

ผลของการปรับเครื่องช่วยหายใจในแง่ของ inspiratory flow pattern และ peak inspiratory flow ในปอดเทียมที่จำลองพยาธิสภาพแบบต่างๆ

อนันตพงษ์ พันธุ์มณี¹, บุญส่ง พันธ์สุนทร¹, แก้วใจ คำสุข²

¹สาขาวิชาโรคระบบทางเดินหายใจและเวชบำบัดวิกฤต ภาควิชาอายุรศาสตร์

²หน่วยระบาดวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

The effect of inspiratory flow patterns and peak inspiratory flow in different characteristics of lung models

Anakapong Phunmanee¹, Boonsong Patjanasontorn¹, Kaewchai Khumsuk²

¹ Division of Pulmonary and Critical care medicine Department of Medicine

² Epidemiology unit Faculty of Medicine Khon Kaen University

หลักการและเหตุผล: ผู้ป่วยภาวะการหายใจล้มเหลวที่ต้องใช้เครื่องช่วยหายใจมีเป็นจำนวนมาก สาเหตุของการหายใจล้มเหลวเกิดจากพยาธิสภาพหลายชนิด เครื่องช่วยหายใจรุ่นใหม่ๆ ได้ถูกพัฒนาให้มี mode ต่างๆ มากมายเพื่อให้เหมาะกับพยาธิสภาพของผู้ป่วย การปรับ inspiratory pattern เป็นวิธีหนึ่งที่ถูกพัฒนาขึ้นมา

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้มีขึ้นเพื่อดูผลของการปรับ inspiratory flow waveform ในปอดเทียม (lung model) ซึ่งจำลองความผิดปกติของปอดแบบต่างๆ

วิธีการศึกษา: โดยการ ventilated ปอดเทียมที่จำลองความผิดปกติได้แก่ 1. ปอดเทียมที่ปรับให้มีความยืดหยุ่น (compliance) ลดลง 2. ปอดเทียมที่ปรับให้มีความต้านทานหลอดลม (airway resistance) สูงขึ้น 3. ปอดเทียมที่ปรับให้มีความยืดหยุ่นลดลง และแรงต้านหลอดลมสูงขึ้น 4. ปอดเทียมที่ไม่ได้มีการปรับเพื่อใช้เป็นตัวเปรียบเทียบ โดยใช้เครื่องช่วยหายใจ PURITAN-BENNETT 7200A ในแบบ volume control โดย V_t^* , RR^* , FiO_2^* คงที่ แล้ววัดค่า P_{peak}^* , P_{pla}^* , MAP^* , V_{te}^* , Raw^* , C^* นำมาหาค่าเฉลี่ย แล้วเปรียบเทียบและวิเคราะห์ความแตกต่างทางสถิติโดย ANOVA test

ผลการศึกษา: 1. การ ventilated ปอดเทียมที่มีความยืดหยุ่นต่ำ square waveform ให้ค่า P_{peak} , P_{pla} ที่ค่อนข้างต่ำกว่า waveform อื่นๆ 2. การ ventilated ปอดเทียมที่มีความต้านทานหลอดลมสูง decelerated waveform ให้ค่าต่ำกว่า P_{pla} ต่ำกว่า waveform อื่นๆ อย่างมีนัยสำคัญ ($P < 0.05$) 3. การ ventilated ปอดที่มีลักษณะร่วมทั้งข้อ 1 และ 2 decelerated waveform ให้ค่า P_{peak} , P_{pla} ต่ำที่สุดอย่างมีนัยสำคัญ ($P < 0.05$) 4. ในการ ventilated ปอดเทียมทุก ๆ แบบด้วย decelerated waveform พบว่าได้ค่า MAP สูงสุด ($P < 0.05$)

สรุป: ในปอดที่มีความยืดหยุ่นต่ำ การ ventilated ด้วย square waveform ได้ค่า peak และ plateau pressure ต่ำ ในการ ventilated ปอดที่มีความต้านทานหลอดลมสูง การ ventilated ด้วย decelerated

Background: Many patients develop respiratory failure that need mechanical ventilator. The respiratory failure caused by different types of pathophysiology, New generation mechanical ventilators incorporate some new adjustment modes sophisticated to improve patient-ventilator interface by altering inspiratory flow pattern.

Objective: This study objective was to demonstrate the respiratory mechanics is inspiratory waveform and peak inspiratory flow generated by the mechanical ventilators for different characteristics of lung models.

Method: The PURITAN BENNETT 7200A was operated in control mode with constant setting of V_t^* , RR^* , FiO_2^* . P_{peak}^* , P_{pla}^* , MAP^* , V_{te}^* were repeatedly measured and Raw^* , C^* were calculated for each three inspiratory flow waveform and three level of inspiratory flow rate under four simulated pathological condition : 1. low compliance lung model 2. high airway resistance lung model 3. mixed low compliance and high airway resistance lung model in comparison with 4. control lung model. The data were analyzed by ANOVA test.

