

การออกแบบระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกหัดแพทย์
ในการตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ ต้นทุนต่ำและพกพาสะดวก

นายชลทิพย์ ประทีปมโนวงศ์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2556

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

A Design of Low-Cost Portable Ultrasound Practice System for Fetal Heart Screening

Mr. Chonlatit Prateepmanovong

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Computer Engineering

Department of Computer Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2013

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ ต้นทุนต่ำและพกพาสะดวก
โดย	นายชลทิตย์ ประทีปโนวงศ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิษณุ คนองชัยยศ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เศรษฐา ปานงาม)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิษณุ คนองชัยยศ)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ สุรศักดิ์ จันทร์แสงอร่าม)

ชลทิพย์ ประทีปโนวงศ์ : การออกแบบระบบจำลองอัลตราซาวด์สำหรับการฝึกหัด
 แพทย์ในการตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ ต้นทุนต่ำและพกพาสะดวก (A Design of
 Low-Cost Portable Ultrasound Practice System for Fetal Heart Screening)
 อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. พิษณุ คนองชัยยศ, 92 หน้า

การใช้เครื่องมืออัลตราซาวด์มีความสำคัญในการการวิเคราะห์ตรวจหาโรคในปัจจุบัน
 อย่างแพร่หลาย ในการฝึกแพทย์ฝึกหัดให้ชำนาญในการใช้เครื่องมือตรวจนั้น สูตินรีแพทย์
 ฝึกหัดจำเป็นต้องใช้ระยะเวลาการฝึกที่มาก แต่มีข้อจำกัดต่างๆ เช่น ข้อจำกัดของจำนวน
 อุปกรณ์อัลตราซาวด์และจำนวนคนไข้จริงที่ใช้การฝึก ทำให้แพทย์ที่ชำนาญนั้นมีน้อย ถึงแม้
 จะได้มีระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อการฝึกฝนแต่ที่มีขายในปัจจุบันนั้นมีราคาแพงที่สูงและ
 ระบบจำลองมีขนาดใหญ่ขนส่งเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้ไม่สะดวก ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้
 เสนอระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ฝึกหัดแพทย์ตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ที่ใช้ได้จริงซึ่ง
 ต้นทุนต่ำ สามารถเคลื่อนย้ายติดตั้งได้สะดวกประกอบด้วยส่วนหัวตรวจจำลองต้นทุนต่ำและ
 ใช้ฝึกได้จริงที่ใช้การติดตามการเคลื่อนไหวแบบแกนกลและเคลื่อนที่ได้หกองศาเสรี และมีส่วน
 ของห้องคนไข้จำลองเพื่อความเสมือนจริงในการฝึกตรวจ และในส่วนซอฟต์แวร์ที่เป็นส่วน
 แสดงภาพตัดขวางของข้อมูลภาพอัลตราซาวด์ของคนไข้จริงร่วมกับแบบจำลองสามมิติของ
 ทารกในครรภ์เพื่อช่วยชี้แนะในการฝึกฝน ในการประเมินระบบจำลองอัลตราซาวด์นี้ทำโดยให้
 สูตินรีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญใช้เครื่องตรวจอัลตราซาวด์ทำการประเมินด้วยแบบสอบถาม ผลการ
 ประเมินที่ออกมาแสดงให้เห็นว่าระบบที่ออกแบบสามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้และ
 เคลื่อนย้ายติดตั้งได้สะดวก

ภาควิชา...วิศวกรรมคอมพิวเตอร์... ลายมือชื่อนิสิต.....
 สาขาวิชา...วิศวกรรมคอมพิวเตอร์... ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
 ปีการศึกษา...2556.....

5470163921 : MAJOR COMPUTER ENGINEERING

KEYWORDS : Ultrasound / Simulation / Training System / Practice System /
Virtual Reality / CG

CHONLATIT PRATEEPMANOVONG : A DESIGN OF LOW-COST PORTABLE
ULTRASOUND PRACTICE SYSTEM FOR FETAL HEART SCREENING. ADVISOR:
ASST. PROF. PIZZANU KANONGCHAIYOS, Ph.D., 92 pp.

Ultrasonography is an essential tool to analyze and diagnose fetus. To master such tool, obstetricians need long hours of practice are needed, but, practically, there are many limitations e.g. the limited number of instruments and patients. Whereas there are commercial ultrasound practice systems, they are relatively expensive and not easy to move and deploy. Hence, we propose a low cost and portable realistic ultrasound practice simulator system for fetus heart screening that comprises of low cost realistic probe which tracking position by 6 DoF mechanical arm and software part that monitor real ultrasound image with 3D mesh model of fetus for practice navigation. To evaluate this ultrasound practice system, expert obstetrician used this simulation and filled a questionnaire. Results show that the simulator is realistic enough for practice and easy to move and install.

Department : Computer Engineering.....Student's Signature.....

Field of Study : Computer Engineering.....Advisor's Signature.....

Academic Year :2013.....

