

การศึกษาหาปริมาณ Fresh Gas Flow ต่อ Minute Ventilation ที่ใช้ในการหายใจเองผ่าน EAR Circuit ที่ทำจากวัสดุที่หาง่ายในปอดเทียม

พนารัตน์ รัตนสุวรรณ, สรรชัย ชีรพงษ์ภักดี, วิริยะ สัจจงพงษ์, คมกฤษณ์ เทียมกลาง

ภาควิชาวิสัญญีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ขอนแก่น 40002.

Fresh Gas Requirement of a Hand Made Enclosed Afferent Reservoir Circuit: An in-vitro Study Using Spontaneous Ventilation in Lung Model

Panaratana Ratanasuwana, Sunchai Theerapongpakdee, Viriya Sujjapong, Kumkit Tiemklang
Department of Anesthesiology, Faculty of Medicine, Khon Kaen University, Khon Kaen 40002.

หลักการและเหตุผล: EAR circuit หรือ Enclosed Afferent Reservoir เป็นวงจรที่ดัดแปลงมาจาก Mapleson A หรือ Magill system มีประสิทธิภาพในการใช้ทั้งแบบควบคุมการหายใจและแบบหายใจเอง ในประเทศไทยได้มีการศึกษาการใช้ EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นเองในแบบควบคุมการหายใจ โดย สรรชัยและคณะ แล้ว แต่สำหรับการใช้แบบหายใจเอง ยังไม่เคยมีการศึกษามาก่อน

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาหาอัตราส่วนของ Fresh gas flow : Minute ventilation (FGF:MV) ที่เหมาะสมในวงจร EAR ที่ใช้แบบหายใจเอง

รูปแบบการศึกษา: การศึกษาเชิงพรรณนา

สถานที่ทำการศึกษา: โรงพยาบาลศรีนครินทร์

วิธีการศึกษา: นำ EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นเองมาใช้ในการศึกษาในปอดเทียม โดยทดสอบคุณสมบัติของปอดเทียมในการทำให้เกิดคาร์บอนไดออกไซด์ก่อน จากนั้นปรับลดอัตราส่วนของ FGF:MV จาก 2 เท่าลงมาถึง 0.25 เท่า แล้วบันทึกค่าของ $ETCO_2$ และ $PI_{min} CO_2$ ที่ได้จากเครื่อง capnograph แต่ละครั้ง นำมาวาดกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง FGF:MV และ ค่า CO_2 เพื่อหาอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ทำให้เกิด rebreathing ตามค่าจำกัดความของ Kain & Nunn และ Humphrey

ผลการศึกษา: เมื่อปรับลดอัตราส่วนของ FGF:MV จาก 2 เท่า ลงมาถึง 0.25 เท่า จะได้ค่า $ETCO_2$ และ $PI_{min} CO_2$ เพิ่มขึ้นจาก 33 และ 0 มม.ปรอท เป็น 97 และ 9 มม.ปรอท ตามลำดับ จากค่าจำกัดความของ Kain and Nunn จะเกิด rebreathing เมื่ออัตราส่วนของ FGF:MV มีค่า 0.83 และของ Humphrey เกิด rebreathing เมื่อมีค่า 0.42

สรุป: EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นเองจากวัสดุที่หาง่าย โดยใช้แบบหายใจเองใน lung model นั้น เพื่อหาอัตราส่วนของ FGF:MV ที่เกิด rebreathing โดยใช้ค่าจำกัดความจากทั้ง 2 ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว นั้น พบว่า อัตราส่วนของ FGF:MV มีค่า 0.83 เมื่อใช้ของ Kain and

Background: EAR circuit or Enclosed Afferent Reservoir is a circuit modified from the Mapleson A (Magill) system. It can be used effectively in both the control and spontaneous ventilation mode. The EAR- controlling ventilation circuit has been studied , however, no study on the spontaneous ventilation mode has been conducted.

Objective: To find the proper ratio of fresh gas flow (FGF) to minute ventilation (MV) in the EAR-spontaneous ventilation mode.

Design: Descriptive study.

