

ความถูกต้องของค่าการหายใจ การเต้นของหัวใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า จากเครื่องต้นแบบการหายใจ ในกลุ่มผู้ใหญ่สุขภาพดี

กรอนงค์ ยืนยงชัยวัฒน์*, ศศิภา บูรณพັນธฤกษ์¹, จจรศักดิ์ พงษ์พานิช¹, ชูศักดิ์ ธนวัฒน์²

¹ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

²ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ

Validity of Heartbeat, Respiratory and Inspiration Muscle Strength Parameters from a Prototype of a Respiratory Device in Healthy Adults

Kornanong Yuenyongchaiwat^{1*}, Sasipa Buranapuntlug¹, Khajonsak Pongpanit¹, Chusak Thanawattano²

¹Department of Physiotherapy, Faculty of Allied Health Sciences, Thammasat University

²National Electronics and Computer Technology Center (NECTEC)

หลักการและวัตถุประสงค์: มีหลักฐานที่แสดงให้เห็นว่าการฝึกการหายใจไม่ว่าจะเป็นการกำหนดการหายใจ แบบช้า และลึก หรือการฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า สามารถลดความดันโลหิตได้ อย่างไรก็ตาม การใช้อุปกรณ์เครื่องมือดังกล่าว ยังต้องมีการนำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งมีค่าใช้จ่ายในราคาที่แพง ดังนั้นในการศึกษาครั้งนี้จึงเป็นการสร้างเครื่องมือต้นแบบสำหรับการวัดค่าการเต้นของหัวใจ การหายใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า รวมถึงศึกษาความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบในกลุ่มผู้ใหญ่สุขภาพดี

วิธีการศึกษา: อาสาสมัครทั้งเพศหญิงและชาย จำนวน 30 ราย ที่มีสุขภาพดี วัดอัตราการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจ ด้วยเครื่อง Electrocardiography (ECG) รุ่น Philips Intellivue MP20 bedside monitor โดยอาสาสมัคร ทำการนั่งพักเป็นเวลา 10 นาที บันทึกค่าการหายใจ และค่าการเต้นของหัวใจ สำหรับการวัดค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ ทดสอบด้วยเครื่อง Respiratory pressure meter รุ่น MicroRPM™ โดยให้อาสาสมัครทำการหายใจเข้าโดยใช้กระบังลม บันทึกค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยทำการทดสอบ 3 ครั้ง เลือกค่าที่มากที่สุดในการวิเคราะห์ผล

ผลการศึกษา: พบว่าไม่พบความแตกต่างของค่าการเต้นของหัวใจ การหายใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า

Background and Objective: Evidence has shown that breathing training whether slow and deep breathing training or inspiratory muscle training significantly reduces blood pressure. However, the breathing devices have been imported and the price is too expensive. Therefore, the aims of research were to develop a prototype of respiratory device which could be detecting heartbeat, respiratory and inspiratory muscle strength and also examine validity of the prototype of a respiratory device.

Methods: Thirty healthy participants underwent heartbeat and breathing monitoring from cardiorespiratory monitor (Electrocardiography (ECG): Philips Intellivue MP20) and the prototype of respiratory device. All participants were asked to rest for 10-minute and then heart beat and respiratory rate were recorded. In addition, inspiratory muscle strength was detected by respiratory pressure meter (MicroRPM™). The participants performed MicroRPM™ while the prototype of breathing device was underwent. The volunteers were asked to take a deep breath by using diaphragm muscle for 3 times and then a maximal of inspiratory muscle pressure was recorded.

Results: The study found that no difference of breathing, heart beat and inspiratory muscle strength from the prototype of respiratory device compared to standard

*Corresponding Author: Kornanong Yuenyongchaiwat, Department of Physiotherapy, Faculty of Allied Health Sciences, Thammasat University Email: plekornanong@gmail.com

ที่ได้จากการวัดด้วยเครื่องต้นแบบกับการวัดด้วยเครื่องมาตรฐาน โดยพบมีค่าความถูกต้องของค่าการหายใจและการเต้นของหัวใจอยู่ที่ $+0.51 \pm 1.13$ ครั้งต่อนาที และ $+0.38 \pm 1.71$ ครั้งต่อนาทีตามลำดับ สำหรับค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า มีค่าความแตกต่างอยู่ที่ -1.57 ± 2.64 เซนติเมตรน้ำ

สรุป: เครื่องต้นแบบการหายใจมีความถูกต้องในการอ่านค่าของค่าการเต้นของหัวใจ การหายใจและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า ในอาสาสมัครสุขภาพดี

คำสำคัญ: อัตราการเต้นของหัวใจ, อัตราการหายใจ, การหายใจเข้า-ลึก, ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า, ความดันโลหิต

ศรีนครินทร์เวชสาร 2560; 32(4): 310-9. • Srinagarind Med J 2017; 32(4): 310-9.

บทนำ

ปัญหาโรคไม่ติดต่อเรื้อรังหรือกลุ่มโรค non-communicable diseases (NCDs) ได้กลายเป็นประเด็นสุขภาพที่กล่าวถึงอย่างมากและอยู่ในวาระในการพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมระดับโลก โดยจากองค์การอนามัยโลกรายงานผู้เสียชีวิตจากกลุ่มโรคดังกล่าวถึง 36 ล้านคน หรือคิดเป็นร้อยละ 63 ของสาเหตุการเสียชีวิตในปี พ.ศ. 2551 ซึ่งมีปัจจัยเสี่ยงด้านการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยา (physiological change risk factors) ได้แก่ ไขมันในเลือดสูง ความดันโลหิตสูง ระดับน้ำตาลในเลือดสูง และภาวะน้ำหนักเกินและโรคอ้วน หรืออาจเรียกอีกว่าเป็นกลุ่ม metabolic syndrome ในปี พ.ศ. 2552 ได้มีการศึกษาสาเหตุการเสียชีวิตของประชากรไทยพบว่า ร้อยละ 73 มาจากกลุ่มโรค NCDs โดยพบว่ากลุ่มโรคหัวใจและหลอดเลือดเป็นสาเหตุการตายที่มีสัดส่วนมากที่สุดทั้งในเพศหญิงและชาย¹ เป็นที่น่าสนใจว่า ภาวะความดันโลหิตสูงถือเป็นปัจจัยเสี่ยงอันดับ 1 ของกลุ่มโรค NCDs โดยพบว่าความดันโลหิตสูงเป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดโรคหลอดเลือดหัวใจ (coronary heart diseases) และหลอดเลือดสมอง (stroke)

