



台灣呼吸治療簡訊

TSRT TIMES

Taiwan Society for Respiratory Therapy

第22卷第2期

2011.10



台灣呼吸治療簡訊

第22卷第2期

2011.10

台灣呼吸治療學會

『居家呼吸照護所』 真正是好意啦！

國際事務

參加第五屆兩岸呼吸治療論壇

封面故事

輔仁大學呼吸治療學系簡介

專題報告

如何取得美國呼吸治療師證照？

設置雙重控制模式時呼吸圖形的作用

(The Role of Ventilator Graphics When Setting Dual-Control Modes)

呼吸治療師在霧氣治療傳送系統的使用指引(第二版) Part I



ISSN 1993-6370

TSRT TIMES Taiwan Society for Respiratory Therapy

ISSN 1993-6370

發行單位：台灣呼吸治療學會

聯絡處：404 台中市北區梅川西路三段66號3樓1034室

電話：04-22926834 傳真：04-22920724 網址：<http://www.tsrt.org.tw>

中華民國一〇〇年十月



台灣呼吸治療簡訊

TSRT TIMES

Taiwan Society for Respiratory Therapy

第二十二卷第二期

中華民國一〇〇年十月

Volume 22 Number 2 October 2011

發行人：毛蕙心

主編：許端容

編輯委員：方瑱珮、邱瓊瑩

編輯秘書：游宛菱

發行單位：台灣呼吸治療學會

聯絡處：404 台中市北區梅川西路
三段 66 號 3 樓 1034 室

電話：04-22926834

傳真：04-22920724

網址：<http://www.tsrt.org.tw>

台內社字第0940021551號

中華民國呼吸照護學會1990・

台灣呼吸治療學會2005

目錄

01 呼吸治療師之角色典範

02 呼吸治療師的倫理規範

社論

05 理事長的話

毛蕙心 理事長

主編的話

06 主編的話 許端容 編輯理事

08 『居家呼吸照護所』真正是好意啦！ 台灣呼吸治療學會

國際事務

10 參加第五屆兩岸

呼吸治療論壇

劉金蓉 國際事務理事

封面故事

13 輔仁大學呼吸治療學系簡介

輔仁大學呼吸治療學系 龍芳、楊式興、林昭成、簡辰霖、
陸嘉真、卓貴美

專題報告

17 如何取得美國呼吸治療師證照？

中國醫藥大學附設醫院 呼吸治療科總技師 劉金蓉

19 設置雙重控制模式時呼吸圖形的作用

(The Role of Ventilator Graphics When Setting Dual-Control Modes)

廈門長庚醫院 呼吸治療科呼吸治療師 林蔚青、連麗媛

高雄長庚紀念醫院呼吸治療科 技術主任 杜美蓮

39 呼吸治療師在霧氣治療傳送系統

的使用指引（第二版）Part I

中國醫藥大學附設醫院內科部胸

腔暨重症系施純明主任、呼吸治

療科朱家成技術主任等





呼吸治療師之角色典範

中華民國呼吸照護學會, 1999

身為心肺照護工作之醫療專業人員，應該致力於個人及整體專業最高標準的追求，除了不斷地致力於提供病患的最佳呼吸照護品質以維護專業的道德規範外，呼吸治療師也應成為大眾呼吸照護的倡導者及領導人。

呼吸治療師應責無旁貸地參與推廣認識肺部疾病的致病原因和預防方法，以及心肺系統相關問題的活動。

呼吸治療師應支持有關肺部疾病改善計劃的推廣與倡導，包括禁煙的推廣、肺功能篩檢、空氣污染警示、過敏警告與其他大眾衛生保健教育計劃。

呼吸治療師必須參與改善健康及避免疾病的所有相關領域之研究。

呼吸治療師應參與並領導為教導學生、教師、醫療人員、病患及一般民眾有關肺部健康提昇與心肺疾病預防等活動。

呼吸治療師應以身作則拒吸香煙，以保護自身心肺的健康，並積極投入於家裡或工作環境中，如何禁止吸煙或其他菸草製品使用的活動。

呼吸治療師應致力成為健康照護團隊成員的典範，負起其所應有的呼吸照護責任，並與其他醫療專業人員合作，以期達到大眾對健康的需求。



呼吸治療師的倫理規範

民國九十六年 12 月 15 日通過

前言

呼吸治療師以照顧病患的生命與健康為使命，除維持專業自主外，當以良知和尊重生命尊嚴之方式執行醫療專業，以維繫良好的職業道德與照顧病患的水準，除了考量對病人的責任外，同時也應確認自己對社會、其他醫事人員和自己的責任，並應基於倫理自覺，實踐呼吸治療師自律、自治，維護呼吸治療師職業尊嚴與專業形象，爰訂定呼吸治療師倫理規範，引導呼吸治療師遵守正當行為的基本倫理準則，切盼全國呼吸治療師一體遵行。

第一章 總則

- 第一條 為增進病人權益，發揚呼吸治療師倫理與敬業精神，維持醫療秩序與風紀，特制定本規範。
- 第二條 呼吸治療師執業，應遵守法令及本規範。
- 第三條 呼吸治療師應謹言慎行，行禮如儀以共同維護呼吸治療師執業尊嚴與專業形象。
- 第四條 呼吸治療師執業應注重病人權益及隱私，並尊重病人的自主權，以良知與尊嚴的態度執行救人聖職。
- 第五條 呼吸治療師應充實醫學新知、加強醫療技術、接受繼續教育，以跟隨醫學之進步並以提昇醫療服務品質、造福病人福祉為目標。呼吸治療師更須隨時注意與執業相關的法律和執業規範，以免誤觸法令而聲譽受損。
- 第六條 呼吸治療師應以醫學上可接受之方式從事醫療行為，且不得從事任何踰越其個人能力及醫師指示以外的醫療行為。

第二章 呼吸治療師與病人

- 第七條 竭盡所能地為病患服務。執行這些服務時能尊重服務對象之人權與尊嚴，提供照護時無任何差別待遇，不應以病患在社會及經濟上的地位或其健康問題而有所差別。
- 第八條 尊重並保護所服務病患之個人及法律所規範之人權，包括事先告知、同意書



的簽訂及拒絕治療的權利；提供呼吸照護活動時，應善盡告知責任，經確實知悉同意後執行，但緊急情況除外。

第九條 尊重病患的隱私權，絕不洩漏任何病患及家屬之個人資料，除非這是執行工作時必須的，或法律要求的。

第十條 呼吸治療師不得擅自洩露病患的資料，並應時常請教病患的主治醫師，以對病患的情況有進一步的了解。

第十一條 呼吸治療師不得因病患之特別請求而收受病患所給予之酬金，且應避免涉及利益輸送之行爲。

第三章 呼吸治療師與醫療機構及醫療同仁間

第十二條 執行業務時，避免不當的、不必要的使用及浪費各項資源。

第十三條 在醫療團隊合作中，呼吸治療師所應提供的照護及承擔的責任應該相同。在團隊合作中，應遵守下列規範：

一、應認同其他醫療同仁的技術與貢獻。

二、在團隊內、外，都能與其他醫療同仁有效地溝通並不吝於指導。

三、確保病患及其他醫療同仁都了解自己的專業身分與專長、在團隊中的角色與責任。

四、應積極與其他的健康照護專業人員合作，參與各項社區及國家服務，爲達到促進大眾健康及疾病的預防而努力。

第四章 呼吸治療師同儕間

第十四條 呼吸治療師相互間應彼此尊重、互敬、互信、互助。

第十五條 呼吸治療師不應詆毀、中傷其他呼吸治療師，亦不得影響或放任病人爲之。

第十六條 呼吸治療師對於後進同仁應主動輔導，致力協助發展專業能力與進步。

第十七條 呼吸治療師不以不正當方法，妨礙病人對其他呼吸治療師之信賴。

第十八條 呼吸治療師應避免因個人動機質疑其他呼吸治療師之聲譽，但知悉其他呼吸治療師在人格或能力上有缺失或從事造假或其他不正當行爲之具體事證等違反本規範之行爲，宜報告該呼吸治療師所屬之呼吸治療師公會。

第十九條 呼吸治療師相互間所生之爭議，應向所屬呼吸治療師公會請求調處。

第二十條 呼吸治療師基於自己之原因，進行醫療爭議訴訟時，應通知所屬呼吸治療師公會協助。



第五章 紀律

- 第二十一條 呼吸治療師應維持自我身心平衡，終身學習，提昇個人專業行為之標準及執業能力。
- 第二十二條 呼吸治療師不將呼吸治療師證書、會員章證或標誌以任何方式提供他人使用。
- 第二十三條 進行研究時遵行合理又合於科學的步驟及醫學倫理規範。
- 第二十四條 呼吸治療師違反法令、呼吸治療師公會章程、或本規範者，除法令另有處罰規定者外，由所屬之呼吸治療師公會審議、處置。

第六章 附則

- 第二十五條 呼吸治療師應盡量避免參與任何醫療及健康有關之商業廣告或代言，以避免呼吸治療師專業形象被商業化或引發社會議論。如基於社會公益或促進醫學進步之目的，為產品代言或廣告應遵守下列原則：
- 一、為產品代言不涉及醫療廣告。
 - 二、應秉持良知以謹慎之態度，教育民眾正確醫學知識，促進健康生活品質為前提。
 - 三、避免以誇大、煽惑性之言詞或違背呼吸治療專業方式為之，並不得影響醫療專業判斷之客觀性。
 - 四、呼吸治療專業意見之發表或陳述，應以曾於醫學領域之專業期刊或學術活動，公開發表之論文著作內涵或研究報告為準。
 - 五、不宜為產品介紹、功能描述或影射其未經科學研究證實之功效。
 - 六、不得有誤導民眾或使民眾陷於錯誤判斷之陳述。
- 第二十六條 本規範經中華民國呼吸治療師公會全國聯合會會員代表大會通過後施行，並呈報衛生署備查，修改時亦同。



理事長的話

毛蕙心 理事長

2011 年（民國 100 年）轉眼接近尾聲，回顧這一年過得真是豐富，今年初衛生署與民間醫事執業團體及醫院間舉辦「醫事人力需求推估論壇」，主要是希望居於客觀數據的推估，以病人安全為導向，提出照顧品質、且兼顧成本與人力的考量，共同制定醫院內應有醫事人力之標準，希望醫院重視呼吸治療師，對於病人可以得到完整的呼吸照護，學會在此過程並未缺席。在 1/31 完成綜合討論，將訴求及建言傳達到衛生署並得到肯定，目前仍在研擬醫院設置標準中。

接著，學會參與了 100 年教學醫院評鑑條文修定，縱然其中有些條例必須與其他的醫事職系要求一致而造成我們的困擾，但是終於讓大家重視到呼吸治療師的存在，也因此讓我們的照護品質大幅提升。此次教學醫院評鑑涵括學系實習及畢業後兩年的新進人員訓練，希望在學習的歷程中能夠得到以學習者為中心且完整的課程設計，於學成後能讓病人有安全的醫療環境。

另外，在負責社會福利及衛生環境委員會的諸位立法委員協助下，居家呼吸治療所立法成功，非常感謝關心且大力支持的立委及學會顧問！這真是可喜可賀，對呼吸治療師來說，這是新的里程碑；還有，獲評為 2010 年度全國性社會暨職業團體工作評鑑之甲等團體獎；受醫策會委託舉辦一系列有關教與學各種課程。

一轉眼要邁入中華民國 101 年，經過前輩們多年的努力，終於在民國 100 年的時候呼吸治療嶄露頭角。接著受到 100 年新制教學醫院評鑑的衝擊，已經有數家醫院接受了評鑑的洗禮，大家都戰戰兢兢，接著 101 年第二波評鑑又要開始，我們要不落人後卯足勁衝刺，致力成為健康照護團隊成員的典範，負起應有的呼吸照護責任，與醫療團隊其他專業人員合作，促進大眾的健康。

隨著日子的進行，簡訊日漸茁壯、豐盛，特別令人欣慰的，是投稿作者不再只是前輩們的卓著，在學的後進也時有參與，呼吸治療的發展有希望。在此，誠摯地邀您來豐富簡訊的內容，包括學術、技術新知、臨床觀察、病例報告等。也要鄭重的向審稿的顧問、委員們致意，因為有您們無怨無悔且無酬勞的付出，使得簡訊不論是內容、品質幾近於期刊的水準，謝謝您們！最後，祝大家身體健康！萬事如意！



主編的話

許端容 編輯理事

近一世紀以來，醫學的進步使人類壽命延長，相對老年人口不斷攀升也代表著老化人口也正逐年增加中，老化人口所衍生之慢性病問題，特別是需要呼吸治療的資源的患者也正逐年的上升，實施已近十年的『呼吸器依賴患者整合性照護試辦計畫』，使呼吸治療師工作領域不再是只有參與急、重症照護病人的工作，更進一步跨入到長期呼吸照護上，呼吸器使用依賴患者，從過去只能待在醫院照護的過程，也漸漸開始有病人在家人支持下回到家中使用呼吸器接受居家照護治療，種種機緣之下使居家接受呼吸治療師協助呼吸照護工作的病人在需求上亦逐年增加中，雖然病人需求增加，但呼吸治療師在居家執業上一直是礙於呼吸治療師法的規定，無緣能進一步設置相關的照護所，因此在全聯會與學會兩位理事長的共同努力及許多立法委員的協助下，終於爭取到呼吸治療師法修訂，呼吸治療師正式能設置『居家呼吸照護所』的機會，隨後這項新法也在 100 年六月十五日正式由總統頒佈實施；從那天起呼吸治療師可設置『居家呼吸照護所』，這對呼吸治療師而言是邁向一個新的里程碑開始，當然也是一個責任的開始，雖然仍有部份醫界長老持相反意見，但深信只要我們憑介對呼吸治療的努力，終有一天一定可以平反一些異議的意見，當然學會未來在課程的設計中亦會規劃相關之課程以協助會員在『居家呼吸照護所』議題上有更深入認識，俗話說『萬事起頭難』且讓我們大家一同加油努力了!!

本期簡訊內容如下：

- 一、國際事務 劉金蓉理事『參加第五屆兩岸呼吸治療論壇』。
- 二、封面故事則由輔仁大學老師群所撰寫的『輔仁大學呼吸治療學系簡介』。
- 三、專題報導則有：
 - 1. 中國醫藥大學劉金蓉老師『如何取得美國呼吸治療師證照？』。
 - 2. 廈門長庚醫院呼吸治療師林蔚青、連麗媛與及高雄長庚杜美蓮技術主任聯手整理『設置雙重控制模式時呼吸圖形的作用』。
 - 3. 由中國醫藥大學附設醫院內科部胸腔暨重症系施純明主任及朱家成技術主任



所帶領的團隊整理之『呼吸治療師在霧氣治療傳送系統的使用指引 (第二版) Part I』，可協助呼吸治療師在臨床上更清楚掌握霧氣治療與應用，未來我們將使用指引分成三次陸續刊出。





『居家呼吸照護所』 真正是好意啦！

台灣呼吸治療學會

長期呼吸器依賴病人在自己家裡

在台灣，長期呼吸器依賴病人，需接受居家照護的病人中從成人至小兒均有，在中央健康保險局『呼吸器依賴患者整合性照護前瞻性支付方式之試辦計畫』的支持下，病人一旦病況穩定後，經由主治醫師的評估、允許及病人、家屬的意願下返回家中照護，每位病人從出院至返家照護的過程都必須經由醫院出院準備服務協助並完成居家照護相關技巧的訓練，才可以返回自己家中；目前會由胸腔暨重症加護醫學之專科醫師、護理師、及呼吸治療師定期到病人家中訪視，延續專業醫療團隊的照護定期審視或評估是否需更新治療計畫，提供病人適切的居家醫療，在這樣的照護模式下病人可享有親人的支持，同時家屬可保持家庭完整性。居家呼吸照護所依循在這樣的共同照護模式下建立，有居家照護之醫囑，讓護理師提供護理照護，由呼吸治療師提供呼吸照護服務。

居家呼吸治療師培育訓練之完整性

因此呼吸治療師的培育更是不可輕怠，台灣呼吸治療學會這 21 年來，於長期呼吸照護或居家呼吸治療師相關訓練課程共舉辦有 15 場，課程設計上除廣納相關領域專家之建議，同時亦極力邀請國內長期照護暨呼吸照護等重量級醫師及學者專家一同授課，課程內容除講授外，包括實務練習，更重要的是學員欲取得研習證明則必須實際參與居家訪視實習。現階段國內各大學呼吸治療(照護)學系也都有設有一門必修之長期呼吸治療學課程與長期呼吸照護實習課程，因此在專業的養成教育中，就具備居家呼吸治療師之知識、技能與態度。現狀中居家呼吸治療師執業資格在中央健康保險局皆有明確規範，同時亦有許多呼吸治療師積極投入呼吸器病人返家後相關照護之學術研究，不論在職呼吸治療培訓課程以及在校的養成教育，都在追求以病人為中心照護精神，提供優質化的居家呼吸照護為第一首選。

『居家呼吸照護所』 就感心ㄟ！

呼吸治療師法部分條文中新修正呼吸治療師可設置『居家呼吸照護所』，目前已



經立法院三讀通過，感謝一路陪伴我們成長的醫師導師、護理先進、好朋友及居家長期呼吸照護之病友與家屬，由衷感謝一直以來為台灣醫療貢獻許多心力之立委諸公，更感謝能獲得到衛生署各級長官的期許，這是一份責任的開始，相信台灣呼吸治療師會更致力於長期呼吸照護的努力，讓許多醫界同仁、病人及社會大眾，使呼吸治療師獲得更多的認識及喝采-----台灣呼吸治療學會。





參加第五屆兩岸呼吸治療論壇

劉金蓉 國際事務理事

中國醫藥大學呼吸治療學系講師、中國醫藥大學附設醫院呼吸治療科總技師

第五屆兩岸呼吸治療論壇暨國際危重病呼吸治療研討會(The 5th Intercoastal Respiratory Therapy Assembly (ICRTA) International Respiratory and Critical Care Medicine Congress) 由湖南省醫學會與臺灣呼吸治療學會主辦；湖南省人民醫院承辦，2011年7月9-10日在湖南省省會長沙市隆重登場，本次研討會，集合了兩岸三地及世界呼吸照護聯盟(ICRC)及美國呼吸照護學會(AARC)呼吸治療專家進行了兩天的密集專業討論，以危重病人為主軸，探討呼吸治療專業過去、現在與未來，由基礎專業課程帶入進階危重症的熱門的話題，更拉近了讓兩岸醫療專業人員的距離，增進彼此的認識與友誼，促進彼此專業發展，藉此交流提升病人照護品質。

湖南省人民醫院位於湖南省省會長沙(又名星沙)，因天上二十八宿中的軫宿是對應地面南岳衡山，軫宿由四顆星組成，其中一顆稱長沙星，其對應的地面即叫長沙。這個具有3000年歷史的楚漢名城，人口有650萬人，因屈原和賈誼的影響而被稱為“屈賈之鄉”。知名景點為馬王堆漢墓、走馬樓簡牘和嶽麓書院，也是位列大陸最熱城市前十名。

大會前一天所有與會人員陸續抵達飯店辦理報到，所有與會人員都備受禮遇，我們因為與外賓 John D. Hiser (美國呼吸照護學會國際事務委員會委員、美國呼吸照護學會2005年理事長)一起抵達飯店，沒多久就看到他身邊多了一位美麗又親切的導引員，我笑稱她是 John 的 babysitter (媒母)，因為主辦單位擔心外國人語言不通，發生異常狀況，所以為了照顧好外賓，她們發動醫院英文較好的美麗又年輕的志工，一對一隨時陪伴，並在住宿的旅館成立緊急應變中心，其對細節的用心令人感動。

主辦單位韓小彤主任是湖南省人民醫院呼吸治療科主任，在大會前邀請本會杜美蓮與朱家成前理事長與上海第十人民醫院急診暨重症監護室張翔宇主任到大會現場進行最後的討論與驗收，當他們抵達會場看到湖南省人民醫院龍開超院長、向華副院長及黃利華黨委書記仍然在會場監督，每個細節都求盡善盡美，這種全院上下一心，完成共同使命的熱情在大家心中澎湃洶湧。

