



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

การศึกษาสภาวะการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจตอนบนโดยวิธีการ
วิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลข

๒๕๕ ๓.๖ 25๖.

โดย

จุฑารัตน์ ชุรุเจริญ

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยในครั้งนี้ได้รับจัดสรรทุนวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดินประจำปี 2550 และการจัดทำรายงานฉบับนี้ได้บรรลุวัตถุประสงค์และจัดทำรูปเล่มสำเร็จ โดยการสนับสนุนจากภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

งานวิจัยชิ้นนี้จะสำเร็จลุล่วงไม่ได้หากไม่ได้รับคำปรึกษาทางด้านการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลข (CFD) จาก Professor A.E. Holdø



ผู้วิจัย
พฤษภาคม 2551

Abstract

The unsteady respiratory airflow dynamics within the human upper airway under resting condition, maximal exercise condition and high-frequency ventilation (HFV) condition were investigated utilizing Computational Fluid Dynamics (CFD) technique based on a finite volume method (FVM). Peak Reynolds number (Re) number of 1.75×10^3 and Womersley number (α) of 2.37 were used, this corresponds to the tidal volume (VT) and the breathing frequency (f) of 0.5L and 0.2Hz, respectively, for the resting condition. The Reynolds number of 4.66×10^4 and Womersley number of 4.47, corresponding to the tidal volume of 3.33L and breathing frequency of 0.8Hz, were selected for the maximal exercise condition. While the Reynolds number of 4.37×10^3 , the tidal volume of 0.05L, the Womersley number of 11.87 and the breathing frequency of 5Hz were used as a condition for HFV condition.

A three-dimensional single asymmetric bifurcation model of the upper airway based on morphological model proposed by Horsfield et al. (1971) has been used. The simulation results for both inspiration and expiration phases agreed with experimental results given by Nishida et al (1997). It was found that during the high-frequency ventilation (HFV) the flow is dominated by the unsteadiness effect, while the respiratory flows at resting condition and maximal exercise condition are dominated by the convective effect. It also was found that the respiratory flow under the high-frequency ventilation behaves in the similar way as in the straight tube. Hence the geometry effect becomes less important in such flow condition.

Keywords: Oscillatory flow, Respiratory flow, CFD, Flow simulation,
Asymmetric bifurcation

บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษารูปแบบการไหลของอากาศภายในระบบทางเดินหายใจ โดยจะศึกษาภายใต้สภาวะการหายใจแบบต่างๆ ได้แก่ การหายใจที่สภาวะปกติ (Resting condition) การหายใจภายใต้สภาวะการออกกำลังกาย (Maximal exercise condition) และ การหายใจภายใต้การหายใจที่มีความถี่สูง (High-frequency ventilation, HFV) การศึกษาในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรมการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลข (Computational Fluid Dynamic, CFD) สำหรับศึกษาการไหลของอากาศภายในโครงสร้างของระบบท่อทางเดินหายใจแบบ 3 มิติ ที่มีลักษณะเป็นแบบท่อยกที่ไม่สมมาตร (Asymmetric single bifurcation) ซึ่งจะมีรูปร่างและขนาดใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด (Horsefield et al, 1973) และการกำหนดเงื่อนไขของการไหลในงานวิจัยนี้จะจำลองรูปแบบของการหายใจด้วยการไหลแบบ Oscillatory flow ซึ่งเป็นการไหลที่ขึ้นกับเวลาและใกล้เคียงกับลักษณะของการหายใจจริง

จากการศึกษารูปแบบของการไหลของอากาศในระบบท่อทางเดินหายใจแบบ asymmetric single bifurcation ในงานวิจัยนี้พบว่า สำหรับสภาวะการหายใจแบบปกติ ($V_T = 0.5$ L, $f = 0.2$ Hz, $Re = 1.75 \times 10^3$) และสภาวะการหายใจขณะออกกำลังกาย ($V_T = 3.33$ L, $f = 0.8$ Hz, $Re = 4.66 \times 10^4$) รูปแบบการไหลของอากาศจะมีลักษณะคล้ายกันซึ่งลักษณะของรูปแบบการไหลจะขึ้นอยู่กับรูปร่างของทางเดินหายใจ แต่จากการศึกษาจะพบว่ารูปแบบของการไหลของอากาศภายใต้สภาวะการหายใจที่มีความถี่สูง หรือ HFV condition ($V_T = 0.05$ L, $f = 5$ Hz, $Re = 4.37 \times 10^3$) จะให้ผลที่แตกต่างจากการหายใจแบบปกติและขณะออกกำลังกายเป็นอย่างมาก โดยจะเห็นว่าจะไม่เกิด secondary flow ในการไหลสภาวะนี้ และรูปแบบของการ flow profile จะขึ้นกับรูปร่างของ entrance flow อย่างเดียว

สารบัญ

กิตติกรรมประกาศ	ก
Abstract	ข
บทคัดย่อ	ค
สารบัญ	ง
บัญชีตาราง	จ
บัญชีรูปภาพ	ฉ
1 บทนำ	1
2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ระบบทางเดินหายใจของมนุษย์	4
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
3 วิธีดำเนินงานวิจัย	9
3.1 ขอบเขตงานวิจัย	9
3.2 การดำเนินงานวิจัยทั้งโครงการ	9
4 ผลการทดลอง	15
4.1 สภาวะการหายใจแบบปกติ Resting Condition	16
4.2 การหายใจในขณะออกกำลังกาย Maximal Exercise Condition	25
4.3 การหายใจที่ความถี่สูง High-Frequency Ventilation Condition (HFV)	34
5 บทวิจารณ์	42
เอกสารอ้างอิง	46
ภาคผนวก	48
ประวัติย่อผู้วิจัย	49

บัญชีตาราง

ตารางที่ 1 ตารางแสดงขนาดของระบบทางเดินหายใจตอนบนกำหนดใน Horsefield et al. (1973)	11
ตารางที่ 2 ตัวแปรต่างๆของอากาศภายใต้สภาวะการหายใจแต่ละแบบ	13

บัญชีรูปภาพ

รูปที่ 1 โครงสร้างหลักของท่อทางเดินหายใจ (Hildebrandt, 1989)	4
รูปที่ 3 แสดงขนาดของระบบทางเดินหายใจตอนบนโดยเลือกเฉพาะ Trachea และ Bronchus	10
รูปที่ 4 แสดงระบบการเรียกชื่อ bronchial tree ใน Horsefield et al. (1973)	10
รูปที่ 5 รูปแสดง mesh model ของระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในการคำนวณการไหลของอากาศ	11
รูปที่ 6 แสดงฟังก์ชันของ Lung volume ที่เป็น sinusoidal ฟังก์ชันของการหายใจแบบ Resting condition และ HFV condition ที่จะใช้ในการกำหนดค่าเงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณ	12
รูปที่ 7 แสดงตำแหน่งต่างๆที่ใช้ในการเก็บข้อมูลเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบ	15
รูปที่ 8 ภาพแสดงช่วงจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออก	16
รูปที่ 9 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)	18
รูปที่ 10 แสดง Velocity profile ที่หน้าตัดต่างๆในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบปกติ ($V_T = 0.5$ L, $Re = 1.75 \times 10^3$ and $\alpha = 2.37$)	19
รูปที่ 11 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ resting condition	20
รูปที่ 12 แสดงความเร็วที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration phase)	22
รูปที่ 13 แสดง Velocity profile ที่ความเร็วสูงสุดที่ trachea ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (expiration phase) ภายใต้สภาวะ resting condition	23
รูปที่ 14 แสดงอนุภาคของไหลที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration phase)	24
รูปที่ 15 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)	27
รูปที่ 16 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างๆในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition ($V_T = 3.33$ L, $Re = 4.66 \times 10^4$ and $\alpha = 4.747$)	28
รูปที่ 17 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition	29
รูปที่ 18 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration cycle)	31
รูปที่ 19 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างๆในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition ($V_T = 3.33$ L, $Re = 4.66 \times 10^4$ and $\alpha = 4.747$)	32
รูปที่ 20 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ที่ทางออก trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition	33
รูปที่ 21 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)	35

รูปที่ 22 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition ($V_T = 0.05\text{ L}$, $Re = 4.37 \times 10^3$ and $\alpha = 11.87$)..... 36

รูปที่ 23 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition..... 37

รูปที่ 24 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration cycle) 39

รูปที่ 25 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition ($V_T = 0.05\text{ L}$, $Re = 4.37 \times 10^3$ and $\alpha = 11.87$)..... 40

รูปที่ 26 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ที่ทางออก trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition..... 41

รูปที่ 27 รูปแสดงการเปรียบเทียบรูปแบบการไหลภายใต้สภาวะการหายใจแบบต่างๆ..... 45



1 บทนำ

เนื่องจากสภาวะสิ่งแวดล้อมในปัจจุบันโดยเฉพาะมลพิษทางอากาศในเมืองใหญ่ๆหรือในเขตอุตสาหกรรมเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้จำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคเกี่ยวกับทางเดินหายใจ เช่น โรคหอบหืด (Asthma) โรคถุงลมโป่งพอง (Emphysema) มีปริมาณเพิ่มขึ้น การรักษาโรคดังกล่าวแพทย์จะให้ยาแก่ผู้ป่วยในรูปของละอองยา (Aerosol หรือ Particle) ซึ่งจะถูกพ่นเข้าไปตามทางเดินหายใจโดยตรงโดยใช้อุปกรณ์พ่นยา (Inhaler) โดยตัวยาก็จะถูกพาเข้าสู่ถุงลมในปอด (Alveoli) และสามารถซึมผ่านเข้าสู่กระแสโลหิตที่ผิวของ Alveoli ตามจังหวะการหายใจเข้าของผู้ป่วย ซึ่งวิธีการดังกล่าวยังสามารถนำไปใช้ในการให้ Insulin สำหรับ ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวาน (Diabetes) โดยไม่จำเป็นต้องฉีดเข้าสู่กระแสเลือดโดยใช้เข็มฉีดยาตามวิธีการดั้งเดิม นอกจากนี้ด้วยวิธีการดังกล่าวยังสามารถนำไปพัฒนาใช้กับการให้ยาแก่ผู้ป่วยโรคต่างๆแทนการฉีดด้วยเข็มฉีดยาในอนาคต ซึ่งวิธีนี้จะทำให้ยาสามารถเข้าสู่กระแสโลหิตได้โดยตรง อีกทั้งผู้ป่วยสามารถที่จะปฏิบัติได้ด้วยตัวเองตามคำแนะนำของแพทย์

อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการรักษาโดยการให้ยาแก่ผู้ป่วยด้วยวิธีการดังกล่าวโดยใช้เครื่องพ่นยา (Inhaler) ขึ้นอยู่กับขนาดของละอองของยา (Particle size) ที่จะพ่นเข้าไปในระบบทางเดินหายใจ รูปแบบของการหายใจ (Respiratory airflow pattern) ของผู้ป่วย ดังนั้นการที่จะออกแบบเครื่องพ่นยา (Inhaler) ให้มีประสิทธิภาพจำเป็นที่จะต้องทราบขนาดของละอองของยาที่จะพ่นเข้าไปในระบบทางเดินหายใจ และรูปแบบของการไหลของอากาศภายในระบบทางเดินหายใจที่เหมาะสม

การศึกษารูปแบบของการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจจะทำให้สามารถเข้าใจถึงลักษณะการไหลของอากาศ ทิศทางการไหล และรูปแบบการไหลที่ภาวะเงื่อนไขต่างๆ ซึ่งจะนำไปสู่การหาขนาดของละอองยาที่เหมาะสม อีกทั้งความเข้าใจในรูปแบบของการไหลของอากาศภายในทางเดินหายใจก็ถูกต้องยังสามารถช่วย ให้การรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคเกี่ยวกับทางเดินหายใจด้วยวิธีบูเทโก (Buteyko) มีประสิทธิภาพมากขึ้น วิธีการนี้เป็นวิธีการรักษาโดยการฝึกการควบคุมการหายใจของผู้ป่วยโดยไม่ต้องใช้ยา

การศึกษารูปแบบของการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจของผู้ป่วยด้วยการทดลองวัดผลกระทบโดยการเปลี่ยนตัวแปรต่างๆ ที่สัมพันธ์ต่อการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจ เช่น อัตราการไหลของอากาศในปอด ความชื้นของอากาศ และ ความถี่ของการหายใจ เป็นเรื่องยากที่จะวัดจากตัวผู้ป่วยโดยตรง (in-vivo) หรือ วัดจากแบบจำลองของระบบทางเดินหายใจที่สร้างขึ้นสำหรับการทดลอง (in-vitro) อีกทั้งระบบทางเดินหายใจมีโครงสร้างที่ซับซ้อน การที่จะสร้าง

แบบจำลองของระบบทางเดินหายใจขึ้นมาเพื่อใช้ในการทดลองจึงเป็นเรื่องที่ยุ่งยากอีกทั้งแบบจำลองที่สร้างขึ้นจำเป็นที่จะต้องเป็นแบบจำลองในขนาดขยายจากขนาดจริงของระบบทางเดินหายใจ ดังนั้นผลที่ได้อาจมีค่าผิดพลาดเนื่องจากแบบขยาย และเครื่องมือวัดที่ทำให้รูปแบบของการไหลของอากาศที่วัดได้จากการทดลองมีการเปลี่ยนแปลงไปจากสภาพจริง

ดังนั้นการศึกษาลักษณะของการไหลของอากาศอาจทำได้โดยการนำเทคนิคการวิเคราะห์การไหลของของไหลเชิงตัวเลข (Computational Fluid Dynamics, CFD) เข้ามาใช้ ด้วยวิธีการดังกล่าวระบบทางเดินหายใจที่ซับซ้อนสามารถสร้างได้โดยใช้เทคนิคของคอมพิวเตอร์ กราฟฟิกรูปแบบของทางเดินหายใจสามารถศึกษาได้โดยใช้เทคนิคของการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลข (CFD) นอกจากนี้การศึกษาค่าตัวแปรต่างๆที่มีผลต่อรูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจก็สามารถทำได้ง่าย และขนาดของระบบทางเดินหายใจที่สร้างขึ้นก็สามารถกำหนดขนาดได้เท่ากับของจริงโดยไม่จำเป็นที่จะต้องใช้ขนาดขยายเหมือนการศึกษาจากการทดลอง ซึ่งจะสามารถลดความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในการศึกษาในแบบขยาย ค่าคุณสมบัติของการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจ ณ ตำแหน่งต่างๆก็สามารถตรวจสอบได้ง่าย ซึ่งข้อมูลที่ได้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาอุปกรณ์พ่นยา(Inhaler)เป็นอย่างมาก และข้อมูลที่ต้องการของรูปแบบการหายใจยังสามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคและรักษาโรคได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ

อีกทั้งการศึกษารูปแบบของการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจด้วยวิธีการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลขจะประหยัดต้นทุนกว่าการสร้างแบบจำลองของระบบทางเดินหายใจเพื่อการทดลอง นอกจากนั้นการศึกษาดังกล่าวสามารถนำไปสู่การพัฒนาเครื่องมือรักษาโรคระบบทางเดินหายใจที่อาจสามารถพัฒนาขึ้นมาใช้ได้ในประเทศซึ่งสามารถที่จะช่วยประหยัดงบประมาณให้กับประเทศได้เป็นจำนวนมาก

อย่างไรก็ตามเนื่องจากลักษณะโครงสร้างของระบบทางเดินหายใจมีความซับซ้อนดังนั้นความลำบากของปัญหาที่เกิดขึ้นสำหรับการศึกษารูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจด้วยวิธีการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลขสามารถสรุปได้ดังนี้

- การสร้างแบบจำลองของโครงสร้างของระบบหายใจค่อนข้างมีความยุ่งยาก และซับซ้อน
- การจำลองและวิเคราะห์การไหลของอากาศในแบบจำลองโครงสร้างทางเดินหายใจข้างต้นมีความซับซ้อนในเชิงระบบสมการคณิตศาสตร์ที่ต้องนำมาใช้ ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องใช้อุปกรณ์ประมวลผลที่มีความเร็วสูง และมีประสิทธิภาพ
- ความยุ่งยากในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขในรูปแบบเชิงคณิตศาสตร์สำหรับการคำนวณการไหลในแบบจำลอง ให้มีสภาวะที่ใกล้เคียงกับสภาวะที่เกิดขึ้นจริงตามธรรมชาติของการหายใจ

ความซับซ้อนของรูปแบบการไหลในโครงสร้างที่มีความซับซ้อน และมีเงื่อนไขสภาวะการหายใจที่ซับซ้อน ทำให้การวิเคราะห์คุณลักษณะของการไหลของอากาศภายในระบบทางเดินหายใจมีความยุ่งยากในการวิเคราะห์ในทางอากาศพลศาสตร์ (Aero dynamics)

