

燕园科技学术文库

YAN YUAN KE JI XUE SHU WEN KU



同步变压位机械 通气系统研究

TONGBU BIANYAWEI JIXIE
TONGQI XITONG YANJIU

许继平 刘载文 著



北京大学出版社
PEKING UNIVERSITY PRESS

燕园科技学术文库

同步变压位机械通气系统研究

许继平 刘载文 著



北京大学出版社
PEKING UNIVERSITY PRESS

内 容 简 介

本书针对正压通气存在诸如气管切开、呼吸机肺炎和撤机难等缺陷,结合横膈膜在呼吸过程中的独特作用,提出同步变压位新型机械通气方法。本书在研究腹部托压机械通气医学生理模型的基础上,研究了基于司法过程的呼吸周期信号司法消噪算法(JDA),基于多算法(司法消噪算法、经验模式分解、BP神经网络和最小二乘支持向量机)混合的呼吸周期时间序列在线预测算法,基于自抗扰控制与专家知识PID控制的体位变换实验用椅智能控制算法。同时,本书结合实验所用设备的机械结构设计和加工仿真,系统地提出了一套基于同步变压位新型机械通气方法进行产品开发转化过程的前期研究方案。

本书共分9章,主要内容包括:绪论,肺通气原理及同步变压位通气方法,医学数学模型研究方法,腹部托压机械通气数学模型及仿真研究,系统预测模型,基于多算法混合的呼吸周期在线预测实现,腹部托压实验用床设计开发,体位变换实验用椅的设计与仿真研究,总结与展望。

本书适合从事生物医学工程专业的研究人员阅读,特别适合机械通气和呼吸系统动力学建模仿真、医疗器械设计开发研究人员阅读参考,其他医学生理模型相关研究者也可以参考使用。另外,本书也可作为同步变压位机械通气知识入门读物,供在机械通气领域研究的研究生参考。

图书在版编目(CIP)数据

同步变压位机械通气系统研究/许继平,刘载文著. —北京:北京大学出版社,2012.2
(燕园科技学术文库)

ISBN 978-7-301-19344-0

I. ①同… II. ①许…②刘… III. ①人工呼吸—呼吸器—研究 IV. ①TH789

中国版本图书馆CIP数据核字(2011)第157906号

书 名: 同步变压位机械通气系统研究

著作责任者: 许继平 刘载文 著

责任编辑: 程志强

标准书号: ISBN 978-7-301-19344-0/TH·0253

出版者: 北京大学出版社

地 址: 北京市海淀区成府路205号 100871

网 址: <http://www.pup.cn> <http://www.pup6.cn>

电 话: 邮购部 62752015 发行部 62750672 编辑部 62750667 出版部 62754962

电子邮箱: pup_6@163.com

印刷者: 三河市北燕印装有限公司

发 行 者: 北京大学出版社

经 销 者: 新华书店

650mm×980mm 16开本 12.75印张 291千字

2012年2月第1版 2012年2月第1次印刷

定 价: 32.00元

未经许可,不得以任何方式复制或抄袭本书之部分或全部内容。

版权所有 侵权必究

举报电话: 010-62752024

电子邮箱: fd@pup.pku.edu.cn

前 言

本书首先分析正压通气存在的问题，结合呼吸过程中横膈膜的独特作用，提出解决该方法的方法；通过分析同步变压机械通气方法和原理，分别论述该方法的两个重要分支：腹部托压机械通气和体位变换机械通气的方法和原理，给出前期临床实验结果，并对结果进行了分析和讨论。

在此基础上，本书重点研究了腹部托压机械通气方法的医学生理模型建立方法。腹部托压辅助通气的相关研究在国内外至今还是一个空白，因此本书相关的所有的研究工作都是从零开始的。本书利用最小二乘线性回归方法建立了腹压、胸内压和相对肺容量的关系子模型，建立了横膈膜与呼吸之间的关系；通过分析肺的黏弹性特性和气道阻力特点分别建立了二阶线性肺动态顺应性子模型和非线性气道阻力子模型，综合 3 个子模型构建腹部托压通气方法完整数学模型。在该数学模型的基础上，结合 MATLAB 仿真工具，本书进行了一系列的腹压形式和通气效果仿真研究，得到了腹压因素与通气效果之间的规律，并提出了初步的优化控制方案。