Setting: Srinagarind Hospital

Material&Method: We used a hand-made EAR circuit to test of an artificial lung to produce carbon dioxide (CO_2). While the FGF per MV was gradually reduced from 2 times to 0.25 times , $ETCO_2$ and $PI_{min} CO_2$ obtained from the capnograph was recorded. The FGF:MV and $PI_{min} CO_2$ were calculated to find the proper FGF:MV ratio to produce rebreathing by the Kain & Nunn and Humphrey criteria.

Results: When decreasing the FGF:MV ratio from 2 times to 0.25 times, the $ETCO_2$ and $PI_{min} CO_2$ increased from 33 mmHg to 97 mmHg and from 0 mmHg to 9 mmHg. According to the Kain and Nunn criteria, rebreathing occurred when the FGF:MV ratio was 0.83, while it was 0.42 by the Humphrey criteria.

Conclusion: Our hand-made EAR spontaneous ventilation circuit in the artificial lung model contributed to rebreathing when the FGF:MV ratio was 0.83 by the Kain and Nunn criteria and 0.42 by the Humphrey criteria. Nevertheless, before recommending this system for use in patients , further study is required to find the proper ratio for humans.

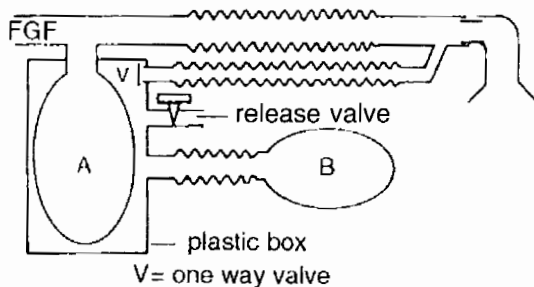
Nunn และมีค่า 0.42 ในกรณีที่ใช้ของ Humphrey ถ้าจะนำข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้ไปประยุกต์ใช้ในมนุษย์ควรทำการศึกษาต่อในอาสาสมัครก่อน เพื่อที่จะหาค่า rebreathing ที่เกิดขึ้นจริงในมนุษย์

Key words: Equipment, EAR system, CO₂ elimination, Rebreathing.

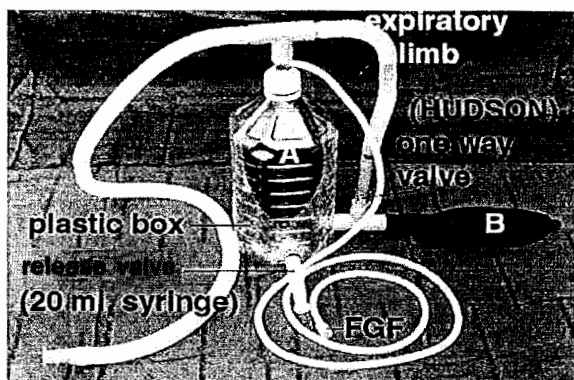
ศรีนครินทร์เวชสาร 2544; 16(2), 105-110 • Srinagarind Med J 2001; 16(2), 105-110

บทนำ

Enclosed Affluent Reservoir (EAR) circuit หรือ enclosed Mapleson A system หรือ enclosed Magill system เป็น modified Mapleson A (Magill) system ที่มี enclosed reservoir และ distal expiratory valve; ประกอบด้วย Mapleson A system ที่ enclosed ใน non-distensible structure โดย non-distensible structure นี้ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ส่วนแรกเป็นกล่องพลาสติกที่มี reservoir bag บรรจุอยู่ภายใน และส่วนที่สองเป็น coaxial tube หรือ parallel tube ซึ่งมี one-way valve รวมอยู่ด้วย ดังรูปที่ 1 และรูปที่ 2



รูปที่ 1 แสดงผังโครงสร้างของ EAR circuit (ภาพดัดแปลงจาก Miller and Miller)⁶



รูปที่ 2 แสดงลักษณะของ EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นจากวัสดุที่หาได้ง่าย โดยใช้ทองวงช้าง ท่อ PVC และข้อต่อท่อ PVC ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 22 มม. มี inspiratory limb อยู่ภายนอก และ expiratory limb ทำจากสายพลาสติกขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1 ซม. บรรจุอยู่ภายใน