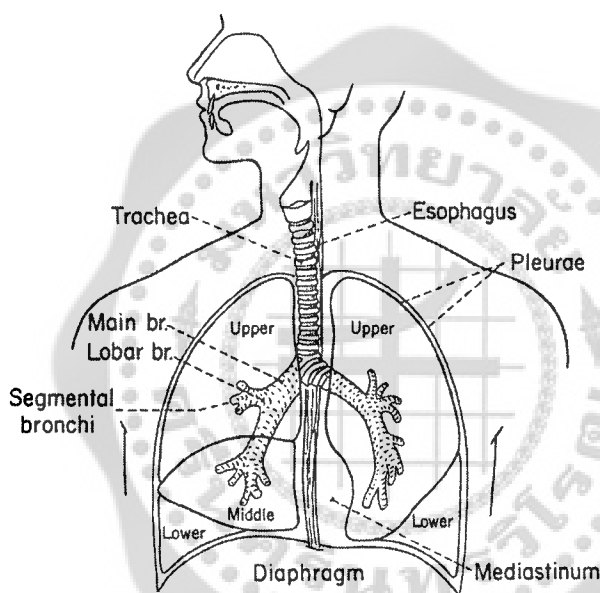
ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกที่จะมุ่งเน้นที่จะศึกษาในโครงสร้างระบบทางเดินหายใจที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด โดยที่จะเลือกศึกษาในท่อทางเดินหายใจแบบ 3 มิติที่เป็นท่อแยกแบบไม่สมมาตร (Asymmetric bifurcation) สำหรับทางเดินหายใจตอนบนนับจากท่อหลอดลมหลัก (trachea) ไปจนถึงท่อหลอดลมที่แยกไปทางด้านซ้ายและขวา (left and right bronchus) ที่อ้างอิงขนาดและรูปร่างตาม (Horsefield et al., 1971) ซึ่งจากข้อมูลดังกล่าวจะเป็นข้อมูลของรูปร่างและขนาดที่ใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด นอกจากนั้นสภาพเงื่อนไขของการไหลของอากาศจะศึกษาการไหลของอากาศที่ขึ้นกับเวลาโดยมีการไหลแบบกลับไปกลับมา (Unsteady oscillatory flow) ตามจังหวะการหายใจเข้า-ออก (Inspiration and expiration) ซึ่งสมการที่จะใช้ในการเป็นตัวแทนของการไหลของอากาศดังกล่าวจะเลือกสมการ Navier Stroke การศึกษาจะทำภายใต้สภาวะการหายใจ 3 สภาวะ ได้แก่ การหายใจที่สภาวะปกติ (Resting condition) การหายใจที่สภาวะออกกำลังกาย (Maximal exercise condition) และสภาวะการหายใจแบบที่มีความถี่สูง (High-frequency ventilation, HFV, condition) ซึ่งรายละเอียดของการศึกษาและผลการศึกษาจะได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 และบทที่ 4

2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบทางเดินหายใจของมนุษย์

2.1.1 โครงสร้างทางกายภาพของระบบท่อทางเดินหายใจ

โครงสร้างหลักของระบบทางเดินหายใจได้แสดงไว้ใน รูปที่ 1



รูปที่ 1 โครงสร้างหลักของท่อทางเดินหายใจ (Hieldebrandt, 1989)

ระบบท่อทางเดินหายใจสามารถแบ่งได้เป็น 3 ส่วนดังต่อไปนี้

- 1) Upper airways: ระบบท่อทางเดินหายใจในส่วนนี้จะเริ่มต้นตั้งแต่ จมูกและปาก ผ่านลงไป ถึง pharynx และ larynx ซึ่งอากาศที่ผ่านบริเวณนี้จะถูกอุ่น ฝุ่นและสิ่งแปลกปลอมที่มีขนาดมากกว่า $5-10\ \mu\text{m}$ จะถูกกรองก่อนที่อากาศจะผ่านช่องเล็กๆ เพื่อที่จะเข้าสู่ท่อทางเดินหายใจในส่วนต่อไป
- 2) Conducting airways: ท่อทางเดินหายใจในส่วนนี้ประกอบไปด้วยท่อแยก (bifurcation) และท่อสาขา รวมทั้งหมด 16 ชั้น โดยเริ่มต้นจาก trachea โดยที่ผนังของ trachea จะมีลักษณะเป็นลอนเนื่องจาก trachea จะประกอบด้วย cartilaginous rings จากนั้นท่อทางเดินหายใจจะแยกออกไปเป็น main bronchi และแยกออกไปเรื่อยๆ เป็น lobar bronchi,

segmental bronchi และ แยกไปเป็น cartilaginous bronchi อีก 4 ถึง 5 bifurcation ส่วนของ 2 bifurcation แรก (ประกอบไปด้วย trachea, bronchi และ smaller branches) จะเรียกว่า “central airways” หรืออาจจะเรียกว่า “bronchial tree” โดยที่ส่วนของ central airways จะสิ้นสุดเมื่อมีการแยกของท่อทางเดินหายใจครบ 4 ท่อสาขา และส่วนที่ต่อจาก central airways จะมีการแยกของท่อสาขาที่มีขนาดเล็กลงอีกประมาณ 8 ครั้ง ซึ่งส่วนนี้จะเรียกว่า ciliated noncartilaginous bronchioles โดยที่จุดสิ้นสุดของทางเดินหายใจบริเวณนี้เรียกว่า terminal bronchiole ซึ่งมีขนาดประมาณ 0.5 mm

- 3) Gas-exchanging region: ท่อทางเดินหายใจส่วนนี้ประกอบไปด้วย bronchioles, terminal bronchioles, respiratory bronchioles, alveolar ducts และ alveolar sacs ส่วนของท่อที่มีขนาดเล็กที่สุดในระบบทางเดินหายใจซึ่งส่วนนี้คือ alveolar ducts และ alveoli ซึ่งจะมีลักษณะเป็นถุงลมเล็กๆขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 100 μm เกาะอยู่ที่ส่วนปลายท่อซึ่งบริเวณนี้จะเป็นส่วนที่สิ้นสุดของท่อทางเดินหายใจ

ผนังของระบบท่อทางเดินหายใจโดยเริ่มต้นจากจมูกเรื่อยมาจนถึง terminal bronchioles (หรืออาจเรียกว่า bronchial tree) จะประกอบด้วย cuboidal และ columnar epithelium ซึ่งจะไม่เกิดการแลกเปลี่ยนก๊าซในบริเวณนี้ ดังนั้นปริมาตรของท่อทางเดินหายใจในบริเวณ bronchial tree จะเรียกว่า “anatomic dead space” โดยที่ dead space จะมีปริมาตรเพิ่มขึ้นเมื่อมีการหายใจเข้า

โดยทั่วไปความแตกต่างระหว่าง bronchi และ bronchioles ไม่ใช่เพียงแค่เฉพาะที่ขนาดเท่านั้น แต่รวมไปถึงโครงสร้างที่มีส่วนของ cartilage plates ที่ปรากฏอยู่ใน bronchi แต่ไม่มีใน bronchioles ซึ่งลักษณะของโครงสร้างดังกล่าวจะทำให้ผนังมีความแข็งแรง ซึ่งสามารถที่จะสมมุติให้ผนังเป็น rigid body ได้ และลักษณะโครงสร้างของ cartilage plate ก็จะมีลักษณะเป็นวงแหวนและประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อที่มีลักษณะเรียบทำให้เราสามารถที่จะพิจารณาให้ท่อทางเดินหายใจมีลักษณะเป็นท่อกลมเรียบได้

นอกจากนั้นในส่วนของ central airways region ดันแบบของ central airway สามารถที่จะพิจารณาให้เป็น ท่อกลมเรียบได้เนื่องจากทั่วทั้งท่อทางเดินหายใจที่ผนังจะมี mucous membrane ซึ่งจะทำให้ผิวปกคลุมไปด้วย mucous ซึ่งจะช่วยให้ผนังของท่อทางเดินหายใจเรียบยิ่งขึ้น

2.1.2 ลักษณะของการหายใจและการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจ

โดยทั่วไปความเร็วของอากาศภายในระบบท่อทางเดินหายใจจะมีขนาดค่อนข้างต่ำ และจะยิ่งลดลงเรื่อยๆเมื่อขนาดของท่อทางเดินหายใจในระบบมีขนาดเล็กลงไปเรื่อยๆจนถึงตัวปอด ความเร็วสูงสุดที่พบจะเกิดขึ้นในบริเวณ central airways แต่อย่างไรก็ตามลักษณะของการไหลของอากาศที่เกิดขึ้นในบริเวณดังกล่าวจะมีลักษณะการไหลเป็นแบบราบเรียบ (Laminar flow) ในสภาวะ

การหายใจแบบปกติ (Resting condition) และสำหรับการไหลในช่วงเปลี่ยนสู่การไหลแบบปั่นป่วน (Transition to turbulent) จะพบภายใต้สภาวะการหายใจแบบอื่นเช่น การหายใจในขณะที่ออกกำลังกาย (maximal exercise condition)

อย่างไรก็ตามความเร็วสูงสุดของอากาศที่พบในการหายใจจะให้ค่า Mach number (M) ที่มีค่าน้อยกว่า 0.1 ดังนั้นผลกระทบเนื่องจากการกดอัด (compressibility effect) สามารถตัดทิ้งได้ภายใต้เงื่อนไข $\Delta p/p_0 = 1/2 M^2 \ll 1$ (Ward-Smith, 1980; White, 1991) เนื่องจากอากาศเป็น Newtonian fluid ดังนั้นค่า ค่าความหนืด (μ) จึงไม่ขึ้นกับอัตราการเปลี่ยนแปลงแรงเฉือน (rate of shear) ดังนั้นการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจจึงสามารถคิดเป็นการไหลแบบ incompressible viscous นอกจากนั้นฟังก์ชันการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจจะเป็น periodic ฟังก์ชันที่ขึ้นกับเวลา ดังนั้นการไหลแบบ Unsteady flow จะต้องนำมาคิดด้วย

จากข้อกำหนดข้างต้น สมการที่ใช้อธิบายการไหลของอากาศภายในระบบทางเดินหายใจจึงสามารถใช้สมการโมเมนตัม (momentum equation) ร่วมกับสมการต่อเนื่อง (continuity equation) โดยกำหนดให้ค่าความหนาแน่นของอากาศ (ρ) และค่าความหนืด (μ) มีค่าคงที่ สมการ Navier-Stokes สำหรับ incompressible flow และ conservation laws ที่ใช้ในการอธิบายการไหลของอากาศภายในระบบท่อทางเดินหายใจเขียนได้ดังนี้

Continuity equation:

$$\vec{\nabla} \cdot \mathbf{V} = 0 \tag{1}$$

Momentum equations:

x-component $\frac{\partial u}{\partial t} + (\mathbf{V} \cdot \vec{\nabla})u = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \Delta u$ (2-a)

y-component $\frac{\partial v}{\partial t} + (\mathbf{V} \cdot \vec{\nabla})v = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \Delta v$ (2-b)

$$\text{z-component} \quad \frac{\partial w}{\partial t} + (\mathbf{V} \cdot \nabla)w = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \Delta w \quad (2-c)$$

สังเกตว่าทางเทอมแรกด้านซ้ายมือของสมการ (2-a) (2-b) และ (2-c) คือ temporal term หรือ unsteadiness effect เทอมที่สองคือ convective inertia effect ส่วนเทอมที่สองด้านขวามือของสมการ (2-a) (2-b) และ (2-c) คือเทอมของ viscous effect

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในช่วงระยะเวลาที่ผ่านมาได้มีผลงานวิจัยที่ทำการศึกษาลักษณะและรูปแบบการหายใจภายในระบบทางเดินหายใจของมนุษย์อยู่เป็นจำนวนมากเช่น Avanzolini et al (1995), Balashazy and Hofmann (1993a, b) และ Chang and El Masry (1982) ตัวอย่างผลงานวิจัยดังกล่าวเป็นการศึกษารูปแบบของการในระบบทางเดินหายใจโดยใช้วิธีทดสอบภายในต้นแบบของระบบทางเดินหายใจที่จำลองมาจากระบบทางเดินหายใจของมนุษย์ การศึกษาโดยวิธีการดังกล่าวมีข้อจำกัดอยู่หลายประการเช่น ต้นแบบที่ใช้จำเป็นที่จะต้องมีความยืดหยุ่นจากขนาดจริงเนื่องจากข้อจำกัดของเครื่องมือวัดค่าตัวแปรต่างๆ เช่น เครื่องมือวัดความเร็วของอากาศที่มีในปัจจุบันซึ่งยังไม่สามารถทำให้มีขนาดเล็กมากที่สามารถวัดความเร็วของอากาศภายในท่อที่มีขนาดเล็กมากโดยเฉพาะระบบทางเดินหายใจของมนุษย์ ดังนั้นผลการศึกษาที่ได้จากวิธีการนี้จึงมีข้อผิดพลาดค่อนข้างมาก ดังนั้นการศึกษารูปแบบของการหายใจด้วยวิธีนี้จึงสามารถทำได้กับระบบทางเดินหายใจที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ค่อนข้างใหญ่เท่านั้น เช่นที่หลอดลม (Trachea) ส่วนการศึกษารูปแบบการหายใจในทางเดินหายใจที่มีขนาดเล็กลงไปจนถึงถุงลม (Alveoli) ไม่สามารถที่จะทำได้ด้วยวิธีการดังกล่าว

ข้อผิดพลาดที่พบในการศึกษารูปแบบของการหายใจในระบบทางเดินหายใจด้วยวิธีการข้างต้นสามารถทำให้หมดไปได้ด้วยการนำเทคโนโลยีทางด้านวิศวกรรมที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การไหลของของไหลเชิงตัวเลข (Computational Fluid Dynamics, CFD) และเทคนิคของคอมพิวเตอร์กราฟฟิคเข้ามาใช้ โดยเทคโนโลยีนี้จะเป็นเทคโนโลยีที่ได้มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในอุตสาหกรรมการออกแบบยานยนต์และอากาศยาน ปัจจุบันได้มีผลงานวิจัยที่ได้มีการประยุกต์ใช้เทคนิคของ CFD กับการศึกษารูปแบบของทางเดินหายใจยังมีอยู่เป็นจำนวนไม่มาก เช่น Gatlin et al. (1995) Gatlin et al. (1997) Kurujareon et al. (1997) Kurujareon et al. (1998) และ Holdø et al. (2000) อย่างไรก็ตามงานวิจัยเหล่านี้ยังเป็นการศึกษาที่มีข้อสมมุติอย่างง่ายในทางกลศาสตร์ของไหลซึ่งยังแตกต่างกับสภาพการหายใจจริง ๆ อีกทั้งยังไม่มีการศึกษาในสภาพที่มีเงื่อนไขของการไหลของอากาศที่มีสภาพเหมือนสภาพจริง และยังไม่มีการศึกษาถึงผลกระทบของรูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจที่มีผลต่อละออง

ยาที่พ่นเข้าไปในระบบทางเดินหายใจเพื่อการรักษา ดังนั้นในโครงการนี้จึงมุ่งเน้นที่จะศึกษารูปแบบการ
หายใจที่อยู่ภายใต้เงื่อนไขของสภาพการหายใจจริงๆ และศึกษาถึงผลกระทบที่มีต่อละอองยาที่พ่นเข้าไป
เพื่อการรักษา



3 วิธีดำเนินงานวิจัย

3.1 ขอบเขตงานวิจัย

- 1) ศึกษารูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจตอนบน (Upper Respiratory Airway)
- 2) ต้นแบบของระบบทางเดินหายใจที่ใช้ศึกษาจะเป็นต้นแบบ 3 มิติ
- 3) พิจารณาสภาวะการหายใจ 3 สภาวะ ได้แก่ Resting Condition, Maximal Exercise Condition และ High-Frequency Ventilation (HFV) Condition

3.2 การดำเนินงานวิจัยทั้งโครงการ

สำหรับการดำเนินงานวิจัยได้แบ่งการดำเนินงานออกเป็น 2 ส่วน คือ การสร้างต้นแบบที่เป็น mesh model ของระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในการศึกษาในงานวิจัยนี้ และ การกำหนดสภาวะการไหลของอากาศโดยการกำหนดสภาวะต่างๆ

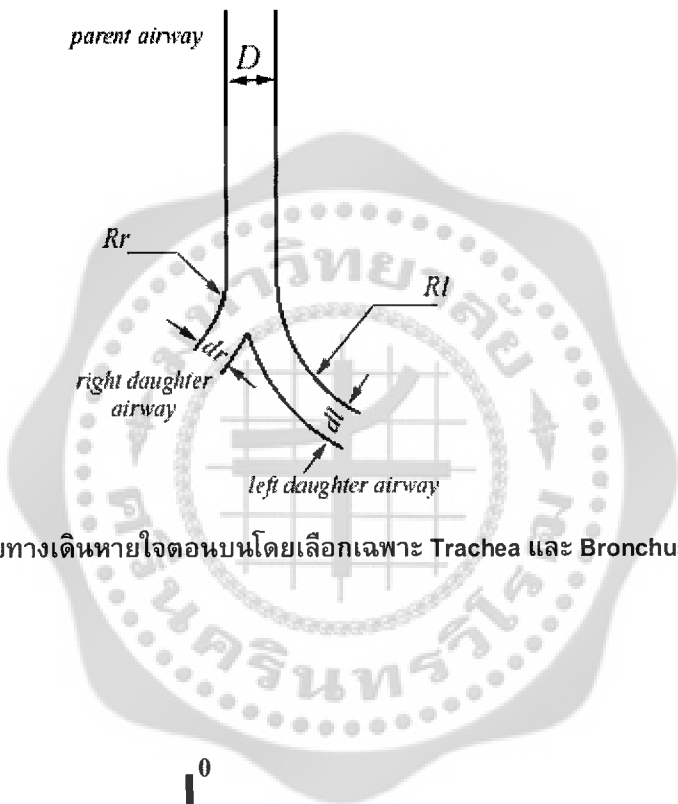
3.2.1 การสร้างต้นแบบของระบบทางเดินหายใจเพื่อใช้ในการคำนวณ