为了实现与呼吸同步控制功能，本书研究了呼吸周期信号时间序列预测算法。本书针对信号处理消噪方法的不足，将司法处理过程引入时间序列的消噪处理中，提出了一种包含新到数据初判、可疑噪声审查、噪声确定处理、法规修订完善等消噪机制的司法消噪算法。仿真结果表明，该算法实现了对时间序列的噪声和新稳态的处理，且充分保留数据的原始信息。以此为基础，本书提出了多算法混合时间序列预测算法，采用以经验模型分解为纽带，将分解后的高、低频项分别用最小二乘支持向量机、BP 人工神经网络进行预测，既提高运算速度又能获得较好的预测精度，同时在分解之前利用司法消噪算法进行降噪处理，有利于剔除高频分量，减小分量总数，加快预测速度且提高预测精度。

在上述研究的基础上，本书提出了腹部托压机械通气实验用设备机械设计方案，建立了相关智能控制系统。制定腹压机械通气实验用床详细功能要求，提出包含头胸段、腹腿段、小腿段和托压板的分段结构机械设计方案，满足了不同参数条件下的实验要求，且利于随时加工和更改机械结

构；制定了实验用床智能控制软件基本要求，提出了基于模块化架构的软件总体设计方案，使得代码管理、功能升级和工作转接易于实现。该实验用床系统已应用于广州呼吸疾病研究所，至今运行稳定可靠，效果良好。

最后，本书研究了体位变换机械通气实验用设备机械设计方案和智能控制算法，并借助 ADAMS 和 MATLAB 进行仿真实验。利用 ADAMS 机械仿真软件对体位变换机械通气实验用椅机械设计方案进行仿真研究；提出针对速度伺服的基于自抗扰控制理论的控制器的，其具有控制精度高、抗干扰能力强、输出稳定的优点，使得摇椅的稳定控制得以实现；提出针对力矩伺服的专家知识 PID 控制器，通过对摇椅系统的受力分析，建立能快速反应并跟随目标变化趋势的专家知识，结合 PID 控制理论实时确立包含干扰抑制的力矩补偿，综合形成稳定控制力矩，实现力矩驱动方式智能控制功能；利用 ADAMS 和 MATLAB 联合仿真功能，解决了机械结构模型建立难、实验设备成本高带来的研究困难。利用其对本书所提出的控制算法进行仿真研究的结果来看，达到了预期目标。

特别感谢中国工程院院士钟南山给予此书研究工作的大力支持和亲切关怀。

感谢中国人民解放军空军航空医学研究所李宪玉研究员，是他创新地提出了同步变压位机械通气新方法，才使得该项目得以建立和开展。李老師今年已经七十岁高龄，但为了解决项目研究中遇到的难题，经常伏案工作到深夜。李老師不厌其烦的讲解，使我逐渐熟悉和掌握了同步变压位机械通气新方法原理和医学相关知识，并且对同步变压位机械通气方法的研究产生了浓厚的兴趣，在这里向李老師表示最诚挚的谢意！

感谢广州医学院第一附属医院徐远达副主任医师、罗远明教授，在他们的辛勤工作下临床医学实验得以顺利开展，并取得了满意的前期实验成果。特别感谢广州医学院第一附属医院岑燕遗博士，他渊博的医学理论和临床知识，让我快速地熟悉和掌握了机械通气相关医学知识，使得医学生理建模、实验用设备的开发得以成功完成。

感谢河北普康医疗设备有限公司柏树勋董事长、柏贺总经理、贾宝军经理，感谢他们在实验用设备设计加工方面给予的无偿、热情的帮助。对参加前期实验的志愿者，在仪器和物质上曾给予支持的空军航空医学工程实验中心、空军航空医学研究所第三和第四研究室及管理处的同志表示衷

前 言

心的感谢!