Result: 1. Under ventilation of low compliance lung model, square waveform produced quite low P_{peak} , P_{pla} compare with other waveform. 2. Under ventilation of high airway resistance lung model, decelerated waveform produced lowest P_{peak} and P_{pla} . ($P < 0.05$) 3. Under ventilation of mixed high airway resistance and very low compliance lung model, decelerated waveform produced lowest P_{peak} and P_{pla} . ($P < 0.05$) 4. Under ventilation of all type of lung models decelerated waveform produced highest mean airway pressure. ($P < 0.05$)

Conclusion: Under ventilation of low compliance lung model, lower plateau pressure were often seen in square

waveform สามารถลด peak และ plateau pressure ได้ และในปอดเทียมทุกๆ แบบ การ ventilated ด้วย decelerated waveform ได้ค่า mean airway pressure สูงที่สุด ผลการศึกษานี้สามารถเป็นแนวทางในการปรับตั้งเครื่องช่วยหายใจให้เหมาะสมกับพยาธิสภาพปอดของผู้ป่วยได้

*Ppeak = peak airway pressure	(cmH ₂ O)
*Ppla = plateau pressure	(cmH ₂ O)
*MAP = mean airway pressure	(cmH ₂ O)
*Vte = expired tidal volume	(ml)
*Raw = airway resistance	(cmH ₂ O/L/Sec)
*C' = compliance	(ml/cmH ₂ O)

waveform. Under ventilation of high airway resistance lung model, decelerated waveform make lower in peak and plateau pressure. Under ventilation of all characteristic of lung model decelerated waveform produced highest mean airway pressure. The result of this study may guide to proper use of respirator adjustment in those condition.

*FiO₂ = inspired oxygen concentration (%)

*RR = respiratory rate (time/min)

Keyword: Inspiratory flow pattern, Inspiratory waveform, square waveform, decelerated waveform, sine waveform, lung model.

ศรีนครินทร์เวชสาร 2541; 13(1), 12-19 • Srinagarind Med J 1998; 13(1), 12-19

บทนำ

ปัจจุบันผู้ป่วยภาวะการหายใจล้มเหลวที่ต้องใช้เครื่องช่วยหายใจมีเป็นจำนวนมาก สาเหตุของการหายใจล้มเหลวเกิดจากพยาธิสภาพหลายชนิดต่างๆ กัน เช่น โรคของหลอดลมได้แก่ หอบหืด (asthma) หลอดลมอุดกั้น (chronic obstructive pulmonary disease COPD) การหายใจล้มเหลวเกิดจากการตีบแคบของหลอดลมทำให้มีแรงต้านในหลอดลมสูง ผู้ป่วย Adult respiratory distress syndrome (ARDS) การหายใจล้มเหลวเกิดจากความยืดหยุ่นของปอดลดลง ผู้ป่วยปอดอักเสบรุนแรง (severe pneumonia) อาจมีการหายใจล้มเหลวที่เกิดจากทั้งความยืดหยุ่นที่ลดลงและหลอดลมที่ตีบแคบในผู้ป่วยดังกล่าวข้างต้น เมื่อใช้เครื่องช่วยหายใจจำเป็นต้องมีการปรับให้เหมาะสม ตามพยาธิสภาพ และเพื่อลดภาวะแทรกซ้อน

เครื่องหายใจรุ่นใหม่ๆ ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาให้มีความทันสมัยมากขึ้น การปรับ inspiratory waveform เป็นวิธีหนึ่งที่ถูกพัฒนาขึ้นมาในเครื่องรุ่นใหม่ ประกอบกับผลการศึกษาทางด้านการปรับ inspiratory waveform ในการศึกษาก่อนหน้านี้มีความแตกต่างกันมาก ขึ้นอยู่กับชนิดของเครื่องช่วยหายใจชนิดของ waveform generator วิธีการหายใจและชนิดของปอดเทียมที่ศึกษา⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾ ดังนั้นผู้วิจัยจึงทำการศึกษานี้เพื่อใช้เป็นแนวทางในการปรับตัวเครื่องช่วยหายใจให้เหมาะสมกับพยาธิสภาพของผู้ป่วยแต่ละกลุ่ม

วัสดุและวิธีการ

เครื่องช่วยหายใจที่ใช้ศึกษาคือ PURITAN BENNETT 7200A ปอดเทียมที่ใช้เป็นปอดเทียมที่ใช้กับเครื่อง PURITAN BENNETT 7200A ทำด้วยยางรูปทรงรี ปรับเปลี่ยนให้มีลักษณะ

ดังนี้

1. ปรับให้มีความยืดหยุ่นลดลงโดยการให้หนังยางรัดและยึดรอบๆ ปอดเทียมให้คงที่เพื่อให้ได้ค่าความยืดหยุ่นคงที่

2. ปรับให้มีแรงต้านหลอดลมสูงขึ้น โดยการใช้หนังยางรัดบริเวณทางเข้าของปอดเทียมให้แคบลงและยึดให้คงที่เพื่อไม่ให้ค่าแรงต้านหลอดลมเปลี่ยนแปลง