開幕式在200人的大禮堂舉行，湖南省衛生廳及外事局領導都蒞臨致詞，肯定及推動呼吸治療專業發展的必要性，讓人感受大陸呼吸治療專業的萌芽且越趨旺



盛。本學會前理事長杜美蓮主任也以大會主席的身分進行了精闢簡短的致詞，讓與會人士了解到台灣呼吸治療專業的發展與兩岸之間的互動。此次研討會也是在本學會前理事長朱家成主任的協助下，串聯美國呼吸照護學會及世界呼吸照護聯盟成為經 IERS Level I 認證的國際性研討會，因此主辦單位也慎重地啟動同步翻譯系統，希望讓所有參加者都能獲得實質地吸收。

台灣呼吸治療學會由毛蕙心理事長帶領 20 多名會員參加了此次盛會，本次台灣受邀的講師及座長都表現的很優秀，並適時協助提供同步翻譯，讓大陸的呼吸治療從業人員對台灣呼吸治療專業有更深一層的認識。此次的互動中，我們更進一步了解湖南省人民醫院對呼吸治療專業的努力，他們和加拿大卑詩省湯姆遜大學呼吸治療系合作設立一個月的培訓班，由加拿大提供師資訓練，至今已經是第六屆。



▲全部講師及座長大合照。

第一排左起：張永愛、毛蕙心、劉金蓉、應可淨、杜美蓮、韓小彤、朱家成、曾靜苑、卓秀英、靳瑞芳、John Hiser、David Lopaz、宋元林。

第二排左起：劉 艷、葛慧青、浦其斌、林孟志、張翔宇、Jerome Sullivan、陳 灝、袁月華、李國賢。

第三排左起：詹慶元、James Fink、Michael Lemphers、李文朴、Noel S. Tiburcio、王勝昱、倪居、梁宗安。

本次第五屆兩岸呼吸治療論壇暨國際危重病呼吸治療研討會，在湖南省人民醫院院長龍開超院長的大力支持下，韓小彤主任精心策劃下，大會的得以圓滿結束，賓主盡歡，這幾天，我們也體會了湖南人的率直及熱情，更體驗了湖南的辣味，在品嘗學術饗宴之後，部分會員自費進行了 5 天的張家界旅遊，進一步領略湘西魅力與張家界美妙風景，文化歷史、足部按摩等，台北到長沙只要兩個鐘頭左右的飛機旅程她的魅力就等待各位自己領略了！



▲學會組團參兩岸呼吸治療論壇，和湖南省人民醫院領導大合照。

第一排左起：陳慧秦、黃明華、黃淑玲、洪惠苓、沈連喜、周蘭娣、龔淑貞、黃利華、靳瑞芳、靳瑞芳之女、劉曉茜、林蔚青、蕭慧英。

第二排左起：劉金蓉、許惠瑩、許端容、蕭秀鳳、林孟志、龍開超、曾靜苑、向華、卓秀英、杜美蓮、朱家成、胡慶元、陳春藤。



▲全本此次研討會獲得美國呼吸照護學會及世界呼吸照護聯盟合頒 IERS Level I 認證。



▲研討會開幕獲得湖南電視台美麗記者訪問世界呼吸照護聯盟理事主席 Jerome M. Sullivan。



▲湖南日報 7 月 11 日綜合 3 版刊登兩岸呼吸治療論壇舉辦訊息。



▲大陸健康報網報導開會盛況
<http://www.hnsrmyy.com/NewsShow.asp?id=2141>



輔仁大學呼吸治療學系簡介

龍芳¹、楊式興¹、林昭成¹、簡辰霖¹、陸嘉真¹、卓貴美^{1,2}

¹輔仁大學呼吸治療學系、²輔仁大學醫學系

通訊作者：卓貴美

地址：新北市新莊區中正路 510 號 呼吸治療學系

電話：02-2905-3424、傳真號碼：02-29052044

E-mail：039666@mail.fju.edu.tw

卓越傳承，全人輔仁

輔仁大學為直屬羅馬教廷教育部之天主教大學，是天主教會在中國設立之第一所大學，於民國十四年在北京創校迄今已 85 年，自民國五十年在台復校近 50 年，一直本著敬天愛人之精神，為全人教育而努力，除了希望為國家培植德、智、體、群、美五育兼備之英才，亦願以各種學術活動及社區服務、貢獻社會人群，並以客觀執著之學術研究，致力於真理之追求及中西文化之交融。同時追求真、善、美、聖全人教育之師生共同體，更致力於中華文化與基督信仰之交融，獻身於學術研究與弘揚真理，以促使社會均衡發展及增進人類福祉為宗旨。在培育人才方面，為通才與專才並重之養成教育，尤其致力人文精神的培養，期使學生在就業之餘，能有高尚的情操與豐富的人生。此外擴大接觸層面，並與多所外國知名大學締結「姐妹校」關係，以增進文化交流，並提昇學校的國際地位。本校自奉准復校迄 99 學年度，計有 11 個學院、大學部 47 個學系、46 個碩士班、20 個碩士在職專班、11 個博士班、16 個進修學士班及 1 個夜間學制二年制在職專班。每學期全校在校學生維持在 2 萬 7 千多人。

輔仁輔醫，杏林紮根

輔仁大學醫學院(圖一)創立於民國 79 年，秉持天主教博愛的精神，以培育具人性關懷、視病猶親的醫療團隊為目標，開始創辦護理學系、公共衛生學系，82 年成立心理復健學系（已於 93 學年度更名為臨床心理學系），而醫學系在 89 學年成立，93 學年度也成立職能治療學系、94 學年度基礎醫學研究所開始招生研究生，然而在



97 學年度繼北醫、長庚、高醫三所大學後成立呼吸治療學系，目前醫學院在校學生共達一千五百餘人，在台灣，輔仁大學是繼國立台灣大學、成功大學之後，成為國內第三所綜合大學有設立醫學院，如此學生能跨領域、做多元化的學習，或是修主修、輔系等，深受矚目。同時本著天主教愛人及精進醫學發展的精神，近期更是積極投入籌備成立輔仁大學附設醫院。



▲圖一：醫學院國璽樓

群心群力，全新輔仁呼吸治療學系

輔仁大學呼吸治療學系於民國 96 年 6 月獲教育部通過成立，於 97 學年度開始招收第一屆大學生。第一年僅有 28 位學生，一名專任呼吸治療師教師，同時在院內資深基礎醫學、生理學教授當任系主任的領航，與一名資深職員三人的努力下，從頭經營，著手建構專屬的學系空間，以及添購全新專業的教學教具設備，一步步突破困難及解決問題，讓學生來輔仁獲得最新最充實的學習與照顧。

在課程地圖方面，以規劃急重症呼吸治療學、新生兒暨小兒呼吸治療學、以及長期呼吸照護學等課程之教授，培養重視醫學倫理、具人文氣質與科技能力之呼吸治療專業人為目的，提升醫療照護品質為宗旨。本系規劃四年課程，第一年以通識課程，銜接高中教育，以及帶領大學新鮮人上大學之大學入門課程為主，第二年則增加基礎醫學與基礎呼吸治療技術課程，第三年則進入臨床醫學，重症、小兒與長期照護呼吸治療學專業課程領域，第四年課程則是重視臨床實作與經驗累積為主的呼吸治療臨床實習，呼吸治療研究課程為主。

在師資方面，積極延聘具臨床專業及研究人力的師資，創系三年來，已再廣邀



20 年資歷之呼吸治療師，博士學位之呼吸治療師，博士學位之心肺功能物理治療師，專研肺生理之基礎醫學博士等教師，加入師資陣容，讓學生擁有最完整的學習能量。

然而也擴增專業圖書及期刊、增設專業教室及實驗室、購置最新最先進之呼吸器、生理監測器、人體模具，以及各式呼吸治療耗材等，供學生上課時操作練習(見圖二、圖三)，同時有院內高水準之臨床技術中心(圖四)可以使用，均大大提昇了教學水準。也以全人的觀念讓學生知道須提升個案的生活功能與生活品質，讓學生也具備專題探討之能力及行政管理之概念，強調知識理論與臨床應用並重，透過臨床見習及實習，以落實學術之應用。同時會在學生實習前舉行加袍典禮(圖五)，最主要的目的是要給學生在校學習的最大肯定與接續臨床實習深深的祝福。實習場所也規劃擴大至醫院系統之外，如社區、居家照護、養護醫療機構等。目前配合臨床實習的醫院，包括一直長久以來與醫學院維持建教合作關係之耕莘、新光、國泰醫院，也陸續擴增到台大、榮總、馬偕、長庚、三總、慈濟、萬芳等醫院，以建構完整之臨床實習教學環境，培育具有生理－心理－社會全方位知能的呼吸治療師。



▲圖二：呼吸器原理與運用實驗課實景



▲圖三：呼吸治療儀器設備學實驗實景

開創未來、夢幻輔呼

輔仁呼吸治療學系已邁入第四年，學生人數增多且成長許多，也根據專長也參予許多校內外各型健康照護活動或服務學習(見圖六)，各界反應都十分肯定。另外，目前以建構學生專屬最新最完整的獨立實驗室操作空間為主，是以醫院環境的特性來設計，包括重症呼吸治療監測操作室、



▲圖四：臨床技術中心上課實景



▲圖五：第一屆學生實習前師長與家長祝福的加袍禮

新生兒及小兒呼吸治療監測操作室、長期呼吸照護實驗室，來提供呼吸治療學系學生，在相關課程操作與練習之專業教室。不僅培養學生呼吸治療專業知識及技能，同時整合學生獨立思考、解決問題與整合知識及應用之能力提升。同時爲了要提升呼吸治療學術之發展，積極投入屬於本系專業特色之學術發展，以及因應課程發展需要，本系亦設立基礎研究實驗室，提供教師與學生知識、實務與研究結合，推動與整合基礎、臨床和醫學研究的資源，



▲圖六：醫學院二十周年慶，健康呼吸活動

從細胞、分子及基因等層面探索急重症呼吸疾病與呼吸治療之相關基礎研究。除此之外，也積極推動基礎醫學研究與臨床醫學結合的轉譯醫學，以拓展多元呼吸治療學研究的應用。讓最年輕的輔仁呼吸治療學系，具備全新多功能的教室與教具，多專長之師資，以邁向最具有特色的呼吸治療學系。



如何取得美國呼吸治療師證照？

劉金蓉 國際事務理事

中國醫藥大學呼吸治療學系講師、中國醫藥大學附設醫院呼吸治療科總技師

2011 年 6 月底收到會員詢問學會：『如果有意想取得美國呼吸治療師執照，不知學會有無提供任何方面的協助？目前是否有建議會員有那幾州是值得我們去考（例如有跟我們國家或學會建教合作，或是取得執照條件較寬鬆或是較容易的）？....』，因為有很多會員有同樣的問題，因此將目前的狀況提供到學會的網頁，供所有會員參考。

學會有無提供任何方面的協助？

目前學會沒有提供任何國外學校代辦業務，但是若會員需要英文會員證明，本會是可以協助，詳細作業與費用請洽秘書處 04-22926834。

有那幾州是值得我們去考？

目前取得美國呼吸治療師證照的唯一管道，是就讀經由呼吸照護審定委員會 (Commission on Accreditation for Respiratory Care, CoARC)(<http://www.coarc.com/>)認可的學校課程，才能報考由呼吸照護國家委員會(National Board for Respiratory Care, NBRC)(<https://www.nbrc.org>)所舉辦的認證呼吸治療師 (Certified Respiratory Therapist, CRT)或註冊呼吸治療師(Registered Respiratory Therapist, RRT)考試，考試及格後即取得證書。目前美國除了夏威夷州正爭取中，阿拉斯加州不用證照外，其他各州都需要 NBRC 的證照才能執業。

建議依照您個人即將抵達的州，選擇您就近的學校，通常除了正常的專業課程外，有些學校會依照個人的英文程度要求完成 ESL 的課程，建議先進到呼吸照護審定委員會在網站公告 <http://www.nbrc.org/Educators/AccreditedSchoolsListing/tabid/82/Default.aspx> 查詢你要去的州，進一選擇你想去的學校，進一步研究，因為美國 50 州都有很多學校，所以不便一一詳述於此。

有跟我們國家或學會建教合作？

學會目前沒有與任何學校有建教合作，因為合作關係必須是對等關係，才有可能合作，所以學校通常與學校會連結姐妹校，以中國醫藥大學呼吸治療系為例，目



前與美國建立姐妹校的學校有 Gate Way Community College, Loma Linda University, Tarrant County College 若您想知道這三所學校的資訊，歡迎您連結以下網頁 <http://www2.cmu.edu.tw/~rt/index.htm> 網頁連結/國外姐妹校的網址，其他學校的姐妹校的查詢方式也是類似。

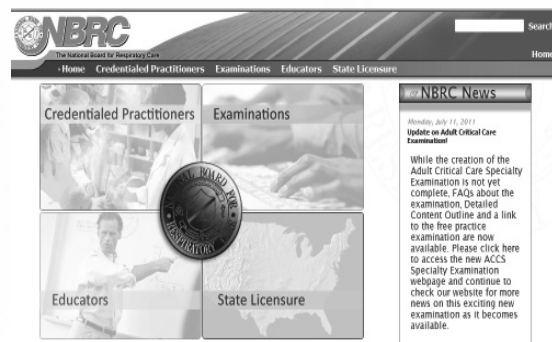
取得執照條件較寬鬆或是較容易的方法？

過去台灣還沒有呼吸治療學系的時候，在台灣取的美國認證呼吸治療師(CRTT)或註冊呼吸治療師(RRT)的資格是透過美國某些函授學校的函授課程與實習課程後(通常是兩年)方可取得同等資格前往考試，不過現在呼吸治療師立法後，台灣取得呼吸治療師的方法必須依照呼吸治療師法規範執行，若是要留在國內執業，則需依照台灣的呼吸治療師法所規範進行，若你預計要到美國執業，最快的方法就是找一所社區學院完成兩年學業取得副學士學會(及台灣的專科學歷)，若你想取得學士學位，就必須到大學的呼吸治療系，完成四年的學業，取得學士學會後再取的美國註冊呼吸治療師的證書。



▲呼吸照護審定委員會

<http://www.coarc.com/36.html>



▲呼吸照護審定委員會

<http://www.nbrc.org/>



▲ Certified Respiratory Therapist (CRT) and Registered Respiratory Therapist (RRT) credential.



▲各州辦理呼吸治療師辦公處地址查詢
<https://www.nbrc.org/StateLicensure/AgencyDirectory/tabid/54/Default.aspx>



設置雙重控制模式時呼吸圖形的作用

(The Role of Ventilator Graphics When Setting Dual-Control Modes)

摘自 Respir Care 2005;50(2):187-201.

林蔚青¹、連麗媛¹、杜美蓮^{2,3}

廈門長庚醫院呼吸治療科呼吸治療師¹、高雄長庚紀念醫院呼吸治療科技術主任²、

長庚科技大學呼吸照護系³

通訊作者：杜美蓮

通訊地址：833 高雄市鳥松區大埤路 123 號 呼吸治療科

E-mail：tumay@adm.cgmh.org.tw

連絡電話：07-7317123 轉 2649

一、簡介(Introduction)

二、雙重控制通氣(Dual-Control Ventilation)

1. 容量保證壓力支援和壓力增強

(Volume Assured Pressure Support and Pressure Augmentation)

2. 容量支援通氣和可變壓力支援

(Volume-Support Ventilation and Variable Pressure Support)

3. 雙重控制、呼吸與呼吸間、壓力限制、時間週期通氣

(Dual-Control, Breath-to-Breath, Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation)

4. 自動模式和可變的壓力支持/可變式壓力控制

(Automode and Variable Pressure Support/Variable Pressure Control)

三、總結(Summary)

摘 要

雙重控制(dual-Control)的目的是為了結合容量控制(固定分鐘通氣量)和壓力控制(快速可變流量)的優點。除較少證據支持它常規使用外，雙重控制具有其普遍性。



臨床人員須理解雙重控制操作方法，以確保安全有效的使用。壓力、容量和流量的圖形顯示，可幫助臨床人員辨識出不合適的雙重控制模式(dual-control modes；DC-mode)操作，並可做為相應的設置調整。檢查呼吸波形(waveforms)，可引導臨床人員意識到 dual-control 並不能保證一個設定的潮氣量，且 dual-control 傳送潮氣量的可變性，比壓力控制(pressure control)變化更大。了解這些認知，對低潮氣量策略(low-tidal volume strategies)是有重要意義的。

關鍵字 (Key words)：雙重控制通氣(dual-Control Ventilation)、機械通氣(mechanical ventilation)、波形(waveforms)

一、簡介 (Introduction)

機械通氣(mechanical ventilation)的密閉迴路控制(closed-loop control)包括各種各樣技術，範圍可從簡單到複雜。作者等人過去十年已廣泛撰寫過相關話題 1-8。本文將對雙重控制模式的波形圖進行評估，並說明床邊臨床人員，可從波形圖資訊獲得的幫助。

DC-modes 並非一種新的呼吸傳送型式(breath-delivery types)，但其可藉由各種目標的控制來做傳統的呼吸傳送 2-7。從分類上看，所有的雙重控制模式(DC-modes)都屬於壓力控制(pressure-control)呼吸，即每個呼吸都是壓力限制(pressure-limited)和以漸減波流量來傳送呼吸。容量是隨著病人努力(effort)程度和肺阻抗的改變而變化的。DC-mode 可以是病人觸發(trigger)或時間觸發、流量週期(cycle)或時間週期。DC-mode 與傳統壓力控制通氣相比，不同點僅是 DC-mode 具有根據測量到的輸入變數(容量)，改變輸出變數(壓力)的能力。但有一個例外，適應性支持通氣(ASV；adaptive support ventilation)，呼吸器除可允許傳送的呼吸，可在 dual-control、pressure-limited、time-cycled 和 pressure-limited、flow-cycled 的通氣之間切換外，當病人無呼吸時，也能自動改變呼吸器的呼吸頻率和吸呼比例(I/E ratio)。

二、雙重控制通氣 (Dual-Control Ventilation)

Dual-control 是一種通氣模式，允許呼吸器在傳送壓力控制呼吸時，設置一個容量目標(volume target)。這些模式可在單一呼吸裡執行雙重控制(dual-control within-a-breath or intrabreath)或在呼吸與呼吸之間執行雙重控制(dual-control breath-to-breath or interbreath)²⁻⁴。在單次呼吸雙重控制是指在單一次呼吸內，呼吸器可從壓力



控制切換到容量控制；此技術如已知的容量保證壓力支援(VAPS；Volume Assured Pressure Support)和壓力增強(PA；Pressure Augmentation)。呼吸間雙重控制較簡單，呼吸器會以壓力支持(pressure support)或壓力控制(pressure control)模式來運行。當這回饋迴路(feedback loop)起作用時，壓力限制會主動增加或減少，以維持臨床人員選定的潮氣量。呼吸間雙重控制模式就類似呼吸治療師須在床邊，根據病人先前呼吸潮氣量的變化來比對設定的目標容量後，再每次調整呼吸器的壓力限制。

1. 容量保證壓力支持和壓力增強 (Volume Assured Pressure Support and Pressure Augmentation)

單次呼吸雙重控制(dual-control within-a-breath)被推薦的優點，可維持一個最少分鐘通氣量($\dot{V}_E$)和最低潮氣量(V_T)來減少呼吸作功。概念上，臨床上容量保證壓力支援(VAPS；運用於 Bird 8400Sti 和 T-bird 呼吸器)和壓力增強(PA；運用於 Bear 1000 和 Avea 呼吸器)是結合一高起始流量的壓力限制呼吸，和允許切換到恆定流量的容量限制呼吸。如此可有一個最低保證的潮氣量(minimum guaranteed V_T)。在 VAPS 中，病人獲得的潮氣量可能會比設定的潮氣量大，VAPS 沒有減少壓力支持(Pressure Support ;PS)以控制潮氣量的能力【譯註：即 VAPS 無法自動升降 PS 水平來達到目標 V_T ，主要是偵測傳送潮氣量(delivered V_T)有無低於設定潮氣量(set V_T)，若是則 PS 會轉為 VC，以設定尖峰流量來達到目標 V_T 】。

當呼吸被啟動時，啓始壓力的目標就是 PS 水平。選擇合適的 PS 水平是成功應用 VAPS 的關鍵，但尚無研究報告提出選擇壓力的最好方法。PS 水平的設定方法，可用容量控制下之適當潮氣量時，取得的平台壓(plateau pressure)數值。尖峰流量設定也很重要，須調整至適合病人的吸氣時間。同樣的還有調整吸氣流量時，須讓病人有足夠的吐氣時間，以防止發生內源性吐氣末正壓 (auto-PEEP)。

VAPS 或 PA 呼吸可以是病人觸發(流量或壓力)或機器觸發(時間)。一旦呼吸被觸發，呼吸器會嘗試儘快達到設置的 PS 水平，此時的呼吸為壓力限制，且有一個較高的可變流量來減少呼吸功。當達到 PS 水平時，呼吸器微處理器開始對傳送潮氣量(delivered V_T)和期望潮氣量(在 VAPS 即為 set V_T)做持續性對比，若發現不能達到期望潮氣量時，則轉由設定的尖峰流量來持續維持吸氣；即呼吸會從壓力限制轉換成容量限制。須注意！呼吸器監測的是 delivered V_T (譯註：呼吸器傳送出的潮氣量)而不是呼氣的潮氣量，因此是在單次呼吸內執行雙重控制而不是兩次呼吸間。另外，如果系統有漏氣(氣管內管周圍、胸管或呼吸器管路)，只單監測呼氣的潮氣量，將會導



致重大的錯誤。在使用 DC- Mode 時，病人呼吸器系統出現漏氣，可使呼吸器控制的運算法則混亂，並在通氣過程中產生問題。

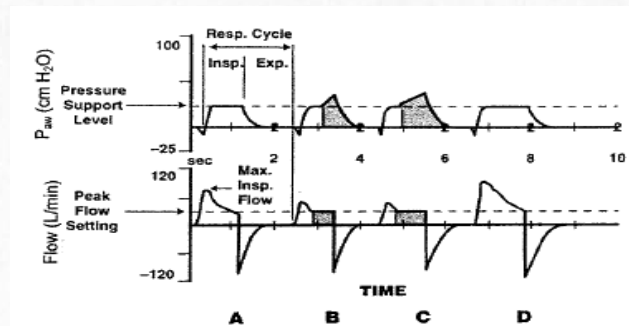


Fig. 1. The possible breath types during volume-assured pressure support ventilation. In breath A the set tidal volume (V_T) and delivered V_T are equal. This is a pressure support breath (patient-triggered, pressure-limited, and flow-cycled). Breath B represents a reduction in patient effort. As flow decreases, the ventilator determines that delivered V_T will be less than the minimum set volume. At the shaded portion of the waveform, the breath changes from a pressure-limited to a volume-limited (constant-flow) breath. Breath C demonstrates a worsening of compliance and the possibility of extending inspiratory time to assure the minimum V_T delivery. Breath D represents a pressure support breath in which the V_T is greater than the set V_T . This kind of breath allowed during volume-assured pressure support may aid in reducing work of breathing and dyspnea. P_{aw} = airway pressure.

