($T_A$)
- 吸气压力 ($P_I$)

- 吸气时间 ($T_I$)
- 呼吸频率 (*f*)

对于 VC 呼吸来说，允许的设置值为：

- 窒息通气间隔时间 ($T_A$)
- 流量波形
- $O_2$%
- 吸气峰流量 ($\dot{V}_{MAX}$)
- 呼吸频率 (*f*)
- 潮气量 ($V_T$)

在选择 PC 作为指令类型的窒息压力通气期间，上升时间 % 固定在 50%，且在呼吸频率变化期间不变的参数是吸气时间 $T_I$。

如果有可能出现窒息 [即如果 (60/f) > $T_A$]，并提高非窒息通气 $O_2$% 设置，窒息通气 O2% 会自动作出相应改变，只要它的设置不高于新的非窒息通气 $O_2$%。降低非窒息通气 $O_2$%，窒息通气 $O_2$% 不会自动改变。每当窒息通气设置自动改变时，GUI 上就会出现一条系统提示，并会出现窒息通气设置屏幕。

在窒息通气期间，可根据需要改动所有窒息通气设置值，但新的设置只有在呼吸机恢复正常通气后才会生效。在期间能够改动 $T_A$ 可以避免在恢复正常通气后立即重新进入窒息通气的情况。

因为 $T_A$ 的最小值是 10 *s*，当非窒息通气 *f* 大于或等于 5.8/min 时，不会发生窒息通气。如果 $T_A$ 等于呼吸周期的间隔时间，呼吸机就不能进入窒息通气。请将 $T_A$ 设为一个小于预计或当前呼吸周期间隔时间的值，作为一种允许患者启动呼吸的方式，同时可以保护患者免受窒息所引起的后果。

### 10.15.2 回路类型和预测体重 (PBW)

此外，回路类型和预测体重（单位为 lb 或 kg）为新患者数值和各种呼吸机设置的绝对限值提供了基础设置值，如潮气量 ($V_T$) 和峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$)。若要改变回路类型，需要运行 SST。下表给出了基于回路类型的 $V_T$ 最大值、最小值和新患者的默认值。

**表 10-6.** 基于回路类型的 $V_T$ 数值

| 回路类型 | 新患者默认值 | 最小 $V_T$ | 最大 $V_T$ |
|---|---|---|---|
| 新生儿 | 当指令呼吸类型为 VC+ 时，最大值为 {2 mL，（mL/kg 比 x PBW）mL}；<br>当指令呼吸类型为 VC 时，最大值为{3 mL，（mL/kg 比 x PBW）mL} | 2 mL（如安装了 NeoMode 2.0 选购软件） | 315 mL |
| 小儿 | mL/kg 比 x PBW mL | 25 mL | 1590 mL |
| 成人 | mL/kg 比 x PBW mL | 25 mL | 2500 mL |

请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”，$V_T$ 设置值，了解基于 PBW 和回路类型的 $V_T$ 计算方面的更多内容。

**表 10-7.** 峰值流量和回路类型（Leak Sync 已禁用）

| 回路类型 | 最大峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$) 设置值 |
|---|---|
| 新生儿 | 30 L/min |
| 小儿 | 60 L/min |
| 成人 | 150 L/min |

PBW 决定了呼吸输送算法常数、某些可由用户设置的报警、NIV 中的自主吸气时间高限设置 ($\tilde{T}T_{I\ SPONT}$)，以及不可设置的“吸气时间过长 (INSPIRATION TOO LONG)”报警。

### 10.15.3 通气类型

有两种通气类型选择：INVASIVE 和 NIV（有创和无创）。有创通气是一种使用气管插管和气管切开导管的常规通气方式。在有创通气期间，所有已安装的软件选件、呼吸模式、呼吸类型和触发器类型均可使用。

NIV 接口包括无出气口的全面罩、鼻罩或鼻套管。请参考第 4-22 页的“*NIV 呼吸接口*”，查看成功通过 NIV 测试的接口列表。

NIV 可以通过发出基于压力的脱管报警，使呼吸机能够处理与这些接口有关的漏气，并减少脱管报警误报，以及用自主吸气时间高限 (↑$T_{I\ SPONT}$) 设置和可视指示灯来代替“吸气时间过长 (INSPIRATION TOO LONG)”报警。

下表所示为 NIV 期间被激活的 INVASIVE 设置子集：

- **模式 —** A/C、SIMV、SPONT。（NIV 期间 BiLevel 模式不可用。）
- **指令类型 —** PC 或 VC。（NIV 期间 VC+ 不可用。）
- **自主呼吸类型 —** PS（NIV 期间 TC 和 VS 不可用。）

在 NIV 报警设置过程中，临床医师可将报警设为 OFF，但必须确定这样做是否适合患者的情况。

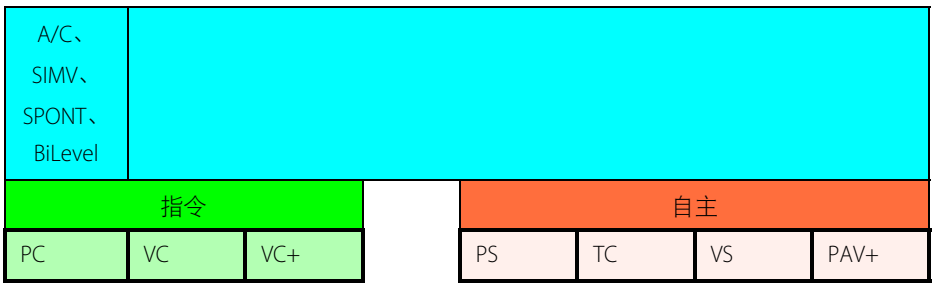
### 10.15.4 模式与呼吸类型

指定模式可以规定 INVASIVE 和 NIV 通气类型所允许的呼吸类型和顺序。

**表 10-8.** 模式与呼吸类型

| 模式 | 指令呼吸类型 | 自主呼吸类型 | 顺序 |
|---|---|---|---|
| A/C | INVASIVE：VC、VC+ 或 PC<br>NIV：VC 或 PC | 不允许 | 所有指令通气类型（由患者、呼吸机或操作人员启动）。 |
| SIMV | INVASIVE：PC、VC 或 VC+<br>NIV：VC 或 PC | 压力支持 (PS) 或 TC | 每次新的呼吸都会从指令通气间隔时间开始，其间的患者动作会产生一次同步指令呼吸。如果在指令呼吸时段没有发现患者呼吸动作，呼吸机会送出一次指令呼吸。患者在呼吸结束前的后续呼吸动作将产生自主呼吸。 |
| SPONT | 不允许（PC 或 VC 只允许用于手动吸气）。 | INVASIVE：压力支持 (PS)、导管补偿 (TC)、容量支持 (VS)、成比例辅助 (PAV+)<br>NIV：PS | 全部自主呼吸（手动吸气除外）。 |
| BiLevel（仅限 INVASIVE 通气类型） | PC | PS, TC | 结合指令与自主呼吸模式。请参考附录 *A*，了解有关 BiLevel 通气的更多信息。 |
| CPAP | VC 或 PC（仅限于 OIM 呼吸） | 不适用 | 全部自主呼吸（手动吸气除外）。请参考附录 *D*，了解有关 CPAP 的更多信息。 |

呼吸类型必须在可指定设置之前定义完毕。呼吸类型只有两种：指令和自主呼吸。指令呼吸为容量支持 (VC) 或压力控制 (PC or VC+) 型。呼吸机当前送出的自主呼吸的类型有压力支持 (PS)、容量支持 (VS)、导管补偿 (TC) 或成比例辅助（PAV+，如果安装了 PAV+ 选件）。下图为呼吸机现有模式和呼吸类型的图示。




模式设置定义了呼吸机与患者之间的互动。

- 辅助/控制 (A/C) 模式允许呼吸机在医务人员指定的范围内控制通气。所有呼吸都是指令通气型的，可以是 PC、VC 或 VC+ 类型。
- 自主 (SPONT) 模式允许由患者控制通气。患者必须能够独立呼吸，并施加触发呼吸机支持的作用力。
- 同步间歇指令指令通气 (SIMV) 是一种混合模式，它允许将指令和自主互动结合在一起。在 SIMV 模式中，呼吸既可以是自主呼吸型，也可以是指令型，指令呼吸与患者的吸气动作同步，而呼吸输送则由 *f* 设置值决定。
- BiLevel 是一种混合模式，它结合了指令和自主呼吸类型。它的呼吸输送方式与选择了 PC 的 SIMV 模式类似，但可以提供两个压力水平。患者可以在 BiLevel 的任一压力水平上，随时启动自主呼吸。

模式的变动在吸气开始时逐步生效。指令和自主呼吸可以是流量触发或压力触发的。

呼吸机可以自动将指令类型设置与模式设置联系起来。在 A/C 或 SIMV 模式期间，一旦操作人员指定了气量或压力，呼吸机就会显示相应的呼吸参数。指令类型中所作的变动在吸气开始时逐步生效。

### 10.15.5 呼吸频率 (*f*)

设置值 *f* 决定了 A/C、SIMV 和 BiLevel 模式的 PC、VC 和 VC+ 呼吸类型下由呼吸机启动的每分钟最少的指令呼吸次数。如果呼吸模式是 A/C 或 SIMV 且呼吸类型是 VC，指定 $\dot{V}_{MAX}$ 和流量波形便可确定 $T_I$、$T_E$ 和 I:E。在 PC 呼吸中，自动指定 $T_I$ 便可确定其他时间变量。请参考第 10-65 页的 “吸气时间 (*$T_I$*)”，了解关于 *f*、$T_I$、$T_E$ 和 I:E 之间相互关系的说明。对 *f* 设置值的改动会在吸气开始时生效。

如果 *f* 建议设置值会导致新的 $T_I$ 或 $T_E$ 小于 0.2 秒、$T_I$ 大于 8 *s* 或 I:E 大于 4.00:1，呼吸机就不会接受改动。这种约束也适用于对窒息通气呼吸频率的改动，除非此时的窒息通气 I:E 不能超过 1.00:1。如果在 BiLevel 通气时，*f* 建议设置值仅在达到 $T_L$ 的情况下允许 I:E 大于 4.00:1，则属于例外情况。

### 10.15.6 潮气量 ($V_T$)

$V_T$ 设置值决定了 VC 指令呼吸期间送达患者的气量。呼吸机送出的 $V_T$ 有 BTPS 和患者回路顺应性补偿。$V_T$ 设置值的变动在吸气开始时逐步生效。$V_T$ 设置只会影响指令呼吸的输送。

拟改动 $V_T$ 设置时，呼吸机会将新值与 *f*、$\dot{V}_{MAX}$、流量波形和 $T_{PL}$ 设置进行比较。如果建议设置值会导致 I:E 超过 4.00:1、$T_I$ 大于 8 *s* 或小于 0.2 *s*、或 $T_E$ 小于 0.2 *s*，呼吸机将不允许改动。

### 10.15.7 吸气峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$)

$\dot{V}_{MAX}$ 设置仅用于确定指令 VC 呼吸期间送达患者潮气量的最高流量。$\dot{V}_{MAX}$ 的变动在吸气开始时逐步生效。即使是在最大 $\dot{V}_{MAX}$ 设置水平上，指令呼吸也有顺应性补偿。回路顺应性补偿不会造成呼吸机超过其最大流量能力。

拟改动 $\dot{V}_{MAX}$ 设置值时，呼吸机会将新值与 $V_T$、*f*、流量波形和 $T_{PL}$ 设置值进行比较。如果拟设置的新 $\dot{V}_{MAX}$ 值会导致 I:E 比超过 4.00:1、或 $T_I$ 大于 8.0 *s* 或小于 0.2 *s*，或 $T_E$ 小于 0.2 *s*，则无法进行设置。

### 10.15.8 平台时间 ($T_{PL}$)

$T_{PL}$ 设置决定了吸气流量停止后患者气道中吸气被保持的时间。$T_{PL}$ 仅在 VC 指令呼吸（A/C 和 SIMV 模式以及操作人员启动的指令呼吸）情况下存在。PC 指令呼吸情况下不存在 $T_{PL}$。$T_{PL}$ 设置的变动在吸气开始时逐步生效。

拟改动 $T_{PL}$ 设置值时，呼吸机会根据当前的 $V_T$、*f*、$\dot{V}_{MAX}$ 和流量波形设置值，计算新的 I:E 比和 $T_I$。如果拟设置的新 $T_{PL}$ 值会导致 I:E 比超过 4.00:1、或 $T_I$ 大于 8 *s* 或小于 0.2 *s*、或 $T_E$ 小于 0.2 *s*，则无法进行设置。在计算 I:E 比时，可将 $T_{PL}$ 视为吸气阶段的一部分。

### 10.15.9 流量波形

流量波形设置仅决定气量控制 (VC) 指令呼吸的气体流量波形。选定的 $V_T$ 和 $\dot{V}_{MAX}$ 值适用于方形或递减流量波形。如果 $V_T$ 和 $\dot{V}_{MAX}$ 保持恒定，当流量波形从递减波变成方波时，$T_I$ 大约为减半（当流量波形从方形波变成递减波形时大约加倍），同时 I:E 比也会发生相应变化。流量波形的变动在吸气开始时逐步生效。

流量波形设置、$V_T$、*f*、$T_{PL}$ 和 $\dot{V}_{MAX}$ 之间是相互关联的。如果设置值的改动会引起下列任何一种情况，呼吸机就不允许改动：

- I:E > 4:1

$T_I > 8.0$ *s* 或 $T_I < 0.2$ *s*

- $T_E < 0.2$ *s*

### 10.15.10 流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$)

$\dot{V}_{SENS}$ 设置确定了由患者吸入的、触发呼吸机输送指令或自主呼吸的气体流速。选择 $\dot{V}_{-TRIG}$ 时，一个基础流量 (1.5 L/min) 会在呼吸机的呼气阶段流经患者回路。一旦选择了某个流量灵敏度值之后，呼吸机就会送出一个等于 $\dot{V}_{SENS}$ + 1.5 L/min 的基础流量（用户不能选择基础流量）。当患者吸气且吸气流量超过 $\dot{V}_{SENS}$ 设置值时，就会触发呼吸机送出一次呼吸。减小 $\dot{V}_{SENS}$ 值可立即生效，而增加该值则要在呼气开始时逐步生效。

激活的 $\dot{V}_{SENS}$ 会取代压力灵敏度 ($P_{SENS}$)。$\dot{V}_{SENS}$ 设置对 $P_{SENS}$ 设置没有影响。$\dot{V}_{SENS}$ 可以在任何通气模式中激活（包括压力支持、气量控制、压力控制和窒息通气）。当 $\dot{V}_{SENS}$ 被激活时，2 $cmH_2O$ 的后备 $P_{SENS}$ 设置可起到检测患者吸气力度的作用，即使流量传感器没有检测到流量。

尽管 0.2 L/min 的最小 $\dot{V}_{SENS}$ 设置值（成人/小儿回路类型）或 0.1 L/min（新生儿回路类型）可导致自动触发，但它对非常虚弱的患者仍然是合适的。20 L/min 的最大设置值（成人/小儿回路类型）旨在避免患者回路有严重漏气时的自动触发。

### 10.15.11 压力灵敏度 ($P_{SENS}$)

$P_{SENS}$ 设置选择了低于基准线（PEEP）的必要压降来开始患者启动呼吸（无论是指令或自主）。$P_{SENS}$ 的改动是立即生效的。$P_{SENS}$ 设置对 $\dot{V}_{SENS}$ 设置没有影响，而且仅在触发器类型为 $P_{-TRIG}$ 时才会激活。

降低 $P_{SENS}$ 设置能够提高患者的舒适度，并且要求患者启动呼吸的力度也更小。不过，系统压力的波动可能会在设置值很低的情况下引起自主触发。如果患者回路漏气在指定限值内，最大 $P_{SENS}$ 设置值可以避免最坏情况下的自主触发。

### 10.15.12 吸气压力 ($P_I$)

$P_I$ 设置决定了 PC 指令呼吸期间呼吸机向患者输送气体的压力。PI 设置值仅会影响 PC 指令呼吸的输送。选定的 $P_I$ 是高于 PEEP 的压力。（例如，如果 PEEP 设为 5 $cmH_2O$，而 $P_I$ 为 20 $cmH_2O$，呼吸机就会以 25 $cmH_2O$ 的压力向患者送气）。$P_I$ 设置的改动是在吸气开始时逐步生效的。

PEEP + $P_I$ + 2 $cmH_2O$ 之和不能超过回路压力 (↑$P_{PEAK}$) 高限。若要提高该压力和，首先要提高 ↑$P_{PEAK}$ 限值，然后再升高 PEEP 或 $P_I$ 设置值。$P_I$ 的最小值为 5 $cmH_2O$，最大值为 90 $cmH_2O$。

### 10.15.13 吸气时间 ($T_I$)

$T_I$ 设置值决定 PC 指令呼吸下吸气送达患者的时间。只要 I:E 比和 $T_E$ 设置值有效，呼吸机就会接受设置值。$T_I$ 的改动在吸气开始时逐步生效。不允许在 VC 指令呼吸情况下直接设置 $T_I$。

如果设置值会导致 I:E 比超过 4.00:1、$T_I$ 大于 8 *s* 或小于 0.2 *s*、或 $T_E$ 小于 0.2 *s*，呼吸机将拒绝这些设置值，以保证患者有足够的呼气时间。

设置 *f* 和 $T_I$ 可以自主决定 I:E 和 $T_E$ 值。

$$60/f - T_I = T_E$$

该方程式综合表达了 $T_I$、I:E、$T_E$ 和呼吸周期之间的关系：

$$T_I = \left(\frac{60}{f}\right)((I{:}E)/(1 + I{:}E))$$

如果 *f* 设置保持为常数，3 个变量（$T_I$、I:E 或 $T_E$）中的任一个都可以确定吸气和呼气时间。如果 *f* 设置较低（且需要额外的患者自主力度），$T_I$ 可以称为比 I:E 更为有用的设置变量。随着 *f* 设置增加（需要的患者触发呼吸的力度减小），I:E 设置的相关性会更高。无论选择哪一个变量，屏幕上的呼吸计时条始终都会显示 $T_I$、I:E、$T_E$ 和 *f* 之间的相互关系。

### 10.15.14 呼气时间 ($T_E$)

$T_E$ 设置值仅决定 PC 和 VC+ 指令呼吸的呼气时间。$T_E$ 设置的变动在呼气开始时逐步生效。设置 *f* 和 $T_E$ 便可自动确定 I:E 和 $T_I$ 值。请参考第 10-65 页的“吸气时间 ($T_I$)”，了解关于 *f*、$T_I$、$T_E$ 和 I:E 间相互关系的说明。

### 10.15.15 I:E

在选择 I:E 作为呼吸频率变动期间的常数时，系统便会提供 I:E 比设置。I:E 比设置决定 PC 指令呼吸情况下的吸气时间与呼气时间之比。只要 $T_I$ 和 $T_E$ 设置在指令呼吸的范围内，呼吸机就会接受指定的 I:E 比直接设置范围。I:E 比的变动在吸气开始时逐步生效。不允许在 VC 指令呼吸情况下直接设置 I:E。请参考第 10-65 页的“吸气时间 ($T_I$)”，了解关于 *f*、$T_I$、$T_E$ 和 I:E 间相互关系的说明。

设置 *f* 和 I:E 比可以自主决定 $T_I$ 和 $T_E$ 值。4.00:1 的 I:E 比设置值是可以获得充分呼气时间的最大值，意在进行反比压力控制通气。

### 10.15.16 BiLevel 模式下的高压 ($P_H$)

BiLevel 通气模式下指令呼吸吸气阶段的压力水平，由操作人员键入。

### 10.15.17 BiLevel 模式下的低压 ($P_L$)

BiLevel 通气模式下指令呼吸呼气阶段的压力水平，由操作人员键入。

### 10.15.18 BiLevel 模式下的高压时间 ($T_H$)

呼吸机保持 BiLevel 通气模式下设置的高压水平的时间（单位：秒）。

### 10.15.19 BiLevel 模式下的低压时间 ($T_L$)

呼吸机保持 BiLevel 通气模式下设置的低压水平的时间（单位：秒）。

### 10.15.20 BiLevel 模式下的 $T_H$:$T_L$ 比

BiLevel 模式下的 $T_H$:$T_L$ 的比值，与非 BiLevel 模式下给患者通气时的 I:E 类似。

### 10.15.21 PEEP

该设置决定了呼气末正压 (PEEP)，也称为基准气道压力。PEEP 是呼气期间患者回路中所保持的正压。PEEP 设置的变动在呼气开始时逐步生效。

下列相加之和：

- PEEP + 7 $cmH_2O$，或
- PEEP + $P_I$ + 2 $cmH_2O$（如果 PC 被激活），或
- PEEP + $P_{SUPP}$ + $cmH_2O$（如果 PS 开启）

不能超过 ↑$P_{PEAK}$ 限值。若要提高该压力和，首先要提高 ↑$P_{PEAK}$ 限值，然后再升高 PEEP、$P_I$ 或 $P_{SUPP}$ 设置值。

如果因为阻塞、脱管、安全阀打开或断电而造成 PEEP 丢失，呼吸机就会送出一次 PEEP 恢复呼吸来重新建立 PEEP（当问题得到纠正后）。PEEP 恢复呼吸是 1.5 $cmH_2O$ 水平下的压力支持呼吸，其呼气灵敏度为 25%，上升时间 % 为 50%。PEEP 恢复呼吸也是在呼吸机设置结束后输送的。在 PEEP 恢复后，呼吸机将按当前设置恢复呼吸输送。

**注释：**
用户无法调节 PEEP 恢复呼吸参数。

### 10.15.22 压力支持 ($P_{SUPP}$)

$P_{SUPP}$ 设置决定了自主呼吸期间施加在患者气道上的高于 PEEP 的正压水平。$P_{SUPP}$ 仅在 SIMV、SPONT 和 BiLevel 模式下出现，允许自主呼吸。$P_{SUPP}$ 设置在患者吸气时始终保持，而流量则由患者的需要所决定。$P_{SUPP}$ 设置的变动在吸气开始时逐步生效。压力支持设置仅影响自主呼吸。

PEEP +$P_{SUPP}$ +2 $cmH_2O$ 之和不能超过 ↑$P_{PEAK}$ 限值。若要提高该压力和，首先要提高 ↑$P_{PEAK}$ 限值，然后再升高 PEEP 或 $P_{SUPP}$ 设置值。由于 ↑$P_{PEAK}$ 限值是可以保证患者安全的最高压力，如果 $P_{SUPP}$ 设置值可能引起 ↑$P_{PEAK}$ 报警，则需要对最大安全回路压力重新进行评估。

### 10.15.23 容量支持 ($V_{T\ SUPP}$)

容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) 决定了 VS 自主呼吸期间送达患者的气量。$V_{T\ SUPP}$ 设置的变动在吸气开始时逐步生效。

### 10.15.24 TC 类型下的 %Supp

在 TC 类型中，% Supp 设置值代表了 TC 呼吸类型通过在患者回路 Y 型口处施加附加压力的方式来抵消的人工气道所引起的流阻。例如，如果 % Supp 设置值为 100%，TC 就要抵消气道所引起的额外呼吸功的 100%。设在 50% 时，TC 需要消除 50%由气道带来的额外功。TC 也可以和 BiLevel 一起使用，在 $P_H$ 和 $P_L$ 阶段均可。

### 10.15.25 PAV+ 类型下的 %Supp

在 PAV+ 类型中，% Supp 设置值代表呼吸机所提供的总呼吸功 (WOB) 的百分比。吸气要求越高，呼吸机的支持力度就越大。其余的功由患者做。如果总 WOB（由于阻力或顺应性的变化）发生改变，% Supp 就保持恒定。

### 10.15.26 上升时间 %

上升时间 % 设置用来调节吸气压力达到 95% 的目标压力的速度。上升时间设置值适用于 PS（包括设置值为 0 $cmH_2O$）、VS、PC 或 VC+ 呼吸。上升时间 % 值越高，吸气压力上升到目标压力（等于 PEEP + $P_I$ 或 $P_{SUPP}$）就越猛（因而速度越快）。上升时间 % 设置值仅在有基于压力呼吸的情况下出现。上升时间 % 的范围是 1% – 100%。设置值为 50% 时，达到目标压力 95% 的时间大约是设置值为 1% 时的一半。

- 对于指令 PC、VC+ 或 BiLevel 呼吸而言，当上升时间设置值为 1 时，到达 95% 吸气目标压力 (PEEP + $P_I$) 的时间为 2 *s* 或 $T_I$ 的 2/3，取二者之间较短者。
- 对于自主呼吸（VS 或 PS）来说，当上升时间设置为 1 时，到达 95% 吸气目标压力 (PEEP + $P_{SUPP}$) 的时间为 0.4 x 基于 PBW 的“$T_I$ 过长”报警时间 x 2/3，单位为秒。
- 当 PC 和 PS 呼吸均被激活时，斜率及压力轨迹会有不同。改动 $T_I$ 和 $P_I$ 会使 PC 压力轨迹发生改变。上升时间 % 的变动在吸气开始时逐步生效。
- 当 $P_{SUPP}$ = 0 时，上升时间 % 决定了呼吸机将回路压力推升至 PEEP + 1.5 $cmH_2O$ 的速度有多快。

### 10.15.27 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$)

$E_{SENS}$ 设置值决定了测得吸气峰值流量的百分比，它是呼吸机在所有自主呼吸下从吸气循环至呼气的流量水平。当吸气流量降至由 $E_{SENS}$ 确定的水平时，呼气开始。$E_{SENS}$ 是一项基础设置，可以从 GUI 屏幕进入。$E_{SENS}$ 的变动在下一次患者启动的自主吸气开始时逐步生效。

$E_{SENS}$ 是上升时间 % 的补充。首先要调节 %，以便和患者的吸气力度相适应，然后 $E_{SENS}$ 设置应当能够在对患者最合适的某一点触发呼吸机呼气。$E_{SENS}$ 设置越高，吸气时间就越短。一般而言，最合适的 $E_{SENS}$ 是与患者的情况相适应的，既不延长、也不缩短患者的固有吸气阶段。

PAV+ 呼吸类型下的 $E_{SENS}$ 用 L/min 而非百分比表示。

### 10.15.28 脱管灵敏度

**禁用 Leak Sync：**脱管灵敏度 ($D_{SENS}$) 因漏气丧失返回气量的百分比，超过这个百分比，呼吸机将发出回路断开报警。将 $D_{SENS}$ 设在最低值 (20%) 时，检测漏气或断开的灵敏度最高。相反，将 $D_{SENS}$ 设在最高值 (95%) 时，呼吸机检测漏气或断开的灵敏度最低，因为在发出报警之前，返回气量的损失必定大于 95%。在 NIV 期间，$D_{SENS}$ 的值会被自动置于 OFF，表示返回气量的损失未予考虑，且未发出报警音。

**启用 Leak Sync：**$D_{SENS}$ 被定义为以 L/min 为单位的 PEEP 值的漏气，高于此值时呼吸机将发出回路断开报警。最低设置对检测和发出回路断开报警是最敏感的，反之亦然。

**在启用时 Leak Sync 对 NIV 接口设置 $D_{SENS}$**

1. 调整患者设置后，开始通气。
2. 确保已启用 Leak Sync。
3. 在 NIV 接口向周围环境打开（未连接到患者）的情况下，使用患者数据漏气值以 L/min 为单位量化漏气。
4. 将 $D_{SENS}$（以 L/min 为单位）设置低于漏气率（以 L/min 为单位）。
5. 定期评估漏气率，尤其在 PEEP 改变的情况下，并根据需要调整 $D_{SENS}$ 设置。
6. 在 NIV 期间始终使用替代的监控方法。

**注释：**

如果在 NIV 通气期间将 $D_{SENS}$ 设为 OFF，呼吸机仍能够发出回路断开报警。

**注释：**

如果已启用 Leak Sync，则不能将 $D_{SENS}$ 置于 OFF。

$D_{SENS}$ 的变动在吸气开始时逐步生效。

请参阅*表 11-4.*，了解可接受的顺应性和阻力范围。

### 10.15.29 自主吸气时间高限 ($\uparrow T_{I\ SPONT}$)

自主吸气时间高限设置 ($\uparrow T_{I\ SPONT}$) 只能在 NIV 通气期间的 SIMV 或 SPONT 模式下可以使用，它提供了一种设置最长吸气时间的方法，使呼吸机能够在该时间之后自主转入呼气。$\uparrow T_{I\ SPONT}$ 默认设置是由回路类型和 PBW 决定的。

对于小儿/成人回路类型而言，新患者的默认值为 1.99 + (0.02 x PBW) 秒

对于新生儿回路类型而言，新患者的默认值为 1.00 + (0.10 x PBW) 秒。

在呼吸机发动的呼气开始时，主显示器上出现 $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 指示灯，只要在呼吸机按 $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 设置截断呼吸的时间内，该指示灯始终可见。当患者的吸气时间回到小于 $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 设置的范围内，或者在上一次被截断呼吸的呼气开始 15 *s* 后，$\uparrow T_{I\ SPONT}$ 指示灯就会消失。$\uparrow T_{I\ SPONT}$ 的改动在吸气开始时逐步生效。

### 10.15.30 湿化类型

湿化类型设置用于设置呼吸机所使用的湿化系统的类型 [加热呼气导管、非加热呼气导管或热-湿交换器 (HME)]，可以在正常通气或快速自检 (SST) 期间进行改动。湿化类型的变动在吸气开始时逐步生效。

SST 对呼吸量测定的标定有一部分要基于湿化类型。在不运行 SST 的情况下改动湿化类型可能会影响呼吸量测定和递送的准确性。

呼气流量传感器的准确性取决于呼出气体中的水蒸汽含量，后者则取决于所使用的湿化系统类型。对于所使用的不同湿化类型，进入呼气过滤器的气体在温度和湿度上会有差异，因此，呼吸量测定的计算也要视不同的湿化类型而有所差别。为了得到最理想的准确性，改动湿化类型时，需要重新运行 SST。

### 10.15.31 湿化器容量

在 SST 期间键入的湿化类型下，湿化罐中干燥、可压缩的体积，单位为 mL。仅在使用湿化器的情况下适用。

## 10.16 安全网

在将呼吸机设计得尽可能安全与可靠的同时，Covidien 也认识到了在机械通气期间出现问题（由于用户错误、患者－呼吸机互动或是因为呼吸机本身的问题）的可能性。安全网是一个广义术语，包括用于处理在“患者-呼吸机”系统中出现的问题（患者问题）的策略，以及用于尽可能减小系统故障对患者安全的影响的策略。在这些情况下，呼吸机设计用于在呼吸机发生故障的情况下发出报警并提供最高级别的通气支持。如果呼吸机不能提供通气支持，则它会断开患者回路并允许患者呼吸室内空气（如果能够）（这种紧急状态称为**安全阀打开 *(SVO)***）。各种安全机制旨在要求定期检查或提供冗余。呼吸机的设计确保了单点故障不会导致安全危害或影响其发出高优先级报警音的能力。