การรักษาความดันโลหิตสูงส่วนใหญ่เป็นการรักษาทางยา (pharmacological treatment) อย่างไรก็ตาม มีการศึกษาพบว่าทำให้การรักษาทางยาควบคู่กับการไม่ใช้ยา (non-pharmacological treatment) ก็สามารถลดความดันโลหิตได้²⁻⁵ ซึ่งวิธีการลดความดันโลหิตแบบไม่ใช้ยานี้สามารถทำได้ด้วยการฝึกควบคุมการหายใจเข้า-ออกอย่างช้าๆ (slow breathing) ด้วยเครื่องมือการใช้ฝึกการหายใจ (device-guided breathing)^{2,4,6} หรือการฝึกออกกำลังกล้ามเนื้อในการหายใจด้วยการใช้เครื่องมือในการฝึกความแข็งแรง

monitors. The validity of respiratory and heartbeat from the parameters were within $+0.51 \pm 1.13$ bpm and $+0.38 \pm 1.71$ bpm, respectively. Regarding to inspiratory strength, it was different within -1.57 ± 2.64 cmH₂O.

Conclusion: Validity was observed in heart beat, respiratory and inspiratory muscle strength from the prototype of breathing device in healthy adults.

Keywords: heart rate, respiratory rate, slow and deep breathing, inspiratory muscle training, blood pressure

ของกล้ามเนื้อหายใจ (inspiratory muscle strength)⁷⁻⁹ โดยหลักการฝึกการหายใจนี้จะใช้ลักษณะที่เป็นหายใจแบบช้า-ลึก ซึ่งจะให้ผู้ฝึกหายใจได้น้อยกว่า ค่าปกติ 12-20 ครั้งต่อนาที โดยใช้เครื่องมือจับสัญญาณการกระเพื่อมของทรวงอก/หน้าท้อง เพื่อดูค่าอัตราการหายใจ และให้ผู้ฝึกได้เห็นค่าการหายใจ และพยายามควบคุมการหายใจให้มีค่าตัวเลขที่ลดลงตามเป้าหมายที่ต้องการ เช่น 6-10 ครั้งต่อนาที²⁻⁴ นอกจากนี้เครื่องมือที่ฝึกออกกำลังกล้ามเนื้อหายใจหรือฝึกความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจจะเป็นลักษณะการให้แรงต้านการหายใจโดยการกำหนดแรงต้านที่เหมาะสมกับผู้ฝึก อย่างไรก็ตาม เครื่องมือดังกล่าวยังไม่สามารถทำการผลิตได้ในประเทศไทย ยังต้องมีการนำเข้า ทำให้เครื่องมือมีราคาสูงและหาใช้ได้ยาก เช่น เครื่องมือฝึกการหายใจ (device-guided breathing exercise) รุ่น RESPeRATE[®] หรือเครื่องมือฝึกกล้ามเนื้อหายใจรุ่นต่างๆ เช่น Inspiratory threshold-loading loading ยี่ห้อ POWER breathe รุ่น K5 อีกทั้งเครื่องมือดังกล่าวไม่สามารถวัดการหายใจหรือวัดการเต้นของหัวใจได้ในเครื่องเดียวกัน ทำให้ต้องมีการซื้อเครื่องมืออย่างน้อยสองเครื่องหากต้องการวัดทั้งการเต้นของหัวใจและการหายใจไปพร้อมๆ กัน ในขณะที่เครื่องวัดสัญญาณ electrocardiography (ECG) ชนิดที่เป็น bedside ECG ซึ่งเป็นเครื่องที่สามารถวัดการหายใจและการเต้นของหัวใจมีราคาแพง (ประมาณ 200,000 บาทขึ้นไป) แต่ไม่สามารถวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจได้

ดังนั้นในการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อ 1) สร้างเครื่องมือต้นแบบที่ใช้วัดการหายใจ การเต้นของหัวใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจในเข้าร่วมไปด้วยกัน และ 2) นำเครื่องมือต้นแบบนี้ทดสอบกับกลุ่มคนปกติ เพื่อ

เปรียบเทียบค่าอัตราการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจและกำลังกล้ามเนื้อหายใจเข้า กับเครื่องมือมาตรฐานอื่นๆ โดยขอบเขตของโครงการวิจัย จะเป็นการสร้างเครื่องมือต้นแบบที่เป็นลักษณะจับสัญญาณการหายใจ สัญญาณการเต้นของหัวใจและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า มาใช้ในเครื่องเดียวกัน โดยการสร้างเครื่องมือและตัวจับสัญญาณการหายใจบริเวณท้อง/ทรวงอก และส่งสัญญาณป้อนกลับไปยังหน้าจอคอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงค่าอัตราการหายใจ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยแสดงออกมาเป็นตัวเลขและกราฟดังกล่าว เพื่อให้ผู้ใช้ได้เห็นทั้งตัวเลขและภาพเคลื่อนไหวในลักษณะที่เป็น real time โดยมีหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่บ่งบอกถึงความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจพร้อมสามารถปรับระดับความแข็งแรงได้ ซึ่งผ่านการใช้งานจากสมาร์ตโฟน เพื่ออำนวยความสะดวกและกระทัดรัด

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้ประกอบด้วยวิธีดำเนินการ 2 อย่าง ได้แก่ การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบและการออกแบบเครื่องต้นแบบดังกล่าว รวมถึงการนำเครื่องมือต้นแบบนี้ไปทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี โดยการเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า ค่าการหายใจ และค่าการเต้นของหัวใจเทียบกับเครื่องมืออื่นๆ ที่ได้มาตรฐาน

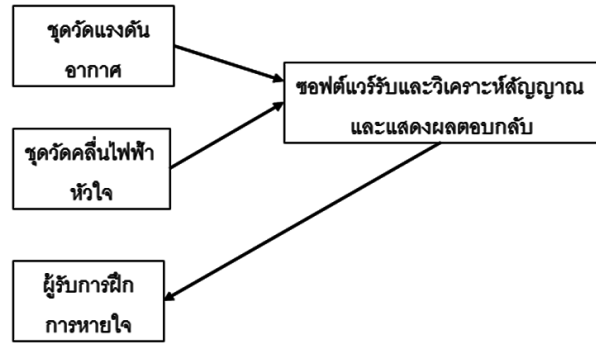
นิยามเชิงปฏิบัติการ

ความถูกต้อง หมายถึง ค่าการวัดจากเครื่องมือต้นแบบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน ในการวัดตัวแปรคือการหายใจ การเต้นของหัวใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยการกำหนดให้มีค่าความถูกต้องไม่เกิน ± 5 ครั้งต่อนาที สำหรับการวัดการหายใจและการเต้นของหัวใจ ซึ่งอ้างอิงจากการศึกษาที่ยอมรับความถูกต้องของการวัดการเต้นของหัวใจ^{10,11} และกำหนดค่าความถูกต้องไม่เกิน ± 3 มม.ปรอท (± 0.4 kPa) สำหรับการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ โดยอ้างอิงจากค่าการวัดแรงดันของเครื่องมือทางการแพทย์¹²

การวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า หมายถึง ผลต่างของค่าแรงดันอากาศในขณะที่หายใจปกติกับการหายใจเข้าเต็มที่ ซึ่งเป็นผลที่เกิดขึ้นจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหายใจเข้า

• **การพัฒนาเครื่องมือต้นแบบและการออกแบบเครื่องต้นแบบ** จะประกอบด้วย (รูปที่ 1)

1. ชุดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจ
3. ซอฟต์แวร์รับสัญญาณและวิเคราะห์สัญญาณ

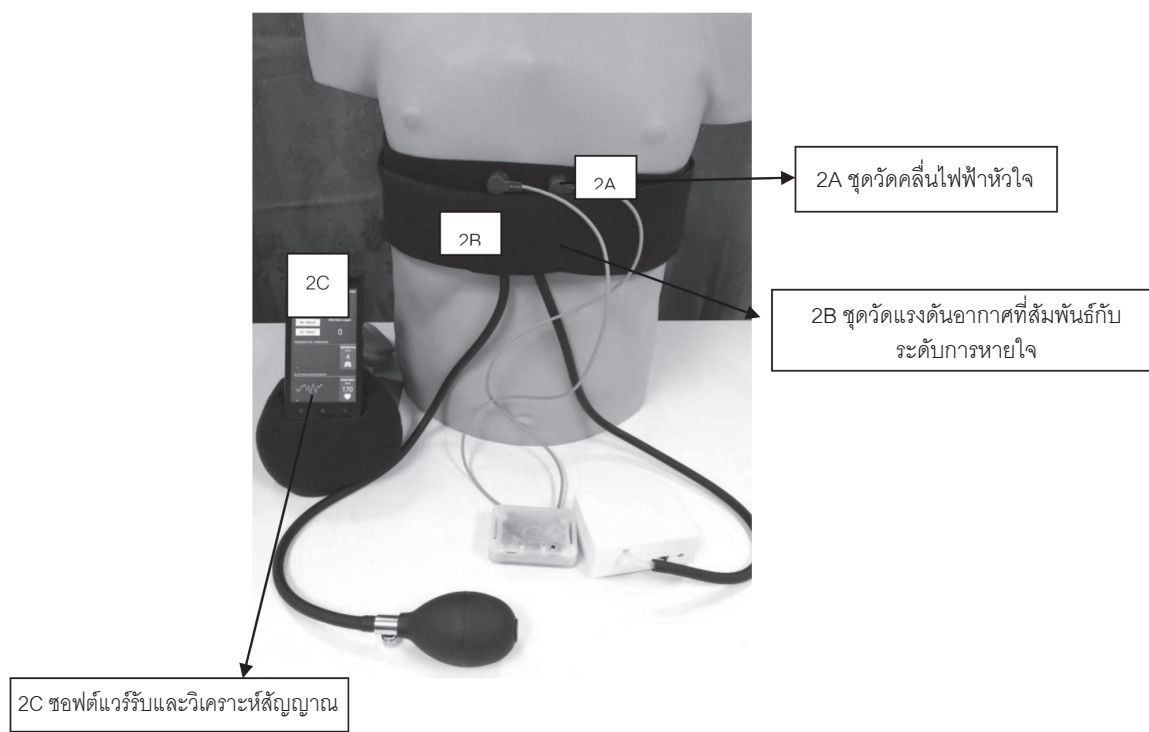


รูปที่ 1 แสดงการออกแบบเครื่องมือต้นแบบ

1. **ชุดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ** เป็นชุดที่วัดการเต้นของหัวใจ โดยชุดจะประกอบด้วยชุดอิเล็กทรอนิกส์สายรัดหน้าอกแบบแห้งทำหน้าที่ดึงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเพื่อทำการขยายสัญญาณโดยชุดขยายสัญญาณ โดยการทำงานจะส่งสัญญาณไปยังตัวโทรศัพท์ที่ทำงานบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยสายรัดจะอยู่บริเวณหน้าอกด้านบน เพื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจ

2. **ชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจ** เป็นชุดที่ใช้สำหรับการหายใจ และวัดแรงดันของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยใช้หลักการที่ชุดวัดแรงดันอากาศจะเป็นตัวจับการกระเพื่อมของช่องท้อง/ทรวงอก ทำให้ส่งสัญญาณไปยังชุดวัดแรงดันอากาศ และแปลผลในหน้าจอมือถือ โดยชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจนี้จะเป็นการคาดหรือวัดที่บริเวณช่องท้องหรือใต้ลิ้นปี่ของผู้ใช้งาน ผู้ใช้งานสามารถปรับระดับความแน่นกระชับได้โดยการสูบลมเข้าด้วยตัวปั๊มอากาศให้เหมาะสมกับสรีระของใช้งาน ระดับแรงดันภายในชุดถุงอากาศและสายรัดช่องท้องสามารถวัดได้โดยใช้อุปกรณ์ sensor วัดแรงดันอากาศ โดยค่าแรงดันที่ออกมาจะมีหน่วยเป็น ซม.น้ำ โดยชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจ นี้จะทำงานโดยการส่งข้อมูลผ่านระบบสื่อสารไร้สายชนิดบลูทูธไปยังโทรศัพท์ที่ทำงานบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เพื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณและแสดงผลตอบกลับ (feed back) ให้ผู้ใช้งานต่อไป

3. **ซอฟต์แวร์รับและวิเคราะห์สัญญาณ** ทำหน้าที่รับสัญญาณจากชุดวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจและชุดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อทำการวิเคราะห์หาค่าจำนวนครั้งการหายใจต่อนาที ค่าการเต้นของหัวใจต่อนาที ค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า (ค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า)



รูปที่ 2 แสดงลักษณะการติดตั้งเพื่อใช้งานชุดฝึกการหายใจ
 2A ชูตวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
 2B ชูตวัดแรงดันอากาศที่สัมพันธ์กับระดับการหายใจ
 2C ชุดซอฟต์แวร์รับและวิเคราะห์สัญญาณ

