

一种便携式电子气囊压力监测装置的设计与研究

王书鹏 李维 李雯 宋德婧 陈德生 段军 李晨 李刚

100029 北京中日友好医院外科重症医学科(王书鹏、李雯、宋德婧、陈德生、段军、李晨、李刚), 国际医疗部(李维)

通讯作者: 李刚, Email: lg195905@163.com

DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2017.06.015

【摘要】 目的 设计一种新型的电子设备用于人工气道气囊压力监测, 研究它在持续和间断气囊压力监测方面的优势。方法 ① 设计发明一种便携式电子气囊压力监测装置(电子压力表), 它可将压力信号转化为电信号用于气囊压力监测, 同时优化鲁尔接头和仪器内部设计以最大限度保证测量过程中不出现压力泄漏, 如果气囊压力超过正常值范围可通过声光进行报警。② 用6个传统机械式手持式气囊压力表(手持压力表)分别对6根气管导管进行气囊压力测定, 先将气囊压力固定在30 cmH₂O(1 cmH₂O=0.098 kPa), 然后每30 s测定1次, 共4次。③ 连续性测压: 将6根气管导管、6个手持压力表和6个电子压力表分别随机编为1~6号, 相同编号的固定为一组; 再将这6组随机分为先用手持压力表监测和先用电子压力表监测两组, 每种方法监测气囊压力的初始压力均设定为30 cmH₂O, 均每4 h监测1次, 共6次。④ 间断性测压: 连续性测压后, 再按上述分组继续测定气囊压力, 但每次测压完毕后, 断开气囊压力表与气管导管。结果 用手持压力表测压会导致气囊压力下降($F=728.2, P=0.000$), 平均每次测量值降低2.9 cmH₂O。在连续性气囊压力监测中, 用电子压力表每次测得的气囊压力值均明显高于手持压力表测量值。用手持压力表测得的气囊压力于8 h时均已低于20 cmH₂O, 而电子压力表在24 h内未出现压力值低于20 cmH₂O的情况。在间断气囊压力监测中也得到了类似结果, 用手持压力表所测气囊压力随时间延长呈明显下降趋势($F=61.795, P=0.000$), 8 h起均已低于20 cmH₂O; 而用电子压力表测得的气囊压力在24 h内均稳定在基础值左右($F=0.511, P=0.796$)。结论 新型便携式电子气囊压力监测装置与传统手持式气囊压力表相比, 无论在连续还是间断气囊压力监测方面均表现出更好的稳定性, 且设备小巧、方便, 为临床进行连续性气管导管气囊压力监测提供了一种很好的解决方案。

【关键词】 气囊压力; 测压计; 电子; 监测

基金项目: 首都临床特色应用研究(Z131107002213038); 国家实用新型专利(201621033928.0); 国家发明专利(201610800041.8)

A design and study of a novel electronic device for cuff-pressure monitoring Wang Shupeng, Li Wei, Li Wen, Song Dejing, Chen Desheng, Duan Jun, Li Chen, Li Gang

Department of Surgical Intensive Care Unit, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China (Wang SP, Li W, Song DJ, Chen DS, Duan J, Li C, Li G); Department of International, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China (Li W)