หลักการการทำงานของ EAR circuit

1. ขณะใช้งานแบบหายใจเอง: ต้องเปิด release valve ให้อยู่ในตำแหน่งที่กว้างที่สุด มีหลักการการทำงานเหมือนกับ Mapleson A system และใช้ fresh gas flow (FGF) เท่ากับใน Mapleson A system คือ

- ในช่วงหายใจเข้า: ผู้ป่วยจะหายใจเอา fresh gas จาก enclosed reservoir bag และ inspiratory limb เข้าสู่ปอด ในขณะเดียวกัน one-way valve จะปิดทำให้ expired gas ใน expiratory limb ไม่กลับเข้าไปในปอด

- ในช่วงหายใจออก: expired gas จากปอดจะถูกแรง elastic recoil และ fresh gas ดันไล่เข้าไปใน expiratory limb มีผลให้ one-way valve เปิดไล่ expired gas ออกจากวงจร ขณะเดียวกัน fresh gas จะสะสมใน bag A

2. ขณะใช้งานแบบควบคุมการหายใจ: แตกต่างจาก Mapleson A คือ

- ในช่วงหายใจเข้า: ขณะบีบ bag B ความดันในกล่องพลาสติกจะสูงขึ้น ทำให้ fresh gas ที่อยู่ใน bag A และ inspiratory limb ถูกไล่เข้าไปในปอด พร้อมกับ one way valve ปิด ทำให้ expired gas ใน expiratory limb ไม่กลับเข้าไปในปอด

- ในช่วงหายใจออก: expired gas จากปอดจะถูกแรง elastic recoil และ fresh gas ดันให้ไหลผ่าน expiratory limb และ one way valve เข้าไปในกล่องพลาสติก โดย expired gas ส่วนหนึ่งจะยังคงอยู่ในกล่องพลาสติกและ bag B เพื่อเพิ่มความดันในกล่องพลาสติกในช่วงหายใจเข้าครั้งต่อไป ส่วนที่เหลือของ expired gas จะออกสู่ภายนอกทาง release valve ซึ่งเปิดอยู่บางส่วน

ดังนั้น EAR circuit มีข้อดีกว่า Mapleson A คือ ในแบบควบคุมการหายใจ FGF ที่ใช้จะต่ำกว่า Mapleson A system โดยจะใช้ FGF เท่ากับในแบบหายใจเอง ทำให้ circuit นี้เป็น ideal breathing system เพราะมีประสิทธิภาพในการใช้ fresh gas ทั้งแบบควบคุมการหายใจและแบบหายใจเอง สรรพชัย และคณะได้ ดัดแปลงทำ EAR circuit จากวัสดุที่หาได้ง่าย ศึกษาเปรียบเทียบกับ coaxial circle breathing system ในแบบควบคุมการหายใจขณะที่ใช้ FGF 100 ml/kg/min พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันของผล ABG ใน breathing system ทั้ง

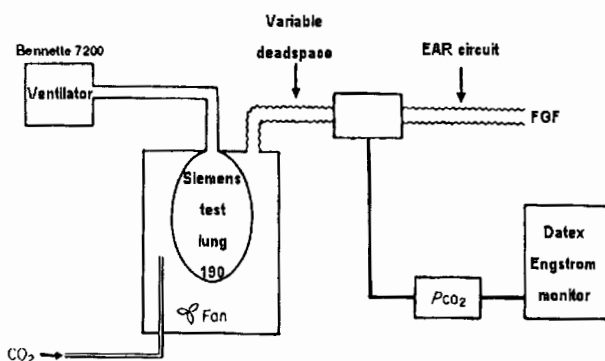
สอง¹ และมีการศึกษาเปรียบเทียบกับ Bain circuit ในแบบควบคุมการหายใจ พบว่า EAR circuit ใช้ FGF ต่ำกว่าในการรักษาระดับ CO_2 เพื่อไม่ให้เกิด rebreathing² แต่ยังไม่ได้มีการนำมาทดลองใช้ในแบบหายใจเอง ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงได้ทำการศึกษานี้ในปอดเทียมเพื่อหาอัตราส่วนของ fresh gas flow : minute ventilation (FGF:MV) ที่เหมาะสมในแบบหายใจเองเพื่อที่จะได้นำข้อมูลดังกล่าวมาประยุกต์ใช้ในมนุษย์ต่อไป

วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาหาอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ทำให้เกิด rebreathing เมื่อหายใจเองผ่าน EAR circuit ในปอดเทียม

วิธีการศึกษา

1. ปอดเทียมที่ใช้ดัดแปลงมาจากการศึกษาของ Chan et. al.⁵ เพื่อจำลองการหายใจของผู้ใหญ่หนัก 70 กก. ซึ่งทำจากกล่องพลาสติกที่มีปริมาตร 6,084 มล. (ขนาดภายในกล่องเท่ากับ 13x13x36 ซม.) ภายในบรรจุ test lung (Siemens test lung 190) ที่ต่อปลายเข้ากับ Bennette 7200 ventilator และในกล่องพลาสติกจะต่อท่อส่ง CO_2 ในปริมาณ 200 +8 มล./นาที่ โดยการ calibrate ผ่าน flow meter ของ O_2 ด้วยการแทนที่น้ำ อากาศภายในกล่องพลาสติกจะถูกผสมให้เข้ากันโดยพัดลมที่อยู่ด้านล่างของกล่องพลาสติก breathing system และ dead space จะถูกต่อเข้ากับกล่องพลาสติกทางช่องที่อยู่ทางด้านข้าง ปริมาตรภายในกล่องพลาสติกจะเป็นตัวแทนของปริมาตรปอด และปริมาตรของท่อที่อยู่ระหว่าง breathing system กับปอดเทียมจะเป็นตัวแทนของ anatomical และ physiological dead space เมื่อเสร็จการทดลอง flow ของ CO_2 จะถูกตรวจสอบอีกครั้ง การวัดค่า CO_2 concentration ใช้ side stream capnography (Datex-Engstrom type D-VNC 15, Helsinki, Finland)³, rate of flow sampling 200 มล./นาที่ ต่อเข้าระหว่าง dead space กับ breathing system ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงการต่ออุปกรณ์ต่างๆ ในการทดลอง (ดัดแปลงมาจาก Chan et.al.)⁵

-การทดสอบคุณสมบัติในการทำให้เกิด CO_2 ของ ปอดเทียม โดยกำหนดให้ปอดเทียมหายใจในขณะที่ยังไม่ใช้ breathing system ด้วยอัตรา 15 ครั้งต่อนาที มี CO_2 production 200 มล./นาที่ และ dead space(VD) เท่ากับ 150 มล. แล้วปรับลดค่า tidal volume (VT) จาก 800 มล. ลงครั้งละ 50 มล. จนถึง 300 มล. จากนั้นบันทึกค่า ETCO_2 ที่ได้ในแต่ละ tidal volume

2. EAR circuit ที่ใช้ในการศึกษาทำจากถังพลาสติกขนาด 5 ลิตร เพื่อนำมาเป็นส่วนที่ใช้ enclosed bag ของ Lack system (Coaxial Mapleson A) one way valve ที่ใช้เป็นขนาด 22 มม. (Hudson)⁴ ใช้ syringe ขนาด 20 มล. ทำเป็น expiratory valve ดังรูปที่ 2

3. การศึกษาเพื่อหาอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ทำให้เกิด rebreathing point

- กำหนดให้ปอดเทียมหายใจเองด้วย tidal volume (V_T) 700 มล. I:E ratio = 1:1 $V_D/V_T = 0.4$ (280 มล.) อัตรา 12 ครั้ง/นาที่ (MV=8.4 ลิตร/นาที่) และมี CO_2 production 200 มล./นาที่ จากนั้นปรับลดอัตราส่วนของ FGF:MV จาก 2 เท่า (16.8 ลิตร/นาที่) ลดลงมาครั้งละ 0.25 เท่าจนถึง FGF:MV =1 เท่า (8.4 ลิตร/นาที่) จากนั้นลด FGF:MV ลงครั้งละ 0.2 เท่า จนถึง FGF:MV = 0.25 เท่า แล้วบันทึกค่า CO_2 concentration ขณะสิ้นสุดการหายใจออก (End tidal CO_2 concentration, ETCO_2) และค่า partial pressure of minimum inspired CO_2 ($\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$) ที่ได้โดยค่า CO_2 concentration ที่บันทึกแต่ละครั้งจะรอ 10 นาทีเพื่อให้ระบบเข้าสู่สมดุล ค่าที่ได้จากการทดลองแต่ละค่าจะทำ 3 ครั้งเพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ย