3. ปรับให้มีลักษณะทั้งแรงต้านหลอดลมสูงขึ้นและความยืดหยุ่นลดลง โดยทำการรัดด้วยหนังยางรอบๆ รวมทั้งบริเวณทางเข้าของปอดเทียมแล้วยึดให้คงที่ เพื่อให้ค่าที่ปรับตั้งทั้งสองข้างต้นไม่เปลี่ยนแปลง เทียบกับปอดเทียมที่ไม่ได้เปลี่ยนแปลงเป็น control โดยการ ventilate แบบ volume control ใช้ tidal volume 500 ซีซี อัตราการหายใจ 12 ครั้ง/นาที และ FiO₂ 21% คงที่ ปอดเทียมทั้งสี่แบบจะถูก ventilate โดยมีตัวแปรที่เปลี่ยนแปลงได้แก่ inspiratory waveform ทั้ง 3 แบบ คือ square, decelerated และ sine waveform (ดังรูปที่ 1) ใน peak inspiratory flow 60, 50 และ 40 ลิตร/นาที วัดค่า Peak, Plateau airway pressure, mean airway pressure, expired tidal volume โดยแต่ละค่าจะวัด 10 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ย นำมาคำนวณหาความยืดหยุ่น แรงต้านหลอดลม โดยใช้สูตร

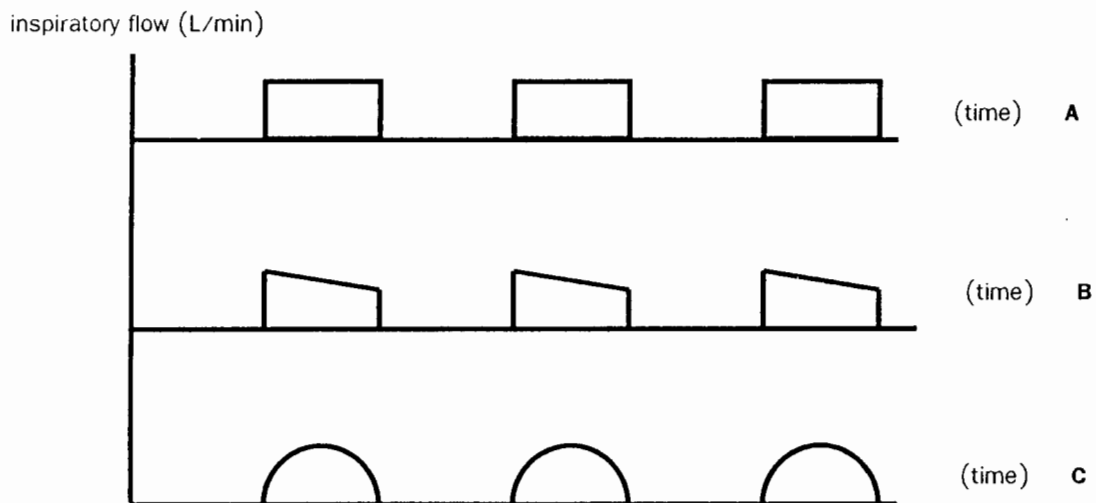
$$\text{ความยืดหยุ่น}^{(3)} = \frac{\text{tidal volume}}{\text{plateau pressure} - \text{peak inspiratory pressure}}$$

(ml/cmH₂O)

$$\text{แรงต้านหลอดลม}^{(3)} = \frac{\text{Peak} - \text{Plateau pressure}}{\text{peak inspiratory flow}}$$

(CmH₂O/L/sec)

ค่าที่วัดและคำนวณได้ข้างต้นจะนำมาวิเคราะห์ความแตกต่างทางสถิติ โดย ANOVA test (two way design with several observation per cell)



รูปที่ 1 แสดงลักษณะของ inspiratory waveform ทั้ง 3 แบบ โดยแกน X แสดงเวลา แกน Y แสดงขนาดของ inspiratory flow รูป A แสดงลักษณะของ square waveform ที่ inspiratory flow คงที่ตลอดการหายใจเข้า รูป B แสดงลักษณะของ decelerated waveform ที่ inspiratory flow สูงสุดตอนแรกและค่อย ๆ ลดลง เมื่อเวลาผ่านไปเป็นแบบ linear curve รูป C แสดงลักษณะของ sine waveform ที่ inspiratory flow ค่อย ๆ เพิ่มขึ้น และลดลงเมื่อเวลาผ่านไปเป็นรูป sine wave