Corresponding author: Li Gang, Email: lg195905@163.com

【Abstract】 Objective To design a novel electronic device for measuring the pressure in the cuff of the artificial airway; and to study the advantage of this device on continuous and intermittent cuff pressure monitoring. **Methods** ① a portable electronic device for cuff pressure measurement was invented, which could turn pressure signal into electrical signal through a pressure transducer. Meantime, it was possible to avoid pressure leak from the joint and the inside of the apparatus by modified Luer taper and sophisticated design. If the cuff pressure was out of the normal range, the apparatus could release a sound and light alarm. ② Six traditional mechanical manometers were used to determine the cuff pressure in 6 tracheal tubes. The cuff pressure was maintain at 30 cmH₂O (1 cmH₂O = 0.098 kPa) by the manometer first, and repeated every 30 seconds for 4 times. ③ Study of continuous cuff pressure monitoring: We used a random number generator to randomize 6 tracheal tubes, 6 mechanical manometers and 6 our products by number 1-6, which has the same number of a group. Every group was further randomized into two balanced groups, one group used the mechanical manometer first, and the other used our product first. The baseline pressure was 30 cmH₂O, measurement was performed every 4 hours for 6 times. **Results** When traditional mechanical manometer was used for cuff pressure monitoring, cuff pressure was decreased by an average of 2.9 cmH₂O for each measurement ($F = 728.2, P = 0.000$). In study of continually monitoring, at each monitoring point, the pressure measured by electronic manometer was higher than the mechanical manometer. All the pressures measured by mechanical manometer were dropped below 20 cmH₂O at 8th hour, and there was no pressure decrease below 20 cmH₂O measured by electronic manometer in 24 hours by contrast. In study of intermittent monitoring, the same result was found. The pressure was dropped significantly with time when measured by mechanical manometer ($F = 61.795, P = 0.000$), the drops below 20 cmH₂O began at 8th hour; but when measured by electronic manometer, all the value stayed unchanged around the

baseline in 24 hours ($F = 0.511, P = 0.796$). **Conclusions** Compared with traditional mechanical manometer, cuff pressures monitored by our novel electronic manometer were steadier in both continuous and intermittent monitoring. The device is compact and convenient, and can provide a good solution for continuously monitor of the tracheal cuff pressure.

【Key words】 Cuff pressure; Manometer; Electronic; Monitoring

Fund program: Clinical application research program of capital (Z131107002213038); Utility Model Patent (201621033928.0); China Invention Patent (201610800041.8)

机械通气是纠正危重患者呼吸衰竭的重要手段之一,实施时通常需要建立气管内人工气道,借助人工气道前端的充气气囊以保证气道的密闭性,同时防止口腔分泌物误吸的发生。充气气囊内的压力与气道的密闭性和安全性密切相关,中华医学会推荐将气囊压力维持在 25~30 cmH₂O (1 cmH₂O=0.098 kPa)^[1],而中国香港和国外推荐的气囊压力下限为 20 cmH₂O^[2-3]。气囊压力超过 30 cmH₂O 可能会导致气管黏膜缺血^[4],严重者有发生气管软化、溃疡、气管-食管瘘的风险^[5];而气囊压力过低除了会造成漏气以外,还可能因口腔分泌物的误吸造成呼吸系统并发症,如肺炎或支气管肺炎^[6],另外,也可导致呼吸机呼气末正压(PEEP)水平的下降^[7]。然而根据最小闭合技术管理球囊,大部分患者气囊压力仍低于 20 cmH₂O,不能有效防止气囊上滞留物进入下呼吸道^[1]。因此,监测气囊压力并维持其在合理范围尤为重要。

传统的气囊压力管理方式包括用指捏外指示球囊,应用手持式气囊压力表间断测定气囊压力等。研究表明,用指捏外指示球囊的方法常会低估气囊内压力,导致气囊压力过高,造成气道相关并发症发生的概率明显高于用测压装置的方法^[8-9]。国内指南推荐应用手持式压力表每 6~8 h 测定 1 次气囊压力^[1],但也存在争议,有研究根据球囊压力下降曲线得出气囊压力应每 3 h 监测 1 次才能保证压力在合理范围,但频繁测压可增加临床护理的工作量^[10];另外,由于影响气囊压力的因素很多,很难保证在测量间期不出现囊压偏离正常范围的情况,研究表明,46.3%~58.5% 的气囊压力监测值不在正常范围,低于正常压力的情况更为常见^[11-12],因此,持续的囊压监测显得尤为必要。基于临床工作的需求,我们设计了一种便携式电子气囊压力监测装置〔电子压力表,国家实用新型专利(201621033928.0),国家发明专利(201610800041.8)〕用于床旁持续气囊压力的监测,该设备可以有效防止气囊内压力的下降,减轻医护人员的负担,同时提供声光报警功能,可避免气道相关不良事件发生。

