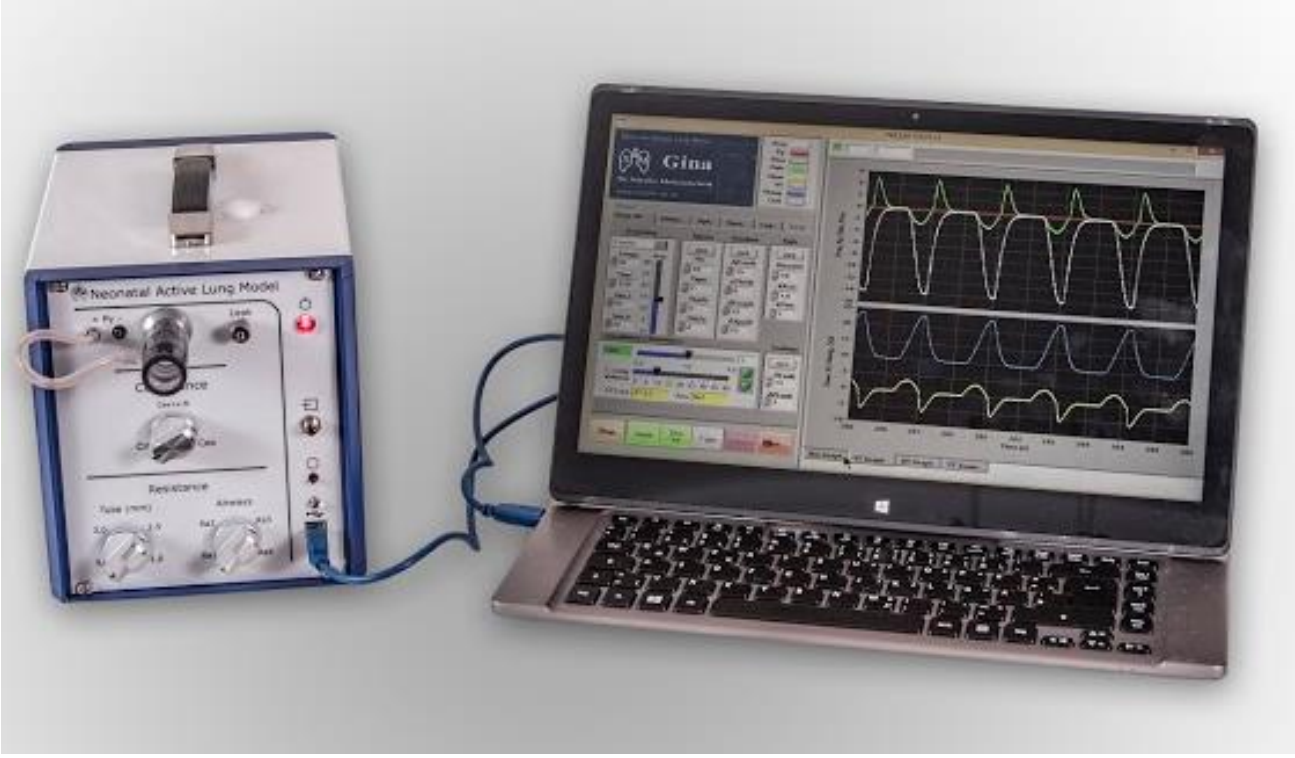
Gina

吉娜

新生儿肺主动模拟器



操作手册

前言

本手册为用户提供吉娜（Gina）设备的操作使用信息。其中不包含任何执行维修或保养所需的信息。一般来说，维修和保养是由制造商或有其授权的服务商进行。

只有在遵循手册操作时，制造商才对本设备提供可靠性和安全性的保证。

无论是纸质版或电子版的操作手册均是本设备的一部分，操作者应随时参考使用。

操作设备前，所有操作者应当首先阅读本手册中的安全指示后，方可进行后续操作。

Dr. Schaller Medizintechnik

Schillerstr. 29a

01326 Dresden

☎ **(+)49 (351) 3103916**

🗎 **(+)49 (351) 3103917**

✉ **info@schaller-mt.de**

💻 **www.schaller-mt.de**

保留进行技术更改的权力

2016 年 5 月更新

版本：Version 3.0_D

软件版本：LV 5.01, MC 3.0

目录：

1 预期用途 6
2 安全使用建议 7
2.1 图标说明 7
2.2 安全使用建议 7
3 概要信息 9
3.1 操作使用要求 9
3.2 设备连接 9
3.3 电气安全和电磁相容性 9
3.3.1 电气安全 9
3.3.2 电磁相容性 9
3.4 使用的材料 10
3.5 包装内容，包装和运输 10
3.5.1 包装清单 10
3.5.2 包装 10
3.5.3 运输 12
3.6 支持，维护和维修 12
3.7 废物弃置 12
3.8 保修 12
3.9 缩写和技术术语 13
4 吉娜（Gina）的功能原理 16
5 模拟肺 17
5.1 功能原理 17
5.2 阻力 19
5.2.1 管路阻力 Rt 19
5.2.2 气道阻力 Ra 21
5.3 顺应性 22
5.3.1 可变的内部顺应性 22
5.3.2 外部固定容量的顺应性 22
5.3.3 外部硅胶模拟肺顺应性 22
5.3.4 可压缩容积 22
5.4 模拟肺控制 23
5.5 连接外部顺应性 25
5.6 软件 26
5.7 操作 26
6 图形用户界面 27

6.1 概要 27
6.2 选项卡菜单 28
6.2.1 选项卡“Resp. M.（呼吸生理）” 28
6.2.2 选项卡“Channels（通道显示）” 32
6.2.3 选项卡“Options（选项）” 36
6.2.4 选项卡“Specials（特殊功能）” 40
6.2.5 选项卡“Datenlogging（数据日志）” 42
6.2.6 选项卡“Evaluation（评估）” 45
6.2.7 选项卡“Service（服务）” 47
6.3 测量数据的图形显示 47
6.3.1 柱状图（Bar Graph） 47
6.3.2 YT 图（YT Graph） 48
6.3.3 XY 图（XY Graph） 49
6.3.4 YT 显示范围（YT Zoom） 50
6.4 主功能按键 51
6.5 警告和提示信息显示区 52
7 初次启动设备 53
7.1 打开设备包装 53
7.2 在电脑上安装程序 53
7.2.1 USB 存储器的内容 53
7.2.2 安装 NALM 程序 54
7.3 配置电脑端口 54
7.4 开始操作 55
7.5 安装更新程序 56
7.6 下载软件更新 56
8 操作使用 57
8.1 Gina（吉娜）的操作使用 57
8.2 使用者定标 57
8.2.1 压力传感器定标 57
8.2.2 检查容积流速传感器 59
8.3 Gina（吉娜）做为 HFO（高频振荡）发生器使用 59
9 技术参数 60
9.1 电路参数 60
9.2 物理参数 60
9.3 使用环境 60
9.4 阻力值(hPa/l/s) 60

9.5 顺应性值 61
9.6 传感器 61
9.7 呼吸压力 61
9.8 计算机配置要求 61
10 附录 62
10.1 非线性阻力 62
10.2 非线性顺应性 64
10.3 Gina（吉娜）设备上呼吸功的确定 65
10.3.1 目标 65
10.3.2 理论基础 65
10.3.3 总呼吸功 WOBtot 66
10.3.4 阻力呼吸功 66
10.3.5 弹性呼吸功 67
10.3.6 单位问题 67
10.3.7 频率相关问题 68
10.3.8 阻力问题 68
10.3.9 弹性呼吸功 69
10.4 肺泡通气的计算 70
10.4.1 吸气相 70
10.4.2 呼气相 70
10.5 特殊驱动程序安装 71
11 图例索引 74

1 预期用途

本新生儿肺主动模拟器（NALM）型号为吉娜（Gina）。

将其与呼吸机连接，将均质性的模拟婴幼儿肺部状态。

类似于飞行模拟器，飞行员可无危险的学习飞行，医生同样可以通过使用肺模拟器，学习婴幼儿通气，或进行婴幼儿呼吸机理的相关培训。

所以吉娜新生儿肺主动模拟器的目标用途包括：

- 需要进行呼吸培训的医学工作者
- 呼吸机制造企业
- 进行呼吸机临床研究工作者

吉娜（Gina）包含两个组成部分：电子机械式模拟肺，一台便携电脑或者 PC，用于安装软件。

将肺模拟器的气路接口与呼吸机的呼吸管路的 Y 型接口相连， 与肺模拟器相关的容积流量，容量和压力，将被测量并显示在电脑的图形用户界面上。

吉娜（Gina）可模拟“改变”以下与呼吸生理相关的参数：不同直径的气管插管，不同的气道阻力，Gina 内部与外部的顺应性，并显示特定的压力容量环等，甚至可以模拟患者的自主呼吸。

HINWEIS **吉娜（Gina）不属于医疗器械管理类别**

2 安全使用建议

2.1 图标说明

请格外注意以下的安全使用建议！首次使用本设备前，须详细阅读并遵照执行。

危险	⚠GEFAHR	本图标表示设备的一种状态，此状态可能导致使用者或第三者的生命危险或身体损伤。
警告	WARNUNG	本图标表示设备的一种状态，此状态可能导致设备运行错误或者发生故障
注意	ACHTUNG	本图标表示设备的一种状态，此状态可能导致设备功能故障
建议	HINWEIS	本图标提示额外的信息，以避免设备在当前操作可能出现的问题

2.2 安全使用建议

⚠GEFAHR	吉娜（Gina）是一个肺模拟器，并不是呼吸机。在任何情况下，不得使用任何管路将吉娜（Gina）与患者的气道相连。
⚠GEFAHR	在将呼吸机与吉娜（Gina）相连前，必须要对呼吸机进行消毒，避免任何病人的感染性病原体沾染设备接口。
WARNUNG	当音圈电动机（VCM）的温度超过临界值时，注意建议指示。另外，当驱动线圈温度过高时，设备应当停止工作。
WARNUNG	操作时须密切关注本设备，特别是当 With Cex VcmON 开关打开时，应立即拔下设备背后的电源插头，停止相关操作。
WARNUNG	吉娜（Gina）不是医疗产品，不应当在医疗环境下操作。
WARNUNG	在当前使用环境下，与呼吸机连接时，呼吸气体不应出现冷凝水。在连接吉娜（Gina）操作时，务必关闭气体湿化装置。
ACHTUNG	本设备负责人（比如高年资医生）必须尽可能的熟悉本手册内容，然后才可以指导不是那么熟悉本设备的操作者。

ACHTUNG	本设备应当在无尘的室内环境中使用，并且只能使用医用气体或者无尘的环境气体。如有必要，可在呼吸管路连接口安装细菌过滤器。
ACHTUNG	将设备从寒冷环境带入温暖室内时，不可立即开启！环境温度变化所产生的冷凝水，可能损坏设备。请放置一段时间，直到设备温度达到室温才能开启。
ACHTUNG	在将本设备放入设备箱中之前，请将 Compliance 旋钮调整到 Cex 位置。
ACHTUNG	首次连接电脑，启动操作程序时，需在选项（Opt.）菜单中输入设备前面标注的设备序列号。以后再次启动则不再需要输入。
ACHTUNG	如果需要维修服务时，请在连接本设备的电脑上安装 Teamviewer 程序，这样生产商即可以通过该程序接入电脑，并诊断故障。此时，该电脑必须要连接互联网，并且网络防火墙不应当阻挡 Teamviewer 程序建立远程连接。 这是生产商进行保修服务的前提条件。
ACHTUNG	所连接电脑的显示器分辨率最少为 768 dpi，否则屏幕上半部分的波形曲线就会出现几何扭曲。
ACHTUNG	携带设备外出时，或者在室内移动该设备时，请务必小心，避免撞击和跌落可能导致的设备受损。
ACHTUNG	注意：在设备使用完毕后，请将所拔出的设备上方、下方和后方的塞子复原。
HINWEIS	电脑不属于本设备的配置，应由使用者自行准备。
HINWEIS	请注意，在连接电脑 USB 接口时，必须要在电脑操作系统配置中选择对应的 COM 口选项。
HINWEIS	将鼠标指向控制命令时，大部分都会闪出提示框，提示该命令功能。
HINWEIS	在本操作手册中，使用的压力单位是“hPa”这是有效的国际公制单位，该单位在数值上与“mbar”是相当的。

3 概要信息

3.1 操作使用要求

设备的安装和使用须由具备相应知识技能的操作者进行，操作者必须保证：

充分了解本手册的内容，了解误操作可能导致设备损坏。

操作手册必须或者以印刷形式或者以电子形式存储于电脑上，保证使用者触手可及。

不按照本手册进行操作，所导致的设备损坏，不适用设备的保修条款。

只有在遵循手册操作时，制造商才对本设备提供可靠性和安全性的保证。

3.2 设备连接

吉娜（Gina）应当连接为早产儿，新生儿或小儿进行机械通气的专业呼吸机，即吉娜（Gina）是用来模拟早产儿，新生儿或者小儿的肺部功能的。吉娜（Gina）能模拟最高 40 hPa 负压的自主呼吸，此时，操作者须密切观察，避免负压对呼吸机有可能造成的损坏。

HINWEIS 连接吉娜（Gina）的呼吸机产生的最大压力不应当超过 60hPa

⚠ GEFAHR 连接吉娜（Gina）前，呼吸机应先消毒或灭菌，避免吉致病菌污染娜（Gina）连接口。

3.3 电气安全和电磁相容性

3.3.1 电气安全

吉娜（Gina）设备开发时遵循的是低压电气标准 2014/35/EU

3.3.2 电磁相容性

吉娜（Gina）在电磁相容性标准里归类为“电子测量、评估、调节和实验室设备”类别，故应遵循 DIN EN 61326-1 的电磁兼容指令，并已完成相关检测。

3.4 使用的材料

组件	组成部分	材料
设备箱		聚乙烯
设备外壳		AlMgSi0.5
活塞缸体系统	缸体	玻璃，石墨 Glas bzw. Graphit
	VCM 音圈电动机－外壳	St37
	VCM 音圈电动机－磁体	钕磁体
	VCM 音圈电动机－线圈	铜
气动旋钮	外壳	AlMgSi0.5
	活塞	PEEK CA30
	O 型圈	EPDM
气罐		AlMgSi0.5
管路		透明硅胶管
气管插管		PVC
气道阻力	细管	高等级不锈钢 1.4301
流量传感器	外壳 细孔夹持器 细孔	POM PEEK 高等级不锈钢 1.4301
电路板		RoHs

3.5 包装内容，包装和运输

3.5.1 包装清单

1 “新生儿肺主动模拟器吉娜（Gina）”设备一台
2 模拟肺瓶 1000 ml 一个
3 模拟肺瓶 500 ml 一个
4 硅胶模拟肺 一个
5 U 盘一个，内含设备和 操作软件以及操作手册 。
6 电源线一条
7 连接器两个
8 硅胶管一条，10cm
9 USB 缆线一条

注：电脑应由使用者自行准备。

3.5.2 包装

3.5.1 中说明的所有包装内容均包装在一个设备箱内，其中 4-8 项安置在泡沫填充物中，如图所示。

图 3-1: 设备箱

图 3-2: 泡沫填充物和附件

图 3-3: 设备和附件安置在设备箱中

3.5.3 运输

吉娜（Gina）的设备箱能够在正常的远距离运输中提供足够的保护。由于设备箱是安全锁闭的，所以在急刹车时，设备不会飞出运输车辆。

在乘坐飞机时，吉娜（Gina）可以做为手提行李上飞机。

在做为托运行李运输时，应使用合适的缓冲包装，保护设备箱免受突然冲击的影响。

HINWEIS 在运输时，将 Compliance 旋钮旋转到 Cex 位置。

3.6 支持，维护和维修

当设备出现故障或者需要服务的时候，应当立即通知生产商。

当设备故障不能通过电话咨询的方式解决时，生产商将通过“Teamviewer x”软件来进行故障检查。 为了进行远程检查，使用者可从网上*(www.**teamviewer**.com)*下载“Teamviewer”软件（免费），并安装在电脑上，制造商就可以通过该软件进行设备故障诊断了。

如果此方式仍不能解决设备故障，使用者将设备妥善包装后，发还给生产商。若故障发生在保修期内时，运输费用由生产商承担。

保修期外，生产商将按照服务内容收取相关维护和维修费用。

运输前，设备箱须加外包装，包装内要有足够的适当的缓冲物，以保证外来撞击不会损坏设备，运输过程中的安全责任归属于运输服务提供商。

HINWEIS 包装前，应将 Compliance 旋钮置于 Cex 位置。

3.7 废物弃置

运输包装的废物弃置 外包装和膜材料是可回收材料，可以使用常规方式进行弃置处理。

设备弃置处理 本设备不含电池。

Dr. Schaller 医疗设备公司保证提供免费的设备的弃置回收服务，然而设备从使用者处运往生产商的费用应当由使用者承担。

本设备也可以由持证的电子废物专业处理人员进行弃置处理。

3.8 保修

Dr.Schaller 医疗设备公司对本设备提供自发货之日起计算的 12 个月的有限质量保证。

在以下前提条件之下，在此日期出现的故障由生产商进行免费维修，由此产生的运输费用由生产商承担。

- 设备是严格遵照本操作手册规定的内容进行的适当操作。
- 生产商已经通过“Teamviewer”程序接入了连接设备的电脑，并且已经成功的连接了设备。

如使用者不能遵守以上条件，本保修条款即告失效。

3.9 缩写和技术术语

下表是吉娜（Gina）设备所用的缩写和技术术语的解释。

缩写 技术术语	完整拼写 / 翻译	解释	单位
#breath	number of breaths / 呼吸次数	对呼吸进行计数，随后触发叹息	
AlvVent	Alveolar ventilation / 肺泡通气	肺泡通气	l/min
Apnoe	窒息	功能群组，适用于所有需要设置窒息参数的参数设置	
Breathing	呼吸	功能群组，适用于所有需要设置呼吸参数的参数设置。	
C	Compliance / 顺应性	肺的可伸展性	ml/hPa
Ccv	Kompressibles Volumen / 压缩容量	设备的顺应性直接影响其可压缩容量的大小	ml/hPa
Cex	Externe Compliance / 外部顺应性	肺模拟器自身以外可扩展的顺应性，可以使用附带的内充钢丝的瓶子来实现。	ml/hPa
Cex+s. B.	Ext. Compl+ Spontan-Atmung / 外部顺应性＋自主呼吸	外部顺应性已经加入（钢丝瓶已经插上），外部顺应性也会通过设备内部的活塞缸体系统来通气。	
Chann.	Channels / 通道	用于设置所有数据通道相关参数的标签页	
ChX	Channel X / 通道 X	设置图形的第八号通道，可以通过选择开关选择安排不同的信号。	
Cint	Interne Compliance / 内部顺应性	通过活塞缸体系统建立的设备内部顺应性。	ml/hPa
clock/ms	时间间隔	PC 软件的时间间隔	ms
Copy	Copy / 复制	复制键，将显示图像复制到剪贴板。	
dtaApn%	窒息频率随机百分比	在随机呼吸（RANDOM）选项内的设置参数，设定窒息出现次数的最大变化率。	%
dtaFrequ%	频率随机百分比	在随机呼吸（RANDOM）选项的设置参数，设定呼吸频率的最大变化率。	%
dtaPrm%	Prm 随机百分比	在随机呼吸（RANDOM）选项的设置参数，设定 Prm 的最大变化率。	%
dtaTins%	Tins 随机百分比	在随机呼吸（RANDOM）选项的设置参数，设定 Tins 的最大变化率。	%
Eff	Effectiv value / 有效值	信号的有效值	
Exit	Exit / 退出	退出键，按此键退出程序	
F. Thr.	Flow threshold / 流速阈值	用于区分吸气和呼气的流速阈值	l/min
Fbw	Band width / 带宽	带通滤波器和带阻滤波器的带宽	Hz
Fc	cutoff frequency / 截止频率	高通和低通滤波的截止频率	Hz
FiO2	oxygen fraction / 吸入氧浓度	吸入氧气浓度	%
Flow	Flow / 流速	在本设备入口处的容积流速	l/min
Fmb	Mid band frequency / 中心频率	带通滤波和带阻滤波的中心频率	Hz

FRC	Functinal residual capacity / 功能残气量	功能残气量	ml
Freeze x	Freeze / 冻结	X-Y 图形上冻结波形显示。	
Frequ	Frequency / 频率	设定自主呼吸频率 。	1/min
hPa	hektoPascal / 百帕	压力单位，1 百帕＝100 帕	
Kex	外部通道因子	外部通道的传输因子	
KPrm	Prm 因子	因子，使用它确定 Prm 值在叹息时，是正常设定值的多少倍。	
Ktins	Tins 因子	因子，使用它确定 Tins 在叹息时，是正常设定值的多少倍。	
KZS	Kolben-Zylinder-system / 活塞缸体系统	活塞缸体系统建立了设备模拟顺应性和人体呼吸肌活动的基础原理	
Log	数据日志	设置数据日志所需参数的选项卡。	
MinVent	Minute ventilation / 分钟通气量	分钟通气量	l/min
OFF		开关的关闭状态	
Opt.	Options / 选项	所有选项参数的设置选项卡	
P2P	Peak to Peak / 峰到峰	信号的峰值到峰值测量值	
Palv	Druck in der Alveole / 肺泡内压力		hPa
Patm	大气压力	正常环境空气压力	hPa
pCO2ex	endexpiratory CO2 / 呼气末 CO2 分压	呼气末二氧化碳分压	mmHg
pCO2ins	endinspiratory CO2 / 吸气末 CO2 分压	吸气末二氧化碳分压	mmHg
Pet	Endotrachealer Druck / 气道压	呼吸管路末端和气道阻力开始之前之间的压力	hPa
PNT	Pneumotach / 流量传感器	容积流量传感器	
Pref	Reference Pressure / 参考压力	用于确定呼吸努力的参考压力值	hPa
Prm	Pressure of respiratory muscles / 呼吸肌压力	由呼吸肌产生的压力	hPa
Py	在 Y 管口的压力	压力传感器有两个测量进口（＋和－），从而获得平均值，并且可以测量连接器两端的压力差	hPa
Random	随机呼吸	功能群组用于设置呼吸随机变动相关的参数。	
Reff	effective resistance / 有效阻力	平均阻力，被用于计算有效值	hPa*s/l
resp. M.	Respiratory mechanics / 呼吸力学	设置呼吸力学参数的选项卡	
rH	relative humidity / 相对湿度	相对空气湿度	%
RQ	respiratory quotient / 呼吸商	呼吸商	
Scale	Scale / 标尺	图形显示的标尺范围设置	

Sigh	叹息	用于设置叹息所需参数的功能群组	
SN#	Serial number / 序列号	设备序列号，位于设备背部外壳	
Spec.	Spec. Functions / 特殊功能	设置特殊功能参数的选项卡	
Start	Start / 开始	开始键，用于开始运行程序功能。	
Tapn	Apnoe time / 窒息时间	窒息时间阶段中的每次窒息持续时间	s
tau_e	Exsp. Time constant / 呼气时间常数	所有波形样式下的呼气时间常数	ms
tau_i	insp. Time constant / 吸气时间常数	方波时的吸气时间常数	ms
Tbr	Breathing time / 呼吸时间	窒息时间阶段中的呼吸时间	s
TewEff	Evaluation window for effective value / 有效值的评估窗口	用于确定有效值的窗口时间	s
TewP2P	Evaluation window for Peak to Peak value / 峰到峰值评估窗口	用于确定峰到峰的值的评估窗口时间	s
Tins	Insp. Time / 吸气时间	吸气过程的时间长度	s
Tta2b	Transition time from apnoe to breathing / 窒息到呼吸转换时长	从窒息转换到呼吸的转换时间长度	s
Ttb2a	Transition time from breathing to apnoe / 呼吸到窒息转换时长	从呼吸转换到窒息的时间长度	s
Uex0		外部通道的偏移值	V
V'	Flow / 流速	容积流量	l/min
V‘d	双倍阻力流速	在非线性阻力情况下的容积流速，此时压力的下降是低流速时的两倍	
V	容量	容量	ml
VCM	Voice coil motor / 音圈电机	活塞缸体系统中活塞系统的驱动电机	
V'CO2	CO2-production / CO2 产生	身体 CO2 的产生速度	ml/min
Vdead	dead space / 死腔	解剖死腔容量	ml
Vol	Volumen / 容量	活塞缸体系统的容量	ml
Vtid	Tidal volumen / 潮气量	经由通过的流量计算出的容量	ml
WOB	work of breathing / 呼吸功	呼吸做功	
Zero All	Zero All / 全部归零	校正传感器偏移量	