- นำค่าที่ได้มา plot graph โดยแกน x เป็น FGF:MV และ แกน y เป็น ค่า CO_2 concentration เพื่อหาค่าอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ทำให้เกิด rebreathing ตาม criteria ดังนี้

- Kain and Nunn⁵: ถือว่าเกิด rebreathing เมื่อค่า ETCO_2 เพิ่มขึ้นจากค่าเริ่มต้น 0.65 kPa (4.875 มม.ปรอท)

- Humphrey⁶: ถือว่าเกิด rebreathing เมื่อค่า $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ เพิ่มขึ้นจากค่าเริ่มต้น 0.25 kPa (1.875 มม.ปรอท)

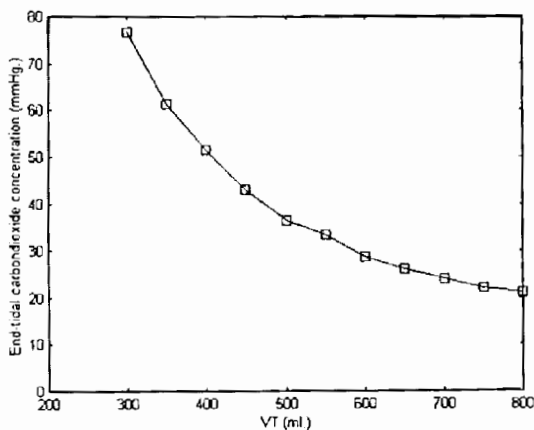
ผลการทดลอง

การอ่านผลการทดลองแต่ละค่า จำนวน 3 ครั้งพบว่า ค่า ETCO_2 และ $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ มีค่าแตกต่างกันในแต่ละครั้งที่ทำการทดลองสูงสุดเท่ากับ 1 มม.ปรอท

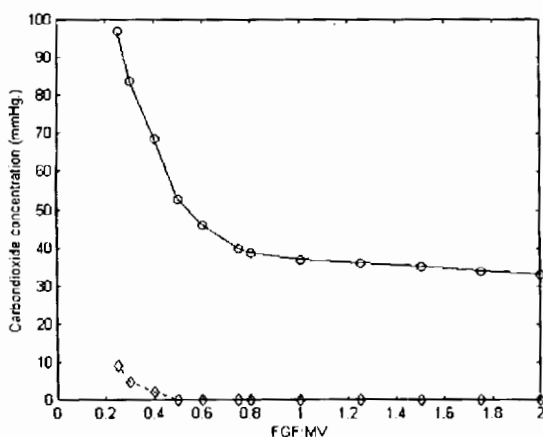
จากรูปที่ 4 พบว่าเมื่อปรับลด tidal volume จาก 800 มล. ลงครั้งละ 50 มล. จนถึง tidal volume ที่ 300 มล. จะได้ค่า ETCO_2 เพิ่มขึ้นจาก 21 มม.ปรอท เป็น 76.7 มม.ปรอท ตามลำดับ โดยการลด tidal volume ที่มีค่าเริ่มต้นต่ำกว่าจะมีผลต่อการเพิ่มขึ้นของค่า ETCO_2 มากกว่าการลด tidal volume ที่มีค่าเริ่มต้นสูงกว่า เมื่อลากเส้นเชื่อมแต่ละจุดเข้าด้วยกัน

จะได้กราฟที่มีลักษณะเป็นเส้นโค้ง

จากรูปที่ 5 พบว่าเมื่อปรับลดอัตราส่วนของ FGF:MV จาก 2 เท่าลงมาจนถึง 0.25 เท่าจะได้ค่า ETCO_2 และ $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ เพิ่มขึ้นจาก 33 และ 0 มม.ปรอท เป็น 97 และ 9 มม.ปรอท ตามลำดับ โดยการลด FGF:MV ที่มีค่าเริ่มต้นที่ต่ำกว่าจะมีผลต่อการเพิ่มขึ้นของ ETCO_2 และ $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ มากกว่าการลด FGF:MV ที่มีค่าเริ่มต้นสูงกว่า เมื่อลากเส้นเชื่อมแต่ละจุดเข้าด้วยกันจะได้กราฟเส้นโค้ง โดยค่า ETCO_2 จะมีการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างน้อยเมื่อ FGF:MV มีค่าอยู่ระหว่าง 1-2 เท่า และค่า $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ จะมีการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างน้อยเมื่อ FGF:MV มีค่าอยู่ระหว่าง 0.5-2 เท่า