เนื่องจากขนาดของระบบทางเดินหายใจของผู้ป่วยแต่ละรายมีขนาดที่ไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับ เพศ อายุ ส่วนสูง และน้ำหนัก ดังนั้นในการสร้างต้นแบบที่เป็น mesh model ของระบบทางเดินหายใจที่ใช้ในงานวิจัยนี้จะอ้างอิงรูปแบบและขนาดจาก (Horsefield et al., 1973) ซึ่งถือเป็นค่าเฉลี่ยโดยทั่วไป ดังแสดงในรูปที่ 2 และตารางที่ 1 ส่วนรูปร่างและขนาดของระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในงานวิจัยนี้จะเลือกท่อทางเดินหายใจเริ่มจาก trachea และ bronchus ซึ่งจะมีลักษณะเป็นท่อยแยกที่ไม่สมมาตร (asymmetric bifurcation) แบบ 3 มิติ

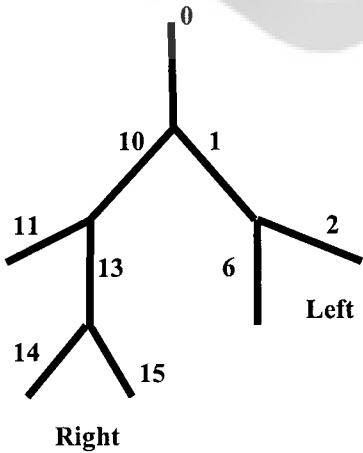
สำหรับการสร้าง mesh model ของระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในงานวิจัยจะใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์กราฟฟิคที่เรียกว่า CATIA เป็นตัวสร้างโครงร่างต้นแบบ และโปรแกรม GRIDGEN ในการสร้าง mesh และ กำหนดจำนวนเซลล์ของต้นแบบเพื่อใช้ในการคำนวณการไหลในโปรแกรม CFD ต่อไปซึ่งจะกล่าวถึงรายละเอียดในหัวข้อ 3.2.2 โดยจำนวน mesh cell ที่จะใช้ในการคำนวณการไหลมีจำนวนทั้งหมด 159,872 nodes ทั้งนี้จำนวน mesh cell ที่เลือกใช้ดังกล่าวได้มีการศึกษาความไวของจำนวน mesh ที่มีผลต่อการคำนวณเชิงตัวเลข (mesh sensitivity study) และพบว่าจำนวน mesh ที่เลือกดังกล่าวสำหรับต้นแบบที่ใช้จะเป็นจำนวน mesh ที่น้อยที่สุดที่ทำให้ผลการ

คำนวณเชิงตัวเลขเป็นอิสระต่อจำนวน mesh cell นอกจากนี้ลักษณะของ mesh cell ที่จะใช้ในการคำนวณจะมีลักษณะเป็น structured grid ดังแสดงในรูปที่ 4

เทคนิคของ multi-block ได้ถูกนำมาใช้ในการแบ่งต้นแบบให้เป็นบล็อกต่างๆ ง่ายต่อการสร้าง mesh อีกทั้งยังช่วยประหยัดเวลาในการคำนวณ เนื่องจากโปรแกรม CFD ที่ใช้สามารถที่จะแบ่งการคำนวณการไหลในแต่ละบล็อกไปยังคอมพิวเตอร์เครื่องอื่นๆ ในกรณีที่มีการเชื่อมต่อเครื่องคอมพิวเตอร์หลายๆเครื่องเข้าด้วยกัน และสำหรับงานวิจัยนี้จำนวนบล็อกที่ใช้มีเท่ากับ 84 บล็อก



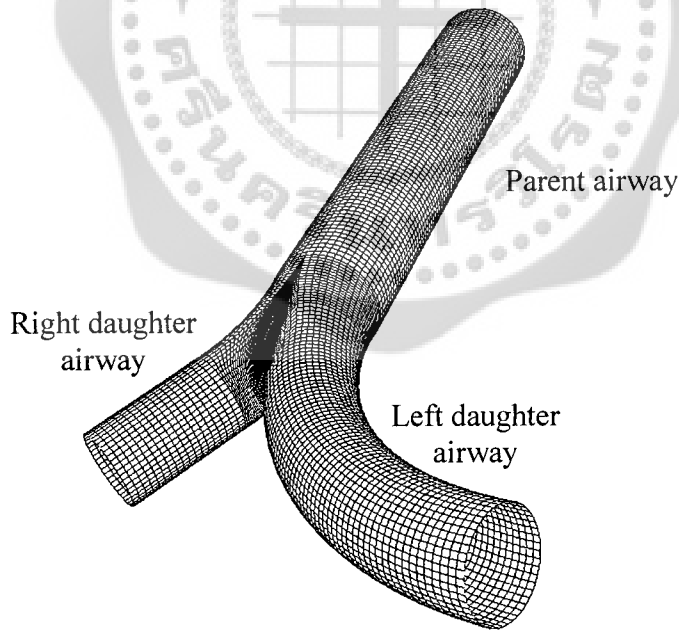
รูปที่ 2 แสดงขนาดของระบบทางเดินหายใจตอนบนโดยเลือกเฉพาะ Trachea และ Bronchus



รูปที่ 3 แสดงระบบการเรียกชื่อ bronchial tree ใน Horsefield et al. (1973)

Branch	Diameter (mm)	Length (mm)	Branching angle (°)	R/d	Flow (% of trachea)
0 (trachea)	16.0	100.00	0	0	100.00
1 (left)	12.0	50.00	73	4.5	45.0342
2 (upper left)	7.5	16.00	48	3.5	18.9193
6 (lower left)	8.0	11.00	44	6.3	26.1149
10 (right)	11.1	22.00	35	3.0	54.9658
11 (upper right)	7.3	15.60	63	1.7	18.9193
13 (right)	8.9	26.00	15	2.3	36.0456
14 (middle right)	5.2	21.00	61	8.0	9.9316
15 (lower right)	6.4	8.00	15	5.9	26.1149

ตารางที่ 1 ตารางแสดงขนาดของระบบทางเดินหายใจตอนบนกำหนดใน Horsefield et al. (1973)



รูปที่ 4 รูปแสดง mesh model ของระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในการคำนวณการไหลของอากาศ

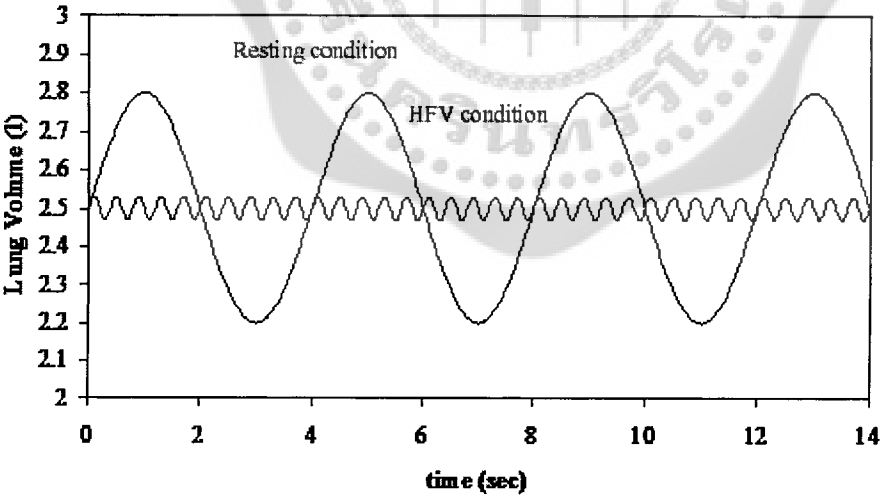
3.2.2 การกำหนดสภาวะการไหลของอากาศเพื่อใช้ในการคำนวณ

ก่อนที่จะมีการคำนวณและวิเคราะห์การไหลของอากาศจะต้องทำการกำหนดสภาวะการไหลของอากาศก่อน โดยได้มีการกำหนดตัวแปรต่างๆที่สภาวะเริ่มต้นในแต่ละประเภทของการหายใจดังแสดงในตารางที่ 2 สำหรับฟังก์ชันของการหายใจที่จะกำหนดที่ทางเข้าของทางเดินหลัก (parent airway) จะกำหนดเป็นฟังก์ชันของความเร็วที่ขึ้นกับเวลา $V(t)$ เป็นไปตามความสัมพันธ์ของ sinusoidal function ดังแสดงในสมการ (3)

$$V(t) = U_{\max} \sin \omega t$$

(3)

โดยที่ $U_{\max}$ = ความเร็วเฉลี่ยสูงสุดของอากาศที่ทางเข้า trachea
 ω = ความถี่ในการหายใจ



รูปที่ 5 แสดงฟังก์ชันของ Lung volume ที่เป็น sinusoidal ฟังก์ชันของการหายใจแบบ Resting condition และ HFV condition ที่จะใช้ในการกำหนดค่าเงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณ

การคำนวณจะกำหนดให้ของไหลที่ใช้เป็นอากาศที่มีค่าความหนาแน่น (ρ) เท่ากับ 1.225 kg.m^{-3} ค่าความหนืดของอากาศ (μ) เท่ากับ $1.79 \times 10^{-7} \text{ Pa.s}^{-1}$ โดยมีคุณสมบัติเป็นของไหล Newtonian และเลือกใช้สภาวะการไหลแบบราบเรียบ (Laminar flow) สำหรับสภาวะการหายใจแบบปกติ (Resting condition) และ การไหลแบบปั่นป่วน (Turbulent flow) แบบ Large eddy simulation (LES) สำหรับการหายใจแบบ Maximal exercise และ HFV

	Resting Condition	Maximal Exercise	HFV
Tidal Volume, $V_T(L)$	0.5	3.33	0.05
Breathing frequency, $f \text{ (Hz)}$	0.2	0.8	5
Maximum mean velocity at the trachea, $U_{max} \text{ (mm/s)}$	1,562.5	41,625	3,906.25
Reynolds number, Re	1.75×10^3	4.66×10^4	4.37×10^3
Womersley number, α	2.37	4.747	11.87
Stroke length parameter, L/a	310.85	2070.25	31.08

ตารางที่ 2 ตัวแปรต่าง ๆ ของอากาศภายใต้สภาวะการหายใจแต่ละแบบ

3.2.3 การคำนวณการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจ

ในการวิเคราะห์การไหลของอากาศเชิงตัวเลขในระบบทางเดินหายใจที่จะใช้ในงานวิจัย จะใช้โปรแกรมการคำนวณการไหลของของไหลที่เรียกว่า CBJ Code ซึ่งเป็นโปรแกรมการวิเคราะห์การไหลของของไหลที่ทำงานบนพื้นฐานของระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบ Finite Volume Method (FVM) ร่วมกับวิธี Concurrent block Jacobi (CBJ) เพื่อใช้ในการแก้ปัญหาสมการการไหลของระบบทางเดินหายใจ

สมการการไหลของระบบทางเดินหายใจจะเลือกใช้สมการ Navier Stoke ซึ่งเขียนได้ตามสมการที่ (4)

$$V_{i,j,k} \frac{\partial}{\partial t} U_{i,j,k} + \sum_l \vec{F}_l \cdot \vec{S}_l = 0 \tag{4}$$

ซึ่ง $U_{i,j,k}$ คือค่าความเร็วเฉลี่ยที่เซลล์ของค่าความเร็ว U และ $\vec{F}_l$ คือค่า approximated flux ผ่านพื้นผิว $\vec{S}_l$ และผลรวมอยู่ภายใต้ $l = (i \pm \frac{1}{2}, j, k), (i, j \pm \frac{1}{2}, k), (i, j, k \pm \frac{1}{2})$

ค่า Numerical flux vector สามารถแบ่งออกเป็นสองส่วน คือ convective part และ diffusive part โดยที่ส่วนของ convective part จะถูกกำหนดโดย high order extension Roe's

scheme โดยมี limiter ที่จะรักษาคูณสมบัติ total variation diminishing (TVD) (Hirsch, 1990) ส่วนเทอมของ diffusive fluxes จะถูกคำนวณโดยใช้วิธี interpolation และ central differencing ของตัวแปร conservative และเพื่อให้การคำนวณเกิดเสถียรภาพ Implicit time stepping จะถูกนำมาใช้ นอกจากนั้น local time stepping จะถูกใช้ในการทำให้การเข้าสู่คำตอบเร็วขึ้น

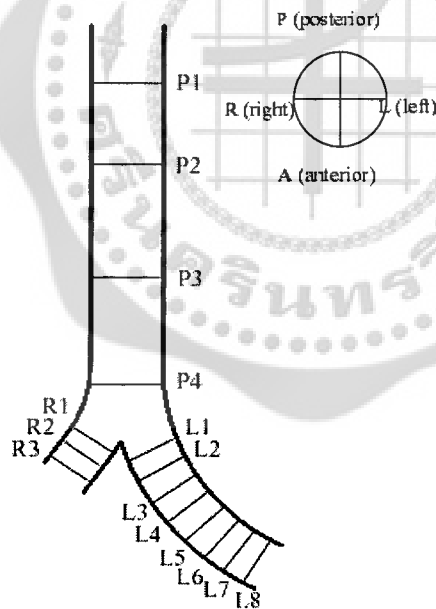


4 ผลการทดลอง

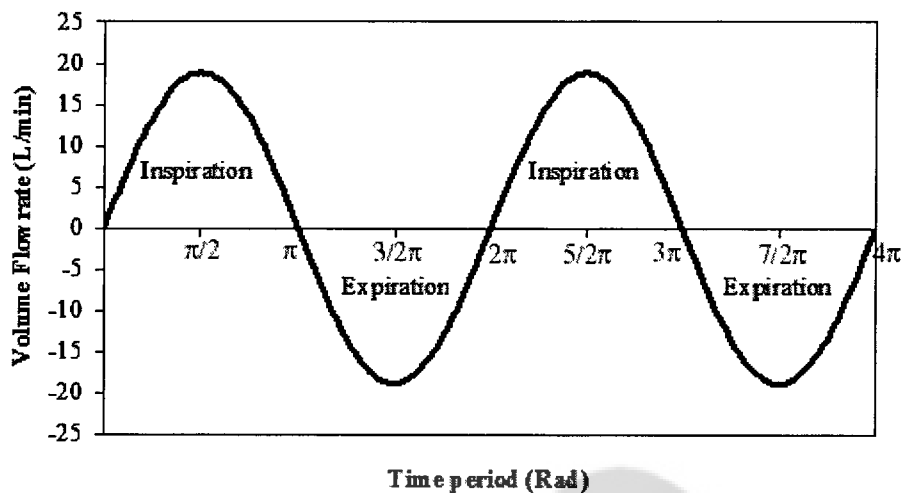
ข้อมูลที่ได้จากการการจำลองการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจด้วยวิธีการการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลขแบ่งเป็น 3 สภาวะการหายใจ ได้แก่ Resting condition, Maximal exercise condition และ High-frequency ventilation (HFV)

สำหรับข้อมูลที่จะใช้ในการเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์การไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจที่ได้จากการคำนวณ จะเป็นข้อมูลของความเร็วของอากาศ ความดันของอากาศ และอนุภาคของของไหล โดยจะเลือกมาเปรียบเทียบเฉพาะจุดดังแสดงในรูปที่ 6

ข้อมูลที่ได้จากผลการคำนวณจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนสำหรับการหายใจแต่ละประเภทคือ ส่วนของช่วงจังหวะการหายใจเข้า (Inspiration phase) และ ช่วงจังหวะการหายใจออก (Expiration phase) ดังแสดงใน รูปที่ 7



รูปที่ 6 แสดงตำแหน่งต่าง ๆ ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบ



รูปที่ 7 ภาพแสดงช่วงจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออก

4.1 สภาวะการหายใจแบบปกติ Resting Condition

สภาวะการหายใจแบบปกติ (Resting condition) จะมีค่าตัวแปรต่างๆ ที่ใช้กำหนดค่าในการคำนวณดังนี้

- Tidal volume (V_T) = 0.5 L
- Breathing frequency (f) = 0.2 Hz
- Time period (T) = 5 sec/cycle
- Time increment (Δt) = 0.01 sec
- Maximum mean velocity at trachea (U_{max}) = 1562.5 mm/s
- Maximum Reynolds number at trachea (Re) = 1.75×10^3
- Wormesley number (α) = 2.37
- Laminar flow model

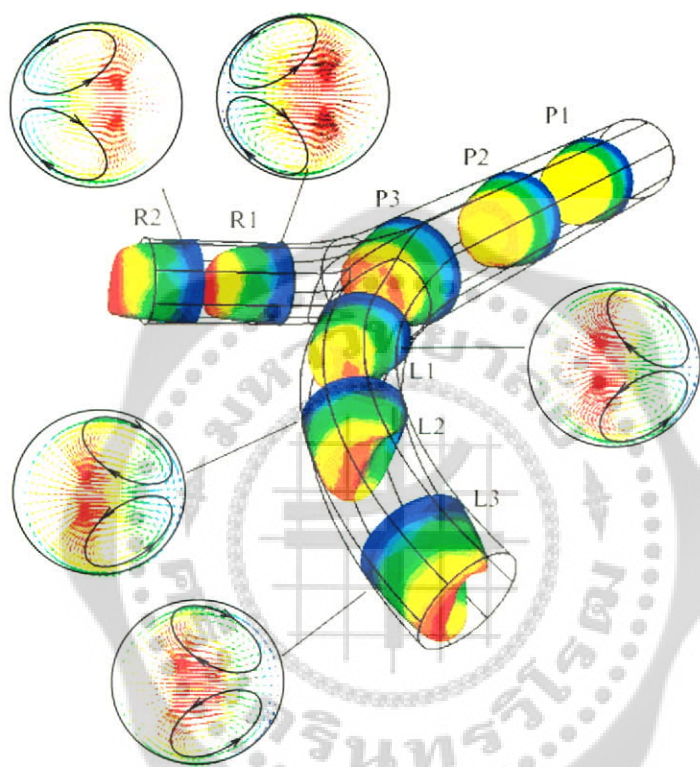
4.1.1 จังหวะการหายใจเข้า (Inspiration phase)