衷心感谢我的女朋友王敏女士和她的父母,没有他们的理解与支持,我的学业不可能顺利完成。感谢我的父母、哥哥、姐姐,特别感谢姑姑许东湘和姑父左新明对我在经济上的资助,使我有更多的时间投入到研究工作中,并取得一定的成果。

由于编者水平有限,时间仓促,书中难免有疏漏之处,请各位专家和读者不吝赐教。

编 者

2011 年 11 月

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 背景和依据	1
1.1.1 机械通气发展历史	1
1.1.2 机械通气中存在的问题	5
1.1.3 同步变压位机械通气方法	8
1.2 研究意义	10
1.3 国内外相关理论研究	11
1.3.1 机械通气智能控制研究	11
1.3.2 机械通气建模仿真研究	14
1.4 本书的主要研究内容、成果和结构	19
1.4.1 本书主要研究内容和成果	19
1.4.2 本书结构	20
第 2 章 肺通气原理及同步变压位通气方法	22
2.1 引言	22
2.2 肺通气原理	23
2.2.1 肺通气的动力	23
2.2.2 肺通气的阻力	26
2.2.3 基本肺容积和肺容量	28
2.2.4 肺通气量	30
2.3 腹部托压机械通气方法	30
2.3.1 腹部托压机械通气方法原理	30
2.3.2 实验结果	31
2.4 体位变换机械通气方法	35
2.4.1 体位变换机械通气方法原理	35
2.4.2 实验结果	35
2.5 本章小结	37
第 3 章 医学数学模型研究方法	38
3.1 数学模型及建模	38
3.1.1 数学模型的概念	38

3.1.2	数学模型的类型及特点	40
3.2	数学建模的方法及步骤	41
3.2.1	数学建模的方法	41
3.2.2	数学建模的一般步骤	42
3.3	医学中的数学模型	43
3.3.1	医学数学化的发展历史	43
3.3.2	医用模型实例:药物动力学模型	45
3.4	本章小结	47
第4章	腹部托压机械通气数学模型及仿真研究	48
4.1	腹压机械通气中的数学描述	48
4.2	数学模型建立	50
4.2.1	腹压、胸内压和相对肺容量的关系模型	50
4.2.2	二阶线性肺动态顺应性模型	53
4.2.3	非线性气道阻力模型	54
4.2.4	腹部托压机械通气完整模型	55
4.2.5	腹部托压机械通气完整模型验证	56
4.3	仿真研究前期准备	57
4.3.1	仿真输入确定	57
4.3.2	评定指标确定	58
4.3.3	仿真内容	60
4.4	仿真结果及分析	60
4.4.1	腹压频率和压力大小分别与潮气量的关系	60
4.4.2	腹压频率和压力大小共同作用与潮气量的关系	62
4.4.3	腹压频率和压力大小共同作用与分钟通气量的关系	63
4.4.4	腹压呼吸时相比与潮气量的关系	64
4.4.5	综合分析	66
4.5	本章小结	67
第5章	系统预测模型	68
5.1	系统预测概述	68
5.1.1	系统预测的概念	68
5.1.2	预测方法的分类	68
5.1.3	预测方法的要素	69
5.2	回归分析方法	69
5.2.1	多元线性回归的概念	69

5.2.2 回归方法的基本原理	70
5.3 时间序列分析	74
5.3.1 时间序列概述	74
5.3.2 随机时间序列	76
5.4 神经网络技术	79
5.5 灰色预测理论模型	82
5.5.1 灰色理论概述	82
5.5.2 灰色系统建模原理	84
5.5.3 灰色系统预测	88
5.5.4 GM(1,1)预测模型	89
5.6 本章小结	91
第6章 基于多算法混合的呼吸周期在线预测实现	92
6.1 引言	92
6.2 司法消噪算法	93
6.2.1 司法过程介绍	93
6.2.2 司法消噪原理	95
6.2.3 关键参数优化选取方法	98
6.2.4 仿真结果	98
6.3 多种预测算法	103
6.3.1 经验模式分解 EMD 算法	103
6.3.2 EMD 与 BP 相结合实现预测	104
6.3.3 LSSVM 实现预测	105
6.4 多算法混合呼吸周期预测	106
6.4.1 算法思想	106
6.4.2 算法执行步骤	107
6.4.3 仿真结果	107
6.5 本章小结	114
第7章 腹部托压实验用床设计开发	115
7.1 引言	115
7.2 功能要求	116
7.3 硬件结构设计	116
7.3.1 结构和功能	116
7.3.2 使用方法和注意事项	120
7.3.3 尚需进一步完善和改进的问题	121