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากโรงพยาบาลราชวิถีในการแนะนำและให้ข้อมูลของระบบอัลตราซาวด์จริงเพื่อนำมาใช้ในการออกแบบและวิจัย

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. พิษณุ คนองชัยยศ ที่ปรึกษาของวิทยานิพนธ์นี้ ขอขอบคุณอาจารย์ที่ช่วยชี้แนะ สั่งสอน ตลอดมา

ขอขอบคุณ ผศ.นพ. สุรศักดิ์ จันทร์แสงอร่าม จากโรงพยาบาลราชวิถีที่ให้คำแนะนำปรึกษาด้านอุปกรณ์อัลตราซาวด์ต่างๆนำมาใช้ออกแบบในงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ให้ข้อคิดและข้อเสนอแนะต่าง ๆ อันเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการพัฒนาคุณภาพของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณโครงการทุนอุดหนุนค่าเล่าเรียนสำหรับบัณฑิตวิศวะ (50/50) ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ที่สนับสนุนทุนการศึกษาในระดับมหาบัณฑิต

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ พี่ ๆ ที่ทั้งในห้องวิจัยคอมพิวเตอร์กราฟิก และเพื่อน ๆ ทุกคน ที่แบ่งปันความรู้ ช่วยเหลือกัน และเป็นกำลังใจให้กันเสมอมา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณมารดาและบิดาของข้าพเจ้าที่เลี้ยงดู สนับสนุนทำให้ข้าพเจ้ามีโอกาสได้เข้ามาศึกษาที่นี่จนสามารถสร้างสรรค์วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ขึ้นมาได้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญตาราง	ฉ
หน้า.....	ฉ
สารบัญภาพ	ญ
หน้า.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	3
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานโดยสรุป.....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	8
2.1 ส่วนควบคุม (Controlling Unit).....	9
2.2 ส่วนประมวลผล (Computing Unit) และส่วนแสดงผล (Visualizing Unit).....	22
บทที่ 3 การออกแบบและพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ฝึกตรวจหัวใจทารกในครรภ์ ...	28
3.1 การออกแบบ	28
3.2 การพัฒนาระบบ.....	33

บทที่ 4 การทดลองและบทวิเคราะห์.....	46
4.1 ภาพรวมของการทดลอง.....	46
4.2 การทดสอบการใช้งาน (Usability Evaluation)	46
4.2.1 วิธีการทดสอบการใช้งาน	46
4.2.2 ผลการทดสอบการใช้งาน.....	48
4.3 อภิปรายผลการทดลอง	51
4.4 สรุป.....	52
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ	53
5.1 สรุปผลการวิจัย	53
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	59
รายการอ้างอิง	61
ภาคผนวก.....	64
ภาคผนวก ก.....	65
ภาคผนวก ข	71
ภาคผนวก ค.....	83
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	92

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1	ขั้นตอนการดำเนินงาน	5
ตารางที่ 2.1	ตารางค่าประสิทธิภาพของตัวต้านทานปรับค่าได้ของบริษัทอัลฟา เมื่อใช้ร่วมกับอาร์คูอิโน เมื่อใช้แกนกลยาว 30 เซนติเมตร.....	21
ตารางที่ 4.1	ผลการประเมินแบบฮิวริสติก.....	48
ตารางที่ 4.2	ผลการประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ	50
ตารางที่ 5.1.1	เปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่างๆของหัวตรวจจำลองแกนกลที่ออกแบบและ พัฒนาในงานวิจัยนี้กับ Polhemus Fastrak	57
ตารางที่ 5.1.2	ตารางแสดงราคาอุปกรณ์จับการเคลื่อนไหวแบบต่างๆที่ใช้ในการสร้าง หัวตรวจจำลอง	58

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพที่ 1.1 ภาพแสดงการตรวจอัลตราซาวด์ร้าวของทารกในครรภ์.....	2
ภาพที่ 2.1 ระบบจำลองอัลตราซาวด์ของ Schallware (ซ้าย) ระบบจำลองอัลตราซาวด์ UltraSim ของ MedSim (ขวา)	9
ภาพที่ 2.2 Phantom OMNI Haptic Device	11
ภาพที่ 2.3 ภาพอุปกรณ์หัวตรวจและหุ่นจำลองที่ขาย UltraSim ของบริษัท MedSim มีอุปกรณ์หัวตรวจจำลองและหุ่นจำลองที่ติดตั้งอุปกรณ์ส่งและรับสัญญาณ แม่เหล็กไฟฟ้าไว้	12
ภาพที่ 2.4 ภาพของระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่ใช้งานวิจัย Weidenbach et al. (2000)	12
ภาพที่ 2.5 อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า Polhemus FASTRAK (ซ้าย) และ Polhemus Isotrak II (ขวา)	14
ภาพที่ 2.6 รูปหัวตรวจจำลองของระบบในงานวิจัย Ap Cendydd et al. (2009) ที่มีการใช้ Nintendo Wiimote (ซ้าย) และมีการจำลองส่วนท้องของคนใช้เป็นแบบจำลอง สามมิติในส่วนของซอฟต์แวร์ (Software) (ขวา)	15
ภาพที่ 2.7 ภาพของอุปกรณ์ในงานวิจัย Nicolau et al. (2011)	16
ภาพที่ 2.8 ภาพของระบบจำลองของงานวิจัย Ni et al. (2008)	23
ภาพที่ 2.9 (ขวา) ภาพแสดงผล ภาพอัลตราซาวด์จำลองจากภาพตัดขวางของปริมาตรภาพ แบบซีที (CT Volume) ของงานวิจัย Dillenseger et al. (2009) เปรียบเทียบกับ (ซ้าย) ภาพอัลตราซาวด์ของอวัยวะส่วนเดียวกันจริง	24
ภาพที่ 2.10 ภาพแสดงส่วนแสดงผลของระบบจำลองในงานวิจัยของ Weidenbach et al. (2005).....	25

ภาพที่ 2.11 ส่วนแสดงผลของระบบจำลองของงานวิจัย Sun และ Mckenzie (2011) ใช้
แบบจำลองสามมิติของหัวใจแสดงผล26

ภาพที่ 3.1.1 แผนภาพส่วนประกอบของระบบจำลองอัลตราซาวด์ 28

ภาพที่ 3.1.2 แผนภาพแสดงการส่งข้อมูลของระบบอัลตราซาวด์ 29

ภาพที่ 3.1.3 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ของส่วนควบคุม 30