สำหรับการหายใจเข้าที่สภาวะปกติ รูปของความเร็วที่แต่ละหน้าตัดได้แสดงไว้ใน รูปที่ 8 ซึ่งจะเห็นว่า Velocity profile มีการพัฒนาตัวจาก uniformed velocity profile ซึ่งกำหนดไว้ที่ทางเข้า ไปเป็น parabolic profile แต่เนื่องจากท่อทางเดินหายใจช่วงแรก (trachea) มีขนาดไม่ยาวพอจึงทำให้การไหลมีการพัฒนาตัวไม่เต็มรูปแบบ parabolic profile ซึ่งจะสังเกตได้จากส่วนของ boundary layer มีความหนาเพิ่มขึ้นตามทิศทางการไหล เมื่อถึงทางแยกที่ bifurcation ลำการไหล

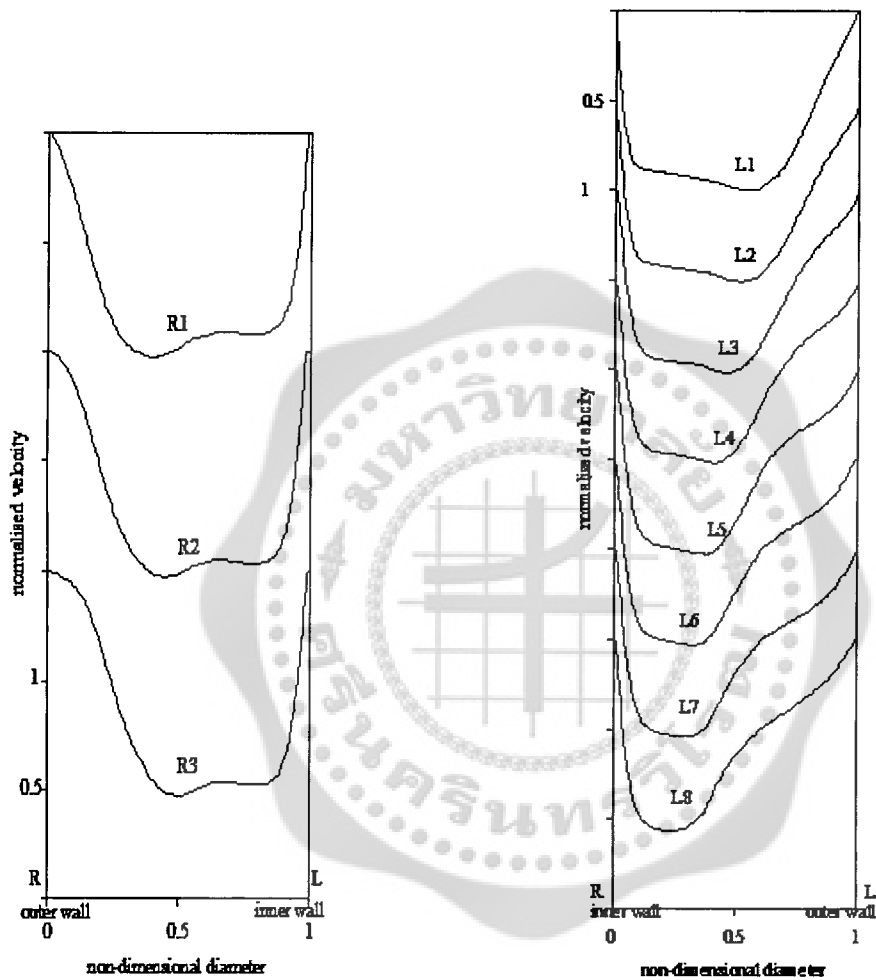
ของอากาศจะถูกแบ่งออกเป็น 2 ทางตามขนาดของ bronchus โดยอัตราส่วนการไหลเข้าท่อทางเดินหายใจด้านขวาจะมีค่าเท่ากับ 55% ของอัตราการไหลที่ trachea และ 45% ของอัตราการไหลที่ trachea สำหรับท่อทางเดินหายใจด้านซ้าย

หลังจากที่อากาศถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนแล้ว ที่ทางแยก (bifurcation) ในส่วนที่เป็นส่วนโค้งจะมีการไหลของ secondary flow เกิดขึ้น 1 คู่ ตามแนว R-L ซึ่งจะสังเกตได้จาก flow profile ที่มีลักษณะเว้าเข้าที่รัศมีด้านในของส่วนโค้ง (หรือด้านนอกของ bifurcation) และลักษณะยอดของ flow profile จะถูกเบี่ยงไปทางรัศมีด้านนอกของส่วนโค้ง (หรือด้านในของ bifurcation) ทั้งนี้เกิดจากแรงเฉื่อยของ fluid element ที่ถูกทำให้เปลี่ยนทิศทาง ซึ่งจะเห็นว่าการเบี่ยงของ flow profile ที่เกิดในท่อทางเดินหายใจด้านขวาน้อยกว่าซ้ายเนื่องจากมุมที่ทางแยกของท่อทางด้านขวาน้อยกว่าทางด้านซ้าย อีกทั้งส่วนที่เป็นส่วนโค้ง (curve portion) ในท่อทางเดินหายใจด้านซ้ายจะมีมากกว่า ซึ่งจะทำให้การไหลของอากาศในท่อทางด้านซ้ายจะมีการเปลี่ยนทิศทางมากกว่าและมีการผ่านส่วนโค้งที่มากกว่า ดังนั้น fluid element จึงมีแรงกระทำให้เกิดการเบี่ยงเบนมากกว่าทำให้เกิดการไหลแบบ secondary flow ซึ่งจะเป็นสาเหตุให้ยอดของ flow profile มีการเบี่ยงออกไปทางด้านนอกของรัศมีส่วนโค้ง หรือ ทางด้านในของ bifurcation ดังแสดงในรูปที่ 8 และเมื่อพิจารณาในแนวหน้าตัดขวางจะพบว่า secondary flow เกิดขึ้นโดยจะมีแกนสมมาตรตามแนว A-P โดยส่วนที่เกิด secondary flow จะอยู่ใกล้กับผนังทางด้านนอกของ bifurcation (หรือด้านในของส่วนท่อโค้ง)

รูปที่ 9 แสดงค่า Velocity profile ที่หน้าตัดต่างๆ ตามแนวตัด R-L (outer wall to inner wall of bifurcation) ที่ความเร็วการไหลของอากาศสูงที่สุดในจังหวะการหายใจเข้า ($Re = 1.75 \times 10^3$) ซึ่งจะเห็นว่า velocity profile จะมีลักษณะที่ถูกทำให้เบี่ยงเข้าสู่ทางผนังด้านในของ bifurcation (หรือด้านนอกของส่วนโค้ง) โดย profile จะมีลักษณะที่มีจุดยอด 2 จุดที่จุดเริ่มต้นที่เกิดการแยกของลำการไหลที่มาจากท่อทางเดินหายใจหลัก จากนั้นเมื่ออากาศไหลผ่านลงมายังทางเดินหายใจที่แยกจากท่อหลัก และเนื่องจากอิทธิพลของความหนืด ทำให้การไหลมีการพัฒนาตัวเองจาก profile ที่ค่อนข้างจะมียอดที่เรียบแต่ทั้งสองจุดยอด ไปเป็นลักษณะของ profile ที่มีจุดยอดที่สูงขึ้นและมีลักษณะเป็นจุดยอดเดี่ยว และในขณะเดียวกัน boundary layer ก็มีความหนาเพิ่มขึ้น และสำหรับลักษณะการไหลของอากาศที่ค่าความเร็วอื่นๆ ในช่วงของการหายใจเข้าก็จะมีลักษณะที่คล้ายกัน



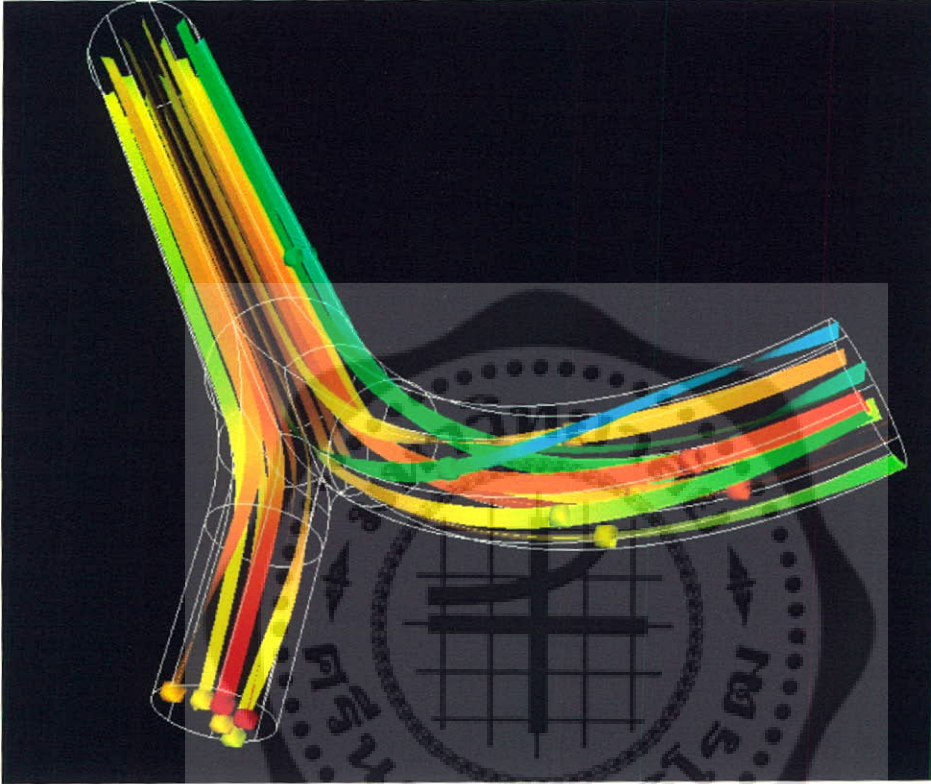
รูปที่ 8 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่างๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)



(a) Right daughter airway

(b) Left daughter airway

รูปที่ 9 แสดง Velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบปกติ ($V_T = 0.5 L$, $Re = 1.75 \times 10^3$ and $\alpha = 2.37$)



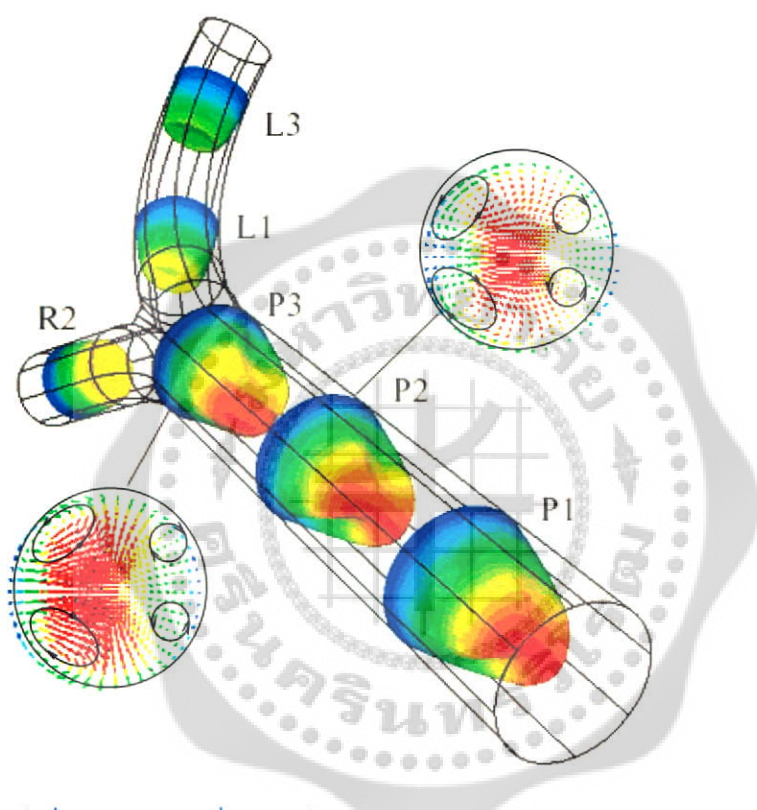
รูปที่ 10 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re=1.75 \times 10^3$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ resting condition

4.1.2 จังหวะการหายใจออก (Expiration phase)

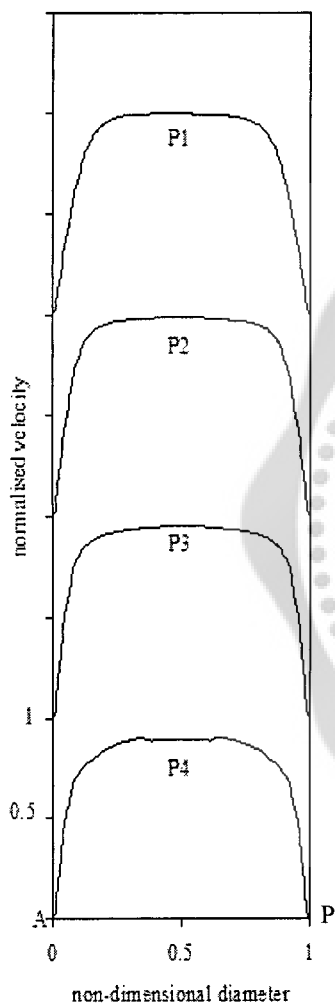
ในช่วงจังหวะการหายใจออกจะมีการกำหนดความเร็วที่ทางเข้า Daughter airways ทั้งซ้ายและขวา โดยความเร็วที่กำหนดจะมีลักษณะเป็น uniform velocity profile โดยที่มีขนาดของความเร็วที่เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับเวลาตาม sinusoidal ฟังก์ชัน อัตราการไหลที่ใช้กำหนดที่ทางเข้า daughter airways ซ้ายและขวาจะเป็นสัดส่วน 45% และ 55% ของอัตราการไหลที่ trachea ตามลำดับ ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกที่วัดได้ที่ trachea จะให้ค่า Reynolds number (Re) = 1.75×10^3 ซึ่งจะมีค่าเท่ากับความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้า

เมื่อมีการไหลจากท่อทางเดินหายใจซ้ายและขวา อากาศจะไหลเข้ามารวมกันในท่อหลัก parent airway หลังจากที่มีการรวมกันของอากาศที่ไหลจาก bronchus ทั้งสองที่ bifurcation จะเกิดการไหลวนของอนุภาคของไหล ซึ่งจะทำให้เกิด secondary flow 2 คู่ที่ท่อหลัก ซึ่งแสดงไว้ในรูปของเวกเตอร์ความเร็วที่หน้าตัดต่างๆ ใน parent airway ดังแสดงใน รูปที่ 11 การเกิด secondary flow ใน parent airway นี้เนื่องมาจากการเปลี่ยนทิศทางการไหลอย่างกะทันหันของอากาศที่ไหลมาจาก daughter airways ซึ่งจะปรากฏ secondary flow อย่างชัดเจนตรงจุด bifurcation และ secondary flow จะเริ่มลดลงเมื่อการไหลมีการพัฒนาตัวผ่านท่อตรงของ parent airway ซึ่งจะสังเกตได้จาก velocity profile ที่จุดต่างๆ ใน parent airway ตามแนว R-L ในรูปที่ 12 จะเห็นว่าลักษณะของ velocity profile จะเปลี่ยนจาก profile ที่มีจุดเยื้องไปทางขวาที่จุด P4 (ใกล้ bifurcation) ไปเป็น profile ที่คล้ายพาราโบลาที่จุด P1 (ระยะห่างจาก bifurcation ออกไปตามทิศทางการไหล)

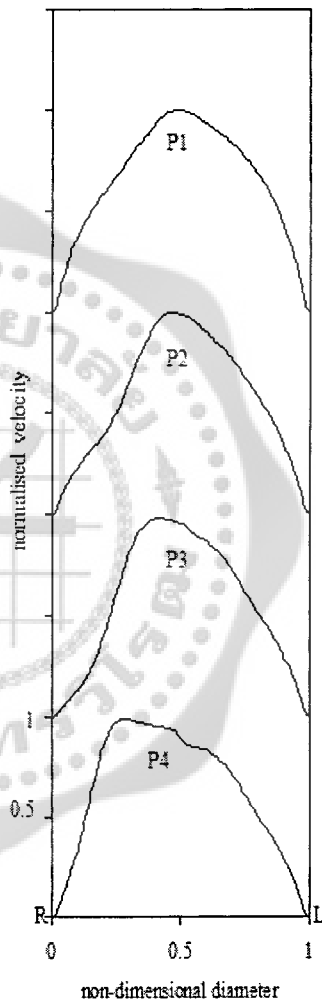
จากปรากฏการณ์ข้างต้นอาจจะแสดงให้เห็นในรูปของการไหลของอนุภาคของไหลดังแสดงในรูปที่ 13 ซึ่งจะเห็นว่าอนุภาคของไหลที่อยู่ติดกับผนังด้านนอกของ bifurcation (ด้านในของส่วนที่เป็นท่อโค้ง) จะเกิดการเปลี่ยนทิศทางการไหลมากที่สุดทำให้เกิด secondary flow ของอนุภาคของไหลที่ผนังด้านนอกของ bifurcation แต่หลังจากที่อากาศไหลผ่านท่อตรงของ parent airway เนื่องจากอิทธิพลของความหนืดทำให้การไปพัฒนาไปสู่ fully developed และทำให้ secondary flow หายไป



รูปที่ 11 แสดงความเร็วที่หน้าตัดต่างๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration phase)