1 新型电子压力表的设计和特点

电子压力表采用高精度气压传感器,将气囊内压力信号转换为电信号,响应速度达到 1 ms,保证了气囊压力检测的速度和精确度;使用低功耗嵌入式处理器将电信号转换为数字信号并显示在屏幕上,便于临床观察记录;采用单节纽扣电池供电,可持续监测达 40 d;气囊安全压力设定为 22~30 cmH₂O,当持续超出 30 cmH₂O、10 s 或低于 22 cmH₂O、1 s 后,电子压力表即启动报警功能,通过声光提示医护人员采取必要措施。出于安全考虑,报警限不能自行调节,但可以关闭报警音;采用延迟报警的处理可以减少因操作等原因导致囊压短暂波动造成的报警。目前广泛采用

的手持压力式囊压监测表(手持压力表)每次测压都会造成气囊压力下降,考虑原因与鲁尔接头和仪器内部的密闭性不佳有关,因此,本发明特别对鲁尔接头密闭性进行了加强,在传统鲁尔接头上加装了特制的硅胶套,解决了常规压力表插拔过程中出现的漏气问题,同时优化了产品内部设计,以最大程度避免了漏气的发生。

电子压力表的结构见图 1~2,装置顶端为重新设计的鲁尔接头,用于连接气管导管的气囊充气阀(外指示球囊),并增加了连接用的延长管,便于放置在床头;末端为充气接口,用于连接注射器,对气管导管气囊进行补气。该装置在监测和补气的过程中能够保证自身的密封性,使监测过程简单、高效,不会出现漏气现象,且设计精巧,不需要交流电源,空间占用小。



注: 1 为开关键, 2 为显示屏, 3 为测压鲁尔接头, 4 为延长管, 5 为充气接口, 6 为报警音开关, 7 为挂绳接口, 8 为背光键

图 1 电子气囊压力监测表示意图

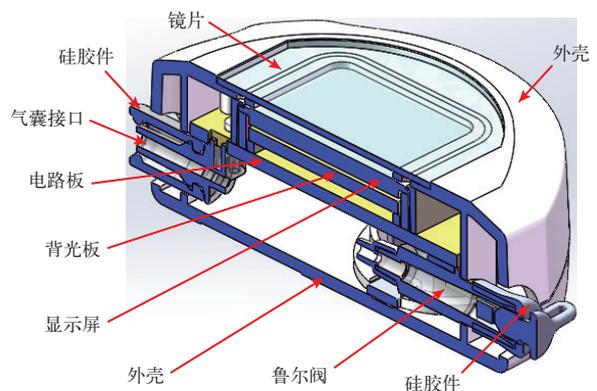


图 2 电子气囊压力监测表内部结构图

2 电子压力表的体外实验研究

2.1 手持压力表监测气囊压力所致压力数值偏差的研究

2.1.1 主要实验材料: 6 根经口/经鼻气管导管(内径 7.5 mm, 带有高容低压套囊, 美国 Covidien llc 公司), 套囊材料为聚氯乙烯, 充气后呈圆柱状; 6 个手持压力表(德国 VBM 公司)。

2.1.2 实验方法:采用自身对照研究。室内环境温度 22℃, 昼夜温度变化 < 1℃, 湿度 14% ~ 16%。确定气管导管气囊密闭性良好, 并随机编号为 1 ~ 6 号; 用手持压力表对气管导管气囊进行充气, 通过充气和放气将气囊压力稳定在 30 cmH₂O, 断开手持压力表。30 s 后再次连接气管导管充气阀进行压力监测并记录, 每 30 s 测量 1 次, 共 4 次。按照上述方法, 完成 6 个手持压力表对每根气管导管气囊压力的测量。

2.2 电子压力表与手持压力表应用于持续和间断气囊压力监测的比较

2.2.1 主要实验材料:6 根经口 / 经鼻气管导管 (内径 7.5 mm, 带有高容低压套囊, 美国 Covidien llc 公司); 6 个手持压力表 (德国 VBM 公司); 6 个电子压力表 (北京雅果公司)。