ภาพที่ 3.1.4 แบบจำลองจากการออกแบบหัวตรวจจำลอง 30

ภาพที่ 3.1.5 ภาพวงจรที่ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อใช้เป็นเซ็นเซอร์ 31

ภาพที่ 3.1.6 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ของส่วนประมวลผล 32

ภาพที่ 3.1.7 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ส่วนแสดงผล 33

ภาพที่ 3.2.1 ภาพหุ่นคนท้องใช้แสดงชุดหุ่นคนท้องที่ตัดเฉพาะส่วนท้องแล้ว 34

ภาพที่ 3.2.2 ภาพหุ่นท้องจำลองที่หุ้มด้วยฟองน้ำและหนังเทียม 35

ภาพที่ 3.2.3 ภาพหัวตรวจจำลองแขนกลที่ออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้หกองศาเสรี 36

ภาพที่ 3.2.4 ภาพหัวตรวจจำลองแขนกลที่ออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้ครอบคลุม
หุ่นคนท้องจำลอง36

ภาพที่ 3.2.5 ภาพแบบคลี่ของชิ้นส่วนต่างๆของหัวตรวจจำลองแขนกลเพื่อนำไปส่งตัดและพับ.. 37

ภาพที่ 3.2.6 หัวตรวจอัลตราซาวด์จำลอง 38

ภาพที่ 3.2.7 กราฟเปอร์เซ็นต์ของความต่างศักย์ที่ออกมาต่อความต่างศักย์ที่ส่งเข้าไปในตัว
ต้านทานปรับค่าได้เทียบกับการหมุนของตัวต้านทานปรับค่าได้39

ภาพที่ 3.2.8 ไมโครคอนโทรลเลอร์ อาร์ดูอิโน (Arduino) 40

ภาพที่ 3.2.9 หุ่นคนท้องจำลองและหัวตรวจจำลอง 40

ภาพที่ 3.2.10 ภาพตำแหน่งตั้งต้นของแขนกลหัวตรวจจำลอง 41

ภาพที่ 3.2.11 ภาพตัวอย่างปริมาตรสามมิติของภาพอัลตราซาวด์	42
ภาพที่ 3.2.12 ภาพระนาบตัดขวางอัลตราซาวด์ที่แสดงในส่วนแสดงผลของ ระบบจำลอง การฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์.....	43
ภาพที่ 3.2.13 ภาพแบบจำลองสามมิติทารกในครรภ์ที่แสดงใน ระบบจำลองการฝึกหัด ตรวจหัวใจทารกในครรภ์.....	44
ภาพที่ 3.2.14 ภาพซอฟต์แวร์ (Software) ระบบจำลองการฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์.....	45
ภาพที่ 3.2.15 ภาพระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกตรวจหัวใจทารกในครรภ์.....	45
ภาพที่ ก.1 หัวตรวจจำลองที่ใช้การจับการเคลื่อนไหวแบบแกนกล	65
ภาพที่ ก.2 ตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ติดอยู่ตรงจุดหมุนของแกนกล	66
ภาพที่ ก.3 บอร์ดฟรีดิวอิโน (Freeduino) ซึ่งเป็นบอร์ดอาร์ดูอิโน (Arduino) รุ่นหนึ่ง ซึ่งรับ ค่าความต่างศักย์มากจากตัวต้านทานปรับค่าได้	66
ภาพที่ ก.4 การเสียบใช้งานผ่านยูเอสบี (USB).....	67
ภาพที่ ก.5 ส่วนหัวตรวจที่ติดอยู่บนแกนกล.....	67
ภาพที่ ก.6 หุ่นคนท้องจำลอง	68
ภาพที่ ก.7 หัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้อง	68
ภาพที่ ก.8 ภาพซอฟต์แวร์ของระบบฝึกตรวจ	69
ภาพที่ ก.9 ภาพส่วนแสดงภาพตัดขวางอัลตราซาวด์ในซอฟต์แวร์	69
ภาพที่ ก.10 ภาพส่วนแสดงแบบจำลองสามมิติเพื่อช่วยในการขึ้นนำการฝึก	70
ภาพที่ ก.11 ระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ ...	70
ภาพที่ ข.1 ภาพการยึดติดหุ่นคนท้องจำลองกับฐานของหัวตรวจจำลอง	71
ภาพที่ ข.2 การเชื่อมต่อสาย USB	72

ภาพที่ ข.3 ภาพหน้าจอของโปรแกรม	72
ภาพที่ ข.4 ภาพลักษณะของบอร์ดในส่วนหัวตรวจจำลองที่พร้อมใช้งาน	73
ภาพที่ ข.5 เลือกร Mock-up Probe Port Setting	73
ภาพที่ ข.6 เลือกร Port ของหัวตรวจจำลอง	74
ภาพที่ ข.7 เลือกรแบบฝึกหัดที่ต้องการฝึก	75
ภาพที่ ข.8 ใส่ชื่อผู้ฝึก	75
ภาพที่ ข.9 ส่วนการฝึกตรวจ	76
ภาพที่ ข.10 ภาพแถบ Setting	76
ภาพที่ ข.11 Slot เก็บภาพระนาบอัลตราซาวนด์	77
ภาพที่ ข.12 ส่วนแสดงภาพอัลตราซาวนด์	77
ภาพที่ ข.14 ส่วนเลื่อนขั้นตอน	79
ภาพที่ ข.15 ภาพ Slot ที่บันทึกภาพไว้แล้ว	80
ภาพที่ ข.16 บันทึกไฟล์	80
ภาพที่ ข.17 ส่วนจัดการของ Result Files	81
ภาพที่ ข.18 ภาพแสดงส่วนการดูผลแบบฝึกหัดที่บันทึก	82