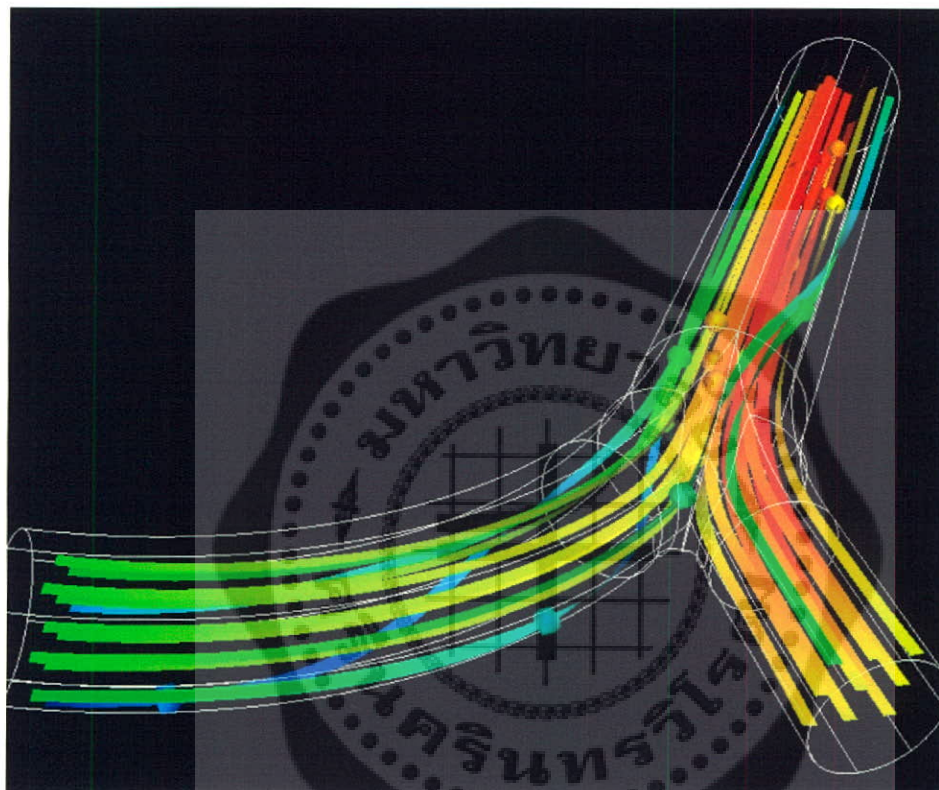


a) Parent airway (A-P)



b) Parent airway (R-L)

รูปที่ 12 แสดง Velocity profile ที่ความเร็วสูงสุดที่ trachea ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (expiration phase) ภายใต้สภาวะ resting condition



รูปที่ 13 แสดงอนุภาคของไหลที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 1.75 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration phase)

4.2 การหายใจในขณะออกกำลังกาย Maximal Exercise Condition

สภาวะการหายใจในขณะออกกำลังกาย (Maximal exercise condition) จะมีค่าตัวแปรต่างๆ ที่ใช้กำหนดค่าในการคำนวณดังนี้

- Tidal volume (V_T) = 3.33 L
- Breathing frequency (f) = 0.8 Hz
- Time period (T) = 1.25 sec/cycle
- Time increment (Δt) = 0.00125 sec
- Maximum mean velocity at trachea ($U_{\max}$) = 41,625 mm/s
- Reynolds number (Re) = 4.66×10^4
- Wormesley number (α) = 4.747
- Large Eddy Simulation (LES) model

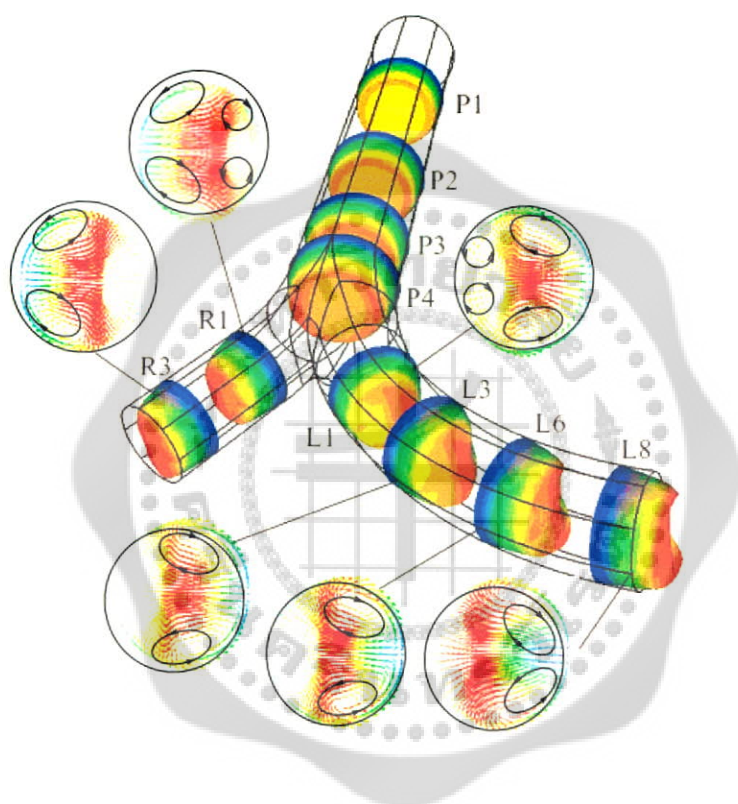
4.2.1 จังหวะการหายใจเข้า (Inspiration phase)

สำหรับการหายใจเข้าที่สภาวะขณะออกกำลังกาย รูปของความเร็วที่แต่ละหน้าตัดได้แสดงไว้ใน รูปที่ 14 ซึ่งจะเห็นว่า Velocity profile มีการพัฒนาตัวจาก uniformed velocity profile ซึ่งกำหนดไว้ที่ทางเข้า ไปเป็น flat profile ที่มีความหนาของ boundary layer ที่เพิ่มขึ้นตามทิศทางการไหลอันเนื่องมาจากอิทธิพลของความหนืด (viscosity effect) และมีแนวโน้มที่จะพัฒนาต่อไปเป็น parabolic profile แต่เนื่องจากท่อทางเดินหายใจช่วงแรก (trachea) มีขนาดไม่ยาวพอจึงทำให้การไหลมีการพัฒนาตัวไม่เต็มรูปแบบ parabolic profile ซึ่งจะมีรูปแบบของการไหลในช่วงนี้คล้ายกับกรณีของสภาวะการหายใจปกติ ถึงแม้ค่า Re ที่ใช้สำหรับสภาวะขณะออกกำลังกายจะมีค่าสูงและสามารถพิจารณาให้อยู่ในช่วงการไหลที่เริ่มมีการเปลี่ยนจาก Laminar สู่ Turbulent ก็ตาม

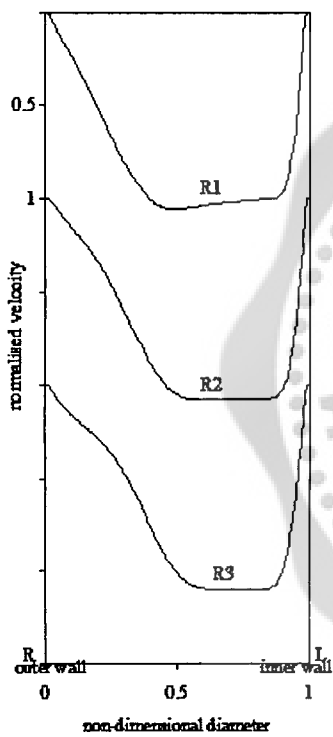
เมื่อถึงทางแยกที่ bifurcation ลำการไหลของอากาศจะถูกแบ่งออกเป็น 2 ทางตามขนาดของ bronchus โดยอัตราส่วนการไหลเข้าท่อทางเดินหายใจด้านขวาจะมีค่าเท่ากับ 55% ของอัตราการไหลที่ trachea และ 45% ของอัตราการไหลที่ trachea สำหรับท่อทางเดินหายใจด้านซ้ายหลังจากที่อากาศถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนแล้ว ที่ทางแยก (bifurcation) ในส่วนที่เป็นส่วนโค้งจะมีการไหลของ secondary flow เกิดขึ้น แต่สำหรับการไหลภายใต้สภาวะขณะออกกำลังกายจะเกิด double secondary flow ที่บริเวณใกล้ bifurcation ในท่อที่แยกออกทั้งซ้ายและขวา โดยจะเกิด secondary flow ที่ผนังด้านนอกของ bifurcation (ด้านในของส่วนที่เป็นท่อโค้งใน daughter airways) และ ด้านในของ bifurcation ที่ carinal ridge แต่หลังจากที่มีการไหลผ่านท่อ daughter airway ทั้งสองลงไป secondary flow ที่เกิดที่ด้านในของ bifurcation ใกล้กับ carinal ridge จะ

หายไป จากรูปที่ 14 จะเห็นว่า flow profile ที่มีลักษณะเว้าเข้าที่รัศมีด้านในของส่วนโค้ง (หรือด้านนอกของ bifurcation) และลักษณะยอดของ flow profile จะถูกเบี่ยงไปทางรัศมีด้านนอกของส่วนโค้ง (หรือด้านในของ bifurcation) ทั้งนี้เกิดจากแรงเฉื่อยของ fluid element ที่ถูกทำให้เปลี่ยนทิศทางเนื่องจากแรงในแนวรัศมี ซึ่งจะเห็นว่าการเบี่ยงของ flow profile ที่เกิดในท่อทางเดินหายใจด้านขวาน้อยกว่าซ้ายเนื่องจากมุมที่ทางแยกของท่อทางด้านขวาจะน้อยกว่าทางด้านซ้าย อีกทั้งส่วนที่เป็นส่วนโค้ง (curve portion) ในท่อทางเดินหายใจด้านซ้ายจะมีมากกว่า ซึ่งจะเห็นว่าการไหลของอากาศในท่อทางด้านซ้ายจะมีการเปลี่ยนทิศทางมากกว่าและมีการผ่านส่วนโค้งที่มากกว่า ดังนั้น fluid element จึงมีแรงกระทำให้เกิดการเบี่ยงเบนมากกว่าทำให้เกิดการไหลแบบ secondary flow ซึ่งจะเป็นสาเหตุให้ยอดของ flow profile มีการเบี่ยงออกไปทางด้านนอกของรัศมีส่วนโค้งหรือ ทางด้านในของ bifurcation และเมื่อพิจารณาในแนวหน้าตัดขวางจะพบว่ามี secondary flow เกิดขึ้นโดยจะมีแกนสมมาตรตามแนว A-P โดยส่วนที่เกิด secondary flow จะอยู่ใกล้กับผนังทางด้านนอกของ bifurcation (หรือด้านในของส่วนท่อนโค้ง) และสำหรับการเกิด secondary flow อีก 1 คู่ที่ carinal ridge นั้นอาจสามารถอธิบายได้เนื่องจากการเกิดการแยกตัวของลำการไหลอย่างรวดเร็วที่ carinal ridge ทำให้เกิดคู่ของ secondary flow ขนาดเล็กเกิดขึ้นที่ carinal ridge เมื่อเกิดการแยกตัวอย่างกะทันหันที่ carinal ridge ทำให้อนุภาคของของไหลเกิดการเปลี่ยนทิศทางอย่างรวดเร็วแต่ไม่สามารถที่จะหลุดผ่านลำการไหลของอนุภาคข้างเคียงได้ ทำให้เกิดคู่ของ secondary flow ดังกล่าวขึ้นที่ carinal ridge

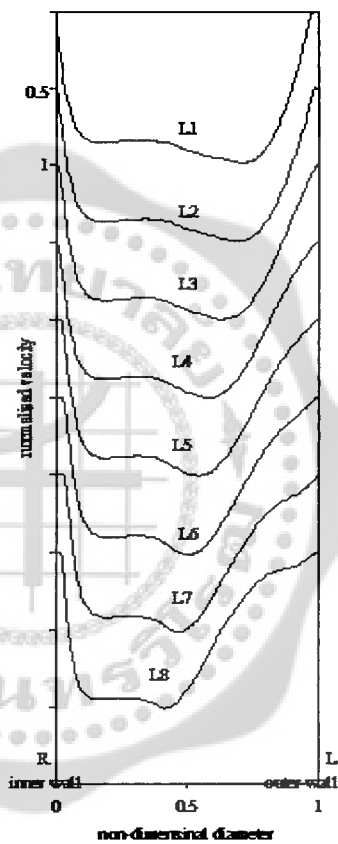
รูปที่ 15 รูปที่ 9 แสดงค่า Velocity profile ที่หน้าตัดต่าง ๆ ตามแนวตัด R-L (outer wall to inner wall of bifurcation) ที่ความเร็ว การไหลของอากาศสูงที่สุดในจังหวะการหายใจเข้า ($Re = 4.66 \times 10^4$) ซึ่งจะเห็นว่า velocity profile จะมีลักษณะที่ถูกทำให้เบี่ยงเข้าสู่ทางผนังด้านในของ bifurcation (หรือด้านนอกของส่วนโค้ง) โดย profile จะมีลักษณะที่มีจุดยอด 2 จุดที่จุดเริ่มต้นที่เกิดการแยกของลำการไหลที่มาจากท่อทางเดินหายใจหลัก จากนั้นเมื่ออากาศไหลผ่านลงมายังทางเดินหายใจที่แยกจากท่อหลัก และเนื่องจากอิทธิพลของความหนืด ทำให้การไหลมีการพัฒนาตัวเองจาก profile ที่ค่อนข้างจะมียอดที่เรียบแต่ที่สองจุดยอด ไปเป็นลักษณะของ profile ที่มีจุดยอดที่สูงขึ้นและมีลักษณะเป็นจุดยอดเดี่ยว และในขณะเดียวกัน boundary layer ก็จะมีหนาเพิ่มขึ้น และสำหรับลักษณะการไหลของอากาศที่ค่าความเร็วอื่นๆในช่วงของการหายใจเข้าก็จะมีลักษณะที่คล้ายกัน



รูปที่ 14 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่าง ๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)

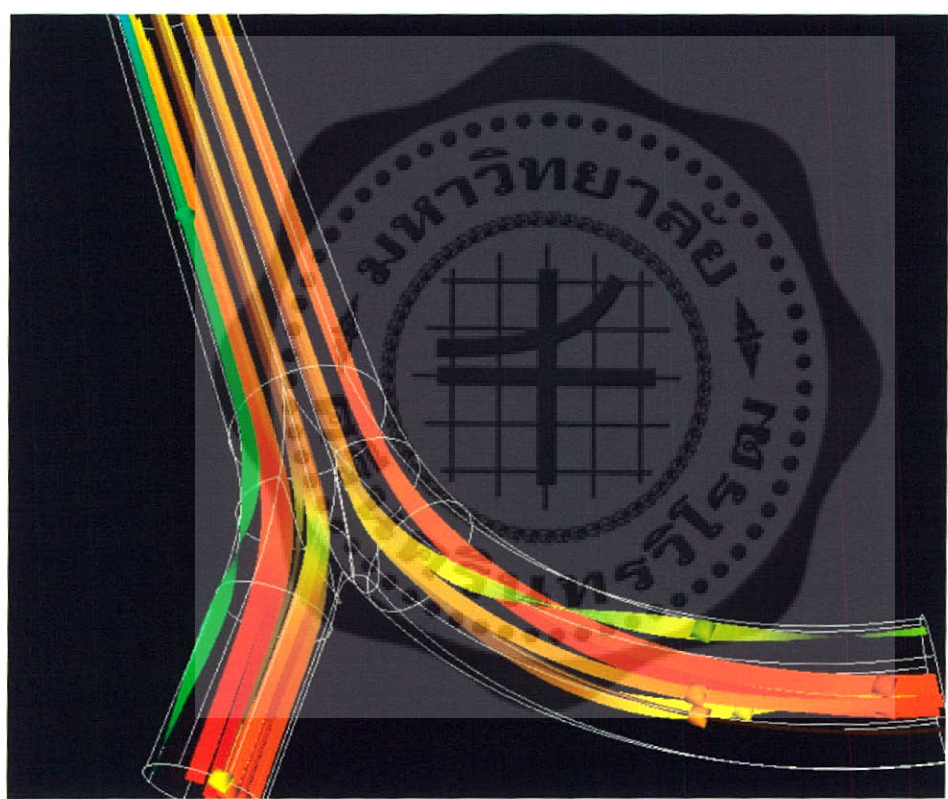


a) Right daughter airway



b) Left daughter airway

รูปที่ 15 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition ($V_T = 3.33$ L, $Re = 4.66 \times 10^4$ and $\alpha = 4.747$)