หลังจากสร้างมือต้นแบบแล้ว ทางคณะวิจัยได้ทำการทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือต้นแบบดังกล่าว ในการวัดค่าการหายใจ ค่าการเต้นของหัวใจ และค่าแรงดันของกล้ามเนื้อหายใจในขณะหายใจเข้า โดยทำการเปรียบเทียบค่าการหายใจและค่าการเต้นของหัวใจกับเครื่องวัดสัญญาณ Electrocardiography (ECG) และเปรียบเทียบค่าแรงดันของกล้ามเนื้อหายใจเข้ากับเครื่องมือที่ทดสอบแรงดันของกล้ามเนื้อหายใจ (respiratory pressure meter)

- การทดสอบเครื่องมือต้นแบบในคนปกติ โดยเปรียบเทียบกับเครื่องมืออื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบนี้ เป็นการทดสอบในอาสาสมัครจำนวน 30 ราย เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการอ่านของเครื่องต้นแบบกับเครื่องวัดสัญญาณ ECG ซึ่งเป็น ECG monitor ที่สะดวกต่อการเคลื่อนย้าย (portable monitor) และเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยใช้เครื่องวัดค่าแรงดันสูงสุดในการหายใจ (respiratory pressure meter รุ่น MicroRPM™; RPM01 บริษัท CareFusion UK 232 จำกัด ผลิตภัณฑ์ประเทศสหราชอาณาจักร) โดยทำการทดสอบในขณะที่หายใจเข้า

(maximal inspiratory pressure; MIP) ในกลุ่มอาสาสมัครในการทดสอบ อายุระหว่าง 20-60 ปี จำนวน 30 ราย ทั้งเพศชายและหญิงที่มีสุขภาพดี โดยมีเกณฑ์การคัดออกคือ มีประวัติอาการ unstable angina ภาวะของกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial infarction) ซึ่งได้รับการวินิจฉัยจากแพทย์ เกิดขึ้นภายในเวลาหนึ่งเดือนก่อนทำการทดสอบ อัตราชีพจรขณะพักมากกว่า 120 ครั้งต่อนาที มีความดันเลือด systolic อยู่ระหว่างพักมากกว่า 180 มม.ปรอท และ/หรือความดันเลือด diastolic ขณะพักมากกว่า 100 มม.ปรอท มีอุณหภูมิสูง (เป็นไข้) และตั้งครมภ์ การศึกษานี้ได้ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ชุดที่ 2 รหัส สาขาวิทยาศาสตร์ รหัสโครงการวิจัย 155/2557 ผู้วิจัยได้ให้ข้อมูลและอาสาสมัครทุกคนลงนามในแบบยินยอมงานวิจัย

อาสาสมัครจะทำการติดเครื่องมือต้นแบบดังกล่าว บริเวณท้อง/ทรวงอก (รูปที่ 2) ซึ่งเป็นสายรัดคาดบริเวณทรวงอก โดยสายรัดดังกล่าวจะมีตัว sensor ในการวัดอัตราการหายใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ ในขณะเดียวกันอาสาสมัครจะได้รับการติด

Chest ECG electrodes จากเครื่อง ECG monitor ที่บริเวณทรวงอก ซึ่งวัดการหายใจและการเต้นของหัวใจควบคู่กัน หลังจากนั้น ให้อาสาสมัครนั่งพักนิ่งๆ เป็นเวลา 10 นาที บันทึกค่าอัตราการหายใจและอัตราการเต้นของหัวใจ ในนาทีที่ 10 สำหรับการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า อาสาสมัครจะได้รับกริดติดเครื่องมือต้นแบบที่บริเวณท้อง/ กระบังลม ใต้ต่อ xiphoid process ในขณะเดียวกันให้อาสาสมัครใช้เครื่องวัดค่าแรงดันสูงสุด (The MicroRPM™, UK) ขณะหายใจเข้า (maximal inspiratory pressure; MIP) โดยอาสาสมัครนั่งตัวตรงเท้าวางราบกับพื้น ให้อาสาสมัครหายใจเข้าทางปากผ่านทางท่อทางปาก (mouth piece) โดยการใช้น๊อปจมูก (nose clips) เพื่อให้อาสาสมัครหายใจผ่านทางปากเท่านั้น ให้อาสาสมัครหายใจเข้าห้องพองเต็มที่ (โดยให้ดันส่วนของเครื่องมือต้นแบบ) โดยไม่ใช้ทรวงอกส่วนบน (upper chest) และกล้ามเนื้อช่วย (accessory muscle) ในการหายใจ บันทึกค่าการหายใจเข้าเต็มที่จากเครื่องต้นแบบ และเครื่องมือวัดค่าแรงดันสูงสุดขณะหายใจเข้า ทำการทดสอบซ้ำ 3 ครั้ง โดยเลือกค่าที่มากที่สุด

สำหรับเครื่องมือมาตรฐานในการเปรียบเทียบกับเครื่องมือต้นแบบนี้ ได้แก่เครื่อง ECG monitor นี้ได้ผ่านการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์โดยใช้ patient stimulator (ตามเกณฑ์ของการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์) ซึ่งกำหนดให้มีค่า ECG performance test ไม่เกิน ± 2 ครั้งต่อนาที และ respiration performance test ไม่เกิน ± 2 ครั้ง

ต่อหน้าที่ เทียบกับเครื่อง patient stimulator พบว่าเครื่องวัดสัญญาณ ECG มีค่าความน่าเชื่อถือ โดยสามารถอ่านค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ และ อัตราการหายใจ นอกจากนี้ เครื่องวัดแรงดันการหายใจ (respiratory pressure meter) นี้ ได้ผ่านการเทียบมาตรฐานและทดสอบจากบริษัทผู้ผลิต และเครื่อง MicroRPM™ (respiratory pressure meter) นี้ โดยผ่านการสอบเทียบกับเครื่องมือและหาความถูกต้องจากโรงงานผู้ผลิต¹³

ทำการวิเคราะห์ข้อมูล โดยใช้โปรแกรมสถิติ SPSS ในการเปรียบเทียบค่าพารามิเตอร์ของค่าการหายใจ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ และค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยรายงานผลเป็นค่าเฉลี่ย ร้อยละ และหาความสัมพันธ์ระหว่างเครื่องวัดสัญญาณ ECG กับ เครื่องต้นแบบ และเครื่องมือวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้ากับเครื่องมือต้นแบบ โดยใช้สถิติ Pearson correlation โดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ 0.05