ผลการศึกษา

ปอดเทียมที่เราปรับเพื่อนำมาศึกษามีลักษณะ ดังตารางที่ 1

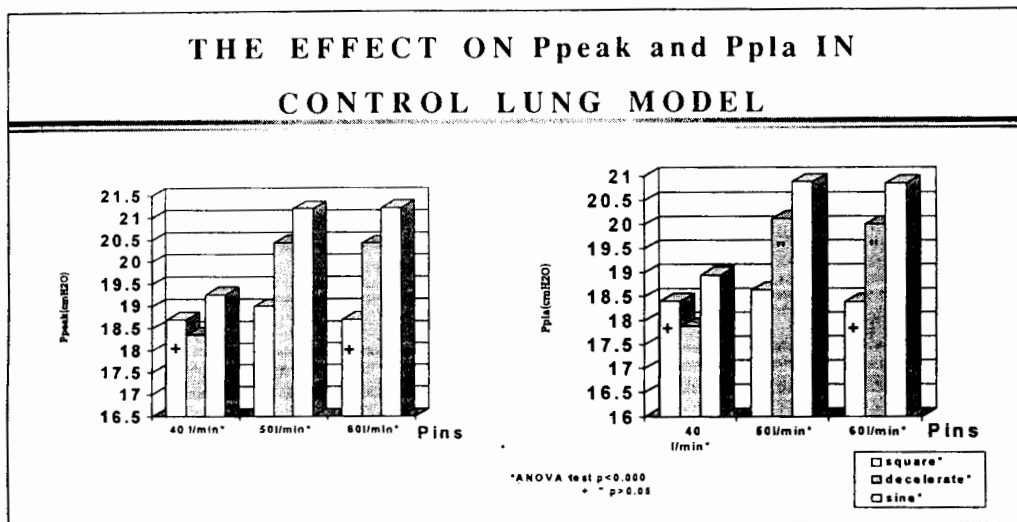
ตารางที่ 1 แสดงลักษณะของปอดเทียมหลังจากการปรับเปลี่ยนคุณลักษณะ

ปอดเทียม	ความยืดหยุ่น compliance* (ml/cmH ₂ O)	แรงต้านหลอดลม airway resistance * (cmH ₂ O/L/sec)
1. Control	25.18	0.47
2. Low compliance	13.57	0.72
3. High airway resistance	16.78	22.96
4. Mixed abnormal	11.91	14.61

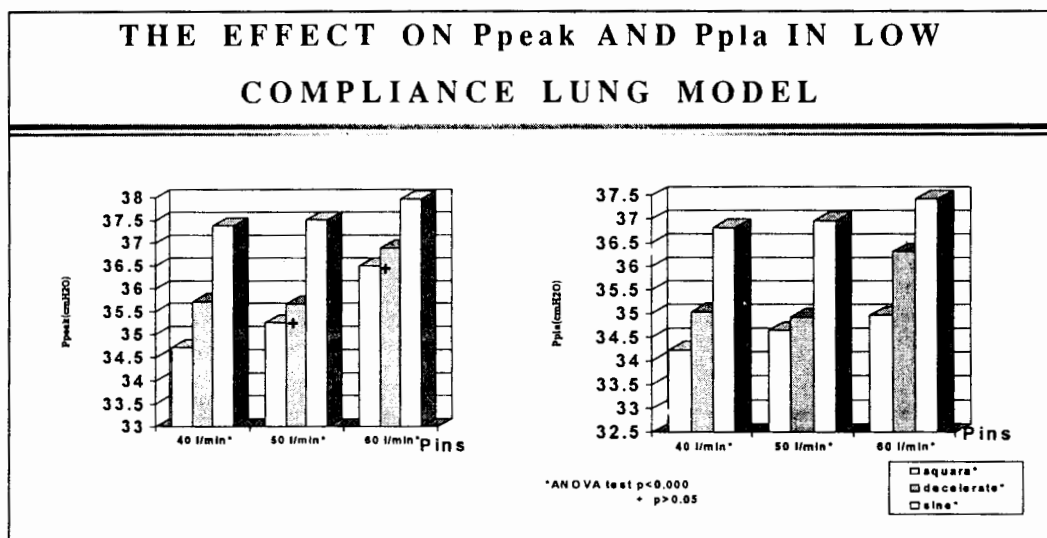
*ค่าที่ได้เป็นค่าได้จากการวัดและคำนวณหาค่าเฉลี่ย (mean)

จากตารางในปอดเทียมที่ใช้เป็นตัวเปรียบเทียบ และปอดเทียมที่ปรับให้ค่าความยืดหยุ่นลดลงเราได้ค่าแรงต้านหลอดลมที่อยู่ในช่วงปกติ (ค่าปกติ 0.6-2.4 cmH₂ O/L/sec)⁽³⁾ และความยืดหยุ่นปรับลดลงได้กว่าครึ่ง เมื่อเทียบกับปอด