### 10.16.1 用户错误

呼吸机旨在防止操作人员使用相对于患者预测体重 (PBW) 明显不当的设置值。每一个设置值都有软界限（可以忽略）和硬界限（不允许忽略），用于提醒操作人员相关设置值对患者来说可能不妥。如果在未指定任何参数的情况下与患者连接，呼吸机就会进入安全 PCV 模式，它是一种安全通气模式，与所使用的回路类型（新生儿、小儿或成人）或患者 PBW 无关。如果在设置值确认之前便接通患者，呼吸机就会在通电自检后进入安全 PCV 模式。安全 PCV 采用新患者默认设置，下表所示情况除外：

**表 10-9.** 安全 PCV 设置

| 参数 | 安全 PCV 值 |
|---|---|
| PBW | 新生儿：3 kg<br>小儿：15 kg<br>成人：50 kg |
| 模式 | A/C |
| 指令呼吸类型 | PC |
| $f_{TOT}$（总呼吸频率） | 新生儿：25 1/min<br>小儿：16 1/min<br>成人：16 1/min |
| $T_I$ | 新生儿：0.3 s<br>小儿：0.7 s<br>成人：1 s |
| $P_I$ | 15 $cmH_2O$ |
| $O_2$% | 新生儿：40%<br>小儿：100%<br>成人：100% |
| PEEP | 3 $cmH_2O$ |
| 触发器类型 | 新生儿：$\dot{V}_{-TRIG}$<br>小儿：$P_{-TRIG}$<br>成人：$P_{-TRIG}$ |
| $P_{SENS}$ | 2 $cmH_2O$ |

**表 10-9.** 安全 PCV 设置（续）

| 参数 | 安全 PCV 值 |
|---|---|
| $\dot{V}_{SENS}$ | 1.0 L/min |
| $\uparrow P_{PEAK}$ | 20 $cmH_2O$ |
| $\uparrow \dot{V}_{E\ TOT}$ 报警 | OFF |
| $\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$ 报警 | 0.05 L/min |
| $\uparrow V_{TE}$ 报警 | OFF |
| $\downarrow V_{TE\ MAND}$ 报警 | OFF |
| $\downarrow V_{TE\ SPONT}$ 报警 | OFF |
| 回路类型 | 最后一次设置的值，如果没有则为成人 |
| 湿化类型 | 设置值，或“非加热型呼气导管”（如果没有其他设置） |
| 湿化器容量 | 最后一次设置的值，如果没有则为 480 mL |

**注释：**
在安全 PCV 中，吸气暂停是不允许的。

### 10.16.2 患者方面的问题

如果出现患者问题，呼吸机会保持正常工作状态，并发出相应的报警。每一项与患者有关的报警的检测、响应和优先级，都是由实际发生的患者问题决定的。请参考第 6-4 页的“报警”，查看对患者报警系统的综合性介绍。

### 10.16.3 系统方面的问题

呼吸机有防止系统故障的设计。呼吸机的模块化设计使得呼吸输送单元 (BDU) 的运行能够独立于图形化用户界面 (GUI)，且呼吸输送子系统的某些模块具有冗余，如果发生故障，可以按照设置值提供呼吸支持，无需依赖疑似有故障的硬件。系统故障包括：

- 硬件故障（来自于呼吸机内部并影响其性能）
- 软故障（呼吸机的短暂故障，对正常运行有影响）
- 供电或供气不足（交流电或外部气压）
- 患者回路整体性（回路阻塞或脱管）

### 10.16.4 后台诊断系统

呼吸机有一套包括多种连续测试程序的综合系统。如果在后台诊断系统中发现故障，呼吸机就会通知操作人员，并在诊断日志中加入一个条目。如果呼吸机发生了造成无故重置的异常情况，就会从该重置状态下恢复，并在没有操作人员干预的情况下，在 3 *s* 内送出一次呼吸。从重启状态下恢复后，呼吸机会使用重启之前所使用的相同设置。

后台测试程序可以将受监测的呼吸机功能数值与正常情况下呼吸机传感器的预计值进行比较，无论呼吸机是处于待机状态还是正在给患者通气。呼吸机将继续给患者提供最大程度的呼吸支持，并可以返回上述某种状态。请参考第 4-35 页的“呼吸机保护策略”。

后台测试包括：

- 在一定的机器循环次数后定期执行的测试。这些测试主要用于检查直接影响呼吸输送、安全机制和 GUI 的硬件组件，并检测和纠正被破坏的控制变量数据。
- 每次模拟测量时执行的界限检查。这些检查旨在验证测量电路，包括传感器。

通气保障是一种在后台诊断系统发现气体混合子系统、吸气子系统或呼气子系统的某些组件出现故障时所调用的一种安全网功能。每一套子系统都有后备通气（Backup Ventilation）措施，可以通过绕过有疑似故障的组件继续通气，从而让操作人员有时间更换呼吸机。

如果测得的气体混合浓度与设置值有很大差异、蓄压器的压力超出范围或者混合气体 PSOL 或流量传感器指示有故障，呼吸机就会调用混合气体 BUV。在呼吸气体 BUV 期间，呼吸机会绕开常用混合控制器，且通气会继续按设置进行，除非气体混合浓度回至 100% 氧气或空气，具体视故障位置而定。而后由蓄压器中的后备电路来控制压力，使吸气模板保持正常的压力范围。

如果在背景诊断中发现吸气模块有问题（PSOL 和/或流量传感器信号超出范围），呼吸机就会调用吸气 BUV。在吸气 BUV 中，呼吸机会继续按下列设置值进行通气：

**表 10-10.** 吸气后备通气设置值

| 后备通气参数 | 设置 |
|---|---|
| PBW | 上次使用的呼吸机启动设置 |
| 模式 | A/C |
| 指令类型 | PC |
| *f* | 新生儿：25 1/min<br>小儿：16 1/min<br>成人：16 1/min |
| $T_I$ | 新生儿：0.3 s<br>小儿：0.7 s<br>成人：1 s |
| $P_I$ | 15 $cmH_2O$ |
| $O_2$% | 100%（如果没有 $O_2$ 则为 21%） |
| PEEP | 3 $cmH_2O$ |
| 触发器类型 | $\dot{V}_{-TRIG}$；2 L/min（成人/小儿），1.5 L/min |
| 气体流量 | 由混合气体蓄压器中的压力控制 |

吸气 BUV 过程中，送气 PSOL 被禁用，但可通过吸气 BUV 电磁阀，由混合气体蓄压器中的压力所产生的气体流量来实现送气。

如果发现呼气阀驱动装置有问题，系统就会调用呼气 BUV。此时虽然更高级的控制功能（主动呼气阀控制）无法工作，但系统会启用后备模拟电路来控制呼气阀。

**注释：**
在混合气体以及吸气 BUV 期间，已安装的选购件的气源会被禁用。

进入 BUV 的情况会记录在报警日志和系统诊断日志中，而状态显示器会指示呼吸机正处于 BUV 状态，以及哪个子系统受到影响。

处于 BUV 状态时，系统会发出一个高优先级报警，GUI 会显示一个表示 BUV 的报警框，不显示患者数据，显示一个压力波形。

如果呼吸机不能提供比较可靠的呼吸支持和故障监测，就会发出报警，并进入安全阀打开 (SVO) 应急状态。在 SVO 期间，呼吸机会停止给安全阀、呼气阀和吸气阀提供动力，然后发出一个高优先级报警，并打开 SVO 指示灯。在 SVO 期间，患者可以自主呼吸室内空气（如果可行）。吸气和呼气侧的单向阀可以最大限度地降低 SVO 期间重新吸入呼出气体的几率。在 SVO 期间，呼吸机将：

- 显示没有呼吸机支持的时长。
- 不显示患者数据（包括波形）
- 不检测患者回路阻塞或断开情况

当呼吸机处于 SVO 状态时，GUI 上的指示灯和状态显示器亮起。呼吸机的其它安全功能还包括吸气气动回路中所设置的一个单向阀（检查阀），它可以让患者通过阻力较小的安全阀（如果可行）吸气。该单向阀还可以限制呼出流量进入吸气分支，以降低重新吸入呼出的 $CO_2$ 气体的可能性。

## 10.17 通电自检 (POST)

每次通电或重启时，以及快速自检 (SST) 和扩展自检 (EST) 开始时，呼吸机就会执行通电自检 (POST)。POST 主要用于在没有操作人员干预的情况下，检查 GUI、呼吸输送子系统以及通信信道的完整性，完成自检大约需要 12 *s*。

如果 POST 检测到重大故障，具备资质的维修人员必须纠正问题并成功通过 EST。有关 POST 的更多信息，请参阅《*Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机维修手册*》。

## 10.18 SST（快速自检）

SST 是一种用时短（约 5 分钟）、程序简单的测试，用于确认呼吸输送硬件（包括压力和流量传感器）是否工作正常，检查患者回路（包括导管、湿化设备和过滤器）是否有漏气，并测量回路的顺应性和阻力。SST 还用于检查呼气过滤器的阻力。在正常情况下，SST 只能在通气初始化之前的呼吸机启动时执行。Covidien 建议每 15 天、每次更换患者、每次更换患者回路或配置（包括更换回路类型、添加或去除嵌入型积水杯，或使用不同型式患者回路）时运行 SST。请参考第 3-43 页的“*运行 SST*”。如果发现有患者连接，呼吸机就不允许进入 SST。

## 10.19 扩展自检 (EST)

EST 旨在通过操作人员的配合，验证呼吸机子系统的完整性。EST 需要使用“黄金标准测试回路”，以及一个堵塞患者 Y型 口的阻塞物。运行 EST 的所有测试资源，包括软件代码，均设在呼吸机中。EST 测试（不包括压缩机和加强电池等选购设备的测试）大约需要 10 分钟。如果用压缩机作为空气源进行 EST 测试和选购设备测试，则 EST 大约需要 15 分钟时间。请参考第 3-48 页的“*EST（扩展自检）*”。

**警告:**
**请勿在有患者与呼吸机连接的情况下进入维修模式。这样做可能会导致严重人身伤害。**

# 11 规格

## 11.1 概述

此章包含了下列 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机规格。

- 物理
- 电气
- 接口
- 环境
- 性能（呼吸机设置、报警设置及患者数据的范围、分辨率及准确性）
- 规定的顺应性

**警告:**
**由于 Air Liquide™、SIS 及 Dräger™ 软管组件有过多的使用限制，当氧气或空气气源压力为< 50 psi (345 kPa) 时，可能会引起呼吸机性能降低。**

## 11.2 测量不确定性

除非另有说明，测量不确定性及其应用方式在下表中列出：

**表 11-1.** 性能验证设备不确定性

| 测量的参数 | 偏差 | 增益 |
|---|---|---|
| 流量 | 0.1001 SLPM | 2.7642 % 读数 |
| 压力 | 0.121594 $cmH_2O$ | 0.195756 % 读数 |
| 氧气浓度 | 0.0168 % $O_2$ | 0.0973 % 读数 |
| 温度 | 0.886041 °C | 0.128726 % 读数 |
| 大气压力 | 1.76 $cmH_2O$ | – |

在对基于流量和压力的测量进行呼吸输送性能验证过程中，会从验收规格中减去设备误差，如下所示：

- 净验收增益 = 需求规格增益 - 测量不确定性增益
- 净验收偏差 = 需求规格偏差 - 测量不确定性偏差
- 验收限值 = ± [（净验收偏差）+（净验收增益）x（设置）]
- （设置 - 验收限值）≤ 测量 ≤（设置 + 验收限值）

对于推导的参数（如气量、顺应性等），会在适用时结合并应用各个传感器不确定性以确定验收限值。

## 11.3 物理特性

**表 11-2.** 物理特性

| | |
|---|---|
| 重量 | 呼吸机：113 lb (51.26 kg) 包括 BDU、GUI、标准底座及主电池<br>仅仅 BDU：69 lb (31.3 kg)<br>呼吸机和压缩机：157 lb (71.2 kg) 含 GDU、GUI、呼吸机和压缩机主电池、底座总成以及压缩机<br>压缩机：89 lb (40.4 kg) 含底座总成<br>仅仅 BDU：69 lb (31.3 kg) |
| 尺寸 | 呼吸机：12.5″ 宽度 x 11.5″ 深度 x 43.5″ 高度 (32 cm x 30 cm x 111 cm)（不包括 GUI 屏幕）<br>呼吸机：12.5″ 宽 x 11.5″ 深 x 58″ 高 (32 cm x 30 cm x 148 cm)（包括 GUI 屏幕）<br>标准底座：22.5″ 宽度 x 26″ 深度 (58 cm x 66 cm) |
| A 加权声压级，呼吸机（平均） | 在 1 m 的距离不超过 48 dBA（5 L/min 时） |
| A 加权声压级，呼吸机和压缩机 | 在 1 m 的距离不超过 54 dBA（5 L/min 时） |
| A 级声功率级别，呼吸机 | 500 mL/min 以下不超过 58 dBA |
| A 级声功率级别，呼吸机和压缩机 | 500 mL/min 以下不超过 63 dBA |

**表 11-2.** 物理特性（续）

| | |
|---|---|
| 接头 | 吸气和呼气分支接头为 22 mm 外径的锥形管件，符合 ISO 5356-1 标准 |
| 吸气/呼气过滤器 | 请参阅过滤器使用说明，了解完整的规格 |
| 压力单位（由操作人员选择） | 百帕 (hPa)<br>厘米水柱 ($cmH_2O$) |
| 显示的重量单位 | 公斤 (kg) 磅 (lb) |
| 显示的长度单位 | 厘米 (cm) 英寸 (in) |

**表 11-3.** 气动规规格

| | |
|---|---|
| 氧气及空气进气供给 | 压力：241 到 600 kPa（35 psi 到 87 psi）<br>流量：最大值：200 L/min |
| 氧电池使用寿命 | 长达一年。根据氧气使用及环境温度工作寿命会有所变化。 |
| 气体混合系统 | 混合系统流量范围：<br>成年患者达 150 L/min。提供额外流量（峰值流量达 200 L/min）以实现顺应性补偿<br>小儿回路类型达 80 L/min<br>新生儿回路类型最高达 30 L/min<br>从一个气体系统漏气到另外一个气体系统：<br>满足 IEC 80601-2-12 标准<br>工作压力范围：35 psi 到 87 psi（241 到 600 kPa） |

**表 11-4.** 技术规格

| | |
|---|---|
| 最大限制压力 ($P_{LIM\ max}$) | 固定的安全阀压力限值限制患者Y型口的回路压力为 < 123 hPa (125 $cmH_2O$)。 |
| 最大工作压力 ($P_{W\ max}$) | 当 $P_I$ 为 < 100 $cmH_2O$ (98.07 hPa)时，通过高压力限值 (↑$P_{PEAK}$) 确保$_{W\ max}$最大值。 |
| 当 $FiO_2$ 设置从 21% $O_2$变化到 90% $O_2$时的响应时间（在患者Y型口测得） | < 18 *s*，气量 > 150 mL<br>< 19 *s*，气量 ≥ 30 mL 但 ≤ 150 mL<br>< 20 *s*，气量 ≥ 2 mL 但 < 30 mL |

**表 11-4.** 技术规格 （续）

| | |
|---|---|
| 测量及显示设备 | 压力测量：<br>类型：固态差压力传感器<br>感应位置：吸气模块；呼气模块<br>平均回路压力 ($P_{MEAN}$)-20 $cmH_2O$ (-20 hPa) 到 100 $cmH_2O$ (98 hPa)<br>回路峰压力 ($P_{PEAK}$)：-20 $cmH_2O$ (-20 hPa) 到 130 $cmH_2O$ (127 hPa)<br>气量测量：<br>类型：热膜流速计<br>感应位置：吸气模块；呼气模块<br>氧气测量：<br>类型：原装电池<br>感应位置：吸气模块 |
| 分钟气量 ($\dot{V}_{E\,TOT}$) 体积，呼吸机 | 达 75 L/min |
| 分钟气量 ($\dot{V}_{E\,TOT}$) 体积，压缩机 | 最高达 40 L/min BTPS，包括顺应性补偿 |
| 使用呼吸机系统回路进行的呼吸机测试结果 | |
| 内部吸气过滤器细菌/病毒过滤效率 | > 99.999% |
| 内部吸气过滤器微粒过滤效率 | > 在 100 L/min 流量时 0.3 µm 微粒标称保持率为 99.97% |
| 内部吸气过滤器阻力 | 0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 2.2 $cmH_2O$，<br>在 30 L/min 流量时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 1.7 $cmH_2O$，<br>在 15 L/min 流量时 |
| 外部吸气过滤器阻力 | 0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 2.2 $cmH_2O$，<br>在 30 L/min 流量时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 2.2 $cmH_2O$，<br>在 15 L/min 流量时 |
| 组合吸气分支阻力 | 0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 5.5 $cmH_2O$，<br>在 30 L/min 流量时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 1.7 $cmH_2O$，<br>在 15 L/min 流量时 |

**表 11-4.** 技术规格 （续）

| | |
|---|---|
| 外部吸气过滤器阻力 | 0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 2.2 $cmH_2O$，<br>在 30 L/min 流量时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 1.7 $cmH_2O$，<br>在 15 L/min 流量时 |
| 外部吸气过滤器细菌/病毒过滤效率，可重复使用 | ≥ 99.999% |
| 外部吸气过滤器微粒过滤效率 | > 99.97% 的 0.3 μm 微粒标称保持率<br>（在 100 L/min 流量时） |
| 外部吸气过滤器阻力<br>（可重复使用吸气过滤器） | 0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 4.2 $cmH_2O$，<br>在 60 L/min 流量时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 2.2 $cmH_2O$，<br>在 30 L/min 时<br>0.2 $cmH_2O$ < 阻力 < 1.7 $cmH_2O$，<br>在 15 L/min 流量时 |
| 外部吸气过滤器细菌/病毒过滤效率，一次性 | ≥ 99.999% |
| 外部吸气过滤器微粒过滤效率（一次性吸气过滤器） | > 99.97% 的 0.3 μm 微粒标称保持率<br>（在 100 L/min 流量时） |
| 呼气过滤器微粒过滤效率，可重复使用 | 在 100 L/min 流量时，0.3 mm 微粒标称保持率为 > 99.97% |
| 呼气过滤器细菌/病毒过滤效率，可重复使用 | > 99.999% |
| 呼气过滤器阻力（儿童/成人，可重复使用和一次性使用） | 对于新过滤器，在 100 L/min 时阻力为 < 2.5 $cmH_2O$<br>15 L/min 时为 < 1.7 $cmH_2O$ |
| 呼气过滤器细菌/病毒过滤效率，一次性使用 | > 99.999% |
| 呼气过滤器微粒过滤效率，一次性使用 | 在 100 L/min 流量时，0.3 mm 微粒标称保持率为 > 99.97% |
| 呼气过滤器阻力，一次性使用 | 对于新过滤器，在 100 L/min 时阻力为 < 2.5 $cmH_2O$ |
| 呼气过滤器微粒过滤效率 | 在 100 L/min 流量时，0.3 μm 微粒标称保持率为 > 99.97% |

**表 11-4.** 技术规格 （续）

| | |
|---|---|
| 呼气过滤器细菌/病毒过滤效率（新生儿，一次性使用） | > 99.999% |
| 呼气过滤器微粒过滤效率（新生儿，一次性使用） | 在 30 L/min 流量时，0.3 µm 微粒标称保持率为 > 99.70% |
| 呼气过滤器阻力（新生儿，一次性使用） | 2.5 L/min 时为 < 0.58 $cmH_2O$ |
| 回路顺应性（每种患者类型的 VBS 顺应性的可接受范围） | 成人：1.3 mL/$cmH_2O$ 到 4.2 mL/$cmH_2O$<br>儿童：0.9 mL/$cmH_2O$ 到 3.0 mL/$cmH_2O$<br>新生儿：0.4 mL/$cmH_2O$ 到 1.5 mL/$cmH_2O$ |
| 吸气分支回路阻力（每个患者类型的 VBS 吸气分支回路阻力的可接受范围） | 成人（在 60 L/min 时）：1.15 $cmH_2O$ 到 11.0 $cmH_2O$<br>儿童（在 30 L/min 时）：0.46 $cmH_2O$ 到 4.5 $cmH_2O$<br>新生儿（在 10 L/min 时）：0.37 $cmH_2O$ 到 4.5 $cmH_2O$（对于近端，6.0 $cmH_2O$） |
| 呼气分支回路阻力（每个患者类型的 VBS 呼气分支回路阻力的可接受范围） | 成人（在 60 L/min 时）：1.15 $cmH_2O$ 到 11.0 $cmH_2O$<br>儿童（在 30 L/min 时）：0.46 $cmH_2O$ 到 4.5 $cmH_2O$<br>新生儿（在 10 L/min）：0.37 $cmH_2O$ 到 4.5 $cmH_2O$（对于近端，6.0 $cmH_2O$） |
| 报警音音量（主要）<br>测量不确定性：± 3 dBA | 范围：高优先级报警音量范围 (dBA)：<br>58（音量设置 1）到 86（音量设置 10）<br>中优先级报警音量范围 (dBA)：<br>52（音量设置 1）到 78（音量设置 10）<br>低优先级报警音量范围 (dBA)：<br>50（音量设置 1）到 76（音量设置 10）<br>从呼吸机正面、后面及侧面 1 米处测得。<br>请参考第 6-9 页的“报警音量键”，了解报警状态下的报警音量行为。<br>分辨率：1 |
| 报警音音量（辅助）<br>测量不确定性：± 3 dBA | 从呼吸机正面、后面及侧面 1m 处测得的最小值为 64 dBA。 |

## 11.4 电气规格

**表 11-5.** 电气规格

| | |
|---|---|
| 电气额定值，呼吸机 | 100 V ~, 50–60 Hz, 2.25 A<br>120 V ~, 50–60 Hz, 1.5 A<br>220–240 V ~, 50–60 Hz, 0.75 A |
| 电气额定值，呼吸机和压缩机 | 100 V~, 50–60 Hz, 8.25 A<br>120 V~, 50–60 Hz, 6.0 A<br>220–240 V~, 50–60 Hz, 3.0 A |
| 电源过流释放 | 呼吸机：4 A<br>压缩机：6 A |
| 接地漏电流 | 符合 IEC 60601-1 BF 型触身部件的要求 |
| 触摸电流 | 符合 IEC 60601-1 BF 型触身部件的要求 |
| 患者漏电流 | 符合 IEC 60601- 1 BF 型触身部件的要求 |

## 11.5 接口要求

RS-232 接口的管脚引出口如下所示：

**表 11-6.** 接口引脚指定

| 针 | 信号 | 名称 |
|---|---|---|
| 1 | N/C | 未连接 |
| 2 | RxD | 接收数据 |
| 3 | TxD | 传输数据 |
| 4 | N/C | 未连接 |
| 5 | GND | 接地 |
| 6 | N/C | 未连接 |
| 7 | RTS | 请求发送 |
| 8 | CTS | 清除发送 |
| 9 | N/C | 未连接 |

护士呼叫接口的管脚引出口如下所示：

**表 11-7.** 护士呼叫引脚指定

| 针 | 配置 |
|---|---|
| 1 | 正常关闭 (NC) |
| 2 | 继电器公共端 |
| 3 | 正常打开 (NO) |
| 4 | 未连接 |

## 11.6 环境条件

下表给出适合呼吸机运行的环境条件。只能在下列规定条件下使用呼吸机：

**表 11-8.** 环境条件

| 规格 | 操作 | 保存 |
|---|---|---|
| 温度 | 10°C 至 40°C（50°F 至 104°F）呼吸机<br>10°C 至 35°C（50°F 至 95°F）内置电池充电器 | -20°C 至 70°C（-68°F 至 158°F） |
| 大气压力 | 70 kPa 至 106 kPa（10.15 psi 至 15.37 psi） | 50 kPa 至 106 kPa（7.25 psi 至 15.37 psi） |
| 海拔 | -411.5 m 到 3,048 m<br>（-41,148.00 cm 到 304,800.00 cm） | 最大值为 6096 m（最大值为 20000 ft） |
| 相对湿度 | 10% 到 95%，非冷凝 | 10% 到 95%，非冷凝 |

**注释：**

使用压缩机时，如果温度为 40°C 时相对湿度超过 50%，可能会降低干燥机性能。

使用压缩机时，如果相对湿度为 95%时温度超过 32.8°C，可能会降低干燥机的性能。

**注释：**

设备标签上的限值表示以下箱外保存条件：

- 温度：(10°C – 40°C (50°F – 104°F)
- 压力：70kPa 到 106 kPa（10.15 psi 到 15.37 psi）
- 相对湿度：10% 到 95%，非冷凝

# 11.7 性能规格

## 11.7.1 范围及分辨率

请参考第 11-9 页的“呼吸机设置范围及分辨率”，了解呼吸机设置的范围及分辨率。请参考第 11-17 页的“报警设置范围及分辨率”，了解报警设置，并参考请参考第 11-7 页的“电气规格”，了解显示的患者数据参数。