รูปที่ 4 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของปอดเทียมในการทำให้เกิด CO_2 ในขณะจำลองแบบการหายใจเอง โดยแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า ETCO_2 กับ tidal volume (VT)



รูปที่ 5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า CO_2 concentration กับอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ใช้ ใน EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้น โดยกราฟเส้นที่ 1 แสดงค่า ETCO_2 (เส้นทึบ) และกราฟเส้นที่ 2 แสดงค่า $\text{PI}_{\text{min}} \text{CO}_2$ (เส้นประ)

เมื่อใช้ rebreathing criteria ของ Kain and Nunn พบว่า จะต้องใช้อัตราส่วนของ FGF:MV ที่มีค่าอยู่ระหว่าง 0.83 และเมื่อใช้ rebreathing criteria ของ Humphrey พบว่า จะต้องใช้อัตราส่วนของ FGF:MV ที่มีค่าอยู่ระหว่าง 0.42

วิจารณ์

ปอดเทียมที่ใช้ในการทดลองนี้ทำขึ้นโดยนำหลักการมาจากการศึกษาของ Chan et al.⁵ คือการใส่ flow ของ CO_2 ที่คงที่เท่ากับ 200 มล./นาที เข้าไปในกล่องพลาสติกทรงกระบอกขนาด 6 ลิตร ภายในบรรจุ bag 2 ลิตร ที่ต่อปลายเข้ากับ Cape ventilator (อาศัยหลักการอัดและดูดอากาศที่มีปริมาตรเท่ากันเข้าออกจาก bag) ในกล่องพลาสติกจะต่อท่อส่ง CO_2 ในปริมาณ 200 มล./นาที และอากาศภายในกล่องพลาสติกจะถูกผสมให้เข้ากันโดยพัดลมที่อยู่ด้านล่างของกล่องพลาสติก ปริมาตรภายในกล่องพลาสติกจะเป็นตัวแทนของปริมาตรปอด และปริมาตรของท่อที่อยู่ระหว่าง breathing system กับปอดเทียมจะเป็นตัวแทนของ anatomical และ physiological dead space

เนื่องจากคณะผู้ทำการวิจัยมีข้อจำกัดด้านอุปกรณ์จึงได้ดัดแปลงนำเอาอุปกรณ์ที่มีอยู่มาใช้ โดยมีส่วนประกอบที่แตกต่างจากปอดเทียมของ Chan et al.⁵ คือ

- ใช้ Bennette 7200 ventilator (mode: volume control ventilation) แทน Cape ventilator โดย test lung คือ bag ขนาด 2 ลิตร และมีคุณสมบัติสามารถบีบไล่เอาอากาศที่อยู่ในตัวมันออกได้ในปริมาตรที่ใกล้เคียงกับอากาศที่ถูกอัดเข้าไป
- กล่องพลาสติกที่ใช้เป็นกล่องสี่เหลี่ยม แทนกล่องทรงกระบอก

- ปริมาตรภายในกล่องพลาสติกเท่ากับ 6,084 มล. เนื่องจากมีข้อจำกัดของขนาดของอุปกรณ์ที่บรรจุในกล่องพลาสติกมีขนาดพอดีกับขนาดปริมาตรดังกล่าว

- flow ของ CO_2 ที่ใช้มีอัตราเท่ากับ 200 ± 8 มล./นาที จากการทดสอบคุณสมบัติของปอดเทียมพบว่าปอดเทียมที่ทำโดย Chan et al.⁵ จะให้ค่าของ ETCO_2 ต่ำกว่าปอดเทียมที่ใช้ในการทดลองนี้ประมาณ 0.8 เท่าทุกค่า แต่กราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า ETCO_2 และค่า tidal volume (V_T) ที่เปลี่ยนแปลงไปมีลักษณะคล้ายคลึงกัน