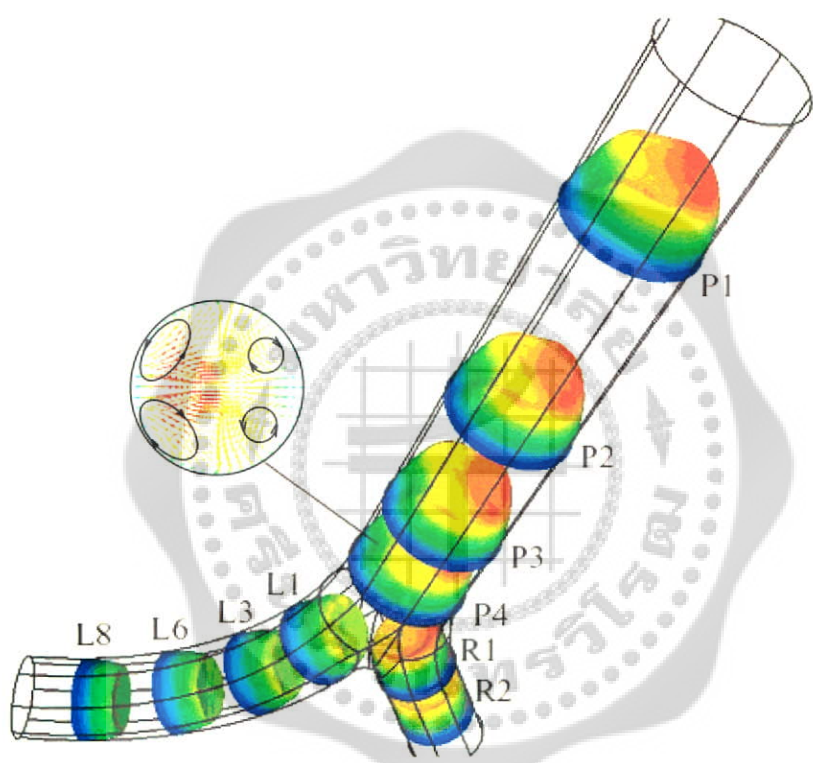
รูปที่ 16 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re=4.66\times10^4$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition

4.2.2 จังหวะการหายใจออก (Expiration phase)

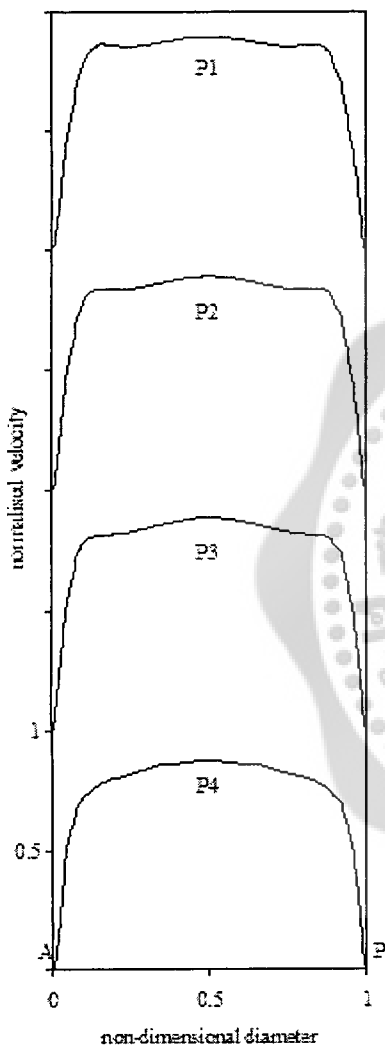
ในช่วงจังหวะการหายใจออกภายใต้สภาวะการหายใจขณะออกกำลังกาย จะมีการกำหนดความเร็วที่ทางเข้า Daughter airways ทั้งซ้ายและขวา โดยความเร็วที่กำหนดจะมีลักษณะเป็น uniform velocity profile โดยที่มีขนาดของความเร็วที่เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับเวลาตาม sinusoidal ฟังก์ชัน อัตราการไหลที่ใช้กำหนดที่ทางเข้า daughter airways ซ้ายและขวาจะเป็นสัดส่วน 45% และ 55% ของอัตราการไหลที่ trachea ตามลำดับ ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกที่วัดได้ที่ trachea จะให้ค่า Reynolds number (Re) = 4.66×10^4 ซึ่งจะมีค่าเท่ากับความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้า ซึ่งการกำหนดค่า numerical boundary condition ต่างๆ ดังกล่าวจะมีการกำหนดเหมือนกับสภาวะการหายใจแบบปกติ

จากผลที่ได้จากการวิเคราะห์การไหลของอากาศด้วยโปรแกรม CFD จะพบว่าเมื่อมีการไหลจากท่อทางเดินหายใจซ้ายและขวา อากาศจะไหลเข้ามารวมกันในท่อหลัก parent airway หลังจากที่มีการรวมกันของอากาศที่ไหลจาก daughter airway ทั้งสองที่ bifurcation จะเกิดการไหลวนของอนุภาคของไหล ซึ่งจะทำให้เกิด secondary flow 2 คู่ที่ parent airway ซึ่งแสดงไว้ในรูปของเวกเตอร์ความเร็วที่หน้าตัดต่างๆ ใน parent airway ดังแสดงใน รูปที่ 18 การเกิด secondary flow ใน parent airway นี้เนื่องมาจากการเปลี่ยนทิศทางการไหลอย่างกะทันหันของอากาศที่ไหลมาจาก daughter airways ซึ่งจะปรากฏ secondary flow อย่างชัดเจนตรงจุด bifurcation และ secondary flow จะเริ่มหายไปเมื่อการไหลมีการพัฒนาตัวผ่านท่อตรงของ parent airway ซึ่งจะสังเกตได้จาก velocity profile ที่จุดต่างๆ ใน parent airway ตามแนว R-L ในรูปที่ 18 จะเห็นว่าลักษณะของ velocity profile จะเปลี่ยนจาก profile ที่มีจุดเยื้องไปทางขวาที่จุด P4 (ใกล้ bifurcation) ไปเป็น profile ที่คล้ายพาราโบลาที่จุด P1 (ระยะห่างจาก bifurcation ออกไปตามทิศทางการไหล)

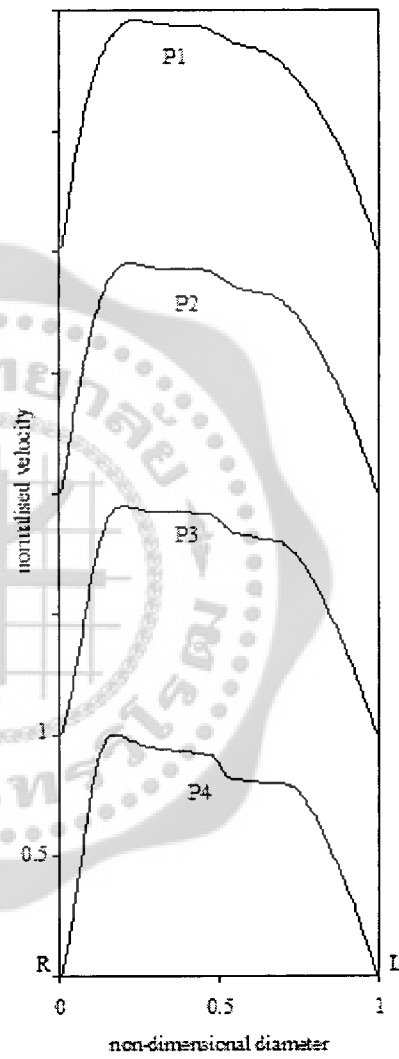
รูปที่ 19 จะแสดงให้เห็นในรูปของการไหลของอนุภาคของไหลดังแสดงใน ซึ่งจะเห็นว่าอนุภาคของของไหลที่อยู่ติดกับผนังด้านนอกของ bifurcation จะเกิดการเปลี่ยนทิศทางมากที่สุดทำให้เกิด secondary flow ของอนุภาคของของไหลที่ผนังด้านนอกของ bifurcation แต่หลังจากที่อากาศไหลผ่านท่อตรงของ parent airway เนื่องจากอิทธิพลของความหนืดทำให้การไปพัฒนาไปสู่ fully developed และทำให้ secondary flow หายไป



รูปที่ 17 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่าง ๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.66 \times 10^4$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration cycle)

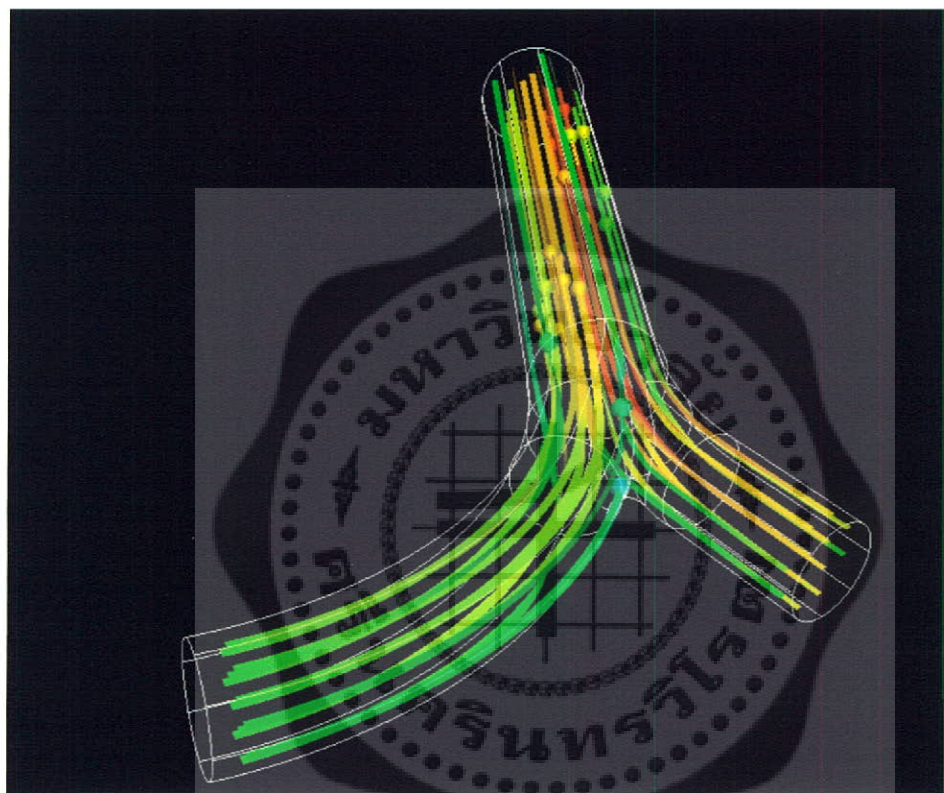


a) Parent airway (A-P)



b) Parent airway (R-L)

รูปที่ 18 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition ($V_T = 3.33 \text{ L}$, $Re = 4.66 \times 10^4$ and $\alpha = 4.747$)



รูปที่ 19 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re=4.66 \times 10^4$) ที่ทางออก trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ maximal exercise condition

4.3 การหายใจที่ความถี่สูง High-Frequency Ventilation Condition (HFV)

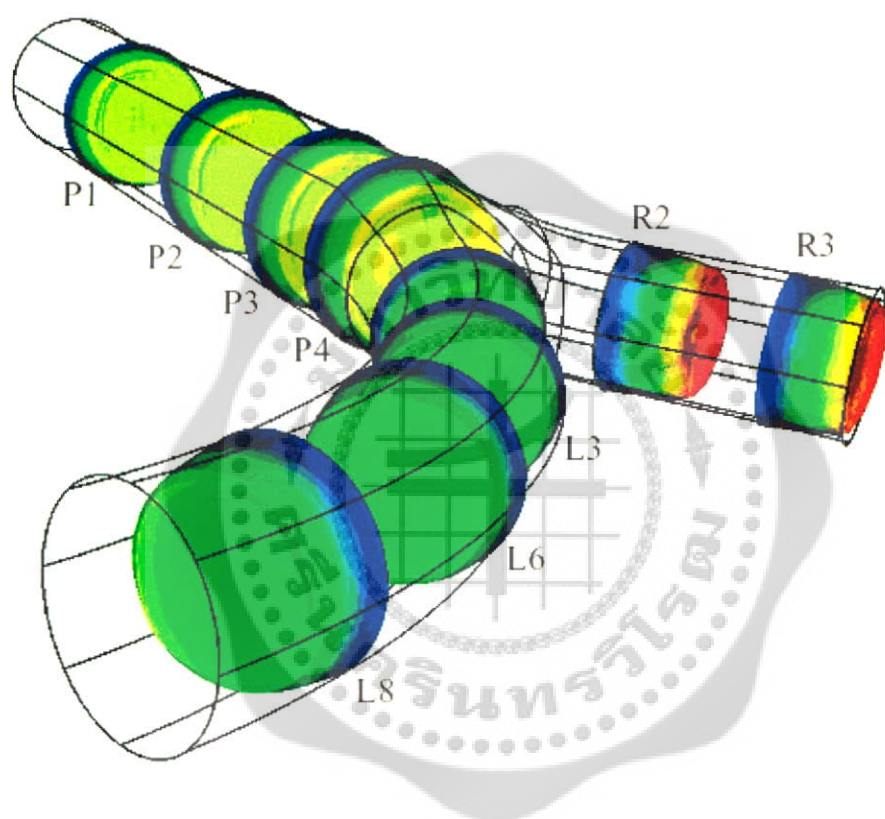
สภาวะการหายใจแบบ HFV condition จะมีค่าตัวแปรต่างๆ ที่ใช้กำหนดค่าในการคำนวณ ดังนี้

- Tidal volume (V_T) = 0.05 L
- Breathing frequency (f) = 5 Hz
- Time period (T) = 0.2 sec/cycle
- Time increment (Δt) = 0.02 sec
- Maximum mean velocity at trachea (U_{max}) = 3,906.25 mm/s
- Reynolds number (Re) = 4.37×10^3
- Wormesley number (α) = 11.87
- Large Eddy Simulation (LES) model

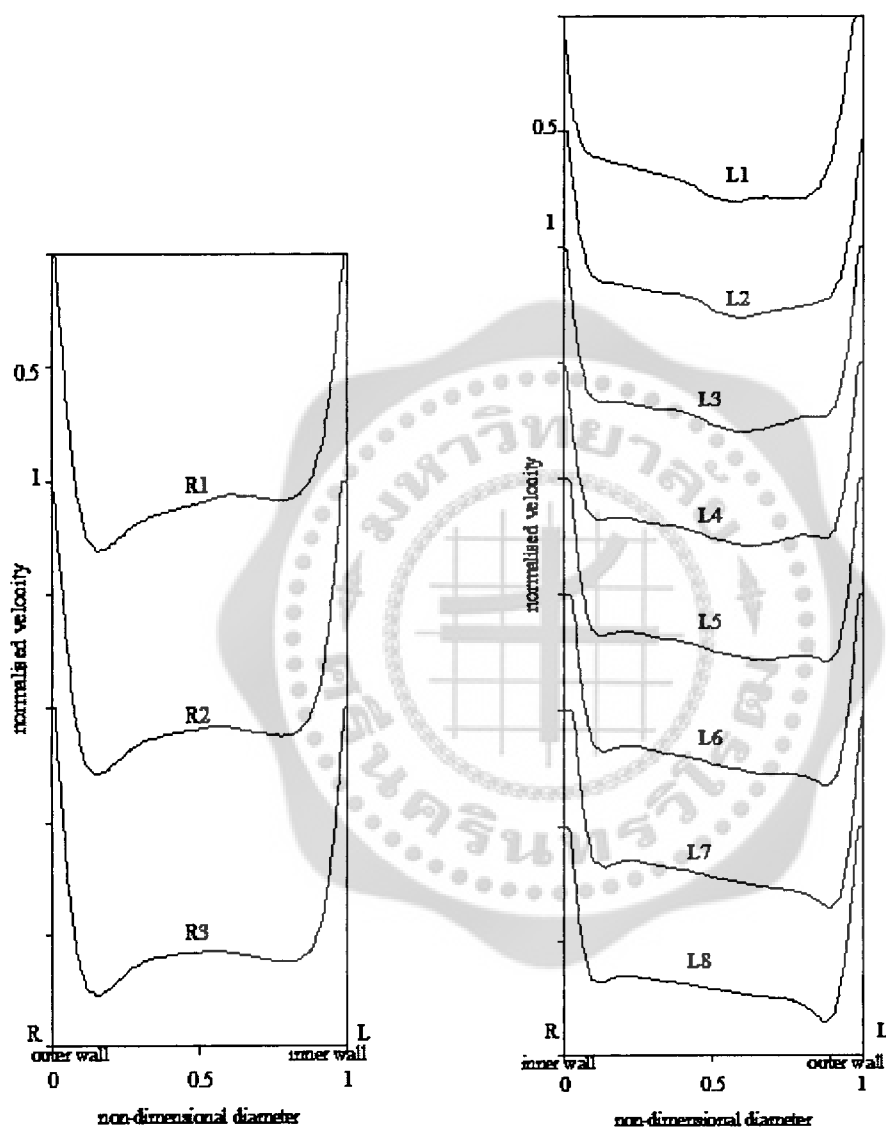
4.3.1 จังหวะการหายใจเข้า (Inspiration phase)

สำหรับลักษณะของรูปแบบการไหลภายใต้สภาวะ HFV จะแตกต่างจาก resting condition และ maximal exercise condition ค่อนข้างมาก โดยจากรูปที่ 20 จะเห็นว่า ลักษณะของ velocity profile ของของไหลในแต่ละหน้าตัดเริ่มตั้งแต่ทางเข้า parent airway ลงมาตลอดท่อทางเดินหายใจ จนถึง bifurcation ลักษณะของ velocity profile จะค่อนข้างเป็นรูปแบบ flat profile ซึ่งจะมีลักษณะใกล้เคียงกับ uniformed velocity profile ที่กำหนดที่ทางเข้า และความหนาของ boundary layer ก็มีความหนาไม่เปลี่ยนแปลง ลักษณะการไหลแบบนี้ยังเป็นที่นิยมในรูปแบบเดียวกันเมื่ออากาศไหลผ่าน bifurcation ไปยัง daughter airway ทั้งสอง โดยที่ velocity profile จะมีลักษณะคล้าย uniformed velocity profile ที่มียอดที่ติดกับผนังด้านในของ bifurcation สูงกว่าทางผนังด้านนอก ดังแสดงในรูปที่ 21 นอกจากนั้นยังไม่พบว่ามี secondary flow เกิดขึ้นดังปรากฏใน 2 กรณีที่กล่าวมาแล้ว