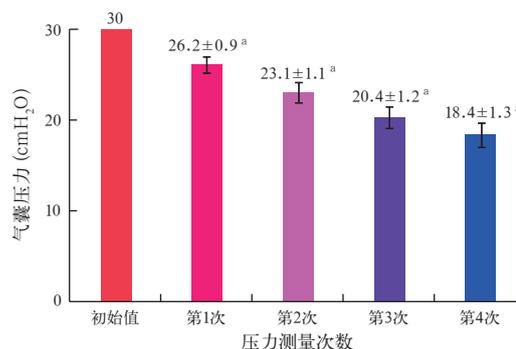
2.2.2 分组与实验方法:采用交叉实验设计, 随机自身对照研究。将气管导管、手持压力表、电子压力表分别随机编号为 1 ~ 6 号, 同号编为一组。保证室内温度和湿度稳定。
 ① 连续性压力监测实验: 按随机数字表法将 6 根气管导管分为 A、B 两组, 每组 3 根。A 组先用手持压力表的鲁尔连接与气管导管的单向阀相连, 缓慢充气使气囊内压力稳定在 30 cmH₂O, 在保证连接牢固无松脱的情况下将气管导管中部用小方盒垫起置于桌面上, 保证气囊不与桌面接触, 外指示球囊不受压。每 4 h 通过压力表表盘读取 1 次压力值并记录, 共 6 次, 24 h 后将套囊彻底放气后改用电子压力表监测, 将电子压力表气囊接口与气管导管单向阀相连, 缓慢充气使套囊内压力稳定在 30 cmH₂O, 其余步骤相同。B 组则先用电子压力表监测后再用手持压力表监测, 余操作同 A 组。
 ② 间断性压力监测实验: 于连续性压力监测实验结束后进行, 分组方法、连接方法和实验顺序同连续性压力监测实验, 但在每次测压后将测压表与气管导管断开。

2.3 统计学方法:使用 SPSS 19.0 软件进行数据处理, 采用 Kolmogorov-Smirnov 法对计量资料进行正态性检验, 近似正态分布则以均数 ± 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示, 采用方差分析和 LSD 检验进行比较。以双侧 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2.4 结果

2.4.1 手持压力表测定气囊压力 (图 3):共进行了 36 组实验, 每组测量 4 次。结果显示, 手持压力表测压会出现气囊压力下降, 第 1 次测量气囊压力平均下降 3.8 cmH₂O, 第 2 次测量平均下降 3.2 cmH₂O, 第 3 次测量平均下降 2.7 cmH₂O, 第 4 次测量平均下降 2.0 cmH₂O。总体来看, 每次测量将导致压力下降 2.9 cmH₂O, 4 次测量后压力平均低于 20 cmH₂O。与初始气囊压力值相比, 每次测量的压力值下降

差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$)。第 3 次测量时, 有 10 个压力值低于 20 cmH₂O (占 27.8%), 第 4 次测量时, 有 32 个压力值低于 20 cmH₂O (占 88.9%)。

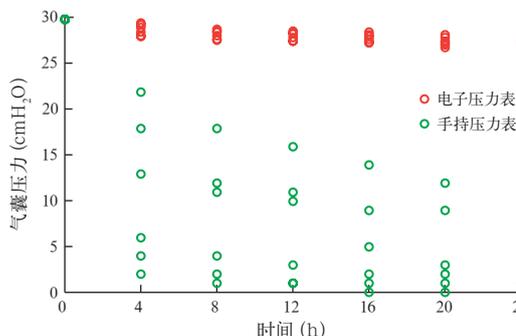


注: 4 次气囊压力监测值 $F = 728.200, P = 0.000$; 与初始值比较, ^a $P < 0.05$; 1 cmH₂O = 0.098 kPa