ผลการศึกษา

จากตารางที่ 1 จำนวนอาสาสมัครทั้งสิ้น 30 ราย ที่ผ่านเกณฑ์การคัดเข้าและคัดออก พบว่ามีอายุเฉลี่ยที่ 33 ปี โดยแบ่งเป็น เพศชาย จำนวน 9 ราย และหญิง จำนวน 21 ราย โดยมีดัชนีมวลกายอยู่ในเกณฑ์ปกติ (ดัชนีมวลกายน้อยกว่า 25 กก.เมตร²)

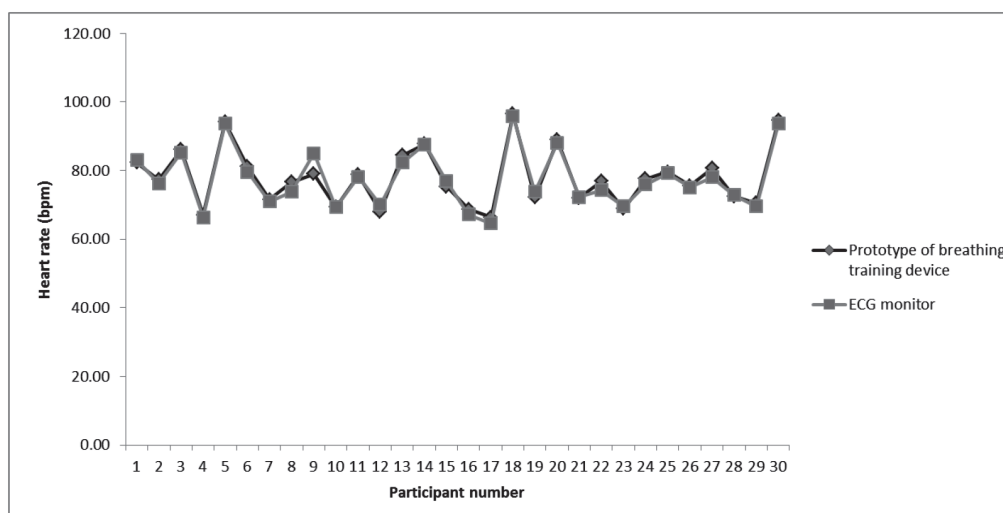
ตารางที่ 1 แสดงข้อมูลพื้นฐานของประชากรเข้าร่วมโครงการ

	จำนวน (ร้อยละ)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
เพศ					
ชาย (ราย)	9 (30.0)				
หญิง (ราย)	21 (70.0)				
อายุ (ปี)		32.47	11.38	20.00	55.00
น้ำหนักตัว (ก.ก.)		58.27	10.67	42.00	79.00
ดัชนีมวลกาย (กก/ม ²)		22.15	3.41	17.48	30.10

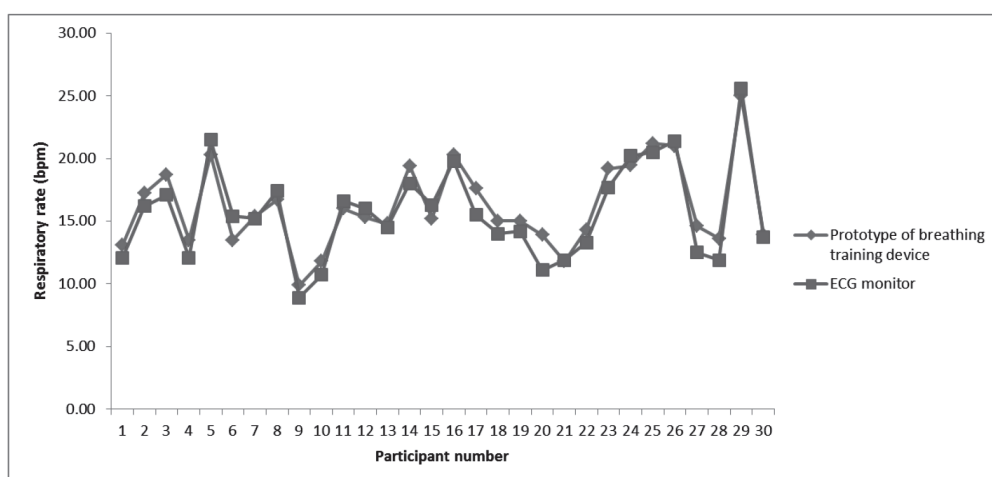
ค่าอัตราการหายใจและอัตราการเต้นของหัวใจ

ค่าอัตราการหายใจและอัตราการเต้นของหัวใจของเครื่องต้นแบบ อยู่ที่ 16.22 ± 3.38 ครั้งต่อนาที และ 78.00 ± 8.27 ครั้งต่อนาที ตามลำดับ ในขณะที่เครื่อง ECG มีค่าอัตราการหายใจอยู่ที่ 15.71 ± 3.78 ครั้งต่อนาที และอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 77.62 ± 8.39 ครั้งต่อนาที โดยพบว่า

ค่าการหายใจและหัวใจที่ได้จากการเครื่องต้นแบบ มีค่าที่แตกต่างกับเครื่องมาตรฐานของ ECG โดยค่าอัตราการหายใจมีความแตกต่างกันอยู่ที่ 0.51 ± 1.13 ครั้งต่อนาที และอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 0.38 ± 1.71 ครั้งต่อนาที (รูปที่ 3 และรูปที่ 4)



รูปที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ จากเครื่องวัดสัญญาณ ECG monitor และเครื่องต้นแบบ (prototype of breathing device) ในกลุ่มอาสาสมัครจำนวน 30 ราย



รูปที่ 4 แสดงการเปรียบเทียบ ค่าอัตราการหายใจเครื่องวัดสัญญาณ ECG monitor และเครื่องต้นแบบ (prototype of breathing training device) ในกลุ่มอาสาสมัครจำนวน 30 ราย

จากการใช้สถิติทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่ได้จากการอ่านจากเครื่อง ECG (Bedside monitor Philips รุ่น IntelliVue MP 20 Junior) และเครื่องต้นแบบ พบว่า มีความสัมพันธ์ระดับสูงระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการ

หายใจที่ได้จากการอ่านของเครื่อง ECG และเครื่องต้นแบบ ($r = 0.979, p < 0.001$ และ $r = 0.956, p < 0.001$) (ตารางที่ 2)