มีการกำหนด criteria ของ rebreathing ที่ใช้ในการทำการศึกษาก่อนหน้านี้อยู่หลาย criteria เนื่องจากการศึกษาต่าง ๆ ใน EAR circuit มักจะใช้ criteria ของ Kain และ Nunn^{3,5,7} และ Humphrey⁶ ในการบอกจุดที่เกิด rebreathing ดังนั้นจึงเลือกใช้สอง criteria ดังกล่าว และยังสามารถตรวจวัดได้ง่ายโดยใช้เครื่องมือที่หาได้ในโรงพยาบาลศรีนครินทร์ แต่อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบทั้งสอง criteria พบว่า criteria ของ Kain and

Nunn จะสามารถตรวจพบภาวะ rebreathing ได้เร็วกว่าของ Humphrey⁶ ดังนั้นเพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วยการศึกษาส่วนใหญ่ในมนุษย์จึงเลือกใช้ criteria ของ Kain and Nunn

ในการศึกษาเพื่อหาจุดที่เกิด rebreathing ถ้าใช้ criteria ของ Kain and Nunn พบว่าในแบบจำลองให้หายใจเองจะเกิด rebreathing เมื่อมีอัตราส่วนของ FGF:MV อยู่ระหว่างค่า 0.83 ซึ่งมีค่าสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาในปอดเทียมโดย Chan et al.⁵ มีค่าเท่ากับ 0.65 และ Jennings et al.⁷ มีค่าเท่ากับ 0.68 และเมื่อใช้ criteria ของ Humphrey พบว่าในแบบจำลองให้หายใจเองจะเกิด rebreathing เมื่อมีอัตราส่วนของ FGF:MV อยู่ระหว่าง 0.42 ซึ่งมีค่าสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาในปอดเทียมโดย Chan et al. มีค่าเท่ากับ 0.39 และ Jennings et al.⁷ มีค่าเท่ากับ 0.33 แต่เมื่อพิจารณาจากกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า CO₂ concentration และอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ได้จากแต่ละการศึกษาพบว่ามีลักษณะคล้ายคลึงกัน ซึ่งอาจบอกได้ว่า EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นมีคุณสมบัติในการกำจัด CO₂ ที่เกิดจากการหายใจได้คล้ายคลึงกับ EAR circuit ที่ใช้ในการทดลองของ Chan et al. และ Jennings et al. ซึ่งค่าอัตราส่วนของ FGF:MV ที่ได้แตกต่างกันในแต่ละการศึกษาอาจจะเกิดจากการใช้ปอดเทียมที่ต่างกันและรูปแบบการทำการทดลองแตกต่างกัน หรืออาจเป็นจาก EAR circuit ที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้มีประสิทธิภาพในการกำจัด CO₂ ดีกว่า EAR circuit ที่ใช้ในการทดลองของทั้งสองการศึกษาที่กล่าวมาแล้ว นอกจากนี้เมื่อนำค่าที่ได้จากการทดลองใน ปอดเทียมของ EAR circuit แต่ละแบบไปเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการศึกษาในมนุษย์พบว่าอัตราส่วนของ FGF: MV ที่ได้แตกต่างกัน เช่น

- การศึกษาของ Bruce and Soni⁴ ในอาสาสมัคร โดยใช้ EAR circuit (Voss) แบบหายใจเอง หา rebreathing point จาก criteria ของ Kain and Nunn พบว่าเกิด rebreathing เมื่ออัตราส่วนของ FGF:MV เท่ากับ 0.78-1.0 และได้ทำการศึกษาในผู้ป่วยที่มารับการดมยาสลบในแบบหายใจเองพบว่าผู้ป่วย 1/10 รายเกิด rebreathing ในขณะที่ใช้ FGF เท่ากับ 100 มล./กก./นาที่. อีก 5 รายเกิดเมื่อใช้ FGF เท่ากับ 70 มล./กก./นาที่. และที่เหลืออีก 4 รายเกิด rebreathing ขณะใช้ FGF เท่ากับ 50 มล./กก./นาที่. ดังนั้น Bruce and Soni จึงแนะนำให้ใช้ FGF เท่ากับค่าที่อยู่ระหว่าง estimated alveolar ventilation และ MV