圖 1：顯示，使用 VAPS 通氣時可能的呼吸類型。在呼吸 A，設定潮氣量和已傳送達到潮氣量是等同的。這是一個壓力支持呼吸（由病人觸發，壓力限制和流量週期）。呼吸 B，表示病人努力減少。隨著流量減少時，呼吸器確認到傳送的潮氣量，低於最小設定的潮氣量。在波形陰影區，呼吸從壓力限制轉換到容量限制（恆定流量）。呼吸 C，表示肺順應性變差，延長吸氣時間來確保最低潮氣量的傳送。呼吸 D，表示壓力支持呼吸的潮氣量已高於設定潮氣量。VAPS 允許這種呼吸，可能有助於減少呼吸做功及呼吸困難。Paw = 氣道壓力。

呼吸器輸出方面是根據傳送潮氣量(delivered V_T)和設定最小潮氣量(minimum set V_T)之間的關係，它們會有一些不同(圖 1)。當 delivered V_T 和 set V_T 相等時，該次呼吸即為 PS 的呼吸；也就是該次呼吸是以設定的 PS 水平為壓力限制(pressure-limited)和流量週期(flow-cycled)。在 Viasys 呼吸器會發生在起始峰流量(peak flow)的 25%時，若病人吸氣努力(effort)減少，則呼吸器會以設定的壓力水平，傳送一個較少的容量。傳送容量和設定容量的對比上，微處理器會以目前的流量和正常的流量週期標準(cycle criteria)為基礎，決定最少設定潮氣量有無被傳送。當流量減少或達到設定峰流量時，呼吸將從壓力限制切換到容量限制。流量將會持續保持恆定，以增加吸氣時間，傳送所需的容量。記住!容量控制是測量呼吸器出來的潮氣量，而不是病人呼出的潮氣量(exhaled V_T)。使用 VAPS 時，在切換為容量限制呼吸時，氣道壓力會高於設定的 PS 水平，故高壓報警是很重要的。這些呼吸須具有次要週期(secondary cycle)



的特點，當吸氣時間長於 3 秒鐘時，須能有自動時間週期(automatically time-cycled)的功能。

最後，假如病人吸氣努力增加，VAPS 可允許病人在該次呼吸的潮氣量大於設定潮氣量。這是呼吸內控制(interbreath)和呼吸間控制(intrabreath)的另一重要區別。呼吸內控制是增加或減少呼吸器的支持，以維持一個最低的潮氣量。但如果潮氣量持續大於此設定的最低潮氣量，呼吸器在 PS 模式操作上是不會做任何操作的。

選擇合適的壓力和流量設定是成功應用 VAPS 和 PA 的關鍵。假如壓力設置的太高，則所有呼吸將都會是 PS 的呼吸，並提供最低的容量保證，故呼吸器不會有任何的回饋操作。選擇太小的潮氣量時，也會發生同樣問題。若恆定流量設置太高時，則所有呼吸會從壓力控制切換到容量控制。假如峰流量設置太低，則在呼吸末期會從壓力控制切換到容量控制，同時吸氣時間可能會被沒必要的延長。

若臨床人員觀察到呼吸器，頻繁的從壓力控制切換到容量控制，就須查明原因。其潛在原因有病人吸氣努力減少、肺順應性減少、氣道阻力增加、氣道有分泌物或人工氣道的問題。圖 2 闡明在 VAPS 模式下，增加阻抗(阻力和順應性)的效應。圖 2 的波形是一個沒有病人努力的肺模型。從左到右，順應性下降、阻力增加，說明從壓力限制切換到容量限制。當吸氣時間延長，有可能造成氣流阻滯和內源性 PEEP。

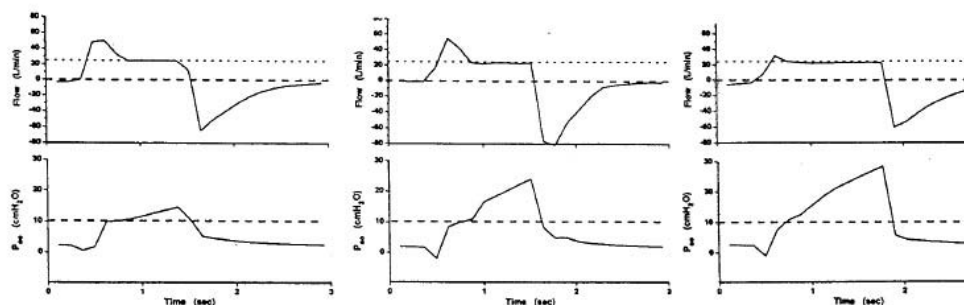


Fig. 2. Effects of increased resistance and compliance on airway pressure (P_{aw}) and flow waveforms during volume-assured pressure support/pressure augmentation. In the first breath, compliance is 40 mL/cm H_2O and resistance is 5 cm H_2O /L/s. In the second breath, compliance is 20 mL/cm H_2O and resistance is 5 cm H_2O /L/s. In the third breath, compliance is 20 mL/cm H_2O and resistance is 20 cm H_2O /L/s. Note the lengthening inspiratory time and progressive increasing peak inspiratory pressure. V_T = tidal volume.

圖 2：在 VAPS/PA 模式下，增加阻抗對氣道壓力（ P_{aw} ）影響的流量波形圖。在第一次呼吸，順應性為 40 mL/cm H_2O 及阻力為 5 cm H_2O /L/s。在第二次呼吸，順應性為 20 mL/cm H_2O 及阻力為 5 cm H_2O /L/s。在第三次呼吸，順應性為 20 mL/cm H_2O 及阻力為 20 cm H_2O /L/s。記錄了延長吸氣時間和逐步增加的吸氣峰壓。VT=潮氣量。)

圖 3 描述一個病人用了 VAPS 的壓力和流量波形圖。在高格層代表所有 PS 呼吸，且潮氣量均超過最小設定值。在低格層表示在病人睡覺時，病人努力(effort)的減少。最底部的格層闡述流量漸減後再轉換到恆定流量。流量轉換時會產生一個平台。Neil



MacIntyre 把它當作呼吸的後沿(back porch)。須注意，當流量的轉換是保證了最小潮氣量，但不一定等於提高了病人與呼吸器的互動。

圖 4 說明，當病人有較高吸氣流量需求時，壓力和流量波的形圖。最高格層說明了容積控制的持續強制通氣(continuous mandatory ventilation)和恆定流量的波形圖。在吸氣的起始時，較深的壓力波動(箭頭處)反映出流量比對於病人的需求是不足。在低格層中，VAPS 是被啟動的。前二個呼吸顯示，從壓力控制切換到容量控制。第三個呼吸顯示，傳送超過設定量容量時的壓力限制、流量週期。這些呼吸類型皆可能存在 VAPS 模式中，它基於病人努力(effort)和阻抗(impedance)的變化。

有關 VAPS 的文獻，自從 Amto et al 介紹出來後至今還是不多的⁹⁻¹¹。主要考量是無能力限制潮氣量、改變吸呼比率和操作看起來似乎有點複雜，因而限制了 VAPS 的應用。

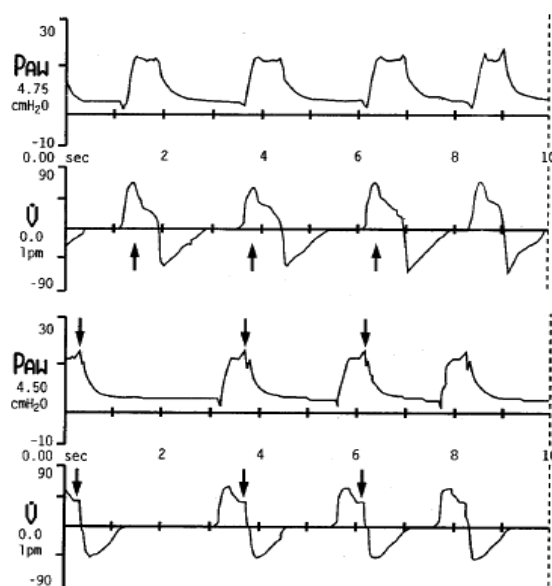


Fig. 3. The top panel shows pressure support breaths during volume-assured pressure support. The bottom panel shows the characteristic shape of the flow waveform during volume-assured pressure support when the breath transitions from pressure control to volume control (see text). P_{aw} = airway pressure. $\dot{V}$ = flow.

圖 3：最高格層顯示，在 VAPS 時的壓力支持呼吸。底部格層顯示，在 VAPS 時，呼吸從壓力控制過度到容量控制的特有流量波形圖（見文本）。 P_{aw} = 氣道壓力。 $\dot{V}$ = 流量。

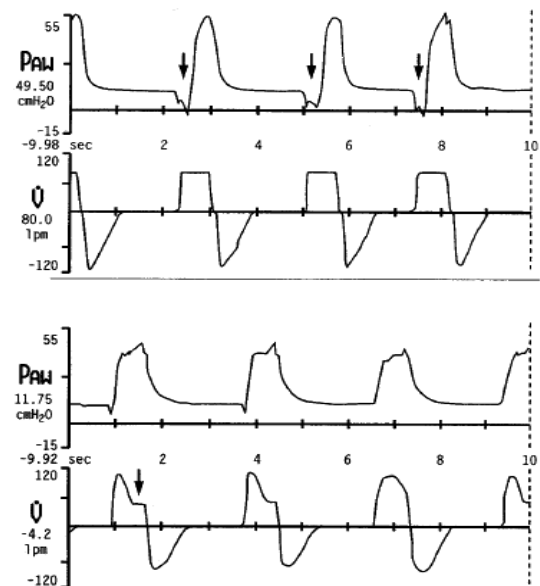


Fig. 4. The top panel shows patient effort causing large deflections in airway pressure at the start of inspiration (arrows). In the bottom panel the rapid flow associated with volume-assured pressure support reduces those pressure deflections, perhaps improving patient comfort (see text). P_{aw} = airway pressure. $\dot{V}$ = flow.

圖 4：最高格層顯示，病人努力引起吸氣開始階段，氣道壓力的大幅度變化（箭頭）。底部格層顯示，VAPS 下，快速流量減少了壓力的大幅度變化，可能使病人較舒適（見文本）。 P_{aw} = 氣道壓力。 $\dot{V}$ = 流量。

2. 容量支持通氣和可變壓力支持 (Volume support ventilation and available pressure support)



容量支持通氣(VSV；見 Siemens 300 and Servo i 呼吸器)和可變壓力支持(AP；見於 Cardiopulmonary Corporation's Venturi 呼吸器)的優點是提供如容量控制通氣般的恆定分鐘通氣量和潮氣量正向屬性的 PSV (pressure support ventilation)。因為雙重控制的 PSV 反應是類似壓力限制、時間週期(time-cycled)通氣，舉例波形圖將在此章節顯示。唯一不同的是，一個是流量週期(flow-cycled)的模式，另一個是時間週期(time-cycled)的模式。另外，這些模式聲稱，當肺機械力學改善和/或病人努力增加時，允許自動減少 PS 水平。此技術採用的是一個密閉式控制迴路(closed-loop control)的 PSV。容量支持通氣(VSV)是一個 PSV，並以潮氣量作為一個回饋控制，並不斷的調整 PS 水平，以嘗試達到目標容量。所有呼吸為病人觸發、壓力限制和流量週期。當使用 Siemens 300 呼吸器時，VSV 是以一個 5 cm H₂O 的 PS，來做為測試呼吸(test breath)的啟動。呼吸器監測傳送的潮氣量(再次強調，此為呼吸器出口處的潮氣量，而非病人吐氣潮氣量)，且計算呼吸系統動態的順應性(表面的，非真實性的)。接下來的三個呼吸，則是以計算傳送一個最少設定潮氣量的 75% 之 PS 水平來傳送。兩次呼吸間，自動升降 PS 水平的最大壓力變化為 3 cm H₂O。壓力自動升降的範圍是在 PEEP 以上 0 cm H₂O，至高壓報警設置之下的 5 cm H₂O 間做變化。所有呼吸為 PS 呼吸，正常在流量降至起始峰流量的 5%時，吸氣會切換為呼氣。另一個次要的切換機制是當吸氣時間，超過總週期時間(total cycle time)的 80%即被啟動。呼吸器設定呼吸頻率和潮氣量之間還有一個關係。假如需要的潮氣量是 500 ml 且呼吸頻率是 15 次/分鐘，分鐘通氣量的設置將是 7.5 L/min。當病人呼吸頻率少於 15 次/min，目標潮氣量將被自動增加，直到 150 %的起始值，來維持一個不變的最少分鐘通氣量。

在有氣流阻塞的病人，若呼吸器自動增加 PS 水平，嘗試去維持一個潮氣量，此時就可能產生 auto-PEEP，這是一個潛在的危險情況。在 PSV 的通氣模式中，神經-機械不同步(neural-mechanical asynchrony)已被幾位作者提出來過¹²⁻¹⁴，使用高水平的 PS 會使 COPD 病人的病情惡化。在傳統的 PSV 中，吸氣時間的延長是造成病人使用呼氣肌主動呼氣的原因。這常會導致氣體陷閉(air-trapping)、auto-PEEP 和錯過觸發的努力(missed trigger efforts)。這個問題會被 VSV 更進一步的擴大。因為 auto-PEEP 增加，在相同的壓力限制下，將導致病人獲得較少的潮氣量。此原因將導致 VSV 的運算規則系統，增加壓力限制來增加潮氣量，加重了 air-trapping，進一步導致病人和機器的不同步(patient-ventilator asynchrony)。這可能導致惡性循環，增加 PS 水平、加重 air-trapping 和無能力觸發呼吸器。若此結果導致呼吸頻率少於呼吸器設定的頻率，潮氣量將進一步增加。設定合適的分鐘通氣量報警、高壓報警對安



全應用 VSV 是相當重要的。

在呼吸過強(hyperpnea)的病人，如呼吸需求(demand)增加，呼吸器的支持將會減少，這可能和期望的反應正好相反。當病人需求增加時，呼吸器的反應就是減少氣道壓力。所有雙重控制模式皆無法區分出，是肺順應性的改善或是病人努力的增加，此還留有一個很大的不利條件。另外，如果臨床人員選擇的潮氣量超過病人的需求，病人可能會停留在呼吸器的支持水平，導致呼吸器的脫離可能被延遲。

像 VAPS 一樣，有關 VSV 的文獻也是稀少的¹⁵⁻¹⁶。Sottiaux 最近報告 3 例成年病人用了 VSV，出現不同步和潮氣量不穩定¹⁵。在那些案例中，研究者觀察上面討論的理論限制。也就是說，一旦出現 auto-PEEP 時，VSV 對潮氣量減少的反應是增加氣道壓力，正如呼吸器運作原理所描述的。這是因為 auto-PEEP 限制了，在呼氣末壓力和設置 PS 水平之間的壓力變化，導致傳送了比期望潮氣量還少的潮氣量。舉一個例子，假如 PEEP 是 5 cmH₂O 且 VSV 運算原理是在 50 ml/cmH₂O 的肺順應性下計算，然後 12 cmH₂O 是傳送 600 ml 潮氣量所必須的壓力。在情境下，如果總的 PEEP 是 10 cmH₂O (5 cmH₂O 是 auto-PEEP)，則壓力的變化只有 7 cmH₂O，實際傳送的潮氣量只有 350 ml (7 cmH₂O X 50 ml/cmH₂O)。VSV 的反應是在下一次呼吸時增加壓力，這進一步加重了氣流阻塞病人的 auto-PEEP。隨著 auto-PEEP 增加，病人不能觸發呼吸器，這些錯過努力(missed efforts)進一步導致了不同步(圖 5)。

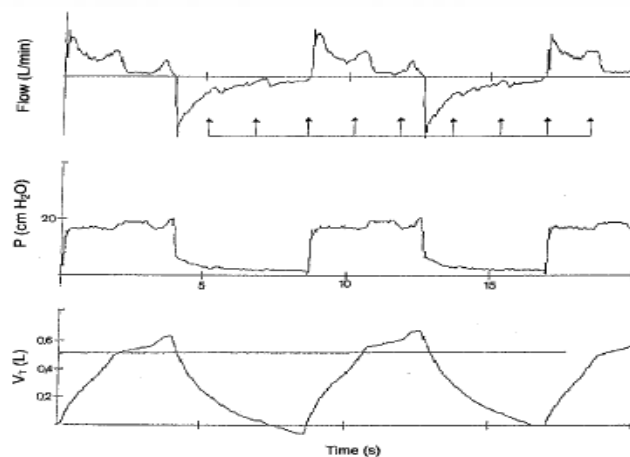


Fig. 5. Flow pressure (P), and tidal volume (V_T) waveforms from a patient after thoracic surgery. Volume-support ventilation was applied with a target V_T of 0.5 L and a frequency of 10 breaths/min. The patient's activity is clearly observed on the flow/time and pressure/time curves. The patient's breathing frequency is 35 breaths/min, while the ventilator frequency reaches 7 breaths/min, so the ventilator/patient ratio is 1:5. In this case the new target V_T averages 0.7 L. (From Reference 15.)