7.4 基于模糊自适应整定 PID 的同步控制研究	122
7.4.1 腹下托板运动数学模型建立	123
7.4.2 模糊控制器	124
7.4.3 模糊自适应整定 PID 控制原理	125
7.4.4 控制算法仿真	129
7.5 软件结构设计	131
7.5.1 功能要求	131
7.5.2 总体架构设计	133
7.5.3 呼吸信号处理与多算法混合预测实现	134
7.5.4 腹部托板驱动模块实现	135
7.5.5 实验数据存储功能设计	137
7.5.6 人机接口界面设计开发	138
7.6 本章小结	140
第 8 章 体位变换实验用椅的设计与仿真研究	142
8.1 引言	142
8.2 功能要求	143
8.3 机械方案确定	144
8.3.1 双轮驱动式摇椅方案及优缺点分析	144
8.3.2 夹压驱动式摇椅方案及优缺点分析	146
8.3.3 滑竿驱动式摇椅方案及优缺点分析	147
8.3.4 最佳方案确定及 ADAMS 仿真	148
8.4 智能控制算法研究	154
8.4.1 控制实现难点分析及方案确定	154
8.4.2 速度伺服驱动的自抗扰控制器设计	156
8.4.3 力矩电机驱动的专家知识 PID 控制器设计	166
8.5 本章小结	172
第 9 章 总结与展望	174
9.1 本书总结	174
9.1.1 本书完成的主要研究内容	174
9.1.2 本书的主要创新点	176
9.2 研究展望	178
参考文献	180
科研项目支持	191

第 1 章 绪 论

机械通气技术起源于 20 世纪 20 年代, 60 - 70 年代该技术得到了较快的发展。长期以来, 正压通气一直主导着机械通气领域的发展方向, 但正压通气在救治病人的同时存在着诸如气管切开、呼吸机肺炎和撤机困难等缺陷, 因此人们开始探求新的机械通气方法。本章首先介绍机械通气的发展历史和正压通气模式所存在的问题, 提出同步变压位新型机械通气方法, 并对方法原理、意义和应用前景进行简单介绍, 详细分析机械通气中智能控制技术和数学建模仿真技术应用研究现状, 最后介绍本书研究的内容、成果和论文结构。

1.1 背景和依据

1.1.1 机械通气发展历史

公元 15 世纪, 随着欧洲文艺复兴时代到来, 科学得以迅速发展, 作为文艺复兴时代代表人物的 Leonardo da Vinci 认为: 空气通过胸廓风箱式的作用而进入肺内, 这对于以后的呼吸生理学及机械通气理论的发展具有重要的启蒙作用。1543 年, 人体解剖学创始人 Vesalius 首次对猪进行气管切开手术, 置入气管内插管成功, 开创了人工气道建立之先河, 同时证实通过气管内插管施以正压能够使动物的肺膨胀^[1~3]。

1979 年, Curry 首次在人体进行了气管内插管, 用于人类疾病的抢救。人工气道技术由动物过渡到人类经过了 200 余年的时间。

19 世纪初, 在英国皇家慈善学会 (Royal Humane Society) 的赞助下, 风箱技术在欧洲被急救人员用于溺水患者的复苏。但这一技术过于粗糙且经验不足, 致使许多并发症发生, 甚至死亡。因此, 1827 年, Leroy 就此问题向法国科学院提出报告, 使经气管切开气管内插管进行简单手动人工通气用于复苏的势头得以限制。面对这种局面, 关于机械通气的研究很自然沿着两个方向继续展开:

(1) 改进原来的原始而粗糙的人工气道技术, 使之能适用于人工正压通气的广泛应用;

(2) 寻找其他的人工通气方法, 从根本上避免建立有创的人工气道。

前者的探索与 19 世纪中叶麻醉学的发展密不可分, 而后者则促进了体外负压通气技术的出现。

1909 年, Janeway 发明了一个小型金属装置, 可将患者的头部置于该装置内, 颈周封以颈圈, 通过对该装置内间歇施以正压而提供间歇正压通气。同时亦可用此装置吸入麻醉。也正是 Janeway 于 1913 年首次提出的呼吸机可由病人自主呼吸触发吸气的假设, 以后成为正压呼吸机辅助通气模式的必备条件。同一时期, 曾于 1869 年首次实行气管内麻醉的 Trendelenburg 在施行开胸手术时, 意识到病人常因通气不足而死亡。因此在他的指导下, 他的助手 Lawen 和 Sievers 设计了一个非线性活塞驱动通气机, 此设计成为 40 年后 Engstrom 呼吸机的最初形式。

自 19 世纪中、下叶至 20 世纪初关于体外负压通气的研究也逐渐成为机械通气研究所关注的热点之一。20 世纪初, 电力的广泛应用为进一步加快体外负压通气的研究提供了条件。

1926 年, Drinker 受其作为生理学家的弟弟 Cecil 和同事 Shaw 进行动物实验时所用的体积描记仪的启发, 将一只注射箭毒的猫放于体描箱内, 发现呼吸肌麻痹的猫可通过体描仪内压力的变化而通气。于是 Drinker 与 Shaw 决定制造一个人体大小的箱式通气机。该通气机由金属制成, 直径 0.56m, 长 1.68m。患者卧于其内, 头位于箱外, 颈部以橡胶颈圈密封, 箱底板由电动泵驱动, 随箱内压力变化而产生呼吸。同时 Drinker 和 Shaw 也成为接受这一通气机治疗的首批实验者。1928 年 10 月 13 日下午 4 时, 一个因脊髓灰质炎呼吸衰竭而昏迷的 8 岁女孩, 首次接受箱式通气机的治疗, 数分钟后患儿神志恢复, 这使当时在场亲眼目睹这一奇迹的人激动得热泪盈眶。1929 年 5 月 18 日, 美国医学会杂志(JAMA)报道了这一成果。一位不知名的记者将这一装置形象地称为“铁肺”。很快, 箱式体外负压通气机便以“铁肺”的名字传遍了全世界。

由于正在接受外科手术的患者无法接受铁肺的机械通气治疗, 且因其气道管理困难而无法保证麻醉的安全性, 在 20 世纪 20 - 40 年代, 基本上形成了麻醉学与外科学领域研究和应用正压通气, 内科学与流行病学领域

研究和应用负压通气技术的格局。30 年代以后，在麻醉期间通过手动间歇挤压麻醉气囊给手术病人施以正压间歇通气的方法渐渐得以推广。1940 年，Crafoord 设计了一台气动、压力限制型吸入麻醉机 (Spiropulsator)，并首先用于胸外科手术病人。

第二次世界大战中，Brewer 等人首次应用便携式麻醉机对现代被称为急性呼吸窘迫综合征 (ARDS) 的“湿肺”患者成功地进行了机械通气治疗。1946 年 Bennett 研制成功了最早的 Bennett 型间歇正压呼吸机。该呼吸机已初步具备了现代呼吸机的基本结构。

1948 年，美国发生脊髓灰质炎大流行，铁肺被大量用于并发呼吸肌麻痹患者的抢救，这使体外负压通气的缺点得以充分暴露。1949 年，Bennett 给铁肺增添了一个由马达驱动的风箱，这样铁肺与间歇正压通气同步，不仅可以使箱内产生负压，而且也可同时通过气管切开施以正压通气，从而大大提高了机械通气的疗效，使死亡率降至 12%。这一事实表明正压通气的疗效优于体外负压通气。