4 吉娜（Gina）的功能原理

开发吉娜（Gina）新生儿肺主动模拟器的目的：给病人用呼吸机通气前，让医生和产品开发者有合适的工具对其进行有效的性能检测，以及测试不同的参数设置，而不用冒险在病人身上进行测试 。

这也就意味着，吉娜（Gina）须要尽可能好的模拟婴儿的呼吸力学特性。模拟一个被通气的婴儿，吉娜（Gina）通过使用气管插管、气道阻力、顺应性和呼吸驱动器来进行全方位的模拟。

所有这些组成元素和功能用于实现各种呼吸过程的物理特性，分别模拟气道阻力，肺延展特性和呼吸肌做功。

肺内和肺外部分的容积流速，容量和压力，会被各类传感器所测量并且以数值和图形的形式进行显示。

吉娜（Gina）有两个组成部分：

- 新生儿肺主动模拟器本身，下文称为模拟肺
- 图形化的用户使用界面，下文称为 GUI（图形用户界面）

模拟肺包含了所有的机械、气动和电子部件，这些部件是实体模拟婴儿肺活动所必须的。

此外，它还包含所有的用于测量容积流速，容积流速是确定容量的基础。它还包括压力传感器以及位置传感器，可以不间断的确定活塞缸体系统的状态。

GUI，是安装在电脑上的软件，使用 LabVIEW 语言编写；软件实现了所有必要的计算、数字显示、图形显示、数据存储以及与模拟肺通过 USB 端口通讯的功能。

下面的图片显示了上述功能原理。

任意一台呼吸机通过呼吸管路和模拟肺的气体进口相连，模拟肺则通过 USB 线缆与安装有 GUI 的电脑相连。

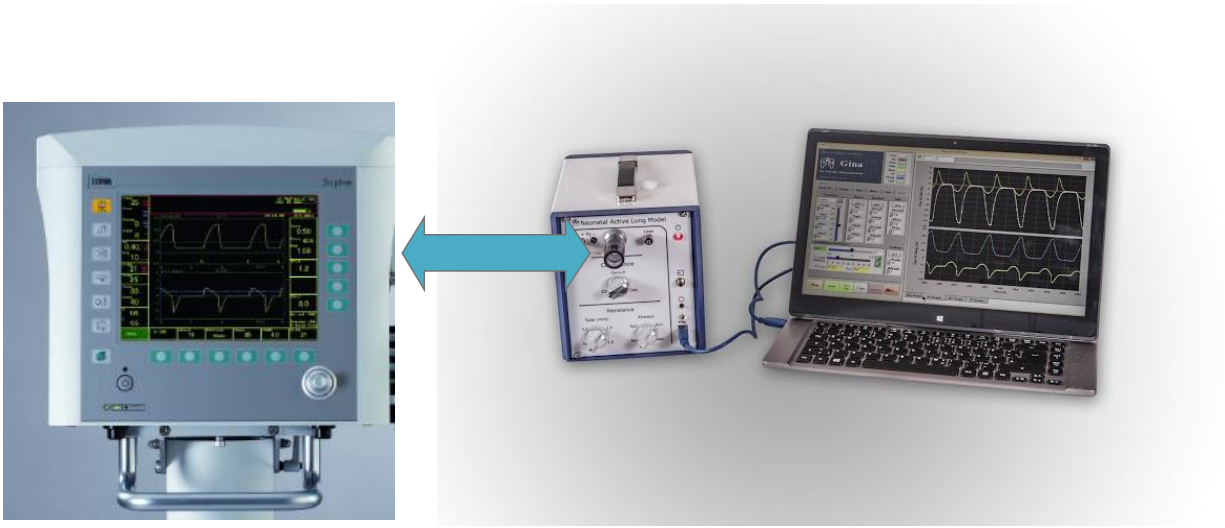


图 4-1: 呼吸机和吉娜（Gina）的连接方式

5 模拟肺

5.1 功能原理

下图显示了模拟肺的功能运作原理

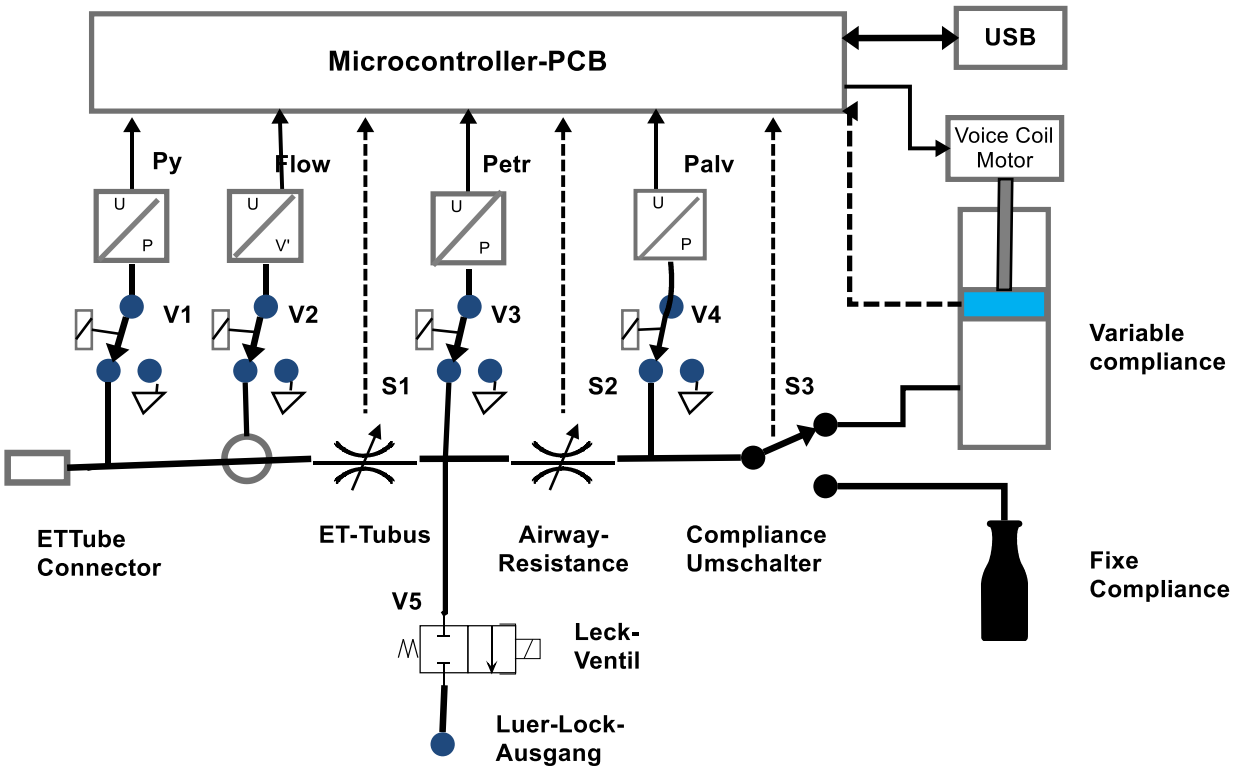


图 5-1: 模拟肺的功能原理图

从呼吸机来的气体通过流量传感器进入气体进口后，通过上图的 S1 气动拨动开关，该 S1 气动拨动开关能够选择不同的管路阻力值 Rt（在框图中，这些改变管路阻力的可能性通过箭头指示）。在其出口处，有管路分支分别通往漏气阀和气道阻力部分。

漏气阀的出口连接鲁尔锁连接，可以明确产生一定的漏气阻力。

气道阻力 Ra 是通过气动拨动开关 S2 来选择数值。在气道阻力开关出口，气体流向气动拨动开关 S3，选择通往内部顺应性 Cint 或是固定的外部顺应性 Cex。

所有的三个气动拨动开关 S1，S2 和 S3 都可以通过手动选择调节。

下文将就功能特性进行进一步的细节描述。

管路阻力 Rt 通过选择代表不同气管插管管路直径的数值 2.0mm，2.5mm，3.0mm 和 5.0mm 来实现，这些数值都可以通过气动拨动开关 S1 来进行选择。选择 5.0mm 的管路适用于模拟无创通气使用。

气道阻力 Ra 通过许多平行的钢制细管来模拟。通过这些平行的细管能够保证阻力相对于管路阻力保持线性并且与流速的相关性较小。使用气动拨动开关 S2 能够在四种不同的气道阻力中进行选择。

顺应性或者是由缸体中运动的活塞产生的内部顺应性 Cint 或者是由拥有一定容量的外部顺应性 Cex

产生内部顺应性 Cint 的活塞的运动由电磁驱动器产生，称为音圈驱动电机（VCM）。

内部顺应性 Cint 能够通过成比例的控制缸体内体积来进行改变，这种改变可以进行设置并且通过微处理器的控制来实现。

外部顺应性 Cex 的实现靠充满钢丝的阔口瓶来实现，该装置具有大部分的等温特性，瓶子的开口处有一个 15mm 口径的公连接头，能够插入位于设备上方的 15mm 的母连接口上。 有两个瓶子分别是 500ml 和 1000ml 容量供选择。

此外另有一个外部硅胶模拟肺，顺应性约为 1ml/hPa 供选择，则能够连接到设备上方的 15mm 母连接口上。

外部顺应性 Cex 和内部顺应性 Cint 之间的切换选择由气动拨动开关 S3 来执行。

用于选择顺应性的气动拨动开关 S3 有三个选择位置，第一个位置激活内部顺应性；第二和第三个位置设定为外部顺应性 Cex。在第二个选择位置上，通往特定顺应性的瓶子 Cex 的空气将会被额外（相对于第三个位置）施加以内部顺应性的气流阻力 R1，用于模拟有给定顺应性 Cex 的患者进行的自主呼吸。

呼吸压力 Prm（呼吸肌压力）模拟了患者的自主呼吸活动。此时缸体内部的活塞会产生运动， 并且由此产生容量改变。

在 Rt 和 Ra 的转接点存在一个电磁阀（MV），该电磁阀通过一个鲁尔锁接口通往大气，并且装置有一个鲁尔锁开关阀，能够产生可配置的漏气阻力 RI。电磁阀（MV）可以通过软件进行开关控制。

下列物理量将会被测量：

- Py　Y 管口的压力
- Petr　气管内部导管末端的压力，即 Rt 和 Ra 之间的压力
- Palv　肺泡内的压力，即当前顺应性下的直接压力。
- Flow　模拟肺中的容积流速
- Vlung　缸体容量

呼吸机接口一般来说就是 Y 型接口，或者在其上连接的流量传感器，能够直接插在模拟肺的 15mm 接口上， 由此模拟肺和呼吸机即建立了气动连接。

此外，还要使用短管将呼吸机 Y 型接口处的压力测量口和模拟肺的压力测量进口 Py 相连。

气体容量的测量通过气体阻力部件来实现（呼吸速度描记器），根据通过它的容积流速能够在很大范围内产生成比例对应的压力差异

使用相应的传感器来测量这些差别压力和其他压力值。微处理器来进行信号处理。

在这些压力测量点和所对应的传感器之间分别设置有阀 V1 到 V4，在这些阀处于打开状态时，即连接传感器进口和大气，此时传感器可以进行零位校准。

模拟肺的控制与电脑上的 GUI（图形用户界面）的通讯通过 USB 端口来进行。

5.2 阻力

气体通过气管插管或气道产生的压力降低是非线性的。这些都与气流阻力相关（阻力）。与阻力相关的关系可以由下列等式表达：

$$R = Rlam\left(1+\frac{V'}{V'_d}\right) \qquad (0.1)$$

等式内的倍流速 V'd 代表气流阻力上升一倍时的气体流速，层流中的低流速主要决定了层流阻力。相关内容请见第 10 章附录的第 1 节内容。

5.2.1 管路阻力 Rt

对于呼吸管路来说，总的压力－流速曲线如下：

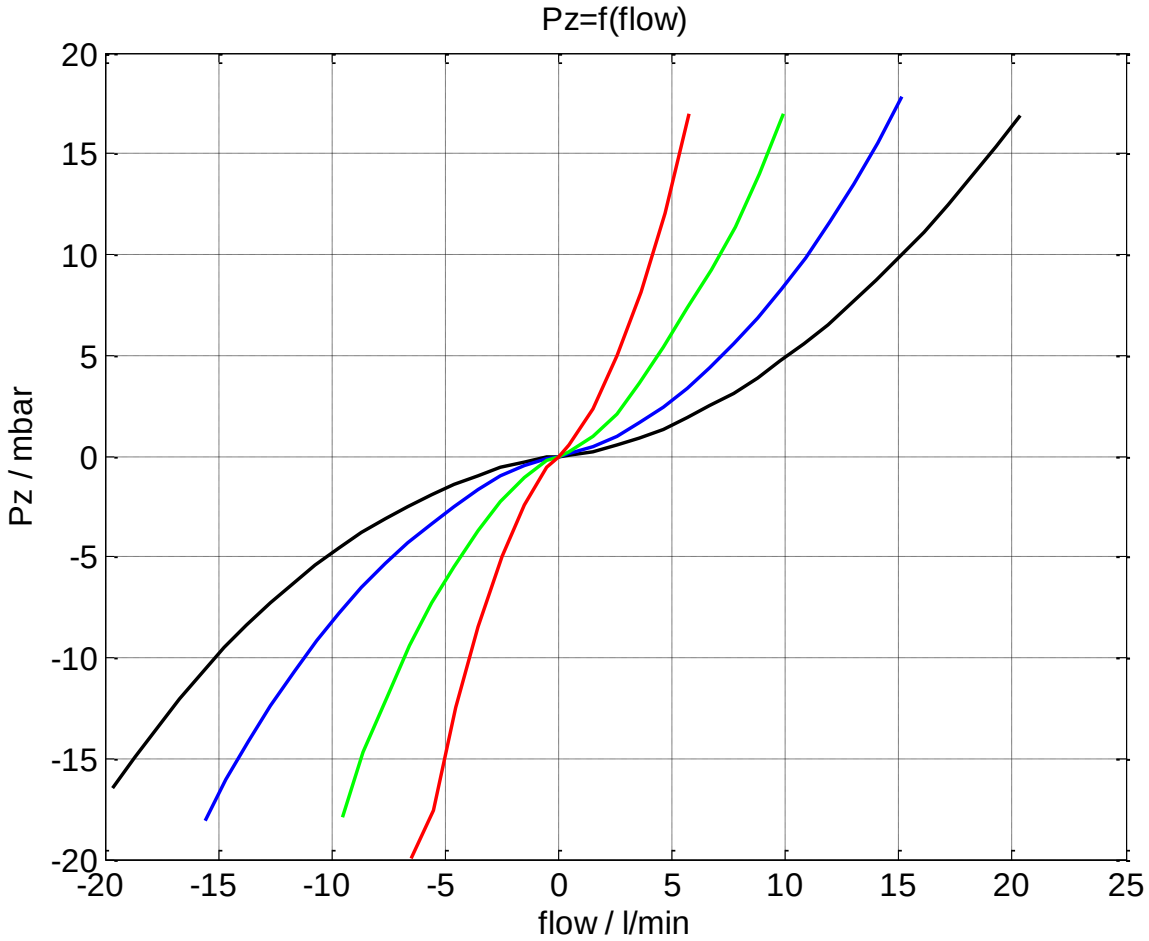


图 5-2 压力－流速曲线，管路阻力 Rt1 (sw) 到 Rt4 (rt).

由此可见不同阻力产生的的压力－流速曲线都是通过零点的切线。

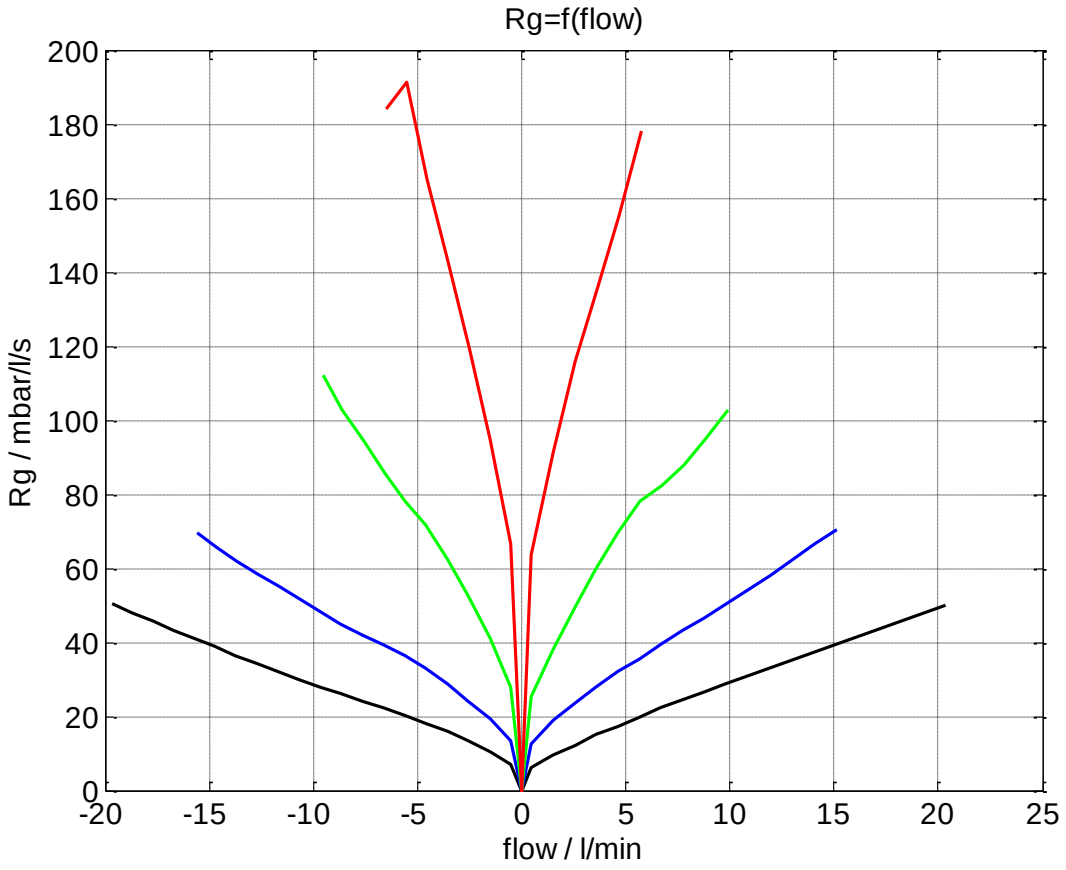


图 5-3 管路阻力的阻力曲线，2.0, 2.5, 3.0 和 3.5 mm 直径管路

阻力曲线很好的对应了理论描述。单个管路阻力的参数是：

Rlam= [6.8 10.4 30.5 80.1] 单位： hPa/l/s

V‘d = [2.6 2.9 3.0 2.6] 单位： l/min

5.2.2 气道阻力 Ra

气道阻力的曲线如下：

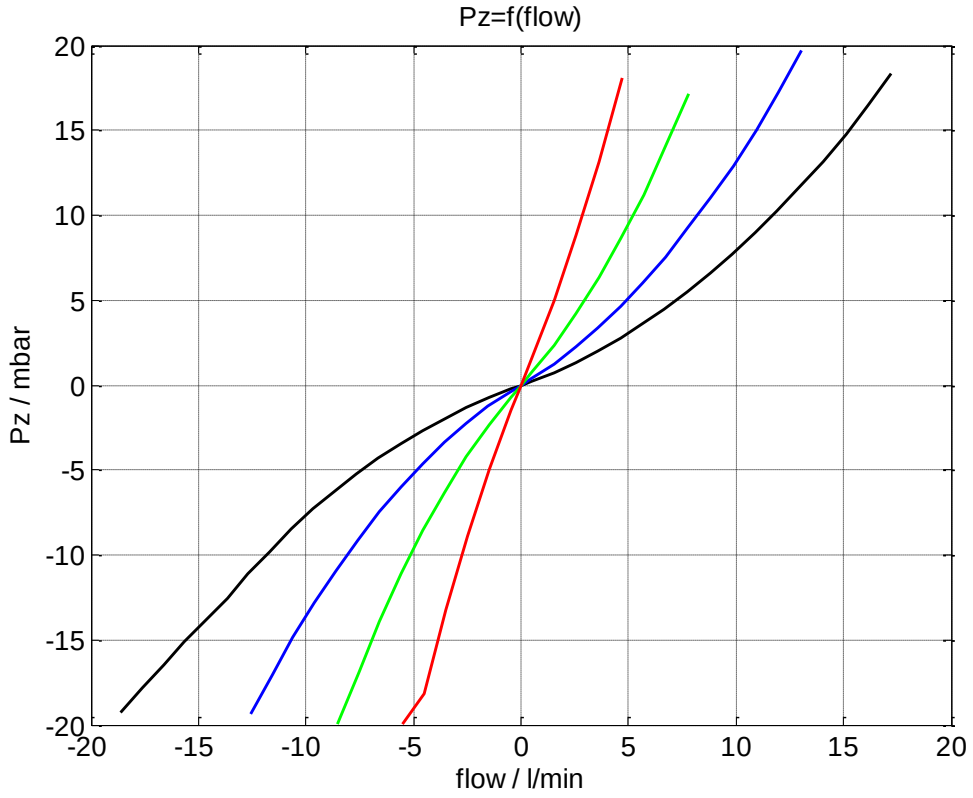


图 5-4: 压力一流速曲线，模拟肺中的气道阻力 Ra1 (sw) 到 Ra4 (rt)

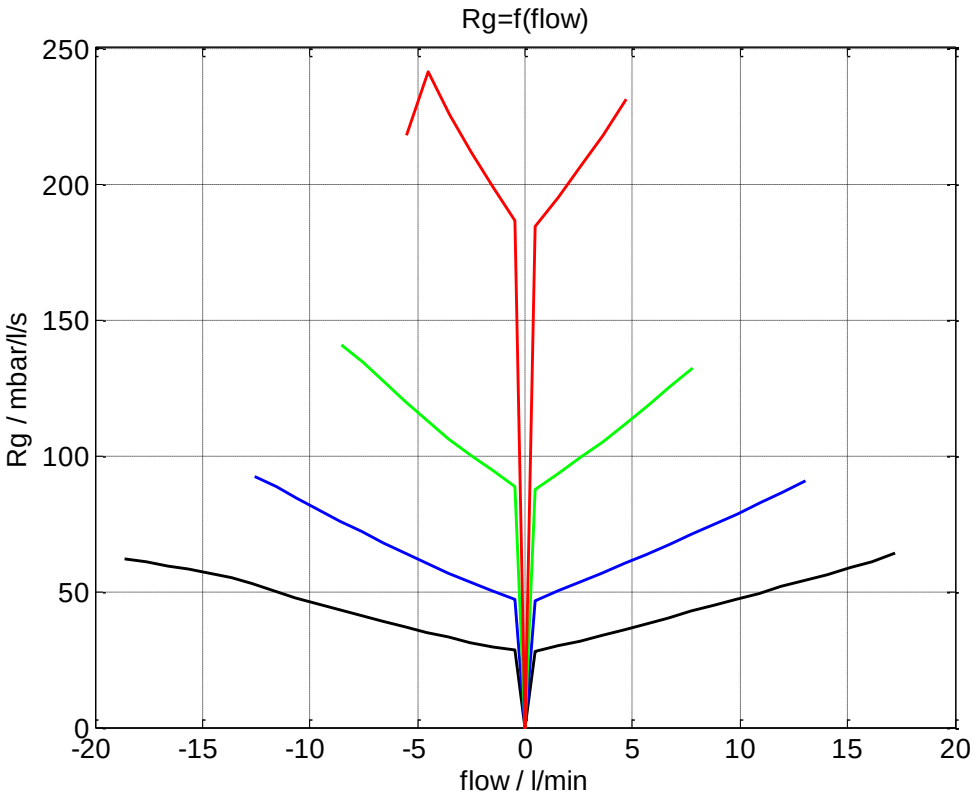


图 5-5: 气道阻力的阻力曲线，模拟肺的 Ra1 (黑色)到 Ra4 (红色)

我们知道，总阻力与容积流速呈线性相关。曲线的下降部分是由于压力传感器限制于 20hPa 的原因造成的。

我们获得如下的关于 Raw 气道阻力的相关参数

Rlam= [26 45 84 179]

V‘d = [13.5 14 13.7 16]

由此可见双倍阻力流速 V’d，几乎是正常值的五倍，气道阻力曲线比插管阻力曲线更为线性。

5.3 顺应性

5.3.1 可变的内部顺应性

内部顺应性可以通过软件调节改变，调节范围在 0.3 ml/hPa 到 3 ml/hPa 之间。

5.3.2 外部固定容量的顺应性

外部顺应性通过有 500ml 到 1114ml 的人造容器产生，其内部充满钢丝棉，由此可以建立内部的气体等温行为。

等温顺应性通过以下等式计算

$$C_{iso} / ml / mbar = \frac{V}{P_{at}} = \frac{1087}{Pat / mbar}$$

在要求高度精确性的情况下，必须输入当前气体压力 Pat 以计算确切的顺应性数值

在气体压力 1000hPa 时，对于 1000ml 的瓶子来说，我们能得到

$$C_{iso} = 1{,}1 \frac{ml}{mbar}$$

然而实际的顺应性是与频率相关的。

5.3.3 外部硅胶模拟肺顺应性

在设备上方的连接外部顺应性的接口，可以连接硅胶模拟肺。硅胶模拟肺的顺应性约为 1ml/hPa.