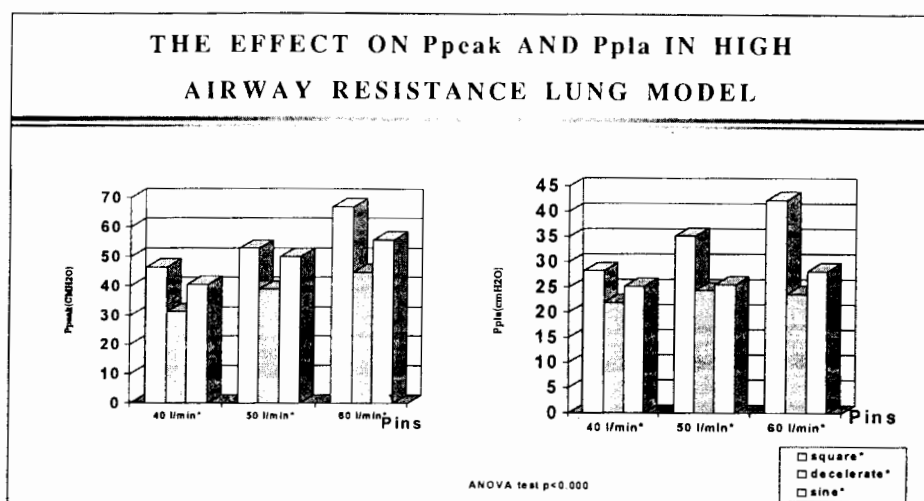
เทียมก่อนปรับ ส่วนปอดเทียมที่ปรับให้แรงต้านหลอดลมสูงขึ้นเราสามารถเพิ่มแรงต้านหลอดลมได้สูงมาก แต่พบว่าการปรับดังกล่าวทำให้ปอดเทียมมีค่าความยืดหยุ่นลดลงด้วย เมื่อเทียบกับปอดเทียมที่เป็นตัวเปรียบเทียบ



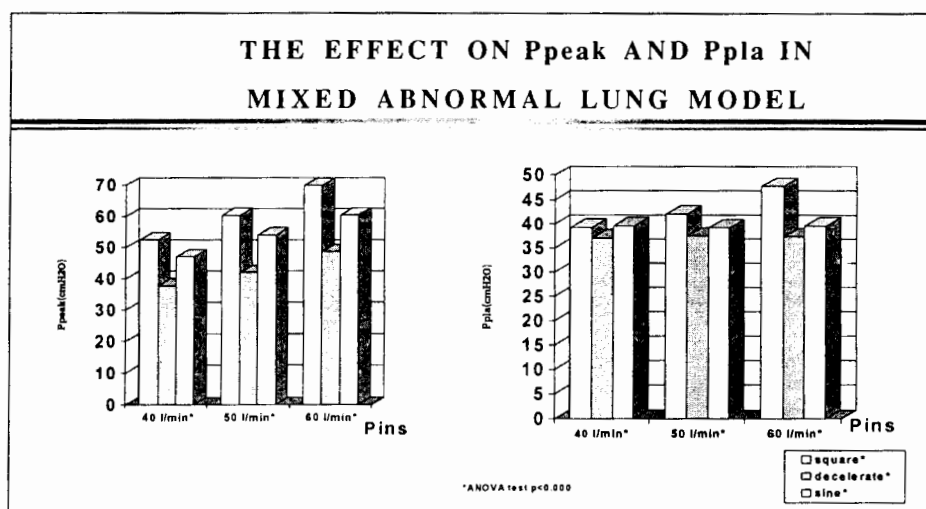
รูปที่ 2 แสดงผลการปรับ inspiratory waveform และ peak inspiratory flow ในปอดเทียมที่ใช้เปรียบเทียบ



รูปที่ 3 แสดงผลของการปรับ inspiratory waveform และ peak inspiratory flow ในปอดเทียมที่ปรับให้มีความยืดหยุ่นลดลง



รูปที่ 4 แสดงผลของการปรับ inspiratory waveform และ peak inspiratory flow ในปอดเทียมที่ปรับให้มีแรงต้านหลอดลมสูง



รูปที่ 5 แสดงผลของการปรับ inspiratory waveform ในปอดเทียม ที่ปรับให้มีลักษณะทั้งแรงต้านหลอดลมสูง และความยืดหยุ่นลดลง

จากกราฟในรูปที่ 2 และ 3 การ ventilate ปอดทั้งสองแบบข้างต้นด้วย square waveform และ decelerate waveform จะให้ค่าทั้ง peak และ plateau pressure ที่ต่ำกว่า sine waveform อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.000$) และ square waveform จะให้ค่า airway pressure ต่ำกว่า decelerated waveform ยกเว้นในการ ventilate ปอดเทียมที่ไม่ได้มีการปรับเปลี่ยนที่ความเร็ว peak inspiratory flow 40 L/min

ส่วนปอดเทียมที่ปรับให้มีแรงต้านหลอดลมสูงดังรูปที่ 4 และ 5 พบว่า decelerated waveform จะมีค่า airway pressure ต่ำที่สุดอย่างมีนัยสำคัญ ($P < 0.000$) โดยที่ square waveform มีค่า airway pressure สูงที่สุด

ผลของการปรับ peak inspiratory flow พบว่าการเพิ่ม peak inspiratory flow จะทำให้ airway pressure สูงขึ้นผลของการปรับ waveform ต่อค่า expired tidal volume ในปอดเทียมทั้ง

ตารางที่ 2 แสดงค่า parameter ต่างๆ ที่วัดได้จากการ ventilated ปอดเทียมแบบต่างๆ แสดงเป็นค่าเฉลี่ย (mean)