1952 年，斯堪的那维亚半岛也爆发了脊髓灰质炎流行，该地区不像美国那样有大量铁肺以供抢救之用。如丹麦哥本哈根的 Blegdam 医院当时仅有一个铁肺和 6 个胸甲式通气机，且所接受其治疗的 31 例病人竟有 27 人死亡。这种极为严峻的局面使人们认识到必须寻找负压通气以外的高效机械通气方法。哥本哈根大学流行病学教授 Lassen 和 Blegdam 医院的医生们急请麻醉师 Ibsen 会诊。双方一致认为将麻醉中所应用的压缩气囊间歇正压通气的方法用于脊髓灰质炎呼吸衰竭患者的抢救是可行的。这种以手动加压麻醉气囊进行机械通气的方法需要大量人力，以至当地的医学院校不得不暂时停课，医学生们被动员到医院为病人施行机械通气。由于采取了气管切开术及间歇正压通气，使脊髓灰质炎呼吸衰竭的死亡率由 87% 降至 25%。

20 世纪 40 年代末和 50 年代初，脊髓灰质炎大流行实际上促进了机械通气完全向正压通气方式的过渡。此后，原本属于“手术室技术”的人工气道和正压通气方法，终于走出手术室成为临床医学中重要的治疗手段。继 1946 年 Bennett 生产出第一台初具近代呼吸机功能的定压型呼吸机后，压力切换型呼吸机一度成为正压通气的主流形式。然而，在临床实践中发现，定压呼吸机常不能保证有效的通气量。1950 年，在总结脊髓灰质炎流

行期间机械通气治疗经验的基础上, Engstrom 提出了预设容量进行机械通气的新的设计思想, 并研制出世界上第一台容量转换型呼吸机, 使正压通气达到一个新的高度。

20 世纪 60 - 70 年代为机械通气研究发展较快的时期。Gilston 于 1961 年将 T 形管用于呼吸机撤离过程, 并于 1962 年首次将 “Weaning” 一词用于描述呼吸机的撤离。同一时期, 电子技术被引进机械通气设备的设计。以 Servo 900 型呼吸机、Bennett 型呼吸机及 Engstrom 型呼吸机等系列产品为代表的机型, 技术性能十分全面。1967 年, 瑞典的 Sjostrand 首先提出低潮气量和高频率通气的高频通气 (High Frequency Ventilation, HFV) 模式, 其目的在于减少正压通气对血流动力学的影响。尽管低于解剖死腔量的潮气量与高呼吸频率相结合可进行有效通气的确切机理至今未明, 但 HFV 作为一种新的通气模式却很快被广泛用于临床。1972 年, Lunkenleimer 首次应用高频振荡通气 (High Frequency Oscillatory Ventilation, HFOV) 成功。1977 年, Klain 和 Smith 提出高频喷射通气 (High Frequency Jet Ventilation, HFJV), 此后 HFJV 成为临床最常用的一种 HFV 形式。Ashbaugh 于 1967 年试以 Barach 在 1938 年描述的呼气末正压 (Positive End Expiratory Pressure, PEEP) 技术用于 ARDS 患者, 获得满意疗效。1971 年, Gregory 应用持续正压通气 (Continuous Positive-Pressure Ventilation, CPAP) 治疗新生儿呼吸窘迫综合症取得成功。此后, PEEP 与 CPAP 成为一种临床常用的通气模式。1973 年 Bowns 首次采用间歇指令通气 (Intermittent Mandatory Ventilation, IMV) 模式使患者顺利脱机, 目前 IMV 的改进模式同步间歇指令通气 (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation, SIMV) 已成为辅助通气和撤机的常用模式。1972 年, 机械通气的一种特殊类型——体外膜肺 (Extracorporeal Membrane Oxygenation, ECMO) 由 Hill 首次用于救治创伤后急性呼吸衰竭患者, 表明其可能取代肺的气体交换功能, 但因其耗费较多人力和财力, 故未能推广于临床。人工气道技术在 20 世纪 70 年代也取得显著进展。低压高容气管导管的问世极大地促进了医患双方对机械通气治疗的接受。