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 窒息通气 | 如果患者在超出窒息通气间隔时间内没有呼吸，则启动安全通气模式。 | 参见单个窒息设置 |
| 窒息呼气时间 ($T_E$) | 对于指令 PC 窒息呼吸，表示为吸气结束及下一次吸气开始之间的时间间隔。 | 范围：0.20 *s* – 59.8 *s*<br>分辨率：0.01*s* |
| 窒息通气I:E | 在 PC 呼吸类型中，需指定窒息吸气时间与窒息呼气时间之比。 | 范围：I:E ≤ 1.00:1<br>分辨率：数值 > 1:10 时为 0.01；数值 ≤ 1:10 且 > 1:100.0 时为 0.1；数值 ≤ 1:100 时为 1 |
| 窒息通气流量波形 | 基于容量控制通气(VC) 的窒息呼吸输送流量波形。 | 范围：方波，递减波 |
| 窒息吸气压力 ($P_I$) | 在指令 PC 窒息呼吸期间，压力超出 PEEP，此时气体输送到患者。 | 范围：5 $cmH_2O$ 到 90-PEEP $cmH_2O$<br>分辨率：1 $cmH_2O$ |
| 窒息通气吸气时间 ($T_I$) | 与非窒息通气的吸气时间相同。 | 范围：0.20 *s* – 8 *s*<br>分辨率：0.01*s*（在 PC 或 VC+ 中），0.02 *s*（在 VC 中） |
| 窒息通气间隔时间 ($T_A$) | 呼吸机切换到窒息通气的时间 $T_A \geq 60/f_A$。 | 范围：10*s* 到 60 *s*，或在 CPAP 模式下为 OFF<br>分辨率：1*s* |
| 窒息通气$O_2$% | 决定空气和氧气标准混合物中的氧气浓度。 | 范围：21% $O_2$ 至 100% $O_2$<br>分辨率：1% |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 窒息通气吸气峰流量 ($\dot{V}_{MAX}$) | 在基于容量控制通气的窒息呼吸期间输送潮气量的最大频率。 | 范围：当指令类型为 VC 时：<br>新生儿：1 L/min 到 30 L/min<br>小儿：3.0 L/min 到 60 L/min<br>成人：3.0 L/min 到 150 L/min<br>分辨率：流量<为 20 L/min (BTPS) 时为 0.1 L/min；流量≥ 20 L/min (BTPS) 时为 1 L/min |
| 窒息通气呼吸频率($f_A$) | 为呼吸机启动指令 (VIM) 窒息通气呼吸设置每分钟基于容量或压力的呼吸次数。 | 范围：2.0 1/min 至 40 1/min<br>分辨率：<br>2.0 1/min 至 9.9 1/min 时为 0.1 1/min<br>10 1/min 至 40 1/min 时为1 1/min |
| 窒息通气潮气量 ($V_T$) | 设置指令、容量控制窒息通气呼吸期间输送给患者肺部的气量。窒息通气潮气量对体温及压力、饱和度 (BTPS) 及患者回路顺应性进行补偿。 | 范围：<br>新生儿：3 mL 至 315 mL<br>儿童/成人：<br>⩾ 25 mL 至 2500 mL<br>分辨率：值 < 20 mL 时为 0.1 mL；<br>值 ⩾ 20 mL 且 < 25 mL 时为 0.5 mL；<br>值 ⩾ 25 mL 且 < 100 mL 时为 1 mL；<br>值 ⩾ 100 mL 且 < 400 mL 时为 5 mL；值 ⩾ 400 mL 时为 10 mL |
| 在呼吸频率改变期间的窒息常数 | 指定在窒息通气期间呼吸频率改变时，三个操作员可调节的呼吸时间变量中哪一个保持不变。 | 范围：$T_I$ |
| 窒息通气指令类型 | 在窒息通气期间输送的指令通气呼吸类型。 | 范围：PC， VC |
| 回路类型 | 指定那些已经计算好 SST 期间顺应性及阻力值的回路。 | 范围：新生儿，小儿，成人 |
| 在频率更改时保持恒定 | 指定这三个操作员可调节的呼吸时间变量中哪一个在呼吸频率变化时保持不变。 | 范围：I:E，PC 或 VC+ 呼吸为 $T_I$，$T_E$；$T_H$:$T_L$ 比，BiLevel 中为 $T_H$，$T_L$ |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 脱管灵敏度 ($D_{SENS}$) | **禁用 Leak Sync：** 在 Leak Sync 不启用或安装时，超过返回气量丢失比例，呼吸机发出一个回路脱管报警。**启用 Leak Sync：** 以 L/min 为单位的 PEEP 值的漏气，高于此值时呼吸机将发出回路断开报警。 | 范围（禁用 Leak Sync）：20% - 95% 或 OFF<br>范围（启用 Leak Sync 且未使用压缩机）：<br>新生儿：1 L/min - 15 L/min<br>儿童：1 L/min - 40 L/min<br>成人：1 L/min - 65 L/min<br>分辨率（禁用 Leak Sync）：1%<br>分辨率（启用 Leak Sync）：<br>值 < 10 L/min 时 0.5 L/min<br>值 ≥10 L/min 时 1 L/min |
| 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) | 在基于压力的自主呼吸期间，当达到$\dot{V}_{MAX}$百分比值时，造成呼吸机从吸气周期循环到呼气周期。 | 范围：1% 到 80%，当自主呼吸类型为 PS 或 VS 时<br>当自主呼吸类型为 PAV+ 时为 1 L/min 到 10 L/min。<br>分辨率：自主呼吸类型为 PS、TC 或 VS 时为 1%；当自主呼吸类型为 PAV+ 时为 1 L/min。<br>**说明：** 默认值应该不需要调整。只有当熟悉 PAV+ 且如果怀疑在患者吸气结束时呼吸机不循环时才调整。 |
| 呼气时间 ($T_E$) | 对于 PC 或 VC+ 呼吸，表示为吸气结束及下一次吸气开始之间的时间间隔。呼气阶段结束被认为是当患者Y型口的流量超出基本流量的差值在 0.5 L/min 范围之内。 | 范围：≥ 0.20 *s*<br>分辨率：0.01*s* |
| 流量波形 | 输送指令或 VC 呼吸的流量波形 | 范围：方波，递减波 |
| 流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) | 对于流量触发的呼吸，决定患者开始指令或自主呼吸启动的呼吸所需要的流量（低于基本流量）。 | 范围：<br>新生儿：0.1 L/min 到 10 L/min<br>小儿/成人：0.2 L/min 到 20.0 L/min<br>分辨率：0.1 L/min |
| 性别 | 患者性别。 | 范围：男性或女性 |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 身高 | 患者身高。 | 范围：<br>19.5 cm 到 280 cm；<br>7.5 in 到 110 in<br>分辨率：身高< 35 cm 时为<br>0.5 cm；身高< 254 cm 时为<br>1 cm；身高 ≥ 254 cm 时为<br>2 cm；身高 < 14 in 为 0.25 in；<br>身高 <100 in 时为 0.5 in；<br>身高 ≥ 100 in 时为 1 in<br>请参考第 4-21 页的“预测体重 *(PBW)* 计算” |
| 自主呼吸吸气时间上限 ($\uparrow T_{I\ SPONT}$) | 仅在 NIV 中激活，允许操作人员选择最长自主呼吸吸气时间。 | 范围：<br>新生儿：0.2 秒到 1.7 秒<br>儿童/成人0.4 秒 到 5 秒<br>分辨率：0.1 秒 |
| 湿化类型 | 呼吸机上使用的湿化系统类型。 | 范围：HME，非加热型呼气导管，加热型呼气导管 |
| 湿化器容量 | 当前安装的湿化器空容量。 | 范围：100 mL 到 1000 mL<br>分辨率：10 mL |
| 提升 $O_2$% | 在两分钟时间内添加到当前空气/$O_2$混合气体的 $O_2$百分比。 | 范围：1% – 100%<br>分辨率：在 1% 和 10% 之间为 1%；<br>在 5% 及 75% 之间为 5%；<br>当超过 75% 时跳到 100% |
| I:E | 在 PC 及 VC+ 呼吸类型中，需指定吸气时间与呼气时间的比。 | 范围：1:299 到 149:1<br>分辨率：值> 1:10 时为 0.01；<br>值≤ 1:10.0 及> 1:100.0 时为 0.1；<br>值 ≤ 1:100 时为 1<br>当 I:E ≥ 1 时显示为 XX:1；<br>当 I:E < 1 时显示为 1:XX |
| 吸气压力 ($P_I$) | 在指令 PC 呼吸期间，压力超出 PEEP，此时气体上输送到患者。 | 范围：5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$<br>分辨率：1 $cmH_2O$ |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 吸气时间 ($T_I$) | 在指令 PC 或 VC+ 呼吸期间向患者输送吸气的时间。 | 范围：0.2 *s* 到 8 *s*，对于指令 PC 和 VC+ 呼吸（在 VC 中为 $T_{PL}$+ 0.2 *s* 到 8 *s*）<br>分辨率：0.01*s*，对于 PC 或 VC+ 呼吸；0.02 *s*，对于 VC 呼吸 |
| Leak Sync<br>（漏气补偿） | 在有创或无创 (NIV) 通气期间对漏气进行补偿。 | 范围：启用或禁用 |
| 指令类型 | 在 A/C， SPONT 或 SIMV 模式下指令呼吸输送类型。自主呼吸模式允许对操作人员启动的指令 (OIM) 呼吸进行指令类型选择。 | 范围：PC、VC、VC+ |
| mL/kg 比 | 默认的潮气量/PBW 之比（仅在维修模式下可调）。 | 范围：5.0 mL/kg – 10 mL/kg<br>分辨率：0.5 mL/kg |
| 模式 | 通气模式。此模式决定允许的呼吸类型：<br>A/C －（辅助/控制）－一种指令通气模式，允许容量控制 (VC)、压力控制 (PC) 或 VC+ 呼吸类型。<br>SPONT －允许患者启动呼吸。如果安装了 PAV+ 选件，适用的自主呼吸类型为压力支持 (PS)、容量支持 (VS)、导管补偿 (TC) 或 PAV+。<br>SIMV – 同步间歇指令呼吸– 一种混合的呼吸模式，提供指令呼吸并且在呼吸周期内允许患者自主呼吸。<br>BiLevel －一种混合指令通气模式，整合了指令及自主呼吸类型的特性并且包含了两个压力水平 $P_H$ 及 $P_L$。 | 范 围：A/C、SPONT、SIMV、BiLevel（如已安装选购件，但当通气类型为 NIV 时不提供）；CPAP（仅当回路类型为新生儿且通气类型为 NIV 时提供） |
| $O_2$%（输送） | 气体混合中输送氧气的百分比。 | 范围：21% 到 100%<br>分辨率：1% |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 吸气峰流量 ($\dot{V}_{MAX}$) | 在基于指令气量的呼吸期间输送的潮气量最大速率。 | 范围：当指令类型为 VC 时：<br>新生儿：1 L/min 到 30 L/min<br>小儿：3.0 L/min 到 60 L/min<br>成人：3.0 L/min 到 150 L/min<br>分辨率：值 < 20 L/min (BTPS) 时为 0.1 L/min；值 ≥ 20 L/min 时为 1 L/min (BTPS) |
| PEEP | 设置呼气末正压，其定义为呼气期间患者回路中的目标压力。 | 范围：0 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$<br>分辨率：0.0 $cmH_2O$ 到 19.5 $cmH_2O$ 时为0.5 $cmH_2O$；20 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$ 时为1 $cmH_2O$ |
| $P_H$ | 在 BiLevel 通气中，吸气阶段期间的正压力。 | 范围：5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$<br>分辨率：1 $cmH_2O$ |
| $P_L$ | 在 BiLevel 通气的呼气阶段，患者回路中的正压力。 | 范围：0 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$<br>分辨率：0.5 $cmH_2O$，<br>0.0 – 19.5 $cmH_2O$；<br>1 $cmH_2O$，20 – 45 $cmH_2O$ |
| 平台时间 ($T_{PL}$) | 在基于容量的指令呼吸的吸气流量停止后，患者肺中的吸气时间保持不变。被认为是 I:E 计算时吸气阶段的一部分。 | 范围：0 *s* – 2 *s*<br>分辨率：0.1*s* |
| 预测体重 (PBW) | 基于他们的性别及身高或（新生儿患者的身长）表示患者体重近似值。PBW 决定默认值限值以及呼吸输送参数的限值。 | 范围：<br>新生儿：0.3kg (0.66 lb) 到 7.0 kg (15 lb)（如果已安装 NeoMode 2.0 选购件）<br>小儿：3.5 kg (7.7 lb) 到 35 kg (77 lb)<br>成人：≥ 25 kg (55.12 lb) 到 150 kg (330.69 lb)<br>分辨率：重量为 < 1 kg 时为 0.01，<br>重量 ≥ 1 kg 及< 10 kg 时为 0.1kg，<br>重量 ≥ 10 kg时为 1 kg |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 压力灵敏度 ($P_{SENS}$) | 对于压力触发的呼吸，决定患者开始指令或自主呼吸启动呼吸所需的低于 PEEP 的压力。 | 范围：0.1 $cmH_2O$ 到 20.0 $cmH_2O$<br>分辨率：0.1 $cmH_2O$ |
| 压力支持 ($P_{SUPP}$) 或 PS | 在自主呼吸期间超过 PEEP 的正压力（或 BiLevel 中的 $P_L$）。 | 范围：0 $cmH_2O$ 到 70$cmH_2O$<br>分辨率：1 $cmH_2O$ |
| 呼吸频率 (*f*) | 为呼吸机启动指令 (VIM) 窒息通气呼吸设置基于容量或压力的每分钟呼吸次数（A/C、SIMV、和 BiLevel 模式下）。 | 范围：<br>新生儿：1.0 1/min – 150 1/min<br>小儿/成人：<br>1.0 1/min 到 100 1/min<br>分辨率：1.0 1/min 到 9.9 1/min 时为 0.1；10 1/min 到 150 1/min 时为 1 1/min |
| 上升时间 % | 设置送达到患者的吸入气体的速度以在 BiLevel，PC，VC+，VS，或 PS 中达到压力目标。产生吸气压力轨道的上升时间百分比越高，达到目标值的时间越短。 | 范围：1% 到 100%<br>分辨率：1% |
| 自主呼吸类型 | SIMV，SPONT 及 BiLevel 模式下患者启动自主呼吸的类型。 | 范围：PS、TC、PAV+ 或 VS |
| % Supp | 在导管补偿中需指定期望克服人工气道阻力的额外正压力。 | 范围：10% – 100%<br>分辨率：5% |
| % Supp | 在 PAV+ 中需指定呼吸机整个呼吸功 (WOB) 总吸气的百分比。 | 范围：5% 到 95%<br>分辨率：5% |
| $T_H$（时间高值） | BiLevel 通气期间吸气阶段的时间。 | 范围：0.2 *s* 到 30 *s*<br>分辨率：0.01 s |
| $T_L$（时间低值） | BiLevel 通气期间呼气阶段的时间。 | 范围：≥ 0.20*s*<br>分辨率：0.01 s |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| $T_H$:$T_L$ 比 | 在 BiLevel 下，表示吸气时间与呼气时间的比率。 | 范围：1:299 到 4:1；在 BiLevel 中为 $T_H$:$T_L$<br>分辨率：< 10.00:1 及 > 1:10.00 时为 0.01；[< 100.0:1 及 ≥ 10.0:1] 或 [≤ 1:10.0 及> 1:100.0] 时为 0.1；< 1:100.0 或 ≥ 100:1 时为 1。 |
| 潮气量 ($V_T$) | 在指令容量呼吸期间输送给患者的气体量。$V_T$ 补偿体温和压力、饱和度（BTPS）以及回路顺应性。适用于基于容量的呼吸。 | 范围：<br>新生儿：2 mL 至 315 mL<br>儿童：25 mL 至 1590 mL<br>成人：25 mL 至 2500 mL<br>分辨率：值 < 20 mL 时为 0.1 mL；值 ⩾ 20 mL 且 < 25 mL 时为 0.5 mL；值 ⩾ 25 mL 且 < 100 mL 时为 1 mL；值 ⩾ 100 mL 且 < 400 mL 时为 5 mL；值 ⩾ 400 mL 时为 10 mL |
| 容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) 或 VS | 在自主呼吸容量支持的呼吸期间输送给患者的气体量。 | 范围：<br>新生儿：2 mL 至 310 mL<br>儿童：25 mL 至 1590 mL<br>成人：25 mL 至 2500 mL<br>分辨率：值 < 20 mL 时为 0.1 mL；值 ⩾ 20 mL 且 < 25 mL 时为 0.5 mL；值 ⩾ 25 mL 且 < 100 mL 时为 1 mL；值 ⩾ 100 mL 且 < 400 mL 时为 5 mL；值 ⩾ 400 mL 时为 10 mL |
| 触发器类型 | 确定是流量改变 ($\dot{V}_{-TRIG}$)，还是压力改变 ($P_{-TRIG}$) 触发患者呼吸。 | 范围：<br>新生儿：$\dot{V}_{-TRIG}$<br>小儿/成人：$\dot{V}_{-TRIG}$ 或 $P_{-TRIG}$ |
| 导管内径 | 用于给患者通气的人工气道的内径。 | 范围：当自主呼吸类型是 TC 时为 4.5 mm – 10 mm<br>范围：当自主呼吸类型是 PAV+ 时为 6 mm – 10 mm<br>分辨率：0.5 mm |

**表 11-9.** 呼吸机设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 导管类型 | 用于给患者通气的人工气道类型。 | 范围：气管 (ET)，气管内管（插管） |
| 通气类型 | 基于使用的呼吸接口类型的有创或无创(NIV) 通气类型。有创：ET 或插管导管。<br>NIV：面罩、婴儿鼻插管或无套囊气管内插管。 | 范围：有创，NIV |

**表 11-10.** 报警设置范围及分辨率

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 报警音量 | 控制报警发出的音量。 | 范围：1（最小值）<br>到 10（最大值）<br>分辨率：1 |
| 窒息通气间隔时间 ($T_A$) | 窒息通气报警表示呼吸机及患者在操作人员选择的窒息通气间隔时间 ($T_A$) 内均未触发呼吸。当发生窒息通气报警时，呼吸机就会按操作人员指定调用指令呼吸。 | 范围：10 *s* 到 60 *s*，或在 CPAP 模式下为 OFF<br>分辨率：1 |
| 回路压力高设置 ($\uparrow P_{PEAK}$) | $\uparrow P_{PEAK}$ 报警表示患者气道压力 ≥ 设置的报警级别。 | 范围：7 $cmH_2O$ 到 100 $cmH_2O$<br>分辨率：1 $cmH_2O$ |
| 回路压力低限设置 ($\downarrow P_{PEAK}$) | $\downarrow P_{PEAK}$ 报警提示测量的气道压力 ≤ 在 NIV 或 VC+ 吸气期间设置的报警限值。 | 范围：<br>NIV：OFF 或 ≥ 0.5 $cmH_2O$ 到 < 100 $cmH_20$<br>分辨率：值 < 20.0 $cmH_2O$ 时为 0.5 $cmH_2O$；<br>值 ≥ 20 $cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$ |

**表 11-10.** 报警设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 高分钟呼出量报警设置 ($\uparrow\dot{V}_{E\ TOT}$) | $\uparrow\dot{V}_{E\ TOT}$ 报警提示测量的总分钟量 ≥ 设置的报警限值。 | 范围：OFF 和<br>新生儿：0.1 L/min 到 10 L/min<br>小儿：0.1 L/min 到 30 L/min<br>成人：0.1 L/min 到 100 L/min<br>分辨率：值< 0.50 L/min 时为 0.005 L/min；值 ≥ 0.5 L/min 到 < 5.0 L/min 时为 0.05 L/min；值 ≥ 5.0 L/min 时为 0.5 L/min。 |
| 高呼出潮气量报警设置 ($\uparrow V_{TE}$) | $\uparrow V_{TE}$ 报警提示测量的呼出潮气量 ≥ 设置的自主呼吸及指令呼吸的报警限值。 | 范围：OFF 和<br>新生儿：5 mL – 500 mL<br>小儿：25 mL 到 1500 mL<br>成人：25 mL 到 3000 mL<br>分辨率：值< 100 mL 为 1 mL；值 ≥ 100 mL 及 < 400 mL 为5 mL；<br>值 ≥ 400 为 10 mL |
| 高吸入潮气量报警限值 ($\uparrow V_{TI}$) | $\uparrow V_{TI}$ 报警提示任意呼吸的输送量 ≥ 设置的报警限值。 | 范围：6 mL 到 6000 mL<br>分辨率：值 < 100 mL 时为 1 mL；值 ≥ 100 mL 到 < 400 mL 时为 5 mL；<br>值 ≥ 400 mL 时为 10 mL |
| 高呼吸频率报警设置 ($\uparrow f_{TOT}$) | $\uparrow f_{TOT}$ 报警提示测量的呼吸频率 ≥设置的报警限值。 | 范围：OFF 或<br>新生儿：10 1/min – 170 1/ min<br>小儿/成人：10 1/min 到 110 1/min<br>分辨率：1 1/min |
| 高自主呼吸吸气时间限值 ($\uparrow T_{I\ SPONT}$) | $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 指示灯表示操作人员可以选择 NIV 呼吸的最大自主吸气时间。无报警发生；当吸气时间超过设置值时，仅有 $\uparrow T_{I\ SPONT}$ 符号出现在屏幕上的 NIV 指示灯附近。如超出 $\uparrow T_{I\ SPONT}$，呼吸机就会从吸气转为呼气。 | 范围：<br>新生儿：0.2 至 ≤ 患者 PBW 和回路类型所对应的 NIV 吸气时间触发限值<br>小儿/成人：0.4 *s* 至 ≤ 患者 PBW 和回路类型所对应的 NIV 吸气时间触发限值<br>分辨率：0.1*s* |

**表 11-10.** 报警设置范围及分辨率（续）

| 设置 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 低指令呼吸呼出潮气量报警设置 ($\downarrow V_{TE\ MAND}$) | $\downarrow V_{TE\ MAND}$ 报警提示测量的指令通气潮气量 ≤ 设置的报警限值。 | 范围：OFF 和<br>新生儿：1 mL – 300 mL<br>小儿：1 mL 到 1000 mL<br>成人：1 mL 到 2500 mL<br>分辨率：值 < 100 mL 时为 1.0 mL；值 ≥ 100 mL 及 < 400 mL 时为 5 mL；<br>值 ≥ 400 mL 时为 10 mL |
| 低分钟呼出量报警设置 ($\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$) | $\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$ 报警提示测量的分钟呼气量 ≤ 为指令及自主呼吸设置的报警限值。 | 范围：OFF（当通气类型 = NIV时）和<br>新生儿：OFF，0.01 L/min 到 10 L/min 时为 1 L/min<br>小儿：0.05 L/min 到 30 L/min<br>成人：0.05 L/min 到 60 L/min<br>分辨率：值 < 0.50 L/min 时为 0.005 L/min；值 ≥ 0.50 L/min 及 < 5.0 L/min 时为<br>0.05 L/min；值 > 5.0 L/min 时为 0.5 L/min |
| 低自主呼吸呼出潮气量报警设置 ($\downarrow V_{TE\ SPONT}$) | $\downarrow V_{TE\ SPONT}$ 报警提示测量的自主呼吸潮气量 ≤ 设置的报警限值。 | 范围：OFF 和<br>新生儿：1 mL – 300 mL<br>小儿：1 到 1000 mL<br>成人：1 到 2500 mL<br>分辨率：值 < 100 mL 时为 1 mL；100 mL 到 < 400 mL时为 5 mL；值 ≥ 400 mL 时为 10 mL |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 呼吸阶段 | 呼吸阶段指示器显示当前输送到患者的呼吸输送阶段（吸气或呼气）。 | 范围：控制 (C)，辅助 (A)，自主 (S) |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 吸入潮气量 ($V_{TI}$) | 基于压力呼吸吸入的气量。 | 范围：0 mL – 6000 mL<br>分辨率：0 mL – 9.9 mL 时为 0.1 mL；10 mL – 6000 mL 时为 1 mL |
| 在 Leak Sync 期间吸入潮气量 ($V_{TL}$) | 当 Leak Sync 启用时每次呼吸吸入的气量。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：值< 10 mL 时为 1 mL，值 10 mL 到 6000 mL 时为 1 mL |
| 动态顺应性 ($C_{DYN}$) | 输送的潮气量除以峰值气道压力的结果。 | 范围：0 mL/cm$H_2O$ 到 200 mL/cm$H_2O$<br>分辨率：数值< 10 mL/cm$H_2O$时为 0.1 mL/cm$H_2O$；数值 ≥ 10 mL/cm$H_2O$ 时为 1 mL/cm$H_2O$ |
| 动态阻力 ($R_{DYN}$) | 流量中每个单位变化的压力变化。 | 范围：0.0 cm$H_2O$/L/s 到 100 cm$H_2O$/L/s<br>分辨率：数值< 10 cm$H_2O$/L/s 时为 0.1 cm$H_2O$/L/s；数值 ≥ 10 cm$H_2O$/L/s 时为 1 cm$H_2O$/L/s |
| 呼气末流量 (EEF) | 呼气结束时呼气流量的速率。 | 范围：0 到 150 L/min<br>分辨率：数值< 20 L/min 时为 0.1 L/min；数值 ≥ 20 L/min 时为 1 L/min |
| 呼气末正压力 (PEEP) | 之前呼吸呼气阶段结束时的压力（也适用于 BiLevel）。 | 范围：-20.0 cm$H_2O$ 到 130 cm$H_2O$<br>分辨率：0.5 cm$H_2O$ 在 -10.0 及 +10.0 cm$H_2O$之间；值 ≤ -10 cm$H_2O$ 及 ≥ 10 cm$H_2O$ 时为 1 cm$H_2O$ |
| 吸气末压力 ($P_{I\ END}$) | 当前呼吸吸气阶段结束时的压力（也适用于 BiLevel）。 | 范围：-20.0 cm$H_2O$ 到 130 cm$H_2O$<br>分辨率：值在 -20.0 cm$H_2O$ 到 9.9 cm$H_2O$ 时为 0.1 cm$H_2O$；值在 10 cm$H_2O$ 到 130 cm$H_2O$ 时为 1.0 cm$H_2O$ |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 指令呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ MAND}$) | 最后一次指令通气的呼气量。当模式为 SPONT 并且没有指令呼吸发生时间 ≥ 2 分钟，$V_{TE\ MAND}$ 指示为隐藏。在 SPONT 模式下，通过手动吸气发生指令呼吸。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：0 mL 到 9.9 mL 时为 0.1 mL；10 mL 到 6000 mL 时为 1 mL |
| 分钟呼出量 ($\dot{V}_{E\ TOT}$) | 患者指令及自主呼吸时前一分钟呼气的计算量（也适用于 BiLevel）。 | 范围：0.00 L/min 到 99.9 L/min<br>分辨率：0.00 到 9.99 L/min 时为 0.01 L/min；10.0 到 99.9 L/min 时为 0.1 L/min |
| 分钟自主呼吸呼出量 ($\dot{V}_{E\ SPONT}$) | 每分钟自主呼吸呼出量总数（也适用于 BiLevel）。 | 范围：0 L/min 到 99.9 L/min<br>分辨率：0.00 到 9.99 L/min 时为 0.01 L/min；10.0 到 99.9 L/min 时为 0.1 L/min |
| 自主呼吸呼出潮气量 ($V_{TE\ SPONT}$) | 最后一次自主呼吸的呼出量。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：0 mL 到 9.9 mL 时为 0.1 mL；10 mL 到 6000 mL 时为 1 mL |
| 呼出潮气量 ($V_{TE}$) | 患者在前一次指令或自主呼吸中呼出的气量（也适用于 BiLevel）。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：0 mL 到 9.9 mL 时为 0.1 mL；10 mL 到 6000 mL 时为 1 mL |
| Leak Sync 呼出潮气量 ($V_{TE}$) | 患者在前一次指令或 Leak Sync 过程中的自主呼吸中呼出的气量（也适用于 BiLevel 及 Leak Sync）。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：分辨率：0 mL 到 9.9 mL 时为 0.1 mL；10 mL 到 6000 mL 时为 1 mL |
| I:E | 前一次呼吸中吸气时间与呼气时间的比率。 | 范围：1:599 到 149:1<br>分辨率：9.9:1 到 1:9.9 时为 0.1；149:1 到 10:1 及 1:10 到 1:599 时为 1 |
| 吸气顺应性 ($C_{20}/C$) | 最后 20% 吸气段的顺应性与整个吸气段顺应性之比。 | 范围：0 – 1.00<br>分辨率：0.01 |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 内源性 PEEP ($PEEP_I$) | 呼气结束时计算的超出 PEEP 的预计压力。 | 范围：-20.0 $cmH_2O$ 到 +130 $cmH_2O$<br>分辨率：0.1 $cmH_2O$ 在 -9.9 及 +9.9 $cmH_2O$ 之间；≤ -10 $cmH_2O$ 且 ≥ 10 $cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$ |
| 平均回路压力 ($P_{MEAN}$) | 整个呼吸周期包括吸气及呼气阶段（不管是否是指令或自主呼吸）计算的平均回路压力。 | 范围：-20.0 $cmH_2O$ 到 100 $cmH_2O$<br>分辨率：-20.0 到 9.9 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$；10 到 100 $cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$ |
| 吸气负压 (NIF) | 在气流阻塞的前提下使用最大吸气努力所形成的负压。 | 范围：≤ 0 $cmH_2O$ 到 ≥ -50 $cmH_2O$<br>分辨率：值 ≤ -10 $cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$；值 > -10 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$ |
| $O_2$%（监测） | 输送给患者的气体中受到监测的氧气百分比，在吸气过滤器的呼吸机上游出口处测得。 | 范围：0% 到 103%<br>分辨率：1% |
| $P_{0.1}$ | 气道阻塞 100 *ms* 后的吸气负压 $P_{0.1}$ 测量呼吸驱动。 | 范围：≥ -20 $cmH_2O$ 到 0 $cmH_2O$<br>当 < -10 $cmH_2O$时分辨率为 1 $cmH_2O$；当 ≥ -10 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$ |
| 基于 PAV 的内源性 PEEP ($PEEP_{I\,PAV}$) | 在 PAV+ 呼吸期间预计的内源性 PEEP。内源性 PEEP 是每次暂停呼气结束时高于 PEEP 的预计压力。 | 范围：0 到 130 $cmH_2O$<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$；值 ≥ 10 $cmH_2O$ 时为 1$cmH_2O$ |
| 基于 PAV 的肺顺应性 ($C_{PAV}$)[1] | PAV+ 平台操作期间，在零流量条件下测量得的，患者气道压力中施加变化的肺活量变化的计算值。当选择 PAV+ 时，呼吸机显示患者顺应性的当前过滤值并且在成功完成每次预计时更新显示。$C_{PAV}$ 可在重要患者数据栏中显示。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”。 | 范围：2.5 mL/$cmH_2O$ 到 200 mL/$cmH_2O$<br>分辨率：值 < 10 mL/$cmH_2O$ 时为 0.1 mL/$cmH_2O$；<br>值 ≥ 10 mL/$cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$。 |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 基于 PAV 的肺部弹性 ($E_{PAV}$)[1] | 对 PAV+ 呼吸而言，$E_{PAV}$ 为 $C_{PAV}$ 的倒数（参见上述值）。$E_{PAV}$ 可在重要患者数据栏中显示。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”。 | 范围：5.0 $cmH_2O/L$ 到 400 $cmH_2O/L$<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O/L$ 时为 0.1 $cmH_2O/L$；≥ 10 $cmH_2O/L$ 时为 1 $cmH_2O/L$ |
| 基于 PAV 的患者阻力 ($R_{PAV}$)[1] | 预计总阻力 $R_{TOT}$ 与同时估计的人工气道阻力间的差异。当选择 PAV+ 时，呼吸机显示患者阻力的当前过滤值并且在成功完成每次预计时更新显示。$R_{PAV}$ 可在重要患者数据栏中显示。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”。 | 范围：0.0 $cmH_2O/L/s$ 到 60 $cmH_2O/L/s$<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O/L/s$ 时为 0.1 $cmH_2O/L/s$；值 ≥ 10 $cmH_2O/L/s$ 时为 1$cmH_2O/L/s$ |
| 基于 PAV 的总气道阻力 ($R_{TOT}$)[1] | $R_{TOT}$ 是系统所捕获的刚过去的峰值呼气流量，等于患者加上呼吸系统的压力损失（患者 + ET 导管 + VBS 的呼气分支）除以呼气流量。该压力损失除以同一时刻的呼气流量，即得出 $R_{TOT}$ 的预计值。整个操作由软件算法来控制和监测。当选择 PAV+ 时，呼吸机显示总阻力的当前过滤值并且在每次计算成功完成时更新显示。$R_{TOT}$ 可在重要患者数据栏中显示。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”。 | 范围：1.0 $cmH_2O/L/s$ 到 80 $cmH_2O/L/s$<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O/L/s$ 时为 0.1 $cmH_2O/L/s$；<br>值 ≥ 10 $cmH_2O/L/s$ 时为 1 $cmH_2O/L/s$ |
| 基于 PAV 的呼吸功 ($WOB_{TOT}$) | 患者吸气所需的功，包括患者及呼吸机。 | 范围：1.0 J/L 到 10.0 J/L<br>分辨率：0.1 J/L |
| 峰值呼气流量 (PEF) | 最大呼气速度。 | 范围：0 – 150 L/min<br>分辨率：PEF < 20 L/min 时为 0.1 L/min；PEF ≥ 20 L/min 时为 1 L/min |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 回路峰压力 ($P_{PEAK}$) | 在之前呼吸期间相对于患者三通的最大压力，包括吸气及呼气阶段。 | 范围：-20.0 $cmH_2O$ 到 130 $cmH_2O$<br>分辨率：值 -20.0 到 9.9 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$；值 10 $cmH_2O$ 到 130 $cmH_2O$ 时为 1.0 $cmH_2O$ |
| 自主呼吸峰流量 (PSF) | 在自主呼吸吸气期间采样的最大流量。 | 范围：0 – 200 L/min<br>分辨率：值 < 20 L/min 时为 0.1 L/min；值 ≥ 20 L/min 时为 1 L/min |
| 平台压力 ($P_{PL}$) | 吸气暂停期间测量的压力。 | 范围：-20.0 $cmH_2O$ 到 130 $cmH_2O$<br>分辨率：值 -20.0 到 9.9 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$；<br>值 ≥ 10 $cmH_2O$ 时为 1.0 $cmH_2O$ |
| 近端呼出潮气量 ($V_{TEY}$) | 对于新生儿患者来说，前一次呼吸的呼气量由近端流量传感器测量（如已安装）。 | 范围：0 mL – 500 mL<br>分辨率：值在 0 mL – 9.9 mL 时为 0.1mL；值在 10 mL – 500 mL 时为 1 mL |
| 近端分钟总呼气量 ($\dot{V}_{E\ TOTY}$) | 对于新生儿患者来说，分钟呼气量由近端流量传感器测量。 | 范围：0.00 到 99.9 L/min<br>分辨率：0.00 到 9.99 L/min 时为 0.01 L/min；10.0 到 99.9 L/min 时为 0.1 L/min |
| 近端吸入潮气量 ($V_{TI-Y}$) | 对于新生儿患者来说，前一次呼吸的呼气量由近端流量传感器测量（如已安装）。 | 范围：0 mL – 500 mL<br>分辨率：1 mL |
| 自主呼吸吸气时间 ($T_{I\ SPONT}$) | 自主呼吸的吸气阶段的时长。 | 范围：0 *s* 到 10 *s*<br>分辨率：0.01*s* |
| 自主吸气时间比 ($T_I/T_{TOT}$) | 吸气使用的总自主呼吸时间的小数部分。 | 范围：0 到 1<br>分辨率：0.01 |
| 自主呼吸浅快呼吸指数 (f/$V_T$) | 使用自主呼吸呼出潮气量的计算值。高值表示患者正在快速呼吸，但气量/呼吸比值小。低值表示相反值。 | 范围：0.1 1/min-L 到 600 1/min-L<br>分辨率：值< 10 1/min-L 时为 0.1 1/min-L；值 ≥ 10 1/min-L 时为 1 1/min-L |