Pins (L/min) inspiratory waveform	40 square	40 decelerate	40 sine	50 square	50 decelerate	50 sine	60 square	60 decelerate	60 sine
1. Control									
Ppeak	18.70(1)	18.36(1)	19.27	19.00	20.43(2)	21.20	18.70	20.42(3)	21.22
Ppla	18.40	17.89	18.94	18.63	20.11(2)	20.87	18.39	19.90(3)	20.85
MAP	2.60	3.76	2.91	1.80	3.52	3.10	1.70	3.20	2.39
Vte	490	489	507	470	490	500	460	482	500
2. Low compliance									
Ppeak	34.72	35.72	37.38	35.26	35.67	37.51	36.50	36.89	37.96
Ppla	34.23	35.03	36.82	34.64	34.92	36.96	34.96	36.31	37.42
MAP	4.86	8.06	6.20	3.30	6.40	4.63	3.14	5.71	4.21
Vte	480	480	500	471	490	510	460	479	500
3. High airway resistance									
Ppeak	46.35	31.17	40.52	52.75	38.80	49.98	66.81	44.55	55.56
Ppla	28.28	21.98	25.22	35.13	24.35	25.55	42.31	23.67	28.23
MAP	6.91	8.10	7.43	6.90	8.08	7.40	6.93	7.80	7.50
Vte	460	463	490	439	470	480	421	457	475
4. Mixed abnormal									
Ppeak	52.36	37.70	46.99	60.18	41.94	53.95	69.69	48.52	60.35
Ppla	39.14	36.96	39.49	42.18	37.38	39.10	47.67	37.25	39.54
MAP	7.50	10.49	8.90	7.10	9.70	8.30	7.20	9.20	8.10
Vte	473	466	490	452	469	490	440	470	490

ค่าที่ได้จากการวิเคราะห์ทางสถิติในแต่ละกลุ่มของปอดเทียม เมื่อ ventilated ด้วย inspiratory flow และ waveform ต่างๆ เปรียบเทียบตัวเลข แตกต่างกันทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญโดย $p < 0.000$ ยกเว้นข้อมูลคู่ที่ 1,2,3 ที่ค่าไม่แตกต่างกันทางสถิติ $P > 0.05$

สามแบบพบว่า การ ventilated ด้วย square waveform ได้ expired tidal volume ต่ำที่สุด และ sine waveform ได้ค่า expired tidal volume สูงที่สุด และเมื่อลด peak inspiratory flow จะทำให้ได้ expired tidal volume เพิ่มขึ้นดังข้อมูลในตารางที่ 2

ผลของการปรับ waveform ต่อค่า mean airway pressure พบว่าการ ventilated ด้วย decelerated waveform ได้ค่า mean airway pressure สูงที่สุด และต่ำที่สุดใน square waveform อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.000$) ดังข้อมูลในตารางที่ 2

วิจารณ์

สิ่งที่เราคาดหวังจากการใช้เครื่องช่วยหายใจ คือ แก้ไขภาวะบกพร่องออกซิเจน (hypoxia) ลดแรงที่ผู้ป่วยต้องใช้น

การหายใจ (work of breathing) รวเวลาที่จำเป็นไขความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจ โดยไม่ให้เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการใช้เครื่องช่วยหายใจ สิ่งที่เราต้องคำนึงถึงในการใช้เครื่องช่วยหายใจ คือ

1. ใช้เครื่องช่วยหายใจโดยทำให้ plateau pressure ต่ำที่สุด โดยการศึกษาพบว่าถ้าค่า plateau pressure น้อยกว่า 35 cmH₂O การเกิด lung injury จะน้อยเมื่อเทียบกับผู้ป่วยที่มีค่า plateau pressure เกิน 35 cmH₂O⁽⁴⁾

2. ทำให้ผู้ป่วยได้ออกซิเจนที่เพียงพอซึ่ง oxygenation status ที่ดีกว่าจะขึ้นกับ mean airway pressure ที่สูงกว่า^(5,7)

จากผลการศึกษาปอดเทียมมีลักษณะเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ กลุ่มที่มีความยืดหยุ่นต่ำ ซึ่งเมื่อเทียบกับความยืดหยุ่นของปอดปกติ (ค่าปกติ 80-100 ml/cmH₂O)⁽⁵⁾ และกลุ่มที่มีลักษณะผสมของปอดที่มีแรงต้านหลอดลมสูง ร่วมกับความ

ยืดหยุ่นต่ำ

ดังนั้นการศึกษานี้จึงมุ่งวิเคราะห์ประเด็นในแง่ผลของ inspiratory waveform และ peak inspiratory flow ต่อ Ppla และ MAP ในแบบจำลองของปอดที่มีความยืดหยุ่นต่ำ และปอดที่มีแรงต้านหลอดลมสูงร่วมกับความยืดหยุ่นต่ำ