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของวิทยานิพนธ์

เครื่องมืออัลตราซาวนด์ได้มีบทบาทในหลาย ๆ ด้าน โดยเฉพาะทางด้านการแพทย์ โดยหลักการของอัลตราซาวนด์คือ การปล่อยคลื่นความถี่สูง ลักษณะแผ่นตัดขวางผ่านเข้าไปยังอวัยวะ แล้วสะท้อนกลับมาในระดับความเข้มที่ต่างกันตามความหนาแน่นของอวัยวะแล้วแสดงผลออกมาเป็นภาพฉายอัลตราซาวนด์ ซึ่งสามารถนำมาใช้ตรวจหาโรคภายในอวัยวะภายในได้ ไม่ว่าจะเป็นหัวใจ ปอด โรคต่าง ๆ ของทารกในครรภ์ โดยเฉพาะการตรวจความผิดปกติของหัวใจเด็กทารกในครรภ์ โรคหัวใจพิการแต่กำเนิดนั้นเป็นโรคที่พบบ่อยมาก โดยพบประมาณ 8 คนต่อเด็กที่คลอดออกมามีชีวิต 1000 คน และมีประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ที่มีความผิดปกติค่อนข้างมาก มีผลต่อการไหลเวียนของเลือดอาจทำให้ทารกเสียชีวิตได้

สมัยก่อนเครื่องมืออัลตราซาวนด์จะแสดงผลแค่ภาพสองมิติ คือ ภาพตัดขวางของอวัยวะที่คลื่น

อัลตราซาวนด์ผ่านแล้วสะท้อนกลับมา ได้มีพัฒนาเครื่องมืออัลตราซาวนด์เป็นแบบสามมิติ สร้างโดยใช้หลักการเก็บภาพสองมิติหลายภาพเป็นชั้นๆ แล้วนำมาประกอบสร้างใหม่เป็นโมเดลสามมิติของอวัยวะนั้น ช่วยให้แพทย์สามารถตรวจโรคได้ง่ายขึ้น

ระบบเครื่องมืออัลตราซาวนด์ทั่วไปประกอบไปด้วยหัวตรวจซึ่งเป็นส่วนปล่อยคลื่นความถี่สูง ส่งข้อมูลสัญญาณไปที่ส่วนประมวลผลแล้วจึงแสดงผลออกที่ส่วนแสดงผล ในการตรวจทารกในครรภ์ แพทย์จะเคลื่อนหัวตรวจไปบนท้องของคนไข้ให้หัวตรวจตัดผ่านกับบริเวณผิดปกติของอวัยวะของทารกในครรภ์ที่ต้องการตรวจพอดีและต้องใช้ประสบการณ์ในการวินิจฉัยภาพ ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องใช้ความเชี่ยวชาญของผู้ตรวจ เนื่องจากอวัยวะต่าง ๆ ของทารกในครรภ์มีขนาดเล็ก เช่น หัวใจที่มีขนาดประมาณสองเซนติเมตร จึงจำเป็นต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นพิเศษ ซึ่งการที่จะฝึกแพทย์ฝึกหัดให้เชี่ยวชาญนั้น เดิมต้องฝึกกับคนไข้จริง ทำให้มีข้อจำกัดในด้านระยะเวลาในการ

ฝึก และจำนวนกรณีของโรคที่มีน้อยขึ้นกับประสบการณ์การรักษาคอนไจ้ จากงานวิจัยของ Kohn et al. (2004) พบว่าแม่แพทย์ฝึกหัดจะฝึกหัดการตรวจด้วยเครื่องมืออัลตราซาวน์มาตลอดหนึ่งปี แต่ก็มีเปอร์เซ็นต์ที่จะสำเร็จไม่เกิน 80 เปอร์เซ็นต์



ภาพที่ 1.1 ภาพแสดงการตรวจอัลตราซาวน์ของทารกในครรภ์
ซึ่งวิเคราะห์ภาพที่ได้ออกมาได้ยากหากไม่มีความเชี่ยวชาญ

ปัจจุบันมีงานวิจัยและระบบเชิงพาณิชย์เกี่ยวกับระบบจำลองอัลตราซาวน์ฝึกหัดเป็นจำนวนหนึ่งแล้ว แต่อุปกรณ์เครื่องมือที่นำมาใช้ในงานวิจัยและระบบจำลองที่มีขายอยู่ทั่วไปนั้นมีราคาสูง ทำให้โรงพยาบาลไม่สามารถซื้ออุปกรณ์มาใช้ได้ในจำนวนเพียงพอในการฝึกหัดของแพทย์ฝึกหัด ทำให้ต้องฝึกกับคนไข้จริงซึ่งมีข้อจำกัดในเรื่องระยะเวลาและจำนวนครั้งในการฝึกซึ่งไม่เพียงพอ ระบบจำลองที่มีขายเชิงพาณิชย์นั้นเป็นระบบที่เป็นเครื่องที่มีขนาดใหญ่ เนื่องจากต้องมีส่วนของหุ่นจำลองคนไข้ที่มีขนาดใหญ่ทำให้การติดตั้งและเคลื่อนย้ายทำได้ยาก และในระบบจำลองบางงานวิจัยก็ยังมีคามไม่เหมือนจริงในการฝึกอยู่มาก เนื่องจากอุปกรณ์หัวตรวจจำลองที่