**表 11-11.** 患者数据范围及分辨率（续）

| 数据值 | 说明 | 范围及分辨率 |
|---|---|---|
| 静态顺应性 ($C_{STAT}$) | 患者的肺胸部静态顺应性或弹性的估计。 | 范围：0 mL/$cmH_2O$ 到 500 mL/$cmH_2O$<br>分辨率：值 < 10 mL/ 时为 0.1 mL/$cmH_2O$；值 ≥ 10 mL/$cmH_2O$ 时为 1 mL/$cmH_2O$ |
| 阻力 ($R_{STAT}$) | 患者的肺及人工气道的限制性估计。 | 范围：0 $cmH_2O$/L/s 到 500 $cmH_2O$ /L/s<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O$/L/s 时为 0.1 $cmH_2O$/L/s；值 ≥ 10 $cmH_2O$/L/s 时为 1 $cmH_2O$/L/s |
| 总 PEEP ($PEEP_{TOT}$) | 在呼气暂停期间回路Y型口的预计压力。 | 范围：-20.0 $cmH_2O$ 到 +130 $cmH_2O$<br>分辨率：值 < 10 $cmH_2O$ 时为 0.1 $cmH_2O$；值 ≤ -10 $cmH_2O$ 及 ≥ 10 $cmH_2O$ 时为 1 $cmH_2O$ |
| 总呼吸频率 ($f_{TOT}$) | 指令或自主呼吸数量/输送给患者的分钟数量。 | 范围：1 到 200 1/min<br>分辨率：值 < 10 1/min 时为 0.1 1/min； 10 1/min 到 200 1/min 时为 1 1/min |
| 肺活量 (VC) | 在最大吸气后可以呼出的最大气量。 | 范围：0 mL 到 6000 mL<br>分辨率：值 < 10 mL 时为 0.1 mL；值 ≥ 10 mL 时为 1 mL |
| $V_{LEAK}$ | 吸气泄漏量。在吸气期间补偿漏气的总送气量。 | 范围：0 到 9000 mL<br>分辨率：1 mL |
| %LEAK | 漏气百分比，吸气期间漏气量占总输送量的百分比，计算方法是（吸气期间漏气量/总供应吸气量） x 100。 | 范围：0 到100%<br>分辨率：1% |
| LEAK | 呼气泄漏量。PEEP 时呼气期间的漏气率。 | 范围：0 到 200 L/min<br>分辨率：0.1 L/min |
| $LEAK_Y$ | PEEP 时呼气泄漏量（Leak Sync 过程中），由近端流量传感器所测得。 | 范围：0 到 200 L/min<br>分辨率：0.1 L/min |

1. 如果 $C_{PAV}$、$E_{PAV}$、$R_{PAV}$ 或 $R_{TOT}$ 预计值违反期望的（基于 PBW）限值，则此值周围的括号表示此值可疑。如果预计的值超过绝对限值，限值在括号中闪烁。

**表 11-12.** 送气准确性

| 参数 | 准确性 | 范围 |
|---|---|---|
| 吸气压力 ($P_I$) | ±（3.0 + 设置值的 2.5%）$cmH_2O$ | 5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$ |
| 呼气末正压力 (PEEP) | ±（2.0 + 设置值的 4%）$cmH_2O$ | 0 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$ |
| 压力支持 ($P_{SUPP}$) | ±（3.0 + 设置值的 2.5%）$cmH_2O$ | 0 $cmH_2O$ 到 70 $cmH_2O$ |
| 潮气量 ($V_T$) | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>$T_I$ < 600 ms 时：±（10 + 设置值的 10% x 600 ms/$T_I$ ms）mL<br>$T_I$ ≥ 600 ms 时<br>对于新生儿回路类型设置值：<br>当设置值为 2 mL 时（仅限 VC+）：<br>±（1 + 设置值的 10%）mL<br>当设置值为 3 mL到 4 mL 时：<br>±（2 + 设置值的 10%）mL<br>（已输送容量应 ≥1 mL）<br>当设置值为 5 mL 到 20 mL 时：<br>±（3 + 设置值的 15%）mL<br>当设置值 ≥ 20 mL 时：<br>±（4 + 设置值的 10%）mL | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>25 mL 到 2500 mL<br>对于新生儿回路类型设置：<br>2 mL 到 310 mL |
| $O_2$%（输送） | ± 3% | 21% 到 100% |
| $P_H$ | ±（2.0 + 设置值的 4%）$cmH_2O$ | 5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$ |
| $P_L$ | ±（2.0 + 设置值的 4%）$cmH_2O$ | 0 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$ |
| 呼吸频率 *(f)* | ± 0.8 1/min | 1 1/min 到 150 1/min |

**表 11-13.** 监测（患者数据）准确性

| 参数 | 准确性 | 范围 |
|---|---|---|
| 回路峰压力 ($P_{PEAK}$) | ±（2 + 读数的 4%） $cmH_2O$ | 5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$ |
| 平均回路压力 ($P_{MEAN}$) | ±（2 + 读数的 4%） $cmH_2O$ | 3 $cmH_2O$ 到 70 $cmH_2O$ |
| 呼气末正压力 (PEEP) | ±（2 + 读数的 4%） $cmH_2O$ | 0 $cmH_2O$ 到 45 $cmH_2O$ |

**表 11-13.** 监测（患者数据）准确性（续）

| 参数 | 准确性 | 范围 |
|---|---|---|
| 吸气末压力 ($P_{I\ END}$) | ±（2 + 读数的 4%） $cmH_2O$ | 5 $cmH_2O$ 到 90 $cmH_2O$ |
| 吸入潮气量 ($V_{TI}$) | ±（4mL + 实际值的 15% ）mL | 2 mL – 2500 mL |
| 呼出潮气量 ($V_{TE}$) | ±（4mL + 实际值的 10% ）mL | 2 mL – 2500 mL |
| Leak Sync 期间的吸入潮气量 | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>$T_I \leq 600$ ms 时：±（10 + 读数的 20% x 600 ms/$T_I$ ms）mL<br>$T_I > 600$ ms 时：<br>（10 + 读数的 20%）mL<br>对于新生儿回路类型设置：<br>±（10 + 读数的 20%）mL<br>读数 < 100 mL 时，准确性将在吸气漏气量百分比低于 80% 时应用 | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>25 mL 到 2500 mL<br>对于新生儿回路类型设置：<br>2 mL 到 310 mL |
| Leak Sync 期间的呼出潮气量 ($V_{TE}$) | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>$T_E \geq 600$ ms 时：±（10 + 读数的 20% x 600 ms/$T_E$ ms）mL<br>$T_E > 600$ ms 时：±（10 + 读数的 20%）mL<br>对于新生儿回路类型设置：<br>±（10 + 20% 读数值）mL<br>读数 < 100 mL 时，准确性将在吸气漏气量百分比低于 80% 时应用 | 对于成人和小儿回路类型设置：<br>25 mL 到 2500 mL<br>对于新生儿回路类型设置：<br>2 mL 到 310 mL |
| 近端呼出潮气量 ($V_{TE-Y}$) | ±（1 + 读数的 10%）mL | 2 mL 到 310 mL |
| 近端吸入潮气量 ($V_{TI-Y}$) | ±（1 + 读数的 10%）mL | 2 mL 到 310 mL |
| $O_2$%（监测） | ± 3% | 15% 到 100% |

**表 11-14.** 计算值准确性

| 参数 | 准确性 | 范围 |
|---|---|---|
| 基于 PAV 的肺顺应性 ($C_{PAV}$) | ±（1 + 测量值的 20%）mL/$cmH_2O$ | 10 到 100 mL/$cmH_2O$ |
| 基于 PAV 的总气道阻力 ($R_{TOT}$) | ±（3 + 测量值的 20%）$cmH_2O$/L/s | 5.0 到 50 $cmH_2O$/L/s |
| 基于 PAV 的呼吸功 ($WOB_{TOT}$) | ±（0.5 + 测量功的 10%）J/L，<br>% 支持设置为 75%。 | 0.7 J/L到 4 J/L |

**警告:**
**本章中所列的呼吸机准确性在表：请参阅第 *8* 页的环境条件规定的运行条件下适用。**

**如果超出规定范围，在操作中不能保证上表中所规定的准确性并且可能提供错误信息。**

## 11.8 规定的顺应性

呼吸机遵循以下标准：

- IEC 60601-1:2005，医疗电气设备，第 1 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- EN 60601-1:2006，医疗电气设备，第 1 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- ANSI-AAMI ES 60601-1:2005，医疗电气设备，第 1 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- CSA C22.2 No. 60601-1:2008，医疗电气设备，第1部分：基本安全及基本性能的总体要求
- IEC 60601-1-8:2006，医疗电气设备－第 1-8 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- EN 60601-1-8:2007，医疗电气设备－第 1-8 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- IEC 60601-2-12:2001，医疗电气设备，第 1-2 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- EN 60601-2-12:2005，医疗电气设备，第 1-2 部分：基本安全及基本性能的总体要求
- ISO/EN 80601-2-12:2011，医疗电气设备，第 2-12 部分：危重护理呼吸机的基本安全及基本性能专业要求
- EN 1041:2008，医疗设备制造商提供的信息
- EN 980:2008，医疗设备标签中使用的符号

- ISO 15223-1:2012，医疗设备－与医疗设备标签一起使用的符号，提供的标签及信息 － 第 2 部分：符号制定、选择及验证
- ISO 7000:2004，设备注册符号使用的图形符号－第四版
- ISO 80601-2-55:2011 及 EN ISO 80601-2-55:2012，医疗电气设备－第 2-55 部分：呼吸气体监护仪的基本安全及基本性能专用要求－第一版
- ISO 5356-1:2004，麻醉及呼吸设备圆锥接头 第 1 部分：圆锥接头及插座
- EN 5356-1:2004，麻醉及呼吸设备圆锥接头 第 1 部分：圆锥接头及插座
- ISO 10993-1:07-15-2010，医疗设备的生物评估－第 1 部分：风险管理程序中的评估和检测《技术勘误表 1》－第四版
- IEC 60601-1:1988，医疗电气设备，第 1 部分：总体安全要求
- EN 60601-1:1990，医疗电气设备，第 1 部分：总体安全要求
- IEC 60601-1-4:2000，医疗电气设备－第 1-4 部分：总体安全要求－副标准：可编程的电气医疗系统
- IEC 62304:2006，医疗设备软件－软件生命周期过程
- IEC 60601-1-6:2010，医疗电气设备－第 1-6 部分：基本安全及基本性能的总体要求－副标准：可用性
- IEC 62366:2007，医疗设备－医疗设备的可用性工程应用
- IEC/EN 60601-1-2:2007，医疗电气设备 － 第 1-2 部分：基本安全及基本性能的总体要求－副标准：电磁兼容性－要求及测试
- EU 2002/96/EC，欧洲议会及废弃电气及电子设备 (WEEE) 委员会法令
- ISO 14971:2007/EN ISO 14971:2012，医疗设备－医疗设备风险管理应用
- IEC 60601-1-2:2014，医用电气设备 — 第 1-2 部分：基本安全和基本性能的通用要求 — 并行标准：电磁干扰 — 要求及测试
- AIM 标准 7351731 版本 2.00.2017，暴露于无线电频率识别读取器的医用电气设备和系统电磁抗扰度测试

## 11.9 制造商声明

下表包括制造商规定的呼吸机系统电磁辐射、电磁抗扰度、呼吸机及轻便且移动的 RF 通讯设备隔离距离以及兼容电缆清单。

**警告：**
**轻便且移动的 RF 通讯设备能够影响呼吸机系统的性能。根据此手册中包含的信息安装并使用此设备。**

**警告：**
**呼吸机系统不应该在其它设备附近使用或与其它设备堆叠在一起，除非在此手册中指定。如果需要靠近或堆叠使用，则应该观察呼吸机系统以确认在使用的操作配置中可以正常工作。**

**警告：**
**使用便携式 RF 通讯设备（包括天线电缆和外部天线等外围设备）时，其与呼吸机任何部分（包括制造商指定的电缆）的距离不应小于 30 cm（12 英寸）。否则可能会导致该设备性能下降。**

**注意事项：**
**此设备主要在居民区使用，不能为此环境下的无线通讯服务提供足够的保护。**

**注释：**
该设备的辐射特性使其适用于工业区域和医院（CISPR 11 A 级）。如果将其用于居住环境（通常要求 CISPR 11 B 级），则该设备可能无法为射频通讯服务提供足够的保护。用户可能需要采取降低干扰措施，例如调整设备的位置或方向。

**表 11-15.** 电磁辐射

| **呼吸机主要在以下指定的电磁环境中工作。呼吸机的运营商客户应该确保在这样的环境下运行。** | | |
|---|---|---|
| **辐射测试** | **顺应性** | **电磁环境－指南** |
| RF 辐射<br>CISPR 11 | 组 1<br>A 级 | 呼吸机只在内部功能中使用 RF 能量。<br>呼吸机仅在没有连接到公共电网的医院使用。 |
| 传导辐射 CISPR 11 | | 呼吸机仅适用于医院，不能连接到公共电源网络。 |
| 同时辐射 IEC 61000-3-2 | A 级 | 呼吸机仅在没有连接到公共电网的医院使用。 |
| 电压波动/闪烁<br>IEC 61000-3-3 | 符合 | |

**表 11-16.** 电磁抗扰度

| **呼吸机适用于以下指定的电磁环境。呼吸机的客户或操作人员应确保在这样的环境中使用。** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **电磁兼容性（EMC）测试** | **测试标准** | **测试级别** | **备注** | **电磁环境 — 指南** |
| 静电放电（ESD） | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-2 | ±2、4、6、8 kV 接触放电<br>±2、4、8、15kV 空气放电 | 不适用 | 地板应为木质、混凝土或瓷砖材质。如果地板铺有合成材料，则相对湿度应该至少为 30%。 |
| 辐射抗扰度 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 61000-4-3 | 10 V/m | 调制：80% AM，2 Hz | 不适用 |
| | IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-3 | 3 V/m | 调制：80% AM，1 kHz | |

**表 11-16.** 电磁抗扰度（续）

| **呼吸机适用于以下指定的电磁环境。呼吸机的客户或操作人员应确保在这样的环境中使用。** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **电磁兼容性（EMC）测试** | **测试标准** | **测试级别** | **备注** | **电磁环境 — 指南** |
| 电快速瞬变脉冲群 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 61000-4-4 | ±1 kV（输入/输出）<br>±2 kV（AC 电源） | 5 kHz 脉冲重复频率 | 电源质量应该达到典型的医院环境标准。 |
| | IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-4 | | 100 kHz 脉冲重复频率 | |
| 浪涌 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-5 | ±0.5 kV、1 kV 线对线<br>±0.5 kV、1 kV 和 2 kV 线对地 | 不适用 | |
| 传导抗扰度 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 61000-4-6 | 3 V RMS<br>在以下频率范围内为 10 V RMS（ISM 频带）[1]：<br>• 6.765–6.795 MHz<br>• 13.553-13.567 MHz<br>• 26.957-27.283 MHz<br>• 40.66-40.70 MHz | 调制：80% AM，2 Hz | 使用便携式和移动 RF 通讯设备时，其与呼吸机系统任何部分（包括电缆）的距离不应小于根据适用于发射机频率的公式计算出的间隔距离。参见 *表 11-19.* |
| | IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-6 | 3 V RMS<br>在以下频率范围内为 6 V RMS（ISM 频带[1]）：<br>• 6.765-6.795 MHz<br>• 13.553-13.567 MHz<br>• 26.957-27.283 MHz<br>• 40.66– 40.70 MHz | 调制：80% AM，1 kHz | |
| 磁场抗扰度 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-8 | 30 A/m | 不适用 | 工频磁场应符合典型医院环境的级别特征。 |
| 注释：$U_T$ 是应用测试级别之前的 AC 电源电压。 | | | | |

**表 11-16.** 电磁抗扰度（续）

| **呼吸机适用于以下指定的电磁环境。呼吸机的客户或操作人员应确保在这样的环境中使用。** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **电磁兼容性（EMC）测试** | **测试标准** | **测试级别** | **备注** | **电磁环境 — 指南** |
| 电压骤降 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 61000-4-11 | • 0.5 个周期内（10 ms）最小降压 95%<br>• 5 个周期内（100 ms）最小降压 60%<br>• 25 个周期内（500 ms）最小降压 30% | 不适用 | 电源应该符合典型医院环境。如果在电源中断期间呼吸机的操作人员需要持续操作，则建议呼吸机由不间断电源或电池供电。 |
| | IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-11 | • $U_T$=0%，0.5 个周期（0、45、90、135、180、225、270 和 350°）<br>• $U_T$=0%；1 个周期<br>• $U_T$=70%；25/30 个周期（在 0°时） | | |
| 中断 | IEC 60601-1-2，版本 3.0:2007<br>IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-11 | • $U_T$=0%；250/300 个周期 | | |
| 来自 RF 无线通讯设备的邻近磁场 | IEC 60601-1-2，版本 4.0:2014<br>IEC 61000-4-3 | 请参阅*对近场 RF 无线通讯设备的抗扰度*（*表 11-17.*）。 | 调制：请参阅*对近场 RF 无线通讯设备的抗扰度*（*表 11-17.*）。 | 不适用 |
| RFID 抗扰度 | AIM 标准 7351731 版本 2.00 2017<br>IEC 61000-4-3 | 请参阅*AIM 标准测试电平*（*表 11-18.*）。 | 请参阅 AIM 标准 7351731 中的第 7 部分，了解关于执行不同 RFID 规范的更多详细信息。 | 不适用 |
| **注 1** 80 MHz 和 800 MHz 适用较高的频率范围。<br>**注 2** 这些指南可能不适用于所有情况。电磁传播受结构、物体及人体的吸收与反射影响。 | | | | |

1. 150 kHz 和 80 MHz 之间的 ISM（工业、科学和医疗）频带是 6.765 至 6,795 MHz；13.553 MHz 至 13.567 MHz；26.957 MHz 以及 40.66 MHz 至 40.70 MHz。规定 150 kHz 和 80 MHz 之间的 ISM 频带以及 80 MHz 至 2.5 GHz 频率范围的合规级别，目的是在无意中将移动 / 便携式通讯设备带入患者区时，减少其造成干扰的可能性。因此，在计算这些频率范围内发射机的间隔距离时使用了 10/3 的附加系数。

**表 11-17.** 对近场 RF 无线通讯设备的抗扰度

| 测试频率（MHz） | 频带（MHz） | 服务 | 调制 | 最大功率（W） | 距离（m） | 抗扰度测试级别（V/m） |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 385 | 380–390 | TETRA 400 | 脉冲调制<br>18 Hz | 1.8 | 0.3 | 27 |
| 450 | 430-470 | • GMRS 460<br>• FRS 4 60 | FM<br>±5 kHz 偏差<br>1 kHz 正弦 | 2 | 0.3 | 28 |
| 710 | 704-787 | LTE 频带 13、17 | 脉冲调制<br>217 Hz | 0.2 | 0.3 | 9 |
| 745 | | | | | | |
| 780 | | | | | | |
| 810 | 800-960 | • GSM 800/900<br>• TETRA 800<br>• iDEN 820<br>• CDMA 850<br>• LTE 频带 5 | 脉冲调制<br>18 Hz | 2 | 0.3 | 28 |
| 870 | | | | | | |
| 930 | | | | | | |
| 1720 | 1700-1990 | • GSM 1800<br>• CDMA 1900<br>• GSM 1900<br>• GSM 1900 DECT<br>• LTE 频带 1、3、4、25<br>• UMTS | 脉冲调制<br>217 Hz | 2 | 0.3 | 28 |
| 1845 | | | | | | |
| 1970 | | | | | | |
| 2450 | 2400-2570 | • 蓝牙<br>• WLAN, 802.11 b/g/n<br>• RFID 2450<br>• LTE 频带 7 | 脉冲调制<br>217 Hz | 2 | 0.3 | 28 |
| 5240 | 5100-5800 | WLAN 802.11a/n | 脉冲调制<br>217 Hz | 0.2 | 0.3 | 9 |
| 5500 | | | | | | |
| 5785 | | | | | | |

**表 11-18.** AIM 标准测试电平

| RFID 规格 | 频率 | 测试电平 (RMS) |
|---|---|---|
| ISO 14223 | 134.2 kHz | 65 A/m |
| ISO/IEC 14443-3（A 类） | 13.56 MHz | 7.5 A/m |
| ISO/IEC 14443-4（B 类） | 13.56 MHz | 7.5 A/m |
| ISO/IEC 15693（ISO 18000-3 模式 1） | 13.56 MHz | 5 A/m |
| ISO 18999-3 模式 3 | 13.56 MHz | 12 A/m |
| ISO/IEC 18000-7 | 433 MHz | 3 V/m |
| ISO/IEC 18000-63 C 类 | 860–960 MHz | 54 V/m |
| ISO/IEC 18000-4 模式 1 | 2.45 GHz | 54 V/m |

**表 11-19.** 推荐 RF 隔离距离

| 呼吸机的电磁环境中辐射 RF 干扰受控。根据通讯设备的最大输出功率，通过保持轻便且移动的 RF 通讯设备（发射机）和呼吸机间建议的最小距离，呼吸机的客户或操作人员可以帮助预防电磁干扰。 | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 发射机的额定最大输出功率 (W) | ISM 频带外 150 kHz 到 80 MHz $d = 1.17\sqrt{P}$ | ISM 频带内 150 kHz 到 80 MHz $d = 1.2\sqrt{P}$ | 80 MHz 到 800 MHz $d = 1.2\sqrt{P}$ | 800 MHz 到 2.5 GHz $d = 2.3\sqrt{P}$ |
| 0.01 | 0.117 | 0.12 | 0.12 | 0.23 |
| 0.1 | 0.37 | 0.38 | 0.38 | 0.73 |
| 1 | 1.17 | 1.2 | 1.2 | 2.3 |
| 10 | 3.7 | 3.8 | 3.8 | 7.3 |
| 100 | 11.7 | 12 | 12 | 23 |

**表 11-19.** 推荐 RF 隔离距离（续）

**呼吸机的电磁环境中辐射 RF 干扰受控。根据通讯设备的最大输出功率，通过保持轻便且移动的 RF 通讯设备（发射机）和呼吸机间建议的最小距离，呼吸机的客户或操作人员可以帮助预防电磁干扰。**

| 发射机的额定最大输出功率 (W) | ISM 频带外 150 kHz 到 80 MHz | ISM 频带内 150 kHz 到 80 MHz | 80 MHz 到 800 MHz | 800 MHz 到 2.5 GHz |
|---|---|---|---|---|
| | $d = 1.17\sqrt{P}$ | $d = 1.2\sqrt{P}$ | $d = 1.2\sqrt{P}$ | $d = 2.3\sqrt{P}$ |

如果以上部分没有列出发射机的最大输出功率，则可以使用发射机厂家给出的发射机频率公式估计建议的隔离距离，其中 P 是发射机的最大输出功率额定值[1]。

**注 1：** 在 80MHz 和 800MHz 时，采用较高频率范围的间隔距离。

**注 2：** 这些准则未必适用于所有情形。电磁传播受到结构、物体及人员的吸收与反射影响。

通过磁场现场调查[2]，固定发射机的场强应该小于每个频率范围的顺应性级别[3]。在标有下列标记的设备附近，可能存在干扰：



1. 150 kHz 及 80 MHz 间的 ISM 频带及 80 MHz 和 2.5 GHz 间频带的顺应性级别目的是当移动 / 轻便的通讯设备带入患者区时减少其可能造成的干扰。由于此原因，当计算这些频率范围内发射机的隔离距离时使用 10/3 额外因子。
2. 来自如无线（蜂窝 / 无绳）电话基站、地面移动电台、业余无线电、 AM 和 FM 广播以及电视广播等固定发射器的场强度无法从理论上进行准确预测。为了评估固定 RF 发射机的电磁环境，应该考虑调查电磁场。如果 980 系列呼吸机运行所在位置测量的场强超过以上适用的 RF 顺应性，则应该观察 980 系列呼吸机以验证是否正常工作。如果观察到异常，则可能需要进行额外测量，如重新定向或定位呼吸机。
3. 在频率范围 150 kHz 到 80 MHz 之间，场强应小于 10 V/m。



**警告：**

**如果使用非 Covidien 公司规定的内部配件及电缆，则可能导致发射机系统辐射增加或抗扰度降低。**

**表 11-20.** 建议的电缆

| 部件编号及说明 | 电缆长度 |
|---|---|
| 10087151，电源线，10A，RA，ANZ | 10 ft (3 m) |
| 10087159，电源线，10A，RA，UK | 10 ft (3 m) |
| 10087155，电源线，10A， RA，EU | 10 ft (3 m) |
| 10087157，电源线，10A，RA，日本 | 10 ft (3 m) |
| 10087152，电源线，10A，RA，英国 | 10 ft (3 m) |
| 10087154，电源线，10A，RA，瑞士 | 10 ft (3 m) |
| 10081056，电源线，10A，RA，美国 | 10 ft (3 m) |

**表 11-20.** 建议的电缆（续）

| 部件编号及说明 | 电缆长度 |
|---|---|
| 10087156，电源线，10A，RA，以色列 | 10 ft (3 m) |
| 10087160，电源线，10A，RA，巴西 | 10 ft (3 m) |
| 10087153，电源线，10A，RA，中国 | 10 ft (3 m) |

## 11.10 安全测试

所有安全测试应该由有资质的维修人员按照规定的间隔进行进行。请参考第 7-20 页的“维修预防性维护频率”。

## 11.11 基本性能要求

遵循 ISO/EN 80601-2-12:2011，医疗电气设备，第 2-12 部分：危重护理呼吸机的基本安全及基本性能专用要求，呼吸机的基本性能及要求在此章节的呼吸机设置、报警设置及患者数据表中给出。*第 6 章*中确定的报警，包括氧气浓度报警以及气体故障报警。*第 3 章*中给出 AC 及电池备用电源信息，*第 3 章*出给出气体故障横向流信息。

如果由于所暴露的电磁干扰水平高于*表 11-16.* 中描述的干扰水平而导致基本性能丧失或下降，可能会发生以下情况：

- 部件故障
- 可编程参数或设置改变
- 重置为默认设置
- 工作模式改变
- 启动意外操作
- 单次呼吸输送量误差大于 35%
- 分钟输送量误差大于 25%
- 假阳性报警条件
- 无法报警

页面故意留空

# A BiLevel 2.0

## A.1 概述

本附录介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机上 BiLevel 2.0 通气模式的操作。

BiLevel 是一种混合通气模式，它结合了指令和自主呼吸的属性，并有呼吸定时设置，以确定选择何种呼吸类型。在 BiLevel 模式中，指令呼吸始终采用压力控制，而自主呼吸可以采用压力支持 (PS) 或导管补偿 (TC) 方式。

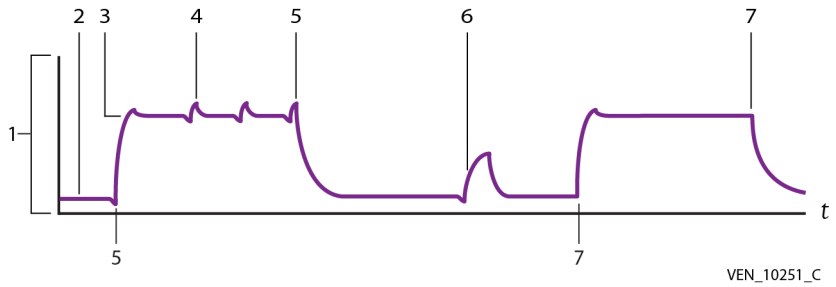
**图 A-1.** $P_L$ 水平上的自主呼吸




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $P_{CIRC}$ ($cmH_2O$) | 4 | $P_H$ |
| 2 | $T_H$ | 5 | $P_L$ |
| 3 | $T_L$ | 6 | 自主呼吸 |

BiLevel 与 SIMV 模式类似，只是 BiLevel 要建立两个水平的气道正压。两个压力水平之间的循环可以由 BiLevel 定时设置或患者触发。

**图 A-2.** BiLevel 模式




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力（Y－轴） | 5 | 同步转换 |
| 2 | $P_L$ | 6 | 压力支持 |
| 3 | $P_H$ | 7 | 按时间转换 |
| 4 | 自主呼吸 | | |

这两个压力水平分别称为低压 ($P_L$) 和高压 ($P_H$)。在任一压力水平下，患者可以自主呼吸，而自主呼吸可以由导管补偿或压力支持方式辅助。BiLevel 可以分别监测指令和自主潮气量。

BiLevel 中的吸气时间和呼气时间分别为高压时间 ($T_H$) 和低压时间 ($T_L$)。在上述吸气时间和呼气时间内，$P_H$ 在 $T_H$ 内维持不便，而 $P_L$ 则在 $T_L$ 内维持不变。

## A.2 预期用途

BiLevel 适用于成人、小儿和新生儿患者。

## A.3 安全符号定义

本节包含了用户安全事项，用户在使用呼吸机时，务必小心谨慎。

**表 A-1.** 安全符号定义

| 符号 | 定义 |
|---|---|
|  | **警告**<br>**警告用于提醒用户可能会对患者、用户或环境带来的严重后果（死亡、人身伤害或负面事件）。** |
|  | **注意事项**<br>**用于提醒用户注意安全和产品的有效使用。** |
|  | **注意**<br>用于提供其他指示和信息。 |



**警告：**
**该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。**

## A.4 设置 BiLevel

BiLevel 是一种呼吸模式（还有 A/C、SIMV 和 SPONT）。

### 设置 BiLevel

1. 在呼吸机设置屏幕上键入 PBW 或性别与身高。
2. 点击 *BiLevel*。选择 BiLevel 模式后，呼吸机会采用 PC 指令呼吸类型，这是不能改变的。
3. 选择自主呼吸类型（PS 或 TC）。
4. 选择触发器类型（$P_{-TRIG}$ 或 $\dot{V}_{-TRIG}$）。
5. 选择想要的呼吸机设置值。此时会出现 BiLevel 模式的默认设置值。若要改动某项设置，点击按钮，并转动旋钮调至相应的值。$P_H$ 始终要比 $P_L$ 至少高出 5 $cmH_2O$。