ผลของการปรับ Inspiratory waveform

1. **Square waveform** มีลักษณะ inspiratory flow คงที่ตลอดเวลาของการหายใจเข้า พบว่าปอดที่มีความยืดหยุ่นต่ำเพียงอย่างเดียว การ ventilated ด้วย waveform ชนิดนี้ให้ค่า Ppla ที่ค่อนข้างต่ำที่สุดในกรณีที่ปอดเทียมมีแรงต้านทานในหลอดลมสูงร่วมกับ waveform ชนิดนี้จะทำให้ airway pressure สูงขึ้นกว่า waveform อื่นๆ เนื่องจากการที่ airway pressure มีค่าเท่ากับ flow คูณด้วย resistance⁽²⁾ กรณีที่ resistance สูงมากอยู่แล้ว และให้ flow คงที่ตลอด เมื่อปริมาตรปอดเพิ่มขึ้น ย่อมทำให้ pressure ที่ได้สูงเมื่อเทียบกับ flow ที่มีการลดลงเมื่อเวลาผ่านไป waveform ชนิดนี้ให้ค่า MAP ต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับ waveform อื่นๆ ($P < 0.000$)

ดังนั้น square waveform น่าจะมีที่ใช้ในกรณีที่ปอดปกติ และที่ไม่มีภาวะพร่องออกซิเจน

2. **Decelerated waveform** มีลักษณะ inspiratory flow ค่อยๆ ลดลงเรื่อยๆ เป็นเส้นตรง (linear deceleration) ในช่วงการหายใจเข้า ในการศึกษาความเร็วของ inspiratory flow เมื่อหยุดหายใจเข้าจะเป็น 50% ของความเร็วเริ่มต้น (ดังรูป 1B) ในปอดที่มีความยืดหยุ่นต่ำ ผลในแง่การลด airway pressure ไม่ได้มากนัก และในปอดที่มีแรงต้านหลอดลมสูงร่วมกับ waveform ชนิดนี้ สามารถลด airway pressure ได้อย่างชัดเจน เนื่องจากการที่ขนาดของ inspiratory flow ที่ค่อยๆ ลดลง เมื่อหายใจปริมาตรปอดสูงขึ้น จึงทำให้ airway pressure ลดลง

ลักษณะเด่นของ waveform ชนิดนี้คือมีค่า MAP สูงที่สุดเมื่อเทียบกับ waveform อื่นๆ ซึ่งอธิบายได้จาก ถ้า ventilated เครื่องช่วยหายใจด้วย tidal volume อัตราการหายใจและ peak inspiratory flow ที่คงที่ วิธีการ ventilated แบบนั้นจะต้องใช้เวลาในการหายใจเข้าเพิ่มขึ้น⁽¹¹⁾ เนื่องจาก inspiratory flow ในการหายใจเข้าไม่ได้คงที่เหมือนใน square waveform แต่ลดลงเป็น 50% ของ flow เริ่มต้น ทำให้เวลาในการหายใจเข้าเพิ่มขึ้นเวลาในการหายใจออกจะลดลง เสมือนว่ามีแรงดันอยู่ในหลอดลมมากขึ้น ทำให้วัดได้ค่า MAP สูงขึ้น แต่จะไม่มีผลต่อ alveolar pressure⁽⁸⁾ การศึกษาค้นคว้าช่วยยืนยันผลของการศึกษาก่อนหน้านี้โดย Joseph ซึ่งทำในปอดเทียมเช่นกัน โดยผลที่ได้พบว่าค่า MAP สูงที่สุดในทุกๆ แบบของการ ventilated ปอดเทียมด้วย decelerated waveform⁽¹¹⁾ จะมีส่วนต่างกันบ้างคือในแง่ผลต่อ peak airway pressure ซึ่งขึ้นกับ

ชนิดของปอดเทียมที่นำมาศึกษาและลักษณะของการ ventilated ว่าให้ inspiratory time หรือ I:E ratio คงที่ หรือทำให้ peak inspiratory flow คงที่

waveform ชนิดนี้น่าจะมีที่ใช้ในกรณีผู้ป่วยมีภาวะพร่องออกซิเจน หรือเพื่อลด peak และ plateau pressure ในปอดที่มีแรงต้านหลอดลมสูงโดยปรับ inspiratory time ให้เหมาะสม

3. **sine waveform** มีลักษณะ inspiratory flow ที่ค่อยๆ เพิ่มขึ้นจนสูงสุดแล้วลดลงเมื่อสิ้นสุดการหายใจเป็นลักษณะ sine wave (ดังรูป 1C) ในปอดเทียมที่แรงยืดหยุ่นต่ำ waveform ชนิดนี้ทำให้ Ppeak และ Ppla สูงกว่า waveform อื่นๆ อย่างชัดเจน ($P < 0.000$) ในปอดเทียมที่แรงต้านหลอดลมสูง waveform ชนิดนี้สามารถเพิ่ม MAP ได้ด้วยเหตุผลเดียวกันกับ decelerated waveform ข้างต้น แต่ผลทั้งการลด Ppeak และ Ppla รวมทั้งความสามารถการเพิ่ม MAP ยังไม่ได้มากเท่า decelerated waveform

จากเหตุผลดังกล่าวผู้วิจัยจึงเห็นว่า sine waveform ยังไม่มีข้อบ่งชี้ในการใช้ที่ชัดเจน