圖 5：一個病人胸腔手術後的流量、壓力和潮氣容積波形圖。容積支持通氣使用的目標潮氣容積是 0.5L，頻率 10 次/分鐘。在流量-時間，壓力-時間波形，可清楚觀察到病人的活動。病人的呼吸頻率 35 次/分鐘，然而呼吸器頻率達到 7 次/分鐘，呼吸器/病人比率是 1:5，在這種情況下，新目標潮氣量平均 0.7L。)

Sottiaux 也發現使用 VSV 時，導致錯過觸發(missed triggers)的呼吸，此測量出



來的呼吸頻率低於設定的頻率¹⁵。VSV 過程中，即使沒有強制，呼吸臨床人員必須設定呼吸頻率。這頻率的設置，控制著吸氣時間和設定最小分鐘通氣量的限制。在 VSV 的運算原理，如果病人呼吸頻率低於設定的頻率，呼吸器將試著維持設定的分鐘通氣量(set frequency X target Vt)。結果是增加潮氣量，直到臨床人員設定值的 150%。這種現象在 Sottiaux 的一個報告中見過。(圖 6 和 7)闡述了這個問題。在 Siemens 300 呼吸器，其 PS 的流量終止(flow-termination)是較遲緩的(5%)，可能也會使此問題更加惡化。

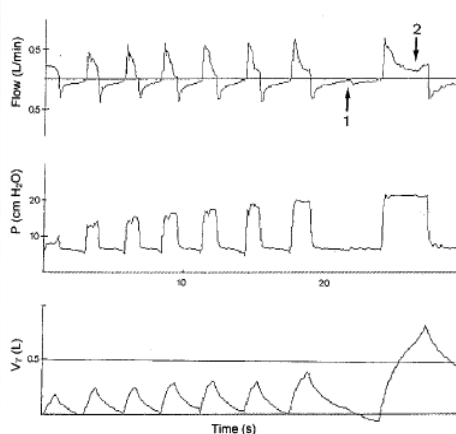


Fig. 6. Waveforms demonstrating a missed trigger (arrow 1) and response to perceived decrease in respiratory rate (arrow 2). The last breath exceeds the target tidal volume (V_T). (From Reference 15.)

圖 6：箭頭 1 波形闡述了錯過了一次觸發呼吸。箭頭 2 被認為是反應先前減少的呼吸速率。最後一次呼吸潮氣量超過了目標潮氣量)

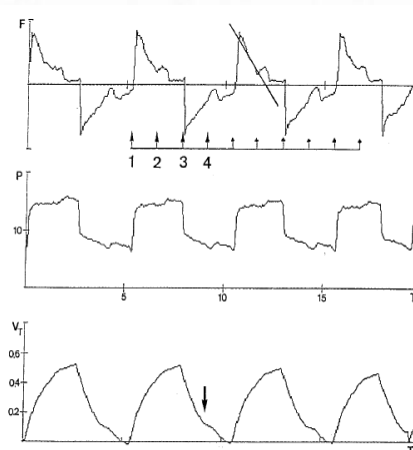


Fig. 7. Flow, pressure, and volume curves in a patient of VSV with a target tidal volume of 0.5 L. The ventilator detects a respiratory frequency of 12 breaths per minute, while the patient breathing frequency is 49 breaths per minute. Only 1 out of every 4 breaths triggers the ventilator. In the flow tracing the arrow marked 1 triggers a breath, while the arrows 2-4 go unrecognized (missed triggers). (From Reference 15.)

圖 7：一個使用容積支援通氣模式的病患，以目標潮氣量為 0.5L 的流量、壓力和容積圖形。呼吸器偵測的呼吸頻率為 12 次/分鐘，然而病人呼吸頻率是 49 次/分鐘。僅僅四分之一呼吸有觸發。在流量波形中箭頭 1 觸發了呼吸，然而箭頭 2-4 錯過了觸發。From Reference.15)

3. 雙重控制、呼吸與呼吸間、壓力限制、時間週期通氣 (Dual-Control, Breath-to-Breath, Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation)

雙重控制、呼吸與呼吸間、壓力限制、時間週期通氣 (Dual-Control, Breath-to-Breath, Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation)在 Siemens 300 呼吸器可稱作為“壓力調節容量限制 (Pressure-Regulated Volume Control ;PRVC)”，在 Hamiton Galileo 稱“適應流量通氣 (Adaptive Pressure Ventilation; ASV)”，Draeger Evita 4 呼吸器稱“自動流量 (autoflow)”，在 Pueritam Bennett 840 是“VCV+”和在 Cardiopulmonary Corporation Venturi 是“可變壓力控制 (Variable Pressure



Control ;VPC)“。它們被推薦使用的優點是具有恆定的分鐘通氣量和潮氣量之壓力控制通氣(pressure-control ventilation; PCV)的正面屬性，且當肺力學改善和/或病人努力增加時，可自動減少壓力限制(pressure limit)。

所有這些模式都是由壓力限制、時間週期通氣(Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation)使用潮氣量作回饋控制，不斷的調整壓力限制。這是另一個呼吸內(interbreath)、負反饋控制器(negative-feedback controller)的例子。一般來說，用於呼吸回饋的容量信號，不是採用呼出潮氣量(exhaled V_T)，而是從呼吸器出來的容量。這可以防止發生洩漏時的失控(runaway)，如管路中無法精確測量出呼出的潮氣量。雖然每個製造商的模式有不同的名稱，但設備的操作大都一致相當。所有這些呼吸模式都是時間觸發或病人觸發、壓力限制和時間週期。設備之間的差異是，Siemens 300 允許 PRVC 應用在持續強制通氣(CMV)模式中。其他呼吸器允許雙重控制模式與使用於持續強制通氣(CMV)或同步間歇強制通氣(SIMV)模式。在 SIMV 模式裡的強制性呼吸(mandatory breaths)是屬雙重控制呼吸。在不同的呼吸器，測量容積作為回饋信號的位置，也是不一樣的。Siemens 300 使用離開呼吸器的容量，所以是呼吸器內部的吸氣流量傳感器(flow sensor)測量到的。Hamilton Galileo 使用的流量傳感器放在氣道上，實際潮氣量(actual V_T)是以吸氣和呼氣的潮氣量平均預估的。這消除了氣體壓縮和管路洩漏的影響，並可能是雙重控制模式的最好監測容量的方法。

由於這些模式是壓力限制、時間週期通氣(Pressure-Limited, Time-Cycled Ventilation)，其是根據測量的潮氣量，壓力限制也會一直波動，任何錯誤測量的潮氣量，將導致錯誤的決定。在輔助呼吸過程中，若病人需求增加，在病人最需要支援時，壓力水平卻可能會減少。此時，由於壓力水平降低，平均氣道壓也會下降，則潛在優點將會消失。¹⁷⁻²² 然而，這些研究期限短，在闡明一些臨床重要的結果上較無法呈現。(例如：存活率或使用呼吸器的時間)

在討論雙重控制、壓力限制、時間週期時，通常人們會說，這些模式允許盡可能低的氣道峰壓來保障目標潮氣量。下面波形圖例顯示這不是真實的。圖 8，一位呼吸器病人，用容量控制模式，在潮氣量為 400 ml 時，轉換到 Draeger Evita 4 的 Autflow。請注意前 13 次呼吸氣道壓力和流量信號的波形，第 14 次時呼吸器提供一個測試呼吸(test breath)，採用恆定流量。然後呼吸器增加氣道峰壓，直到 400 ml 的目標潮氣量達到。在使用大量鎮靜劑的病人，原需要 3 次的測試呼吸，最後是連續的 7 次呼吸是才達恆定的目標潮氣量。

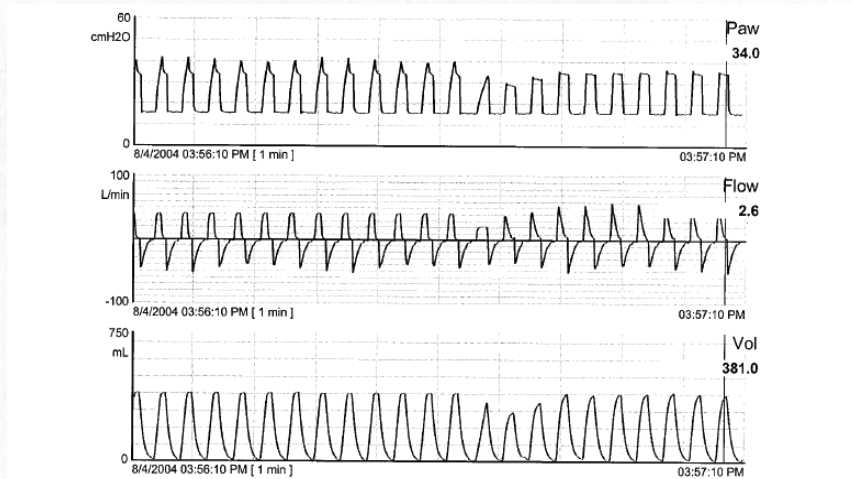


Fig. 8. Volume-control ventilation at a tidal volume (V_T) of 400 mL changed to Autoflow during ventilation of a patient with acute lung injury (see text). P_{aw} = airway pressure.

圖 8：一個急性肺損傷病人使用容量控制通氣，潮氣容積為 400ml 在通氣過程中切換到 Autoflow）

圖 9 到圖 13 為顯示關於雙重控制反應的好範例。圖 9，Autoflow 用於一個被動的測試肺 (test lung)，順應性為 40 cmH₂O。在第四次呼吸時，肺順應性減少到 20 cmH₂O，接下來的呼吸顯示潮氣量減少約 50%。雙重控制運算原理會在下一次的呼吸，增加了氣道壓力，利用接下來的 4 次呼吸會以 breath-to-breath 為基礎，逐次回復到目標潮氣量。圖 10 顯示相反的事件：測試肺順應性增加 50%，在超過目標潮氣量 600 ml 時，改變了第一次呼吸。在這種情況下，只有 2 次呼吸就可回到目標容量 600 ml。

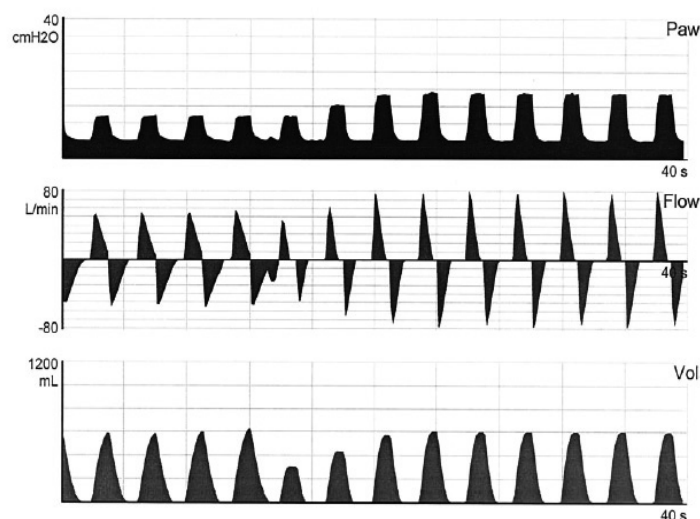


Fig. 9. Effects of a decrease in test-lung compliance on airway pressure (P_{aw}) and flow during dual-control ventilation with a target tidal volume (V_T) of 600 mL (see text).

圖 9：在雙重控制模式中，潮氣容積為 600ml，當測試肺的順應性較少時，氣道壓力和流量受到的影響。

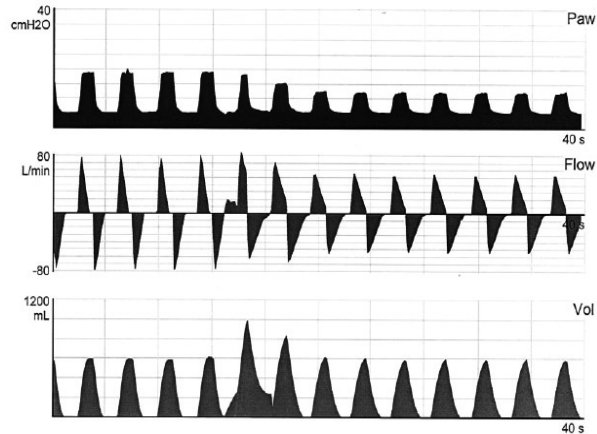


Fig. 1 Fig. 10. Effects of an increase in test-lung compliance on airway pressure (P_{aw}), volume, and flow during dual-control with a target tidal volume (V_T) of 600 mL (see text).

圖 10：在雙重控制模式中，潮氣容積為 600ml，當測試肺的順應性提高時，氣道壓力容積和流量受到的影響。

圖 11 說明 Autoflow 如何提供初始測試呼吸之相關運算原理的資訊。這些呼吸允許上升氣道壓力，以達到 600 ml 的目標潮氣量。最後 4 次呼吸是展示模擬病人的努力。可以看出每次呼吸都是流量觸發和偏轉的氣道壓力。當測試肺提供更多呼吸的努力時，其結果是逐漸減少氣道尖峰壓力。

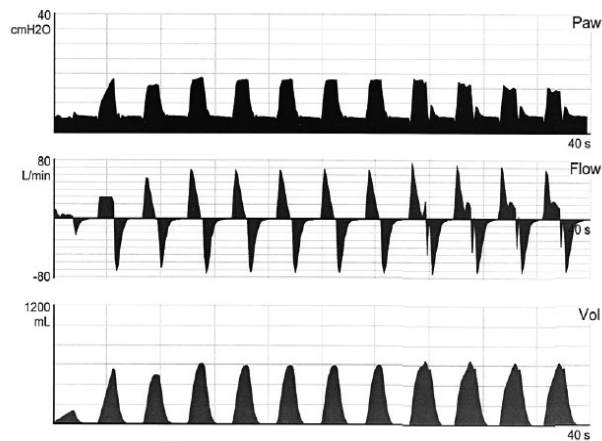


Fig. 11. Airway pressure (P_{aw}), flow, and volume waveforms demonstrating the change from volume-control ventilation to dual-control (first breath) and the effects of simulated effort on the dual-control response (see text).

圖 11：氣道壓力、流量和容積波形，闡述了容積控制通氣到雙重控制通氣的變化，和模仿病人努力在雙重控制模式中的反應）

圖 12 顯示，當肺部呈現被動時會出現的變化。當突然 5 次呼吸失去努力(effort)時，結果導致一個低流量和小的潮氣量。有趣的是，目標潮氣量為 600 ml，但先前呼吸活動期間傳送的潮氣量為 670 ml。故呼吸器的運算原理是慢慢增加氣道壓力，



以滿足容量目標為 600 ml。

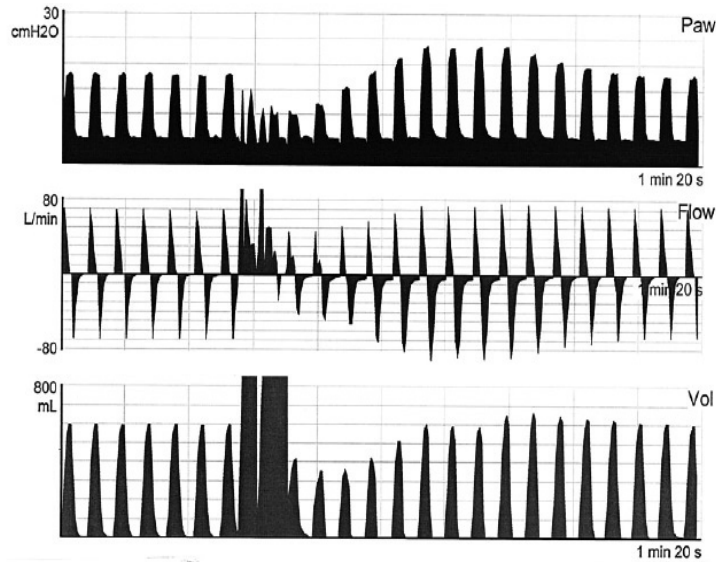


Fig. 13. Airway pressure (P_{aw}), flow, and volume waveforms demonstrating the response of a dual-control algorithm during and after the occurrence of a leak in the circuit (see text).

圖 13：氣道壓力流量和容積圖形，說闡明雙重控制原理中，當管路中發生漏氣的反應)

圖 13 顯示，在系統洩漏(溫度探頭移除)時，雙重控制運算原理的反應。在第 8 次呼吸的洩漏後，呈現出過多的流量和容量。為了解決洩漏的問題，呼吸器的運算原理會重新確立目標潮氣量。在最後 3 次的呼吸，此案例說明在發生管路氣體洩漏時，在起始的較小容積後，將導致運算原理給一個過大的潮氣量和重新調整氣道壓力，以滿足目標潮氣量(演示圖 14)。

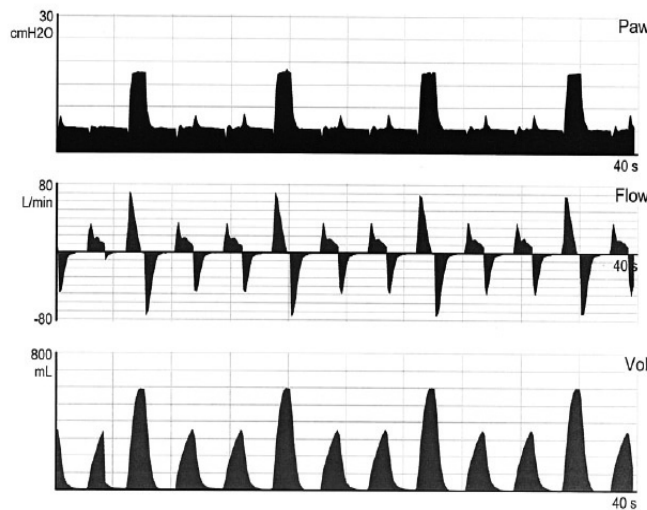


Fig. 14. Dual-control mode during synchronized intermittent mandatory ventilation. P_{aw} = airway pressure.

圖 14：在同步間歇強制通氣中的雙重控制)



圖 14 顯示，在同步間歇強制通氣(SIMV)時，使用雙重控制模式。只有在強制呼吸時，才由運算法控制。在此活動的模型中，不管有無自主呼吸，保持一個恆定的潮氣量是不困難的。

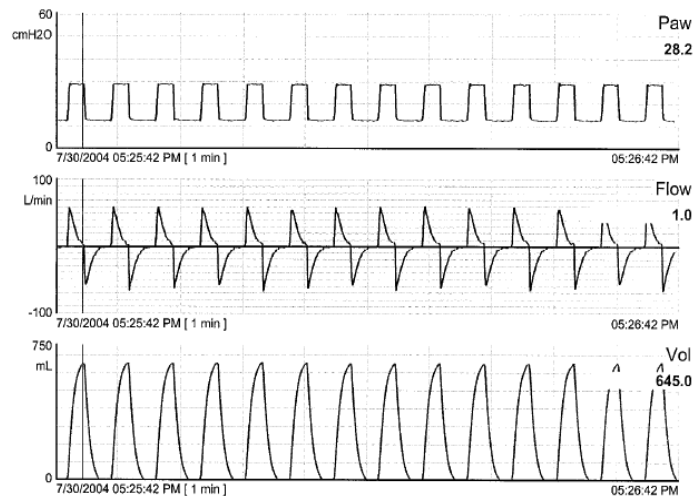


Fig. 15. Stable delivery of the target tidal volume (650 mL) in a heavily sedated patient with acute lung injury. P_{aw} = airway pressure.

圖 15：在有鎮靜的急性肺損傷病人身上，傳送一個穩定的潮氣容積 650ml

雙重控制模式在無病人努力(effort)或持續有病人努力時，皆可提供一個恆定的潮氣量。圖 15 顯示，一位急性肺損傷病人，目標潮氣量為 650 ml 的壓力、流量和容量波形圖。氣道壓力波形顯示沒病人的努力。所有的呼吸皆是時間觸發並且呼吸圖型看起來是相似。

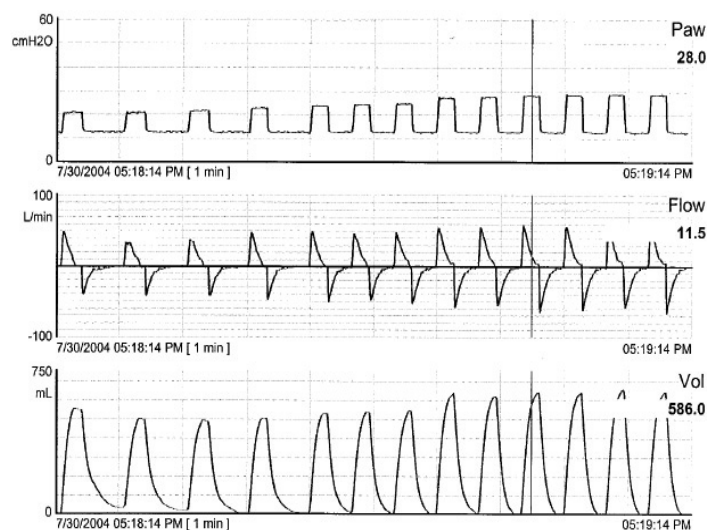


Fig. 16. Response of a dual-control algorithm to a variable patient respiratory rate (see text). P_{aw} = airway pressure.