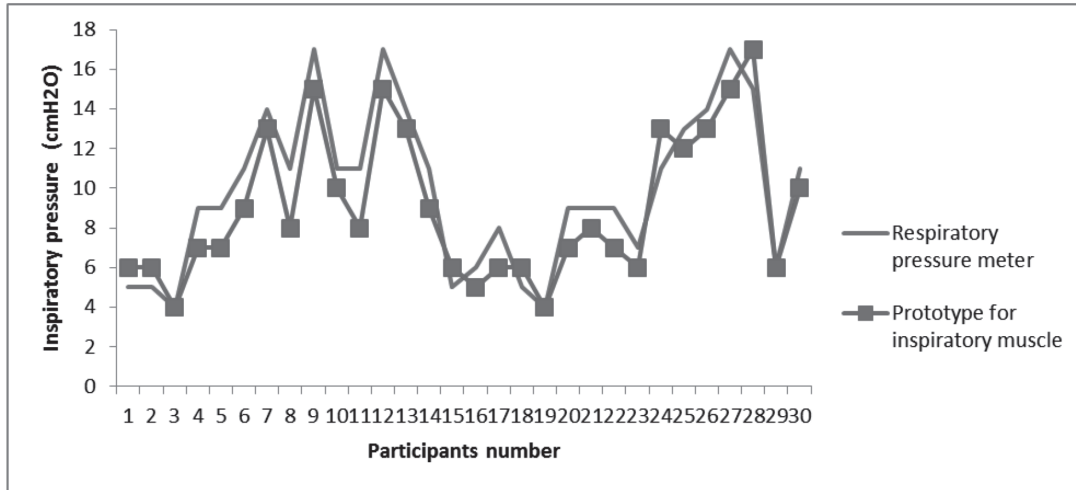
ตารางที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเครื่องมือต้นแบบและเครื่อง ECG (bedside monitor Philips รุ่น IntelliVue MP 20 Junior)

	เครื่อง ECG for heart rate		เครื่อง ECG for respiratory rate	
	Pearson correlation r	p-value	Pearson correlation r	p-value
Heart rate	0.979	< 0.001		
Respiratory rate			0.956	< 0.001

ค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า

รูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าจากเครื่องต้นแบบและจากเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ในอาสาสมัคร 30 ราย จากการศึกษาคพบว่า ค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า ที่ได้จากเครื่องต้นแบบอยู่ที่ 9.03 ± 3.69 ซม.น้ำ ในขณะที่

เครื่องทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า มีค่าอยู่ที่ 9.93 ± 3.97 ซม.น้ำ โดยพบว่าค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีค่าแตกต่างกับเครื่องมาตรฐานเครื่องทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยมีความแตกต่างกันอยู่ที่ -0.90 ± 1.37 ซม.น้ำ



รูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า และเครื่องต้นแบบการ (Prototype of breathing training)

จากการใช้สถิติทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่ได้จากการอ่านจากวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า และเครื่องต้นแบบพบว่า มีความสัมพันธ์ระดับสูง ($r = 0.868, p < 0.001$)

วิจารณ์

การศึกษานี้จึงเป็นการออกแบบ สร้าง และพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการฝึกหายใจด้วยหลักการที่เป็นทั้งลักษณะของการฝึกการหายใจเข้าออกแบบช้าๆ และการใช้การฝึกกำลังกล้ามเนื้อในการหายใจเข้ารวมไปด้วยกัน รวมถึงการนำเครื่องต้นแบบนี้ไปทดสอบ (calibration equipment) เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการอ่านของเครื่องต้นแบบ กับเครื่องมือมาตรฐาน ซึ่งในที่นี้ได้เลือกเครื่องวัดสัญญาณ ECG monitor และเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า (MicroRPM™) เป็นเครื่องมือสำหรับการเปรียบเทียบ โดยทั้งเครื่องวัดสัญญาณ ECG monitor และเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า (MicroRPM™) นี้ ได้ผ่านการทดสอบเทียบเครื่องมือตามหลักของการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์

จากการศึกษา พบว่า เครื่องมือต้นแบบนี้สามารถใช้วัดอัตราการหายใจ การเต้นของหัวใจ และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า ได้เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องมือที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ECG monitor และเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า (MicroRPM™) โดยพบว่าในขณะที่ทำการจำลองสถานการณ์ให้อาสาสมัครนั่งพักนิ่งๆ ค่าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าใกล้เคียงกับเครื่องสัญญาณ ECG monitor โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนเพียงร้อยละ 0.49 ซึ่งค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการอ่านของเครื่องต้นแบบมีค่าสูงกว่าเครื่องที่ใช้ในการเปรียบเทียบ ECG monitor ในขณะที่ค่าการหายใจมีความคลาดเคลื่อนที่ร้อยละ +3.25 โดยมีค่าการหายใจจากเครื่องต้นแบบมีค่าที่สูงกว่าเครื่อง ECG monitor อย่างไรก็ตามความแตกต่างดังกล่าว ยังคงอยู่ในเกณฑ์ของความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ รวมถึงพบว่ามีความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราการหายใจและค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการใช้เครื่องมือ ECG monitor กับเครื่องมือต้นแบบพบว่ามีความสัมพันธ์ระดับมาก ซึ่งเป็น large effect size¹⁴

อัตราการหายใจที่ได้จากเครื่องต้นแบบ มีค่าที่สูงกว่าการใช้เครื่องมือ ECG ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณการจับอัตราการหายใจของเครื่องต้นแบบ จะต้องหายใจเข้าและออกที่ลึกเพื่อให้ตัว sensor สามารถจับสัญญาณที่มีการกระเพื่อมของทรวงอก/ช่องท้อง ดังนั้นค่าการหายใจที่ได้จากเครื่องต้นแบบวัดการหายใจนี้ ถูกออกแบบมาให้อาสาสมัครต้องหายใจลึกๆ จึงจะทำให้สามารถวัดสัญญาณการหายใจ ดังนั้นจึงอาจมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ระดับร้อยละ 3.25 อย่างไรก็ตามค่าดังกล่าวยังเป็นที่ยอมรับได้เนื่องจากเครื่องมือวัดสัญญาณชีพส่วนใหญ่จะกำหนดให้มีความคลาดเคลื่อนที่ ± 5 ครั้งต่อนาที และนอกจากนี้ ในการศึกษาพบว่ามีความสัมพันธ์ (correlation) ≥ 0.90 ^{10,11}