ผลของการปรับ Peak inspiratory flow

1. ในปอดเทียมทุกแบบการเพิ่ม inspiratory flow rate ทำให้ airway pressure สูงขึ้น ซึ่งเป็นไปตามสูตรของ airway pressure ที่มีค่าเท่ากับ flow คูณด้วย airway resistance⁽²⁾ ส่วนกรณีที่การเพิ่ม inspiratory flow rate ที่ไม่ได้ทำให้ airway pressure เพิ่มขึ้น เช่น ในกรณีของการ ventilated ปอดเทียมที่ไม่ได้ปรับด้วย peak inspiratory flow 40 และ 60 L/min ($P > 0.05$) น่าจะเกิดจาก flow ที่เพิ่มขึ้นไม่ได้มากเกินไปจนเกิด turbulent flow ที่จะทำให้ค่า airway pressure สูงขึ้นมากจนเห็นความแตกต่างทางสถิติ

2. การลด inspiratory flow rate ทำให้ MAP สูงขึ้น เกิดจากการเพิ่มเวลาที่ต้องใช้เพื่อหายใจเข้า⁽⁸⁾

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้เป็นการศึกษาในปอดเทียมซึ่งการนำไปปรับใช้ผู้ป่วยจริงคงจะต้องคำนึงถึงเรื่องต่อไปนี้อย่างยิ่ง

1. inspiratory time ที่ต้องปรับให้เหมาะสมแก่ผู้ป่วยร่วมด้วย เช่น ในผู้ป่วยที่มีปัญหาหลอดลมอุดกั้น หรือมีลมค้างในปอดมาก เช่น ผู้ป่วย COPD ซึ่งต้องการ inspiratory time ที่สั้นและ expiratory time ที่ยาวขึ้น⁽⁹⁾

2. ในผู้ป่วยจริงพยาธิสภาพในปอดไม่ได้คงที่ตลอดเวลาอาจมีความยืดหยุ่นหรือหลอดลมที่อุดกั้นเปลี่ยนแปลงต่อเนื่องตลอดเวลา (dynamic process) การปรับเครื่องช่วยหายใจเพียงครั้งเดียว โดยไม่ได้ติดตามผู้ป่วยอย่างใกล้ชิดเป็นสิ่งที่ควรระวังและหลีกเลี่ยง

3. การศึกษานี้เป็นการวัดเฉพาะ respiratory parameter ไม่ได้วัดผลทาง hemodynamic cardiovascular และผลดีทาง

คลินิกอื่นๆ ในแง่ survival ซึ่งคงต้องการการศึกษาเพิ่มเติมในผู้ป่วยจริงต่อไป

สรุป

การปรับ inspiratory waveform เป็นอีกรูปหนึ่งที่น่าจะช่วยรักษาผู้ป่วยโรคปอดให้เหมาะสมกับความผิดปกติตามพยาธิสภาพได้ โดยการใช้ decelerated waveform สามารถลดแรงต้านในหลอดลมและสามารถเพิ่ม mean airway pressure ได้ดีกว่า square และ sine waveform การปรับ inspiratory waveform ควรทำร่วมกับการปรับ inspiratory flow rate เพื่อให้ได้ inspiratory time ต่อ expiratory time (I:E ratio) ที่เหมาะสม

เอกสารอ้างอิง

1. Adams AP, Economides AP, Finlay WEI, Sykes MK. The effect of variation of inspiratory flow waveform on cardiorespiratory function during controlled ventilation in normo-, hypo-, and hypervolaemic dog. *Br J Anaesth* 1970; 42(8): 818-25.
2. Rau JL Jr, Shelledy DC. The effect of varying inspiratory flow waveform on peak and mean airway pressure with a time-cycled volume ventilator : A Bench study. *Respiratory care* 1991; 36(5): 347-56.
3. Chang DW. *Respiratory Care Calculation*. New York:Delmar publisher,1994: 9-16.
4. MachIntyre NR. Minimizing alveolar stretch injury during mechanical ventilator. *Respiratory care* 1996; 41: 318-26.
5. Kacmarek RM, Hess D. Airway pressure, flow and volume wave form, and lung mechanics during mechanical ventilation. In : Kacmarek RM, ed. *Monitoring in Respiratory care*. New York : Mosby press, 1993: 508-13.
6. Ward ME, Roussos C, Macklem PT. Respiratory mechanics. In : Murray JF, ed. *Textbook of respiratory medicine*. Pennsylvania : W.B.sauders Press, 1994 : 129.
7. Rau JL Jr. Inspiratory flow patterns : The 'shape' of ventilation. *Respiratory care* 1993; 38(1): 132-40.
8. Hess DR, Kacmarek RM. Pressure and volume ventilation. In : Hess DR, ed. *Essential of mechanical ventilation*. New York : McGraw-Hill Press, 1996: 41-8.
9. Hess DR, Kacmarek RM. Chronic pulmonary disease. In : Hess DR, ed. *Essential of mechanical ventilation*. New York : Mc Graw-Hill Press,1996: 89-95.
10. Branson RD. Enhanced capabilities current ICU ventilators : Do they really benefit patients ?. *Respiratory care*, 1991; 36(5): 362-76.
11. Kacmarek RM. Newest generation of mechanical ventilators : Improving patient -ventilator interface. *Seminars in respiratory medicine* 1993; 14(4): 251-61.