自 20 世纪 80 年代以来, 机械通气技术迅速发展。1981 年, Servo 900c 和 Engstrom 呼吸机开发出压力支持通气 (Pressure Support Ventilation, PSV) 模式, PSV 与 SIMV 很快成为部分通气支持的常用模式。1980 年, Gatti-

noni 采用体外 CO₂ 去除 (ECco2R) 技术与低频正压通气相结合治疗急性呼吸衰竭, 可降低急性呼吸衰竭的死亡率。Ravizza 于 1983 年发现延长吸气时间可改善氧合, 从而提出反比通气模式。美国伟康公司于 1989 年研制出双水平气道正压通气 (BiPAP) 模式, 尤适宜于睡眠呼吸暂停患者。

Zapol 于 1992 年首次提出“容积损伤” (Volutrauma) 的概念, 认为适当限制通气容量可避免肺的损伤。但容量限制则可能导致高碳酸血症, 因此“允许性高碳酸血症通气” (Permissive Hypercarbic Ventilation, PHV) 策略被提出。在 90 年代, 机械通气领域最重要的进展当属液体通气和智能化通气的出现。前者以一种称为全氟化碳 (Perfluorocarbon) 的液体与常规机械通气结合, 可明显降低通气压力, 改善气体交换。后者则以压力调节容积控制 (Pressure Regulated Volume Control, PRVC) 和容积支持 (Volume Support, VS) 通气为代表, 在机械通气过程中呼吸机的电脑可测定每一次呼吸的肺顺应性, 然后自行调整下一次通气所需要的压力, 从而使机械通气更接近生理状态。

机械通气在现代医学中具有重要地位。回顾历史在于着眼未来, 机械通气技术的研究与应用的历史必然对其今后的发展有所启迪。

1.1.2 机械通气中存在的问题

机械通气技术在挽救生命的同时也存在一些弊端, 如呼吸机相关肺炎、肺损伤、动态性过度充盈、低血压、撤机困难等。

1. 呼吸机相关肺炎

随着呼吸机被广泛地应用到各医院的 ICU 和 CCU 后, 也由此产生了呼吸机相关肺炎 (Ventilator Associated Pneumonia, VAP) 这一常见并发症。呼吸机相关肺炎是指原无肺部感染的呼吸衰竭患者, 在气管插管或气管切开行机械通气治疗 48h 或拔管 48h 以内发生的肺部感染。

呼吸机相关肺炎的原因包括多方面因素, 如机械通气、开放性气道、重复插管、营养状况不良、胃内容物吸入、全身抵抗力下降、老年体弱等。应用甲氧苄啶等药物者以及秋冬季节也是 VAP 发病的危险因素^[4]。总结起来有以下几点。

1) 医源性因素

医源性因素包括以下几个方面。

(1) 医疗器具的污染。呼吸机管路中积聚的冷凝水是重要污染源。在接近插管处的冷凝水中平均细菌浓度可高达 2×10^5 CFU/ml, 当转动患者体位时就会使含菌冷凝水直接流入下呼吸道内。供氧湿化瓶中 24h 铜绿假单胞菌浓度可达 2×10^5 CFU/ml, 雾化器、复苏囊、吸痰器等都可能成为感染源。

(2) 气管切开的诱发因素。气管切开后, 未经湿化的气体直接进入气道, 使气道内分泌物浓缩、干燥、不易排出, 导致细菌的入侵。实验证明, 肺部感染率随着气管湿化程度的降低而升高。此外, 气管切口感染也是诱发下呼吸道感染的重要因素之一, 而切口周围皮肤细菌污染又是切口感染不容忽视的一个原因。

(3) 某些药物的影响。长时间地使用类固醇激素和广谱抗生素, 会引起患者粒细胞减少, 抵抗力下降, 导致机体防御屏障人为地破坏而引起感染, 尤其是对大多数抗生素耐药的菌株, 如铜绿假单胞菌可大量繁殖, 从而引起二重感染^[5]。此外冬眠镇静剂以及组胺阻断剂/抗酸剂的应用也会使 VAP 的发生增加。