5.3.4 可压缩容积

除了上述的顺应性以外，本模拟肺设备还存在不可避免的可压缩容积，这些可压缩容积对应并产生了约为 0.12 ml/hPa 额外的顺应性。

5.4 模拟肺控制

下一张图片显示了模拟肺的前面板。

前面版分为四个部分

图 5-6: 模拟肺设备的前面板

第一部分：包括位于中间位置的呼吸机气体接口，这个 15mm 直径的锥形接口能够于呼吸机的 Y 型接口或者流量传感器相连接。

气体接口左侧的是两个气管接口，这两个气管接口连接模拟肺内部的用于测量 Y 型接口压力的压差传感器。突出于设备表面的接口是用于测量正向压力的压力测量接口，右侧凹陷的接口是用于测量负压的压力测量接口。后一个即负压接口一般来说无须连接，而负压接口是用于测量 Y 型接口区域的压力差异。

15mm 气体锥形接口右侧的是鲁尔锁接头，是用于产生漏气的控制出口。在此可以连接鲁尔锁式的开关阀，从而建立漏气阻力。

第二部分：顺应性选择旋钮有三个选择位置

位置	标示	意义
1	Cint	选择可调节的内部顺应性
2	Cex+s. B.	选择外部恒定顺应性或硅胶模拟肺，此时可以模拟自主呼吸。
3	Cex	选择外部恒定顺应性或硅胶模拟肺，此时不可以模拟自主呼吸。

ACHTUNG 每一个选择位置在选择时必须将旋钮明确拧到位，在选择第二和第三个位置时必须在设备顶部的 15mm 接口处连接外部顺应性附件

第三部分，包括阻力选择旋钮 S1 和 S2。使用 S1 旋钮可以选择各种气管插管尺寸，使用 S2 旋钮可自选择不同的气道阻力。气道阻力的值是按照技术数据执行的。
在选择时，数值根据旋钮的顺时针旋转方向逐步增加。

第四部分：包括和 PC 的通讯接口和通讯指示

- 上方的 LED 灯显示设备的开关状态
- 外部模拟信号输入接口
- 模拟器内部控制器的重置按钮
- USB 接口和指示灯，用于连接 PC 和指示连接状态
  （当指示灯显示为红色时，表示连接断开）

5.5 连接外部顺应性

吉娜（Gina）有 3 个不同的外部顺应性附件，都能够连接到设备顶部的 15mm 接口：

- 硅胶模拟肺顺应性
- 500ml 固定顺应性瓶
- 1000ml 固定顺应性瓶

设备顶部接口在不使用状态时，应当使用自带的塞子将其封闭

图 5-7: 模拟肺有三个不同的外部顺应性附件

图 5-8: 接有外部顺应性附件时的前视图

HINWEIS 注意，在使用内部顺应性时，必须随时保持顶部接口的塞子在塞住的状态

5.6 软件

模拟肺包含一个控制器，其进行设备内部控制并且实现对 PC 的信息连接。

5.7 操作

在模拟肺设备本身进行操作包括对 S1、S2 与 S3 的选择开关进行选择操作，通过这些选择，即确定了管路阻力 Rt，气道阻力 Ra 以及顺应性的实现方式等，其他的操作调节则需要在与模拟肺设备相连的 PC 端的图形用户界面上进行选择设置。

6 图形用户界面

6.1 概要

图形用户界面的软件使用 Labview 软件语言编写，安装于与模拟肺相连的电脑上。使用者通过图形用户界面操作模拟肺设备。图形用户界面的主屏幕如图 4.1 所示。

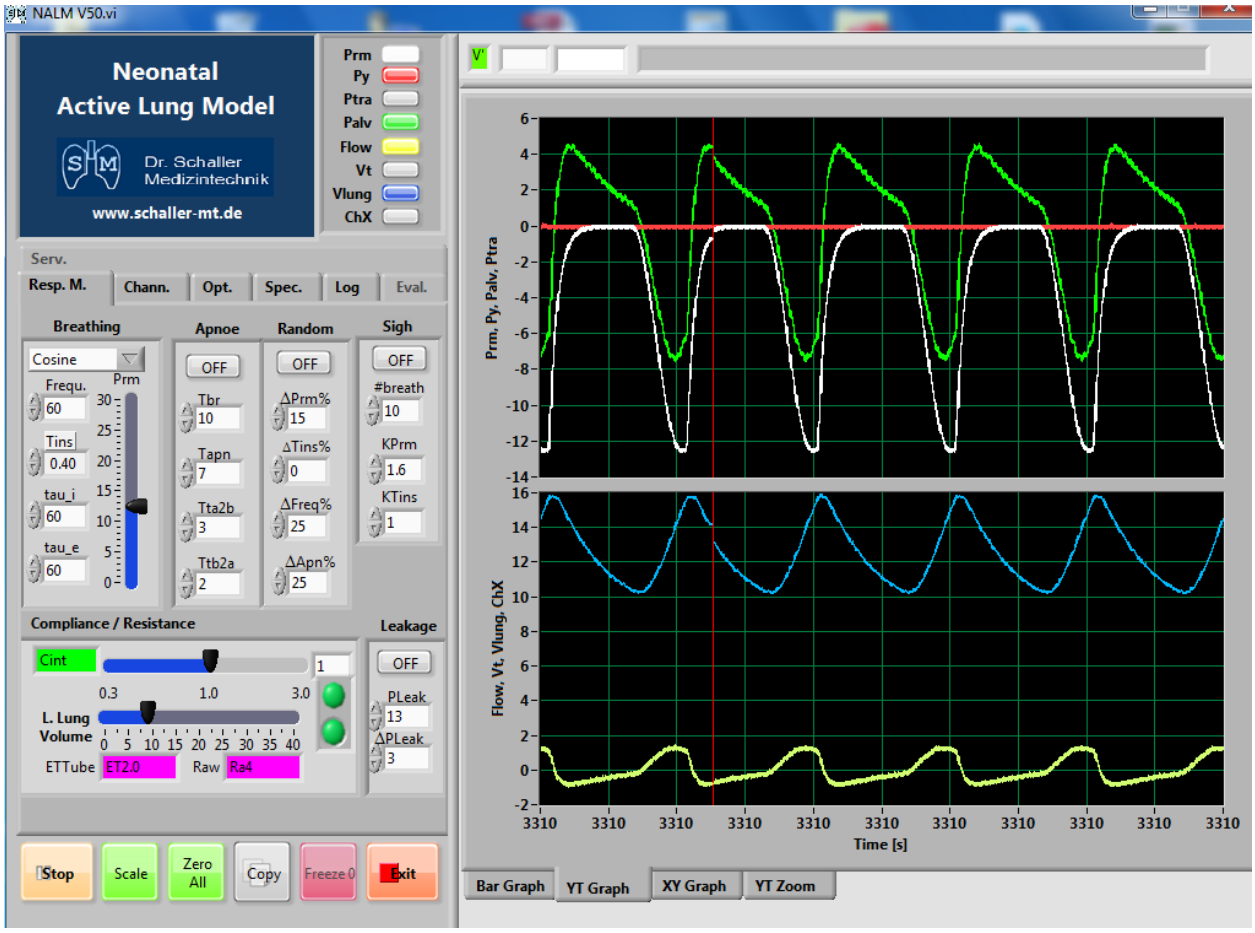


图 6-1: 模拟肺设备的图形用户界面

图形用户界面横向分为两个部分：

在界面左侧：是选项卡菜单，分为多个选项卡，分别对应模拟肺的不同的软件设置功能内容。

在界面右侧：显示测量信号的图形显示，显示形式分为 Bar 图形，Y-T 图形，X-Y 图形和 Y-T 图形的局部放大显示。

选项卡菜单下方：是 Start / Stop（开始 / 停止），Scale（标尺），Zero All（传感器归零），Copy（拷贝），Freeze（冻结）和 Exit（退出）等按键。

右侧图形显示区域上方：是排成一列的四个方框区域，显示提示或者警告信息。

HINWEIS **在鼠标指针指向操作参数时，大部分的参数设置项都会显示关于此参数功能的解释信息。**

6.2 选项卡菜单

6.2.1 选项卡“Resp. M.（呼吸生理）”

在选项卡“Resp. M.（呼吸生理）”中，可以对自主呼吸的参数进行设置，其中包括：

- **Breathing （呼吸）**
- **Apnoe （窒息）**
- **Random （随机呼吸）**
- **Sigh （叹息）**
- **Compliance/Resistance（顺应性 / 阻力）**
- **Leakage （漏气）**

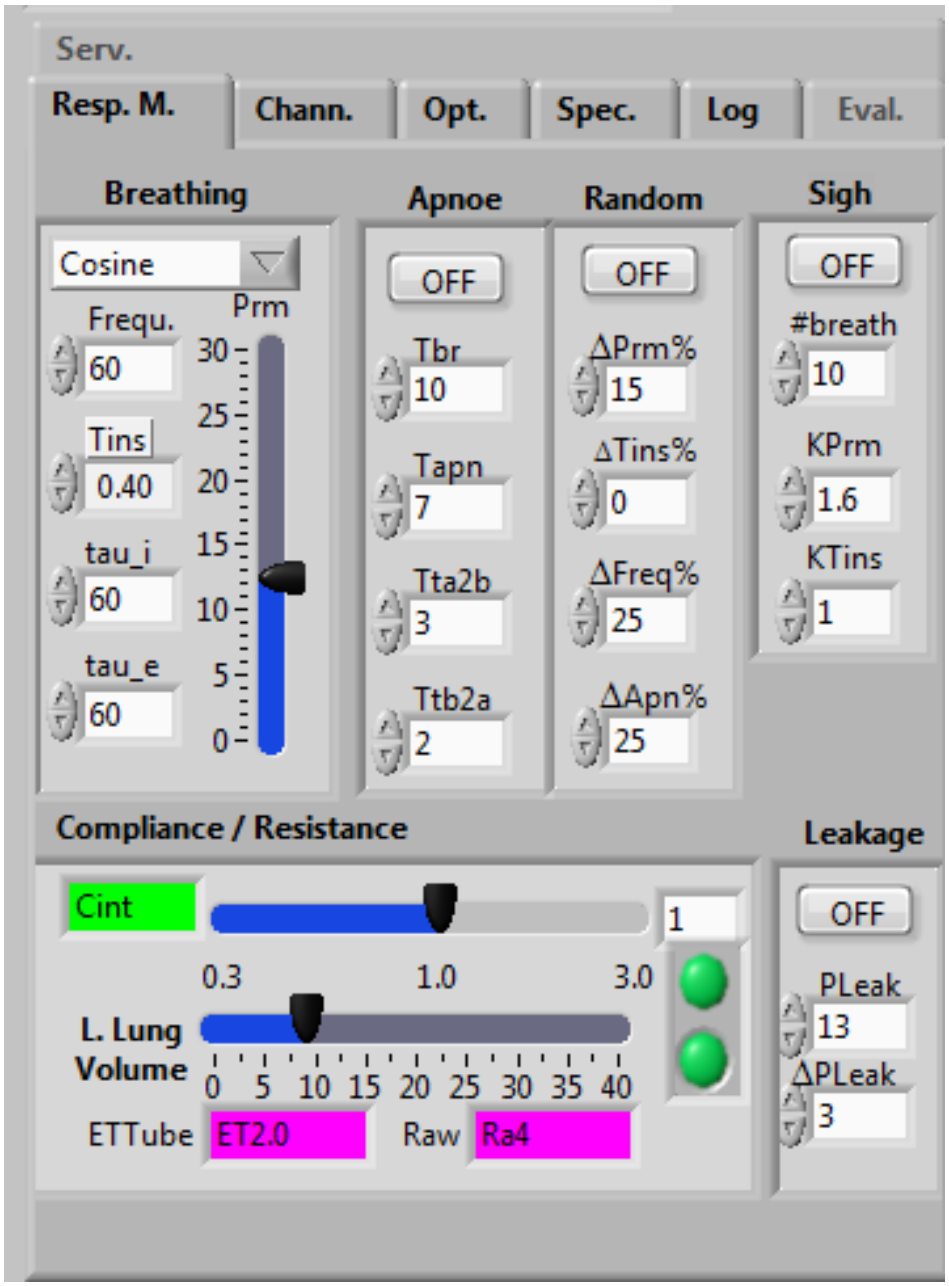
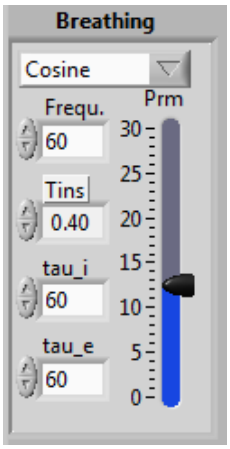


图 6-2:选项卡“Resp. M.（呼吸生理）”

功能群组“Breathing（呼吸）”

在此功能群组中，能够设定患者常规自主呼吸所需要的各项参数。



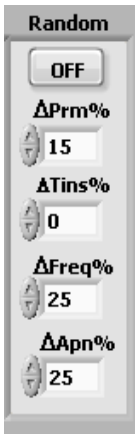
标识	意义		单位
Prm 形状	患者自主呼吸的吸气波形形状选择菜单		
	Square	方形波形	
	Cosine	余弦波形（0…90°）	
	Sine	正弦波形（0…90°）	
	Linear	线性上升波形	
	Linear2	线性上升并线性下降波形	
	Cosine2	余弦波形上升并余弦波形下降波形	
Frequ	自主呼吸频率		1/min
Tins	吸气时间		s
tau_i	方形波形时的时间常数		ms
tau_e	呼气时间常数		ms
Prm	自主呼吸时呼吸肌肉产生的压力幅度		hPa (hPa)

波形 **Linear2** 和 **Cosine2** 是设备测试目的设置的选项。

功能群组“Apnoe（窒息）”

在此功能群组中，可以设定在自主呼吸过程中出现的窒息过程的所有相关参数。

标识	意义	单位
OFF	窒息波形的开关	
Tbr	呼吸时间长度	s
Tapn	窒息时间长度	s
Tta2b	从呼吸转换到窒息所需的转换时间	s
Ttb2a	从窒息转换到呼吸所需的转换时间	s

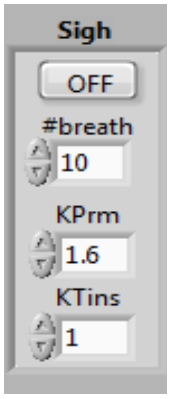


功能群组“Random（随机呼吸）”

使用此功能群组的选项可以模拟出不规则的自主呼吸，在此设置中，所有的参数根据随机设置参数，在每次呼吸时都发生改变，其改变的范围在此菜单功能群组所设置的百分比的正负值范围内。

标识	意义	单位
OFF	随机呼吸功能开关	
ΔPrm%	在 Prm 设置值基础上的最大变动范围	%
ΔTins%	在 Tins（吸气时间）设置值基础上的最大变动范围	%
ΔFreq%	在 Freq（呼吸频率）设置值基础上的最大变动范围	%
ΔApn%	（窒息）功能群组所有参数设置值基础上的最大变动范围	%

功能群组 Sigh（叹息）



此功能群组能够模拟患者的叹息，比如在#breath=6，KPrm=1.6 和 KTins=1.2 的设置情况下，模拟肺设备将会在每 6 次自主呼吸进行一次叹息，叹息的强度是自主呼吸 Prm 设置值的 160%，叹息的吸气时间长度是自主呼吸 Tins（吸气时间）设置值的 120%。

标识	意义	单位
OFF	叹息功能开关	
#breath	设置每多少次自主呼吸后进行一次叹息。	
KPrm	设置叹息的吸气强度是自主呼吸吸气强度（Prm）的多少倍。	
KTins	设置叹息的吸气时间是自主呼吸吸气时间（Tins）的多少倍。	

功能群组 Leakage（漏气）

使用此功能群组能够模拟在新生儿气管插管末端和气管壁之间的缝隙所产生的漏气。为了这个目的模拟肺设备在管路末端安排了一个阀门，根据设置的压力打开和关闭。

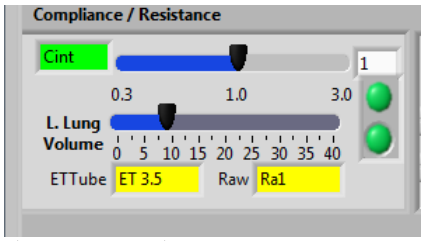
标识	意义	单位
OFF	漏气功能开关	
Pleak	设置在达到多少压力水平时，漏气阀门打开	hPa
ΔPLeak	相对于 Pleak 的压力差异，当实际压力与 Pleak 压力差值达到此设定值时，漏气阀门会关闭	hPa

举例来说，在设置 Pleak=13hPa und ΔPleak=3hPa 时，漏气阀会在 13hPa 时打开，并且在气管插管内压力达到(13-3)=10hPa 时，漏气阀门重新关闭。在这里须要注意的是，由于漏气开关阀的反应速度，过于快速陡峭的压力上升或者下降可能导致漏气开关阀不能及时的打开或关闭。

功能群组内部顺应性 Cint

在模拟肺设备上可以使用 S3 Compliance（顺应性）选择开关，在 **Cint**（内部顺应性），**Cex（外部顺应性）或 Cex＋s.B.（外部顺应性＋自主呼吸）三个选项中选择。**

HINWEIS 在 Compliance（顺应性）选择开关上选择 **Cex**（外部顺应性）时，本菜单功能群组内的所有选项均失效不可设置。



本功能群组中包括设置内部顺应性 Cint 水平，单位是 ml/hPa；肺容量 **L.Lung Volume**，单位是 ml；以及 显示模拟肺设备前面版 Tubus（插管阻力）和 Airway（气道阻力）选择旋钮的选择位置（在左图图例中分别显示为 ET3.5 和 Ra1）

在此功能群组区域的左上角显示模拟肺设备前面版上的 Compliance（顺应性）选择旋钮的选择位置，并且配以背景颜色。绿背景色表示选择的是 Cint（内部顺应性），红背景色表示选择的是 Cex（外部顺应性），黄背景色表示选择的是 Cex +s.B（外部顺应性＋自主呼吸），也就是说模拟肺设备在外部顺应性水平的基础上进行呼吸模拟。

根据模拟肺设备外前面版上 Compliance（顺应性）选择旋钮的选择位置不同，Prm 和 Cint 功能选项的滑动选择开关会出现不同的激活 / 失效工作状态。

通过使用 Cint（内部顺应性）的滑动选择开关能够使内部顺应性水平在 0.3 ml/hPa 和 3.0 ml/hPa 之间变化。

横向的 L. Lung Volume（肺容量）滑动选择开关将对活塞缸体系统中的活塞的最低位置进行设置，该位置还受到连接模拟肺设备的呼吸机的 PEEP 设置值和 Cint（内部顺应性）设置数值的影响。数值显示仅仅是用于显示，不能将其考虑为对应为当前顺应性 Cint 下的真实容量，也与功能残气量（FRC）的概念无关。

这些滑动选择开关只有在 Compliance（顺应性）选择开关位置置于 Cint（内部顺应性）和 Cex＋s.B.（外部顺应性＋自主呼吸）这两个位置时，才必须进行设置，且这些设置总的决定了活塞缸体系统中活塞的位置，L. Lung Volume（肺容量）滑动选择开关右侧有两个圆形显示点，无论如何在对这些滑动选择开关进行设置时，这两个圆形显示点都不能显示红色。位于上方的圆形显示点表示活塞缸体系统所能达到的容量上限，位于下方的圆形显示点表示活塞缸体系统所能达到的容量下限。注意，当我们说到容量时，容量一定和设定的顺应性 Cint，连接的呼吸机的压力设置等相关。

6.2.2 选项卡 “Channels（通道显示）”

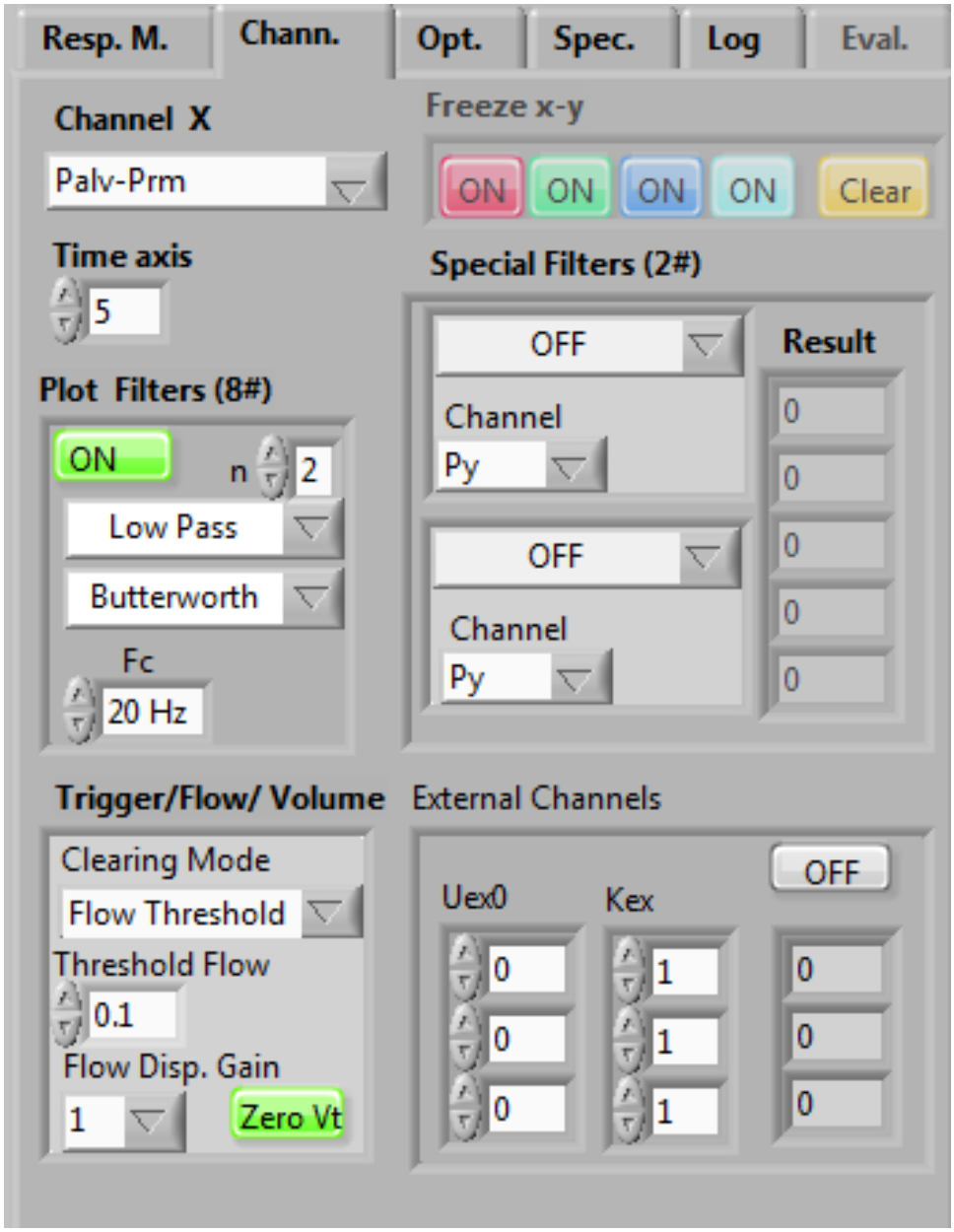
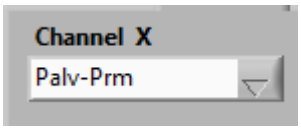