ใช้ในระบบไม่เหมือนหัวตรวจจริงและส่วนแสดงผลภาพในบางงานวิจัยเช่น Dillenseger et al. (2009) ไม่ได้นำภาพอัลตราซาวด์จริงมาใช้ในการแสดงผลแต่ทำการจำลองสร้างภาพอัลตราซาวด์ขึ้นมาจากภาพตัดขวางของปริมาตรภาพจากการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (CT Volume) ภาพที่ได้จึงจะไม่เหมือนภาพอัลตราซาวด์จริงอย่างสมบูรณ์ ซึ่งส่งผลการฝึกทักษะการใช้หัวตรวจนั้นไม่เพียงพอ

จากข้อจำกัดที่กล่าวมาเรื่องราคาของระบบจำลองที่สูง เราจึงได้เสนอระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ มีหัวตรวจจำลองที่เคลื่อนที่ได้หกองศาเสรีให้เสมือนกับเครื่องมือตรวจจริงเพื่อให้แพทย์ฝึกได้สมจริง ทั้งนี้เครื่องมือจะผลิตในต้นทุนต่ำ และพกพาเคลื่อนย้ายได้สะดวก เพื่อให้โรงพยาบาลสามารถนำระบบจำลองอัลตราซาวด์นี้ไปใช้ในการฝึกแพทย์ฝึกหัดได้ในจำนวนที่เพียงพอต่อความต้องการในการฝึกหัดแพทย์ และใช้ภาพอัลตราซาวด์จริงในส่วนแสดงผลเพื่อความเหมือนจริงในการฝึก

1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

เพื่อออกแบบระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ที่สามารถนำไปใช้ได้ในการฝึกแพทย์ฝึกหัดจริง โดยหัวตรวจจำลองสามารถเคลื่อนที่ได้หกองศาเสรีและมีรูปร่างคล้ายหัวตรวจจริง เป็นระบบที่ต้นทุนต่ำซึ่งทำให้โรงพยาบาลสามารถนำระบบไปใช้ในการฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ได้เพียงพอต่อความต้องการในการฝึก และเป็นระบบสามารถพกพาได้สะดวก ระบบจะสามารถใช้ฝึกได้ใกล้เคียงกับการฝึกจากระบบจริง โดยส่วนแสดงผลใช้ข้อมูลภาพอัลตราซาวด์จริงร่วมกับแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์เพื่อใช้แสดงตำแหน่งช่วยในการฝึก

1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

ระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ ที่ออกแบบจะต้องสามารถแสดงผลแบบทันที คือเมื่อขยับหัวตรวจจำลองระบบจะต้องแสดงผลได้ทันที และระบบจะต้องต้นทุนต่ำ และน้ำหนักเบาสามารถพกพาได้สะดวก โดยระบบจะมีการ

แสดงผลเฉพาะหัวใจทารกในครรภ์เท่านั้นโดยใช้ภาพอัลตราซาวด์หัวใจจริง โดยผู้ใช้เป็นสูตินรีแพทย์และแพทย์ฝึกหัดที่ต้องการฝึกการตรวจหัวใจทารกในครรภ์

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการทำวิทยานิพนธ์นี้คือ สามารถเสนอแนวทางการออกแบบระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกหัด ที่ต้นทุนต่ำ และ พกพาเคลื่อนย้ายได้สะดวก ทำให้โรงพยาบาลมีความสามารถจะนำระบบจำลองไปฝึกหัดแพทย์ได้เพียงพอ ซึ่งจะเพิ่มโอกาสในการฝึกหัดของแพทย์ฝึกหัดตามโรงพยาบาล ทำให้สามารถตรวจพบความผิดปกติของหัวใจของทารกในครรภ์

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานโดยสรุป

ขั้นตอนการดำเนินงานสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ขั้นตอน	การดำเนินงาน	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.
1.	ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	←→											
2.	ส่วนควบคุม		←→										
2.1.	ออกแบบส่วนหัวตรวจจำลอง		↔										
2.2.	พัฒนาส่วนหัวตรวจจำลอง			↔									
2.3.	พัฒนาส่วนควบคุมการเชื่อมต่อกับหัวตรวจจำลองกับคอมพิวเตอร์				↔								
3.	ส่วนประมวลผล					←→							

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่นั่นได้มีการผลิตขึ้นมาขายตามท้องตลาด ซึ่งได้มีการศึกษาเกี่ยวกับระบบที่ใช้ในการฝึกแพทย์ตรวจทารกในครรภ์ Uys (2010) ได้บอกราคาของระบบที่มีขายตามท้องตลาดดังนี้

- Schallware Ultrasound Simulator เป็นระบบที่ประกอบไปด้วย หุ่นจำลองคนท้อง ข้อมูลอัลตราซาวด์ของครรภ์ของคนที่ใช้ 12 กรณี หัวตรวจจำลอง และคอมพิวเตอร์ (Computer) ที่ติดตั้งซอฟต์แวร์ (Software) ของ Scallware ทั้งหมดนี้ราคา 24,500 ยูโร หรือ 962,605 บาท (อัตราแลกเปลี่ยน 39.29 บาทต่อหนึ่งยูโร) ยังไม่รวมภาษีมูลค่าเพิ่ม
- Ultrasim ของบริษัท MedSim นั้นยังไม่มีหุ่นจำลองของคนท้อง แต่ระบบจำลองอัลตราซาวด์พร้อมหัวตรวจจำลองนั้น ราคา 36,000 ปอนด์สเตอร์ลิง หรือ 1,742,281.91 บาท (อัตราแลกเปลี่ยน 48.40 บาทต่อหนึ่งปอนด์สเตอร์ลิง) รวมภาษีมูลค่าเพิ่ม



ภาพที่ 2.1 ระบบจำลองอัลตราซาวด์ของ Schallware (ซ้าย) ระบบจำลองอัลตราซาวด์ UltraSim ของ MedSim (ขวา)