สำหรับค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีค่าที่ใกล้เคียงกับเครื่อง ECG โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนเพียงร้อยละ +0.49 เท่านั้น ทั้งนี้เนื่องจากชุดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องต้นแบบนี้ ประกอบด้วยชุดอิเล็กทรอนิกส์สายรัดหน้าอกแบบแห้งทำหน้าที่ดึงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายเพื่อทำการขยายสัญญาณโดยชุดขยายสัญญาณ เป็นการตรวจสัญญาณความต่างศักย์ไฟฟ้า และทำการขยายสัญญาณและส่งค่าที่วัดได้ไปยังโทรศัพท์ที่ทำงานบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ด้วยความถี่ในการวัดที่ 125 ครั้งต่อวินาที ดังนั้นค่าที่ได้จึงมีความใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการอ่านของเครื่อง ECG

สำหรับค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าจากการศึกษา พบว่า เครื่องต้นแบบมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดสอบด้วยเครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าโดยมีค่าความคลาดเคลื่อนที่ -0.90 ± 1.37 ซม. น้ำจากการศึกษาไม่พบการรายงานค่าถูกต้องในการใช้เครื่องวัดแรงดันของการหายใจ ทำให้ไม่สามารถกล่าวได้ว่าอ้างอิงถึงค่าความถูกต้องได้ อย่างไรก็ตาม Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency (MHRA) ได้พบว่า ค่าความผิดพลาดของการวัดแรงดัน (cuff pressure) ควรอยู่ไม่เกิน ± 3 มม.ปรอท (± 0.4 kPa) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้สำหรับการวัดแรงดันจากการใช้เครื่องวัดความดันแบบ manual และเครื่องวัดแบบอัตโนมัติ (automated devices)¹² ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับเครื่องความแข็งแรงของการหายใจ คือ -0.90 ซม.น้ำ เทียบเท่ากับ 0.09 kPa ซึ่งถือว่าเป็นค่าที่มีความคลาดเคลื่อนต่ำ

จากกายวิภาคและกลไกการหายใจพบว่า ในระหว่างการหายใจ การหายใจเข้ากล้ามเนื้อกระบังลมจะมีการหดตัวเพิ่มขึ้น 5 เซนติเมตร และสามารถจะมีการหดตัวเพิ่มขึ้นถึง 10 เซนติเมตร เมื่อมีการหายใจเริ่มต้นตั้งแต่ residual volume

นอกจากนี้การหายใจปกติจะใช้กล้ามเนื้อกระบังประมาณ 2/3 ของการหายใจเข้าและอีก 1/3 จะเป็นกล้ามเนื้อ intercostal muscle โดยกล้ามเนื้อกระบังลมหดตัวยังทำให้ซี่โครงระดับล่างเคลื่อนไหวในลักษณะขึ้นด้านบนและออกมาทางด้านหน้า ซึ่งเป็นการช่วยเพิ่มปริมาตรภายในทรวงอก การที่ซี่โครงเคลื่อนออกมาด้านนอกเนื่องจากบริเวณกึ่งกลางของกล้ามเนื้อกระบังลมจะถูกกดลงไปตามกระเพาะอาหารและตับและส่งผลไปดันขอบของกระบังลมให้สูงขึ้น ขอบของกระบังลมนั้นมีส่วนที่ยึดติดกับซี่โครง การที่ขอบของกระบังลมถูกดันขึ้นทำให้ซี่โครงถูกดันยกตัวขึ้นไปด้วยนั่นเอง โดยทำงานประสานกับกล้ามเนื้อ intercostal ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ช่วยในการยกซี่โครงขึ้น เพื่อเพิ่มปริมาตรภายในช่องอกในขณะที่กล้ามเนื้อกระบังลมหดตัวเพื่อเพิ่มปริมาตรในแนวตั้งให้กับทรวงอก^{15,16} ดังนั้น ความคลาดเคลื่อนนี้ น่าจะเป็นผลจากการที่อาสาสมัครทำการหายใจเข้าเพียงส่วนที่เป็นกระบังลม หรือส่วนที่เป็น lower costal breathing ซึ่งในการหายใจโดยใช้เครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจพบว่าต้องใช้กล้ามเนื้อเริ่มต้นที่กระบังลมบริเวณ lower costal รวมถึงมีการใช้กล้ามเนื้อในส่วนของ upper costal breathing และการใช้กล้ามเนื้อที่เป็น accessory muscle ดังนั้น การใช้เครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าจึงอาจต้องใช้กล้ามเนื้อทุกส่วนในการหายใจเข้า แต่ในขณะที่การใช้เครื่องมือต้นแบบนี้ จะเน้นให้อาสาสมัครหายใจเข้าบริเวณกระบังลม ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหลักในการหายใจ

ข้อจำกัดการศึกษา

การศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดที่ควรต้องพิจารณาคือ เนื่องจาก เครื่องมือต้นแบบนี้ เน้นในส่วนของกล้ามเนื้อกระบังลม หรือบริเวณ lower costal breathing ซึ่งทำให้ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้ามีค่าที่คลาดเคลื่อนจากการทดสอบด้วยเครื่องมือทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า MicroRPM™ อย่างไรก็ตาม การนำไปใช้ในกลุ่มผู้ป่วยจึงนับว่ามีความสำคัญในด้านของการเน้นการฝึกหายใจเฉพาะส่วน รวมถึงการใช้เครื่องมือนี้สามารถคำนวณหาค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าได้ และน่าจะเหมาะกับผู้ป่วยที่ต้องการฝึกการหายใจเฉพาะส่วน รวมถึงน่าจะชดเชยการใช้เครื่องมือ inspiratory threshold-loading ที่ต้องอาศัยแรงต้านในการหายใจเข้าลึก โดยการฝึกการหายใจที่เป็นใช้แรงจากการสูดหายใจเข้าทางปาก (mouth pieces) ซึ่งอาจมีลักษณะของการออกแรงที่ผิด (compensation) เช่น การใช้กล้ามเนื้อช่วยในการหายใจ หรือการกล้ามเนื้อบริเวณกระพุ้งแก้ม (muscles of the cheeks and buccal muscles)¹⁷ ดังนั้น การฝึกการหายใจ โดยใช้เครื่องมือดังกล่าว ไม่สามารถ