จะสังเกตว่าลักษณะการไหลของอากาศภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV ซึ่งเป็นการไหลแบบ oscillatory ภายใต้ความถี่ค่อนข้างสูง จะมีลักษณะของ profile ค่อนข้างที่จะรักษาสภาพเหมือน profile ของความเร็วที่กำหนดทางด้านขาเข้า parent airway และความหนาของ boundary layer ค่อนข้างที่จะคงที่ตามทิศการไหล นั้นแสดงว่าอิทธิพลเนื่องจากความหนืดจะมีผลต่อการไหลค่อนข้างน้อย และเนื่องจากความถี่ของการไหลแบบ oscillatory ค่อนข้างสูงดังนั้นช่วงเวลาที่การไหลจะพัฒนาตัวให้อยู่ภายใต้อิทธิพลของความหนืดจึงมีค่อนข้างน้อย ซึ่งจะเห็นว่าลักษณะของการไหลที่ได้จากดปรแกรมการวิเคราะห์การไหลในงานวิจัยนี้ จะคล้ายกับงานที่ได้จากการศึกษาจากการทดลองที่ Re สูงสุดของ Nishida et al (1997)



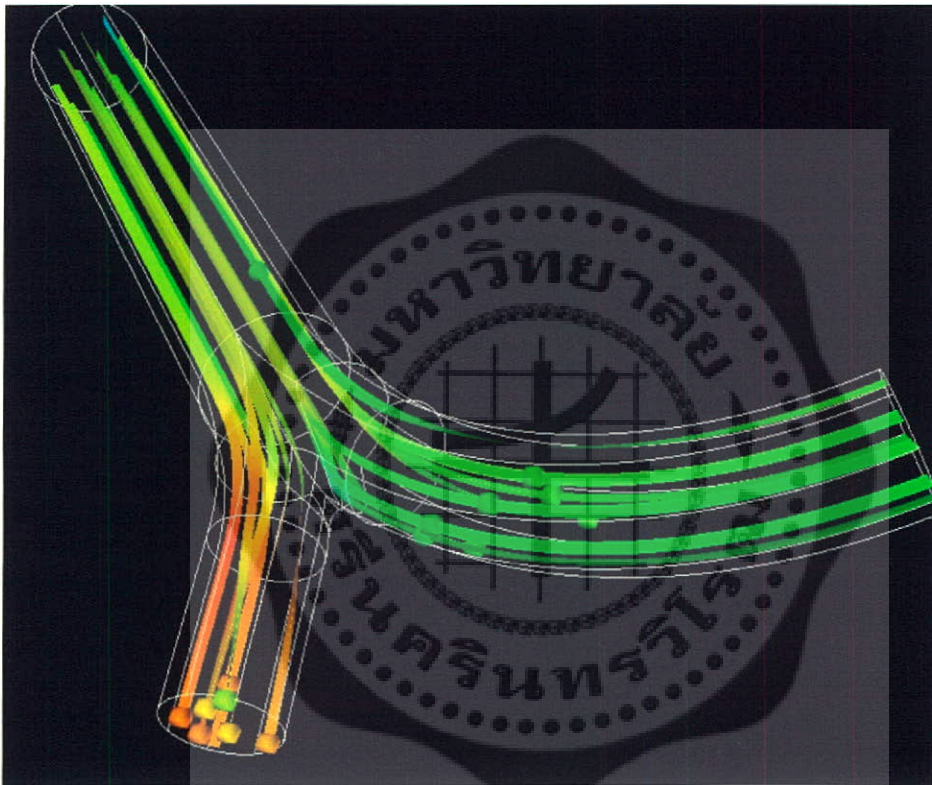
รูปที่ 20 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่าง ๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจเข้า (Inspiration cycle)



a) Right daughter airway

b) Left daughter airway

รูปที่ 21 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจเข้าภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition ($V_T = 0.05$ L, $Re = 4.37 \times 10^3$ and $\alpha = 11.87$)

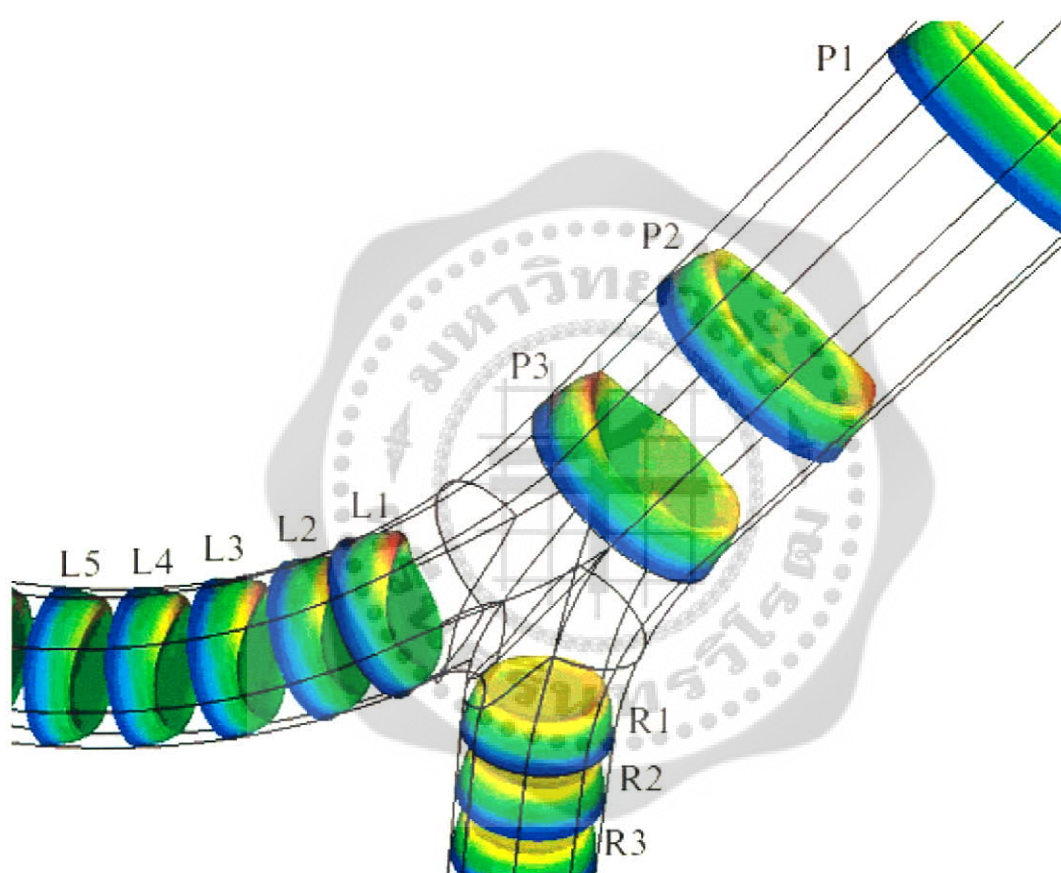


รูปที่ 22 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re=4.37 \times 10^3$) ที่ทางเข้า trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition

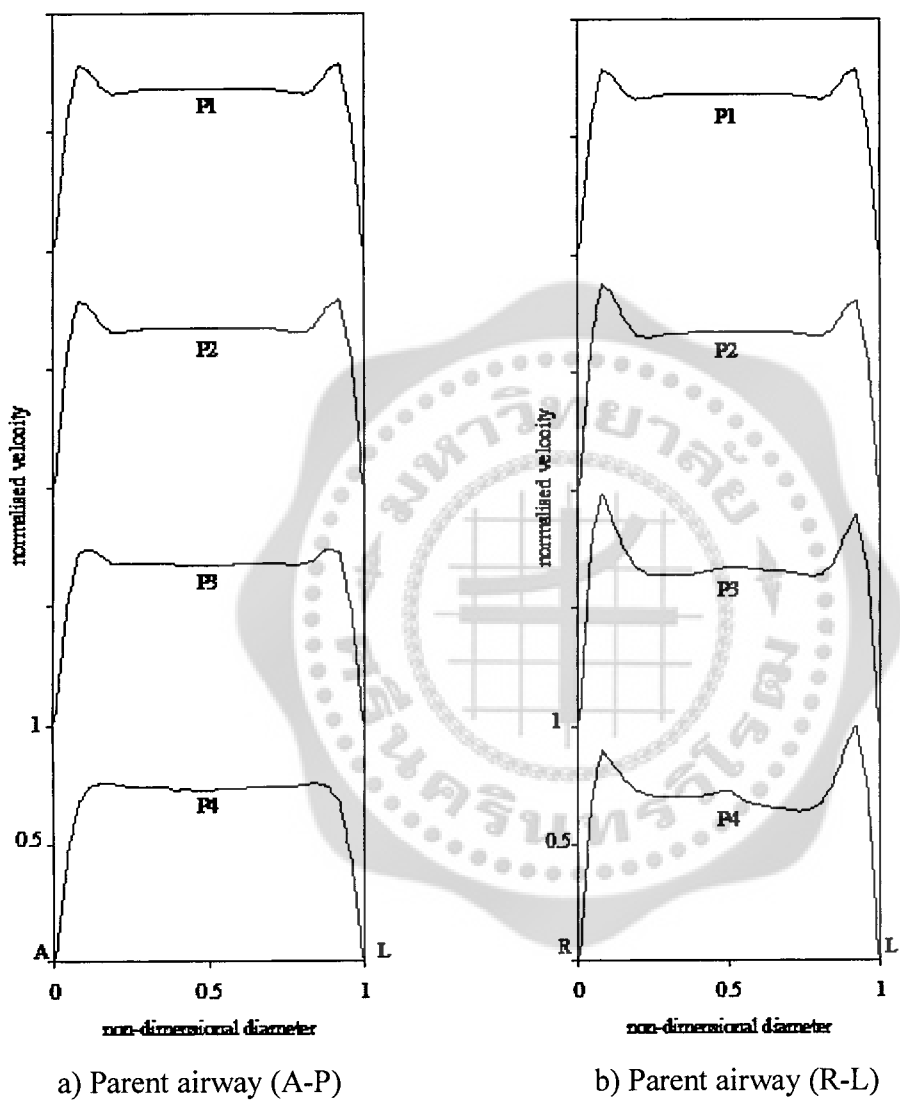
4.3.2 จังหวะการหายใจออก (Expiration phase)

ลักษณะการไหลของอากาศภายในท่อระบบทางเดินหายใจภายใต้สภาวะ HFV ในช่วงของการหายใจออกจะมีลักษณะคล้ายกับการหายใจเข้าภายใต้สภาวะเดียวกัน นั่นคือการไหลจะไม่ขึ้นอยู่กับอิทธิพลของความหนืด แต่จะขึ้นอยู่กับเวลาและลักษณะของ entrance flow profile และรูปแบบการไหลตามทิศทางการไหลจะมีลักษณะคล้ายกับ profile ที่ทางเข้า ดังแสดงในรูปที่ 23 ซึ่งจะเห็นว่า entrance flow profile มีลักษณะเป็น uniformed velocity profile ที่ทางเข้า daughter airway ด้านซ้ายและขวา หลังจากที่อากาศไหลผ่านท่อทางเดินลักษณะของ flow profile ยังคงมีลักษณะคล้ายกับ entrance flow profile จนกระทั่งลมการไหลผ่านส่วนโค้งของท่อทางเดิน ซึ่งจะเห็นว่า profile ของของไหลที่อยู่ติดกับด้านในของส่วนโค้งจะมียอดยกสูงขึ้นมากกว่าด้านนอก เนื่องจากความเร็วของอนุภาคของของไหลที่ติดกับผนังด้านในของส่วนโค้งมีความเร็วมากกว่าด้านนอก

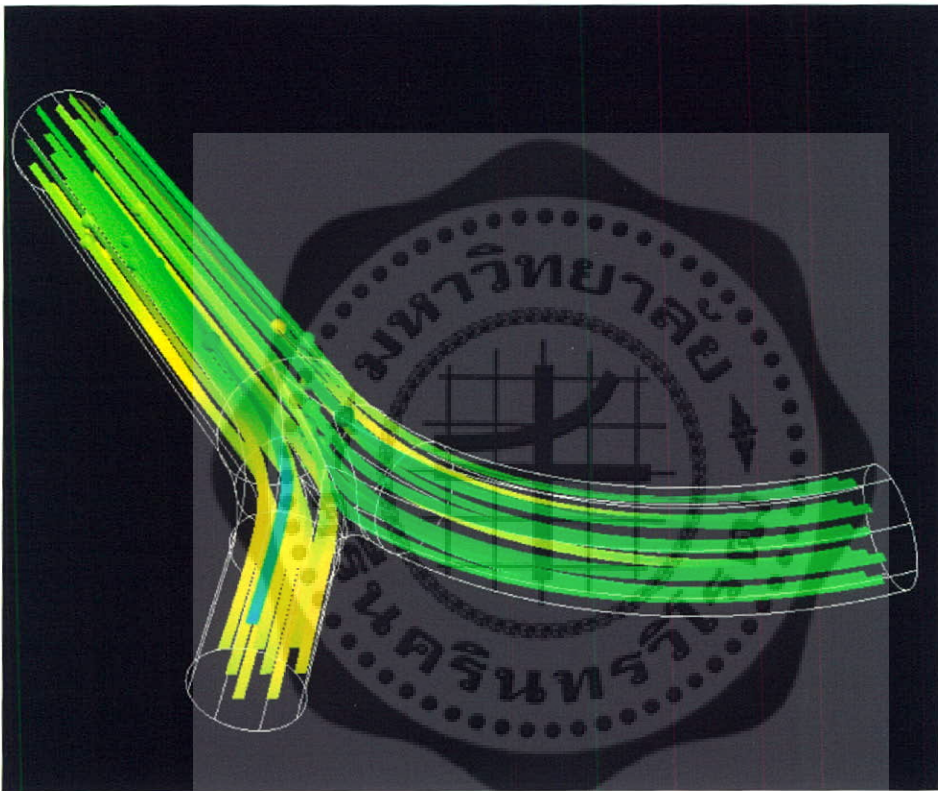
เมื่อลมการไหลจาก daughter airway ทั้งสองไหลมารวมกันที่ bifurcation และไหลเข้าสู่ parent airway ลักษณะของ velocity profile จะมีลักษณะเป็นยอดตัดทางด้านขวาที่สูงกว่าทางด้านซ้าย เนื่องจาก flow rate ที่มาจาก daughter airway ด้านขวามากกว่าทางด้านซ้ายและลักษณะของ flow profile ก็เป็นนี้ไปเรื่อยๆ จนกระทั่งสิ้นสุดที่ทางออก parent airway นอกจากนั้นยังไม่พบ secondary flow สำหรับการหายใจภายใต้สภาวะ HFV และที่ช่วงเวลาอื่นๆ ในจังหวะการหายใจออก ลักษณะของการไหลก็จะมีลักษณะเดียวกันกับที่อธิบายมาข้างต้น



รูปที่ 23 แสดงลักษณะการไหลที่หน้าตัดต่าง ๆ ที่ความเร็วสูงสุด ($Re = 4.37 \times 10^3$) ในช่วงจังหวะหายใจออก (Expiration cycle)



รูปที่ 24 แสดง velocity profile ที่หน้าตัดต่างในท่อทางเดินหายใจด้านขวา (a) และซ้าย (b) ที่ความเร็วสูงสุดในช่วงจังหวะการหายใจออกภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition ($V_T = 0.05$ L, $Re = 4.37 \times 10^3$ and $\alpha = 11.87$)



รูปที่ 25 ลักษณะการไหลของอนุภาคของไหลในจังหวะหายใจเข้าที่ความเร็วสุด ($Re=4.37 \times 10^3$) ที่ทางออก trachea ภายใต้สภาวะการหายใจแบบ HFV condition

5 บทวิจารณ์

จากการศึกษาลักษณะการไหลของอากาศภายในระบบทางเดินหายใจในส่วนของ conducting airway ซึ่งจะเริ่มตั้งแต่ trachea และ bronchus ซ้ายและขวา ซึ่งจะเป็นส่วนที่จะศึกษาในงานวิจัยนี้ โดยจะศึกษาภายใต้สภาวะการหายใจแบบต่างๆ ได้แก่ การหายใจที่สภาวะปกติ (Resting condition) การหายใจภายใต้สภาวะการออกกำลังกาย (Maximal exercise condition) และการหายใจภายใต้การหายใจที่มีความถี่สูง (High-frequency ventilation, HFV) การศึกษาในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรมการวิเคราะห์การไหลเชิงตัวเลข (Computational Fluid Dynamic, CFD) สำหรับศึกษาการไหลของอากาศภายในโครงสร้างของระบบท่อทางเดินหายใจแบบ 3 มิติ ที่มีลักษณะเป็นแบบท่อยกที่ไม่สมมาตร (Asymmetric single bifurcation) ซึ่งจะมีรูปร่างและขนาดใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด (Horsefield et al, 1973) และการกำหนดเงื่อนไขของการไหลในงานวิจัยนี้จะจำลองรูปแบบของการหายใจด้วยการไหลแบบ Oscillatory flow ซึ่งเป็นการไหลที่ขึ้นกับเวลาและใกล้เคียงกับลักษณะของการหายใจจริง ซึ่งจะต่างจากงานวิจัยอื่นๆ ที่มักจะศึกษาการไหลดังกล่าวภายใต้สภาวะ steady state ในท่อทางเดินหายใจที่เป็นท่อยกแบบสมมาตร (Zhao and Lieber, 1994a,b; Gatlin et al, 1995; Gatlin et al, 1997)