ข้อดีของระบบจำลองเชิงพาณิชย์คือมีความเหมือนจริงในการฝึกทั้งส่วนหัวตรวจจำลองและส่วนแสดงผลภาพทำให้การฝึกมีประสิทธิภาพเหมือนการตรวจอัลตราซาวด์จริง แต่ระบบจำลองเชิงพาณิชย์นั้นมีราคาสูง ทำให้ความสามารถในการซื้อระบบจำลองอัลตราซาวด์มาใช้ในการฝึกแพทย์ฝึกหัดนั้นไม่เพียงพอ ซึ่งส่งผลให้การฝึกแพทย์ที่มีความชำนาญในการตรวจทารกในครรภ์มีไม่เพียงพอ ทารกจึงมีโอกาสสูงที่จะตรวจโรคไม่พบและส่งผลต่อปัญหาสุขภาพของทารกต่อไป และระบบยังมีอุปกรณ์ขนาดใหญ่ที่ต้องติดตั้งทั้งหุ่นคนจำลองต่างๆซึ่งทำให้ไม่สามารถเคลื่อนย้ายและพกพาได้สะดวกได้ ทำให้เป็นข้อจำกัดในการนำไปใช้ฝึกแพทย์ทางด้านสถานที่ที่ใช้ฝึกต้องจำกัด

ได้มีงานวิจัยระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่ออกแบบให้สามารถในการผลิตขึ้นเอง และลดต้นทุนเพื่อช่วยให้แพทย์ได้มีโอกาสฝึกมากขึ้น ซึ่งส่วนมากในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวกับระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ได้มีการออกแบบระบบที่แบ่งออกเป็นสามส่วนคือ

- **ส่วนควบคุม (Controlling Unit)** ซึ่งเป็นส่วนของตัวหัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้องจำลอง โดยจะบอกตำแหน่งของหัวตรวจกับหุ่นคนท้องจำลองไปยังส่วนประมวลผล
- **ส่วนประมวลผล (Computing Unit)** เป็นส่วนที่นำค่าตำแหน่งและการหมุนที่ได้จากส่วนควบคุมนำไปประมวลผลกับข้อมูลอัลตราซาวด์เพื่อทำการหาภาพตัดขวางอัลตราซาวด์
- **ส่วนแสดงผล (Visualizing Unit)** เป็นส่วนแสดงผลภาพตัดขวางที่ได้จากส่วนประมวลผล

2.1 ส่วนควบคุม (Controlling Unit)

ส่วนควบคุมเป็นของฮาร์ดแวร์ (Hardware) ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญต่อต้นทุนของระบบ ซึ่งส่วนควบคุมคืออุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหว (Motion Tracking) ตรงส่วนควบคุมนั้น มีหลากหลาย

งานวิจัยที่มีการออกแบบหัวตรวจจำลองตรงส่วนนี้ หัวตรวจจำลองในงานวิจัยส่วนมากจะมีอยู่ในรูปแบบของอุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบ ใช้กลไกเชิงกล (Mechanical) ใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) ใช้แสงและการมองเห็น (Optical) และใช้ความเฉื่อย (Inertial) ซึ่งมีขายตามท้องตลาด และในบางงานวิจัยที่ได้ออกแบบโดยใช้หัวตรวจจำลอง ดังนี้

- 2.1.1. ส่วนควบคุมแบบใช้อุปกรณ์กลไกเชิงกล (Mechanical) คืออุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวที่มีลักษณะเป็นแขนกลหรือด้ามเสาะโดยตรงข้อต่อจะมีตรวจจับการหมุนของข้อต่อซึ่งส่วนใหญ่จะใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ (potentiometer) ในการตรวจจับการเคลื่อนไหว มีการใช้ในงานวิจัยของ Ni et al.(2008) Reichl et al. (2009) และ Kutter et al. (2009) ใช้อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบแขนกลเป็นอุปกรณ์ที่ปกติใช้ในการฝึกการผ่าตัดสามารถขยับได้ หกองศาเสรี และสามารถพกพาได้สะดวก และมีการตอบสนองการสัมผัส (Haptic Feedback) งานวิจัยนี้ไม่มีส่วนของหุ่นคนใช้จำลองมาใช้ ในงานวิจัยได้นำอุปกรณ์แบบแขนกลที่มีการตอบสนองการสัมผัส (Haptic Device) นี้มาใช้เป็นหัวตรวจจำลอง โดยตัวแขน Phantom Omni Sensable มีราคา 2,400 ดอลลาร์สหรัฐ (จากเว็บ <http://www.worldviz.com/purchase/pricelist.php>) หรือ 75,024.47 บาท (อัตราแลกเปลี่ยน 31.26 บาทต่อหนึ่งดอลลาร์สหรัฐ) ซึ่งมีข้อดีของ Omni Sensable คือมีขนาดเล็กพกพาได้สะดวก มีการตอบสนองการสัมผัส เคลื่อนที่ได้ 6 องศาเสรี แต่มีข้อจำกัดที่ราคาแพงสูงและลักษณะของหัวตรวจไม่เสมือนจริงทำให้การฝึกการใช้งานหัวตรวจไม่เหมือนการตรวจจริง