เน้นการฝึกหายใจเฉพาะส่วนที่ต้องการ เช่น กล้ามเนื้อกระบังลม หรือ lower costal ได้ รวมไปถึงการใช้เครื่องฝึกหายใจชนิดที่เป็นลักษณะ mouth pieces นั้น อาจก่อให้เกิดการใช้แรงของกล้ามเนื้อช่วยในการหายใจ เช่น sternocleidomastoid, scalene เป็นต้น นอกจากนี้การเปรียบเทียบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้า โดยการใช้เครื่องต้นแบบเปรียบเทียบกับการใช้เครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจที่มีขายทั่วไป เช่น เครื่องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ รุ่น MicroRPM (respiratory pressure meter) ซึ่งเป็นการวัดแรงดันของการหายใจ พบว่ามีความแตกต่างกัน ในด้านของวิธีการทดสอบโดยเครื่องต้นแบบที่ใช้การทดสอบด้วยการหายใจเข้าออกโดยผ่าน sensor ที่บริเวณกระบังลม/ท้อง ในขณะที่การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจจากเครื่องมาตรฐาน (respiratory pressure meter) เป็นการทดสอบด้วยการให้อาสาสมัครหายใจเข้าออกผ่านทาง mouth piece ทำให้ค่าที่ได้จากการวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจมีความแตกต่างกัน ในการศึกษาครั้งต่อไปจึงจะนำเครื่องมือต้นแบบนี้ไปทำการศึกษาในกลุ่มประชากรต่างๆ เช่น การศึกษาผลของการใช้เครื่องต้นแบบในการฝึกการหายใจกับความดันโลหิตที่เปลี่ยนแปลง

สรุป

เครื่องต้นแบบ ซึ่งเป็นเครื่องฝึกการหายใจลึกและช้าและเพิ่มความแข็งแรงกล้ามเนื้อหายใจเข้านี้ มีความถูกต้องเทียบเท่ากับค่าอัตราการหายใจและอัตราการเต้นของหัวใจที่อ่านได้จากเครื่อง ECG monitor นอกจากนี้ยังมีค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าที่ใกล้เคียงกับการอ่านค่าจากเครื่องวัดความแข็งแรงของหายใจเข้า รวมถึงเป็นการรวมรูปแบบการฝึกการหายใจแบบใช้แรงต้านและไม่ใช้แรงต้าน โดยการหายใจเข้า-ออกที่ช้าและลึกในเครื่องเดียวกัน โดยการออกแบบที่สามารถนำไปใช้ได้เฉพาะส่วนที่ต้องการฝึกการหายใจ นอกจากนี้ยังสามารถเคลื่อนย้าย และพกพาได้สะดวก

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ สำหรับการอนุเคราะห์ใช้สถานที่ในการเก็บข้อมูลอาสาสมัครงานวิจัยทุกท่านในการอนุเคราะห์การทดลองใช้เครื่องมือ และท้ายสุดสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติสำหรับทุนสนับสนุนงบประมาณ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2559-2560

เอกสารอ้างอิง

1. วีรณัฐ ว่องวรรณะกุล, วิชชุกร สุริยะวงศ์ไพศาล, และ ทักษพล ธรรมรังสี. สถานการณ์โรค NCDs. ใน: ทักษพล ธรรมรังสี. รายงานสถานการณ์โรค NCDs วิกฤตสุขภาพ วิกฤตสังคม. พิมพ์ครั้งที่ 1. สำนักวิจัยนโยบายสร้างเสริมสุขภาพ (สวน.) นนทบุรี : สำนักงานพัฒนาสุขภาพระหว่างประเทศ, 2557.
2. Gavish B. Device-guided breathing in the home setting: technology, performance and clinical outcomes. *Biol Psychol* 2010; 84: 150-6.
3. Mahtani KR, Nunan D, Henghan CJ. Device-guided breathing exercises in the control of human blood pressure: systematic review and meta-analysis. *J Hypertens* 2012; 30: 852-60. doi: 10.1097/HJH.0b013e3283520077.
4. Schein MH, Gavish B, Baevsky T, Kaufman M, Levine S, Nessing A, Alter A. Treating hypertension in type II diabetic patients with device-guided breathing: a randomized controlled trial. *J Hum Hypertens* 2009; 23: 325-31.
5. Wang SZ, Li S, Lin GP, Shao L, Zhao Y, Wang TH. Effect of slow abdominal breathing combined with biofeedback on blood pressure and heart rate variability in prehypertension. *J Altern Complement Med* 2010; 16: 1039-45.
6. Pandic S, Ekman I, Nord L, Kjellgren KI. Device-guided breathing exercises in the treatment of hypertension - perceptions and effects. *CVD Prev Control* 2008; 3: 163-9. DOI: 10.1016/j.cvdpc.2008.06.001
7. Bosnak-Guclu M, Arikian H, Savci, S, Inal-Ince D, Tulumen E, Aytemir K, Tokgozozlu L. Effects of inspiratory muscle training in patients with heart failure. *Respir Med* 2011; 105: 1671-81. doi: 10.1016/j.rmed.2011.05.001.
8. Ferreira JB, Mea Plentz RD, Stein C, Casali KR, Arena R, Lago PD. Inspiratory muscle training reduces blood pressure and sympathetic activity in hypertensive patients: a randomized controlled trial. *Int J Cardio* 2013; 166: 61-7. doi: 10.1016/j.ijcard.2011.09.069.
9. Jones CU, Sangthong B, Pachirat O. An inspiratory load enhances the antihypertensive effects of home-based training with slow deep breathing: a randomised trial. *J Physiother* 2010; 56: 179-86.
10. Terbizan D, Dolezal B, Albano C. Validity of seven commercially available heart rate monitors. *Meas Phys Educ Exerc Sci*. 2002; 6: 243-7.
11. Seaward B, Sleamaker R, McAuliffe T, Clapp J. The precision and accuracy of a portable heart rate monitor. *Biomed Instrum Technol* 1990; 24: 37-41.

12. Medicine and Health Products Regulatory Agency. Blood pressure measurement devices. 2013. [cited 2007 Mar 2]. Available from https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/403448/Blood_pressure_measurement_devices.pdf. [Accessed March 1, 2017].
13. CareFusion. MicroRPM (Respiratory pressure meter) Operating manual. CareFusion, 2013.
14. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull* 1992; 112: 155-9.
15. Harrison GR. The anatomy and physiology of the diaphragm. In: Fielding JWL, Hallissey MT. *Upper Gastrointestinal Surgery*. Springer London: Springer-Verlag London Limited, 2005: 45-58. Available from DOI: 10.1007/1-84628-066-4_4
16. Dias K. Anatomy of the cardiovascular and pulmonary systems. In: Hillegass E. *Essentials of cardiopulmonary physical therapy*. 3rd edition. St. Louis : Elsevier Saunders, 2011: 1-26.
17. Troosters T, Gosselink R, Decramer M. Respiratory muscle assessment. In R. Gosselink R, Stam H *Lung function testing*. European Respiratory Monograph 31, 2005. DOI: 10.1183/1025448x.ERM3105