- การศึกษาลักษณะเดียวกับ Jennings et al. โดย Barrie et al.³ ศึกษาในผู้ใหญ่ที่ได้รับการดมยาสลบแบบหายใจเอง 15 ราย ใช้ Ohmeda EAR circuit หาอัตราส่วนของ FGF:MV โดยใช้ rebreathing criteria ของ Kain and Nunn พบว่าไม่เกิด rebreathing เมื่อใช้ FGF:MV มากกว่า 0.86

ดังนั้นหากจะนำข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้ไปประยุกต์ใช้ในมนุษย์ควรทำการศึกษาต่อในอาสาสมัครก่อน เพื่อที่จะหาค่า rebreathing point ที่เกิดขึ้นจริงในมนุษย์ โดย FGF ที่จะนำมาใช้ควรมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 0.9 เท่าของ MV

สรุป

EAR circuit ที่ประดิษฐ์จากวัสดุที่หาได้ง่ายนี้มีคุณสมบัติในการกำจัด CO₂ ในปอดเทียมที่จำลองการหายใจเอง คล้ายคลึงกับ EAR circuit ที่ใช้ในการทดลองของ Chan et al. และ Jennings et al. แต่ในขณะที่เริ่มเกิด rebreathing อัตราส่วนของ FGF:MV อยู่ระหว่าง 0.83 ซึ่งมีค่าสูงกว่าของทั้งสองการทดลอง อาจเกิดจากการใช้ปอดเทียมที่แตกต่างกัน หรือประสิทธิภาพในการกำจัด CO₂ ของ EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นด้อยกว่า แต่อย่างไรก็ตาม EAR circuit ที่ประดิษฐ์ขึ้นนี้สามารถทำได้เองและราคาถูก รวมถึงมีประสิทธิภาพในการกำจัด CO₂ ได้ดี การศึกษาในมนุษย์เพื่อหาอัตราส่วนของ FGF:MV ที่เหมาะสมในแบบหายใจเองยังต้องการการศึกษาต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

ทางคณะผู้ทำการวิจัยขอขอบคุณ ภาควิชาสูติ-นรีเวชวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น, รศ.นพ. สมบูรณ์ เทียนทอง, รศ.นพ.สงวนศักดิ์ ธนาวิรัตน์นิจ, Dr. Neil Soni., Dr. James Riopelle., และเจ้าหน้าที่ภาควิชาวิสัญญีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือจนงานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. สรรชัย ธีรพงศ์ภักดี, อุษณี เสริมดำรงศักดิ์. A comparative study between EAR and coaxial circle breathing system. The Thai Journal of Anesthesiology 1992;18:140-3.
2. พนารัตน์ รัตนสุวรรณ, สรรชัย ธีรพงศ์ภักดี. EAR and Bain circuit: การเปรียบเทียบการกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ ในการวางยาสลบแบบควบคุมการหายใจ โดยวิธี capnography. Thai Journal of Anesthesiology 1999; 25: 104-9.
3. Barrie JR, Beatty PC, Campbell IT, Meakin G, Healy TE. Fresh gas requirements of an enclosed afferent reservoir breathing system in anaesthetized, spontaneous breathing adults. British Journal of Anaesthesia 1993; 70: 468-70.
4. Bruce WE, Soni NC. Preliminary evaluation of the enclosed Magill breathing system. British Journal of Anaesthesia 1989; 62:144-9.
5. Chan ASH, Bruce WE, Soni N. A comparison of anaesthetic breathing systems during spontaneous ventilation. An in-vitro

- study using a lung model. *Anaesthesia* 1989; 44: 194-9.
6. Humphrey D. The Lack, Magill and Bain anaesthetic breathing systems: a direct comparison in spontaneously-breathing anaesthetized adults. *Journal of the Royal Society of Medicine* 1982; 75:513-24.
 7. Jennings AD, Michell BC, Beatty PC, Meakin G, Healy TE. Physical characteristics of an enclosed afferent reservoir breathing system. *British Journal of Anaesthesia* 1992; 68: 625-9.
 8. Miller DM, Miller JC. Enclosed afferent reservoir breathing systems. Description and clinical evaluation. *British Journal of Anaesthesia* 1988; 60: 469-75.