圖 16：反應一個雙重控制原理，病人呼吸速率的可變性



圖 16 描繪，病人一分鐘過程中，變化的呼吸頻率、壓力、流量及容量波形。在雙重控制模式裡，傳送變化的潮氣量(目標潮氣量為 500 ml)是正常的。改變呼吸頻率可能導致 auto-PEEP 和減少測量到的潮氣量，接著呼吸器就會增加氣道壓力。此可能造成一個氣體陷閉(air-trapping) 和逐步增加氣道壓力的惡性循環，接續更是 air-trapping 惡化。

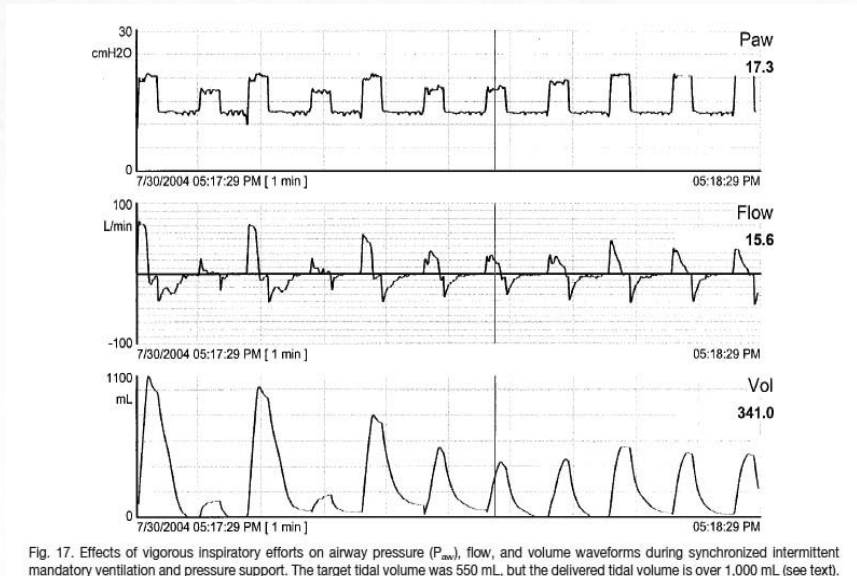


圖 17：表示在間歇指令通氣和壓力支持中，病人明顯的呼吸努力對氣道壓力、流量和容積的影響。原來設定的目標容積為 550ml，但是卻傳送了超過 1000ml)

圖 17 顯示一位密閉性顱腦損傷及急性肺損傷病人的氣道壓力、流量及容量的波形。病人採用 SIMV，目標潮氣量為 550 ml。PEEP 為 12 cmH₂O、壓力支持為 5 cmH₂O (>PEEP)。作者被叫去看此氧合很糟糕的病人。前兩個強制呼吸(呼吸 1 和 3)病人表現出極大的呼吸努力(effort)且潮氣量(V_T)為目標潮氣量(target V_T)的兩倍。氣道峰壓(PIP)只有高於 PEEP 的 8 cmH₂O，這是一個普遍的現象，當病人需求超過了目標潮氣量時。在這種情況下，頭部外傷病人會造成大量的呼吸驅動。在開始第一秒氣道阻塞壓(P_{0.1})為 7.2 cmH₂O。在照顧急性肺損傷或 ARDS 病人時，認識這種可能性是至關重要的。如病人需施行低潮氣量策略(low-V_T strategy)，且無法滿足病人的努力時，雙重控制將無法限制潮氣量，除非要設定較高的潮氣量。在許多例子中，雙重控制模式使 low-V_T strategy 更混亂。當病人被給芬太尼(fentanyl)和丙泊酚(propofol)藥物後，呼吸又會再回到所期望的目標潮氣量。

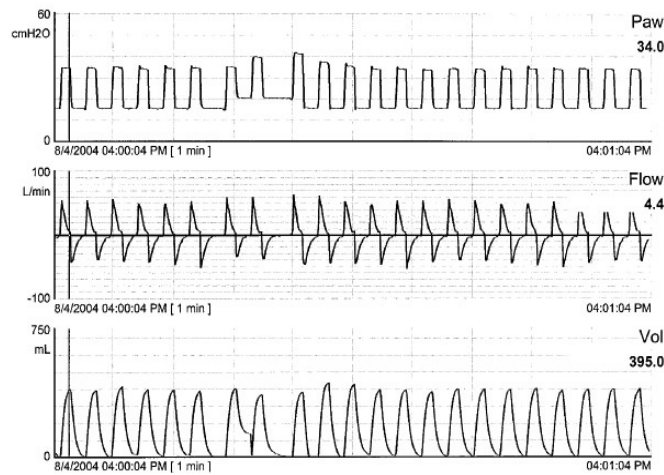


Fig. 19. Airway pressure (P_{aw}), flow, and volume waveforms demonstrating the response of a dual-control algorithm during an increase in positive end-expiratory pressure for 3 breaths (see text).

圖 18：氣道壓力流量和容積波形，說明雙重控制原理對病人，可變的呼吸努力反應。注意內源性吐氣末正壓在容積波形的影響。

圖 18 也表明在雙重控制模式中，傳送容量的可變性。此為急性肺損傷的病人，雖然 $P_{0.1}$ 只有 3.1 cm H₂O，但仍能觸發呼吸器。在有 auto-PEEP 情況下，雙重控制的運算原理，呈現的氣道壓力、流量和容量波形圖顯示。在這三種情況下，air-trapping 是很明顯的：在開始下一次的吸氣前，潮氣量沒有被充分呼出。此案例的目標潮氣量是 500 ml，但在這 30 秒的期間，潮氣量從 450 ml 變到 750 ml。此案例也給臨床人員一個警告：在雙重控制中，保證的潮氣量不可能隨著病人的活動(patient activity)，而一直保持恆定不變。

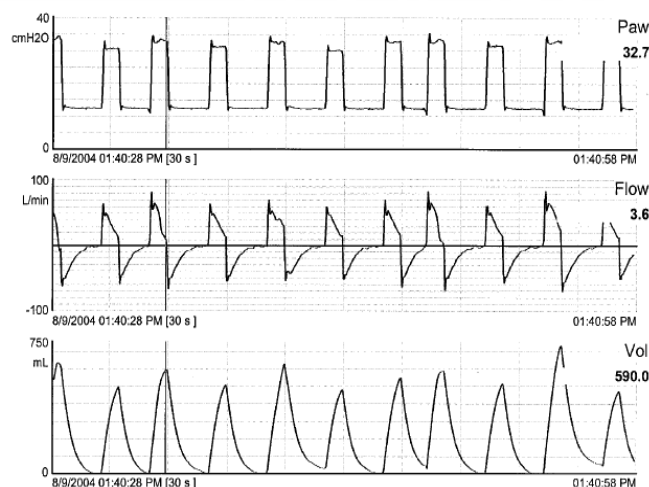


Fig. 18. Airway pressure (P_{aw}), flow, and volume waveforms demonstrating the response of a dual-control algorithm to variable patient effort and timing. Note the effects of intrinsic positive end-expiratory pressure on the volume waveform (which fails to return to baseline), and the resulting wandering of P_{aw} , searching for the volume target (see text).

圖 19：闡述了雙重控制原理 3 次增加吐氣末壓力，對氣道壓力流量容積波形的影響

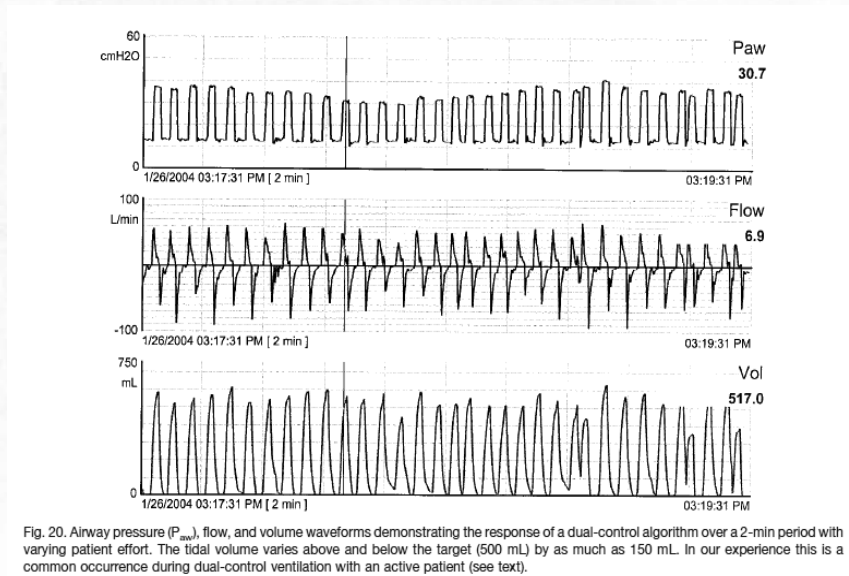


圖 20：闡述了雙重控制原理超過 2 分鐘，病人可變的努力對氣道壓力流量和容積波形的影響。潮氣容積在 500ml 上下波動，最多到 150ml。以我們的經驗，當病人有呼吸努力時，這是一個普遍的現象）

圖 19 和圖 20 闡述在雙重控制模式通氣中，氣道壓力、流量和容量的變化。在圖 19 的目標潮氣量是 400 mL。在第 7 個呼吸的開始，呼吸器增加了 5 cmH₂O 的 PEEP，作為間歇性 PEEP 功能的一部分。儘管肺容積的改變，運算原理來還會維持目標潮氣量，在一個相當窄的範圍內。圖 20 闡述在雙重控制中，氣道壓力和潮氣量的變化。病人有活動且目標潮氣量是 500 mL。由於病人有活動($P_{0.1}$ 是 4.5 cm H₂O)，在這 2 分鐘內，平均潮氣量是 570 mL（波動範圍 350-630mL）以我們的觀點，這些波形圖闡述了 2 個重要的事實：(1) 波形圖對理解呼吸器功能和病人-呼吸器間交互作用很重要的。(2) 理解第一點讓我們為病人，設計安全和有效的通氣支持。

4. 自動模式和可變的壓力支援/可變式壓力控制 (Automode and Variable Pressure Support/Variable Pressure Control)

在 Siemens 300A 呼吸器上稱為自動模式(Automode)，在 cardioplummonary system Venturi 呼吸器上稱為可變式壓力支援/可變式壓力控制(Variable Pressure Support/Variable Pressure Control)。兩者設計都是為了能從壓力控制(PC)自動脫離(automated weaning)轉換到壓力支(PS)持，當病人的努力減少低於選定臨界值以下，PS 水平自動化的逐步增加。這兩種模式操作相似，故只描述其中一種。Automode 是容積支持(VS; volume-support)和壓力調節容積控制(PRVC; pressure-regulated



volume control)整合成的一種單一模式。如果病人是麻痺的(paralyze)，呼吸器就提供 PRVC 的通氣。所有的呼吸都是強制的(mandatory)、時間觸發(time-triggered)，壓力限制(pressure-limited)和時間週期(time-cycled)。壓力限制可自動升高或下降，以維持臨床人員所設定的期望潮氣量(desired VT)。如果病人連續兩次觸發呼吸，呼吸器就轉換到 VS。如果病人 12 秒(小兒 8 秒、新生兒 5 秒) 沒有呼吸，通氣模式會自動轉換為 PRVC。^{23,24} 從 PRVC 轉換到 VS 是在同樣的尖峰壓力下完成的。Automode 也能從 PC 轉換為 PS 或從容積控制(VC ; volume-control)轉換為 VS。在 VC 轉換到 VS 時，VS 的壓力限制等於 VC 時的平台壓(pause pressure)，如果沒有吸氣平台壓可應用時，則初始壓力可計算為： $(PIP-PEEP) \times 50\% + PEEP$

有一件事需考慮到，就是呼吸由 time-cycle 轉為 flow-cycle 的通氣時，平均氣道壓力可能下降，如此可能導致急性肺損傷(acute lung injury)病人的低氧血症。呼吸器的運算原理是簡單的，就只有兩者，一個是病人有觸發的呼吸或是無觸發的呼吸。Automode 轉換模式波形圖演示了所有從 pressure-limited、time-cycled 呼吸轉換到 pressure-limited、flow-cycled 的過程。在每一個呼吸類型(breath type)中，雙重控制可以允許壓力限制增加或減少，就像我們前面已經見過的模式一樣。^{23,24}

三、總結 Summary

雙重控制模式可允許有多變的氣道壓力、流量和容積波形。雙重控制模式不能一直保證一個穩定的潮氣量，因為病人的自主呼吸會讓機械的操作變得更複雜。臨床人員應該理解雙重控制的操作方式及適當把這些技術應用在危重病人身上。

參考文獻 REFERENCES

1. Brunner JX. Principles and history of closed-loop controlled ventilation. *Respir Care Clin N Am* 2001;7(3):341–362.
2. Branson RD, MacIntyre NR. Dual-control modes of mechanical ventilation. *Respir Care* 1996;41():294–305.
3. Branson RD, Davis K Jr. Dual control modes: combining volume and pressure breaths. *Respir Care Clin N Am* 2001;7(3):397–408.
4. Branson RD. Techniques for automated feedback control of mechanical ventilation. *Semin Respir Med* 2000;21:203–210.
5. Hess DR, Branson RD. New ventilator modes. In: Hill NH, Levy ML, editors.



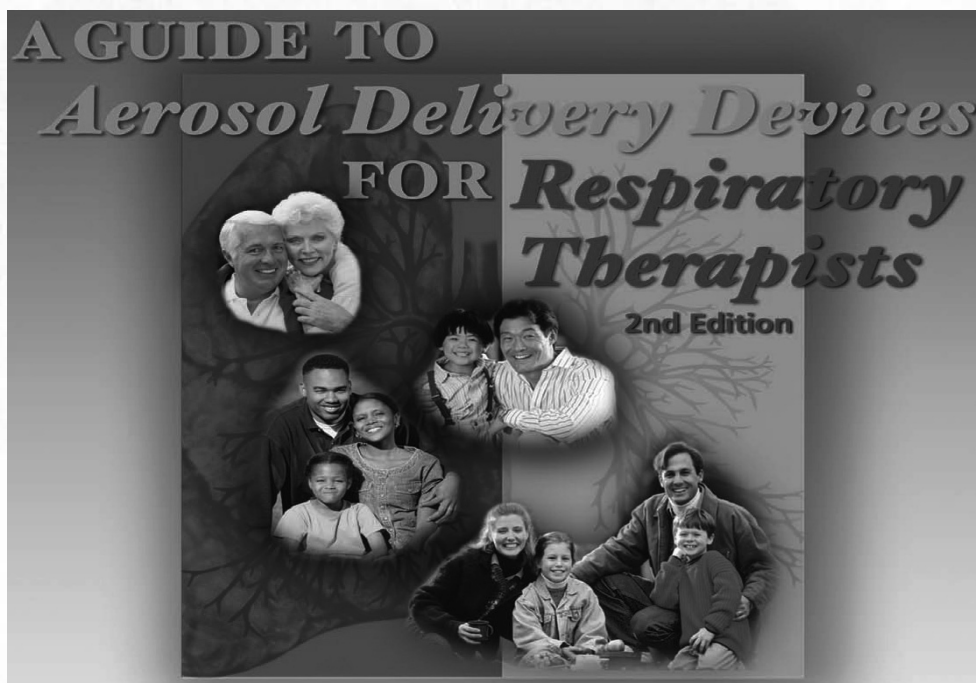
- Ventilator management strategies for critical care. New York: Marcel Dekker; 2001:172–223.
6. Hess D, Branson RD. Ventilators and weaning modes. *Respir Care Clin N Am* 2000;6(3):407–435.
 7. Branson RD, Johannigman JA, Campbell RS, Davis K Jr. Closedloop mechanical ventilation. *Respir Care* 2002;47(4):427–451; discussion 451–453.
 8. Iotti G, Braschi A. Closed loop control of ventilatory support. *Respir Care Clin N Am* 2001;6(3):341–522.
 9. Amato MB, Barbas CS, Bonassa J, Saldiva PH, Zin WA, de Carvalho CR. Volume-assured pressure support ventilation (VAPSV): a new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure. *Chest* 1992;102(4):1225–1234.
 10. Haas CF, Branson RD, Folk LM, Campbell RS, Wise CR, Davis K Jr, et al. Patient-determined inspiratory flow during assisted mechanical ventilation. *Respir Care* 1995;40(7):716–721.
 11. MacIntyre NR, Gropper C, Westfall T. Combining pressure-limiting and volume-cycling features in a patient-interactive mechanical breath. *Crit Care Med* 1994;22(2):353–357.
 12. Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Bauer T, Haberthur C, Wolff G. An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest* 1995;107(5):1387–1394.
 13. Jubran A, Van de Graff WB, Tobin MJ. Variability of patient-ventilator interaction with pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;152(1):129–136.
 14. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med* 1998;158(5 Pt 1):1471–1478. Erratum in: *Am J Respir Crit Care Med* 1999;159 (3): 1023.
 15. Sottiaux TM. Patient-ventilator interactions during volume-support ventilation: asynchrony and tidal volume instability: a report of three cases. *Respir Care* 2001;46(3):255–262.
 16. Keenan HT, Martin LD. Volume support ventilation in infants and children: analysis



- of a case series. *Respir Care* 1997;42(3):281–287.
17. Piotrowski A, Sobala W, Kawczynski P. Patient-initiated, pressureregulated, volume-controlled ventilation compared with intermittent mandatory ventilation in neonates: a prospective, randomised study. *Intensive Care Med* 1997;23(9):975–981.
 18. Alvarez A, Subirana M, Benito S. Decelerating flow ventilation effects in acute respiratory failure. *J Crit Care* 1998;13(1):21–25.
 19. Kesecioglu J, Telci L, Tutuncu AS, Esen F, Denkel T, Erdmann W, et al. Effects of volume controlled ventilation with PEEP, pressure regulated volume controlled ventilation and low frequency positive pressure ventilation with extracorporeal carbon dioxide removal on total static lung compliance and oxygenation in pigs with ARDS. *Adv Exp Med Biol* 1996;388:629–636.
 20. Kesecioglu J, Gultuna I, Pompe JC, Hop WC, Ince C, Erdmann W, Bruining HA. Assessment of ventilation inhomogeneity and gas exchange with volume controlled ventilation and pressure regulated volume controlled ventilation on pigs with surfactant depleted lungs. *Adv Exp Med Biol* 1996;388:539–544.
 21. Kocis KC, Dekeon MK, Rosen HK, Bandy KP, Crowley DC, Bove EL, Kulik T. Pressure-regulated volume control vs volume control ventilation in infants after surgery for congenital heart disease. *Pediatr Cardiol* 2001;22(3):233–237.
 22. Guldager H, Nielsen SL, Carl P, Soerensen MB. A comparison of volume control ventilation and pressure-regulated volume control ventilation in acute respiratory failure. *Crit Care* 1997;1(2):75–77.
 23. Roth H, Luecke T, Lansche G, Bender HJ, Quintel M. Effects of patient-triggered automatic switching between mandatory and supported ventilation in the postoperative weaning period. *Intensive Care Med* 2001;27(1):47–51.
 24. Holt SJ, Sanders RC, Thurman TL, Heulitt MJ. An evaluation of Automode, a computer-controlled ventilator mode, with the Siemens Servo 300A ventilator, using a porcine model. *Respir Care* 2001; 46(1):26–36.



呼吸治療師在霧氣治療傳送系統的使用指引(第二版)Part I



原著：Arzu Ari, PhD, PT, RRT, CPFT Dean Hess, PhD, RRT, FAARC
Timothy R. Myers, BS, RRT-NPS Joseph L. Rau, PhD, RRT, FAARC
前言：Sam Giordano, Executive Director of AARC
出版者：美國呼吸照護學會 (American Association for Respiratory Care, AARC)
贊助者：Respironics Inc.