**注释：**
上升时间 % 设置用于确定转换后从 $P_L$ 上升至 $P_H$ 的时间，对于自主呼吸来说，即使在压力支持 ($P_{SUPP}$) = 0 时，呼气敏感度 ($E_{SENS}$) 仍适用于所有自主呼吸。

6. 设置 $T_L$、$T_H$，或 $T_H$ 与 $T_L$ 的比。若要选择能使 $T_H$:$T_L$ 比大于 1:1 或 4:1 的设置值，在到达 1:1 和 4:1 的极限值时，必须点击“继续”按钮确认。

**图 A-3.** BiLevel 设置屏幕




7. 点击“开始”。

8. 点击呼吸机设置屏幕旁边的相应选项卡来设置窒息通气和报警设置值，并作相应改动。

## A.5 使用 BiLevel 压力支持。

BiLevel 模式下的自主呼吸可以根据相关规则（请参考第 A-5 页的“有压力支持的 *BiLevel* 模式”），通过压力支持来辅助。

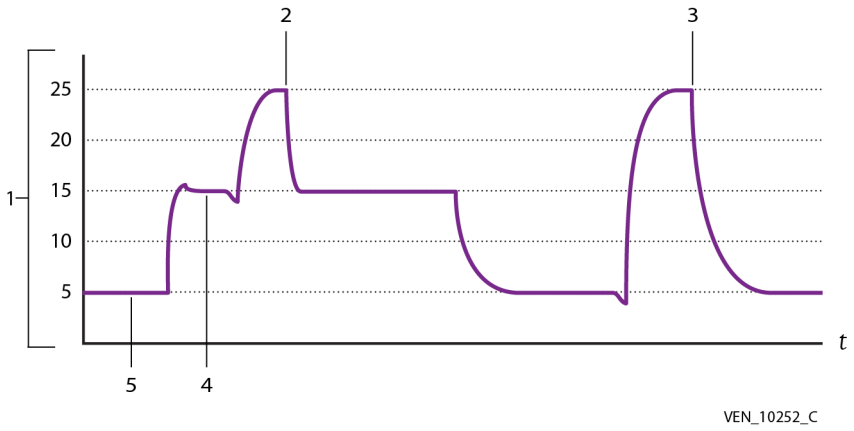
- 压力支持 ($P_{SUPP}$) 可用来辅助在 $P_L$ 和 $P_H$ 水平下的自主呼吸。$P_{SUPP}$ 始终要相对于 $P_L$ 来设置。目标压力 = $P_L$ + $P_{SUPP}$。

- 自主呼吸患者在 $P_H$ 水平下的自主呼吸没有压力支持，除非 $P_{SUPP} > (P_H - P_L)$。所有自主呼吸（无论是否有压力支持）都是有 1.5 $cmH_2O$ 的压力辅助的。
- 如果 $P_{SUPP} + P_L$ 大于 $P_H + 1.5\ cmH_2O$，$P_L$ 水平下的所有自主呼吸都有 $P_{SUPP}$ 设置值的辅助，且 $P_H$ 水平下的所有自主呼吸都有 $P_{SUPP} - (P_H - P_L)$ 的辅助。
- 所有没有 PS 或 TC 的自主呼吸（例如经典的 CPAP 呼吸）都是有 1.5 $cmH_2O$ 的吸气压力辅助的。

例如，如果 $P_L = 5\ cmH_2O$，$P_H = 15\ cmH_2O$，且 $P_{SUPP} = 20\ cmH_2O$：

- 所有 $P_L$ 水平下的自主呼吸都有 20 $cmH_2O$ 的压力支持辅助 $(P_L + P_{SUPP})$，总压力达到 25 $cmH_2O$，而且
- 所有 $P_H$ 水平下的自主呼吸都有 10 $cmH_2O$ 的压力支持辅助 $(P_{SUPP} - (P_H - P_L))$，总压力达到 25 $cmH_2O$。

**图 A-4.** 有压力支持的 BiLevel 模式




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力（Y－轴） | 4 | $P_H$ |
| 2 | $P_H$ 压力支持 = 10 $cmH_2O$ | 5 | $P_L$ |
| 3 | $P_L$ 压力支持 = 20 $cmH_2O$ | | |

在自主呼吸过程中，压力目标值是相对于 $P_L$ 来计算的。

## A.6 BiLevel 模式下的手动吸气



在 BiLevel 模式下按下 MANUAL INSP 键可以使呼吸机：

- 循环至 $P_H$，如果当前压力水平为 $P_L$。
- 循环至 $P_L$，如果当前压力水平为 $P_H$。

为避免呼吸堆叠，在呼气的最初阶段，呼吸机不能从一个压力水平循环到另一个。

## A.7 BiLevel 模式下的呼吸力学操作

在 BiLevel 中，呼吸力学操作限制为吸气暂停和呼气暂停操作。

## A.8 规格

有关下列规格，请参考本手册第 *11* 章，表格呼吸机设置范围及分辨率：

- 低压 ($P_L$)
- 高压 ($P_H$)
- 低压时间 ($T_L$)
- 高压时间 ($T_H$)
- $T_H$:$T_L$ 比
- 呼吸频率 (*f*)
- 上升时间 %

# A.9 技术说明

BiLevel 是一种在操作人员设置的两个压力水平 $P_L$ 和 $P_H$ 之间交替循环的呼吸模式。压力持续时间由操作人员设置的定时变量 $T_L$ 和 $T_H$ 决定。两个压力水平 $P_L$ 和 $P_H$ 之间的转换，与 PC 中的呼吸阶段转换类似。

在 $T_L$ 和 $T_H$ 的极端范围时，BiLevel 可以模拟单次呼吸类型模式 A/C - PC，或更多复杂的呼吸类型模式，即“类似变频”的 IMV。如果假设 $T_H$ 和 $T_L$ 相对于 PBW 为“正常值”（例如 $T_H$:$T_L$» 1:2 或 1:3），如果性质与 A/C - PC不同，则 BiLevel 会假定呼吸型态与之类似。不过，随着 $T_L$ 在 $T_H$:$T_L$ 比超过 4:1 时开始缩短，呼吸型态会出现明显不同的性状。在极端情况下，$P_H$ 压力下被夸大的时间以及降至 $P_L$ 会和 John Downs* 专利型式以及被定义为 APRV 的型式吻合。

在类似 A/C-PC 型式和类似 APRV 的型态之间，有一些 $T_H$ 和 $T_L$ 时间间隔稍长的型态，可以允许患者有充分的时间在 $P_H$ 和 $P_L$ 水平下自主呼吸。在这些时间比 APRV 稍短的呼吸型态中，BiLevel，如 SIMV，可认为是同时提供了指令和自主呼吸类型。从这个角度，可将 BiLevel 和 SIMV 归结为混合模式。

在 BiLevel 模式下，要直接调整这三个呼吸定时参数中的任一个，可点击设置屏幕上呼吸定时工具栏内与 $T_H$、$T_L$ 或 $T_H$:$T_L$ 比相关联的挂锁图标。

而在 BiLevel 模式中，在任一压力水平以自主方式触发的呼吸都可以通过压力支持 (PS) 或导管补偿 (TC) 呼吸型式的更高吸气压力来补充。

## A.9.1 BiLevel 模式下的同步

与 BiLevel 试图将自主呼吸输送与患者的吸气和呼气动作同步类似，它也会试图使两个压力水平之间的转换与患者的呼吸动作实现同步。这就允许延长 $T_H$，以防止压力在患者自主吸气的过程中转换到 $P_L$。与之类似，$T_L$ 间隔也可以延长，以防止压力在患者自主呼气的过程中转换到 $P_H$。

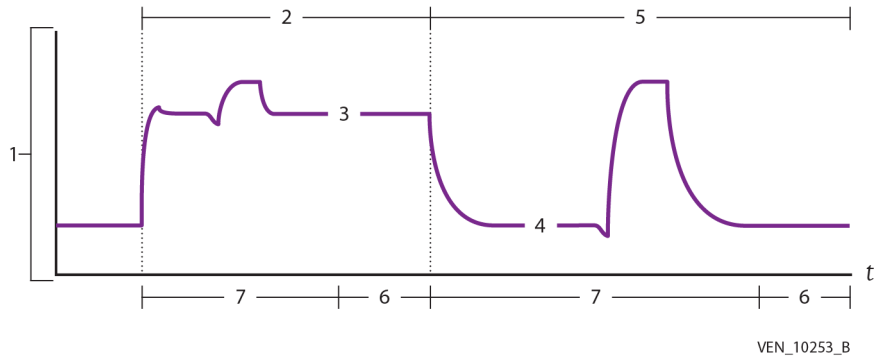
*. Downs, JB, Stock MC.气道压力释放通气：通气支持的新概念。Crit Care Med 1987;15:459-461

触发器敏感度设置 ($P_{SENS}$ 或 $\dot{V}_{SENS}$) 用于同步从 $P_L$ 到 $P_H$ 的转换。从 $P_H$ 降至 $P_L$ 的转换与患者的自主呼气动作同步。BiLevel 算法会对 $T_L$ 和 $T_H$ 时间间隔作适当变动，以便使 $P_L$ 和 $P_H$ 之间的转换与患者的呼吸型态吻合。

$T_H$ 和 $T_L$ 的实际时长会根据患者在此期间是否有任何自主吸气动作而变动。

为了管理与患者呼吸型态的同步，BiLevel 算法将 $T_H$ 和 $T_L$ 时长分成自主和同步间隔，如下图所示。

**图 A-5.** 自主和同步时段




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 压力（Y－轴） | 5 | $T_L$ |
| 2 | $T_H$ | 6 | 同步间隔 |
| 3 | $P_H$ | 7 | 自主间隔 |
| 4 | $P_L$ | | |

通过将 $T_H$ 和 $T_L$ 分成自主和同步阶段，BiLevel 就能以预测型态对患者的动作（或没有动作）给予响应：

- 在每个压力水平下的自主间隔期，成功的吸气动作可以让呼吸机进行自主呼吸。
- 在 $T_L$ 同步间隔期，成功的吸气动作可以让呼吸机从 $P_L$ 循环至 $P_H$。如果没有自主（患者）动作，这一转换就会在 $T_L$ 期结束后进行。
- 在 $T_H$ 自主间隔期间，成功的呼气动作可以让呼吸机从 $P_H$ 循环至 $P_L$。如果没有自主呼气动作，压力就会在 $T_H$ 期结束后转换到 $P_L$ 水平。

### A.9.2 BiLevel 模式下的患者监测

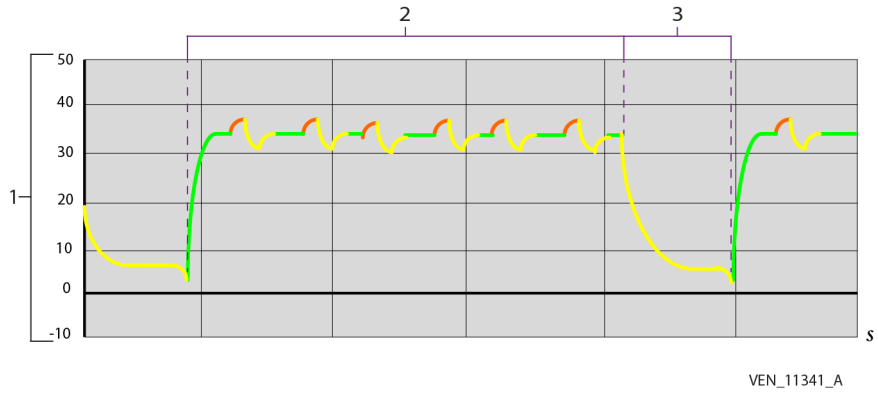
如果患者在任一压力水平自主呼吸，BiLevel 就会监测并显示总呼吸频率，包括指令和自主呼吸。BiLevel 还会显示指令和自主呼吸情况下的呼出潮气量和总分钟呼气量。

### A.9.3 BiLevel 模式下的 APRV 策略

延长 $T_H$ 期及缩短 $T_L$ 期使指令呼吸气量不完全呼出，会引起 $T_H$:$T_L$ 比倒置。在这种 $T_H$:$T_L$ 比大于 4:1 的呼吸定时配置情况下，BiLevel 会变成气道压力释放通气 (**A**irway **P**ressure **R**elease **V**entilation，APRV)。

APRV 的特点是 $T_H$ 时间长，$T_L$ 时间短（通常少于 1 秒），且 $T_H$:$T_L$ 比倒置。因为在这种呼吸定时设置情况下，所有患者触发的自主呼吸都是在 $T_H$ 期间发生的，APRV 与 CPAP 通气相似，会有偶尔和短期的、被称为“减压”的、由 *f* 设置值控制的不完全呼气。

**图 A-6.** 在 $P_H$ 水平下进行自主呼吸的 APRV




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | $P_{CIRC}$ ($cmH_2O$) | 3 | 压力释放时间 ($T_L$) 缩短 |
| 2 | 吸气时间 ($T_H$) 延长 | | |

在 APRV 中，$P_H$ 水平的设置要能够优化肺部对自主呼吸的顺应性，同时又能保持提升的平均气道压力以促进氧化；$P_L$ 水平以及 $T_L$ 的设置，用于控制指令呼吸的呼气释放气量，以帮助管理 $CO_2$ 和肺泡换气；而 *f* 设置值用于控制每分钟的减压次数，来帮助管理患者的 $CO_2$ 水平。f 设置值也会影响平均气道压力。

在 APRV 中，操作人员在设置 BiLevel 时可以允许直接控制 $T_L$，以确保 *f* 设置值的变动不会在无意中延长 $T_L$ 时间，从而引起呼气结束时肺泡气量的不稳定。在 $T_L$ 时间被锁定的情况下，If设置值的变动会引起$T_H$的改变，以适应新的 *f* 设置值，同时保持设定的 $T_L$ 不变。

### A.9.4 BiLevel 的技术结构

在 BiLevel 模式中，呼吸机会建立两个基础压力水平。一个压力水平与为所有常用通气模式而设置的标准 PEEP 水平基本相同，另一个压力水平则是在 $T_H$ 上建立的。这两个压力水平都允许 CPAP、TC 和 PS 呼吸。呼吸时间设置决定了患者是否可以启动上述任一种呼吸类型。

## A.10 模式变动

从其他模式改变至 BiLevel 模式需要遵守模式变动的基本规定：

- 这种变动应尽快完成，不能影响吸气和呼气。
- 在吸气期间，呼吸是不堆叠的。

# B Leak Sync

## B.1 概述

本附录介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机上 Leak Sync 选项的操作。Leak Sync 选项能够让呼吸机补偿呼吸回路中的漏气，同时还能准确检测出促发呼吸并使之循环的患者动作。由于 Leak Sync 能够让呼吸机区分因为漏气或是患者呼吸动作而引起的流量，因而可以提供动态补偿并加强患者与呼吸机之间的同步。有关基本参数和操作信息，请参考本手册第 4 章。

## B.2 预期用途

Leak Sync 旨在补偿无创和有创通气过程中呼吸回路的漏气。Leak Sync 可以准确计算出瞬时漏气速度，从而正确检测出患者呼吸阶段的转换，并可以影响呼吸功。Leak Sync 仅适用于新生儿、小儿和成人患者。

## B.3 安全符号定义

本节包含了用户安全事项，用户在使用呼吸机时，务必小心谨慎。

**表 B-1.** 安全符号定义

| 符号 | 定义 |
|---|---|
|  | **警告**<br>**警告用于提醒用户可能会对患者、用户或环境带来的严重后果（死亡、人身伤害或负面事件）。** |
|  | **注意事项**<br>**用于提醒用户注意安全和产品的有效使用。** |
|  | **注意**<br>用于提供其他指示和信息。 |



**警告:**
**该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。**

## B.4 Leak Sync

呼吸回路的漏气会导致呼吸机错误检测患者的吸气动作（称为“自动触发”），或延误压力支持的呼气。面罩等患者接口尤其容易发生较大漏气。不准确的吸气和呼气指示会导致患者与呼吸机之间不同步，并增加呼吸功。

改变吸气或呼气灵敏度设置值可以暂时纠正这个问题，但需要经常性的临床干预，以确保随情况恰当调节变化灵敏度（例如在患者移动或回路漏气改变的情况下）。

Leak Sync 可以给呼吸回路增加流量，以补偿漏气。最大的 Leak Sync 流量适用于呼气期间的最大基本流量补偿。在基于压力的吸气过程中，总输送流量（漏气流量加上吸气流量）不能超过最大总流量。

下表显示了设定 PEEP 压力下的最大漏气速度，Leak Sync 会根据患者类型进行补偿。

**表 B-2.** 基于患者类型的最大漏气补偿流量

| 患者类型 | 在 PEEP 的最大漏气补偿流量 | 最大总流量 |
|---|---|---|
| 新生儿 | 15 L/min | 50 L/min |
| 儿童 | 40 L/min（如果压缩机是空气源，则为 25 L/min） | 120 L/min |
| 成人 | 65 L/min（如果压缩机是空气源，则为 25 L/min） | 200 L/min |

**警告:**
**在有严重漏气的情况下，由于流量的限制，可能达不到目标压力。**

## B.5 设置 Leak Sync

有关呼吸机设置的更多信息，详见本手册第 4 章。

### 启用 Leak Sync

1. 在呼吸机设置屏幕上，点击“更多设置”选项卡。
2. 点击 Leak Sync 区的“已启用”。
3. 点击“全部接受”启用 Leak Sync。

**图 B-1.** 启用 Leak Sync




**注释：**

当回路类型为“小儿”或“成人”、且通气类型为“Invasive”时，Leak Sync 的默认值为**已禁用**。否则，Leak Sync 的默认值为**已启用**。

**注释：**

Leak Sync 不允许用于导管补偿 (TC) 和按比例辅助通气 (PAV+) 呼吸类型。

## B.6 当启用 Leak Sync 时

请参考第 B-5 页的“*Leak Sync 启用时的 GUI 屏幕*”，查看启用 Leak Sync 时 GUI 的屏幕显示实例。

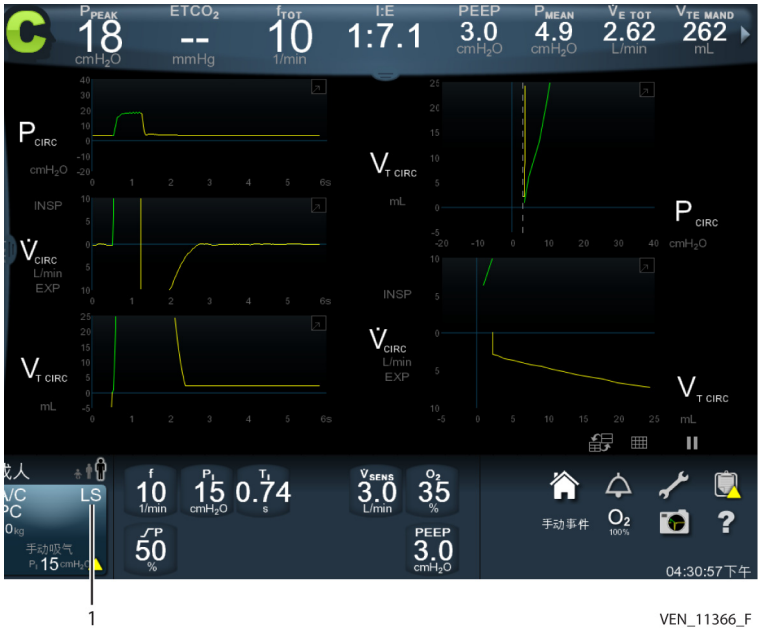
- GUI 屏幕上的“呼吸机设置”按钮表示 Leak Sync 当前已激活。
- $D_{SENS}$ 的显示单位是 L/min 而非 %。
- 如果呼吸机检测到呼吸力学操作过程中有漏气，就会显示“发现漏气”的系统提示。

- 新的漏气或者漏气速度的变化通常可以定量检测，并在 3 次呼吸中进行补偿。被监测的患者数据在经过几次呼吸后便会稳定下来。
- 按正常做法选择吸气灵敏度设置。如果呼吸机自动触发，可尝试增加流量灵敏度值 ($\dot{V}_{SENS}$)。

**注释：**
没有“发现漏气”的系统提示并不表示没有漏气。

**注释：**
当通气类型为 NIV 时或选择了新患者且回路类型为“新生儿”时（无论通气类型为何），Leak Sync 会自动启用。如果在 Leak Sync 已禁用而通气类型为“有创”（但通气类型会改为 NIV）时，它会保持禁用。LeakSync 会在通气类型设置为“INVASIVE”（有创）且回路类型为“成人”或“小儿”时变为禁用。

**图 B-2.** Leak Sync 启用时的 GUI 屏幕




1 “呼吸机设置”按钮上会出现 LS，提醒操作人员 Leak Sync 已启用。

### B.6.1 调节回路断开灵敏度 ($D_{SENS}$)

当启用 Leak Sync 时，系统会根据 $D_{SENS}$ 设置值（即设定 PEEP 条件下的最大允许漏气速度）激活回路断开报警。

当禁用 Leak Sync 时，$D_{SENS}$ 会自动设置为 75%。

**警告：**
**当通气类型 = NIV 且 Leak Sync 被禁用时，$D_{SENS}$ 会自动设置为 OFF。**

有关 Leak Sync 启用时 $D_{SENS}$ 设置值的综述，请参考下表。请注意，可以将 $D_{SENS}$ 设置在 Leak Sync 最大流速以下。

**表 B-3.** $D_{SENS}$ 设置值

| 呼吸回路类型 | $D_{SENS}$ 设置值 | 最大总流量 |
|---|---|---|
| 新生儿 | 范围：1 到 15 L/min<br>默认值：2 L/min（有创通气）<br>5 L/min (NIV) | 50 L/min |
| 小儿 | 范围：1 到 40 L/min<br>默认值：20 L/min | 120 L/min |
| 成人 | 范围：1 到 65 L/min<br>默认值：40 L/min | 200 L/min |

**警告：**
**$D_{SENS}$ 设置值高于必要水平可能会妨碍及时发现导管意外拔出的情况。**

### B.6.2 被监测的患者数据

启用 Leak Sync 时，“更多患者数据”屏幕上会多显示 3 个参数，并在每次呼吸时更新。敲击患者数据栏上的选项卡就可以显示“更多患者数据”屏幕。这些漏气参数也可以在患者数据栏和大字体患者数据面板上设置。

**图 B-3.** Leak Sync 被监测的患者数据




1 Leak Sync 参数

有关下列被监测的患者数据参数，请参考本手册*第 11 章*中的表：*患者数据范围及分辨率*

- $V_{LEAK}$
- %LEAK
- LEAK

屏幕显示的呼出潮气量 ($V_{TE}$) 和吸入潮气量 ($V_{TL}$) 值已经过漏气补偿，表示吸入或呼出的肺部气量。$V_{TE}$ 和 $V_{TL}$ 的精确度在启用 Leak Sync 的情况下也会改变（更多内容参见技术讨论部分）。Leak Sync 期间的流量图形显示表示的是预计肺部流量。

## B.7 技术讨论

呼吸回路漏气的管理对于确保恰当的触发和循环、充分通气以及有效的患者数据具有非常重要的意义。检测和监测漏气可以改善治疗效果，降低患者的呼吸功，并为临床评估提供更准确的信息。

Leak Sync 让我们认识到，压力的变化会导致接口材料偏移和漏气量的变化。Leak Sync 漏气模型包括一个刚性的漏气口，其尺寸不随压力变化；还有一个弹性漏气源，其尺寸与作用压力呈函数关系。这种算法为预计瞬时漏气提供了一种更为准确的方法，从而可以改善气道压力变化情况下患者和呼吸机之间的同步。

Leak Sync 允许呼吸机决定漏气水平，并允许操作人员将流量触发器和峰值流量灵敏度设置为选定的阈值。呼气期间的基本流量设置为：

- 流量触发：1.5 L/min + PEEP 水平下的预计漏气流量 + 流量灵敏度。
- 压力触发：1.0 L/min + PEEP 水平下的预计漏气流量。

### B.7.1 Leak Sync 期间的吸入潮气量 ($V_{TL}$) 精度

请参考第 11-19 页的“患者数据范围及分辨率”，$V_{TL}$ 参数，查阅 $V_{TL}$ 精度。

对于读数 < 100 mL，精度范围在吸气漏气量百分比为 < 80% 时适用，其中漏气量百分比为：

（吸气期间的漏气量/总输送吸气量）x 100

**注释：**
当 Leak Sync 启用时，吸入潮气量用 $V_{TL}$ 表示，而当 Leak Sync 被禁用时，则用 $V_{TI}$ 表示。

### B.7.2 Leak Sync 期间的呼出潮气量 ($V_{TE}$) 精度

请参考第 11-19 页的“患者数据范围及分辨率”，$V_{TE}$ 参数，查阅 Leak Sync 启用时的精度。

其中 $T_E$ = 呼气达到患者实际呼气量 90% 的时间。

对于读数 < 100 mL，精度范围在吸气漏气量百分比为 < 80% 时适用，其中漏气量百分比为：

（吸气期间的漏气量/总输送吸气量）x 100

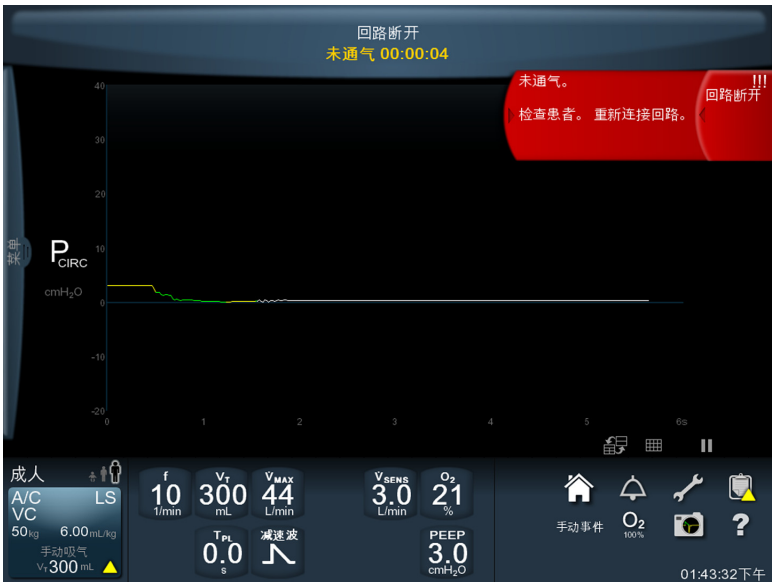
### B.7.3 %LEAK 计算

请参考第 11-19 页的“患者数据范围及分辨率”，% LEAK 参数，查看规格。

### B.7.4 Leak Sync 期间的回路断开报警

如果整个呼吸期间的总漏气量超过从 $D_{SENS}$ 设置值所得出的最大漏气量，系统就会激活回路断开报警。在 VC 期间，如果 3 次连续呼吸的吸气末压力下降到（设定 PEEP + 1 $cmH_2O$）以下，也会激活回路断开报警。屏幕上会显示以下报警信息：

**图 B-4.** VC 期间回路断开




如果使用了压缩机且 $D_{SENS}$ 设置为 > 25 L/min，则应使用 25 L/min 的 $D_{SENS}$ 值来确定回路断开报警。如果 LEAK > 25 L/min，报警提示框就会显示以下信息：

检查患者。重连回路。*Leak* 可能会超过压缩机的最大补偿值。

如果呼吸机检测到患者连接，就会恢复正常工作。

# C PAV™+

## C.1 概述

本附录介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机上 PAV™* + 软件选项的操作。

Proportional Assist™* Ventilation (PAV+) 旨在通过降低患者在肺部机能受到影响的情况下所增加的呼吸功来优化自主呼吸患者的呼吸功。

PAV+ 呼吸类型与压力支持 (PS) 呼吸类型的不同之处在于：

PAV+ 的作用相当于一个吸气放大器，放大倍数由 % 支持设置值 (% Supp) 确定。PAV+ 软件可以持续监测患者的瞬时吸气流量和瞬时肺容量，这些都是患者吸气力度的指征。这些信号，加上对患者阻力和顺应性的后续预计，使得软件可以马上计算出患者导管 Y 型口处帮助患者吸气肌达到选定的 %Supp 设置值所需要的压力。吸气要求越高，呼吸机的支持力度就越大。

PAV+ 软件可以降低无意输入不当设置值的风险，如为较小的预计体重 (PBW) 配了较大的气道。

## C.2 预期用途

PAV+ 适用于呼吸机预计体重 (PBW) 设置值至少为 25.0 kg (55 lb) 的自主呼吸成人患者。患者必须插入内径 (ID) 为 6.0 mm – 10.0 mm 的气管插管 (ET) 或气管切开 (Trach) 导管。患者必须具备良好的神经－通气结合以及稳定、持续的吸气动力。

---

*. Proportional Assist 和 PAV 是加拿大 Manitoba 大学的注册商标。凭许可证使用。

## C.3 安全符号定义

本节包含了用户安全事项，用户在使用呼吸机时，务必小心谨慎。

**表 C-1.** 安全符号定义

| 符号 | 定义 |
|---|---|
|  | **警告**<br>**警告用于提醒用户可能会对患者、用户或环境带来的严重后果（死亡、人身伤害或负面事件）。** |
|  | **注意事项**<br>**用于提醒用户注意安全和产品的有效使用。** |
|  | **注意**<br>用于提供其他指示和信息。 |



**警告:**
**该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。**



**警告:**
**PAV+ 呼吸类型在无创通气 (NIV) 状态下不可用。请勿使用面罩、鼻导管、无套囊 ET 管等无创通气患者接口，因为与这些接口相关的漏气可能会造成过度辅助及患者不适。**



**警告:**
**呼吸回路和人工气道不得有漏气。漏气可能会造成过度辅助及患者不适。**



**警告:**
**务必设置恰当的潮气量报警报警高、低限值，因为肺顺应性预计过度可能会导致支持不足，从而使输送量低于理想潮气量。**

# C.4 PAV+

**警告:**
**确保呼吸回路或人工气道套接口周围没有严重漏气。严重漏气会影响 PAV+ 选项的性能以及阻力 (R) 和弹性 (E) 估值的准确性。**

**警告:**
**请勿在 PAV+ 选项中使用硅胶呼吸回路：在呼气开始时，硅胶回路的弹性会造成压力－流量的摇摆，从而造成对患者阻力预计不足。**

吸气动作需要患者的吸气肌在口腔和肺泡之间产生一个足以将呼吸气体吸入肺部并在肺内扩张的压力梯度。这一压力梯度有些会随着气体通过人工气道和患者的导气道而部分消散，有些会在肺部和胸腔扩张时消散。压力消散的每一个元素都可以用可测量的属性来表示：人工气道和患者气道的阻力，以及肺和胸腔的顺应性（或弹性）。