图 3 应用手持压力表连续监测气管导管气囊压力的变化

2.4.2 电子压力表与手持压力表监测气囊压力对比结果

2.4.2.1 连续性监测 (图 4; 表 1):24 h 内用手持压力表每 4 h 检测的气囊压力值均显著低于电子压力表测量值 (均 $P < 0.01$)。手持压力表 4 h 内测得气囊压力低于 20 cmH₂O 的比例为 83.3%, 电子压力表为 0。手持压力表测得气囊压力低于 20 cmH₂O 的时间最早出现在 4 h, 最迟出现在 8 h; 电子压力表在 24 h 内测得气囊压力均未低于 20 cmH₂O。



注: 1 cmH₂O = 0.098 kPa

图 4 电子压力表与手持压力表连续性监测气管导管气囊压力的散点图

2.4.2.2 间断性监测 (表 2; 图 5):随着时间的推移, 手持压力表测得的气囊压力明显下降 ($P < 0.01$), 8 h 起气囊压力平均值已低于 20 cmH₂O; 电子压力表 24 h 内测量的气囊压力值无明显变化 ($P > 0.05$), 均稳定在基础值左右, 未出现压力低于 20 cmH₂O 的情况。

表 1 电子压力表与手持式压力表连续性监测气管导管气囊压力的变化比较 ($\bar{x} \pm s$)

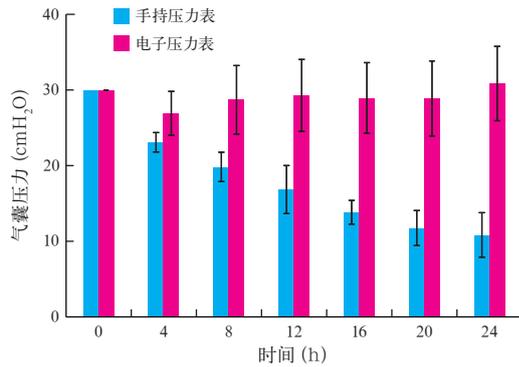
组别	样本数	气囊压力 (cmH ₂ O)							F 值	P 值
		基础值	4 h	8 h	12 h	16 h	20 h	24 h		
手持压力表组	6	30.0 ± 0.0	10.8 ± 8.1	8.0 ± 6.7	7.0 ± 6.2	5.2 ± 5.4	4.5 ± 4.8	3.3 ± 4.5	16.090	0.000
电子压力表组	6	30.0 ± 0.0	28.5 ± 0.7	27.7 ± 0.9	27.1 ± 1.2	26.6 ± 1.2	25.9 ± 0.9	25.6 ± 0.8	17.900	0.000
t 值			5.593	7.831	8.702	10.685	11.755	13.029		
P 值			0.003	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000		

注: 1 cmH₂O = 0.098 kPa

表2 电子压力表与手持式压力表间断性监测气管导管气囊压力的变化比较($\bar{x} \pm s$)

组别	样本数	气囊压力 (cmH ₂ O)								F 值	P 值
		基础值	4 h	8 h	12 h	16 h	20 h	24 h			
手持压力表组	6	30.0 ± 0.0	23.1 ± 1.3	19.8 ± 1.9	16.8 ± 3.2	13.8 ± 1.6	11.8 ± 2.3	10.8 ± 2.9	61.795	0.000	
电子压力表组	6	30.0 ± 0.0	26.9 ± 2.9	28.7 ± 4.5	29.3 ± 4.8	29.0 ± 4.7	28.9 ± 5.0	30.9 ± 4.9	0.511	0.796	
t 值			2.450	5.779	5.016	7.072	7.059	7.962			
P 值			0.058	0.002	0.004	0.001	0.001	0.001			