图 6-3: Channels（通道显示）选项卡

Channels（通道显示）选项卡用于对屏幕右侧的图形显示进行设置，即选择哪些测量或计算参数来显示图形



Channel X （通道 X）是第 8 个可以显示为图形的数据通道。

通过下拉式菜单选项，可以选择不同的信号组合来显示图形或进行进一步计算。

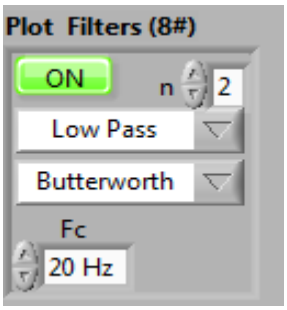
信号描述及其意义列在下表中。

标识	意义	单位
WOB	work of breathing，呼吸做功	mJ
Reff/10	计算得出的有效阻力，除以因子 10	hPa*s/l
Py-Prm	Py（呼吸机 Y 型接口）和 Prm（自主呼吸压力）之间压力差	hPa

Py-Palv	Py（呼吸机 Y 型接口）和 Palv（肺泡压力）之间压力差	hPa
Py-Ptr	Py（呼吸机 Y 型接口）和 Ptr（气管插管末端压力）之间压力差	hPa
Ptr-Palv	Ptr（气管插管末端压力）和 Palv（肺泡压力）之间压力差	hPa
Palv-Prm	Palv（肺泡压力）和 Prm（自主呼吸压力）之间压力差	hPa
Prmc	Prm 的计算压力值	hPa
dtaP	流量传感器两端压力差	hPa
Inspiration	自主吸气时数值显示为 1，呼气时显示为 0。	
dtaT	Labview 程序的周期时间。	ms
Compl	顺应性的当前值	ml/hPa
Current	通过音圈电机（VCM）的电流强度	A
Kt	音圈电机（VCM）的 PWM 工作循环 (0-1)	
v	音圈电机的速度。	mm/s
Ext0	外部信号通道 0，使偏置值 Uoff0 和因子 Kex0	
Ext1	外部信号通道 1，使偏置值 Uoff1 和因子 Kex1	
Ext2	外部信号通道 2，使偏置值 Uoff2 和因子 Kex2	
TempVcm	音圈电机（VCM）的温度	°C
SpecFilt #1	特别滤波通道 1 的输出	
SpecFilt #2	特别滤波通道 2 的输出	
SpecFilt #2/#1	SpecFilt#2 除以 SpecFilt#1	
SpecFilt #2-#1	SpecFilt#2 减 SpecFilt#1	
SpecFilt #2+#1	SpecFilt#2 加 SpecFilt#1	

HINWEIS 在计算呼吸功或有效阻力时，必须要在选项卡中选中 WOB 或者 Reff/10。

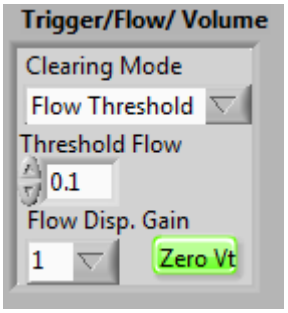
Time Axis（时间轴）是以秒（s）为单位的，将会在 Y-T 图形中作为 X 轴。这个数值会根据程序的需求，在按下 Start（开始）按钮后出现在图形上。随后图形开始描记后，此选项即失效不能再行更改。



在功能群组 **Plot Filters (8#)** (8 号图形滤波器）用于在图形区域设置为 8 号通道的所有显示进行滤波。

标识	意义		单位
ON	滤波功能的开关		
Low Pass	滤波功能类型		
	Low Pass	低通滤波	
	High Pass	高通滤波	
	Band Pass	带通滤波	
	Band Stop	带阻滤波	
Butterworth	滤波器类型		
	Butterworth	Butterworth 滤波器	
	Bessel	Bessel 滤波器	
	ChebysheffBessel	Tschebyscheff 滤波器	

n	选择滤波器的滤波顺序	
Fc	选择滤波器的频率界限，这个设置选项只有在 Low Pass（低通）和 High Pass（高通） 滤波选项时起作用。	Hz
Fmb	中频，这个设置选项只有在 Band Pass（带通）和 Band Stop 带阻滤波选项时起作用。	Hz
Band With	带宽，此设置选项只有在 Band Pass（带通）和 Band Stop 带阻滤波选项时起作用。	Hz

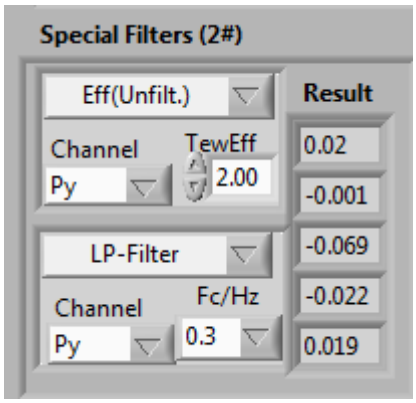


功能群组 **Trigger/Flow/Volume**（触发 / 流速 / 容量）内有与触发 / 流速 / 容量这些信号相关的参数设置。即设置对这些通过积分计算所获的的数值（通过流速积分计算所得的容量数值）进行周期性删除的方式。

标识	意义		单位
Clearing Mode（清除模式）	积分结果删除模式		
	OFF	关闭删除	
	Spont. Insp.	在自主呼吸开始时删除	
	Flow Threshold	在流速阈值被超过的时候删除	
Flow Threshold	流速阈值		l/min
Flow Disp. Gain	乘数因子，流速波形会在图像显示区域按照此因子呈给定倍数显示。		
Zero Vt	手动删除积分结果按键，潮气量清零		

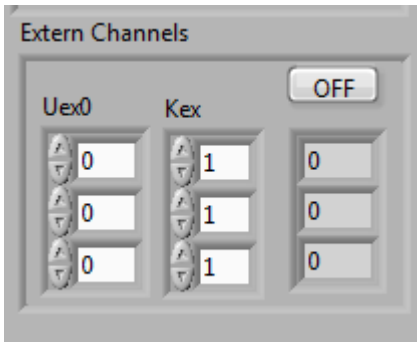
功能群组 **Freeze x-y**（冻结 X-Y）包括四个按键，分别对应图形显示界面的不同颜色波形，能够分别冻结 X-Y 坐标系中显示的波形。**Clear** 按键按下的时候，所有存储的波形显示都会删除。

HINWEIS 冻结功能只有在 X-Y 坐标系中的波形显示时激活。



功能群组 **Special Filters (2#)** （特殊滤波(2＃)包括对两个通道的滤波，这两个通道会在 **Result**（结果）下方显示数据结果。

标识	意义		单位
OFF	滤波功能的选择开关		
	LP-Filter	低通滤波	
	Eff. Unfiltered	未经过滤信号相对时间 TewEff 的计算实际值	
	P2P Unfiltered	未经过滤信号相对时间 Tewp2p 的峰到峰计算值	
	Eff. Filtered	过滤后信号相对时间 TewEff 的计算实际值	
	P2P Filtered	过滤后信号相对时间 Tewp2p 的峰到峰计算值	
Channel	过滤通道的选择开关		
Fc/Hz	低通滤波的边界频率，此输入只在低通滤波时起作用		Hz
TewEff	时间长度，实际值在这个时间范围内被计算。此输入只有在实际值测量计算时起作用。		s
TewP2P	时间长度，峰到峰在这个时间范围内被计算。此输入只有在峰到峰测量计算时起做用。		s
Result	从上到下显示计算结果		
	#1 1 号通道结果		
	#2 2 号通道结果		
	#2 / #1 2 号通道和 1 号通道的商数值		
	#2-#1 2 号通道和 1 号通道的差值		
	#2+#1 2 号通道和 1 号通道的和值		



功能群组 **External Channels** 是关于外部模拟通道的功能选项，外部模拟通道通过在设备前面板上的输入接口接入设备。

这三个通道的电压范围届于-10V 和＋10V 之间。在 Uex0 选框中可以对偏移量进行补偿。Kex 确定测量电压的倍乘数，这样可以将测量结果放大显示，便于观察。

通道信号的计算公式如下：

$$Uout(i) = Kex(i) * (Uex(i) - Uex0(i))$$

使用 **OFF** 可以打开和关闭对所有通道的测量。

6.2.3 选项卡“Options（选项）”

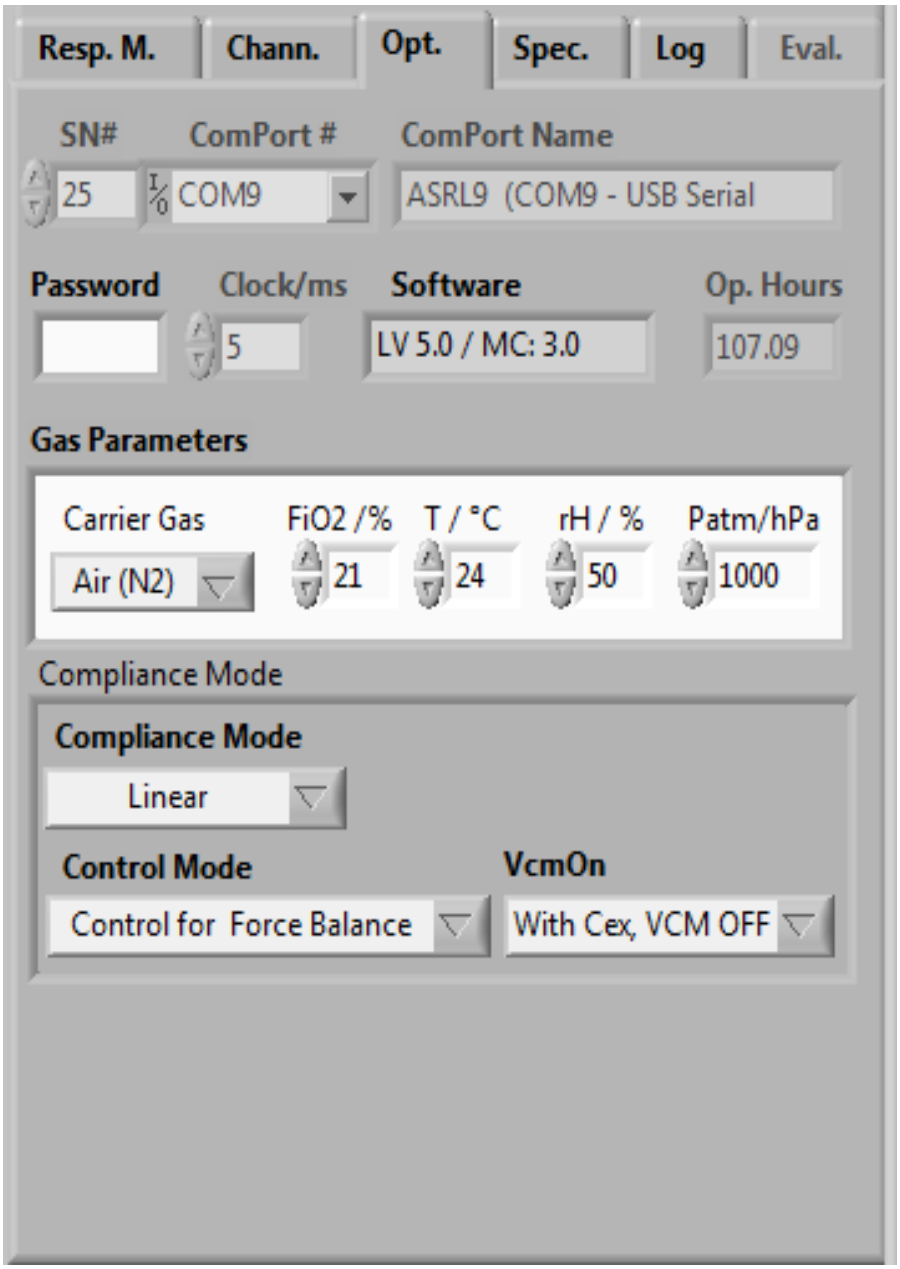
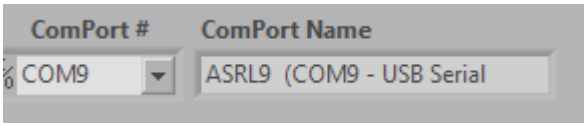


图 6-4: 选项卡“Options（选项）”

选项卡 **Options**（选项）包括对选项参数进行可能的设置和显示。这些参数的是否激活取决于 **START**（开始）按键是否已经被按下。

SN＃（序列号）应当在设备初次起动时，在按下 **START（开始）**按键之前的设备调试阶段在此输入设备序列号，方框中应当填入在设备背面板上提供的设备序列号。序列号一旦输入，就会被存储下来，待设备再次开启时，不再需要重新输入。

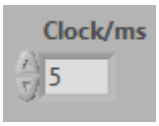
HINWEIS 在设备投入使用后，序列号将不能再被更改。



ComPort# （COM 端口）：与设备相连电脑端 USB 端口所属的 COM 端口。只有连接通用 COM 端口，设备才能正常启动。如果情况有异，**START**（开始）按键就会闪烁。在 **ComPort Name**（**Com 端口名**）必须显示出“USB-serial”字样。这并不是说，必须在计算机的系统设置中选择相同的设置。有必要的话，可以按下 **ComPort#**下方方框右侧的箭头选择下拉菜单中的 **Aktualisieren**（更新）选项，随后相应的通用 **ComPort#** 端口就会显示出来。

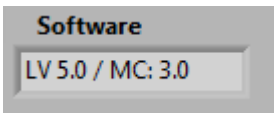
HINWEIS 设备运转后，Com 端口即不能再行更改。

制造商或者授权服务商输入密码后，将启动服务程序。



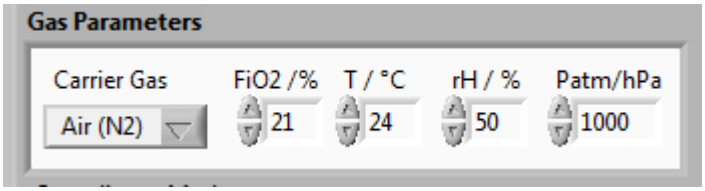
输入以 ms 为单位的期望周期时间。此输入动作必须在 START（开始）键被按下之前进行。在设备开始运转后，此方框将变灰，不再起作用。标准默认值是 5 ms。

HINWEIS 此数值应当尽可能的不要更改，需要更改时应当在咨询生产商后再行更改。



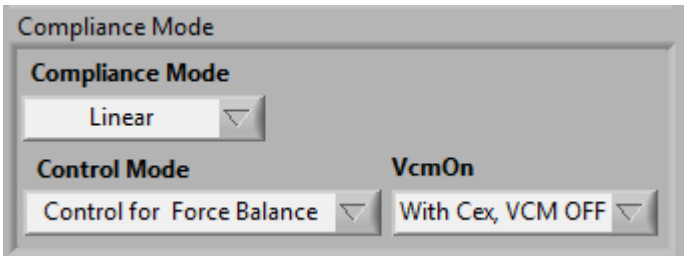
当前 **LabVIEW** 软件的版本号和微控制器软件的版本号。

Op. Hours（操作时间）以小时为单位显示设备的总运转时间。



在 **Gas Parameters**（气体参数）功能群组下能够设置当前气体环境的相关参数。当前工作时使用的气体类型：空气、氮气等，应当在此功能群组中进行相应的选择。此外氧气浓度，气体温度，相对湿度和当前气体压力也需要进行设置。

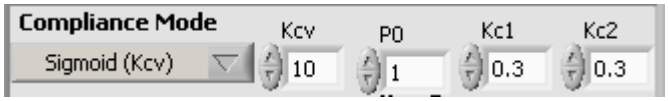
只有当对气体容量测量精度有特别的要求时，才有必要进行精确设置，这些参数只有在精确计算气体容量数值时才是必要的。这些参数会在设备关闭时被存储下来，并且在下次设备启动时重复使用。



在 **Compliance Mode**（**顺应性模式**）功能群组中可以选择设置，在压力容量曲线中选择显示线性或者 S 形的顺应性曲线。参见第 11.2 章节。

在线性顺应性显示模式时，顺应性数值相对于容量数值发生变化，即在压力容量曲线图上显示为线性。

图 6-5: 压力容量曲线在线性和非线性顺应性选择时的显示（2ml/hPa）



Sigmoider (Kcv)顺应性选项：压力容量曲线可显示为 S 形曲线，选择菜单有四个选项框。因子 Kc1 和 Kc2 确定已输入的顺应性值的倍数因子，并最终确定不同区域的顺应性值（Kc1 是下方区域， Kc2 是上方区域）。即在此区域中的压力容量曲线按照最小斜率（顺应性）的直线描记。

在边界区域的边界顺应性 Clim 通过以下公式计算：

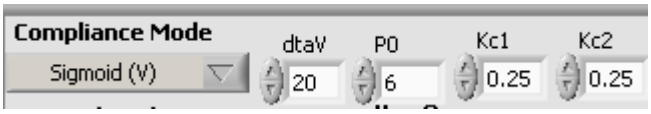
$$Clim1,2 = Kc1,2 * C$$

此处必须是 $Clim1,2 < 0.2 ml/hPa$ 。

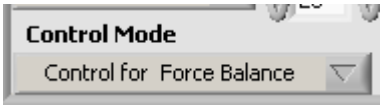
HINWEIS

如果 Kc1，2 的设置值较低或者边界值的顺应性 C 超出此设定界限，那么 Kc1，2 的设置参数区域就会闪烁红色。在此情况下，这些数值将不能再被进一步调降。

参数 Kcv 将与设置的顺应性值相乘。这个参数给出了容量范围，在此范围之外将会达到边界顺应性值。压力容量环可以随着 P0（在以 hPa 为单位）的设置在 X 轴向（压力）上相应平移。

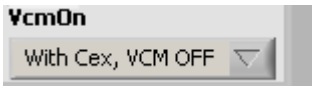


在顺应性模式 Sigmoid (V)选项时，容量范围能够直接设置，与顺应性无关。



在 **Control Mode**（控制模式）确定设置算法，根据此算法，对顺应性进行相应的设置。可对动力平衡和顺应性值进行调节。

HINWEIS 应当首先选择动力平衡调节设置。此时可以明显看到肺顺应性曲线的迟滞曲线。



通常情况下，使用外部顺应性时，将关闭产生活塞驱动力的音圈电机，以免驱动线圈过热。但也有例外情况发生，当 Gina（吉娜）的活塞缸体系统用作 HFO 发生器，既在使用外部顺应性，又打开了音圈电机。

ACHTUNG

出于此目的，必须移去位于设备后部的塞子，否则可能导致音圈电机过热。

HINWEIS 应在按下 START（开始）按键之前，选择此开关。否则，该选项就会变灰失效，不能再行选择。

6.2.4 选项卡“Specials（特殊功能）”

这个选项卡包括设备的特殊功能，是为有经验的使用者保留的功能区域。

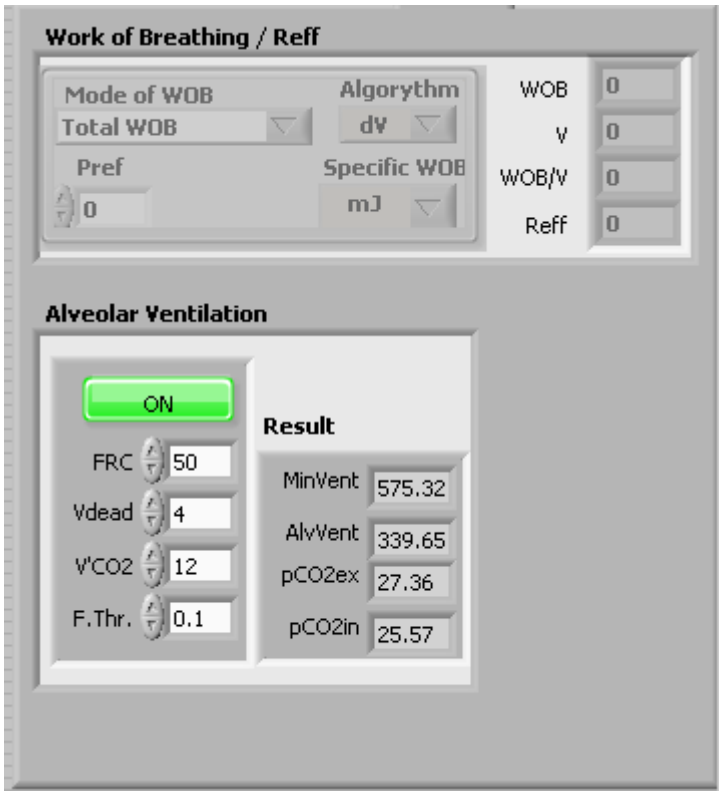
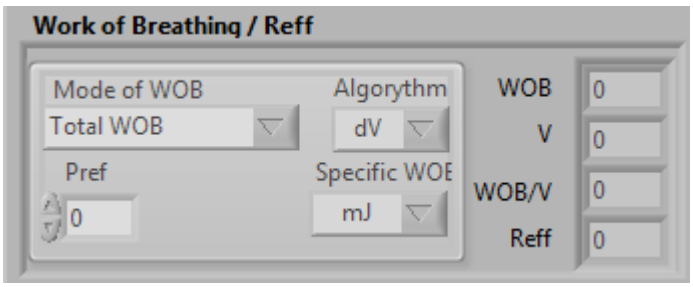


图 6-6: 选项卡“Specials（特殊功能）”



此功能群组用于计算呼吸功（work of breathing）以及有效阻力（Reff）

呼吸功的单位是 mJ（毫焦耳），有效阻力的单位是 hPa*s/l （百帕＊秒 / 升）

HINWEIS

此处的前提条件是在 Channels（通道显示）选项卡的 Channel X（通道 X）下拉选项中选择了呼吸功 WOB 或者有效阻力 Reff/10。

此功能仅在模拟未被通气且进行自主呼吸的状态起作用。

在 **Mode of WOB**（呼吸功模式）选择菜单中可以选择：

标识	意义	单位
Total WOB	总呼吸功，是阻力呼吸功和顺应性呼吸功的总和	mJ
Elastic WOB	顺应性呼吸功	mJ
Res. WOB (Total1)	由 Py-Palv 相减计算所得的总阻力呼吸功	mJ
Res. WOB	由 Pref-Palv 相减计算所得的总阻力呼吸功	mJ

(Total2)		
Res. WOB (Raw)	气道阻力（Raw）产生的阻力呼吸功	mJ
Res. WOB (ETT)	气管插管（ETT）产生的阻力呼吸功	mJ
Res. WOB (App)	一个适配器产生的阻力呼吸功	mJ
Res. WOB (ChX)	在 X 通道选择的压力差产生的阻力呼吸功	mJ

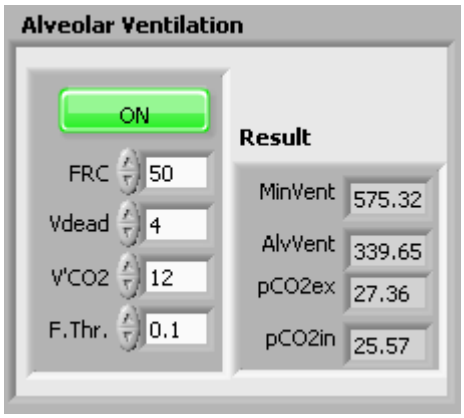
可以在选项 **Algorythm（算法）**中确定不同的算法，确认计算呼吸功时是使用缸体容量参数 dV 的算法还是使用整合流速参数的算法。

$$W = \int p * dV \qquad or \qquad W = \int p * V' * dt \qquad (0.2)$$

使用 **Specific WOB（特殊呼吸功）**选项能够进一步确认，是否应当计算特殊的呼吸功（容量相关的呼吸功），还是应当计算绝对呼吸功。

在右侧的显示区域中，从上到下分别显示 mj 为单位的呼吸功，ml 为单位的容量，mJ/ml 为单位的 特殊呼吸功以及以 hPa*s/l 为单位的有效阻力。

进一步的细节将在第 11 章中描述。



Gina（吉娜）还可进行肺泡通气（alveolar Ventilation）。

使用者必须先给出 ml 为单位的 FRC（功能残气量）和 Vdead（死腔量）数值，以 ml/min 为单位的 V'CO2（二氧化碳产生量）数值，以及以 l/min 为单位的 F.Thr（流速触发阈值）数值用于确认吸气和呼气的开始。