中文譯著：呼吸治療師在霧氣治療傳送系統的使用指引 (第二版)

總審閱：施純明(Chuen-Ming Shih)^{1、5}
編審：朱家成(Chia-Chen Chu)^{2、6}、劉金蓉(Chin-Jung Liu)^{3、6}、袁月華(Yueh-Hua Yuan)⁷
(簡體版)
編譯：彭逸豪(Yi-Hao Peng)⁴、蕭琬云(Wan-Yun Hsiao)⁴、倪子晴(Tzu-Ching Ni)⁴

中國醫藥大學附設醫院內科部胸腔暨重症系主任¹
中國醫藥大學附設醫院內科部胸腔暨重症系呼吸治療科技術主任²
中國醫藥大學附設醫院內科部胸腔暨重症系呼吸治療科總技師³
中國醫藥大學附設醫院內科部胸腔暨重症系呼吸治療科呼吸治療師⁴
中國醫藥大學呼吸治療學系副教授⁵
中國醫藥大學呼吸治療學系講師⁶
浙江邵逸夫醫院呼吸治療科技術主任⁷



中文第二版序言

在 2009 年 12 月 8 日世界呼吸照護聯盟(International Council for Respiratory Care, ICRC)的會議上，喬治亞州州立大學 Arzu Ari 博士發表由 Respironics 的贊助下，美國呼吸照護學會邀請 Dean R Hess, PhD, RRT, FAARC、Timothy R Myers, BS, RRT-NPS 及 Joseph L Rau, PhD, RRT, FAARC 三位學者專家所撰寫「呼吸治療師在霧氣治療傳送系統的使用指引」第一版之改版。由於第一版也是由我接洽翻譯，因此在美國呼吸照護學會的授權下毫不猶豫地接下繼續翻譯改版的責任。本來以為只是多出幾個章節，不過經與 Ari 博士討論後，才知道除了新增出多達 48 頁的標準手冊供大家下載參考，並列為美國呼吸照護學會會員以網路學習之 4 小時的繼續教育學分。

身為世界呼吸照護聯盟執行委員會的執委，又為唯一使用中文的代表的我，受美國呼吸照護學會執行長 Sam P. Giordano 委託將其翻譯成中文以嘉惠華文世界，以利在霧氣治療傳送系統的使用上做出齊一的治療標準，使病人獲得更完善的治療。

本人將此重任委以本院呼吸治療師彭逸豪先生、蕭琬云及倪子晴小姐進行編譯，果不負所託地陸續完成。經過本人、中國醫藥大學呼吸治療學系劉金蓉老師(附設醫院呼吸治療科總技師)的編審及中國醫藥大學呼吸治療學系施純明副教授(中國醫藥大學附設醫院胸腔暨重症系系主任)的審閱，總算不負 Sam P. Giordano 的託付，可以將中文版交給美國呼吸照護學會並放置在網路供大家下載學習。

為嘉惠更多病人，提升大中華地區的呼吸治療專業水準，因此我們也將其轉譯成簡體字，並邀請浙江邵逸夫醫院呼吸治療科袁月華技術主任的順稿，使得簡體字



▲朱家成編審與喬治亞州州立大學 Arzu Ari 博士合影
於 2009 年 12 月 8 日世界呼吸照護聯盟會議



▲參予第一版翻譯及編審人員



版亦能同時上市，此次為兩岸及美國之三方合作，在 7 月 9-11 日於湖南長沙所舉辦之第五屆兩岸呼吸治療論壇暨國際危重病呼吸治療研討會舉行之前出版，特別極具意義。

From: Sam Giordano [mailto:giordano@aacrc.org]
Sent: Friday, May 11, 2007 1:46 PM
To: 家成 朱
Cc: Dean Hess; joerau@comcast.net; Myers, Timothy
Subject: Re: A guide to aerosol delivery devices
Importance: Low

Dear Chu,
We are honored that you think so highly of the booklet
You have permission to translate to Chinese, provide you acknowledge AACRC's copyright and ownership, do not sell it, and allow us to post on our site after translation.
Please advise if these conditions are acceptable.
Regards,
Sam

▲美國呼吸照護學會執行長 Sam O. Giordano 來函授權翻譯。

朱家成 2010/4/29 (2011/03/01 修稿完成)

現任：中國醫藥大學附設醫院呼吸治療科技術主任

中國醫藥大學呼吸治療學系講師

世界呼吸照護聯盟執行委員會台灣區代表 (ICRC Governor for Taiwan)

美國呼吸照護會呼吸照護雜誌(Respiratory Care)中文網播審查員

亞太呼吸網誌主編

台灣呼吸治療學會榮譽會員

中華民國呼吸治療師公會全國聯合會第二屆理事

台中市呼吸治療師公會第三屆理事長

曾任：中華民國呼吸照護學會第一屆常務理事、第二屆秘書長、第三屆國際事務理事

中華民國呼吸照護學會第四、五屆理事長、六屆國際事務理事、第七、八屆理事長

台灣呼吸治療學會第八屆理事長、第九屆國際事務理事

台中市呼吸治療師公會第一屆常務理事

中華民國呼吸治療師公會全國聯合會第一屆理事

台北榮民總醫院呼吸治療科技師



前言

霧氣治療是一門科學也是藝術。對在霧氣治療學有專精的呼吸治療師們來說，”藝術”與”科學”皆有其實用的意涵。呼吸治療師是所有健康照護從業人員中唯一在霧氣治療的領域受過完整正式教育並且經過考核的人員。事實上，對於所有的呼吸治療師來說，經由肺部給予處方藥是其主要的執業範圍。當我們談論到霧氣治療的科學與藝術時，呼吸治療師自然是這一方面的專家。

在霧氣治療的範疇中何以科學會與藝術結合呢?”科學”包含了藥理學、心肺解剖與生理學、物理與數學。爲了達到霧氣治療專業的要求以及在許多的應用上達到最佳的效果，我們必須對於藥物的劑型、作用的形式以及在哪些狀態下是有效的有充分的了解。我們還必須知道其禁忌症以避免傷害，並且對有效的使用霧氣做出適當的建議。所有藥物給予時所需遵從的”五對”原則也同樣適用於霧氣治療：對的病人、對的藥物、對的時間、對的途徑與對的劑量。

對霧氣治療來說，要達到對的劑量是需要技術的。縱使我們選擇了對的藥物也有可能因爲未使用正確的技巧而無法達到對的劑量。這個時候就屬於”藝術”的部份了，已有許多的科學證據顯示當病人缺乏如何正確的使用技巧時，霧氣治療是無效的。霧氣治療並非單純的投藥過程。有許多的病人，特別是當他們身處醫院中時皆可自霧氣治療獲得益處，因爲其過程是由呼吸治療師執行。但同時卻也有數以百萬計的其他病人自處方的定量吸入器 (pMDI)、乾粉吸入器 (dry powder inhaler) 與噴霧器 (nebulizer) 獲得的效益卻非常有限，甚至完全得不到任何助益。其原因只是他們未被充分的訓練來使用這些器材。

科學與藝術終會在某一關鍵的點上交會。要使霧氣治療能夠有效的執行，在選擇傳送系統時就必須考慮能夠符合病人可正確使用該系統的能力。霧氣治療的藝術面像並非一定是以科學爲本。首先，我們會依據醫師的診斷來認定合適的治療方式。接著，我們會評估病人正確使用霧氣治療器材的能力。評估可由呼吸治療師執行，也可由與病人互動的醫師或護理人員執行。而所謂評估並非只是侷限於呼吸功能，因爲還有其他的因素也會影響霧氣傳送系統的效能。舉例來說，最常見的即是雖病人有被處方以正確的劑量，但卻因爲無法正確的使用傳送系統而未實際得到應有的劑量。

縱使呼吸治療師們最有能力可以提供霧氣傳送系統方面最完整且正確的知識，但仍然有許多可以改進的空間。因爲霧氣治療是我們執業範圍中的主體之一，並且



也因為我們被認為是這方面的專家，因此我們在專業上必須責無旁貸的在這個領域中持續的學習。呼吸治療師們有機會可以藉由更新霧氣治療方面的知識，還有將此知識與對需要此項治療的病人有效的評估做結合來強化呼吸治療師們的價值。而依照個別病人的能力來量身訂做、建議適合的傳送系統本身即是評估的一部份。

藉由這本小冊子中詳盡及完整的資料，再與您想要獻身成為這方面專家的熱忱相結合，將使您在對醫師、護理人員、藥師提供指引時，提供更多的幫助。當然，更重要的也同時將對您的病人提供更多的助力。

隨著有效吸入藥物的種類越來越多，且數以億計的醫療經費用於霧氣治療上，您可以在對您的病人提供適當的藥物及傳送系統時做出重大的貢獻。您不只是改善了病人的病情，同時也會對節省醫療照護系統的資源做出貢獻。

您將有機會在這個領域中精進您的專長，接受挑戰並實現您做為呼吸治療師的潛力。

Sam Giordano, MBA, RRT, FAARC

執行長

美國呼吸照護學會 (American Association for Respiratory Care, AARC)

身為美國呼吸照護學會會員的好處：

- 提供妳/你持續教育機會。
- 可以從 CRCE 認可系統獲取所有 CRCER 教育時數。
- 允許妳/你線上列印你所有 CRCE 紀錄抄本。

這些服務是每天 24 小時，每週七天在線上提供，美國呼吸照護學會網址：
(www.AARC.org).

此本書的內容被核准有六個 CRCE 小時，而且妳/你是會員時，妳/你將免費獲取這些教育時數，請至美國呼吸照護學會網址：<http://www.AARC.org/go/adu>

進一步的指示將置放在此網址內，其包括：

- 如何註冊來透過考試以評估妳/你對課程的精通度
- 如何更新妳/你的電子郵件地址以利收到註冊確認函



學習目標

讀完這本小冊子您將可以學習到：

1. 指出在氣霧醫學中所使用的專有名詞。
2. 說出噴霧器 (nebulizer)、壓力型定量吸入器 (pressurized metered-dose inhalers;pMDIs)、乾粉吸入器 (dry powder inhalers;DPIs)所產生的氣霧粒子在下呼吸道中沉積的大約數量。
3. 列出霧氣治療與其他給藥途徑比較時的優點與缺點。
4. 指出氣霧治療時，會對接受氣霧治療的病人，以及提供照護者和旁觀者所造成的危險。
5. 列出以噴霧器接受執行氣霧治療時的優點和缺點。
6. 比較噴射噴霧器 (jet nebulizer)，篩孔噴霧器 (mesh nebulizer) 與超音波噴霧器 (ultrasonic nebulizer) 的工作原理。
7. 描述氣動式噴射噴霧器設計的種類，以及如何在呼氣時減少自噴霧器減少氣霧損失的方法。
8. 學習正確使用噴射、超音波，和篩孔噴霧器的步驟。
9. 描述定量吸入器 (metered-dose inhalers) 的基本零組件。
10. 列出定量吸入器的優點與缺點。
11. 比較定量吸入器中 HFA 與 CFC 推進劑之間的不同。
11. 討論影響 pMDI 效能與藥物輸送的因素。
12. 解釋對定量吸入器進行初始化(priming)與追蹤藥物劑量數目的重要性。
13. 比較手持藥腔 (holding chamber) 與間隔器 (spacer)(譯者註：為免與其他譯名生混淆，以下文中出現上述兩名詞，概直接以原文稱之) 設計。
14. 描述影響 holding chamber 與 spacer 傳送藥物劑量的因素。
15. 列出乾粉吸入器的優點與缺點。
16. 描述市面上不同乾粉吸入器的工作原理。
17. 指出影響 DPI 效能與藥物輸送的因素。
18. 解釋您如何得知 DPI 已經用罄。
19. 列出使用噴霧器，定量吸入器與 holding chamber/spacer 以及乾粉吸入器的正確步驟。
20. 描述使用噴霧器、pMDIs，與 DPIs 時會遇到的問題之成因與解決方法。
21. 討論協助臨床人員選擇氣霧傳送系統時的準則。



22. 指出在新生兒與小兒病人中藥物輸送的特殊考量。
23. 解釋如何在氣霧藥物輸送中建立感染控制處理系統。
24. 描述清潔氣霧傳送系統的適當步驟。
25. 描述呼吸治療師職業健康與安全的重要性。
26. 列出使用每種吸入器常遇到的問題與錯誤。
27. 描述如何教導和評估使用吸入裝置的病人。

縮寫表

CDC	疾病管制與預防中心(Centers for Disease Control and Prevention)
CDER	藥物評估與研究中心(Center for Drug Evaluation and Research)
CDRH	設備與放射學健康中心(Center for Devices and Radiological Health)
CF	囊性纖維化(cystic fibrosis)
CHC	氟氯碳化物(chlorofluorocarbon)
DPI	乾粉吸入器(dry-powder inhaler)
FDA	美國食品藥物管理局(U.S. Food and Drug Administration)
FPF	細顆粒片段(fine-particle fraction)
GSD	幾何標準差(Geometric Standard Deviation)
HFA	氫氟烷(hydrofluoroalkane)
IC	感染控制(Infection Control)
MMAD	空氣動力質量中位直徑(mass median aerodynamic diameter)
MMD	質量中位直徑(mass median diameter)
pMDI	壓力式定量噴霧器(pressurized meter-dose inhaler)
SPAG	小顆粒氣霧產生器(small particle aerosol generator)
SVN	小容量噴霧器(small-volume nebulizer)
VHC	附單向閥之手持藥腔(valved holding chamber)

只要我們有呼吸氣體的所在即有藥物存在。從花粉、孢子、煙霧與空氣汙染，到人造化學物。氣霧的種類包含了任何細微的液態或固態顆粒。而”醫療氣霧”則是任何在氣體載體中的懸浮藥物液體(噴霧器或 pMDI)或固體(pMDI 或 DPI)。¹ 我們的呼吸系統演化出具有過濾和排除異物的功能，而這是我們在將藥物局部的輸送到肺部時必須要克服的。製造氣霧的方法、藥物的調劑方式、以及有效的將藥物送到作



用的位置，組成了氣霧藥物輸送的科學。如同其他的科學學科一樣，我們必須先了解在描述氣霧醫學中使用的名詞和定義，才能接著掌握其方法。

名詞解釋

在氣霧藥物輸送中所使用的關鍵名詞之定義，在以下將以字母順序列出。

氣霧(aerosol)：經由諸如小容量噴霧器(SVN)、壓力定量吸入器(pMDI)，或乾粉吸入器(DPI)等氣霧產生器所產生的液態或固態懸浮體。

氣霧沉積(aerosol deposition)：氣霧顆粒沉積在吸收性表面的過程。

氣霧產生器(aerosol generator)：用來產生氣霧顆粒的裝置。

氣霧輸出(aerosol output)：離開氣霧產生器的藥物質量。

氣霧治療(aerosol therapy)：爲了治療目的將液態或固態氣霧顆粒輸送至呼吸性管道。

氟氯碳化物(chlorofluorocarbon；CFC)：一種原先使用於 pMDIs 的液化氣體推進劑，如氟氯烷(freon) (它目前由於臭氧層破壞的問題而已被禁用)。

無效容積(dead volume)或稱剩餘容積(residual volume)：當治療結束後，仍然殘留在噴霧器中的藥物量。

擴散(diffusion)：小於 $3\mu\text{m}$ 的氣霧顆粒沉降的機轉(擴散又稱爲布朗氏運動)。

乾粉吸入器(dry-powder inhaler)：以粉末形式輸送藥物的氣霧裝置，基本上是由呼吸引動的劑量系統。

噴發劑量(emitted dose)：以氣霧形式離開氣霧產生器的藥物質量。

細微粒子比率(fine-particle fraction;FPF)：介於 $1\text{-}5\mu\text{m}$ 之間，可沉積於肺中的氣霧粒子的比率。

大小分布不均(heterodisperse)：不同大小的氣霧粒子。

氫氟烷(hydrofluoroalkane;HFA)：用來當做 pMDI 中推進劑的無毒性液化氣體，比 CFCs 更不會污染環境。

被吸入的劑量(inhaled dose)：名目劑量或噴發劑量中，被吸入的比率。

被吸入的質量(inhaled mass)：被吸入的藥物質量。

吸入器(inhaler)：用來爲單一次吸氣產生氣霧的裝置。

慣性撞擊(inertial impaction)：大於 $5\mu\text{m}$ 的氣霧粒子沉降的機轉。

重力性沉降作用(gravitational sedimentation [gravitational settling])：氣霧粒子因爲重力、尺寸，與時間的關係，所造成的沉降速率。

幾何標準差(geometric standard deviation；GSD)：氣霧粒子大小分布情形中，中位



數以上和以下一個標準差範圍，用來顯示氣霧粒子大小的分布情形。

質量中位空氣動力學半徑(mass median aerodynamic diameter; MMAD)：利用瀑布撞擊器(cascade impactor)測量的平均氣霧粒子大小。

單一分布(monodisperse)：大小一致或相近的氣霧粒子。

噴霧器(nebulizer)：由液態之藥物產生氣霧粒子的氣霧產生器。

氣團(plume)：離開 pMDI 或其他氣霧裝置的一團氣霧。

加壓式定量吸入器(pressurized metered-dose inhaler; pMDI)：藉由定量閥配發多個藥物劑量的裝置，可與 pMDI 交替更換。

可呼吸質量(respirable mass)：細微粒子比率和被吸入質量的乘積。

無效容積(residual volume, or dead volume)：在治療結束後，仍殘存於噴霧器中的藥物量。

間隔器(spacer)：一種不具單向閥的延長裝置，加裝於 pMDI 的出口和病人的嘴巴之間。

附單向閥之手持藥腔(valved holding chamber)：一種具有單向閥的空間器，用來在病人吸氣前留住氣霧。

氣霧沉積與粒子大小的機轉

氣霧粒子沉降的主要機轉包括了：慣性撞擊 (inertial Impaction)、重力沉降 (gravitational settling; sedimentation) 與擴散 (diffusion)。*慣性撞擊*通常是發生於較大且移動較快速的粒子。*重力沉降*為粒子大小與時間的函數，沉降的速率與粒子的大小成正比。擴散則發生於小於 $1\ \mu\text{m}$ 的粒子。當氣霧粒子自口或鼻吸入後就是依照上述三種機轉作用。 $>10\ \mu\text{m}$ 的粒子會被鼻子與/或口咽過濾，此最有可能是經由慣性撞擊的機轉； $5\text{-}10\ \mu\text{m}$ 的粒子通常會到達下呼吸道的近端，而 $1\text{-}5\ \mu\text{m}$ 的粒子則可到達肺部的週邊。

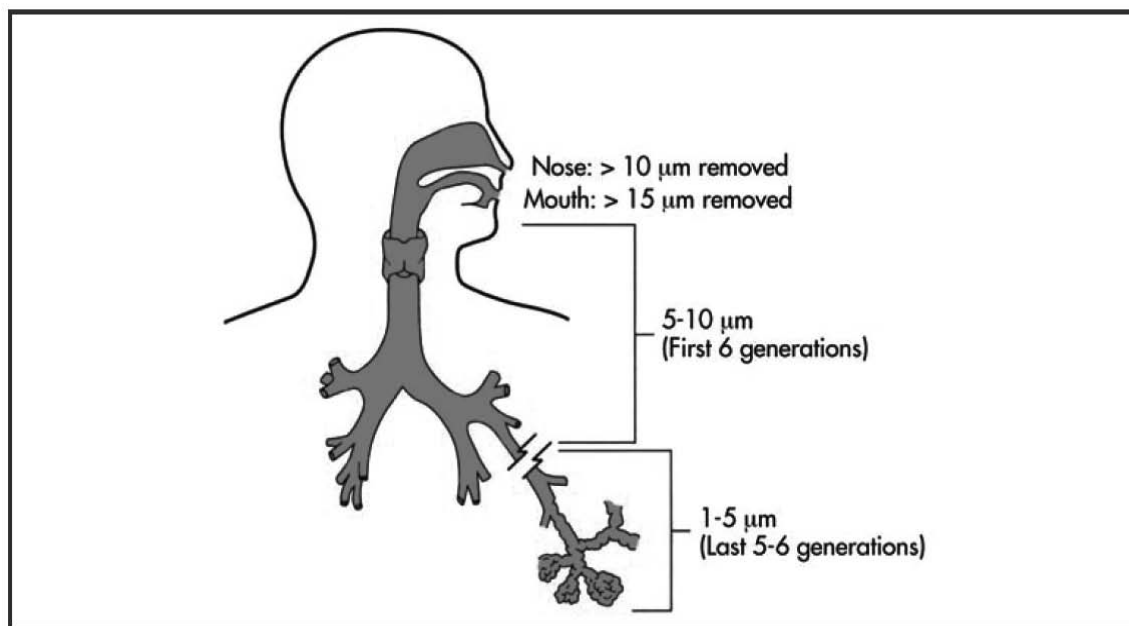
粒子大小與粒子的速率、沉降時間一樣皆在肺部沉降中扮演著重要的角色。當氣霧粒子的大小大於 $3\ \mu\text{m}$ 以上時，氣霧沉降的位置就會從肺的周邊移至傳導性氣道中，若粒子的大小超過 $6\ \mu\text{m}$ ，則沉積於口咽的比例就會增多。若粒子的大小小於 $1\ \mu\text{m}$ ，則就有很高的成分會隨呼出的氣體中喪失掉。這些數據表示當氣霧粒子的大小介於 $1\text{-}5\ \mu\text{m}$ 時最可以達到肺的周邊，而 $5\text{-}10\ \mu\text{m}$ 的粒子較會沉降於鼻腔。