จากการศึกษารูปแบบของการไหลของอากาศในระบบท่อทางเดินหายใจแบบ asymmetric single bifurcation ในงานวิจัยนี้พบว่า สำหรับสภาวะการหายใจแบบปกติ ($V_T = 0.5$ L, $f = 0.2$ Hz, $Re = 1.75 \times 10^3$) และสภาวะการหายใจขณะออกกำลังกาย ($V_T = 3.33$ L, $f = 0.8$ Hz, $Re = 4.66 \times 10^4$) รูปแบบการไหลของอากาศจะมีลักษณะคล้ายกัน ทั้งในช่วงจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออก จะต่างกันเล็กน้อยในช่วงจังหวะการหายใจเข้า ซึ่งจะพบการเกิด secondary flow เพิ่มอีก 1 คู่ที่ carinal ridge (จุดแยกตัวของลำการไหลที่ bifurcation) ในขณะที่รูปแบบการไหลที่สภาวะปกติจะไม่พบ secondary flow ที่ carinal ridge แต่จะพบที่ผนังด้านนอกของ bifurcation เท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามเมื่ออากาศไหลผ่านส่วนที่เป็น carinal ridge ไปแล้ว secondary flow ที่ carinal ridge จะหายไป จะพบเพียง secondary flow ที่เกิดที่ผนังด้านนอกของ bifurcation เท่านั้น ซึ่งจะนำไปในรูปแบบเดียวกันสำหรับทั้งสองกรณี ดังแสดงใน รูปที่ 26 (a) และ (c) จากลักษณะรูปแบบการไหลที่เกิดขึ้นจะเห็นว่าการไหลของอากาศในระบบท่อทางเดินหายใจภายใต้การหายใจแบบปกติ และขณะออกกำลังกายจะมีอิทธิพลเนื่องมาจากความหนืดของของไหล ซึ่งจะสังเกตได้จากความหนาของ boundary layer ที่เพิ่มขึ้นตามทิศทางการไหล และลักษณะของ velocity profile ที่พยายามพัฒนาตัวให้เป็นรูปแบบ parabolic profile แต่เนื่องจากความยาวในท่อทางเดินหายใจในแต่ละช่วงจะมีส่วนที่เป็นท่อดตรงที่มีความยาวไม่มากพอที่จะทำให้ของไหลเกิดการพัฒนาตัวไปเป็น

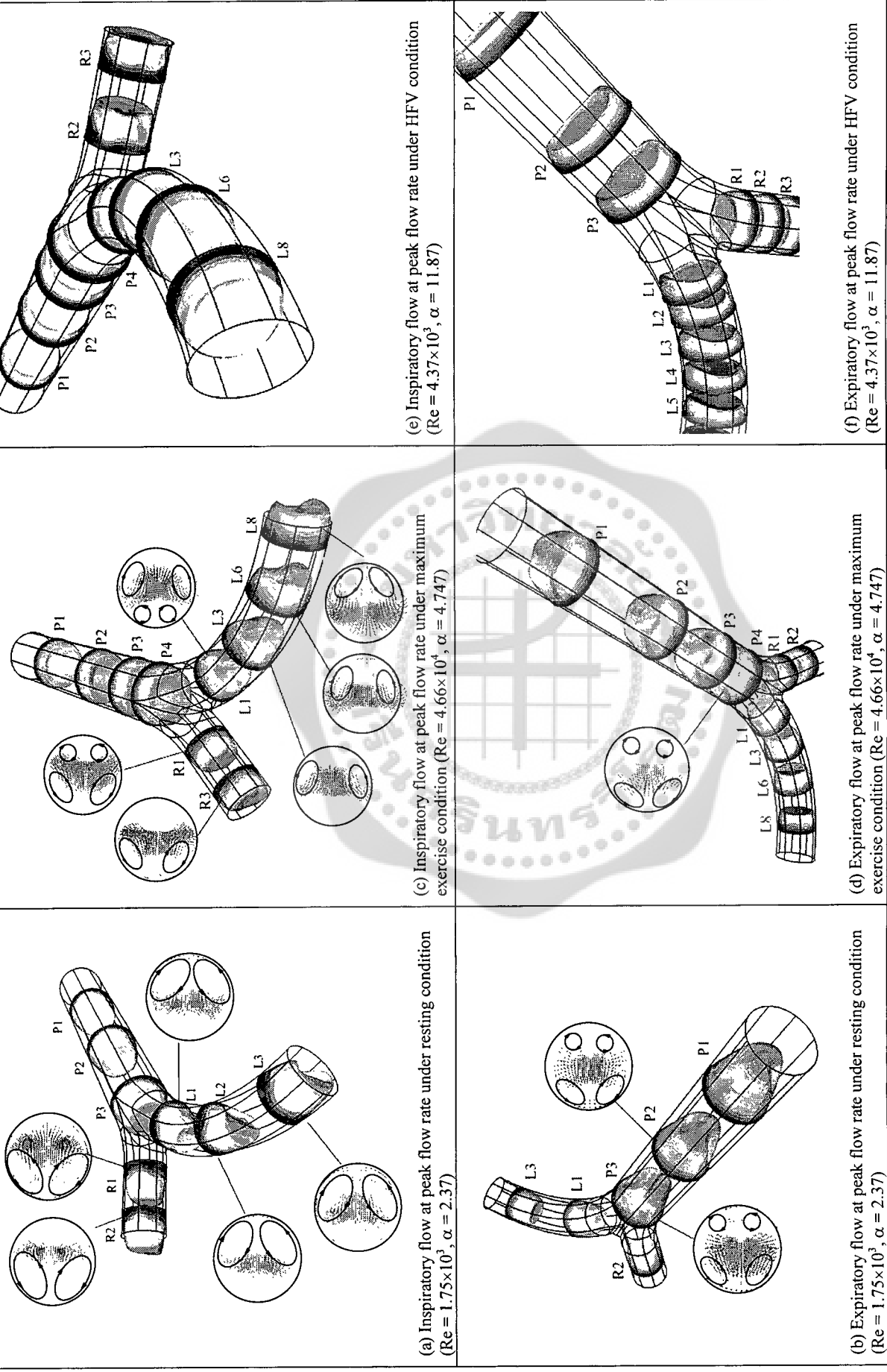
fully develop flow ทำให้ entrance flow effect ยังคงมีผลต่อลำการไหลตามทิศทางการไหล จากการศึกษาจะพบว่ารูปแบบของการไหลของอากาศภายใต้สภาวะการหายใจที่มีความถี่สูง หรือ HFV condition ($V_T = 0.05$ L, $f = 5$ Hz, $Re = 4.37 \times 10^3$) จะให้ผลที่แตกต่างจากการหายใจแบบปกติและขณะออกกำลังกายเป็นอย่างมาก โดยจะเห็นว่าจะไม่เกิด secondary flow ในการไหลสภาวะนี้ และรูปแบบของการ flow profile จะขึ้นกับรูปร่างของ entrance flow อย่างเดียว ดังแสดงใน รูปที่ 26 (e) และ (f) จะเห็นว่าการไหลภายใต้สภาวะ HFV จะเป็นการไหลแบบ oscillatory flow ภายใต้ความถี่การหายใจที่ค่อนข้างสูงดังจึงมีเวลาไม่มากพอในการพัฒนารูปแบบของการไหลให้เป็นการไหลแบบ fully develop จะเห็นว่าความหนืดจะมีอิทธิพลต่อการไหลค่อนข้างน้อยต่อการไหลแบบ HFV ซึ่งจะสังเกตได้จากความหนาของชั้น boundary layer ยังมีค่าไม่เปลี่ยนแปลงแม้การไหลจะมีการไหลผ่านท่อทางเดินหายใจก็ตาม

จากรูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจที่สภาวะการหายใจแบบต่างๆ จะพบว่ามิมีประโยชน์ต่อการพิจารณาการพ่นยาเข้าสู่ระบบทางเดินหายใจ นั่นคือจะพบว่าละอองยาจะไปติดและสะสมอยู่ในบริเวณที่เกิด secondary flow เช่น ในกรณีการหายใจแบบปกติจะพบว่าเมื่อมีการพ่นละอองยาพร้อมกับการหายใจเข้าละอองยาจะมีการสะสมอยู่ที่ผนังด้านนอกของส่วนที่เป็น bifurcation แต่จะไม่พบการสะสมที่ carinal ridge และสำหรับกรณีการหายใจภายใต้สภาวะที่มีการหายใจเอาปริมาณอากาศเข้าไปมากๆ เช่น การออกกำลังกาย จะพบว่าละอองยาจะมีการสะสมมากขึ้นทั้งทางผนังด้านนอกของ bifurcation และที่ carinal ridge ซึ่งจะแตกต่างจากการหายใจแบบความถี่สูง (HFV) ที่ไม่พบ secondary flow ในลำการไหลเลยนั้นแสดงว่าเมื่อมีการพ่นละอองยาเข้าไปด้วยกับการไหลภายใต้สภาวะการหายใจแบบนี้จะเกิดการผสมของละอองยาตามผนังท่อทางเดินหายใจน้อยมากทำให้ตัวปริมาณยาที่จะเข้าไปสู่ alveoli เพื่อที่เข้าสู่กระแสเลือดมีปริมาณมากกว่าการหายใจทั้งสองแบบข้างต้น

อย่างไรก็ตามการศึกษารูปแบบการไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจโดยการจำลองการไหลของอากาศในงานวิจัยนี้ยังมีข้อจำกัดอยู่หลายอย่างในเรื่องการพิจารณา และกำหนดสภาวะการไหล ดังนั้นเพื่อที่จะทำให้ได้การไหลของอากาศในระบบทางเดินหายใจที่สมจริงมากที่สุดจะต้องมีการพิจารณาเรื่องของรูปแบบของ entrance flow profile ที่มีผลต่อลักษณะการไหลของอากาศเมื่อมีการไหลผ่านท่อลงไป ซึ่งการจะกำหนดรูปแบบของ entrance flow profile ให้สมจริงนั้นเป็นไปได้ค่อนข้างยาก นอกจากนั้นแล้วการจำลองการไหลที่มีการไหลผ่านท่อที่มีสารหล่อลื่นเคลือบก็เป็นส่วนที่จะต้องนำมาพิจารณาเนื่องจากที่ผนังท่อทางเดินหายใจจะมีเมือก (mucus) เคลือบอยู่ อีกทั้งเนื้อเยื่อของท่อทางเดินหายใจที่มีความยืดหยุ่น และการถ่ายเทความร้อนระหว่างร่างกายกับอากาศที่ไหลเข้าก็เป็นส่วนที่จะต้องนำมาพิจารณาต่อไปเพื่อให้ได้รูปแบบการไหลที่สมจริงมากที่สุด อีกทั้งข้อจำกัดในเรื่อง เวลาในการประมวลผลของคอมพิวเตอร์ ขนาดของหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์ และตัวโปรแกรมการวิเคราะห์การไหลที่มีอยู่ ทำให้ไม่สามารถที่จะ

กำหนดสภาวะการไหลให้สมจริงทั้งหมดได้ ดังนั้นตัวโปรแกรมการวิเคราะห์การไหลจึงจำเป็นต้องมีการพัฒนาต่อเนื่องเพื่อที่จะทำให้สามารถคำนวณการไหลที่มีลักษณะสมการทางคณิตศาสตร์ที่มีความซับซ้อน และเป็นระบบที่ใหญ่ ภายใต้โครงสร้างที่ซับซ้อนแบบ 3 มิติ ของระบบทางเดินหายใจ





รูปที่ 26 รูปแสดงการเปรียบเทียบรูปแบบการไหลภายใต้สภาวะการหายใจแบบต่างๆ

เอกสารอ้างอิง

- Chang, H.K. and El Masry, O.A., 1982. A model study of flow dynamics in human central airways. Part I- Axial velocity profiles. *Respir.Physiol.* 49, 75-95.
- Calay, R.K., J. Kurjareon. and Holdø, A.E., 2002. Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung. *Respir Physiol & Neurobiology.* 130, 201-221.
- Gatlin, B., Cuicchi, C., Hammersley, J., Olson, D.E., Reddy, R. and Burnside, G., 1995. Computational simulation of steady and oscillating flow in branching tubes. *ASME Bio-Medical Fluids Engineering FED-Vol.212*, 1-8.
- Gatlin, B., Cuicchi, C., Hammersley, J., Olson, D.E., Reddy, R. and Burnside, G., 1997a. Computation of converging and diverging flow through an asymmetric tubular bifurcation. *ASME FEDSM97-3429*, 1-7.
- Gatlin, B., Cuicchi, C., Hammersley, J., Olson, D.E., Reddy, R. and Burnside, G., 1997b. Particle paths and wall deposition patterns in laminar flow through a bifurcation. *ASME FEDSM97-3434*, 1-7.
- Horsfield, K., Dart, G., Olson, D.E., Filley, G.F. and Cumming, G., 1971. Models of the human bronchial tree. *J.Appl.Physiol.* 31, 207-217.
- Isabey, D. and Chang, H.K., 1982. A model study of flow dynamics in human central airways. Part II- Secondary flow velocities. *Respir.Physiol.* 49, 97-113.
- Jan, D.L., Shapiro, A.H. and Kamm, R.D., 1989. Some feature of oscillatory flow in a model bifurcation. *J.Appl.Physiol.* 67, 147-159.
- Jolliffe, A.D., 2000. Respiratory airflow dynamics. University of Hertfordshire, UK., pp. 1-500.
- Kurujareon, J., 2000. Simulation of airflow in the human tracheobronchial network, University of Hertfordshire, UK, pp. 1-256.
- Menon, A.S., Weber, M.E. and Chang, H.K., 1984. Model study of flow dynamics in human central airways. Part III-Oscillatory velocity profiles. *Respir.Physiol.* 55, 255-275.
- Nishida, M., Inaba, Y. and Tanishita, K., 1997. Gas dispersion in a model pulmonary bifurcation during oscillatory flow. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 119, 309-316.
- Schroter, R.C. and Sudlow, M.F., 1969. Flow patterns in model of the human bronchial airways. *Respir.Physiol.* 7, 341-355.

Snyder, B., Hammersley, J.R. and Olson, D.E., 1985. The axial skew of flow in curved pipes. *J.Fluid Mech.* 161, 281-294.

Wilquem, F. and Degrez, G., 1997. Numerical modeling of steady inspiratory airflow through three-generation model of the human central airways. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 119, 59-65.

Zhao, Y. and Lieber, B.B., 1994a. Steady expiratory flow in a model symmetric bifurcation. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 116, 318-323.

Zhao, Y. and Lieber, B.B., 1994b. Steady inspiratory flow in a model symmetric bifurcation. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 116, 488-496.



ภาคผนวก



ประวัติย่อผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการวิจัย

- ชื่อ(ภาษาไทย) นางสาว จุฑารัตน์ คुरुเจริญ
(ภาษาอังกฤษ) Ms Jutarat KURUJAREON
- เลขหมายประจำตัวประชาชน 3-4099-00480-70-9
- ตำแหน่งปัจจุบัน ผู้ช่วยศาสตราจารย์ระดับ 8
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
- สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ (องครักษ์)
อ.องครักษ์ จ.นครนายก 26120
โทรศัพท์: 0-2664-1000 ต่อ 2055, 0-9500-7556
E-mail: jutaratk@swu.ac.th, jkurujareon@yahoo.com

5. ประวัติการศึกษา

ปีการศึกษา ที่จบ	ระดับปริญญา (ตรี โท เอก) และชื่อเต็ม	อักษรย่อ ปริญญา	สาขา วิชา	วิชาเอก	ชื่อสถาบัน การศึกษา	ประเทศ
2538	วิศวกรรมศาสตร บัณฑิต	วศ.บ. (เครื่องกล)	วิศวกรรม เครื่องกล	-	มหาวิทยาลัย ขอนแก่น	ไทย
2543	ดุษฎีบัณฑิต	Ph.D.	Mechanical Engineering	-	University of Hertfordshire	สหราชอาณาจักร

6. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญเป็นพิเศษ

- Computational Fluid Dynamic (CFD)
- Biomedical engineering
- Bio-fluid
- Multi-phase flow

7. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ

งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อเรื่อง ปีที่พิมพ์ และสถานภาพในการวิจัย

Paisarn Naphon, Manachai Nuchjapo, **Jutarat Kurujareon** "Tube side heat transfer coefficient and friction factor characteristics of horizontal tubes with helical rib," *Energy Conversion and Management*, Volume 47, Issues 18-19, November 2006, Pages 3031-3044.

Kurujareon, J. "Simulation of the unsteady oscillatory flow in three-dimensional asymmetric bifurcation model of the conducting airway in the human lungs," *The 17th Annual Conference of Mechanical Engineering Network*, 15-17 October 2003, Thailand.

Calay, R.K., **Kurujareon, J.** and Holdø, A.E. "Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung," *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2002, Vol.130, pp.201-221.

Kurujareon, J., and Holdø, A.E. "Numerical simulation of respiratory airflow at high-frequency ventilation (HFV) condition within the human upper airway," *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2003 Congress*, Sydney, 24-19 August 2003

Holdo, A. E., Jolliffe, A. D., Sorli, K., **Kurujareon, J.** and Jenssen, C. B. "Computational Fluid Dynamics (CFD) Modeling of the Ventilation in the Upper Part of the Tracheobronchial Network", *2000 Parallel Computing Conference*, Norway, 2000

Kurujareon, J., Holdo, A. E. and Calay, R. K. 'Effects of Boundary Conditions for the CFD Modeling of Respiratory Flow in an Asymmetric Bifurcation', *ASME Advances in Bioengineering*, BED-Vol. 39, pp. 103-104. USA, 1998

Kurujareon, J., Holdo, A. E., Jolliffe, A. D. and Calay, R. K. "Effects of Boundary Conditions for the CFD Modeling of Respiratory Flow in the Tracheobronchial Network," *9th International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 585-587, Singapore, 1997