注: 1 cmH₂O=0.098 kPa



注: 1 cmH₂O = 0.098 kPa

图5 电子压力表与手持压力表间断性监测气管导管气囊压力的变化比较

3 讨论

本研究表明,手持压力表在囊压监测过程中会导致气管导管气囊压力降低,将气囊压力稳定在 30 cmH₂O 后,每 30 s 测量 1 次,4 次检测的气囊压力值平均降低 2.9 cmH₂O,测量前气囊压力越高,测量所导致的压力下降越大。在基础压力为 30 cmH₂O 的情况下,第 3 次测量时气囊压力低于 20 cmH₂O 的比例为 27.8%,第 4 次测量时则高达 88.9%。采用 30 s 的间隔连续监测气囊压力,避免了间隔时间过长导致的气囊压力通过气管导管充气阀门或其他途径造成的泄漏,可真实反映手持压力表对球囊压力的影响。林艳侠等^[13]认为,手持压力表造成测量值与实际值的差别包含两部分,一部分是由于压力表本身造成的气囊压力下降,另一部分是由于充气管线单向阀与压力表断开连接过程造成的压力下降,两部分之和可以高达(5.270 ± 2.583)cmH₂O。黄玲等^[14]研究表明,测压表间断测量方法是导致气囊内压力损失的主要原因,气囊压力增高时测压会导致更多的压力损失。因此,手持压力表不适合频繁进行气囊压力监测,不但会造成更多压力不足的情况,还会增加医护人员的工作负担。手持压力表造成气囊压力下降的原因考虑与压力表鲁尔接头与气管导管充气阀连接时造成气体泄漏以及压力表内部泄漏有关,为此我们发明的新型电子压力表改进了接头和内部的设计。

本研究比较了新型电子压力表与手持压力表在连续和间断囊压监测方面的差异,结果显示,电子压力表在体外实验环境下无论是连续或间断进行压力测定,各时间点压力值均明显高于手持压力表,且压力值在正常范围内的时间占比更大。用手持压力表进行连续囊压监测时,压力值随时间延长而明显下降,且由于其本身不带有低压报警功能,临床难以发现囊压过低的情况,因此手持压力表不适用于连续囊压

测定。新型电子压力表在鲁尔接头上增加了硅胶套,在压力表与气囊压力阀连接的时候,硅胶套先与压力阀接头接触并进行密封,然后鲁尔接头再与压力阀接头相连,打开压力阀,同时锁紧,实现了无泄漏的联通,加之该装置内部进行了一系列防泄漏处理,即使是持续气囊压力监测也能保证压力的恒定。在间断监测的情况下,电子压力表与气囊压力阀连接时不仅不会造成气囊压力下降,反而会因硅胶套内的少量气体通过压力阀进入气囊而导致压力升高,这样则补充了间断监测时因为气管导管本身密闭性不佳造成的压力泄漏,使气囊压力维持稳定。而手持压力表进行间断测压时,随着测压次数的增加,可出现气囊压力明显下降的情况,不利于临床对于气囊压力的管理。

新型电子压力表可以用于持续性监测,也可用于间断性监测气囊压力,我们推荐将其用于床旁连续性气囊压力监测,改良的鲁尔接头和内部设计可以避免在监测过程中的压力泄漏,在 24 h 的体外监测中不需要额外补充气体。在临床复杂的环境下,即使出现气囊压力下降的情况,电子压力表也可以通过报警功能提示医务人员及时进行处理。研究表明,与间断监测相比,持续监测可以最大程度保证气囊压力稳定在允许的范围内,减少气囊压力的波动,同时减少呼吸机相关性肺炎的发生,特别是在应用自动充气装置的情况下^[15-17],但自动充气装置本身比较占空间,需要交流电源供电,较长的充气管路连接也会对临床护理造成不便。本研究表明,应用新型电子压力表测量囊内压力 24 h 内需要干预的次数少于 1 次,不会造成临床工作量的额外增加。另外,小巧的机身可以方便置于床头,对临床护理操作不会造成干扰,同时有效降低了经济成本。

综上,新型电子压力表为临床提供了一种连续气管导管内球囊压力监测的解决方案,其特点在于加强了监测装置本身以及接头处的密闭性,使气囊压力的自然下降最小化;提供可视化的持续囊压监测和报警功能,减轻了医护人员的工作负担;体积小,操作简单,不影响临床操作,后续将在临床研究中进一步证明其操作的可行性和实用性。