PAV+ 软件使用包括人工气道的阻力、患者气道的阻力、肺部和胸腔的顺应性、瞬时吸气流量和肺容量，以及 % Supp 设置值等特定信息来计算待施加到患者连接端口（患者Y型口）处的瞬时压力。PAV+ 软件会在每 4 – 10 次呼吸随机预计患者的阻力和顺应性。软件每 5 *ms* 就会根据对患者 Y 型口处的预计流量来预计肺部流量，并根据预计的肺部流量的整数部分来预计肺容量。

当（患者吸气肌产生的）流量在患者 Y 型口处出现时，PAV+ 就开始辅助吸气。如果患者停止吸气，辅助也同时停止。吸气流量一旦开始，PAV+ 软件就会每隔 5 *ms* 监测瞬时流量和容量，并用计算所得压力来克服整个人工气道和患者气道以及肺/胸腔顺应性所分散的一定比例（由 %Supp 设置值决定）的压力损失。

在选择 PAV+ 呼吸类型时，由于 PAV+ 算法并不了解患者的呼吸力学，因此软件会执行一次启动例检来获取初始数据。在启动时，PAV+ 软件会输送 4 次连续 PAV+ 呼吸，每一次呼吸都包括一次吸气末暂停操作，以产生对患者阻力和顺应性的估值。不过，第一次呼吸是采用人工气道的预计阻力和对患者阻力及顺应性的保守预测（根据患者的 PBW）送达的。

下三次呼吸中的每一次都用从上次呼吸预计的阻力和顺应性来平均逐步下降的生理值，以每一次后续呼吸加权来逐步降低先前的预计，并得出更加可靠的阻力和顺应性估值。第 5 次 PAV+ 呼吸（第一次非启动呼吸）是使用含临床医师设置的 %Supp 设置值的最终估值送达的。一旦启动完成，PAV+ 软件会在最后一次测算呼吸后，每 4 – 10 次呼吸左右随机施加一次测算呼吸，以重新预计患者的阻力和顺应性。新值总是用之前的值来平均。

PAV+ 选项能够以图形方式显示患者肺部压力（内源性 PEEP）、患者顺应性、患者阻力、总阻力、总吸气功、患者吸气功、吸气弹性功（肺－胸腔功的指征值）和吸气阻力功的估值。

% Supp 设置值的范围从最小 5%（呼吸机提供的吸气功为 5%，患者 95%）到最大 95%（呼吸机提供的吸气功为 95%，患者 5%），调整步长为 5%。

PAV+ 选项中还包括报警限值、安全校验和逻辑校验，可以拒绝患者阻力和顺应性的非生理值以及不适合的数据。

湿化类型和气量可在运行 SST 后调节，但如果在不重新运行 SST 的情况下做出这些更改，呼吸机会在计算阻力和顺应性时做出假设。为获得理想的呼吸输送，请在更改湿化类型和湿化器容量后运行 SST。

## C.4.1 设置 PAV+

### 设置 PAV+

1. 在呼吸机设置屏幕中，进入患者性别和体重或患者 PBW。
2. 点击 INVASIVE 通气类型。
3. 点击 SPONT 模式。
4. 点击 PAV+ 选择自主呼吸类型。
5. 点击所需的触发器类型（$P_{-TRIG}$ 或$\dot{V}_{-TRIG}$）。
6. 选择导管类型。
7. 选择套管内径。一开始时，系统会根据在呼吸机启动时键入的 PBW 显示一个默认值。如果该内径与正在使用的气道不匹配，请转动旋钮调节内径设置值。

**注释：**
如果操作人员选择了一个与下表中列出的 PBW/导管内径范围对不相应的内径，点击“继续”按钮忽略导管内径设置值。如果您尝试选择了一个小于 6.0 mm 或大于 10 mm 的导管内径，就达到了硬界限限值，因为 PAV+ 不能用于小于 6.0 mm 或大于 10.0 mm 的导管。点击“消除”按钮时，设置值仍为上次选择的导管内径。点击“接受”或“全部接受”以接受更改，或点击“取消”按钮取消更改。

8. 按本手册*第 4 章*所述继续设置呼吸机。

**注释：**
如果 Leak Sync 当前已启用，选择 PAV+ 后则会被禁用。

**图 C-1.** 呼吸机设置屏幕




**注释：**
当呼吸机用于上次 PAV+ 通气的同一患者时，GUI 会显示一个提醒图标以及上次所使用的导管类型和导管内径，用于提醒临床医师在设置呼吸机时核对这些设置值。

## C.4.2 PBW 和导管内径

呼吸机会基于 PBW 采用“软界限”和“硬界限”值作为预计的导管内径。软界限是呼吸机对推荐高限和低限的设置值。调节导管尺寸时，如果内径与有效预计体重不匹配，系统就会显示一个“继续”按钮。如要在这些软界限范围之外设置呼吸机设置值，操作人员需要点击“继续”按钮确认系统提示，然后再继续调节导管尺寸。调节导管内径时无法超出的限制称为硬界限，呼吸机会在达到硬界限后发出无效输入提示音。

**警告:**
**务必键入正确的人工气道内径。因为 PAV+ 会放大流量，键入一个比实际值小的气道内径会使基于流量的压力辅助给患者过度支持，从而可能导致较高 % Supp 值水平下短暂的辅助过度。反之，键入一个比实际值大的气道内径会造成支持不足。PAV+ 软件会监测 PBW 和人工气道的设置值。如果 PBW 和导管内径设置值与上述 PBW/导管内径范围对不匹配，请确认或更正设置值。确认或更正实际内径尺寸可以最大限度地降低 PAV+ 支持过度或不足的可能性。**

**若要将新设置值应用于人工气道，请按以下步骤操作**




1. 点击 GUI 屏幕左下角的“呼吸机设置”。
2. 点击“导管类型”并转动旋钮，选择“Trach”或“ET”，设置导管类型。
3. 点击“导管内径”并转动旋钮调节导管内径。
4. 点击“接受”或“全部接受”按钮应用新设置值，或按“取消”以取消。

**应用新的湿化器设置**

1. 点击“更多设置”选项卡。
2. 点击相应的“湿化类型”按钮。
3. 对于非 HME 湿化类型，点击“湿化器容量”按钮，然后转动旋钮调节（空的）湿化器容量。
4. 点击全部接受应用改动。

**警告：**
**为确保 PAV+ 呼吸和呼吸量测定的准确性，请在对湿化类型或湿化容量设置值进行改动之后运行 SST。拟使用的回路务必要能与 SST 配套。**

### C.4.3 窒息通气参数调节

接受 PAV+ 设置值之后，点击“窒息通气设置”屏幕按要求调节窒息通气参数。

### C.4.4 报警设置值调节

PAV+ 包含了高吸入潮气量 ($\uparrow V_{TI}$) 和低自主呼吸呼出潮气量报警 ($\downarrow V_{TE\ SPONT}$) 限值设定。请参考第 C-9 页的“*PAV+ 报警*”。

**注释：**
由于 PAV+ 允许呼吸多样化，$\downarrow V_{TE\ SPONT}$ 报警默认为 OFF，以减少无效报警。为了监测到足够的通气，请使用 $\downarrow \dot{V}_{E\ TOT}$ 报警状况代之。

**调节报警设置值**

1. 点击“报警”选项卡查看当前报警设置。
2. 点击每一项需要改动的报警限值的按钮。
3. 转动旋钮，调节报警限值。建议值为高亮显示。在应用改动之前，您可以更改多项报警限值。
4. 点击接受或全部接受应用改动，或触摸“取消”按钮取消。

### C.4.5 PAV+ 呼吸机设置

参考本手册*第 11 章*中的表*呼吸机设置范围及分辨率*，查看 PAV+ 呼吸机设置中下列参数的综述：

- % Supp
- 呼气灵敏度 ($E_{SENS}$)
- 导管类型
- 导管内径
- 触发器类型

### C.4.6 PAV+ 报警设置

参考本手册*第 11 章*中的表*报警设置范围及分辨率*，查看 PAV+ 激活时下列可用报警设置值的综述：

- 高吸入潮气量限值 ($\uparrow V_{TI}$)
- 低自主呼吸呼出潮气量 ($\downarrow V_{TE\ SPONT}$)

### C.4.7 被监测的数据

参考本手册*第 11 章*中的*患者数据范围及分辨率*了解与 PAV+ 关联的下列监测数据：

- 基于 PAV 的肺顺应性 ($C_{PAV}$)
- 基于 PAV 的肺部弹性 ($E_{PAV}$)
- 基于 PAV 的肺部阻力 ($R_{PAV}$)
- 基于 PAV 的总气道阻力 ($R_{TOT}$)
- 吸入潮气量 ($V_{TI}$)

有关监测数据绝对限值，请参考下表。

**表 C-2.** PAV+ 监测数据绝对限值

| PBW (kg) | $R_{PAV}$ ($cmH_2O/L/s$) | $C_{PAV}$ ($mL/cmH_2O$) | $E_{PAV}$ ($cmH_2O/L$) |
|---|---|---|---|
| 25 | 0 – 50 | 2.5 – 29 | 34 – 400 |
| 35 | 0 – 44 | 3.5 – 41 | 24 – 286 |
| 45 | 0 – 31 | 4.5 – 52 | 19 – 222 |
| 55 | 0 – 24 | 5.5 – 64 | 16 – 182 |
| 65 | 0 – 20 | 6.4 – 75 | 13 – 156 |
| 75 | 0 – 18 | 7.4 – 87 | 11 – 135 |
| 85 | 0 – 17 | 8.4 – 98 | 10 – 119 |
| 95 | 0 – 16 | 9.4 – 110 | 9.1 – 106 |
| 105 | 0 – 15 | 10 – 121 | 8.3 – 100 |
| 115 | 0 – 15 | 11 – 133 | 7.5 – 91 |
| 125 | 0 – 14 | 12 – 144 | 6.9 – 83 |
| 135 | 0 – 14 | 13 – 156 | 6.4 – 77 |
| 145 | 0 – 14 | 14 – 167 | 6.0 – 71 |
| 150 | 0 – 14 | 15 – 173 | 5.8 – 67 |

## C.4.8 PAV+ 报警

请参考本手册第 6 章中的非技术报警综述， 了解与 PAV+ 关联的下列报警综述：

- 高回路压力 (↑$P_{PEAK}$)
- 高呼吸机压力 (↑$P_{VENT}$)
- PAV 启动时间过长
- PAV R&C 未评估
- ↑$V_{TI}$

# C.5 呼吸机设置/导引

**警告:**
**要充分发挥 PAV+ 的作用，选择与患者所使用的装置匹配的湿化类型、导管类型和导管尺寸非常重要。**

吸气过程中患者Y型口处所产生的瞬时压力与患者吸气力度、% Supp 设置值、导管类型和尺寸、患者阻力和弹性，以及即时测得的气体流量和肺容量呈函数关系。将 ↟$P_{PEAK}$ 设置为一个安全的回路压力，使得压力高于该水平时切断回路和发布报警较为恰当。

**注释:**
PAV+ 有内设高压补偿 (↑$P_{COMP}$) 限值，由 ↟$P_{PEAK}$ 设置值减去 5 $cmH_2O$ 或 35 $cmH_2O$ 两者之间较小的一个来确定。如果患者Y型口处的吸气压力 ($P_{I\ wye}$) 达到 ↑$P_{COMP}$ 的限值，吸气就会被切断，然后呼吸机转换至呼气。有关 ↑$P_{COMP}$ 和 ↑$P_{PEAK}$ 的更多详情，请参考第 *C-19 页*。

## C.5.1 规定性能

与测量值相比，使用 PAV+的性能值为 ± 0.5 焦耳/升 (J/L)，吸气功应在支持水平 (% Supp) 的 75%。功是用整个吸气间隔时间段来计算的。在通气方面，功 (W) 的表达式为：

$$W = \frac{k \times \int P^{i} \times \dot{V}^{i} dt}{\int \dot{V}^{i} dt}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| i | 第 i 次样本间隔 (5 *ms*) | $\dot{V}$ | 流量 [L/s] |
| W | 功 [J/L] | k | 转换常数 (0.098) [J/cm$H_2O$ x L) |
| P | 由呼吸机和患者产生的同步和综合压力 ($P_{MUS}$) [cm$H_2O$] | | |

## C.5.2 PAV+ 中的图形显示

当 PAV+ 激活时（模式为 SPONT，且自主呼吸类型为 PAV+），系统会自动显示呼吸功 (WOB) 图形（请参考第 C-13 页的“*PAV+ 中的图形显示*”），其中有：

- 表示患者用于克服胸-肺弹性 (E) 以及人工气道和患者总阻力 (R) 的吸气功的百分比的指征值。
- 相对于正常、低于正常和高于正常值的呼吸功预计，包括：
  - 吸气阶段呼吸功 ($WOB_{PT}$) 预计值 (J/L) 以及
  - 吸气阶段患者和呼吸机的总呼吸功 ($WOB_{TOT}$) 预计值 (J/L)

图形屏幕中包括的其他信息还有：

- 预计肺部压力的 “ 阴影 ” 循迹，用叠加在回路压力波形上的一个实心区域表示，以及
- 基于 PAV 的患者数据预计值，包括患者阻力 ($R_{PAV}$)、肺顺应性 ($C_{PAV}$) 和内源性 ($PEEP_{I\,PAV}$)。

**注释：**

肺部压力和患者呼吸功的图形显示并非实际测量值，而是将筛选的压力和流量预计值放入方程式计算所得出的。

WOB 图形只有在 SPONT 模式、并且选择 PAV+ 呼吸类型的情况下才会出现。阴影循迹可在选择图形显示时或在显示暂停后启用或禁用。

暂停动作不会影响 WOB 图形，但会保存阴影循迹。暂停后，操作人员可以启用或禁用阴影循迹，然后再次查看有或没有阴影循迹的暂停波形。

### C.5.3 WOB 术语和定义

下表为呼吸功 (WOB) 术语的逐条定义和说明。

**表 C-3.** PAV+ 呼吸功术语

| WOB 术语 | 定义 | 说明 |
|---|---|---|
| $WOB_{TOT}$ | 总吸气功 | PAV+ 呼吸类型激活时，呼吸功始终是由患者和呼吸机共同产生的。呼吸机做功的 $WOB_{TOT}$ 百分比始终等于 % Supp 设置值，而患者做功的 $WOB_{TOT}$ 百分比始终等于 100 减去 % Supp 设定值。$WOB_{TOT}$ 是使呼吸气体在整个人工气道和患者自身气道中移动的功加上扩张患者弹性胸-肺所作功的总和。 |
| $WOB_{PT}$ | 患者呼吸功 | $WOB_{TOT}$ 中患者所作的功。 |
| $WOB_{PT\ ELASTIC}$ | 吸气弹性功 | 用于扩张患者弹性肺部－胸腔的 $WOB_{PT}$ 部分。 |
| $WOB_{PT\ RESISTIVE}$ | 吸气阻力功 | 用于推动呼吸气体通过气路中阻力部分的 $WOB_{PT}$。 |

**图 C-2.** PAV+ 中的图形显示




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 总呼吸功 ($WOB_{TOT}$) | 3 | 阴影循迹 |
| 2 | 患者的呼吸功 ($WOB_{PT}$) | | |

## C.5.4 技术说明

选择 PAV+ 后，呼吸机就会起到吸气放大的作用，以比例方式辅助吸气肌产生压力的功能 ($P_{MUS}$)。

### 压力梯度的运动方程式

在自主呼吸期间，$P_{MUS}$ 会产生一个压力梯度，用于推动气体通过人工气道和患者气道并进入弹性肺－胸腔，并可通过以下运动方程式来计算：

**方程式 1**

$$P_{MUS} = \dot{V}_L \times R + V_L \times E_{LUNG-THORAX}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $P_{MUS}$ | 患者吸气肌的压力产生能力 | R | 阻力要素（人工气道加患者气道） |
| $\dot{V}_L$ | 通过阻力要素并进入肺部的流量 | $E_{LUNG-THORAX}$ | 肺部和胸腔的弹性 ($1/C_{LUNG-THORAX}$) |
| $V_L$ | 肺部进气量 | | |

## 患者阻力和弹性的预计值

如果 PAV+ 软件预计的患者流阻和弹性 ($R_{PAV}$ 和 ($E_{PAV}$) 保持稳定，该方程式可以变形为：

**方程式 2**

$$P^i_{MUS} = \dot{V}^i_L \times R^i_{airway} + \dot{V}^i_L \times K_1 + V^i_L \times K_2$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| i | 压力、流量或气道阻力瞬时值，$R^i_{airway}$ 是流量的函数 | $K_1$ | $R_{PAV}$ |
| $K_2$ | $E_{PAV}$ | | |

这样就可以在每次控制期间预估 $P^i_{MUS}$，只要 $\dot{V}^i_L$、$R^i_{airway}$ 和 $V^i_L$ 都是已知的。

## 各个压力的有效测量

在任何一次吸气的整个过程中，组成 $P_{MUS}$ 的各个压力要素可以表示为：

**方程式 3**

$$p_{MUS} = P^{FLOW}_{ARTIFICIAL\ AIRWAY} + P^{FLOW}_{PATIENT} + P^{VOLUME}_{PATIENT}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $P_{MUS}$ | 患者吸气肌的压力产生能力 | $P^{FLOW}{}_{PATIENT}$ | 基于流量的患者压降 |
| $P^{FLOW}{}_{ARTIFICIAL\ AIRWAY}$ | 基于流量的人工气道压降 | $P^{VOLUME}{}_{PATIENT}$ | 用于克服胸-肺弹性的基于容量的压力 |

方程式 2 和 3 说明了 PAV+ 的运行结构。临床医师负责键入使用者的人工气道的类型和尺寸，软件则利用该信息来预计人工气道在任意肺部流量下的阻力。

在选定吸气结束时施加一个特殊暂停操作可以给软件提供预计患者阻力 ($R_{PAV}$) 和顺应性 ($C_{PAV}$，转化为弹性 $E_{PAV}$) 所需要的信息。在暂时事件一结束，软件马上就会捕获同一时刻的 $P_{LUNG}$、$P_{wye}$ 和 $\dot{V}_E$ 值，从而得到一个预计流量下的 $R_{TOT}$ 预计值。

所有原始数据都要经过逻辑校验，而 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值则要经过进一步的生理校验。如果逻辑或生理校验中任何一个失败，$R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值就会被丢弃。如果 $C_{PAV}$ 被拒绝，$R_{PAV}$ 也会被拒绝。

有效的 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值是呼吸输送所必要的，并会通过计算新数值和原有数值的均值来更新。这个均值计算过程可以平滑数据，避免呼吸输送的突然变动。如果新的 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 值被拒绝，之前的值依然有效，直至获得有效的新值。PAV+ 软件可以监测更新过程，如果旧的数值没有刷新，可以生成一个不断升级的报警条件。

### 测算呼吸和 % Supp

在 PAV+ 期间，系统会在上次操作呼吸后，每隔 4 – 10 次呼吸随机执行一次操作呼吸。操作呼吸是一种在吸气末带有一次暂停的正常 PAV+ 吸气。由于肌肉活动在神经吸气结束后至少 300 *ms* 之后，因此患者的呼吸控制中心不会察觉暂停。利用这种方法，系统就会以随机方式送出测算呼吸，这样，它们的发生既不能有意识地察觉，也不是可预计的。

在确认一个触发信号后，系统便会开始一次 PAV+ 呼吸，并对患者Y型口处的流量进行检测。呼吸机的样本和控制周期（方程式 2 中的 *i* 值）要足够频繁，以产生本质上为恒定的患者吸气跟踪。软件会在每一个第 i 次时段处识别瞬时肺部流量（$\dot{V}^i_L$，它会受到人工气道和患者气道阻力的阻碍），并结合该流量数据，产生一个瞬时肺容量的预计值 ($V^i_L$)，它会受到肺部和胸腔弹性回缩的阻碍）。

通过这些瞬时肺部流量和肺容量数值，PAV+ 软件就可以计算出方程式 2 中的每一个压力要素，从而得出每个第 i 次时间间隔的 $P_{MUS}$ 值。

此时，通过方程式 2 及其分析可以发现，一个得到 PAV+ 支持并且 $P_{MUS}$ 已激活（属于绝对要求）的患者，在若干次呼吸之内，会启用该算法来获得合理的 $R_{PAV}$ 和 $E_{PAV}$ 预计值。一旦获取了这些生理数据（并且在一个相对较短的时间内逐步改善和稳定），PAV+ 算法就会与患者的呼吸力学一一对应，从而使呼吸机能够协调地放大 $P_{MUS}$。这里的关键之处在于患者连续的呼吸运动对PAV+ 支持的“驱动”－没有患者的呼吸运动，就没有支持。

% 设置值规定了每个第 i 次间隔在患者Y型口处所要施加的基于阻力和弹性的压力。

综上所述，可以重新修改方程式 2，使之包含 % Supp 设置值，确定 $\dot{V}^i_L$ 和 $V^i_L$ 是由患者而非呼吸机驱动的。（需要高度注意的是，呼吸机并不放大自身流量－而只是 $P_{MUS}$ 所产生的流量。）

**方程式 4**

$$P^{i}_{wye} = S(\dot{V}^{i}_{L} \times R^{i}_{airway}) + S(\dot{V}^{i}_{L} \times K_1) + S(V^{i}_{L} \times K_2)$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $P^{i}_{wye}$ | 呼吸机响应Y型口处肺部流量和肺容量的瞬时值而产生的压力。该数值是方程式 4 中三个压力要素（括号中）的总和。 | S | % Supp 设置值/100（范围从 0.05 到 0.95） |

### 所造成的压力梯度

驱动呼吸气体进入患者肺部的压力梯度来自于 $P^{i}_{wye}$ 和患者吸气力度之和，因此：

**方程式 5**

$$\Delta P^{i}_{GRADIENT} = P^{i}_{wye} + P^{i}_{MUS}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $\Delta P^{i}_{GRADIENT}$ | 瞬时压力梯度 | $P^{i}_{MUS}$ | 患者吸气肌的瞬时压力产生能力 |
| $p^{i}_{wye}$ | 呼吸机响应Y型口处肺部流量和肺容量的瞬时值而产生的压力 | | |

## C.5.5 危害防护

PAV+ 软件旨在降低可能发生的过度膨胀风险。如果软件对患者实际阻力估计过高或对患者实际肺－胸腔顺应性估计不足（即对实际弹性估计过高），就会发生潜在的过度膨胀。如果软件不能生成有效的 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值，PAV+ 就无法启动。如果在启动后 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 值未能更新为新值，则前面数值的可靠性就会降低。

PAV+ 的稳定性主要是由真实的肺部弹性 [$E_L$ (true)] 和真实的肺容量 [$V_L$(true)] 之间的关系来决定的。尽管 $P^{i}$ wye (resistive) 也能起到一定作用，但下列的讨论主要侧重于弹性部分。

在所有肺容量中，肺和胸腔的真实状态可表示为：

$$P^{i}_{L\ recoil} = V^{i}_{L\ (true)} \times E_{L\ (true)}$$

| | | | |
|---|---|---|---|
| $P^{i}_{L\ recoil}$ | 真实的肺部回缩压力 | $E_{L\ (true)}$ | 真实的肺部弹性 |
| $V^{i}_{L\ (true)}$ | 真实的肺部瞬时气量 | | |

不发生过度充气的条件是 $P^{i}_{wye}$ (elastic) < $P^{i}_{L\ recoil}$，它等价于不等式：

$$S[V^{i}_{L}\ (estimated) \times K_2] < V^{i}_{L}\ (true) \times E_{L}(true)$$

其中：

$$K_2 = E_{PAV}{}^{1}$$

1. 参见方程式 2 和 4

只要 $E_{PAV}$（预计值）= $E_{PAV}$（真实值），且 $V^{i}_{L}$（预计值）= $V^{i}_{L}$（真实值），那么 $P^{i}_{recoil} > P^{i}_{wye}$，即便是在 % Supp 很高的情况下（如在 85% 到 95% 之间）。

也就是说，只要施加在肺部－胸腔的压力不超过 $E_L$ (true) x $V_L$，即便Y型口处流量小时，肺容量也不会剧烈下降。只要 $E_{PAV}$（预计值）$\leqslant$ $E_L$（真实值），$V^{i}_{L}$（预计值）$\leqslant$ $V^{i}_{L}$（真实值），且 $R_{PAV}$（预计值）$\leqslant$ $R_L$（真实值），就可以通过调节 $P_{MUS}$ 来控制 $P^{i}_{wye}$。

如果 $E_{PAV}$ 预计值大于 $E_L$ 真实值，就可能发生过度膨胀。在较高的 % Supp 设置值水平下，$P^{i}_{wye}$ (elastic) 可能会超过 $P^{i}_{L\ recoil}$，导致患者Y型口处自行产生流量，从而引起肺部自动充气。这就是要将% Supp 限定在 95% 以下的部分原因。

同理，如果在较高的 % Supp 设置值水平下，$R_{PAV}$ 预计值超过 $R_L$ 真实值，$P^i_{wye}$ (resistive) 就有可能超过补偿整个人工气道和患者气道压力消散所必要的值，导致肺部提前膨胀。不过，随着流量在第一组第三次吸气后下降，过度膨胀效应极有可能消失。

PAV+ 软件包括了这些降低肺部过度膨胀可能性的策略：

1. % Supp 最大设置值被限定在 95%。

2. $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 的原始数据要经过图形/数学逻辑校验，而预计的呼吸力学值则要和基于 PBW 的生理界限对比校验。这些校验手段降低了患者阻力预计过高或患者顺应性预计过低的可能性，从而可以避免潜在的过度充气。

3. 高吸气潮气量限值（$\overline{\uparrow}V_{TI}$）给肺部流量（包括漏气流量）的整数部分设置了一个绝对极限，它等于肺容量。如果 $V_{TI}$ 值达到该极限，呼吸机就会截断吸气，并立即转换至呼气。

4. $\overline{\uparrow}V_{TI}$ 设置值给 $P^i_{wye}$ 的 $P^{VOLUME}_{PATIENT}$ 分量（参见方程式 3 和 4）设置了一个上限。在每次新吸气开始时，PAV+ 软件会用下式计算出 $P^{VOLUME}_{PATIENT}$ 值：

   $$P^*_{wye}\text{（弹性阈值极限）} = 0.75 \times (V_{TI} \times E_{PAV})$$

   其中 $P^*_{wye}$ 是唯一的 $P^i_{wye}$ 弹性阈值极限，它使肺容量扩大到 $\overline{\uparrow}V_{TI}$ 的 75%。当 $P^i_{wye}$ (elastic) = $P^*_{wye}$（弹性阈值极限）时，软件会停止增加 $P^i_{wye}$ (elastic)。也就是说，肺容量的任何进一步增加都要由患者来完成，这就可以加快吸气动作的结束，并避免由于肺容量达到 $\overline{\uparrow}V_{TI}$ 的极限值而引起的截止。

5. 高吸气压力限值 ($\overline{\uparrow}P_{PEAK}$) 适用于所有呼吸，被 PAV + 软件用来检测高补偿压力条件 ($\uparrow P_{COMP}$)：

   $$\uparrow P_{COMP} = \overline{\uparrow}P_{PEAK} - 5\ cmH_2O \text{ 或 } 35\ cmH_2O\text{，取较小的一个}$$

如果达到用户可调的 $\uparrow P_{PEAK}$ 极限值，呼吸机就会截断吸气，并立即转换至呼气。如果 $P^{i}_{wye}$（方程式 4 中计算出的目标 Y 型口压力）等于 $\uparrow P_{COMP}$ 达到 500 *ms*，则吸气截止，呼气开始。进而，当 $P^{i}_{wye} = \uparrow P_{COMP}$，$P^{i}_{wye}$ 被限制在 $\uparrow P_{COMP}$。尽管这会冻结 $P^{i}_{wye}$ 值，但咳嗽之类的患者活动可能会将 $P^{i}_{wye}$ 推高至 $\uparrow P_{PEAK}$，从而导致吸气截止。

$P^{i}_{wye}$ 快速上升至 $\uparrow P_{COMP}$ 极限值的情况通常会发生在第一组吸气的第三次，而且只发生在 $R_{PAV}$ 估计过高且 % Supp 被设置在高于 85% 的水平时。$\uparrow P_{COMP}$ 条件会防止由于 $R_{PAV}$ 高估而引起的过度充气。

6. % Supp 设置值的范围从 5% 到95%，步长为 5%。降低支持水平可以减小过度充气的可能性。大幅降低可能会引起支持不足的系统感应，患者会吸收更多吸气功，或需要提高支持水平。

   大幅增加则可能引起呼吸机产生的 $P_{wye}$ 值急剧上升，从而造成 $P^{i}_{wye}$ 到达 $\uparrow P_{COMP}$，并引起暂时性的患者－呼吸机失调。为减小这种可能性，PAV+ 软件将支持水平的实际上升幅度限制在其他每次呼吸 10% 的水平，直至达到新的设置值。

7. 呼吸量测定在 PAV+ 工作期间保持激活状态。$\uparrow V_{TI}$ 可以设置得足够高，以允许自主叹气呼吸，同时 $\downarrow \dot{V}_{E\,TOT}$ 和 $\uparrow \dot{V}_{E\,TOT}$ 保持激活，以反应分钟通气量的变化。

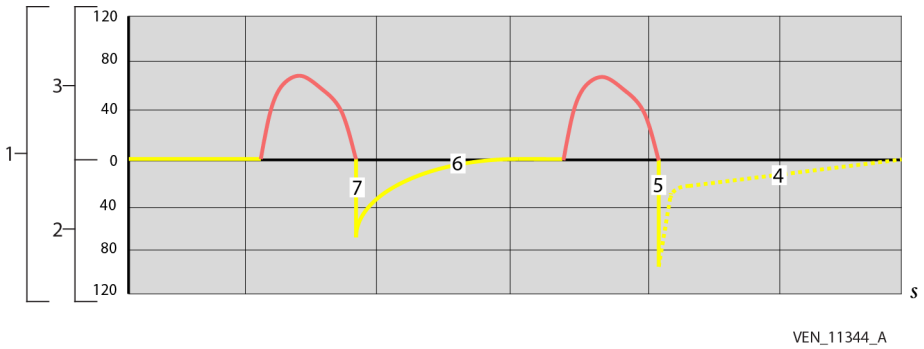
   因为 PAV+ 在没有有效的 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值的情况下不能运行，而且因为这些值在 PAV+ 启动时是未知的，因此要通过启动例检在 4 次操作呼吸期间获取这些值，这包括一次吸气未暂停，用于提供 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 原始数据，而且这两个数据的预计值必须均有效。如果在 4 次启动呼吸的任一次中，有任一个值无效，软件就会在下一次呼吸中安排一次替代的操作呼吸。请参考第 C-3 页的 *“PAV+”*。