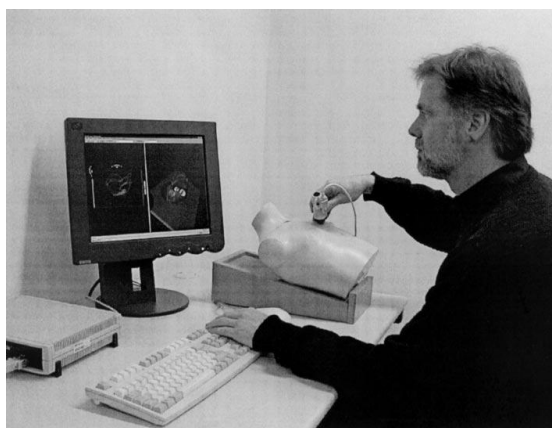


ภาพที่ 2.2 Phantom OMNI Haptic Device

- 2.1.2. ส่วนควบคุมที่ใช้เซ็นเซอร์แบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) จะมีการใช้ตัวส่งสัญญาณและตัวรับสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าติดไว้บนหัวตรวจจำลอง และหุ่นคนใช้จำลองเพื่อใช้ในการติดตามตำแหน่งของหัวตรวจจำลอง ได้แก่ งานวิจัยของ Weidenbach et al. (2000) Sun และ Mckenzie (2011) Aiger และ Cohen-or (1998) และระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่มีขายอยู่ทั่วไปตามท้องตลาด ได้แก่ MedSim และ Schallware มีลักษณะต้องจำเป็นต้องมีส่วนของหุ่นคนจำลอง และหัวตรวจจำลองที่ติดอุปกรณ์เซ็นเซอร์คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไว้



ภาพที่ 2.3 ภาพอุปกรณ์หัวตรวจและหุ่นจำลองที่ขาย UltraSim ของบริษัท MedSim มี
 อุปกรณ์หัวตรวจจำลองและหุ่นจำลองที่ติดตั้งอุปกรณ์ส่งและรับสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้า
 ไว้



ภาพที่ 2.4 ภาพของระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่ใช้งานวิจัย Weidenbach et al. (2000)

โดยในงานวิจัยของ Sun และ Mckenzie (2011) ได้ใช้อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหว Polhemus FASTRAK ซึ่งราคาของอุปกรณ์นี้มีราคาอยู่ที่ประมาณ 6,000 ดอลลาร์สหรัฐ หรือ 187,561.16 บาท ส่วนในระบบจำลอง UltraSim ของบริษัท MedSim และงานวิจัย Aiger และ Cohen-or (1998) นั้นได้ใช้อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวเป็น Polhemus Isotrak II มีราคาประมาณ 2,800 ดอลลาร์สหรัฐ หรือ 87,528.54 บาท ซึ่งราคาเหล่านี้ยังไม่รวมอุปกรณ์ตัวรับสัญญาณเพิ่มเติมซึ่งมีราคาประมาณ 600 ถึง 800 ดอลลาร์สหรัฐ หรือ 18,756 ถึง 25,008 บาท (อ้างอิงราคาจาก Youngblut et al. (1996)) งานวิจัยของ Weidenbach et al. (2000) ได้ใช้อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า Flock of Birds ของบริษัท Ascension ซึ่งราคาอยู่ที่ 2,495 ดอลลาร์สหรัฐ หรือประมาณ 78,167 บาท (ราคาอ้างอิงจากเว็บ <http://www.worldviz.com/purchase/pricelist.php>)

ข้อดี คือมีความแม่นยำสูง เคลื่อนที่แบบหกองศาเสรีได้ สามารถออกแบบตรงส่วนหัวตรวจจำลองให้เสมือนหัวตรวจจริงได้

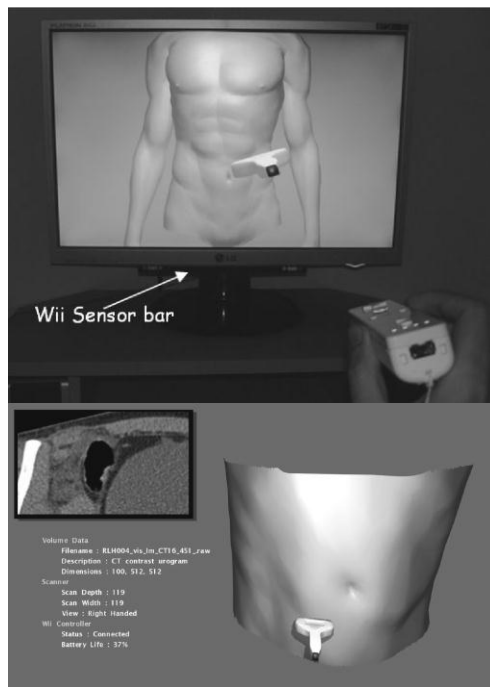
ข้อจำกัดของหัวตรวจชนิดนี้คือ อาจมีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ารบกวนทำให้เกิดค่าผิดพลาดได้ ราคาต้นทุนสูง และอุปกรณ์จำเป็นต้องมีตัวรับและตัวส่งสัญญาณ ทำให้ต้องมีการออกแบบส่วนหุ่นคนที่ต้องจำลองที่ติดตัวรับซึ่งอาจทำให้ราคาสูงขึ้นไปอีกตามจำนวนตัวรับสัญญาณ



ภาพที่ 2.5 อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า Polhemus
FASTRAK (ซ้าย) และ Polhemus Isotrak II (ขวา)