参考文献

- [1] 中华医学会呼吸病学分会呼吸治疗学组. 人工气道气囊的管理专家共识(草案)[J]. 中华结核和呼吸杂志, 2014, 37(11): 816-819. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1001-0939.2014.11.006. Respiratory Therapy Group of Chinese Thoracic Society, Expert consensus for tracheal cuff pressure management (draft)[J]. Chin J Tuberc Respir Dis, 2014, 37(11): 816-819. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1001-0939.2014.11.006.
- [2] Larrow V, Klich-Heartt EL. Prevention of ventilator-associated pneumonia in the intensive care unit: beyond the basics [J].

- J Neurosci Nurs, 2016, 48 (3): 160-165. DOI: 10.1097/JNN.000000000000195.
- [3] Lau AC, So HM, Tang SL, et al. Prevention of ventilator-associated pneumonia [J]. Hong Kong Med J, 2015, 21 (1): 61-68. DOI: 10.12809/hkmj144367.
- [4] 李宁江, 沈立红, 钟勇, 等. 气囊内压对气管内插管时受压气管黏膜的影响 [J]. 中国中西医结合急救杂志, 2010, 17 (1): 34-36. DOI: 10.3969/j.issn.1008-9691.2010.01.011.
- Li NJ, Shen LH, Zhong Y, et al. The pathological effect of endotracheal tube cuff pressure on pressed tracheal mucous membrane [J]. Chin J TCM WM Crit Care, 2010, 17 (1): 34-36. DOI: 10.3969/j.issn.1008-9691.2010.01.011.
- [5] 刘大东, 张永丽, 张付志. 气管内导管致食管管瘘的原因分析及预防措施 [J]. 中国医师进修杂志, 2012, 35 (29): 58-60. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4904.2012.29.023.
- Liu DD, Zhang YL, Zhang FZ. The cause analysis and preventive measures for intratracheal tube induced tracheoesophageal fistula [J]. Chin J Postgrad Med, 2012, 35 (29): 58-60. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4904.2012.29.023.
- [6] Talekar CR, Udy AA, Boots RJ, et al. Tracheal cuff pressure monitoring in the ICU: a literature review and survey of current practice in Queensland [J]. Anaesth Intensive Care, 2014, 42 (6): 761-770.
- [7] 刘志梅, 仇成秀, 罗旭. 机械通气患者人工气道囊内压对呼气末正压的影响分析 [J]. 中华危重病急救医学, 2009, 21 (4): 243-244. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1003-0603.2009.04.016.
- Liu ZM, Qiu CX, Luo X. The influence of endotracheal tube cuff pressure on positive end expiratory pressure values in mechanical-ventilated patients [J]. Chin Crit Care Med, 2009, 21 (4): 243-244. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1003-0603.2009.04.016.
- [8] Hockey CA, van Zundert AA, Paratz JD. Does objective measurement of tracheal tube cuff pressures minimise adverse effects and maintain accurate cuff pressures? A systematic review and meta-analysis [J]. Anaesth Intensive Care, 2016, 44 (5): 560-570. DOI: 10.1097/01.sa.0000513228.54664.47.
- [9] Giusti GD, Rogari C, Gili A, et al. Cuff pressure monitoring by manual palpation in intubated patients: How accurate is it? A manikin simulation study [J]. Aust Crit Care, 2016: DOI: 10.1016/j.aucc.2016.10.001.
- [10] 毛丽洁, 杨晔琴, 庄丹雯, 等. 人工气道气囊压力衰减数学模型的建立及应用 [J]. 中华现代护理杂志, 2014, 20 (34): 4392-4394. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1674-2907.2014.34.038.
- Mao LJ, Yang YQ, Zhuang DW, et al. Mathematical model building of airbag pressure decay used in artificial airway patients [J]. Chin J Mod Nurs, 2014, 20 (34): 4392-4394. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1674-2907.2014.34.038.
- [11] 付优, 席修明. 机械通气患者低气囊压力的影响因素分析 [J]. 中华危重病急救医学, 2014, 26 (12): 870-874. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2014.12.005.
- Fu Y, Xi XM. Analysis on risk factors of endotracheal cuff under inflation in mechanically ventilated patients [J]. Chin Crit Care Med, 2014, 26 (12): 870-874. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2014.12.005.
- [12] Alzahrani AR, Al Abbasi S, Abahoussin OK, et al. Prevalence and predictors of out-of-range cuff pressure of endotracheal and tracheostomy tubes: a prospective cohort study in mechanically ventilated patients [J]. BMC Anesthesiol, 2015, 15: 147. DOI: 10.1186/s12871-015-0132-7.
- [13] 林艳侠, 林丹, 陈碧群, 等. 气囊压力表间断测量气囊压力值偏差的实验研究 [J]. 中华危重病急救医学, 2014, 26 (5): 347-350. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2014.05.013.
- Lin YX, Lin D, Chen BQ, et al. Experimental study of the monitoring bias of pressure in intubation balloon using handheld pressure gauge [J]. Chin Crit Care Med, 2014, 26 (5): 347-350. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2014.05.013.
- [14] 黄玲, 谢辰, 张丽凤, 等. 手持测压表间断测量对气管导管气囊内压力的影响 [J]. 中华危重病急救医学, 2017, 29 (1): 71-74. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2017.01.015.
- Huang L, Xie C, Zhang LF, et al. Influence of intermittently monitoring on endotracheal tube cuff pressure using handheld pressure gauge [J]. Chin Crit Care Med, 2017, 29 (1): 71-74. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-4352.2017.01.015.
- [15] Rouzé A, De Jonckheere J, Zerimech F, et al. Efficiency of an electronic device in controlling tracheal cuff pressure in critically ill patients: a randomized controlled crossover study [J]. Ann Intensive Care, 2016, 6 (1): 93. DOI: 10.1186/s13613-016-0200-2.
- [16] Nseir S, Lorente L, Ferrer M, et al. Continuous control of tracheal cuff pressure for VAP prevention: a collaborative meta-analysis of individual participant data [J]. Ann Intensive Care, 2015, 5 (1): 43. DOI: 10.1186/s13613-015-0087-3.
- [17] Chenelle CT, Oto J, Sulemanji D, et al. Evaluation of an automated endotracheal tube cuff controller during simulated mechanical ventilation [J]. Respir Care, 2015, 60 (2): 183-190. DOI: 10.4187/respcare.03387.