臨床上使用的氣霧裝置所製造出來的粒子通常是大小不一的 (heterodisperse; 也稱為 polydisperse)。相對地，monodisperse 則是指粒子的組成大小一致。一種可用



來衡量大小不一程度的方式稱為 mass median diameter (MMD)，它的意思是指當氣霧粒子噴出後，會有 50% 的粒子較 MMD 大，也有 50% 的粒子較 MMD 小。MMD 將氣霧粒子的分佈依照大小均分成兩等份。由於氣霧粒子是由空氣動力學方法測量的，因此通常稱為 mass median aerodynamic diameter，或 MMAD。MMAD 愈大，則會有愈多的氣霧粒子直徑愈大。

如圖一所示，介於 $10\text{-}15\text{ }\mu\text{m}$ 的粒子大部分會沉降於上呼吸道，介於 $5\text{-}10\text{ }\mu\text{m}$ 之間的粒子沉降於大支氣管，而 $1\text{-}5\text{ }\mu\text{m}$ 的粒子則可以進入下呼吸道和肺的周邊。²



▲圖 1：不同氣霧粒子大小在氣道中較易沉降的位置。(From Reference 2, with permission)

氣霧吸入器的種類

常見的吸入藥物的氣霧產生器有三種：小容積噴霧器 (small volume nebulizer; SVN)、壓力定量吸入器 (pressurized metered-dose inhaler; pMDI)、以及乾粉噴霧器 (dry powder inhaler; DPI)，以下分別介紹如下。

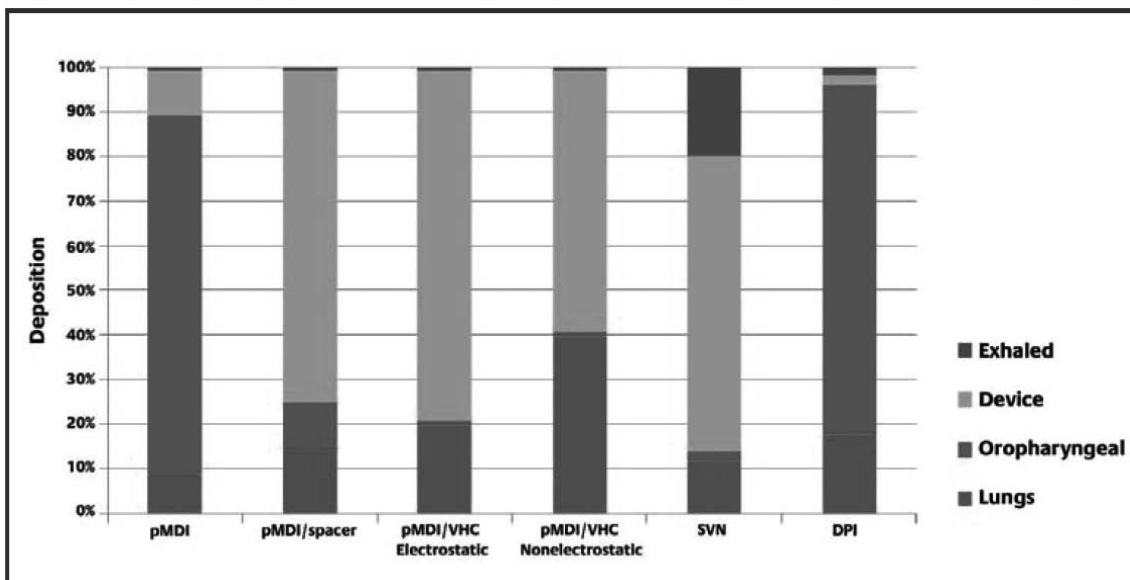
- **小容量噴霧器(SVN)**：小容量噴霧器是由經壓縮的空氣、氧氣、氣體壓縮器，或電力所驅動的氣霧產生器，它可將藥物溶液或懸浮液轉化為氣霧。
- **壓力定量吸入器(pMDI)**：壓力定量吸入器是一種體積小、可攜式，可以藉由定量閥給予多次藥物劑量的裝置。由於會有大量的藥物流失於口咽內，且使用壓力定量吸入器時，需要手部的協調，所以大部分此類裝置都會搭配 holding chambers 和 spacers 使用。



- **乾粉吸入器(DPI)：**乾粉吸入器是以乾粉形式輸送藥物的氣霧裝置，通常會有一個由呼吸所引動的系統。

吸入的氣霧藥物往哪去了？

大部分的氣霧系統沉積在肺中的比率約為 1-50%，依據氣霧輸送系統的不同而有差異。³⁻⁷ 藥物的沉積比率會因為器材、病人、藥物，與疾病的不同而有所差異。舉例來說，若使用正確的技巧，則 pMDI 兩個噴霧計量 (actuation or puffs) 噴出的 200 微克 (micrograms; μg) 藥物中，約只有 20-40 μg 到達肺部，而其餘的部分皆喪失於口咽、設備中、週遭的環境中以及隨著呼出的氣體排出。圖 2 為在不同的氣霧系統中，藥物流失於口咽中、設備中、呼出的氣體/環境中，以及肺中的比率。



▲圖二：常見氣霧吸入裝置的藥物沉降情形。依據顏色的不同，可知藥物沉降於肺中，和流失於口咽、裝置中，與吐出的氣體中的不同比率。

pMDI：加壓式定量吸入器；VHC：附單向閥之手持藥腔

SVN：小容量噴霧器；DPI：乾粉吸入器

(Modified, with permission, from Reference 1 and Reference 7)

重要的是我們必須了解不同的氣霧裝置，在肺中沉積的投藥總劑量（又稱名目劑量; nominal dose) 的比例是不同的。另外，對於不同形式的氣霧裝置，如噴霧器與 pMDIs，其名目劑量也不同。以 albuterol 為例，典型的 pMDI 劑量為兩次噴劑 (actuation)，或約為 200 μg ，而用於噴霧器的典型劑量為 2.5 毫克 (mg)，相當於比 pMDI 的劑量的 12 倍還要多。表一列出了分別以 SVN 及 pMDI 給予不同的藥物時彼



此之間的差異。

表 1: 比較定量吸入器 (pMDI) 與小容積噴霧器 (SVN) 在使用數種藥物時總劑量 (名目劑量) 的差異 (Modified, with permission, from Reference 1)

藥物	pMDI 名目劑量	SVN 名目劑量
Albuterol	0.2 mg (200µg)	2.5 mg
Ipratropium	0.04 mg(40µg)	0.5 mg
Cromolyn	2 mg	20 mg
Levalbuterol	0.045 mg-0.09 mg	0.31 mg-1.25 mg

氣霧裝置種類的等同性

在記憶中，我們常認為噴霧器較 pMDIs 有效，特別是在細小呼吸道因急性惡化而阻塞使用短效型的支氣管擴張劑治療時。但相反的，目前已有證據顯示不論是使用 pMDI、噴霧器，或是 DPI，只要病人可以正確的使用該裝置，所達到的臨床效果是一樣的。⁸ 以支氣管擴張劑為例，縱使 SVN 的名目劑量較高，但只要使用 pMDI 或 SVN 上標示的劑量，都可以達到相同的臨床效果。

新型的氣霧裝置與藥物較傳統常用的裝置更可以增加在肺中沉積的效率。舉例來說，以 pMDI 的形式給予 HFA-beclomethasone dipropionate (QVARTM, Teva Pharmaceuticals, North Wales, PA) 時會有名義上劑量的 40~50% 可以沉積於肺部，其中的 HFA (hydrofluoroalkane) 是用來取代舊型的推進劑 CFC (chlorofluorocarbon)。⁹ 還在試驗階段的設備如 Respimat[®] 吸入器 (Boehringer Ingelheim Pharmaceuticals, Ridgefield, CT) 可使藥物在肺中沉積的比例達到 40%。¹⁰ 雖然不同的設備沉積在肺中的比例不同，但肺沉積比率較小的吸入器，也已在臨床上被證明可以達到病人需求的治療目標。

氣霧吸入藥物的優點與缺點

以氣霧吸入的藥物形式治療肺部疾病時有數個優點和缺點 (表 2)。主要的優點是可以直接用較小的劑量對肺部進行治療，所以其副作用會較經口服途徑來的少。¹¹ 如圖 3 所見，以吸入方式給予 terbutaline，一種短效的 β_2 -促進劑 (agonists)，造成 FEV₁ 改善的程度較更大的口服劑量，甚至皮下注射藥物的方法都要好。



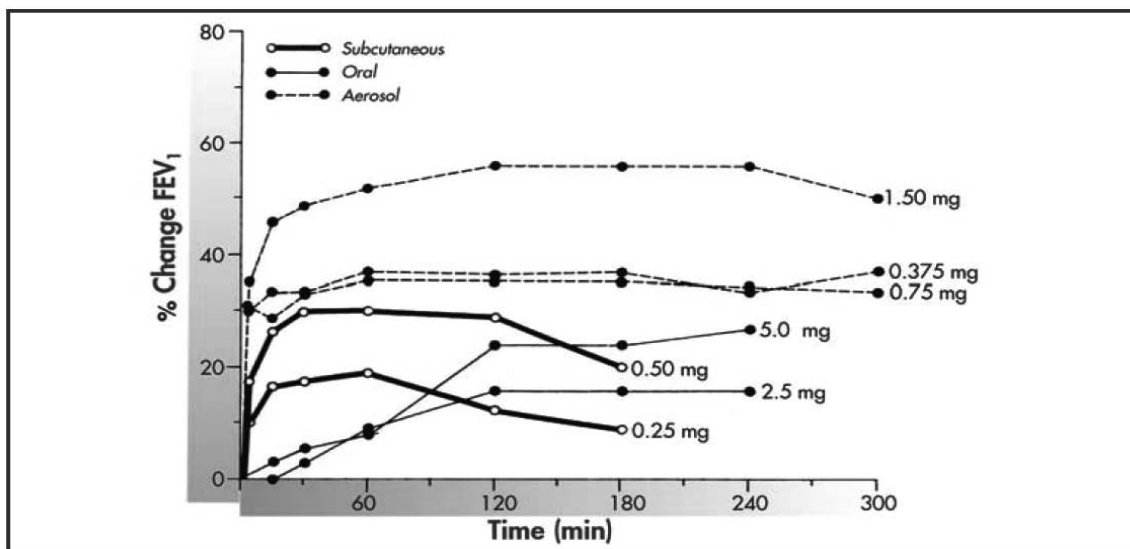
表 2：以吸入途徑給予氣霧化的藥物治療肺部疾病的優點與缺點。(Modified, with permission, from Reference 1)

優點

- 氣霧化藥物的劑量通常都較全身性給予時的劑量小。
- 吸入藥物開始作用的時間較口服為快。
- 藥物直接到達肺部，因此全身暴露量較少。
- 與全身性投藥（注射或口服）比較，以氣霧吸入時給藥的副作用較不常發生也較不嚴重。
- 吸入藥物治療相對於注射較不會產生痛且相對較舒服。

缺點

- 能夠在肺部沉積的氣霧量通常只佔總氣霧量的少部分。
- 有一些變數（如正確的呼吸型態、裝置的使用）會影響藥物在肺部的沉積量與計量的再現性。
- 手部動作與吸入動作的協調性較為困難者會降低在使用 MDI 時的有效性。
- 病人或臨床工作人員因缺乏正確或適當地使用裝置的知識而降低有效性。
- 每種氣霧吸入設備之間的差異，常令病人與臨床人員混淆。



▲圖 3：以三種不同的途徑給予 terbutaline 所造成的 FEV₁ 的變化。用 pMDI 以氣霧吸入的方法給予藥物所達到的臨床效果比以相同或更大劑量經由口服或注射給予時還要好 (From Reference 6, with permission)

氣霧治療的風險

使用氣霧治療所會產生的危險可能來自於吸入的藥物、使用的氣霧產生器、給予氣霧的技術及環境。氣霧治療的風險可以對接受治療的病人、還有給予治療的人



和旁觀者造成影響。

病人的危險

不良反應：大多數氣霧治療所造成的危險可歸因於對所使用藥物的不良反應。因此吸入的藥物必須謹慎給予。不良反應的種類包括有頭痛、失眠、腎上腺藥物造成的焦躁、抗膽鹼藥物造成的局部效應，以及皮質類固醇造成的全身性/局部性效應。^{12,13} 如果治療期間發現任何不良反應，都應該立即停止，並告知醫師。

支氣管痙攣：對患有氣喘或其他呼吸道疾病的人給予冷的或高密度的氣霧可能會誘發支氣管痙攣。¹³⁻¹⁵ 如果在氣霧治療期間發生支氣管痙攣，應該予病人休息，若狀況持續，則應當通知醫師。

藥物濃度：在使用噴射式或超音波噴霧器時，藥物的濃度可能會大幅的增加。¹⁶⁻¹⁸ 濃度增加的原因可能是蒸發、加熱、或是無法有效的使懸浮液氣霧化。^{13,16,18,19} 隨著藥物濃度的改變，在治療末噴霧器中殘留的藥物量會增加，使得病人接觸到較高濃度的吸入藥物。這在使用持續灌注的噴霧器時是個大問題。

感染：目前已被證實氣霧產生器會被細菌污染，且增加病人罹患呼吸疾病的風險。²⁰⁻²⁵ 感染散播的風險，與暴露於受病原體污染的時間長短，和呼吸治療師為避免感染所採取的預防措施有關。對藥物適當的處理、對設備的清潔與殺菌皆可以大幅降低風險。

眼睛刺激：使用臉部面罩吸入藥物時，可能會使藥物不經意的沉積於眼睛上，造成對眼睛的刺激。改善面罩和病人之間的介面可以減輕此問題，並增加藥物輸送至遠端氣道的量。因此，在以臉部面罩給予氣霧藥物時，應當謹慎小心。

對治療者與旁觀者造成的危險

暴露於二手氣霧藥物：照護氣霧治療病人的工作人員，以及在氣霧治療時站在附近的人，都有暴露於吸入藥物的風險。若在工作場合暴露於氣霧中，且可在血漿中偵測到時，²⁶ 可能會增加這些人罹患類似氣喘的症狀，且造成職業性氣喘。²⁷⁻²⁹ 在呼吸治療部門中制定施行職業安全與衛生之政策，有助於減少二手氣霧藥物的暴露。

感染：照護者、旁觀者，與其他的病人都有在氣霧治療期間吸入病原體的危險。感染的風險可藉由制定與實施感染控制措施，如使用面罩、過濾器，與通風系統等。³⁰⁻³²



目前市面上可取得的氣霧藥物劑型

一些氣霧藥物有不只一種的劑型，而也有其他種類的藥物(通常是較新的藥)則只有單一一種劑型。表 3 列出了目前市面上的氣霧藥物劑型、廠牌名稱、其被美國國家食品藥物管理局 (FDA)核准的氣霧傳送裝置及價錢，因為做為 pMDIs 的推進劑 CFC 已逐漸淘汰，因此其中某些上市較久的藥其 pMDI 的推進劑已轉換成較新的 HFA，而新藥則會以 HFA-pMDI (如 pMDI-levalbuterol) 或是更常見的 DPIs 形式出現(如 formoterol, tiotropium, mometasone)。

表 3: 2005 年美國市面上常見之氣霧藥物及其對應之吸入裝置。CFC-chlorofluorocarbon;

HFA-hydrofluoroalkane; pMDI-metered dose inhaler; SVN-small volume nebulizer;

DPI-dry powder inhaler.

價格資訊取自 www.drugstore.com.

Table 3. Currently available aerosol drug formulations with corresponding inhaler devices and costs for use in the United States. HFA = hydrofluoroalkane; pMDI = pressurized metered-dose inhaler; SVN = small-volume nebulizer; DPI = dry-powder inhaler Cost information from www.drugstore.com in 2009 (Modified, with permission, from Reference 1)			
Drug	Brand	Device	Cost
Short-acting Bronchodilator			
Albuterol Sulfate	AccuNeb®	SVN	\$49.13 for 25 vials (0.63 mg/3 mL); \$1.96/vial
			\$50.99 for 25 vials (1.25 mg/3 mL); \$2.03/vial
	Albuterol Sulfate	SVN	\$18.99 for 25 vials (2.5 mg/3 mL); \$0.75/vial
			\$15.99 for 20 mL bottle (0.5%); \$0.39 per 0.5 mL
	ProAir® HFA	pMDI	\$41.84/inhaler for 200 actuations (108 mcg/puff); \$0.20/puff
	Proventil® HFA	pMDI	\$52.02/inhaler 200 actuations (108 mcg/puff); \$0.26/puff
	Ventolin® HFA	pMDI	\$37.99/inhaler for 200 actuations (108 mcg/puff); 0.19/puff
Levalbuterol	Xopenex® Inhalation Solution	SVN	\$100.11 for 24 vials (0.31 mg/3 mL); \$4.17/vial
			\$102.78 for 24 vials (0.63 mg/3 mL); \$4.28/vial
	Xopenex HFA™	pMDI	\$104.59 for 24 vials (1.25 mg/3 mL); \$4.35/vial
			\$53.84/inhaler for 200 actuations (45 mcg/puff); \$0.26/puff
Ipratropium Bromide	Ipratropium Bromide	SVN	\$37.95 for 30 mL bottle (0.03%)
			\$33.95 for 15 mL bottle (0.06%)
	Atrovent HFA®	pMDI	\$128.20/inhaler for 200 actuations (17 mcg/puff); \$0.64/puff
Ipratropium Bromide and Albuterol Sulfate	Ipratropium Bromide and Albuterol Sulfate	SVN	\$40 for 30 vials (0.5/2.5 mg/3 mL); \$1.33/vial
	DuoNeb®	SVN	\$76.64 for 30 vials (0.5/2.5 mg/3 mL); \$2.55/vial
			\$140.53 for 60 vials (0.5/2.5 mg/3 mL); \$2.34/vial
	Combivent®	pMDI	\$141.69/inhaler for 200 actuations (18/103 mcg/puff); \$0.71/puff
Pirbuterol	Maxair®	DPI	\$118.38/inhaler for 400 doses (200 mcg/puff); \$0.29/dose
Long-acting Bronchodilator			
Arformoterol	Brovana®	SVN	\$151.12 for 30 vials (15 mcg/2 mL); \$5.03/vial
			\$289.42 for 60 vials (15 mcg/2 mL); \$4.82/vial



Table 3. (continued)