做为结果，以 ml/min 为单位的 MinVent（分钟通气量）数值，以 ml/min 为单位的 AlvVent（肺泡通气量）数值，以 mmHg 为单位的 pCO2ex（呼气末二氧化碳）和 pCO2in（吸气末二氧化碳）数值分别显示在 Result（结果）区域 。

6.2.5 选项卡“Datenlogging（数据日志）”

在 Gina（吉娜）运转时，能够进行即时的数据记录，形成时间顺序的数据日志。

此数据日志是基于按照国家数据公司的 TDMS 数据格式存储的数据建立的。

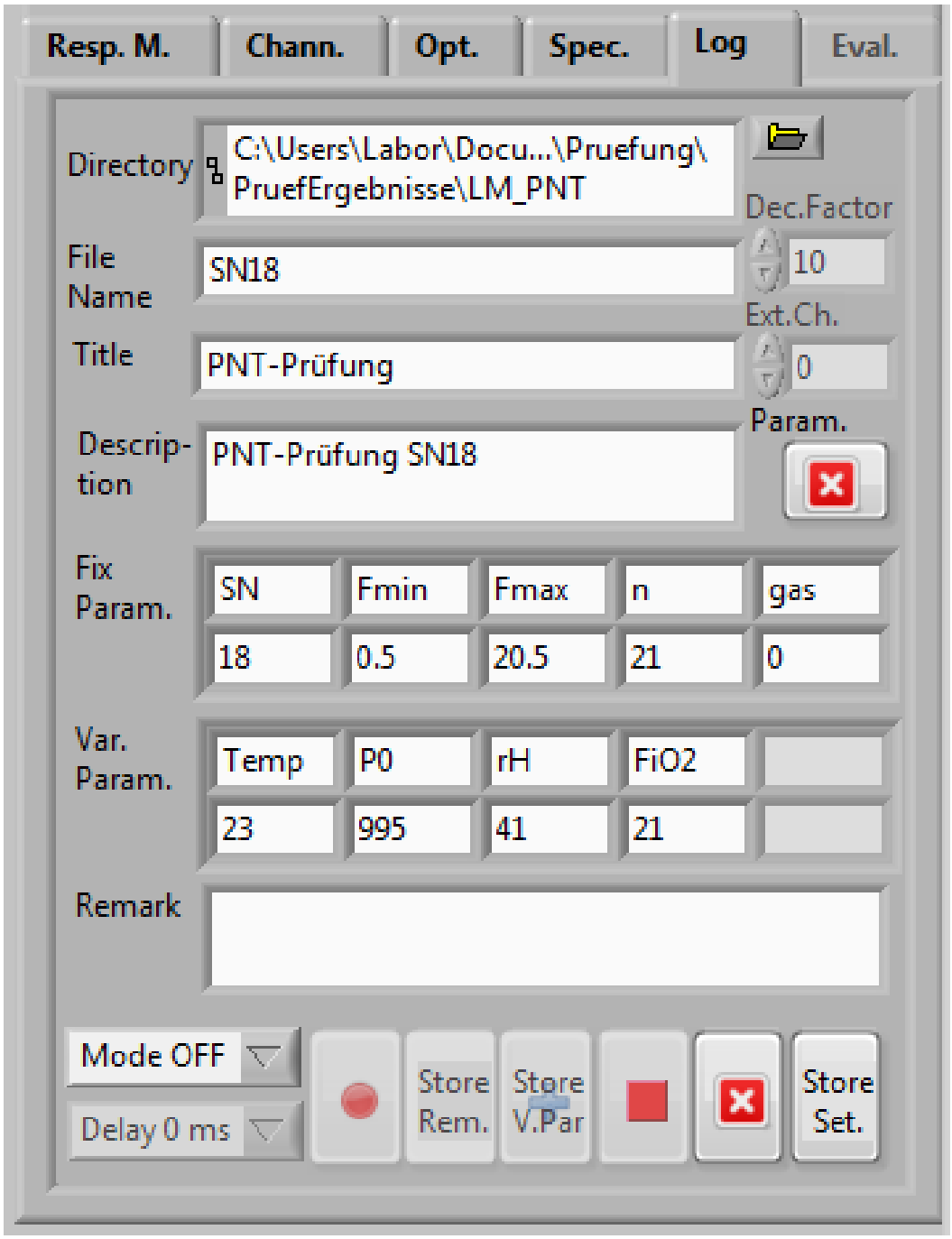


图 6-7: 选项卡“Datenlogging（数据日志）”

使用者需要选择数据日志存储的文件夹（**Directory**）并输入文件名（**File Name**）。

HINWEIS

如果在文件夹中相同的文件名已经存在，文件名输入框就会持续闪烁为红色。此时数据日志的存储过程将无法开始。解决方法就是要么更换文件名，要么移除文件夹中相同文件名的文件。

本次实验的名称（Title）和简短的描述（Description）需要由使用者输入。

固定参数（Fix Param.）是那些在一次实验过程中没有发生更改的参数。

变动参数（Var. Param）是那些在一次实验过程中可能发生更改的参数。

固定参数将会写在数据日志文件开始处。随着写入的过程，变动参数和注释（Remark）将会加上时间标签。

抽样率取决于 NALM 程序的抽样时间（标准值是 5ms，可在 Options（选项设置）菜单中设置）。如果不需要那么多样本量的话，可以通过调降 Dec. Factor （抽取因子）数值来降低采样率。

通过设置 Ext.Ch.（外部通道）选项可以确定，额外有多少外部通道可以被记录存储。比如数值为 0 时，没有外部通道信号被存储记录，数值为 3 时，有 3 个外部通道信号数据会被记录。

使用此选项，将不必在每次实验开始时，重新输入可变和固定参数。这些参数设置序列，在程序关闭时自动存储，再次打开时自动重新设置。按下删除键将删除所有的参数设置。当然这些参数也可逐个被覆写改动。

在最下一排有一系列的功能按钮，他们的功能如下：

图标	名称	意义	备注
Mode OFF	模式	存储模式	
Delay 0 ms	延迟时间	以 ms 为单位的可选的每次触发的延迟时间 。	
	开始	每个特定的模式下，开始存储记录过程	首先选择模式后，此功能才能激活，一旦选择后，按钮就变成“暂停”键
	暂停	每个特定的模式下，暂停存储记录过程	“暂停”键按下后，就变成“开始”键
Store Rem.	存储注释	存储注释并伴有时间标签	仅在存储记录过程中，才能激活此功能
Store V.Par	存储变动参数	存储变动参数并伴有时间标签	仅在存储记录过程中，才能激活此功能
	放弃	终端存储记录过程并删除数据	可以再次使用相同的数据输入
	停止	停止数据存储记录	随后如果文件名呈红色闪烁，那么就须要更改文件名
Store Set.		将 NALM 软件的设置参数存储在对应的文件夹，以同文件名的 TXT 文件格式存储。	

在“模式”下拉菜单中有很多不同的存储模式选项，或者属于连续存储，或者属于单独存储。连续存储功能是在按下 START（开始）按键后，开始连续的存储记录。单独存储则须要一个触发信号，此外可以通过设置 Delay（延迟）来设置一个相对于触发时间点的延迟时长，单位是 ms。在任何情况下，数据记录过程都是从按下 START（开始）键开始的。

标识	意义	延迟
Mode OFF	数据日志关闭，没有记录	未激活
Single Mode	按下 STORE（存储）键的单次存储	未激活
Cont. Mode	按下 START（开始）键后，直到按下“停止”，“暂停”或“放弃”键之间时间的连续记录。	未激活
Ex>In	按下 STORE（存储）键后，自主呼吸的吸气相转呼气相过程的单次记录	激活
In>Ex	按下 STORE（存储）键后，自主呼吸的呼气相转吸气相过程的单次记录	激活
Ex>In>Ex	自主呼吸的呼气相转吸气相再转呼气相过程的单次记录	激活
Fex>Fin	当流速超过预设的流速触发阈值时（Options/Trigger/Threshold Flow），吸气相转呼气相的单次记录。	激活
Fin>Fex	当流速超过预设的负向流速触发阈值时（Options/Trigger/Threshold Flow），呼气相转吸气相的单次记录。	激活
Fex>Fin>Fex	上面两种模式的综合	激活

HINWEIS 流速的临界值，即流速阈值，定义为一旦流速超出此阈值时，即被识别为一次吸气或者呼气的开始，该阈值应当在 **Options/Trigger/Threshold Flow** 中进行设定。

使用国家仪器公司的 TDMS 格式保存的数据，应当优先使用该公司的 DIADEM 软件，进行分析和提取。这样能够非常容易的提取所有数据，包括带有时间标签的参数和注释。

在一定有限范围内的数据也可倒入 Excel 中

6.2.6 选项卡“Evaluation（评估）”

Evaluation（评估）选项卡呈灰色时不起作用。只有在图形设置中选择 **YT-Zoom**（**YT 显示范围**）后，其内部参数选项才会激活（见下方图）

选择 **YT-Zoom** （YT 显示范围）后会出现上下两个信号描记图，较小的信号描记图 SVD1 显示了主信号描记图的内容，较大的信号描记图 SVD2 显示的是 SVD1 两个竖线之间的描记波形的放大图。

注意：须用鼠标选择 SVD1 中的任何一个竖线按住并保持，才能保证 SVD1 的新选择内容在 SVD2 上得到更新。该操作对 SVD2 中的两条竖线也同样有效。

选择“**Zoom y-t**”或“**Zoom x-y**”，将显示出相关信号的参数与函数图形。

选中 **Zoom y-t** 子选项卡，用 SVD2 中的两条竖线选中期望的曲线点，竖线对应的数值显示在左侧表格中。

图 6-8: 在选择 **YT-Zoom**（YT 显示范围）和 **Zoom y-t** 子选项卡时的图形界面

HINWEIS

注意，必须保证红色的竖线永远位于黄色竖线左侧。如果发现屏幕上只有一条竖线了，那么就是黄色竖线位于红色的竖线的上方，从而把红色竖线隐藏起来了。此时需要使用鼠标将黄色竖线向右侧移动。

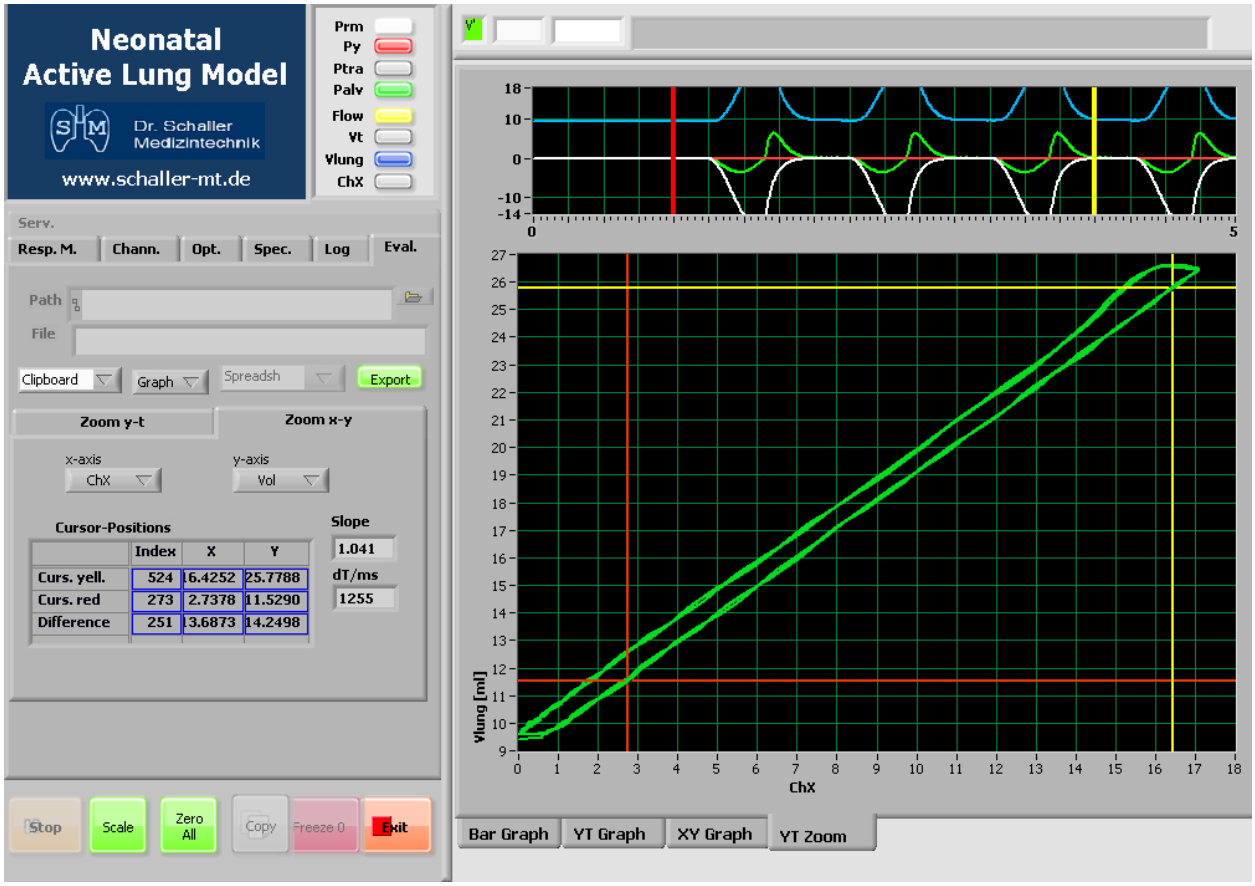


图 6-9: 选择 YT-Zoom（YT 显示范围）和 **Zoom x-y** 子选项卡时的图形界面

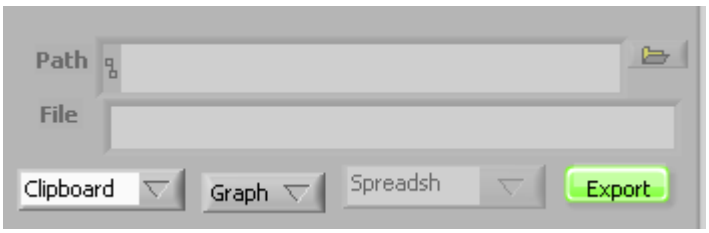
选择 **Zoom x-y** 子选项卡，也是同样的，此时使用者应当为每个坐标轴（x 轴和 y 轴）选择想要的信号，这样两个坐标轴的信号互相作用描记出 x-y 坐标显示图。

在预先已经设置坐标轴标尺时，当需要确定图形被包含在坐标轴标尺中时，必须按下 **Scale**（标尺）按键。随后也可以使用图中的两个游标选择想要的曲线点，曲线点对应的数值以及两个游标之间连线的斜率即相应的显示出来了。

必须要注意的事是在 x-y 描记图形中只能显示时间相关的数值范围，这些数值范围也是之前在上方的 SVD1 中使用游标竖线选择的。

数据输出

关于数据输出的方式和方法，从调整好的屏幕上输出数据可以通过三种可选的选项进行。



底部左侧的选择开关决定了数据输出的路径，是 Clipboard（剪贴板）还是 file（文件）

底部中间的选择开关决定输出的方式，决定是以 Graph（图形）或者 File（文件）的方式进行输出。

底部右侧的选择开关决定了在所有的数据输出的数据格式。

按下最右侧的“**Export（输出）**”按键，即可将给定的数据格式和形式输出到指定的路径。

根据上述这些选择开关的选择情况，决定了上方输入框何时能够激活并起作用。

6.2.7 选项卡“Service（服务）”

本选项卡和其中的功能都是为了制造商进行适当的售后服务所预留的。

使用者可以使用其中的压力传感器定标功能，详情请见第 8.2 章节。

6.3 测量数据的图形显示

设备测量所得的数据能够在图形用户界面的右侧以各种方式显示，可显示为柱状图，YT 图，XY 图等图形。

图形显示形式可以通过点选右侧图形显示区域的下方的选项卡来进行选择。

图 6-10: 用于选择测量数据的图形显示形式选项卡

6.3.1 柱状图（Bar Graph）

柱状图用于动态的显示肺内压与肺容量；插管和气管的容量和压力等之间的联系。其中没有关于时间的信息显示。

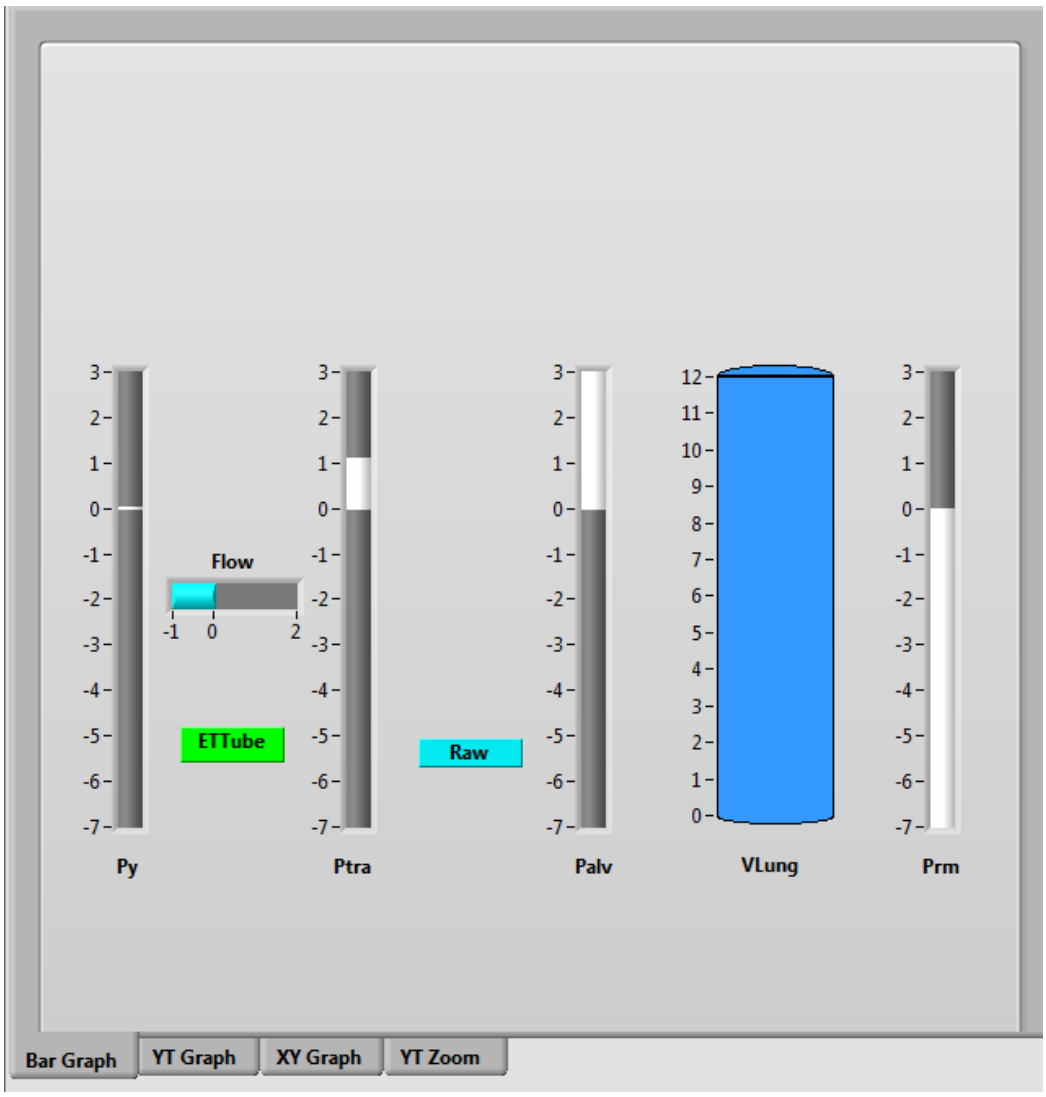


图 6-11: 柱状图

6.3.2 YT 图（YT Graph）

测量数据将会在两个分开的显示区域以时间为顺序进行描记。

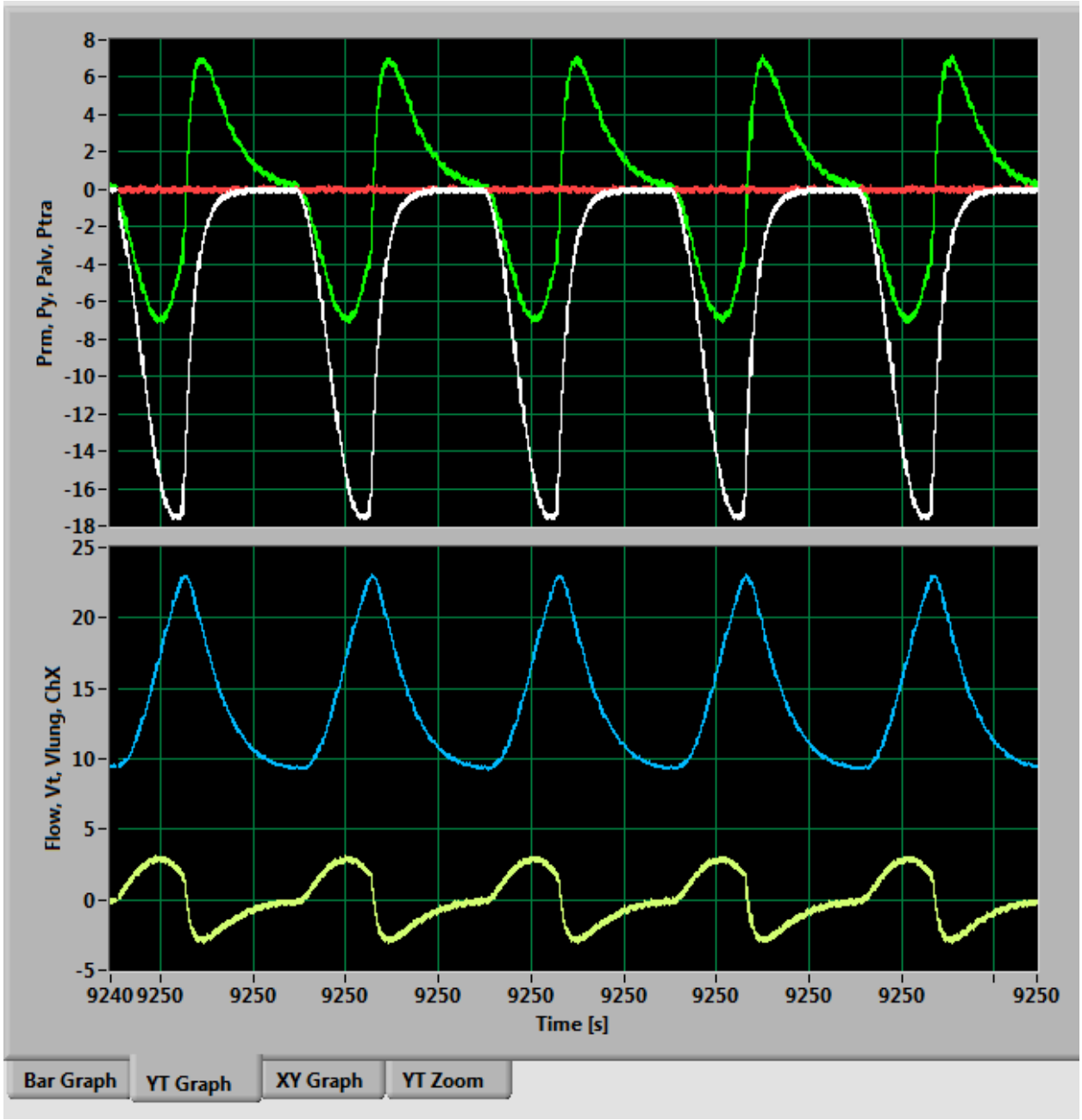


图 6-12: YT 图

在上方的图形描记区域，压力相关参数 Prm，Py，Petr 和 Palv 可以在其中进行配置显示描记，在下方的图形描记区域，与容量相关的参数 Flow，Vlung，Vtid 和 Chx 可以在其中进行配置显示。