   如果 45 秒过去后没有得到有效的 $R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 预计值，一个低优先级报警就会激活。如果这种情况持续 90 秒钟，报警就会上升为中优先级。如果这种情况持续 120 秒钟，报警就会上升为高优先级。$\downarrow \dot{V}_{E\,TOT}$ 和 $\uparrow f_{TOT}$ 报警也和这种情况有关联。

与之类似，如果在 PAV+ 启动成功后，$R_{PAV}$ 和 $C_{PAV}$ 不能用有效数值更新，而这种情况持续 15 分钟，就会激活低优先级报警。如果在 30 分钟后仍不能更新，报警就会上升为中优先级。

8. 如果在一次呼气流量波形尖峰之后，PAV+ 估计了一个较高的肺部阻力，则系统会使用基于 PBW 的阻力值。请参考下列波形和列表。

**图 C-3.** 使用肺部默认阻力值




| | | | |
|---|---|---|---|
| 1 | 流量 ($\dot{V}$) | 5 | 高呼气峰流量 |
| 2 | 呼气 | 6 | 正常的呼气流量归为零 |
| 3 | 吸气 | 7 | 正常呼气峰流量 |
| 4 | 慢速、被限制流量归零的呼气 | | |

**表 C-4.** 基于 PBW 的默认阻力值

| PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 25 | 18.1 | 43 | 13.5 | 61 | 11.3 | 79 | 10.1 |
| 26 | 17.7 | 44 | 13.3 | 62 | 11.2 | 80 | 10.1 |
| 27 | 17.4 | 45 | 13.2 | 63 | 11.1 | 81 – 150 | 10 |
| 28 | 17.1 | 46 | 13.0 | 64 | 11.0 | | |
| 29 | 16.8 | 47 | 12.9 | 65 | 10.9 | | |
| 30 | 16.5 | 48 | 12.7 | 66 | 10.9 | | |
| 31 | 16.2 | 49 | 12.6 | 67 | 10.8 | | |

**表 C-4.** 基于 PBW 的默认阻力值（续）

| PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) | PBW (kg) | 阻力 ($cmH_2O/L/s$) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 32 | 15.9 | 50 | 12.4 | 68 | 10.7 | | |
| 33 | 15.7 | 51 | 12.3 | 69 | 10.7 | | |
| 34 | 15.4 | 52 | 12.2 | 70 | 10.6 | | |
| 35 | 15.2 | 53 | 12.1 | 71 | 10.5 | | |
| 36 | 14.9 | 54 | 12.0 | 72 | 10.5 | | |
| 37 | 14.7 | 55 | 11.8 | 73 | 10.4 | | |
| 38 | 14.5 | 56 | 11.7 | 74 | 10.4 | | |
| 39 | 14.3 | 57 | 11.6 | 75 | 10.3 | | |
| 40 | 14.1 | 58 | 11.5 | 76 | 10.3 | | |
| 41 | 13.9 | 59 | 11.4 | 77 | 10.2 | | |
| 42 | 13.7 | 60 | 11.3 | 78 | 10.2 | | |

# D NeoMode 2.0

如果安装了 NeoMode 2.0，请参阅 PT00047284。

页面故意留空

# E 近端流量

## E.1 概述

本附录介绍了 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机上近端流量传感器选购件 (Proximal Flow Option) 的操作。近端流量传感器选购件专门用于监测流量、压力和潮气量，不具备控制这些参数的功能。

近端流量传感器用于测量患者 Y 型口处、尤其是有创通气的新生儿患者相关的流量、压力和潮气量低限。

有关基本参数和呼吸机基本设置方面的信息，请参考本手册中的相关内容第 4 章。

## E.2 预期用途

近端流量选购件用于测量预测体重 (PBW) 为 0.3 kg (0.66 lb) – 7.0 kg (15.4 lb)、使用 2.5 mm – 4.0 mm 规格的 ET 导管的有创通气新生儿患者的流量、压力和潮气量。NeoMode 2.0 选购软件也必须安装在呼吸机上。

## E.3 近端流量传感器选购件描述

近端流量传感器选购件可测量患者 Y 型口处的压力、流量和气量。含有近端流量传感器选购件的电子和气压线路的印刷电路板总成 (PCBA) 安装在呼吸机中的选购主机卡上。近端流量传感器所测得的数据显示在 GUI 屏幕上供监测之用，并非用于呼吸机控制。当呼吸机装有近端流量传感器时，可以获得近端流量和近端压力的测量值，并显示在 GUI 上。

它还提供了手动清空功能，用于清理气压管路，以获得准确的压力测量值。请求手动清空后，呼吸机将在至少 30 秒内不允许另一次清空。有关清空功能的更多信息，请参考第 E-7 页的“传感器校准和传感器管路清空”。

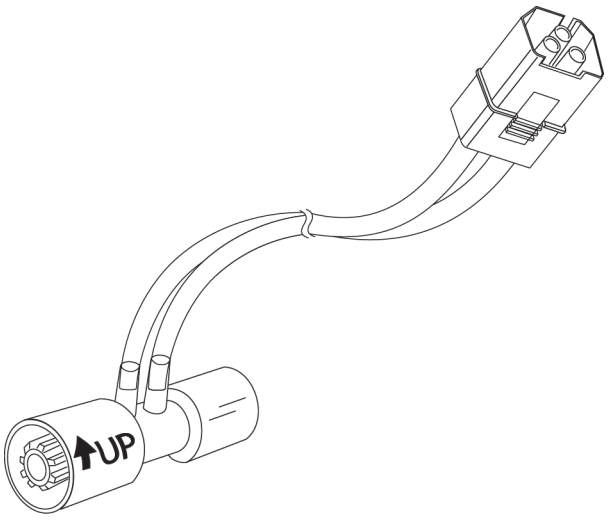
## E.3.1 近端流量传感器选购件的组成部分

近端流量传感器选购件由下列部分组成：

**近端流量传感器选购件 PCBA —** 该印刷电路板组件安装在 BDU 的选购主机卡上，它含有一个压力传感器，用于测量流量传感器管路和呼吸机之间将来自近端流量传感器的模拟测量值转化为可显示数据所需用到的接口之间的压差。PCBA 中还含有多个阀门和一个蓄能器，用于排清传感器管路中的阻塞物。

**近端流量传感器 —** 近端流量传感器选购件需要使用 Puritan Bennett 近端流量传感器。将传感器安装在患者回路 Y 型口附近。传感器另一端连接到透明门后面的呼吸机前面板上，该门的目的是保护连接点不会被溢出液体以及清洁水或消毒水沾湿。

**图 E-1.** 近端流量传感器



## E.4 安全符号定义

本节包含了用户安全事项，用户在使用呼吸机时，务必小心谨慎。

**表 E-1.** 安全符号定义

| 符号 | 定义 |
|---|---|
|  | **警告**<br>**警告用于提醒用户可能会对患者、用户或环境带来的严重后果（死亡、人身伤害或负面事件）。** |
|  | **注意事项**<br>**用于提醒用户注意安全和产品的有效使用。** |
|  | **注意**<br>用于提供其他指示和信息。 |

## E.5 软件/硬件方面的要求

近端流量传感器选购件要求安装 NeoMode 2.0 选购软件，或必须使用 Puritan Bennett™ 980 新生儿呼吸机。有关 NeoMode 2.0 的说明详见说明书 *NeoMode 2.0* 。

## E.6 安全信息



**警告:**
**Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机含有邻苯二甲酸酯。在按规定使用时，可能会有非常有限的接触微量邻苯二甲酸酯的情况发生。目前尚无明确临床证据表明，这种程度的接触会增加临床风险。不过，为了最大限度地降低邻苯二甲酸酯接触儿童、护理人员或孕妇的风险，必须在有关人员的指导下使用本产品。**

**警告:**
该呼吸机具有多种呼吸输送类型选择。在整个患者治疗过程中，临床人员应根据临床判断、患者的情况和需要，以及呼吸输送类型选项的好处、局限和特点，仔细选择通气模式和设置。由于患者的情况会随时间而发生变化，所以应定期评估所选择的模式和设置，以确定它们是否最适合患者当前的需要。

**警告:**
使用前请先检查近端流量传感器。如果传感器、导管或接头损坏、堵塞或破裂，请勿使用。

**警告:**
如果发现近端流量传感器导管缠绕，请勿使用。

**警告:**
在用近端流量选购件给患者通气之前，请先运行 SST，且该配置应当与该患者的使用配置完全相同。配置包括新生儿患者回路、近端流量传感器以及患者回路中使用的所有配件。如果快速自检中的任何一项近端流量传感器检测未通过，请检查患者回路和近端流量传感器是否有泄漏或堵塞，必要时可更换流量传感器。如果 SST 仍未通过，可能存在近端流量传感器硬件故障或内部泄漏，这可能会影响其准确性或增加交叉污染的可能性，因而需要更换近端流量传感器硬件。

**警告:**
更换呼吸机配件可能会引起系统阻力和顺应性的改变。运行 SST 后，请勿增减配件。

**警告:**
如果近端流量传感器选购软件未能如本附录所述作出响应，请停止使用，直至经专业人员验证操作正确为止。

**警告:**
近端流量传感器可测量患者 Y 型口处的气体流量。送达患者的实际气量可能会受到患者和近端流量传感器之间系统泄漏的影响，如使用无套囊气管插管可能引起的泄漏。

**警告:**
**严格按本附录或传感器随附的《使用须知 (IFU)》所述放置近端流量传感器。**

**警告:**
**放置近端流量传感器线缆和导管时，不得出现缠结、勒住患者或导管拔出等可能引起高碳酸血症和血氧不足的情况。请使用电缆夹来消除此危险。**

**警告:**
**为降低导管拔出或断开的危险，请勿拉拽近端流量传感器的导管，使之拉紧或扭转。**

**警告:**
**如果近端流量传感器尚未连接到 BDU，请勿将传感器装入患者回路。**

**警告:**
**近端流量传感器中水份过多可能会影响测量精度。请定期检查传感器和导管中是否积聚了过多水汽或分泌物。**

**警告:**
**近端流量传感器仅供一次性使用。请勿重复使用。对传感器进行清洗或灭菌可能会对患者造成生物性不相容、感染或产品故障等风险。**

**警告:**
**安装近端流量传感器，如下所示。请参阅第 E-13 页的，“连接近端流量传感器”。流量传感器定向不当会导致数据误解或呼吸机设置错误。**

**注意事项:**
**请勿在使用近端流量传感器时使用雾化药剂。这类药剂可能会损坏传感器。**

**注意事项:**
**为防止损坏气压管路，请使用随供的电缆夹。**

**注意事项：**
**近端流量传感器选购件只能使用 Covidien 品牌的近端流量传感器。**

## E.7 屏显符号

使用近端流量传感器选购件时，流量、压力和气量波形数据，以及送达气量和呼气量，都是用患者回路 Y 型口处的近端流量传感器测量值计算得出的。近端流量数据以反转图像型式的 **Y** 字样显示在波形图上的测量值符号旁。

**图 E-2.** 显示近端流量数据的 GUI 屏幕样例




1 用近端流量传感器测得的数据
$P_Y$ – 患者回路 Y 型口处的整个呼吸周期内的压力
$V_Y$ – 整个呼吸周期内的流量（在患者回路 Y 型口处）

系统会测量出吸入和呼出流量以及患者 Y 型口处的气量，在下方以各种符号显示，并与其非近端流量当量相对应。如按上述配置，这些数值将显示在患者数据面板上。请参考第 3-37 页的“重要患者数据”及上图。

**表 E-2.** 近端流量传感器选购件的数据符号

| 数据符号 | 说明 |
|---|---|
| $V_{TIY}$ | （患者回路 Y 型口处的指令或自主）吸入潮气量 |
| $V_{TEY}$ | （患者回路 Y 型口处的）呼出潮气量 |
| $V_{TE\ SPONTY}$ | （患者回路 Y 型口处的）自主呼出潮气量 |
| $V_{TE\ MANDY}$ | 患者回路 Y 型口处的指令呼出潮气量 |
| $\dot{V}_{E\ TOTY}$ | （患者回路 Y 型口处的）呼出总分钟气量 |
| $\dot{V}_{CIRC\ Y}$ | 整个呼吸周期内的流量（在患者回路 Y 型口处） |
| $V_{TLY}$ | 近端吸气潮气量（已启用 Leak Sync） |

**注释：**
在上文显示的患者数据符号中，“Y”字显示为反转图像型式的字样，如图所示。请参考第 E-6 页的“*显示近端流量数据的 GUI 屏幕样例*”。

**注释：**
如果启用近端流量传感器和 Leak Sync 选购件，则可以使用以下参数进行显示：

- $V_{TLY}$ 和 $V_{TL}$
- LEAK 和 $LEAK_Y$

如果只启用近端流量传感器选购件，则可以使用 $V_{TIY}$ 和 $V_{TI}$ 进行显示。

如果符号中显示“Y”字样，则表示数据是使用近端流量传感器测得。如果符号中没有出现“Y”字样，则表示数据是通过呼吸机的内部流量传感器测得。

## E.8 传感器校准和传感器管路清空

为确保压力和流量测量的准确性，呼吸机具有自动归零功能，对近端流量传感器进行校准。传感器校准是通过在呼气期间定期打开近端流量传感器选购件的 PCBA 接触空气，并用所得测量值进行偏离纠正。

清空功能用于清理可能积聚液体的气压管路，并通过定期向传感器管路中吹入短暂的气流进行清理。自动归零和清空功能仅在呼气期间被激活，这样可以限制用来清空管路的气体对递送氧气浓度的影响。

在自动归零或自动清空过程中，近端流量数据的测量值和显示值不是实时值，且 GUI 上会显示一条简短的系统提示，表示清空程序正在进行中。

在自动归零或自动清空过程中，屏幕上的压力波形会显示当前的 PEEP 值，而流量波形则显示 0 值。

**图 E-3.** 自动归零和清空程序中的系统提示




VEN_11429_F

## E.9 SST 的要求

SST 必须在通气之前运行，且所有管路构件和配件均必须安装到患者所用的配置管路中，以便呼吸机能够计算出正确的顺应性和阻力。配置包括通气期间所使用的新生儿患者回路、近端流量传感器以及其他配件。请参照本手册 *第 3 章* 中的*运行 SST*。此外，本节中还有一张 SST 检测顺序表。在近端流量传感器选购件中运行 SST 时，请参照以下检测顺序表。

**注释：**

近端流量传感器选购件未能通过 SST 自检并不妨碍通气，但会影响到近端流量选购件的测量功能。这时呼吸机会使用内部传感器而非近端流量传感器选购件进行测量。

**表 E-3.** 近端流量传感器选购件快速自检 (SST) 顺序

| 测试步骤 | 功能 | 注释 |
|---|---|---|
| SST 流量传感器交叉校核 | 检测 $O_2$ 和空气流量传感器。 | 不适用 |
| SST EV 性能 | 校准呼气阀，并在计算过程中创建一张表格。 | 不适用 |
| SST 回路压力 | 执行送气 PSOL。<br>检查吸气和呼气自动归零电磁阀在各种压力下交叉检查吸气和呼气压力传感器。 | 不适用 |
| SST 泄漏 | 检测呼吸机呼吸系统是否有漏气。 | 不适用 |
| SST 呼气过滤器 | 检查呼气过滤器及呼气部分是否有阻塞。 | 呼吸机会提示用户在进行泄漏检测时堵住近端流量传感器的出口。当系统在呼气过滤器检测过程中提示将患者重新连接至呼气过滤器时，需重新将近端流量传感器的出口堵住。 |
| SST 回路阻力 | 检查吸气和呼气分支是否有阻塞，并计算和保存吸气和呼气分支的阻力参数。 | 不适用 |
| SST 回路顺应性 | 计算患者回路的顺应性。 | 不适用 |
| SST Prox | 验证近端流量传感器系统的功能。 | 包括大气压、自动归零、清空和压力交叉校核功能。 |

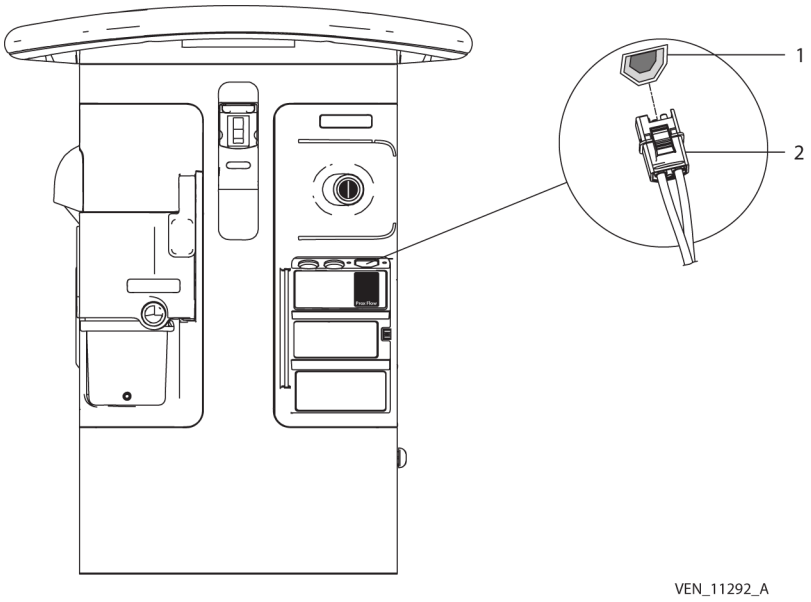
## E.9.1 附接近端流量传感器用于 SST

在 SST 期间，系统会提示连接近端流量传感器。

**将近端流量传感器连接到患者回路中**

1. 确认近端流量传感器、气压管路和接头无损坏。
2. 打开连接器面板门，并将传感器接头紧固插入标记为 Prox 的 BDU 前连接器端口。

**图 E-4.** 将近端流量传感器连接接至呼吸机




1 近端流量传感器接头的插入端口　　2 近端流量传感器接头

3. 当系统给出提示时，堵上呼吸回路的 Y 型口。
4. 当系统提示连接近端流量传感器时，松开堵住的回路 Y 型口，并将传感器较小的一端插入 Y 型口。
5. 当系统给出提示时，将传感器较大的一端（标有 “UP” 字样和箭头）盖上盖帽或密封。
6. 按系统提示完成 SST。

如果未能通过 SST，请检查患者回路和流量传感器连接处是否有泄漏或堵塞，必要时可更换近端流量传感器。如果 SST 仍不能通过，请更换近端流量传感器选购件的适配硬件，然后重新运行 SST，以确定回路顺应性和阻力。更换近端流量传感器选购件的适配硬件的有关注意事项，请参考 Puritan Bennett™ 980 系列呼吸机选购硬件安装注意事项，p/n 10084704。

## E.10 禁用/启用近端流量选购件

如果回路类型为“新生儿”，近端流量传感器仅在“已启用”状态下才能正常工作。如果已安装了近端流量传感器选购件，且通气类型为“有创”，则“新患者”的默认值为“已启用”。如果通气类型为“无创”，则近端流量选购件的默认值为“已禁用”。如果通气类型改变为“有创”，则系统会重新变成“已启用”。

SST 完成之后，如有需要，临床人员可禁用近端流量传感器选购件。

**禁用或启用近端流量传感器选购件**

1. 在常设访问图标区，点击“配置”图标。此时会出现一个含有选项卡的菜单。
2. 点击“选项”选项卡。此时会出现一个含有已安装选项和 Prox 选项卡的屏幕。
3. 点击“已启用”或“已禁用”按钮启用或禁用近端流量传感器选购件。

**图 E-5.** 启用/禁用近端流量传感器




**注释：**
如果已经禁用了近端流量传感器选购件，就无需再次运行 SST，除非存在更换、卸除或添加呼吸回路或气体呼吸系统配件的情况。

## E.11 使用近端流量传感器

在用近端流量传感器进行患者通气之前，请仔细阅读并遵守所有警告事项。请参考第 E-3 页的“安全信息”，并确保近端流量传感器选购件已启用。

**将近端流量传感器连接至呼吸机：**

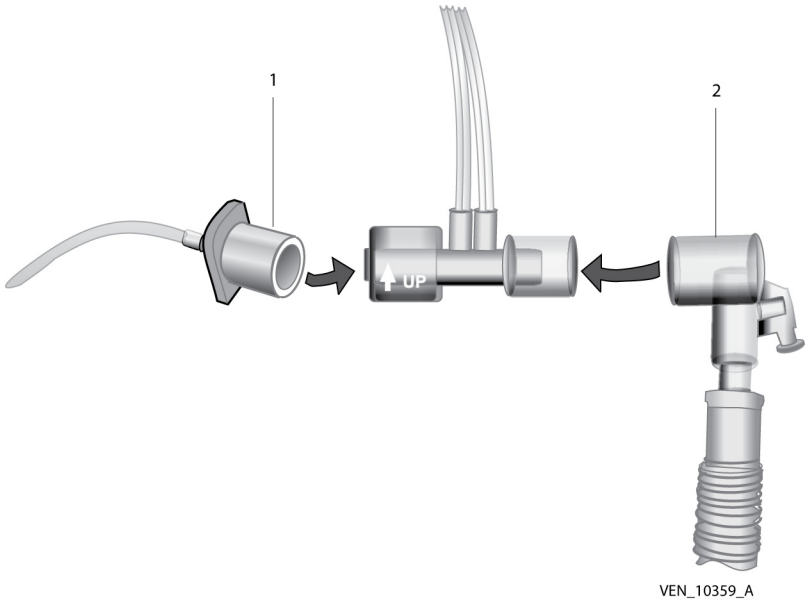
1. 确认近端流量传感器、气压管路和接头没有任何的损坏。
2. 打开连接器面板门，并将传感器接头紧固插入标记为 Prox 的 BDU 前连接器端口的最右侧插口。请参考第 E-10 页的“将近端流量传感器连接接至呼吸机”。

### 将近端流量传感器连接在气管插管和患者回路之间

1. 将传感器较大的一端（标有 “UP” 字样和箭头）接至气管插管。请参考下图。连接时请勿用力，如果传感器放置方向正确，插入便无需费力。

**注释:**
如果气管插管上使用了热-湿交换器 (HME)，请将近端流量传感器置于 HME 和呼吸回路 Y 型口之间。

**图 E-6.** 连接近端流量传感器




1 气管插管　　2 呼吸回路 Y 型口

2. 将传感器较小的一端接入呼吸回路 Y 型口。
3. 务必使传感器导管方向朝上，如上图所示。如果需要重新放置传感器，**切勿**拉拽导管旋动传感器。请按下列方式重新放置：
   a. 用一只手握住传感器的塑料部分，另一只手握住呼吸回路 Y 型口。
   b. 将传感器和 Y 型口相向转动，直至传感器导管方向朝上。
   c. 确认传感器和呼吸回路 Y 型口之间连接紧固。

4. 用传感器随附的 3 个电缆夹将传感器导管连接在呼吸回路导管上。将电缆夹沿传感器导管长度方向均匀放置。旋紧各电缆夹的端部。

**注释：**
当呼吸机完成使用近端流量传感器选购件的设置后，便可在必要时切换近端流量传感器。接通传感器后无需运行 SST，除非更换了呼吸回路或其他呼吸机配件。

## E.11.1 如何进行手动清空

可在传感器管路中冷凝物、水汽或分泌物过多时随时进行手动清空。

**进行手动清空：**

1. 点击 GUI 常设图标区中的“配置”图标。
2. 点击“选项”选项卡。此时会出现一个含有已安装选项和 Prox 选项卡的屏幕。
3. 点击 Prox 选项卡。此时即会出现 Prox 设置屏幕。
4. 点击“Prox 手动清空：开始点击“开始”按钮文字旁显示的“开始”。在清空期间，GUI 提示区会出现一条系统提示，说明清空工作正在进行中。请参考第 E-8 页的“自动归零和清空程序中的系统提示”。

**图 E-7.** 手动清空




## E.12 报警

如果近端流量传感器选购件在通气期间无法工作，呼吸机就会发出报警，且流量传感功能会转而由呼吸机内部的送气流量和呼气流量传感器来完成。此开关可能由以下任何事件触发：

- 未检测到近端流量传感器
- 压力和流量读数超出范围
- 近端流量传感器选购件的 PCBA 报告有硬件问题
- 呼吸机和近端流量传感器选购件之间有通信故障

如果出现以上任何问题，GUI 便会显示与下文类似的报警提示。请按照修复提示中的说明解除报警。

**图 E-8.** 报警提示 — Prox 失效




## E.13 范围、分辨率及准确性

有关近端呼出潮气量、近端吸入潮气量、近端分钟呼气量以及近端流量等患者数据参数，请参考本手册*第 11 章*中的*患者数据范围及分辨率*。

### E.13.1 近端流量传感器规格

**表 E-4.** 近端流量传感器气量准确性

| 测量 | 准确性[1] |
|---|---|
| 呼出潮气量 | ± (1.0 mL + 读数的 10%) |
| 吸入潮气量 | ± (1.0 mL + 读数的 10%) |

1. 准确性值所适用的条件如下：

   请按本附录和/或传感器随附的使用须知所述使用传感器

**表 E-5.** 近端流量传感器规格

| 参数 | 规格 |
|---|---|
| 重量 | 6.6 g |
| 盲区 | < 1 mL |
| 压降 | 1.5 $cmH_2O$ @ 10 L/min |

## E.14 部件号

下表列出了近端流量传感器选购套件和各构件的部件号。

**表 E-6.** 近端流量传感器选购件和构件的部件号

| 项目 | 部件号 |
|---|---|
| 近端流量传感器选购套件<br><br>包括：<br>安装硬件和配件 | 10084331 |
| 近端流量传感器，新生儿（10 只包装）<br>**说明**：含 3 个电缆夹 | 10047078 |
| 近端流量传感器模块 | 10087622 |
| 内部连接 PCBA | 10083941 |
| 清空控制电缆 | 10083940 |
| 清空高压气管 | 10083966 |
| PCBA 安装螺钉 | 10083963 |
| 近端流量选购软件标签 | 10005748 |