Drug	Brand	Device	Cost
Long-acting Bronchodilator (continued)			
Formoterol	Perforomist®	SVN	\$321.79 for 60 vials (20 mcg/2 mL); \$5.36/vial
	Foradil® Aerolizer	DPI	\$161.20/inhaler for 60 capsules (12 mcg/dose); \$2.68/dose
Salmeterol	Serevent®	DPI	\$161.30/inhaler for 60 doses (50 mcg/dose); \$2.68/dose
Tiotropium	Spiriva®	DPI	\$197.16/inhaler for 30 capsules (18 mcg/dose); \$6.57/dose
Corticosteroids			
Beclomethasone	QVAR™ 40	pMDI	\$83.14/inhaler for 100 actuations (40 mcg/puff); \$0.83/puff
	QVAR™ 80	pMDI	\$102.15/inhaler for 100 actuations (80 mcg/puff); \$1.02/puff
Budesonide	Pulmicort	SVN	\$200.67 for 30 vials (0.25 mg/2 mL); \$6.68/vial \$236.00 for 30 vials (0.5 mg/2 mL); \$7.86/vial
	Pulmicort® Flexihaler®	DPI	\$109.02/inhaler for 60 doses (90 mcg/dose); \$1.82/dose \$144.53/inhaler for 120 doses (180 mcg/dose); \$1.20/dose
Ciclesonide	Alvesco®	pMDI	\$155.98/inhaler for 60 actuations (160 mcg/puff); \$2.59/puff
Flunisolide Fluticasone	Aerobid®	pMDI	\$88.38/inhaler for 100 actuations (250 mcg/puff); \$0.88/puff
	Aerobid M®	pMDI	\$84.99/inhaler for 100 actuations (250 mcg/puff); \$0.84/puff
	Flovent® Diskus	DPI	\$99.75/inhaler for 60 doses (50 mcg/dose); \$1.66/dose \$132.65/inhaler for 60 doses (100 mcg/dose); \$2.21/dose \$172.44/inhaler for 60 doses (250 mcg/dose); \$2.87/dose
	Flovent® HFA	pMDI	\$100.74/inhaler for 120 actuations (44 mcg/puff); \$0.83/puff \$131.73/inhaler for 120 actuations (110 mcg/puff); \$1.09/puff \$214.24/inhaler for 120 actuations (220 mcg/puff); \$1.78/puff
Mometasone	Asmanex® Twisthaler®	DPI	\$112.35/inhaler for 30 doses (110 mcg/dose); \$3.74/dose \$130.06 /inhaler for 30 doses (220 mcg/dose); \$4.33/dose \$152.74/inhaler for 60 doses (220 mcg/dose); \$2.54/dose \$202.09/inhaler for 120 doses (220 mcg/dose); \$1.68/dose
Triamcinolone	Azmacort®	pMDI	\$152.36/inhaler for 240 actuations (75 mcg/puff); \$0.63/puff
Combination Drugs			
Fluticasone and Salmeterol	Advair HFA®	pMDI	\$178.99/inhaler for 120 actuations (45/21 mcg/puff); \$1.49/puff \$208.95/inhaler for 120 actuations (115/21 mcg/puff); \$1.74/puff \$269.91/inhaler for 120 actuations (230/21mcg/puff); \$2.25/puff
	Advair Diskus®	DPI	\$175.99/inhaler for 60 doses (100/50 mcg/dose); \$2.93/dose \$209.98/inhaler for 60 doses (250/50 mcg/dose); \$3.49/dose \$271.97/inhaler for 60 doses (500/50 mcg/dose); \$4.53/dose
Budesonide and Formoterol	Symbicort®	pMDI	\$176.28/inhaler for 60 actuations (80/4.5 mcg/puff); \$2.93/puff \$207.42/inhaler for 60 actuations (160/4.5 mcg/puff); \$3.45/puff



Table 3. (continued)			
Drug	Brand	Device	Cost
Mucoactive Drugs			
Acetylcysteine	Mucomyst®	SVN	\$17.99 for 30 mL vial (10%) \$18.99 for 30 mL vial (20%)
Dornase Alpha	Pulmozyme®	SVN	\$1,910.65 for 30 containers (1mg/mL); \$63.68/container
Other Drugs			
Cromolyn Sodium	Cromolyn Sodium	SVN	\$94.99 for 60 vials (10 mg/mL); \$1.58/vial \$31.99/bottle for a 10 mL bottle (4%)
	Intal®	pMDI	\$83.12/inhaler for 112 actuations (0.8mg/puff); \$0.74/puff \$126.43/inhaler for 200 actuations (0.8mg/puff); \$0.63/puff
		SVN	\$70.47 for 60 vials (20mg/mL); \$1.17/vial
Zanamivir	Relenza®	DPI	\$63.99 for 20 doses (5mg/dose); \$3.19/dose
Tobramycin	TOBI®	SVN	\$3,988.68 for 56 vials (300 mg/5 mL); \$71.22/vial

小容量噴霧器 (Small Volume Nebulizer; SVN)

小容量噴霧器(SVNs)頗受到臨床人員和病人的歡迎，它們不太需要病人的合作，就可以將藥物溶劑或懸浮液轉化為能夠沉降在病人下呼吸道的氣霧。

小容量噴霧器的優點和缺點

過去噴霧器在急症與加護單位一直是醫療氣霧治療的主流。同時，對於如嬰兒、兒童，或是使用其它裝置時無法合作與協調的年長者，噴霧器都是首選的設備。此項功能性補足了它在可攜性、重量、噪音、費用，與治療時間的缺點。表四中列出了小容量噴霧器的優點和缺點。

表 4：使用小容量噴霧器時的缺點與優點

優點

- 可將許多種的藥物溶液加以氣霧化。
- 在藥物可以相容的情況下，可以同時將一種以上的藥物氣霧化。
- 不太需要病人的配合或協調。
- 對於年齡非常大或非常小、虛弱或痛苦的病人皆可使用。
- 藥物濃度可以加以調整。
- 以正常的型態呼吸時即可使用，且不需要吸氣暫停來增加效率。



缺點

- 氣動式噴霧器的治療時間可能需要 5-25 分鐘。
- 需要的設備可能較大且笨重。
- 需要動力來源如電力、電池或壓縮氣體。
- 以面罩輸送藥時，可能會刺激到眼睛。
- 不同廠牌其效能特性可能會不同。
- 需要組裝和清潔。
- 若藥物處理不當或清潔不完全，有可能會產生污染。

氣動式噴射噴霧器 (Pneumatic jet nebulizer)

噴霧器和醫療器材一樣，必須遵守由美國國家食品與藥物管理局(FDA)，以及器具與放射性健康中心(Center for Devices and Radiological Health; CDRH)的規範。它們必須符合醫療器材的用電安全、電磁相容性、環境溫度與溼度、電擊和震顫的標準，還有材質的生物相容性等。

噴霧器是被設計使用於範圍非常廣的液態藥物劑型。與噴霧器合併使用的藥物，是經由 FDA 和藥物評估與研究中心(Center for Drug Evaluation and Research;CDER)核准。習慣上，用來吸入的藥物溶液，是以標準噴射噴霧器(第一種的 SVN)做測試，其效率介於 6-12%之間。若使用更有效率的噴霧器的話，則會有可能超出治療範圍的上限，增加副作用和毒性作用的風險。基於以上原因，美國國家食品與藥物管理局要求新的液體藥物的標籤上，必須指出在臨床試驗中所使用的噴霧器種類(表 5)。由於噴霧器的種類不同，藥物的輸出量也有不同，所以重要的是應儘量使用藥物”標籤”上所記載的噴霧器種類。最基本的要求是，臨床人員應該注意到被標示噴霧器的相對性能。

氣動式噴射噴霧器是最常於醫院或門診中使用的噴霧器，它是一種價格低廉、可大量生產，且為單一病人使用的拋棄式裝置。然而，效率較好的新噴霧器價格則較貴(表 6)。噴霧器系統包括了噴霧器手柄、壓縮氣源、管路和附件等。一般來說，壓縮氣源或電子設備堅固耐用，而手柄和配件則需要經常更換。更換所需費用列於表 7 之中。



表 5：藥物種類與其被核准適用的噴霧器種類(*Modified, with permission, from Reference 1)*

藥物劑型	核准使用的噴霧器
支氣管擴張劑	未特別指明噴霧器種類
乙醯半胱氨酸(acetylcysteine)	未特別指明噴霧器種類
Budesonide (Pulmicort Respules [®])	不可使用超音波噴霧器
Tobramycin (TOBI [®])	Pari LC [®]
Dornase alfa (Pulmozyme [®])	Hudson T Up-draft II, Marquest Acorn II [®] , Pari LC [®] , Durable Sidestream [®] , Pari Baby TM
Pentamidine(NebuPent)	Marquest Respirgard II
Ribavirin (Virazole [®])	Small Particle Aerosol Generator
Iloprost(Ventavis [®])	ProDose 或 I-neb [®]

表 6：不同噴霧器系統的相對費用

噴霧器種類	大約價格範圍
氣動式壓縮噴霧器	\$ 50- \$ 100
超音波噴霧器	\$ 100- \$ 250
震動式篩孔/horn nebulizer	\$ 200- \$ 1,200
微處理器控制式呼吸引動噴霧器	\$ 750- \$ 2,000

表 7：噴霧器零組件的更換費用

噴霧器零組件	大約費用範圍
拋棄式噴射噴霧器(急性病房可用 1-7 天，長期照護可更久)	\$ 1- \$ 3
有儲氣袋的噴射噴霧器(1-3 天)	\$ 4- \$ 15
有過濾器的噴射噴霧器(1-3 天)	\$ 10- \$ 12
呼吸加強噴霧器	\$ 4- \$ 20
呼吸引動噴射式噴霧器	\$ 4- \$ 6
超音波噴霧器之儲藥腔(每日或每星期更換)	\$ 1- \$ 5
超音波噴霧器手柄更換(3-12 個月)	\$ 100- \$ 250
震動篩孔更換(3-12 個月)	\$ 40- \$ 150



小容量噴霧器的種類

噴射式噴霧器

噴射式噴霧器的運作方式為壓縮的空氣或氧氣將液態藥物氣霧化。因為它們是最便宜的一種噴霧器，所以經常被使用。噴射式噴霧器經由噴嘴輸送壓縮氣體，造成局部的負壓。如此要被氣霧化的液體就會被帶至氣流中形成薄層的液體。此薄層的液體相當不穩定因此會因表面張力的關係被打散成小滴，此時在氣霧流中的阻擋器 (baffle) 可將他們變成更小的粒子，如此產生的氣霧還會受到如表 8 中，技術性或與病人相關的因素干擾。

表 8：使用噴射式噴霧器時，影響治療性氣霧穿透和沉積的因素。(Modified, with permission, form Reference 1)

技術性因素	病人因素
噴霧器的設計和形式	呼吸型態
驅動噴霧器的氣流量	病人用口或用鼻呼吸
噴霧器的填充量	吸入空氣的組成份
溶液的特性	氣道阻塞
驅動氣體的組成份	正壓輸送
增加噴霧器輸出的設計	人工氣道與呼吸器
持續性或由呼吸引動	

影響噴霧器性能和藥物輸出的因素

在執行氣霧治療時，有很多因素是呼吸治療師必須謹記在心的。噴霧器的設計可以決定氣霧粒子的大小，與它的輸出性能。而這些性能最後又會依據下列所討論的因素影響給藥的效率。市面上有許多種的噴霧器種類，且已有一些研究指出不同廠商所製造的噴霧器，其效能會有所差異，甚至同一個廠商所生產的不同噴霧器也會有所不同。^{1,33,34}

氣體流量和壓力：噴射式噴霧器的設計是用不同程度的壓縮氣體與壓力來運作。每種噴射式噴霧器的都有它最適合的工作氣流，範圍從 2 至 8 L/min 不等，且通常會標示在設備的標籤上。以較低的流速或壓力驅動噴霧器將會產生較大的粒子。舉例來說，被設計在 50psi 的壓力下用 6-8L /min 運作的噴霧器，若壓縮氣



體的壓力下降至 13psi，就會產生較大的粒子。基於此原因，噴射式噴霧器應依據其設計，使用與其相符的壓縮氣體或氣源。流速的大小和它的治療時間呈反比。假設藥物的量相同，則使用較高流量的氣霧治療所需的治療時間將減少。

填充容積和無效容積：增加藥物填充量是另一個可增加噴射式噴霧器效率的因素。這些噴霧器無法在較小的填充量下，如 2mL 或更少時適當的運作。因為此時已接近無效容積。噴霧器無法將小於無效容積的藥物氣霧化。因此，除非廠商有特別指示使用較小的填充量，否則建議的填充量皆為 4-5mL。^{1,34} 此預防措施會將藥物稀釋，雖然會延長治療的時間，但卻可使被氣霧化的藥物比率增加。無效腔，也就是在治療結束後殘留在噴射式噴霧器中的藥物量，範圍可從 0.5 至 2.0 mL。無效容積越大，被氣霧化的藥物就越少。

氣體密度：用來運作噴霧器的氣體之密度，也會藉由影響藥物輸出量和粒子大小，繼而影響氣霧的沉積量。舉例來說，以氦氧(heliox)執行氣霧治療，可以使氣霧的沉積量增加 50%之多。

利用與氧氣或空氣相同流量的氦氧進行噴物治療，可使氣霧粒子變小，且氣霧的輸出減少，因此將使治療時間延長。因此，在以氦氧進行氣霧治療時，應將流量調整為使用氧氣或空氣時的 1.5 至 2 倍，才能使氣霧粒子的大小和治療時間回復至正常的水準。

濕度與溫度：濕度和溫度也能影響粒子的大小和無效容積。更明確的說，在氣霧治療時水份的蒸發作用將會使氣霧的溫度降低，如此使得溶液的黏滯性增加，並且降低噴霧器的藥物輸出量。

呼吸型態：呼吸型態會影響氣霧粒子在下呼吸道的沉降作用。應教導病人在氣霧治療期間，除了潮氣呼吸外，應當間歇的進行深呼吸。

裝置的介面：醫療用氣霧可以藉由咬嘴或面罩給予。理想情況下應使用咬嘴。因為鼻腔會較口腔過濾掉更多的氣霧，所以在病人適合的情況下，應鼓勵他們使用咬嘴。咬嘴不應使用於嬰兒與孩童。另外，若治療時間較長時，咬嘴可能會造成不適。使用面罩會使氣霧沉積於臉部、眼睛，與鼻子的量增加。不論使用的是咬嘴或面罩，重點是應教導病人在氣霧治療期間用口部呼吸。適當的面罩緊密度與設計能夠增加氣霧被吸入的量，且減少於眼部的沉積。呼吸治療師在執行氣霧治療，以及教導病人時，應該將以上因素都僅記於心。



(For 未來出刊投稿者)

著作權讓與書

以下簽名立書 著作人已徵得其他共同 著作人同意，將發表於【 刊 物 名 稱 】第【 】期之著作

篇 名：_____

著作財產權讓與給【 台 灣 呼 吸 治 療 學 會 】，惟著作人仍保有未來集結出版、教學及網站等個人使用之權利，如：

- 一、本著作相關之商標權與專利權。
- 二、本著作之全部或部分著作人教學用之重製權。
- 三、出版後，本著作之全部或部分用於著作人之書中或論文集中之使用權。
- 四、本著作用於著作人受僱機關內部分送之重製使用權。
- 五、本著作及其所含資料之公開口述權。

著作人擔保本著作係著作人之原創性著作，著作人並擔保本著作未含有誹謗或不法之內容，且未侵害他人智慧財產權。若因審稿、校稿因素導致著作名稱變動，著作人同意視為相同著作，不影響本讓與書之效力。

立書人姓名：【 正 楷 或 打 字 】

身分證字號：【 】生日：【 】

通訊電話：【 】電子信箱：【 】

立書人簽章：(任一並列作者簽名即有效，但建議每人都簽)

中華民國 年 月 日

著作權諮詢電話：(02) 8228-7701 分機 27

Email : copyright@airiti.com



台灣呼吸治療學會

證書/積分證明補發(換)申請辦法：

- 需繳交：
1. 照片二張。
 2. 補(換)證書(件)申請表。
 3. 手續及工本費(換)500元(補)300元(劃撥收據)。
 4. 舊證書(件)(以更換者為限)。
 5. 更名者請附更名後之身分證正反面影本。

證書/積分證明補發(換)申請表

手續費劃撥日 ____ / ____ / ____

姓 名			會員編號		
生 日			籍 貫	省 縣(市)	
手 機			聯絡電話	(O) (H)	
補(換)證書 (件)種類	☐ 居家呼吸照護證書 ☐ 小兒專科訓練證書 ☐ 重症證書 ☐ 進階證書 ☐ 積分證明單 ☐ 其他證書(請註明)_____				
補(換)原因	☐ 遺失 ☐ 損毀 ☐ 更名為_____ ☐ 其他(於備註欄註明)				
地 址					
本 人 簽 名			申請日期	年 月 日	
備註： 其他原因註明～ 1. 以上各項申請需送交監事會審核通後予以寄發。 2. 學會發放研討會學分，請個人妥善保管，若遇不可抗拒因素，申請補發時，請檢附相關證明文件及註明原因，並僅受理填單當日起“前半年”內之課程積分證明。					



台灣呼吸治療學會個人會員申請書

姓名	性別	出生年月日	籍貫	省市縣市	身份證號碼	學歷	服務機構	通訊地址	審查結果：	申請日期：中華民國 年 月 日	申請人：(簽章)
市縣	市鄉鎮區	村里	鄰	街路	段	巷	弄	號之	樓		
呼吸治療師證書字號：呼吸字第	號。執業執照字號：衛呼執字第	經歷		E-mail	機手	電話	聯絡	(H)(O)	現職		
費用應繳證件：	1. 身份證正反面影印本一份。	2. 二吋照片二張(請寫姓名)。	3. 畢業證書影本(請縮印成A4)。	4. 呼吸治療師證書正反面影本及執業執照正反面影本(請縮印成A4)。	5. 從事呼吸照護工作之在職證明正本。	6. 入會費五百元及年費一千元劃撥收據影本。	※相關轉個人會員者只需繳交2、5、6項及入會費差額二百元、當年年費一千元。	請用郵政劃撥：帳號一四四五九七一〇，戶名：台灣呼吸治療學會。			

簡訊廣告收費辦法

廣告費用(A4全頁)：

刊登位置	黑 白	彩 色	刊登位置	黑 白	彩 色
首頁內頁	4,000	10,000	末頁內頁	4,000	8,000
末頁封面	4,000	10,000	一般內頁	4,000	7,000

1. 以上費用以單次計。
2. 若包廣告一年(二期)打85折,若包廣告二年(四期)打7折,費用合理,請多加利用。
3. 除上述優惠外,廣告廠商如為本會贊助會員則再打8折(贊助會員請寄會員證書影本)。
4. 廣告稿請自行設計。
5. 本刊預定每年四、十月各出一期,廣告稿件送件截止日為每年三月、九月十五日,敬請配合。
6. 廣告費用請於決定刊登後一星期內繳清。

編輯部：台中市北區梅川西路三段66號3樓1034室 學會秘書處
電 話：(04)22926834 傳真：(04)22920724

本學會之刊物發行對象為全省呼吸治療從業人員,作用弘大,且每期廣告費用低廉,敬請多加利用。如欲刊登廣告,請與本會編輯部聯絡,謝謝!!

98-04-43-04 郵 政 劃 撥 儲 金 存 款 單											
收款帳號	1 4 4 5 9 7 1 0										
通訊欄(限與本次存款有關事項)											
_____年會費 _____學術研討會 日期： 年 月 日 _____入會費 贊助捐款 其他_____											
收款戶名	台灣呼吸治療學會										
姓名	寄 款 人										
通訊處	□□□-□□										
電話	經辦局收款戳										
虛線內備供機器印錄用請勿填寫											

◎寄款人請注意背面說明
◎本收據由電腦印錄請勿填寫

郵政劃撥儲金存款收據	
收款帳號戶名	
存款金額	
電腦紀錄	
經辦局收款戳	



台灣呼吸治療簡訊

TSRT TIMES

Taiwan Society for Respiratory Therapy

郵政劃撥存款收據 注意事項

- 一、本收據請詳加核對並妥為保管，以便日後查考。
- 二、如欲查詢存款入帳詳情時，請檢附本收據及已填妥之查詢函向各連線郵局辦理。
- 三、本收據各項金額、數字係機器印製，如非機器列印或經塗改或無收款郵局收訖章者無效。

請 寄 款 人 注 意

- 一、帳號、戶名及寄款人姓名通訊處各欄請詳細填明，以免誤寄；抵付票據之存款，務請於交換前一天存入。
- 二、每筆存款至少須在新台幣十五元以上，且限填至元位為止。
- 三、倘金額塗改時請更換存款單重新填寫。
- 四、本存款單不得黏貼或附寄任何文件。
- 五、本存款金額業經電腦登帳後，不得申請撤回。
- 六、本存款備單供電腦影像處理，請以正楷工整書寫並請勿摺疊。帳戶如需自印存款單，各欄文字及規格必須與本單完全相符。如有不符，各局應婉請寄款人更換郵局印製之存款單填寫，以利處理。
- 七、本存款單帳號與金額欄請以阿拉伯數字書寫。
- 八、帳戶本人在「付款局」所在直轄市或縣（市）以外之行政區域存款，需由帳戶內扣收手續費。