上方左侧靠近图形显示区域，能够发现选择区域，在此区域内显示有信号通道的名称。这些名称都是相对应通道的开关，可以打开或关闭每个信号通道的图形显示。对于上下两个图形显示区域的标尺选择是分开的，需要按下 SCALE（标尺）按键。

在选择区域内每个信号通道的开关旁对应的颜色就是该信号通道在图形显示区域所对应曲线的颜色。

6.3.3 XY 图（XY Graph）

在 XY 图中的每个信号通道都可以通过选择开关进行选择，并分别分配给 X 轴和 Y 轴。一般来说，将显示为环形图形。

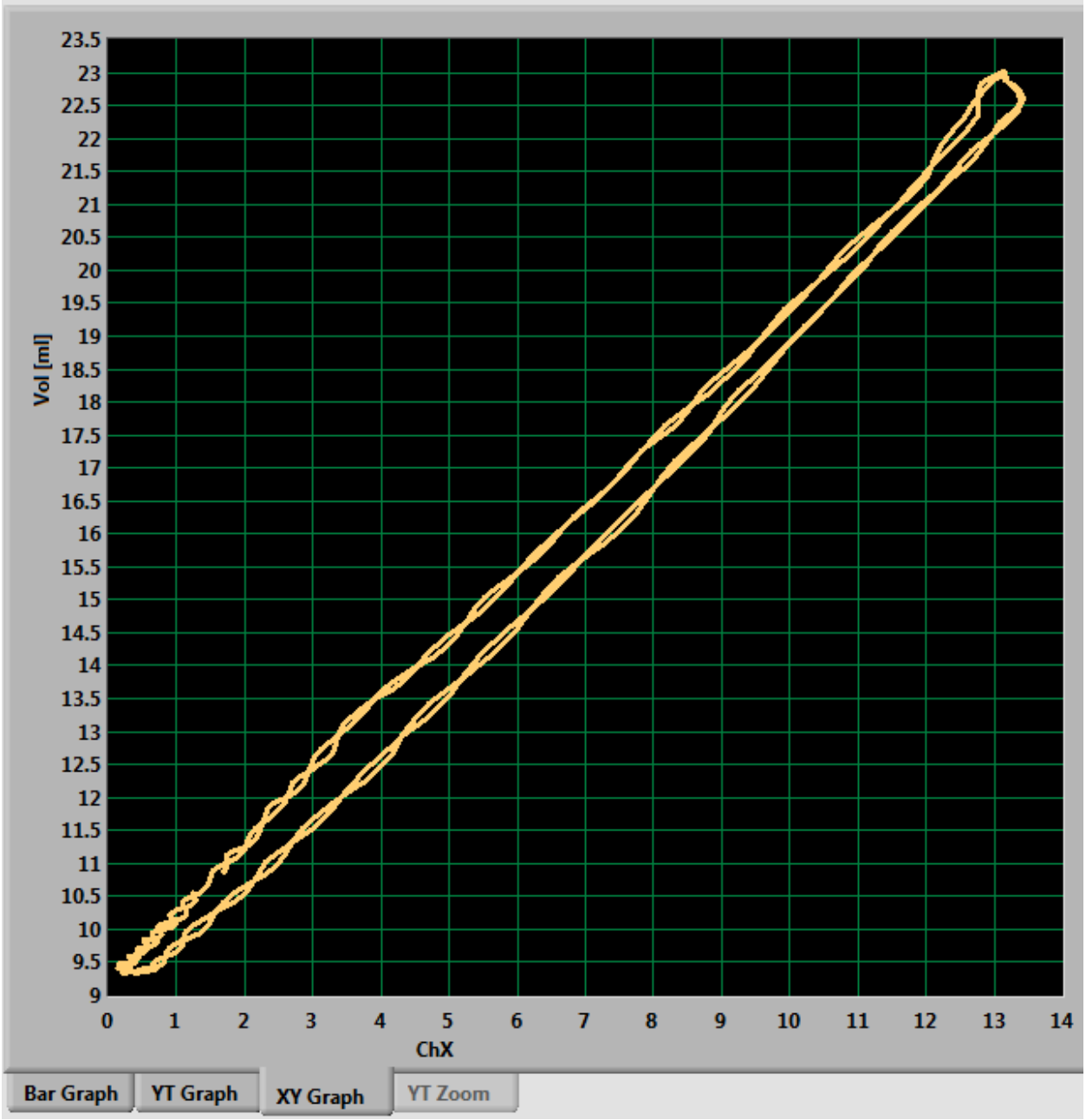
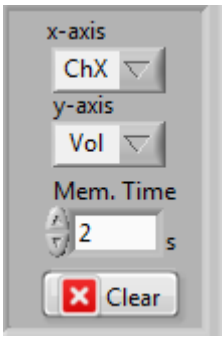


图 6-13: XY 图



此选择开关位于图形显示区域的左侧上方。通过选择区域可以选择想要的信号通道并分别分配到 X 轴或 Y 轴。

还可以对 Mem. Time（存储时间）进行设置，根据此设置时间间隔数据会被存储，图形会被删除。

XY 图形的标尺和其他图形设置一样，需要通过按下 Scale（标尺）按键进行调节。在此图形设置中，没有用于测量环的游标可用。

如果必须要进行测量，则必须选择 **YT Zoom** （YT 显示范围）图形设置。

6.3.4 YT 显示范围（YT Zoom）

当选择这个选项卡时，数据显示中断，并打开下方界面。

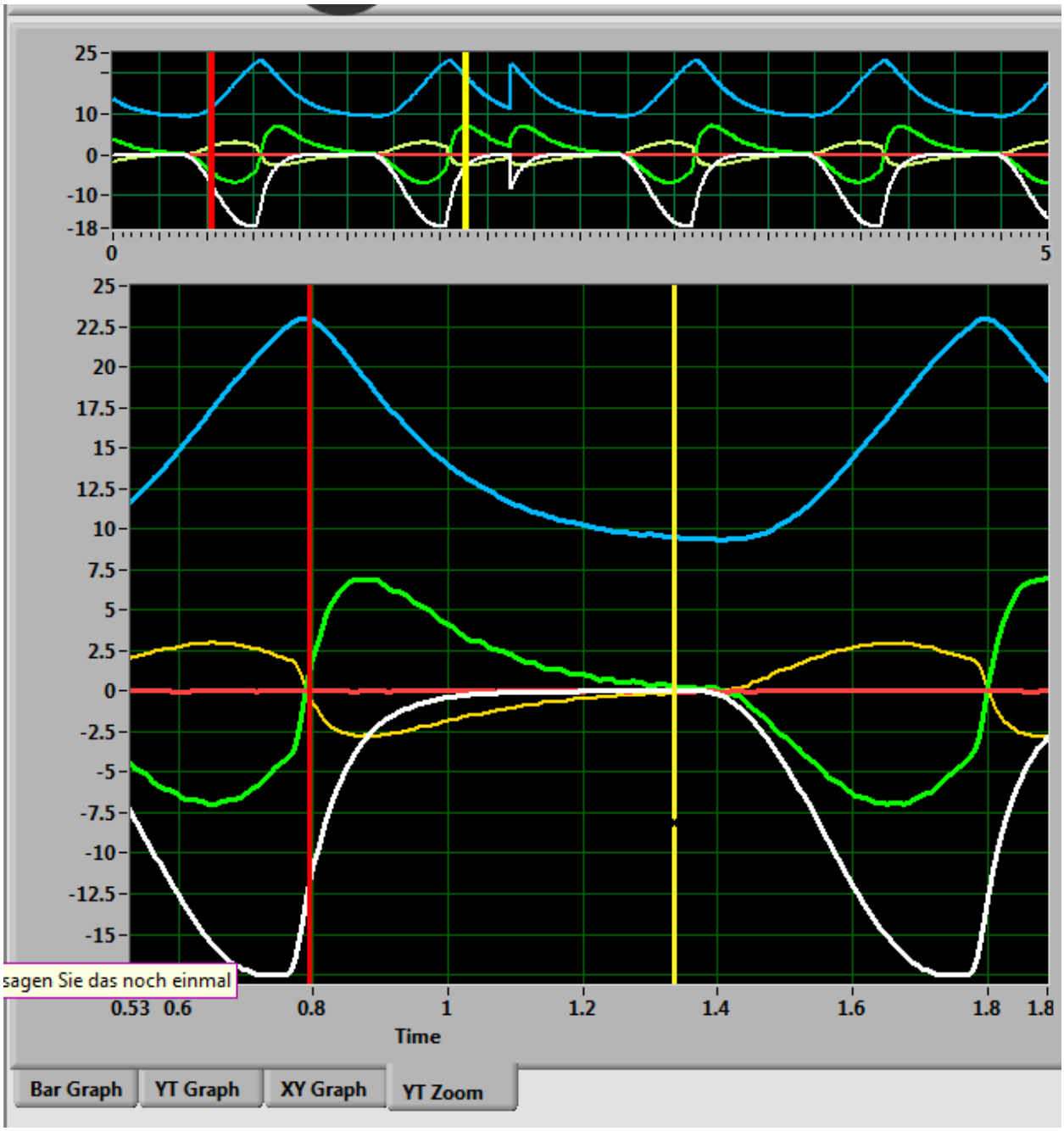


图 6-14: YT Zoom（YT 显示范围）

关于此选项卡的内容在 6.2.6 章节“选项卡 Evaluate（评估）”中有详细描述，请参考该章节。

如果需要更新 YT 显示范围显示的曲线，则必须要重新选择 YT Graph（YT 图）或者 XY Graph（XY 图）。

选项卡 YT Zoom（YT 显示范围）不能通过 XY Graph（XY 图）选项卡来选择！

HINWEIS 注意，红色游标竖线必须永远位于黄色游标竖线的左侧。如果只看到一个游标竖线，此时必须要使用鼠标将黄色游标竖线向右侧移动，即可看见红色的游标竖线。

6.4 主功能按键

在图形用户界面左侧的选项卡下方，有排列成一行的主功能按键。

在启动程序后，主功能按键显示如下：

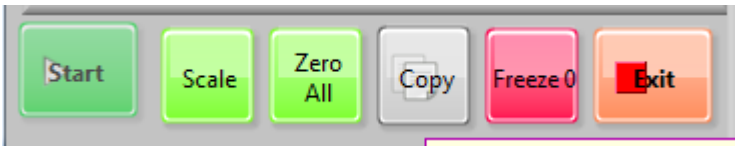


图 6-15: 主功能按键在程序启动后，模拟功能尚未开始时的状态

在按下 Start（启动）按键后，Start（启动）转换为 Stop（停止）按键。

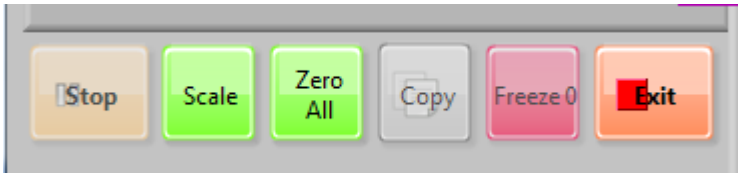


图 6-16: 主功能按键在模拟功能开始后（按下 Start（启动）键）

按下 Stop（停止）按键能够停止曲线显示随后可以对曲线图形的细节进行观察。按下 Stop（停止）键后，该键就会转换为 Continue（继续）键。按下 Continue（继续）键，该键就又会重新转换为 Stop（停止）键。

按下 Scale（标尺）键后，所有的图形显示就会按照屏幕所设置的标尺调整到适应的尺寸显示。

按下 Zero all（清零）键后，所有的压力传感器和用于确定容积流速的压差传感器就会按照其各自的偏移量进行校正。

按下 Copy（拷贝）键，所有的图形显示被拷贝到剪贴板上，从而可以将其拷贝到其他文件中。

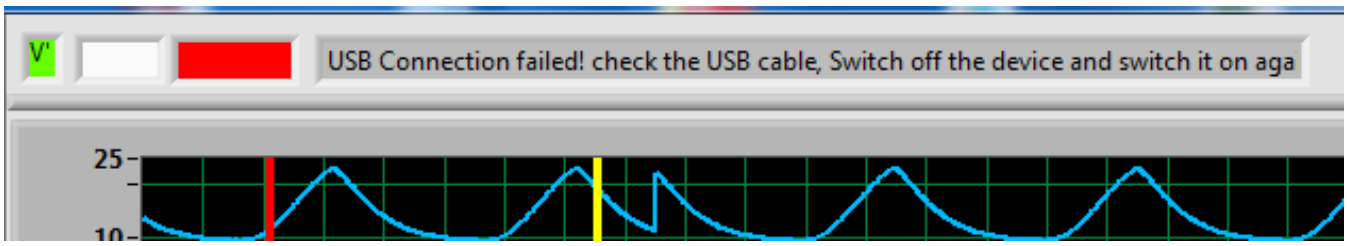
HINWEIS 拷贝功能在 Bar Graph（柱状图）显示时不能使用。

Freeze（冻结）按键只有在 XY Graph（XY 图）时有效。按下这个按键会冻结现有图形。总的来说有四个图形会被冻结，每一个都有不同的颜色。参见 6.2.2 选项卡“Channels（通道显示）”章节中 Freeze x-y（冻结 x-y）一节的描述。

按下 Exit（退出）按键可以关闭程序。

6.5 警告和提示信息显示区

在图形显示区域上方，有四个警告和提示信息的显示区。



左侧第一个显示区域：显示图形显示区的容积流速是不是放大显示的。放大显示时，该区域显示为黄色，其他情况显示为绿色。

左侧第二个显示区域：显示是否存在一个正在进行的数据日志记录过程。在这种情况下，该区域显示红色。

左侧第三个显示区域：对应于其右侧的文字显示区域的内容显示相应的颜色，如下所述：

- 提示信息或低优先级警告信息（绿色）
- 中优先级警告信息（黄色）
- 高优先级警告嘻嘻（红色）

该区域的颜色会一直显示，只要警告信息一直存在。

第四个显示区域显示相应的警告和提示信息。

下面的表格列出了警告信息内容 。

不会有人因为使用 Gina（吉娜）导致生命危险，警告被分为高优先级和中优先级警告以及低优先级提示信息。

高优先级警告显示为红色，中优先级警告显示为黄色。

序号	优先级	颜色	含义
	高优先级		
1			USB Connection failed! check the USB cable, Switch off the device and switch it on again. Goto Exit and Start again. USB 连接失败！请检查 USB 线缆，关闭并重启设备。按下 Exit（退出），重启软件。
2			USB Connection failed! Check, whether the device is switched off. Switch off the device and switch it on again. Goto Exit and Start again. USB 连接失败！请检查设备是否关闭？关闭并重启设备。按下 Exit（退出），重启软件。
3			USB connection failed. Switch on the device! USB 连接失败，打开设备！
4			Wrong Serial Port! Select another Serial Port 错误的端口！请选择其他端口！
5			I2C Connection failed! Switch off the device and switch it on again. Goto Exit and Start again. I2C 连接失败！关闭并重启设备，按下 Exit（退出），重启软件。

6			Temperature of the VCM is too high Switch the lung model off immediately! 音圈电机温度过高！立即关闭模拟肺设备！
7	中优先级		Either wrong serial number or LM_SensKalFile.dat is missing. You can go on, however, with reduced measurement accuracy. 错误的设备序列号或 LM_SesKalFile.dat 文件丢失。设备若继续运行，将会降低测量精度。
8			Temperature of the VCM is high. Reduce the pressure and come slowly to an end 音圈电机温度过高！降低压力并缓慢结束。
9			At least one switch for resistances or compliance is in an intermediate position. Choose the right position! 至少一个 Resistances（阻力）旋钮或者 Compliance（顺应性）旋钮没有在正确位置，请确保所有旋钮在正确位置！

7 初次启动设备

下列设备准备说明适用于 Gina（吉娜）设备的初次启动准备。

有下列四步操作：

1. 打开包装，取出设备
2. 在电脑上安装程序
3. 配置电脑端口
4. 启动设备

7.1 打开设备包装

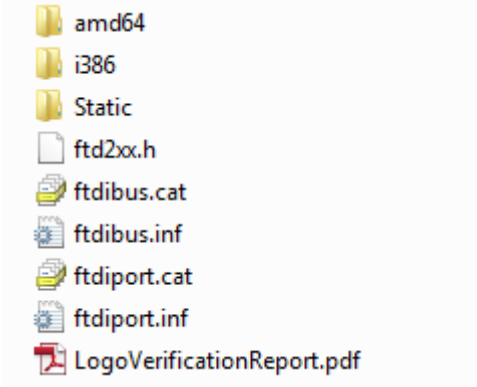
1. 打开设备外包装，并且将外包装暂时保存，以备进行可能的索赔时使用。
2. 取出设备箱，小心打开箱子锁。
3. 将填充物和附件小心取出。
4. 取出外部顺应性瓶。
5. 取出肺模拟器。
6. 按发货单检查配件是否齐全。
7. 目视检查所有部件的完整性。如果发现任何缺陷，请联系生产商或物流商。

7.2 在电脑上安装程序

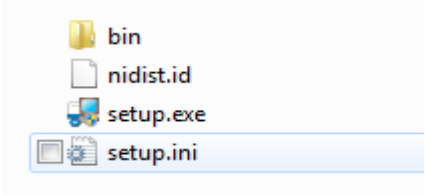
7.2.1 USB 存储器的内容

1. 包含有软件程序的 USB 存储器插入电脑的 USB 端口。
2. 在 USB 存储器中包含下列软件程序内容
   - USB 端口驱动程序数据
   - 安装程序

- 命名为“CDMxxx”的文件夹包含 USB 端口的驱动程序数据



- 安装程序包括



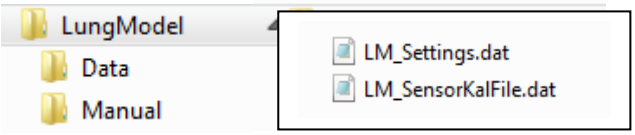
7.2.2 安装 NALM 程序

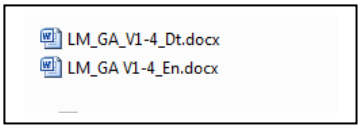
使用下列步骤安装 NALM 程序：

1. 将设备包装中的 USB 存储器插入电脑的 USB 端口中。
2. 打开 USB 存储器中的 **Computer\STORE NGO\ Installer\Volume** 文件夹或类似位置的文件夹。
3. 双击 setup.exe

随后 NALM Vx 程序就会自动安装到当前电脑中。

另外安装程序会在“C:\user\Documents”位置产生名为“LungModel”的文件夹，该文件夹下有两个子文件夹，分别名为 Data 和 Manual。
这两个文件夹分别包含数据文件和最新版本的使用说明书。





4. 电脑会在安装完毕后重启。
5. 在电脑开始菜单的程序项下即会出现 Labview 程序的图标，比如 NALM_Vx。
6. 双击该图标，启动程序。
7. 为“NALM_Vx-n.exe”应用程序建立桌面快捷方式。

将 USB 存储器保存在设备包装中，其中仍包含有 USB 端口的驱动程序。

7.3 配置电脑端口

在使用 USB 连接线连接电脑和模拟肺的通讯时，电脑必须对称为 ComPort 的端口进行相应的配置。这个操作一般只需在第一次安装时进行即可。

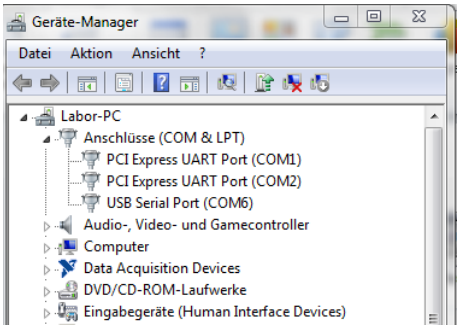
在将模拟肺和电脑通过 USB 线缆相互连接后，必须的数据就已经存储下来了。

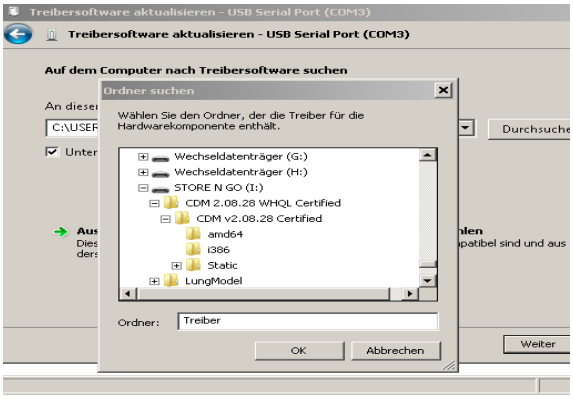
必须注意，在下次使用模拟肺时，必须将 USB 线缆插入电脑上相同的 USB 接口中。

为了对电脑端口进行首次配置，配置过程应该按照如下步骤进行：

1. 模拟肺出于关闭状态，电脑开启运行。
2. 使用设备附带的 USB 线缆连接电脑和模拟肺（电脑上发出短暂的握手音）
3. 打开模拟肺设备
4. 在电脑上，进入系统设置，选择系统管理 / 设备管理器。

5. 在设备管理器的上半部分可以发现“端口 COM&LPT”字样，点击它。
6. 随后子菜单打开包含有 USB Serial Port（Com n）在不同的电脑上 n 显示为不同的端口数值
7. 在该条目上点击鼠标右键，选择“更新驱动软件”
8. 从 USB 存储器上选择驱动软件所在的文件夹。
9. 安装驱动软件





一般来说，到此安装结束。

如果在启动 Gina（吉娜）后出现通讯问题，仍然可以进行一次特殊安装过程。该过程方法将在“附录”章节中描述。

7.4 开始操作

1. 确认设备背部面板上的电源开关处于关闭状态。
2. 使用电源线插入设备背部面板上的电源插座，并打开电源。
3. 启动电脑。
4. 使用 USB 线缆插入模拟肺的 USB 接口并连接到电脑上，连接到电脑上时能听到 USB 线缆连接的短促确认声响。
5. 如需使用外部顺应性，移去设备上表面的塞子，并插上外部顺应性附件。
6. 将带有压力测量端口的 T 型接口连接到模拟肺上（15mm 锥形接口）
7. 将呼吸机的 Y 型接口连接到 T 型接口上。
8. 使用短管连接设备的 Py 测量进口和 T 型管的压力测量接口。
9. 打开位于模拟肺背部面板上的电源开关。
10. 启动电脑上的 NALM_Vx 程序。
11. 等待，直到在下面显示的 Opt.选项卡中的 ComPort 设置界面上随后出现类似的文字“ASRL....USB Serial Port”，如果没有出现类似的文字，那么选择其他的 COM 端口号。

12. 检查在 Opt.选项卡中的输入的设备序列号是否与设备铭牌上的设备序列号一致，如果不一致，必须在软件中进行纠正。在软件中输入序列号只需要在软件初次启动时进行，随后序列号就会被保存在软件中，不再需要输入。
13. 按下 Start（开始）按键。
14. 在选项卡 Resp. M.（呼吸生理）中进行需要的设置。

7.5 安装更新程序

如果有新版本的软件可用，其软件安装方法与之前版本的软件完全相同。

更新软件时，不需要更新 USB 接口的驱动程序。

如果系统需要更新驱动程序，则应当在系统设置 / 设备管理中搜索驱动程序更新的信息。

为了更新软件或者驱动程序，需将电脑连接到因特网。

7.6 下载软件更新

当前版本的软件程序可以从 Dr. Schaller Medizintechnik 公司的服务器上获得。

更新软件的前提是肺模拟器的硬件与最新版本的软件能够相互兼容，使用者可以使用下列网络地址和接入用户名和密码下载软件。

- 服务器地址：ftp://schaller-mt.de
- Name：f006fa4c
- Password：NALMLr7ko5

随后会弹出窗口，显示可供下载的文件列表。这些文件都是以压缩包的形式存在，下载后需要首先解压缩。

8 操作使用

8.1 Gina（吉娜）的操作使用

在成功的第一次使用 Gina（吉娜）后，即软件成功安装完成并输入设备序列号后，设备的使用就非常容易了。

ACHTUNG 使用者应当永远保持注意，设备上面板，下面版和背部面板的封堵塞子应当在正常情况下保持封堵状态。

此外，使用者也应当注意，每次使用模拟肺设备时，都应当将模拟肺设备接入电脑上的同一个 USB 接口。

设备的操作使用有如下几个步骤：

1. 打开电脑，等到它启动完成。
2. 使用 USB 线缆插入模拟肺的 USB 接口并连接到电脑上，连接到电脑上时能听到 USB 线缆连接的短促确认声响。
3. 如果需要使用外部顺应性时，移去设备上表面的塞子并插上外部顺应性附件。
4. 将带有压力测量端口的 T 型接口连接到模拟肺上（15mm 锥形接口）
5. 将呼吸机的 Y 型接口连接到 T 型接口上。
6. 使用短管连接设备的 Py 测量进口和 T 型管的压力测量接口。
7. 打开位于模拟肺背部面板上的电源开关。
8. 启动电脑上的 NALM_Vx 程序。
9. 检查软件中的设备序列号是否于设备铭牌上的一致。
10. 选择选项卡“Resp. M.（呼吸生理）”
11. 按照使用者的需求设置相应参数。
12. 按照使用者需求选择合适的图形显示形式。