另外, 有些医务人员无菌操作观念不强, 在操作护理时将病原菌直接带到病人气道内, 引起 VAP。

2) 患者因素

患者大多伴有神志不清, 病人的吞咽反射、咳嗽反射等减弱或者消失, 容易造成误吸, 况且排痰能力下降, 不能及时有效地清除呼吸道内异物、分泌物, 容易造成下呼吸道阻塞。患者往往两个脏器同时受损, 体质虚弱, 抵抗力下降, 对侵入到肺内的细菌不能抵制。机械通气病人病程一般较长, 使肺内感染的机会增加。由于长期卧床, 呼吸道内的分泌物沉积于细小支气管内, 不容易排出^[6,7]。患者大多存在中至重度营养不良和严重低蛋白血症, 并发不同程度的胃肠功能受损, 难以建立有效的吸收功能, 并处于高分解代谢和代谢紊乱状态, 使外源性营养物质难以改善病人的营养状态。

3) 环境因素

住入 ICU 病房的患者, 病情严重, 病种复杂并伴有不同脏器感染, 病室空气污染相对严重, 细菌数目相对增多, 感染机会增加。

2. 其他问题

1) 肺损伤^[8~11]

机械通气时由于气道压过高导致张力性气胸、纵隔气肿等严重并发症(统称肺泡外气体)已早为人们熟知,并习惯称之为气压伤(Barotrauma)。实验和临床研究发现,吸气峰压(PIP) > 3.92kPa 或平均气道压(P_{aw}) > 1.6kPa 时肺泡外气体的发生率增高。但大量的动物实验证明,机械通气所致肺损伤时,气压伤尚属少见,绝大部分是由高容量通气所致的容量伤(Volu-trauma),而且这种由肺容量过大、肺组织过度扩张导致的损伤类似于急性肺损伤(ALI)和急性呼吸窘迫综合征(ARDS)的病理改变,即肺泡上皮和血管内皮细胞的广泛性破坏,致肺间质和肺泡水肿及肺不张。这种改变主要由肺过度膨胀使肺泡上皮和血管内皮过度牵拉,使两者连接处的距离拉大,导致肺泡和毛细血管湿透性增加。肺泡过度扩展时毛细血管跨壁压急骤升高,破坏肺气血屏障,导致毛细血管反应衰竭(Stress Failure)。机械通气时,由于肺病变往往不均匀、通气容量过大时,在扩张肺泡与实变肺泡之间可产生很强的剪切力(Shear Force),导致肺损伤,所以容量伤是机械通气所致肺损伤中最常见的。近年来的研究还发现,呼气末肺容积过低和肺不张,导致终末肺单位随机械通气而周期性地开放和关闭,也可诱发肺损伤,称为不张伤(Atelectrauma)。此外,在肺机械性损伤的基础上肺内炎性细胞聚集和炎症介质释放进一步促进了肺损伤的发生和发展,又有人将其称为生物伤(Biotrauma)。在肺损伤的发生过程中,上述损伤往往同时或先后发挥作用且互相影响,使肺损伤的表现形式多样。

2) 动态性过度充盈(Dynamic Hyperinflation)^[12]

慢性阻塞性肺疾病患者,由于气道阻力增加及动态性气道受压、气流流速受限,如果没有足够的呼气时间,呼气不可能在下一次吸气开始前完成,导致肺屏气(Air Trapping),呼气末出现正压,即“自动”或“内源什”呼吸机末正压(PEEP),使肺呈过度充盈状态。大潮气量及呼吸比例成反比的机械通气可加重动态性过度充盈。严重的肺过度充盈可导致气压伤及低血压。机械通气时,若发生送气困难、呼吸音减低、颈静脉充盈、血压低而脉搏快等症状,在排除张力性气胸后可试行低通气加以证实,即在纯氧条件下减慢呼吸器频率2~3次/分钟,如果1分钟内血压上升,脉搏减慢可证实存在肺过度充盈,如测得 auto-PEEP 可确诊。