页面故意留空

# 术语表

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表

| | |
|---|---|
| BD, BDU | 呼吸输送或呼吸输送单元包括吸气和呼气的气动及电子部分的呼吸机组件。 |
| BiLevel 模式 | 一种兼有指令和自主呼吸的通气模式，该模式可输出两个压力水平 ($P_L$ 和 $P_H$)，分别对应于呼气和吸气时间 $T_L$ 和 $T_H$。 |
| BOC | British Oxygen Company.一种高压气体入口配件标准。 |
| BTPS | 体温和压力饱和度，37°C，在环境气压和 100% 相对湿度条件下。 |
| $cmH_2O$ | 厘米水柱。一个压力单位约等于 1 hPa。 |
| CPU | 中央处理器。呼吸机（BD 和 GUI）的电子组件，负责解读和执行操作人员输入的指令。 |
| DISS | 直径指数安全标准。一种高压气体入口配件标准。 |
| $D_{SENS}$ | 脱管灵敏度。规定递送的潮气量允许丢失（百分比）的设定值，如果达到或超过该值，呼吸机就发出断开 (DISCONNECT) 报警。设定值越大，在发现断开报警前丢失的返回气量就越多。如果 Leak Sync 选项已启用，$D_{SENS}$ 即为最大允许漏气率，用 L/min 表示。 |
| $E_{SENS}$ | 呼气灵敏度决定自主呼吸中从吸气到呼气的呼吸机循环所对应的吸气峰值流量（或 PAV 呼吸模式中以 L/min 表示的速度）百分比的设置值。设置值较低会使自主吸气时间较长。 |
| EST | 扩展自检。一种对呼吸机功能的综合性测试，应由有资质的服务人员运行。 |
| EVQ | 呼气流量传感器总成。 |
| $f$, $f_{TOT}$ | 呼吸频率，是 A/C、SIMV 和 BiLevel 模式中的一个设置值 ($f$)，表示患者每分钟所接收的最小指令呼吸次数。送达患者的平均总呼吸次数为监测值 ($f_{TOT}$)。 |
| GUI | 图形用户界面。用于进入患者设置和报警设置的呼吸机触摸屏，包括屏外键、软键、旋钮等。 |
| HME | 热－湿交换器。一种湿化装置，也被称作人工鼻。 |
| hPa | 百帕。压力单位的一种，约等于 1 $cmH_2O$。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| I:E | 吸气时间与呼气时间之比。它还表示操作人员设置的适用于 PC 和 VC+ 指令呼吸定时变量。 |
| kPa | 千帕。压力单位的一种，约等于 10 $cmH_2O$。 |
| L/min | 每分钟流量（升）。流量单位。 |
| NIST | 不可互换的螺纹。一种高压气体入口配件标准。 |
| $O_2$% | 它既是一个呼吸机设置值，又是一个监测变量。$O_2$% 设置值决定了输送气体中氧气的百分比含量。$O_2$% 监测数据是送达患者的气体中氧气的百分比含量，它是在吸气过滤器的呼吸机出口上游处测得的。 |
| OIM | 由操作人员启动的指令呼吸。操作人员按下手动吸气 (MANUAL INSP) 键时所输送的呼吸。 |
| OSC | 阻塞状态循环。在严重阻塞期间起作用的通气模式。在该模式中，呼吸机会定时尝试输送基于压力的呼吸，同时监测吸气和呼气阶段是否持续存在阻塞。 |
| $P_{-TRIG}$ | 压力触发，一种通过呼吸机监测患者回路压力来了解患者吸气力量的方法。当气道压力的下降幅度至少达到选定的压力灵敏度 ($P_{SENS}$) 值时，呼吸机会触发一次呼吸。 |
| PBW | 预测体重，它是一种呼吸机设置，表明患者的体重，并假设脂肪和体液属于正常水平。用于确定潮气量和峰流量的绝对限值，并允许呼吸机设置值与患者恰当匹配。 |
| PC | 压力控制。一种指令呼吸类型，指呼吸机按操作人员设定的吸气时间输送操作人员设定的吸气压力。存在于在 A/C 和 SIMV 模式中，用于 SPONT 模式下由操作人员启动 (OIM) 的指令呼吸。 |
| PE | 呼气压力传感器。 |
| PEEP | 呼气末正压力。在呼吸的呼气阶段结束时测得的回路压力（相对于患者Y型口）。如果呼气暂停被激活，则显示的数值反映的是所有被激活的肺部的 PEEP 水平。 |
| $PEEP_I$ | 内源性PEEP。表示计算得出的呼气末高过 PEEP 水平的压力预计值。在呼气暂停操作中确定。 |
| $P_I$ | 吸气压力。在压力控制 (PC) 指令呼吸过程中由操作人员设置的患者Y型口的吸气压力（高于 PEEP）。 |
| PI | 吸气压力传感器。 |
| $P_{I\ END}$ | 吸气末压力。当前呼吸的吸气阶段结束时的压力。如果平台期被激活，则显示的数值反映的是平台期末压力的水平。 |
| PIM | 患者启动的指令呼吸。由患者的吸气动作触发的指令呼吸。 |
| $P_{MEAN}$ | 平均回路压力，由测得的整个呼吸周期的平均患者回路压力计算得出。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| $P_{PEAK}$ | 最大回路压力，是呼吸的吸气和呼气阶段中的最大压力。 |
| PS | 压力支持，一种自主呼吸类型，指呼吸机在吸气阶段输送操作人员设定的压力（除 PEEP 之外）。存在于 SPONT、SIMV 和 BiLevel 模式中。 |
| $P_{SENS}$ | 压力灵敏度。选择压力触发时，操作人员设定的压力降至 PEEP 以下（从患者吸气流量中产生），开始一次由患者启动的呼吸。 |
| PSOL | 比例电磁阀。 |
| $P_{SUPP}$ | 压力支持。自主呼吸过程中（当自主呼吸类型为 PS 时）患者Y型口处吸气辅助压力（ PEEP 以上）水平的设置值。 |
| SIMV | 同步间歇指令通气。通气模式的一种，呼吸机在每个呼吸周期内递送一次指令呼吸，并在呼吸周期其余的时间内，递送患者能够触发的自主呼吸次数。 |
| SIS | 套接指数系统。一种高压气体入口配件标准。 |
| SPONT | 自发。仅用于递送自主呼吸的一种通气模式。在 SPONT 模式中，由患者触发呼吸机输送的所有呼吸，不设置指令呼吸频率。呼吸参数由患者控制，辅以支持压力。 |
| SST | 快速自检。检查回路完整性、计算回路顺应性和过滤器阻力、以及检查呼吸机功能的一种测试。操作人员应按照规定的时间间隔运行 SST，在更换或改动患者回路时也要运行 SST。 |
| STPD | 标准温度和压力，干燥。在标准大气压（760 mmHg，101.333 kPa，约 1.0 bar）和 0°C 情况下定义为干燥气体。 |
| SVO | 安全阀打开。一种应急状态，此时安全阀打开，这样患者就可以在没有呼吸机辅助的情况下呼吸室内空气（如果可行）。SVO 状态并不代表呼吸机不工作。如果出现可能影响通气安全的硬件或软件故障、空气和氧气源断开，或系统发现阻塞，呼吸机就会进入 SVO 状态。 |
| $T_A$ | 窒息通气间隔 ，由操作人员设置的呼吸间隔变量，如果超出设定范围，呼吸机即宣布窒息，并进入窒息通气。 |
| Tb | 机械通气期间的呼吸周期。 |
| $T_E$ | 呼气时间。一次呼吸周期中的呼气时间间隔。也表示由操作人员设置的、用于决定压力控制 (PC) 或 VC+ 指令呼吸的呼气时长。 |
| $T_I$ | 吸气时间，呼吸中的吸气时间间隔。也表示由操作人员设置的、用于决定压力控制 (PC) 或 VC+ 指令呼吸的吸气时长。 |
| Tm | SIMV 呼吸周期中的指令呼吸间隔部分；用于表示 PIM。 |
| $T_{PL}$ | 平台时间。在吸气流量停止且呼气被阻塞后，指令呼吸吸气阶段的时间就会被延长。这会增加气体在患者肺部的停留时间。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| Ts | SIMV 呼吸周期的自主呼吸间隔部分；用于表示呼吸周期其余时间的自主呼吸。 |
| $\dot{V}_{-TRIG}$ | 流量触发。一种通过呼吸机监测吸气和呼气流量测量值之间的差异，以了解患者吸气力度的方法。当吸气和呼气流量的差异幅度上升到某个至少达到选定的流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) 值时，呼吸机会触发一次呼吸。 |
| VBS | 呼吸机呼吸系统。它包括呼吸机的输送组件，患者回路中的导管、过滤器、湿化器和其他配件，以及呼吸机的呼气计量和测量组件。 |
| VC | 容量控制，一种由呼吸机输送操作人员设置的潮气量、峰值流量和流量波形的指令呼吸类型。它存在于 A/C 和 SIMV 模式，用于 SPONT 模式中的操作人员启动的指令 (OIM) 呼吸。 |
| $\dot{V}_{E\ TOT}$ | 分钟通气量，单位时间内的正常呼气潮气量 (L/min)。所显示的值是经过顺应性和 BTPS 补偿的。 |
| VIM | 呼吸机启动的指令呼吸。在呼吸机确定的时间内所输送的呼吸。 |
| $\dot{V}_{MAX}$ | 峰值流量。在 VC 指令呼吸期间输送的气体峰值（最大）流量的设置值。（结合了潮气量、流量波形和平台期，恒定的峰值流量确定吸气时间。）若校正顺应容量，呼吸机会自动增加峰值流量。 |
| $\dot{V}_{SENS}$ | 流量灵敏度。确定由患者吸入的、触发呼吸机输送指令或自主呼吸的速度的设定值（当选择流量触发时）。 |
| $V_T$ | 潮气量。决定每次呼吸所吸入和呼出气量的一项设置。某些型号的 Puritan Bennett 呼吸机输出的 $V_T$ 是一个由操作人员设置的变量，用于确定在基于气量的指令呼吸期间送达患者的气量。$V_T$ 已经过顺应性补偿，按体温和压力饱和度 (BTPS) 校正。 |
| 安全阀 (SV) | 设在呼吸机吸气模块中的一个阀门，旨在限制患者回路中的压力。该阀门打开时，患者可以呼吸室内空气（如果可行）。 |
| 安全通气 | 一种患者回路在呼吸机启动完成之前就已经连接、或者供电停止 5 分钟或更长时间后重新恢复情况下的通气激活模式。 |
| 安全网 | 呼吸机对患者问题和系统故障的响应策略。 |
| 初级报警 | 最初发出的报警。 |
| 从属报警 | 由另一个初级报警引起的报警（也称为延伸报警）。 |
| 低优先级报警 | 按国际标准组织的规定指示患者－呼吸机系统中变化的报警。在低优先级报警期间，黄色的低优先级 LED 指示灯亮起，低优先级报警音（一种音调）响起，而且 GUI 屏幕报警栏会显示带“!”符号的报警提示。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| 非技术报警 | 由于患者－呼吸机交互故障或电气或气源故障所导致的、医务人员能够处理的报警。 |
| 分析信息 | 在报警状态下显示在 GUI 屏幕上的提示信息，说明发出报警的根本原因。 |
| 辅助呼吸 | 在 A/C 和 SIMV 模式下由患者吸气动作触发的指令呼吸。 |
| 辅助控制 A/C 模式 | 仅向患者输送 VC、PC 或 VC+ 呼吸的一种通气模式。 |
| 高优先级报警 | 按国际标准组织的规定需要立即处理的报警，以确保患者的安全。当高优先级报警被激活时，红色的高优先级 LED 指示灯闪烁，并响起高优先级报警音（由 5 种声调组成的重复序列，重复响两次，暂停，然后再重复），而且 GUI 屏幕上的报警栏报警会显示带有“!!!”符号的报警提示。 |
| 后备电源系统 | 为设备提供后备电源的系统。呼吸机的后备电源系统由一个主电池组成，用于给呼吸机提供最长达 1 小时的电池电力。另行选购的一块备用电池，性能与主电池相同。 |
| 后备通气 (BUV) | 当混合子系统、吸气子系统或呼气子系统发生故障、影响呼吸机按设定要求给患者通气时，系统所调用的一种安全网功能。 |
| 后台检查 | 在通气过程中连续运行的测试，用于评估呼吸机的电子和气动部分的硬件。 |
| 后续后台检查 | 在通气过程中连续运行的测试，用于评估呼吸机的电子和气动部分的硬件。 |
| 呼气阀 (EV) | 呼吸机呼吸回路的呼气分支中控制 PEEP 的阀。 |
| 呼气暂停 | 由操作人员启动的操作，用于在指令呼吸的呼气阶段关闭吸气（比例电磁阀）和呼气阀。该操作可用于确定内源性（自动）PEEP ($PEEP_i$)。 |
| 呼吸叠加 | 在第一次呼气完成之前输送第二次吸气。 |
| 呼吸机失效 (vent inop) | 在呼吸机发现硬件故障或严重软件故障、可能会影响通气安全的情况下，呼吸机所进入的一种应急状态。在呼吸机失效期间，安全阀会打开，从而让患者能够在无呼吸机辅助的情况下呼吸室内空气（如果可行）。在恢复正常通气之前，必须由具备资质的维修人员接通呼吸机电源，并运行 EST。 |
| 忽略 | 操作人员用于忽略功能的 SST 或 EST 最终运行状态。（呼吸机必须停止有警告情况的测试。） |
| 患者回路 | 全部吸气－呼气管路，包括导管、湿化器器和积水杯。 |
| 患者数据报警 | 与患者呼吸状态异常情况相关联的报警情况。 |
| 患者问题 | 呼吸机安全网所使用的定义。当测出的患者数据等于或超出报警阈值、且通常可以自我修正或由医务人员修正时，就会说明这属于患者问题。报警监测系统会发现这类情况，并说明这属于患者问题。患者问题通常不会影响呼吸机的性能。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| 黄金标准测试回路 | 与 EST 一起使用的测试回路。 |
| 基本信息 | 呼吸机在报警状态下给出的提示，说明报警状态。 |
| 基础流量 | 在流量触发阶段的后半部分（呼气段）通过患者管路的恒定流量 ($\dot{V}_{-TRIG}$)。该基本流量的数值要比操作人员所选定的流量灵敏度值高出 1.5 L/min。 |
| 技术报警 | 因为违反或者通过后台检查发现呼吸机违反了某个自我监测条件而发生的报警。 |
| 纠正信息 | 在报警状态下显示在 GUI 屏幕上的提示信息，建议如何解决报警问题。 |
| 可锁定报警 | 一种不终止激活报警静音功能的报警。 |
| 控制呼吸 | 由呼吸机启动、在 A/C 模式下输送的指令呼吸。 |
| 流量波形 | 它是决定指令容量控制呼吸的流量波形的设置值。 |
| 模式 | 通气模式。确定呼吸输送类型和序列的算法。 |
| 批量改动 | 同时改动多个设置值，并使之生效。 |
| 软界限 | 指示到达高限或低限的一种呼吸机设置，并伴有一声提示音。若要使呼吸机设置超出该极限范围，操作人员需要确认屏幕提示才能继续。 |
| 上升时间 % | 它是压力控制 (PC)、VC+、BiLevel 或压力支持 (PS) 呼吸模式中决定达到设定吸气压力的上升时间的一项设置。该值越大，压力的上升就越快。 |
| 失败 | 在 SST 或 EST 过程中发现的一个状态类别，它会导致呼吸机进入安全阀打开状态。发生“失败”情况的呼吸机需要撤出临床使用，并立即维修。 |
| 湿化类型 | 呼吸机中所使用的一种湿化系统类型（HME、非加热呼气导管或加热呼气导管）设置值。 |
| 手动吸气 | 由操作人员启动的指令 (OIM) 呼吸。 |
| 顺应性容量 | 留在患者回路、未进入患者呼吸系统的气体体积。 |
| 锁存报警 | 可视报警指示灯在报警自动重置后仍然亮着的报警。 |
| 通气保障 | 当混合子系统、吸气子系统或呼气子系统发生故障、影响呼吸机按设定要求给患者通气时，系统所调用的一种安全网功能。 |
| 维护 | 将设备维持或恢复至可使用状态的所有必要行动。包括清洁、保养、维修、整修、大修、检验和性能检查。 |
| 维修模式 | 专门为测试和维护人员定制的一种提供整套维修的呼吸机模式。处于维修模式时，呼吸机不提供通气。 |
| 无创通气 (NIV) | 不使用气管插管的患者呼吸；而使用面罩、鼻导管或无套囊气管插管导管。 |

**表 术语表-1.** 呼吸机术语表（续）

| | |
|---|---|
| 吸气暂停 | 由操作人员启动的操作，用于在指令呼吸的吸气阶段末关闭吸气（比例电磁阀）和呼气阀。该操作可用于确定静态顺应性 ($C_{STAT}$) 和静态阻力 ($R_{STAT}$)。 |
| 系统故障 | 呼吸机安全网所使用的定义。系统故障包括硬件故障（发生在呼吸机内部并影响其性能）、软故障（偶然进入呼吸机并影响其正常运行的故障）、供应不足（交流电源或外部气压）以及患者回路完整性故障（回路阻塞或断开）。 |
| 限制呼气阶段 | 在呼气阶段中不允许吸气触发的时间段。呼气受限时段定义为呼气段的前 200 *ms*，或是呼出流量下降到 ≤ 50% 峰值呼气流量的时间，或是呼气流量下降到 ≤ 0.5 L/min 所需要的时间（取三者中最长的一个）。呼气受限时段会在呼气过后 5 秒钟结束，无论测得的呼气流速是多少。 |
| 压缩机 | 压缩机用来为墙壁上或气瓶的空气源提供压缩空气。 |
| 延伸报警 | 报警的初始原因引发了一个或多个相关报警。发生报警时，该初始报警的原因又引发了“初始报警”以外的其他相关报警。 |
| 音频暂停（报警静音） | 与报警静音一次可互换使用，按下音频暂停（报警静音）键后 2 分钟的时间段，此时报警音被静音。 |
| 硬界限 | 达到最小或最大限值的呼吸机设置值。 |
| 有创通气 | 气管插管（或气管切开）导管通气。 |
| 在频率更改时保持恒定 | 在改动呼吸频率设置值时，操作人员可以将三个呼吸时间变量（吸气时间、I:E、呼气时间）之一设为常数。仅适用于压力控制 (PC) 指令呼吸类型（包括 VC+ 和 BiLevel）。 |
| 正常通气 | 呼吸正在进行、且没有发生报警的呼吸机状态。 |
| 指令呼吸 | 预设设置值和时间的呼吸，可由呼吸机、患者或操作人员触发。 |
| 指令类型 | 指令呼吸类型：容量控制 (VC)、VC+ 或压力控制 (PC)。 |
| 中优先级报警 | 按国际标准组织的规定需要立即处理的异常状况，以确保患者的安全。在中优先级报警被激活时，黄色的中优先级 LED 指示灯闪烁，中优先级报警音（由三种音调组成的重复序列）响起，而且 GUI 屏幕报警栏会显示带“!!!”符号的报警提示。 |
| 自动触发 | 呼吸机重复输送由流量或压力波动而触发的、并非患者所需要的呼吸。患者回路漏气以及较低的流量或压力灵敏度设置是自动触发的常见原因。 |
| 自主呼吸类型 | 决定自主呼吸类型是压力支持 (PS)、导管补偿 (TC)、容量支持 (VS) 还是成比例辅助 (PAV) 的一项设置。 |
| 阻力 | 整个回路中取决于流量的压降。测量单位为 $cmH_2O/L/s$ 或 hPa/L/s。 |

**表 术语表-2.** 计量单位

| | |
|---|---|
| Cm | 厘米。长度单位。 |
| Ft | 英尺。长度单位。 |
| Hz | 赫兹。频率单位，表示每秒钟的循环次数。 |
| kg | 千克。重量单位 |
| L | 升。体积单位 |
| Lb | 磅。重量单位。 |
| M | 米。长度单位。 |
| mL | 毫升。体积单位。 |
| Ms | 毫秒。时间单位。 |
| s | 秒。时间单位 |
| V | 伏特。电压单位 |
| VA | 伏安。功率单位。 |

**表 术语表-3.** 技术缩略语

| | |
|---|---|
| AC，也作 ac | 交流电。电荷周期性的反向运动。 |
| ASCII | 美国信息代码交换标准。标准化的字符编码规范。 |
| CE | 一种由欧共体市场主管部门发放的认证标志，表明产品符合医疗设备相关标准 (Medical Device Directive, 93/42/EEC)。 |
| CSA | 加拿大标准协会。 |
| CRC | 循环冗余校验或循环冗余码。一种基于伽罗瓦域 (Galois field GF(2)) 中的多项式环的除法余数的算法或计算结果。CRC 算法是数据完整性校验的基础。 |
| DC，也作 dc | 直流电。电荷单方向的流动。 |
| EMC | 电磁兼容性。 |
| EN | 欧洲标准（指欧共体市场）。 |
| ETO | 环氧乙烷。 |
| IEC | 国际电工委员会。一家标准机构。 |
| ISO | 国际标准组织。一家标准机构。 |
| LCD | 液晶显示器。可视人机操作界面。 |

**表 术语表-3.** 技术缩略语（续）

| | |
|---|---|
| LED | 发光二极管。一种提供视觉指示的手段。 |
| MRI | 磁共振成像。 |
| NVRAM，也称为 NovRam | 非易失性随机访问存储器。在整个重置和通电周期都保持激活状态的存储器，通常在启动时不初始化。 |
| POST | 开机自检。验证应用软件和硬件环境完整性的软件算法。开机自检通常发生在开机时、断电后或设备检测到有内部故障的情况下。 |
| RAM | 随机访问存储器。 |

页面故意留空

# 指数


**A**

A/C 模式 .....10-30–10-33
安全测试 .....11-37
安全网 .....10-72
安装测试（在对患者通气前进行测试） ..... 3-41–3-47

**B**

BDU 指示灯
  可视 ..... 2-28
BDU 指示器
  声音 ..... 2-37
BiLevel 模式下的低压 ($P_L$) .....10-66
BiLevel 模式下的低压时间 ($T_L$) .....10-67
BiLevel 模式下的高压 ($P_H$) .....10-66
BiLevel 模式下的高压时间 ($T_H$) .....10-67
BUV 设置 .....10-76
报警
  AC 断电 ..... 6-33
  程序错误 ..... 6-39
  从属 ..... 6-5
  低分钟总呼出量 ..... 6-39
  低输送 $O_2$% ..... 6-38
  低指令呼吸呼出潮气量 ..... 6-38
  低自主呼吸呼出潮气量 ..... 6-39
  断电 ..... 6-34
  非技术 ..... 6-18
  符号 ..... 6-7
  高分钟呼气量 ..... 6-35
  高呼出潮气量 ..... 6-36
  高呼吸频率 ..... 6-36
  高回路压力 ..... 6-34
  高输送 O2% ..... 6-35
  高吸入潮气量 ..... 6-36
  回路断开 ..... 6-33
  回路压力低限 ..... 6-37
  技术 ..... 6-17
  可锁定 ..... 6-6
  如何测试 ..... 6-9
  设备提示 ..... 6-34
  锁存 ..... 6-6
  吸气时间过长 ..... 6-37
  音量 .....6-9
  音频暂停键 .....6-8
  优先 .....6-16
  窒息通气 .....6-33
  重置 .....6-8
  主要 .....6-5
报警功能 .....6-4, 6-5
报警设置范围、分辨率及准确性 ..... 11-17
被监测的患者数据 .....6-40
波形版面
  图标 .....2-20
波形坐标轴缩放 .....3-40

**C**

Covidien 技术服务部门
  电话 .....1-14
  国际服务中心列表 .....1-14
  Solv-IT 中心知识基地 .....1-17
操作验证 .....3-55
测量不确定性 .....11-1
产品组装 .....3-2
潮气量 ($V_T$) ..... 10-62
串行命令 .....5-5

**D**

打印数据 .....5-21
导管补偿 (TC) ..... 10-26
低优先级报警
  图标 .....2-21
电池
  寿命 .....3-21
电池安装 .....3-17
调节波形版面 .....3-40

**E**

EMC
  辐射 ..... 11-31
  兼容性 .....1-19
  建议的隔离距离 ..... 11-35

**F**

符号
  安全符号定义 .....1-3
  BDU 后标签符号和说明 .....2-11–2-13

# 指数


BDU 后面板标签符号和说明 ..... 2-11
装运标签符号和说明 ..... 1-2
符合标准的电缆 .....11-36

**G**

GUI 截屏 ..... 5-2
GUI 控制键 ..... 2-16
GUI 指示灯
可视 ..... 2-18–2-21
GUI 指示器
声音 ..... 2-25
高优先级报警
图标 ..... 2-21
给同一患者通气 ..... 4-9
给新患者通气 ..... 4-9
规格
电气 ..... 11-7
环境 ..... 11-8
技术 ..... 11-3
气动 ..... 11-3
物理特性 ..... 11-2
性能 ..... 11-9
过滤器安装 ..... 3-9

**H**

后台诊断系统 .....10-75
呼气
峰值流量百分比方法 .....10-10
呼吸机压力高限（备用方法） .....10-12
回路压力高限（备用方法） .....10-12
气道压力法 ..... 10-9
时间循环法 .....10-11
吸入潮气量高限（备用方法） .....10-12
呼气－检测和启动 ..... 10-9–10-12
呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) .....10-69
呼气模块
呼气流量传感器总成拆除、消毒、
重新组装 .....7-8–7-18
呼气时间 ($T_E$) .....10-66
呼气暂停 .....10-52–10-53
呼气暂停操作 ..... 4-30
呼吸触发器
操作人员启动 .....10-8
流量 .....10-6
时间循环 .....10-8
压力 .....10-5
呼吸机
BDU 后视图 .....2-10
BDU 控制和指示器/指示灯 .....2-26
BDU 右侧视图 ..... 2-14, 2-15
BDU 正视图 .....2-8
报警日志 .....8-2
操作 ..... 4-7–4-22
EST/SST 状态日志 .....8-3
GUI 后视图 .....2-7
GUI 正视图 .....2-6
功能 .....4-1
患者数据日志 .....8-2
接头 .....2-37
可用语言 .....5-1
气体流量概述 .....10-2
设置日志 .....8-2
适用范围 .....2-4
说明 .....2-2
维修日志 .....8-3
系统诊断日志 .....8-3
一般事件日志 .....8-3
组件列表 .....2-4
呼吸机保护策略 .....4-35–4-37
呼吸机工作模式 .....3-26–3-31
待机状态 .....3-27
快速启动模式 .....3-26
维修模式 .....3-29
正常模式 .....3-26
呼吸机日志 .....8-2
呼吸机设置 .....4-2
↾$T_{I\ SPONT}$ ..... 10-71
潮气量 ($V_T$) ..... 10-62
低压 ($P_L$) ..... 10-66
低压时间 ($T_L$) ..... 10-67
范围及分辨率 .....11-9–11-17

# 指数


高压时间 ($T_H$) .....10-67
呼气灵敏度 ($E_{SENS}$) .....10-69
呼气时间 ($T_E$) .....10-66
呼吸频率 (*f*) .....10-62
回路类型和 PBW .....10-58
I:E .....10-66
流量波形 .....10-63
流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) .....10-64
模式与呼吸类型 .....10-60
PAV+ 中的百分比支持 .....10-69
PEEP .....10-67
$P_H$ .....10-66
配置 ..... 3-33–3-41
平台时间 ($T_{PL}$) .....10-63
容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) .....10-68
上升时间 % .....10-69
湿化类型 .....10-71
湿化器容量 .....10-72
TC 中的百分比支持 .....10-68
通气类型 .....10-59
脱管灵敏度 ($D_{SENS}$) .....10-70
吸气峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$) .....10-62
吸气时间 ($T_I$) .....10-65
吸气压力 ($P_I$) .....10-65
压力灵敏度 ($P_{SENS}$) .....10-64
压力支持 ($P_{SUPP}$) .....10-68
窒息通气 .....10-56
呼吸力学
呼气暂停操作 .....10-52
NIF 操作 .....10-54
吸气暂停操作 .....10-50
呼吸力学操作
肺活量操作 (VC) .....10-55
$P_{0.1}$ 操作 .....10-55
吸气负压操作 (NIF) .....10-54
呼吸频率 (*f*) .....10-62
呼吸输送单元 ..... 2-26
患者方面的问题 .....10-74
患者数据参数 ..... 6-41–6-47
患者数据范围及分辨率 .....11-19–11-25
恢复波形
图标 .....2-21
回路类型和 PBW ..... 10-58

**J**

I:E ..... 10-66
IEC 分类 .....2-3
计算值准确性 ..... 11-27
技术服务 .....1-14
技术协助 .....1-14
监测准确性 ..... 11-26
检测阻塞和脱管 ..... 10-45–10-48
交流电源运行 .....3-2

**K**

可配置功能
报警音量 .....3-36
波形 .....3-39
大字体患者数据 .....3-38
患者数据 .....3-37
mL/kg 比 .....3-35
PBW .....3-35
屏幕亮度和键盘背光灯 .....3-34
日期和时间 .....3-33
新患者设置默认值 .....3-35
压力单位 .....3-34
扩展电池安装 .....3-21
扩展自检 (EST) ..... 10-78

**L**

流量波形 ..... 10-63
流量灵敏度 ($\dot{V}_{SENS}$) ..... 10-64

**M**

MISCA 响应 .....5-6
MISCF 响应 .....5-10
模式与呼吸类型 ..... 10-60

**N**

NIV
报警设置 .....4-27
高自主吸气时间限值设置 .....4-26
设置 .....4-23
窒息通气设置 .....4-27

# 指数


**P**

$P_{0.1}$ 操作 ..... 10-55
PAV+ 中的百分比支持 ..... 10-69
PEEP ..... 10-67
配件
  部件号 ..... 9-3
  相容性 ..... 9-1
频率变动计时常变量 ..... 4-20
屏幕截图 ..... 5-2
平台时间 ($T_{PL}$) ..... 10-63
平台压力 (PPL) ..... 6-43
屏显帮助 ..... 1-18
屏显符号和缩略语 ..... 2-21–2-25

**Q**

气体故障交叉流量 ..... 3-7
气压示意图 ..... 2-39
全向 LED ..... 3-26

**R**

RS-232 命令
  RSET ..... 5-6
  SNDA ..... 5-6
  SNDF ..... 5-10
日志
  图标 ..... 2-19
容量呼吸中的顺应性补偿 ..... 10-12
容量支持 ($V_{T\ SUPP}$) ..... 10-68
如何安装配件 ..... 3-17–3-26
如何查看呼吸机日志 ..... 8-3
如何长时间储存呼吸机 ..... 7-22
如何将呼吸机与交流电源连接 ..... 3-5
如何进入维修模式 ..... 3-29
如何连接患者回路 ..... 3-13
如何连接气体供应 ..... 3-6
如何使用呼吸机的用户界面 ..... 4-3–4-7
如何使用呼吸机系统 ..... 4-7–4-21
软界限 ..... 4-3

**S**

SIMV ..... 10-33–10-38
SIMV 模式下的窒息通气 ..... 10-44
SST
  测试顺序 ..... 3-43
  结果 ..... 3-46
  结局 ..... 3-47
  如何运行 ..... 3-43
SST（快速自检） ..... 10-78
上升时间 % ..... 10-69
设置
  报警 ..... 4-16
  返回先前设置 ..... 4-20
  呼吸机 ..... 4-10
  窒息通气 ..... 4-15
生产厂商 ..... 1-19
湿化类型 ..... 10-71
湿化器安装 ..... 3-24
湿化器容量 ..... 10-72
使用的零部件处理 ..... 8-1
使用电池电源 ..... 3-2–3-3
手动吸气 ..... 4-28, 10-21
授权代表 ..... 1-19
手势
  点划 ..... 4-6
  点击并按住 ..... 4-7
  双击 ..... 4-7
  拖动 ..... 4-7
  拖动并放下 ..... 4-7
顺应性补偿 ..... 10-12–10-16
送气准确性 ..... 11-26
速启动”的使用 ..... 4-8

**T**

TC
  报警 ..... 10-27
  被监测的患者数据 ..... 10-27
  导管类型，导管内径，湿化 ..... 4-14
  技术说明 ..... 10-27
  PBW 和导管内径 ..... 10-28
TC 中的百分比支持 ..... 10-68
通电自检 (POST) ..... 10-78
通气类型 ..... 10-59

# 指数


图标
帮助 ..... 2-20
呼吸机设置 ..... 2-19
截屏 ..... 2-20
配置 ..... 2-20
提升 $O_2$ ..... 2-20
网格线 ..... 2-20
未阅读项目 ..... 2-20
图钉 ..... 4-5
图形用户界面 (GUI) ..... 2-16
脱管 ..... 10-46
脱管灵敏度 ($D_{SENS}$) ..... 10-70

**W**

VC+
启动 ..... 10-20
最大压力调整幅度 ..... 10-20
VS
启动 ..... 10-25
最大压力调整幅度 ..... 10-26
外表面的表面清洁 ..... 7-4
无创通气 (NIV) ..... 4-22–4-28
物理特性 ..... 11-2

**X**

吸气－检测和启动 ..... 10-4–10-8
吸气峰值流量 ($\dot{V}_{MAX}$) ..... 10-62
吸气时间 ($T_I$) ..... 10-65
吸气压力 (PI) ..... 10-65
吸气暂停 ..... 10-50–10-52
吸气暂停操作 ..... 4-29, 10-50
系统方面的问题 ..... 10-75
显示器
亮度调节 ..... 4-5
锁 ..... 4-6
序列号解释 ..... 1-19

**Y**

压力灵敏度 ..... 10-64
压力支持 ($P_{SUPP}$) ..... 10-68
氧电池
标定 ..... 4-34
标定测试 ..... 4-34
功能 ..... 4-32
硬界限 ..... 4-3
与外部患者监护系统的连接 ..... 5-21

**Z**

暂停
图标 ..... 2-20
质保信息 ..... 1-18
指令呼吸输送 ..... 10-16
窒息通气 ..... 10-40–10-44, 10-56
制造商声明 ..... 11-30
中优先级报警
图标 ..... 2-21
主电池安装 ..... 3-18
主显示器 ..... 2-16
状态显示器 ..... 2-29–2-37
准备呼吸机进行使用 ..... 3-32
自主呼吸 (SPONT) 模式 ..... 10-39–10-40
自主呼吸输送 ..... 10-22
自主吸气时间高限 ($\uparrow T_{I\ SPONT}$) ..... 10-71
组件灭菌 ..... 7-18
组件清洁和消毒 ..... 7-5
阻塞 ..... 10-45
最大化波形
图标 ..... 2-21

页面故意留空

Part No. PT00102794 Rev A 2019-05

© 2013 Covidien. All rights reserved.

Covidien llc
15 Hampshire Street, Mansfield, 02048
EC REP Covidien Ireland Limited, IDA Business and Technology Park, Tullamore, Ireland.
www.Medtronic.com

Rx ONLY

CE 0123

COVIDIEN