8.2 使用者定标

8.2.1 压力传感器定标

使用者可以对设备内部的压力传感器进行准确性定标。

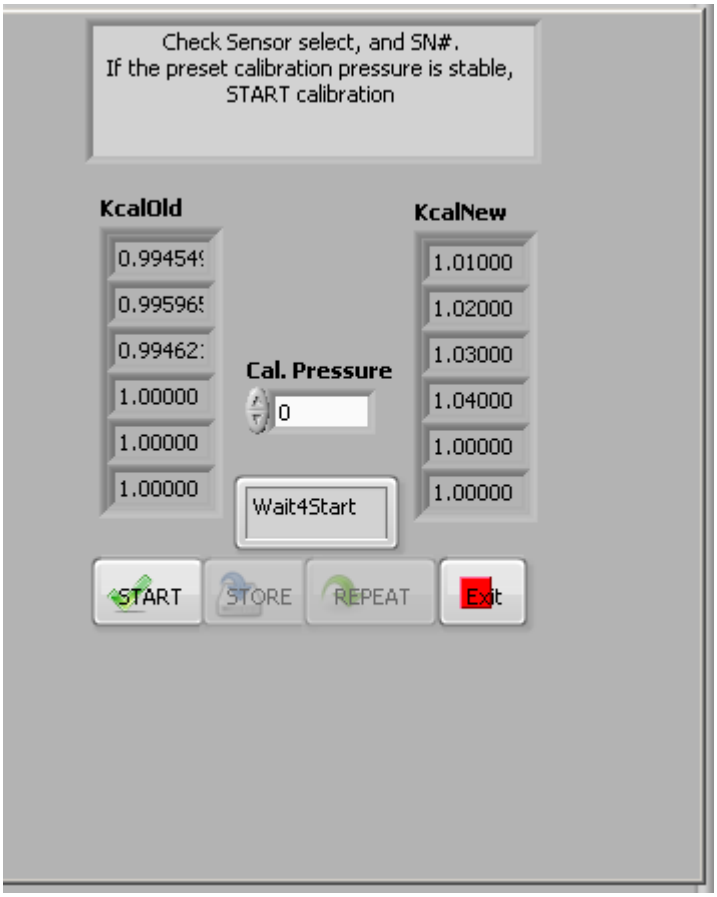
ACHTUNG 定标过程只能由责任使用者授权的责任人执行操作。执行该定标操作的所有责任都在使用者。如果定标过程出错，设备将无法再行正常工作，该后果由使用者承担，并且由此产生的设备故障不在保修范围内。

定标过程应当按照如下步骤进行：

1. 将带有压力测量出口的 T 型接口连接到模拟肺接口上。
2. 使用短管将 T 型接口的压力测量接口连接到设备的 Py＋接口上。
3. 将 Compliance（顺应性）选择开关旋转到 Cex 位置，并确保到位。
4. 连接 Cex1000 的外部顺应性瓶
5. 在 Resp.M.（呼吸生理）选项卡中确认，漏气功能已关闭。
6. 选择 Opt.（选项）选项卡。
7. T 型接口的进口连接定标压力源，需要的压力值设置在 30hPa 和 50hPa 之间。

HINWEIS 设置的压力源，不必是一个特定的压力值。压力源只要能够读出准确的压力值并且能够准确的产生该读出的压力值即可。

8. 按下“Zero All（清零）”按键。
9. 在选项卡“Opt.（选项）”中输入密码“0123”



随后打开一个新的窗口：

- Kcalold 列的上三个显示数字分别是 Py，Petr 和 Palv 压力传感器的定标因子。
- Cal. Pressure 是使用者输入定标压力源提供的压力值的方框。
- “Wait for Start“ 是定标过程的当前状态显示。
- KcalNew 列包括的定标完成后获得的新的定标因子。

10. 将从定标压力源读出的压力值输入“Cal. Pressure”下方的方框内，然后按下下方的 START（开始）按键。
11. 定标过程的状态显示区随后改变为“Measure（测量）”，随后是“CalcStore”，即意味着定标过程完成，软件正在将新计算出的定标因子。
12. 在“KcalNew”列中的上三个数字显示了三个压力传感器的新定标因子，他们的合理值范围应当只能与 1.00 值有非常微小的差别。
13. 如果结果值看起来可信，那么可以按下 STORE（存储）按键将新的定标因子存储到定标文件中去。
14. 如果结果看起来是错误的或者是有问题的，可以通过按下 REPEAT（重复）按键，在此进行定标。
15. 在按下 Exit（退出）按键后，定标窗口即消失。
16. 随后须要按下 EXIT（退出）键退出程序后再次启动，只有这样才能让新的定标因子起作用。

HINWEIS Gina（吉娜）定标过程完毕后，必须要退出关闭并重新启动。

HINWEIS 有可能发生这样的情况，由于图形用户界面上的其他操作导致定标窗口突然消失了，此时定标窗口可能位于图形用户界面窗口的后方，可以通过按下 **Alt+Tab** 组合键让它重新出现

8.2.2 检查容积流速传感器

Gina（吉娜）的容积流速传感器的定标，是在制造时，由制造商通过连接一个精确的缸体定标系统进行的。定标结果是一种非线性的定标曲线，不能允许使用者进行任何更改。

使用者能够使用一个精确的容积流速测量仪器，这样能够对显示的容积流速的准确性进行检查。

为了达到这个目的，就必须在 Opt.选项卡中输入验证气体的明确的气体参数。

将设备侧面向下放置，将位于设备底部的接口塞拔出。通过这个接口可以直接接入模拟肺中容积流速部分，而不用通过产生管路阻力的气路部分。

随后进行容积流速验证，与 Gina（吉娜）显示的容积流速相比较。

使用数据日志功能当然也可以获得整个数据序列。

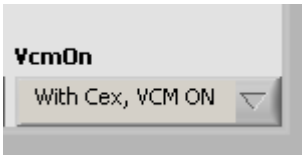
在有问题或者偏差时，请咨询生产商。

HINWEIS 生产商是用精确的缸体定标系统完成容积流速传感器的定标的，而用户是使用自备的定标设备完成的，两个结果出现偏差时，并不能确定，是 Gina（吉娜）测量造成的，还是用户所使用的设备造成的。

HINWEIS 在完成检查过程后，必须立即将设备底部的塞子重新塞回原位。

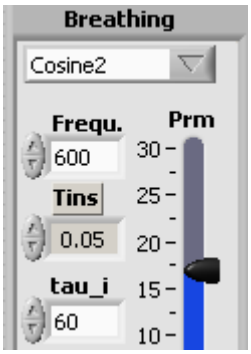
8.3 Gina（吉娜）做为 HFO（高频振荡）发生器使用

HINWEIS Gina（吉娜）模拟肺可以做为高频振荡发生器使用，频率最高可达 10Hz
只有有经验的使用者能够这样使用，在这样使用时，稍有不正确的操作可能导致调整电路不稳定。



操作方法应当在模拟肺关闭的情况下按照下列步骤进行。

1. 移去设备背部的塞子
2. 打开模拟肺设备
3. 打开软件，但是不要按下 START（开始）键
4. 在选项卡“Opt.（选项）”中的 Compliance Mode（顺应性模式）处将下拉菜单设置为“with Cex, VCM ON”
5. 设备前面板上的 Compliance（顺应性）选择旋钮旋转到 Cex 位置
6. 在程序界面按下 START（开始）按键。
7. 按照右图设置呼吸参数。



HINWEIS 在使用完毕后，务必将移除的设备背部的塞子重新塞回去。

9 技术参数

9.1 电路参数

- 保护级别 SK1
- 电源电压 100～240 V~
- 电源频率 40～60 Hz
- 功率 100VA
- 设备保险丝 2*1,6AT

9.2 物理参数

- 外观尺寸（长＊宽＊高） 275 * 160*185 mm
- 重量（模拟肺） 4.5 kg
- 设备箱重量 1.6 kg
- Cex500 重量 0.3 kg
- Cex1000 重量 0.4 kg
- 完全装备的设备箱总重 7.8 kg

9.3 使用环境

- 使用时的环境温度 15°C～35°C
- 存储环境温度 0°C～45 °C
- 相对空气湿度（不冷凝） 0～95%

9.4 阻力值(hPa/l/s)

在计算阻力时，流速单位为 l/min。

名称		阻力 hPa*s/l	误差
气管插管	气管插管直径 5.0 mm	R=6,8*(1+V'/2,6)	+/-20%
	气管插管直径 3.0 mm	R=10.4*(1+V'/2.9)	+/-20%
	气管插管直径 2.5 mm	R=30.5*(1+V'/3)	+/-20%
	气管插管直径 2.0 mm	R=80*(1+V'/2.6)	+/-20%
气道阻力	R1	R1 = 26*(1+V'/13.5)	+/-20%
	R2	R2=45*(1+V'/14)	+/-20%
	R3	R3=84*(1+V'/13.7)	+/-20%
	R4	R4=179*(1+V'/16)	+/-20%
流量传感器	总阻力	Rg=9*(1+V'/20)	+/-15%
漏气阻力	Compliance（顺应性）开关位于 Cint 位置	> 30000	
	Compliance（顺应性）开关位于 Cex 位置	> 70000	

9.5 顺应性值

名称		顺应性值 ml/hPa		误差
内部顺应性	Cint	在 0.3～3 的范围内可调节		10%
外部顺应性	Cex500	V= 500ml	$Cex=\frac{V}{Patm}$	15%
	Cex1000	V=1090 ml		
硅胶模拟肺		Ca. 1ml/hPa		
可压缩容积	Ccv	0.12		

9.6 传感器

传感器类型		测量范围	误差
压力传感器	根据产品的序列号不同而有区别	-103～+103 hPa	±2% Full Scale
		-75～+75 hPa	±1.2% Full Scale
容积流速传感器	流速传感器	-20～20 l/min	± 2% Full Scale
	压差传感器	-5～5 hPa	± 2% Full Scale

容积流速的测量是基于压力差异的原理：在气流通过流量传感器时，在传感器两端形成压力差，由压力差异传感器测得，随后计算出容积流速信号。在程序中预设存储了一个线性的压力差异－容积流速曲线。

9.7 呼吸压力

施加于模拟肺入口的通气压力必须持续位于-70 和 70 hPa 之间。这个数值与内部顺应性的设置值相关。如果在警告和提示信息显示区出现电机电流过高的警告出现，就应当注意，此时模拟肺设备可能会无法耐受当前的通气压力。

9.8 计算机配置要求

- 操作系统： 最低 Windows XP（安装最新补丁包）
- 处理器： 主频最低 1.4GHz
- 存储器： 最低 1 GB
- 通过 LAN 或者 WLAN 连接互联网
- 屏幕显示垂直方向分辨率不低于 768 像素
- 通过测试证明了电脑的可用性

HINWEIS 连接模拟肺设备的电脑，不包括在发货包装内，应当由用户自行准备。

10 附录

10.1 非线性阻力

气管插管和气道阻力的阻力曲线是通过测量总压力做为容积流速的函数来确定的。其中进入气流和排出气流的损失也会被包括在内。

该曲线永远可以用一个二项式来表达：

$$P = k1*V' + k2*V'^2 \tag{0.3}$$

在此二项式中，因子 k1 对应于层流产生的部分压力，因子 k2 对应于湍流产生的部分压力。

这个在医学上称为 Rohrer 等式的表达式总是有些生动并且图形化的。

于是对于一个 2.5mm 气管插管，我们得到下列关系等式：

$$\begin{aligned} &P = 30{,}5*V' + 610*V'^2 \\ &mit \quad k1 = 30{,}5\frac{mbar}{l/s} \\ &sowie \quad k2 = 610\frac{mbar}{(l/s)^2} \end{aligned} \tag{0.4}$$

流速（V'）单位是 l/s，压力（P）单位是 hPa.

我们使用另外一个等式，这是我们从 Gl. 1.1 转换得到的。

$$\begin{aligned} &P = k1*V' + k2*V'^2 \\ &P = k1*V'\left(1 + \frac{k2}{k1}V'\right) \\ &P = k1*V'\left(1 + \frac{V'}{V'_d}\right) \end{aligned} \tag{0.5}$$

等式中双倍流速 $V'_d = \frac{k1}{k2}$

双倍流速 V'd 是当压力加倍时，通过对抗由层流产生的压力而产生的流速值。

对于 2.5mm 气管插管双倍流速可达到 3l/min 即 0.05 l/s。则对于压力的等式如下；

$$P = 30{,}5*V'\left(1 + \frac{V'}{0.05 l/s}\right) \tag{0.6}$$

在一个给定的容积流速时的**阻力**即为：

$$R = \frac{P}{V'} = k1\left(1 + \frac{V'}{V'_d}\right) \tag{0.7}$$

因子 k1 做为层流因子对应于常数阻力 Rlam。

$$R = Rlam\left(1 + \frac{V'}{V'_d}\right) \tag{0.8}$$

对于双倍流速 V'd=3 l/min 的 2.5mm 气管插管来说，我们得到：

$$R = 30{,}5\left(1 + \frac{V'}{3 l/\min}\right) \tag{0.9}$$

这些等式所包含的信息是非常丰富的。他们说明阻力是成比例的与容积流速一同上升的。在容积流速是 3 l/min 时，气管插管的阻力上升一倍，常数阻力也上升一倍。在 6 l/min 时，上升两倍。

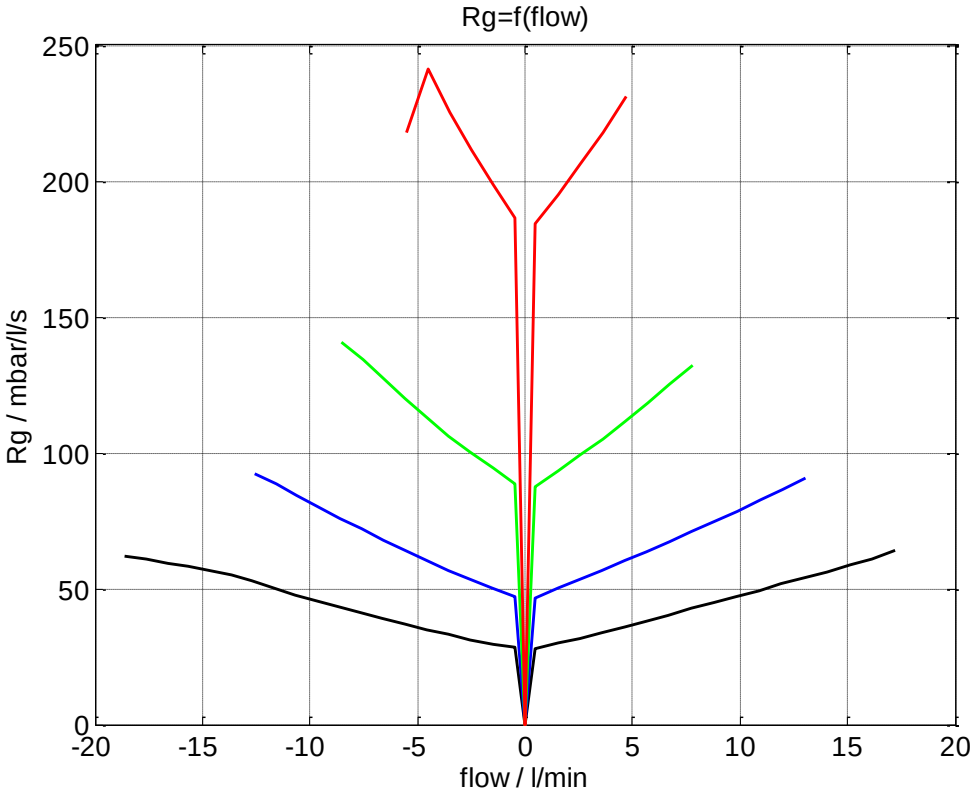


图 10-1: 气道阻力的阻力曲线

10.2 非线性顺应性

非线性顺应性表现为 S 型反曲线函数。公式：

$$V=0.5*dtaV\left(sign(p-pm)*\left(\frac{1-\exp(-\frac{4*Cmax*abs(p-pm)}{dtaV})}{1+\exp(-\frac{4*Cmax*abs(p-pm)}{dtaV})}\right)+1\right) \qquad (0.10)$$

然而控制技术给公式的具体化提供了一个非常小的顺应性数值的问题。由于这个原因，曲线的上部和下部都有拐点，并且拐点后两边的曲线都朝向切向方向远离。

由此产生下列曲线形式：

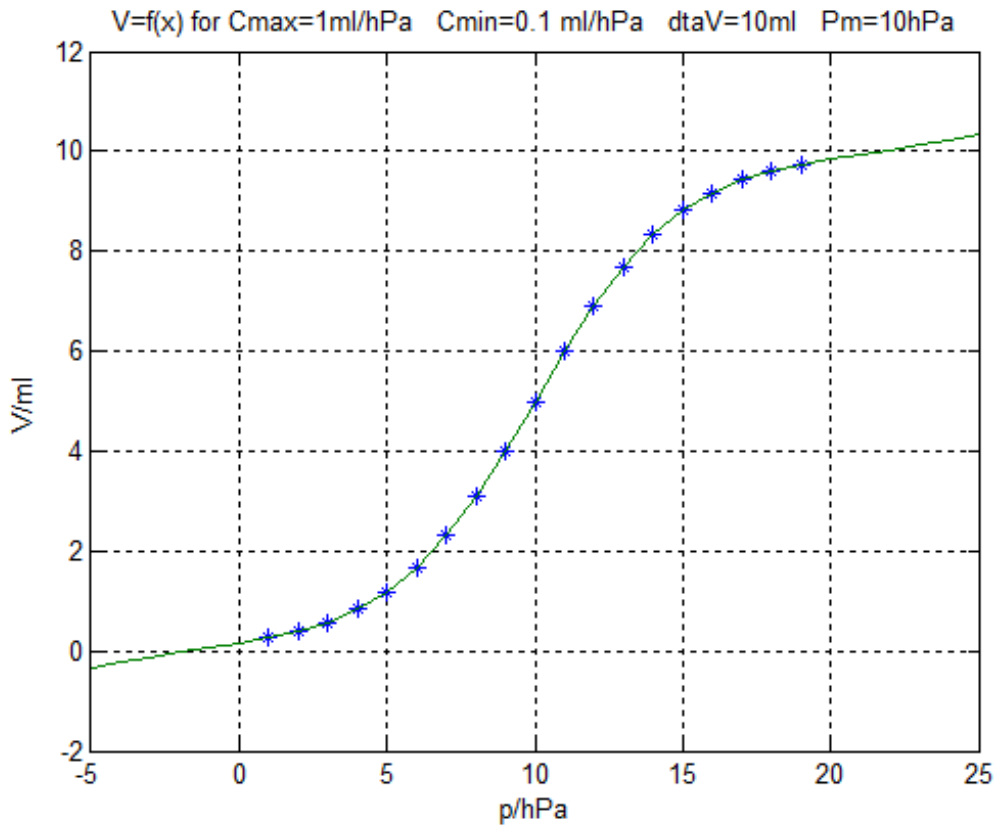


图 10-2: S 型反曲线顺应性曲线在曲线两侧末端走向切向方向

10.3 Gina（吉娜）设备上呼吸功的确定

10.3.1 目标

新生儿肺主动模拟器（NALM）应当能够模拟并确定患者的吸气做功。

既然我们已经能够确定所有的压力，Py, Ptr, Pa 和 Prm 以及容积流速和容量，那么这个目标是完全有可能实现的。

10.3.2 理论基础

如果我们只是要得到婴儿本身的呼吸做功，那么这种呼吸做功只是由吸气相涉及的呼吸肌产生的。在此我们的假设是，呼气相是完全被动的，是由具有弹性的肺部在吸气过程蓄积能量的释放而产生的。

在新生儿肺主动模拟器（NALM）中真实的压力会被测量出来，比如说在 CPAP 系统中，这些压力，会来自于 NALM 和呼吸机之间的相互作用，最终都会对呼吸功产生影响。

所以在计算呼吸功时，必须要注意外部压力情况，即 Py。

基于以上考虑产生了下面的等效原理图：

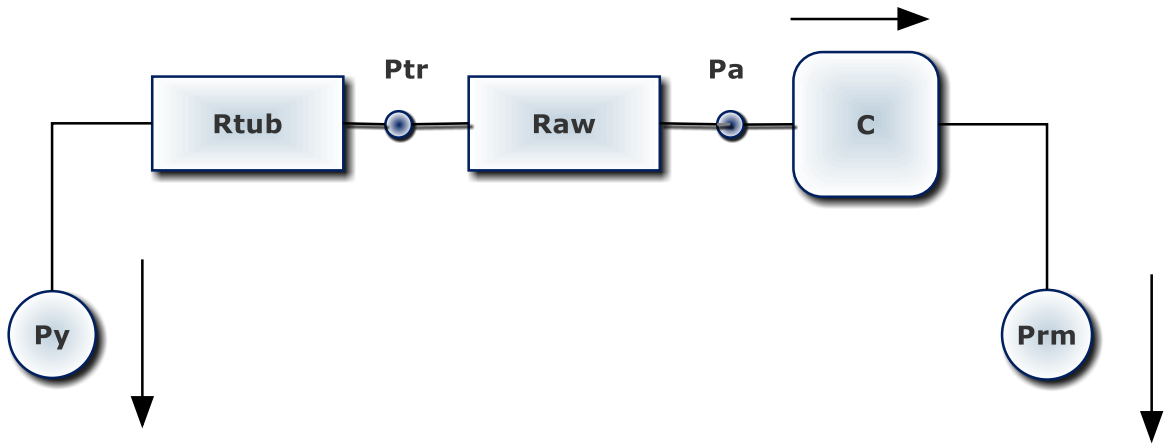


图 10-3:呼吸生理基础原理图

系统会通过下列等式进行描述：

$$Py = F*(Rt + Raw) + Pc + Prm$$
$$F = C*\frac{dPc}{dt} \qquad (0.11)$$

随后得到：

$$Py = C*(Rt + Raw)\frac{dPc}{dt} + Pc + Prm \qquad (0.12)$$

或者因为：

$$V = C*Pc \qquad (0.13)$$

$$Py = (Rt + Raw)\frac{dV}{dt} + \frac{V}{C} + Prm$$
$$Py = R\frac{dV}{dt} + \frac{V}{C} + Prm \qquad (0.14)$$
$$Py - Prm = R\frac{dV}{dt} + \frac{V}{C}$$

其中：$R = Rt + Raw$.