(收稿日期: 2017-04-21)

· 学术活动预告 ·

第13届世界重症监护医学联合会大会

第13届世界重症监护医学联合会大会将于2017年11月8日至11日在巴西里约热内卢召开。

- 大会源流:** 世界重症监护医学联合会自1977年成立以来,以促进世界各地的重症和危重症医学发展为目标,为全世界的重症专业医生和学员提供学习和实践相关知识技能的平台,同时也是提供了多样化医疗社会条件下医生之间的相互了解的机会,让大家可以共同进步,为世界重症和危重症医学的发展做出巨大贡献。
- 主办单位:** 世界重症监护医学联合会
- 组织单位:** 联合国国际医院协作中心
- 活动地点:** 巴西里约热内卢
- 出团时间:** 2017年11月7日至13日
- 报名程序:** ① 大会注册费: 2017年6月30日前740欧元; 2017年9月30日前870欧元; 2017年9月30日后1020欧元(包含会议入场券、会议期间的茶歇、大会资料,并作为参加学术考察的代表的手续办理)。② 参会代表,即日起可接受报名,由联合国国际医院协作中心联系大会主办单位发出书面邀请,安排申请签证。

大会信息

会议日期: 2017年11月8日至11日
会议地点: 巴西里约热内卢
主办单位: 世界重症监护医学联合会

联合国国际医院协作中心联系方式

联系人: 高老师
电话: 010-56126719
邮箱: hongshengtianxia@sina.cn