10.3.3 总呼吸功 WOBtot

从呼吸机和病人组成的整个呼吸系统来看，总呼吸功 Wtot 可由下列等式进行计算：

$$Wtot = \int_{insp} (Py - \mathrm{Prm}) * dV \tag{0.15}$$

等式中 Prm 之前的减法运算符号，只有在 Prm 的相应测量结果为负数时才成立。

运用 2.4 到 2.5 的等式，2.5mm 气管插管的 Py=0，由此得到：

$$Wtot = \int \left(R\frac{dV}{dt} + \frac{V}{C} \right) * dV = R\int \frac{dV}{dt} * dV + \frac{1}{C}\int V * dV \tag{0.16}$$

第一个定义对应于阻力呼吸功，第二个定义对应于弹性呼吸功，转换得到：

$$\begin{aligned} Wtot &= R\int \frac{dV}{dt} * \frac{dV}{dt} dt + \frac{1}{C}\int V * dV \\ Wtot &= R\int V'^2 dt + \frac{1}{C}\int V * dV \end{aligned} \tag{0.17}$$

最终得到吸气过程的呼吸功为：

$$Wtot = R\int_{insp} V'^2 dt + \frac{Ve^2}{2C} \tag{0.18}$$

对于弹性呼吸功来说，只有吸气的最终容量 Ve 是必须的，而对于阻力呼吸功来说，吸气的最终容量是气体流动的呼吸功相对于时间的累积。

在通气辅助的情况下，由患者贡献的呼吸功 Wtp 和由呼吸机贡献的呼吸功 Wtv 分别是多少呢？假设系统是线性的，两组分可互相叠加，我们观察从等式 2.5 得到的单独的部分。

假设我们既考虑阻力也考虑顺应性，则我们必须参考已经得出的等式 2.5 的结果：

$$Wtp = -\int_{insp} \mathrm{Prm} * dV \tag{0.19}$$

那么，我们必须确定容量单位呼吸功，即根据呼吸容量计算的单位容量吸入做功 W/V。随后根据相应的吸入容量从呼吸辅助中减去相应的容量单位呼吸功。

呼吸机对于 Py 的影响不会改变 NALM 中的 Prm 数值，但是会改变 NALM 的吸入气体容量。这取决于 Py 的改变是否出于内部阻力的影响，还是由于呼吸机方面提供的呼吸支持的增加或减少的影响。

对于总呼吸功 Wtot 来说，只要注意 Prm 即可。Py 产生的影响只体现在容量上，即其对患者的影响可以通过容量单位呼吸功来识别。

10.3.4 阻力呼吸功

阻力呼吸功决定于由气道阻力产生的压力差

$$Wres = \int_{insp} (Py - \mathrm{Pa}) * dV \tag{0.20}$$

通过使用容量得到下列公式：

$$\begin{aligned} Wres &= \int_{insp} (Py - \mathrm{Pa}) * \frac{dV}{dt} * dt \\ Wres &= \int_{insp} (Py - \mathrm{Pa}) * V' * dt \end{aligned} \tag{0.21}$$

必须由患者产生的阻力呼吸功是多少？

Prm 和 Py 是相位同步的，并且由此计算患者提供的呼吸功部分必定得到下列公式：

$$Wrp=\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\int_{\mathrm{in}sp}(Py-\mathrm{P}a)*dV$$
$$Wrp=\int_{\mathrm{in}sp}\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\left(Py-\mathrm{P}a\right)*dV \tag{0.22}$$

Py 必须参考一个参考压力 Pref。这个参考压力可以是 PEEP，或者在内源性 PEEP 产生时，也可以是 iaPEEP。

$$Wrp=\int_{\mathrm{in}sp}\frac{-\mathrm{Pr}m}{(Py-\mathrm{Pr}ef)-\mathrm{Pr}m}\left((Py-\mathrm{Pr}ef)-\mathrm{P}a\right)*dV \tag{0.23}$$

10.3.5 弹性呼吸功

总的弹性呼吸功由下列公式计算：

$$Wel=\int_{insp}(\mathrm{P}a-\mathrm{Pr}m)*dV \tag{0.24}$$

必须由患者产生的弹性呼吸功是多少？

在此也存在 Prm 和 Py 的相互关系：

$$Welp=\int_{insp}\frac{-\mathrm{Pr}m}{(Py-\mathrm{Pr}ef)-\mathrm{Pr}m}(\mathrm{P}a-\mathrm{Pr}m)*dV \tag{0.25}$$

两个呼吸功 Wrp 和 Welp 的总和必定等于患者的总呼吸功 Wtotp

在忽略参考压力 Pref 的情况下，我们得到：

$$Wtotp=Wrp+Welp$$
$$Wtotp=\int_{\mathrm{in}sp}\left(\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\left(Py-\mathrm{P}a\right)+\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\left(\mathrm{P}a-\mathrm{Pr}m\right)\right)dV$$
$$Wtotp=\int_{\mathrm{in}sp}\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\left(Py-Pa+\mathrm{P}a-\mathrm{Pr}m\right)dV$$
$$Wtotp=\int_{\mathrm{in}sp}\frac{-\mathrm{Pr}m}{Py-\mathrm{Pr}m}\left(Py-\mathrm{Pr}m\right)dV \tag{0.26}$$
$$Wtotp=\int_{\mathrm{in}sp}-\mathrm{Pr}m*dV$$

非常好，到目前为止，所有的计算都是合适的。

10.3.6 单位问题

压力以 hPa 为单位，容量以 ml 为单位，得到：

$$W=hPa*ml=10^2\frac{N}{m^2}10^{-6}m^3=0.1mJ \tag{0.27}$$

因此所有涉及功的计算结果如果要以 mJ 为单位，就必须乘以 0.1，对于容量单位呼吸功来说也是一样，我们以 mJ/ml 为单位。

10.3.7 频率相关问题

有一个问题必须得到回答，呼吸功对呼吸频率的相关程度如何。

最好是在一定频率范围内，这个问题看起来最容易解决。使用频率 w=2*pi*f，我们得到下列对于压力 Prm 和流速 F 的公式：

$$prm=\left(R+\frac{1}{jwC}\right)*F=\left(\frac{1+jwCR}{jwC}\right)*F$$
$$F=\frac{jwC}{1+jwCR}prm \qquad (0.28)$$
$$|F|=\frac{wC}{\sqrt{1+(wCR)^2}}prm$$

10.3.8 阻力问题

阻力等于 F^2*R 并且有下列公式：

$$\Pr es=F^2*R=\frac{w^2C^2R}{1+(wCR)^2}prm^2 \qquad (0.29)$$

对于较低的频率来说 wCR<<1，我们得到：

$$\Pr es=w^2C^2*R*prm^2 \qquad (0.30)$$

对于高频率来说 wCR>>1，我们得到：

$$\Pr es=\frac{prm^2}{R} \qquad (0.31)$$

这些等式说明，在较低的频率时和给定的顺应性时，用于扩张肺的阻力与 R 值成比例增加，在高频率时，则与 R 值以 1/R 为比例反比下降。

这就说明，阻力的增加并不一定总是导致阻力呼吸功增加。在高频率时能产生这样的情况，即由于 F^2的相关性导致阻力呼吸功下降，也就是说，阻力和阻力呼吸功之间相关性通过过渡区后趋向变小。

阻力呼吸功由下列公式得到：

$$Wres=\int \Pr es*dt=\frac{\Pr es}{jw}$$
$$Wres=\frac{wC^2R}{1+(wCR)^2}prm^2 \qquad (0.32)$$

R 的结果和 Pres 的结果一致。

如果加入容量呼吸功会如何？即 W/V？

对于容量来说，我们有下列公式：

$$V=\int Fdt=\frac{F}{jw}$$
$$V=\frac{1}{jw}\frac{jwC}{1+jwCR}prm=\frac{C}{1+jwCR}prm \qquad (0.33)$$
$$|V|=\frac{C}{\sqrt{1+(wCR)^2}}prm$$

由上述公式我们得出容量呼吸功

$$Wspec = \frac{Wres}{V} = \frac{\frac{wC^2R}{1+(wCR)^2}prm^2}{\frac{C}{\sqrt{1+(wCR)^2}}prm} = \frac{wCR}{\sqrt{1+(wCR)^2}}prm \tag{0.34}$$

公式的结果很有趣，Wspec 的单位是压力的单位

Wspec 随着 wCR 的增加而增加，渐进的达到最大，但是不会进一步降低。

10.3.9 弹性呼吸功

弹性呼吸功实际上是一个无功功率，但只是在吸气时产生，因此也只要注意吸气相即可。在这个范围内注意频率范围的问题并不完全适用。

对于弹性呼吸功，我们有：

$$Wel = \frac{V^2}{2C} =$$

$$Wel = \frac{C^2}{2C*\left(1+(wCR)^2\right)}prm^2 = \frac{C}{2\left(1+(wCR)^2\right)}prm^2 \tag{0.35}$$

在此也可以适用，在频率低时，wCR<<1，弹性呼吸功随着顺应性 C 的增加而增加，然而当频率高时，wCR>>1，弹性呼吸功随着顺应性 C 的增加而降低。

计算弹性呼吸功方面的容量呼吸功：

$$Welspec = \frac{Wel}{V} = \frac{\frac{C}{2\left(1+(wCR)^2\right)}prm^2}{\frac{C}{\sqrt{1+(wCR)^2}}prm} \tag{0.36}$$

$$Welspec = \frac{Wel}{V} = \frac{1}{2\sqrt{1+(wCR)^2}}prm$$

在这里我们又得到了一个压力单位。此容量呼吸功随着 wCR 的上升而下降。非常有趣！由此我们可以确认，弹性呼吸功也依赖于高频振荡振幅而改变。通常来说是降低。

10.4 肺泡通气的计算

由于解剖死腔的存在，肺泡通气量低于分钟通气量。呼吸气体的二氧化碳分压（PCo2）取决于人体的 CO2 产量，V'CO2，死腔量 VD，潮气量 VT 和功能残气量 FRC。

10.4.1 吸气相

在吸气时，位于解剖死腔中的呼出的 CO2 又再次被吸入。

在吸气过程中，另外还有根据生产量决定的持续的 CO2 容积流速 FCO2 从血液流向肺部。

从解剖死腔以外吸入的 CO2 只有在 VT>VD（潮气量大于解剖死腔量）时才会被吸入：

$$VCO2in1 = VD * \frac{pCO2ex}{patm - pH2O} \tag{0.37}$$

在吸气过程中由血液流出的 CO2 有如下公式：

$$VCO2in2 = V'CO2 * Tin \tag{0.38}$$

在吸气过程结束时，CO2 的容量为：

$$VCO2in = VD \frac{pCO2ex}{patm - pH2O} + V'CO2 * Tin \tag{0.39}$$

从肺泡空气流向血液的氧气可以被忽略不计。

吸气末的肺内 CO2 分压等于：

$$pCO2in = \frac{VCO2in}{VT + FRC}(patm - pH2O) \tag{0.40}$$

10.4.2 呼气相

在呼气相时，CO2 将被呼出。同时 CO2 仍然在不停的从血液流向肺内。

在呼气相开始时，肺内的 CO2 容量 VCO2 等于吸气末的 CO2 分压 PCO2in。在呼气时，CO2 也会以 V'CO2 的容积流速流回。

考虑程序的采样时间（5ms）和呼气流速 V'以及当前容量 V，计算呼气过程中一个采样周期中的 CO2 容量改变，有如下公式：

$$VCO2(n) = VCO2(n-1) * \left(1 - \frac{V' * Tz}{FRC + V}\right) + V'CO2 * Tz \tag{0.41}$$

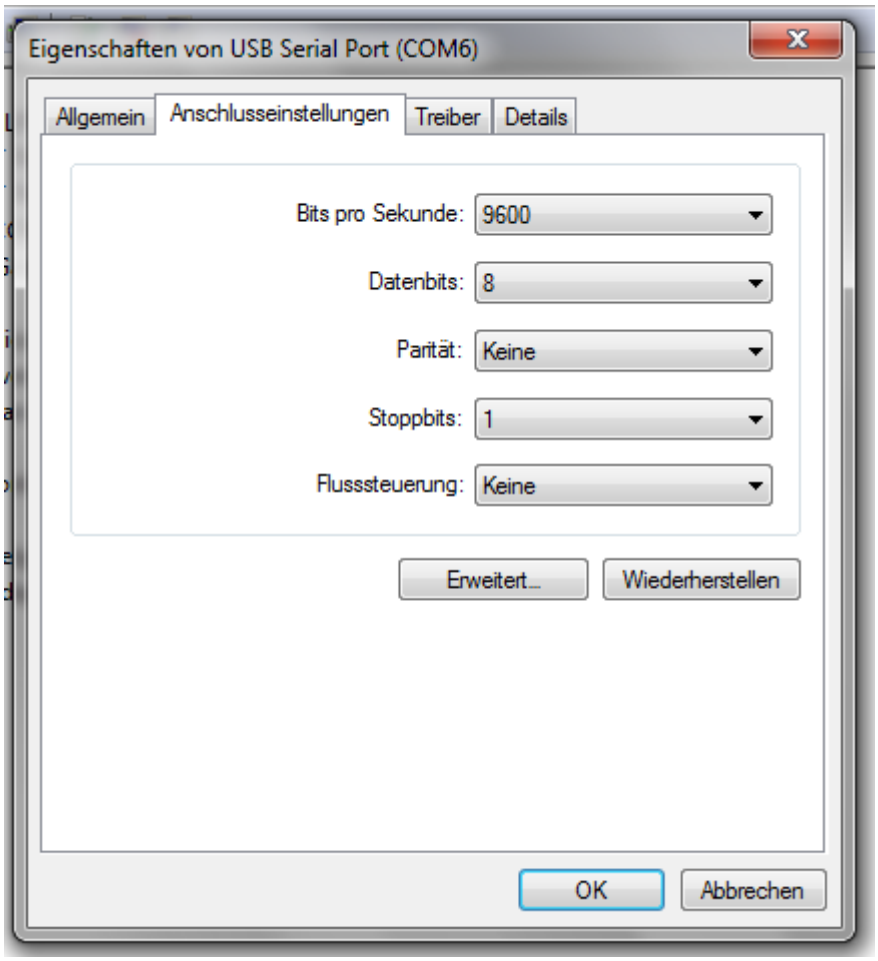
CO2 分压是：

$$pCO2(n) = \frac{VCO2(n)}{FRC + V(n)}(Patm - PH2O) \tag{0.42}$$

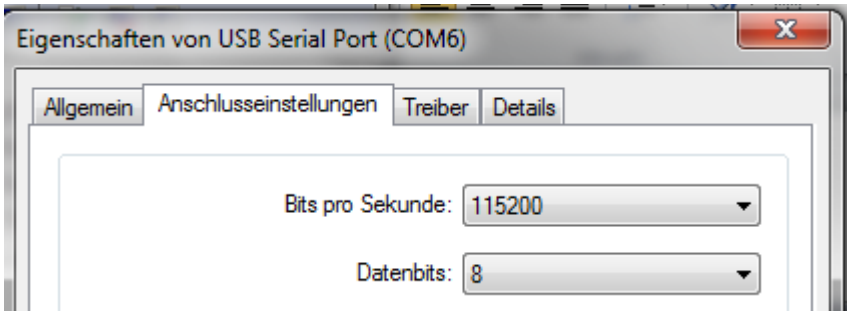
10.5 特殊驱动程序安装

如果驱动程序不能自动安装，请进行如下操作：

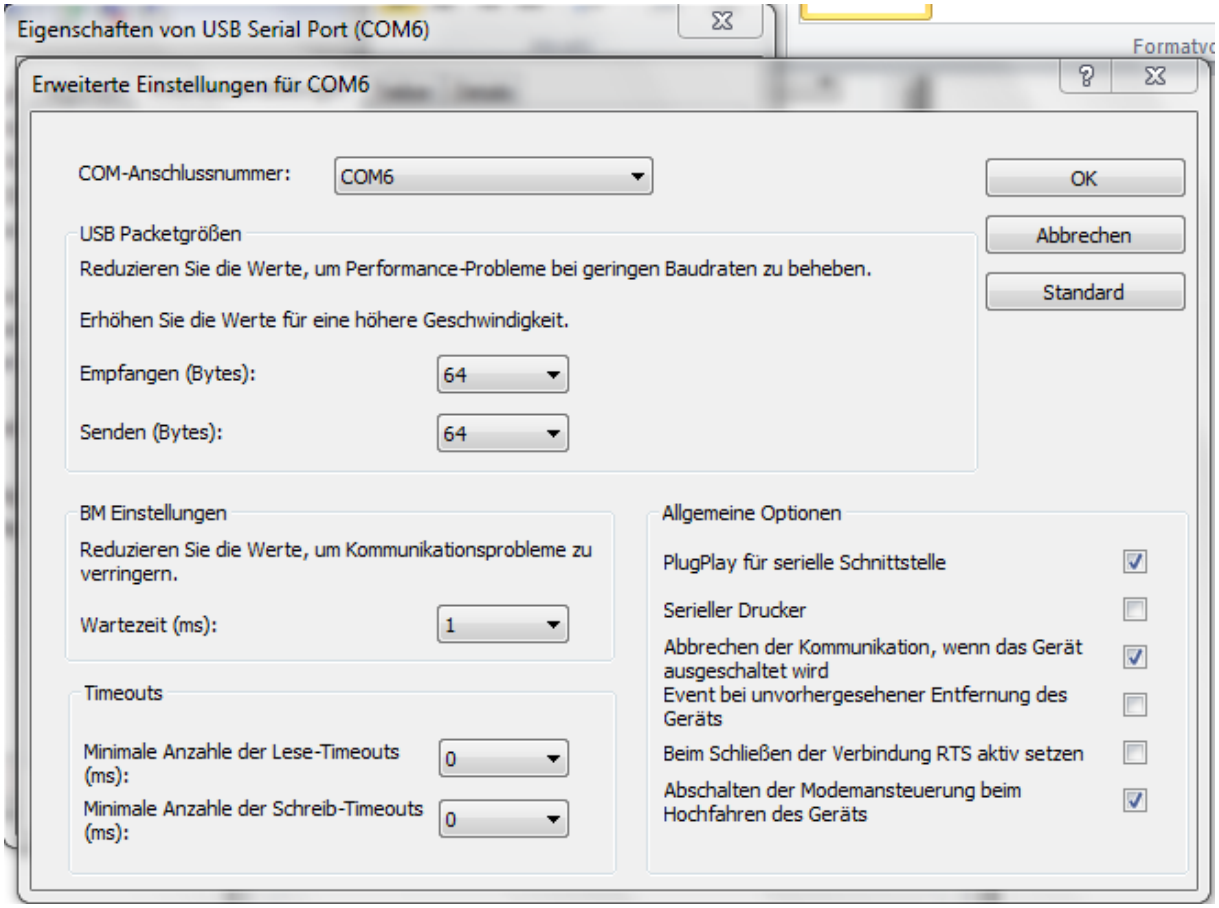
1. 打开系统设置 / 设备管理器
2. **打开：属性/连接设置，可见下面的界面：**



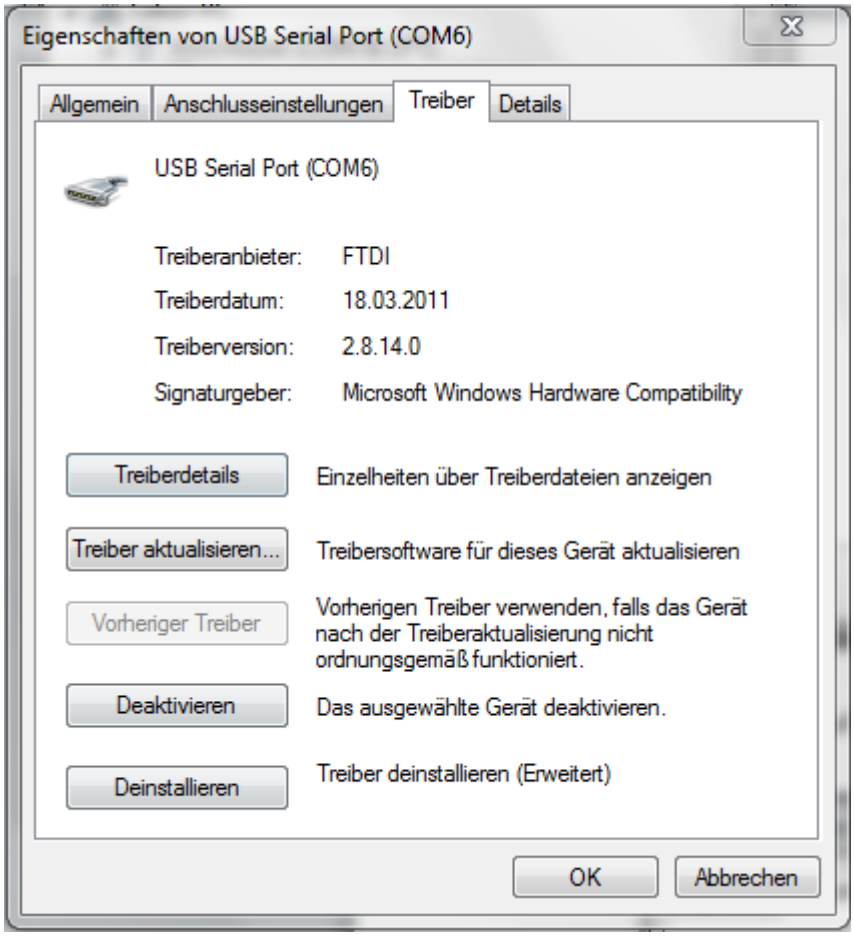
3. 点击“波特率”下拉菜单，选择 115200



4. 随后按下“更多”按键，打开如下界面：



5. 在“COM 连接端口”设置相应的 COM 端口号。端口号将不会再被改变。
   所有其他的选项位置请按照上图显示的内容，使用鼠标左键进行逐个设置。
   随后，按下 OK 键执行设置，随后回到之前的界面显示。
6. 随后点击“驱动程序”选项卡，可见下图所示的界面出现。
7. 可见的信息包括驱动程序供应商，日期和版本号。在此界面中，如果长时间没有更新驱动程序，可以按下“更新驱动程序”按键。这项操作要求电脑连接因特网。下图所列的驱动程序版本号仅仅是个例子，版本号可能随着驱动程序的更新而不同。
8. 在第一次安装时，可以使用 USB 存储器上提供的驱动程序。
9. 在上述操作完毕后，请逐个按下“OK”键，直到所有的系统设置界面都被关闭为止。


Eigenschaften von USB Serial Port (COM6)
Allgemein
Anschlusseinstellungen
Treiber
Details
USB Serial Port (COM6)
Treiberanbieter: FTDI
Treiberdatum: 18.03.2011
Treiberversion: 2.8.14.0
Signaturgeber: Microsoft Windows Hardware Compatibility
Treiberdetails
Einzelheiten über Treiberdateien anzeigen
Treiber aktualisieren...
Treibersoftware für dieses Gerät aktualisieren
Vorheriger Treiber
Vorherigen Treiber verwenden, falls das Gerät nach der Treiberaktualisierung nicht ordnungsgemäß funktioniert.
Deaktivieren
Das ausgewählte Gerät deaktivieren.
Deinstallieren
Treiber deinstallieren (Erweitert)
OK
Abbrechen

11 图例索引

图 4-1: 呼吸机和吉娜（Gina）的连接方式 16
图 5-1: 模拟肺的功能原理图 17
图 5-2 压力－流速曲线，管路阻力 Rt1 (sw) 到 Rt4 (rt) 19
图 5-3 管路阻力的阻力曲线，2.0, 2.5, 3.0 和 3.5 mm 直径管路 20
图 5-4: 压力－流速曲线，模拟肺中的气道阻力 Ra1 (sw) 到 Ra4 (rt) 21
图 5-5: 气道阻力的阻力曲线，模拟肺的 Ra1 (黑色)到 Ra4 (红色) 21
图 5-6: 模拟肺设备的前面板 23
图 5-7: 模拟肺有三个不同的外部顺应性附件 25
图 5-8: 接有外部顺应性附件时的前视图 25
图 6-1: 模拟肺设备的图形用户界面 27
图 6-2:选项卡“Resp. M.（呼吸生理）” 28
图 6-3: Channels（通道显示）选项卡 32
图 6-4: 选项卡“Options（选项）” 36
图 6-5: 压力容量曲线在线性和非线性顺应性选择时的显示（2ml/hPa） 38
图 6-6: 选项卡“Specials（特殊功能）” 40
图 6-7: 选项卡“Datenlogging（数据日志）” 42
图 6-8: 在选择 YT-Zoom（YT 显示范围）和 Zoom y-t 子选项卡时的图形界面 45
图 6-9: 选择 YT-Zoom（YT 显示范围）和 Zoom x-y 子选项卡时的图形界面 46
图 6-10: 用于选择测量数据的图形显示形式选项卡 47
图 6-11: 柱状图 47
图 6-12: YT 图 48
图 6-13: XY 图 49
图 6-14: YT Zoom（YT 显示范围） 50
图 6-15: 主功能按键在程序启动后，模拟功能尚未开始时的状态 51
图 6-16: 主功能按键在模拟功能开始后（按下 Start（启动）键） 51
图 10-1: 气道阻力的阻力曲线 63
图 10-2: S 型反曲线顺应性曲线在曲线两侧末端走向切向方向 64
图 10-3:呼吸生理基础原理图 65