- 2.1.3. ส่วนควบคุมแบบใช้อุปกรณ์ด้านแสงและการมองเห็น (Optical) ซึ่งจะใช้หลักการเรื่องแสงในการตรวจจับตำแหน่ง เป็นหัวตรวจจำลองงานวิจัยที่เสนอหัวตรวจจำลองลักษณะนี้นั้นจะเน้นไปทางด้านลดราคาต้นทุนของหัวตรวจจำลอง ซึ่งจะทำให้ระบบจำลองต้นทุนต่ำไปด้วย ได้แก่ในงานงานวิจัยของ Ap Cendydd et al. (2009) ได้มีการนำรีโมทของเครื่องเล่น Nintendo Wiimote มาใช้งานเป็นหัวตรวจจำลอง โดยรวมอุปกรณ์ทั้งตัว Wii Remote Controller และ Wii Sensor Bar ซึ่งใช้การรับแสง infrared เป็นตัวจับตำแหน่ง รวมกันอยู่ที่ราคาประมาณ 40 ยูโร หรือประมาณ 1571 บาท ซึ่งเป็นราคาที่ถูกลง โดยระบบจะไม่มีหุ่นจำลองคนใช้ แต่จะมีโมเดล 3 มิติจำลองคนใช้ภายในส่วนซอฟต์แวร์ (Software) แล้วใช้ Wiimote ในการขยับแทนหัวตรวจจำลองดังภาพที่ 2.6. (ขวา)
- ข้อดีของงานวิจัยนี้คือ ต้นทุนต่ำ และสามารถหาซื้ออุปกรณ์ได้ง่าย พกพาเคลื่อนย้ายได้สะดวก
- ข้อจำกัดคือ การใช้งานหัวตรวจไม่เหมือนจริง เพราะ Wiimote จำเป็นต้องชี้ไปอยู่

ในตำแหน่ง Wii Remote Controller ที่ปล่อยรังสีอินฟราเรด (infrared) ตลอดทำให้การฝึกใช้ชยับได้จำกัดและเนื่องจากไม่มีหุ่นจำลองคนใช้ทำให้ไม่มีการตอบสนองด้านสัมผัส (Haptic feedback) ทำให้การฝึกไม่เหมือนการใช้งานจริง



ภาพที่ 2.6 รูปหัวตรวจจำลองของระบบในงานวิจัย Ap Cendydd et al. (2009) ที่มีการใช้ Nintendo Wiimote (ซ้าย) และมีการจำลองส่วนท้องของคนใช้เป็นแบบจำลองสามมิติในส่วนของซอฟต์แวร์ (Software) (ขวา) และในงานวิจัย Nicolau et al. (2011) โดยใช้กล้องเว็บแคม (Webcam) และติดภาพสัญลักษณ์ไว้บนหัวตรวจจำลองและมีกล่องกระดาษลังที่ใช้แทนหุ่นคนใช้จำลองโดยทำการติดสัญลักษณ์ไว้ เพื่อใช้ในการหาตำแหน่ง ข้อดีคือต้นทุนต่ำ สามารถออกแบบหัวตรวจได้เหมือนหัวตรวจจำลองจริง น้ำหนักเบา ทั้งตัวหัวตรวจและกล้องเว็บแคม (Webcam) ทำให้สามารถพกพาเคลื่อนย้ายได้สะดวก

ข้อจำกัดคือปัญหาความผิดพลาดที่เกิดจากสภาพแวดล้อมของแสงจำเป็นต้องมีการปรับ (calibrate) ก่อนทุกครั้ง และจำเป็นต้องมีเส้นทางที่ปราศจากสิ่งกีดขวางในการมองเห็น หรือ LOS (Line of sight) ตลอดเวลาคือกล้องต้องมองเห็นสัญลักษณ์บนหัวตรวจจำลองตลอดเวลา ทำให้เวลาฝึกการใช้หัวตรวจจำลองไม่เป็นธรรมชาติเพราะต้องให้กล้องเว็บแคม (Webcam) เห็นหัวตรวจตลอดเวลา



ภาพที่ 2.7 ภาพของอุปกรณ์ในงานวิจัย Nicolau et al. (2011)

2.1.4. หัวตรวจจำลองแบบอุปกรณ์ใช้ความเฉื่อย (Inertial) ร่วมกับการใช้แสงและการมองเห็น (Optical) ในงานวิจัยของ Kutarnia et al. (2010) ได้มีการออกแบบระบบจำลองที่ต้นทุนทางราคาต่ำโดยอุปกรณ์หัวตรวจจำลองได้ใช้ไจโรสโคป (Gyroscope) เป็นตัวจับการเคลื่อนไหวแบบหมุน ซึ่งจำเป็นต้องมีการใช้สนามแม่เหล็ก และใช้ Anoto Pen ดัดแปลงติดตั้งบนหัวตรวจจำลอง และ Anoto Surface ติดบนหุ่นคนไข้จำลอง ซึ่งการทำงานของ Anoto Pen และ Anoto Surface มีลักษณะใช้หลักการการใช้แสงและการมองเห็นในการหาตำแหน่งบน โดย Anoto Surface จะมีลักษณะเป็นรูปแบบจุดขนาดเล็กซึ่งทำให้สามารถใช้ Anoto Pen ซึ่งมีกล้อง และแสงอินฟราเรดในการประมวลผลหาตำแหน่งได้ ซึ่ง

ตัวราคา Anoto Pen และอุปกรณ์ Anoto Pen (Anoto penDocument Pro) นั้น
 ราคาอยู่ที่ 499 ดอลลาร์สหรัฐฯ หรือประมาณ 15,500 บาท (อ้างอิงจากเว็บ
<http://the-gadgeteer.com/2010/05/14/anoto-pendocuments-pro-review/>)
ข้อดีคือ อุปกรณ์การฝึกให้ความรู้สึกเหมือนจริง มีหุ่นคนใช้จำลอง และอุปกรณ์
 สามารถตรวจจับได้ทั้งตำแหน่งบนหุ่นคนใช้จำลองจากการใช้ Anoto Pen และ
 จากการหมุนจากไจโรสโคป (Gyroscope)
ข้อจำกัดคือ อุปกรณ์ยังมีราคาที่สูงในส่วนของ Anoto Pen และ
 จำเป็นต้องมีการลดค่าดริฟต์ (drift) ของ Gyroscope ด้วยการเพิ่มตัวอ้างอิง
 สนามแม่เหล็กเช่นเข็มทิศเข้าไปด้วย

จากอุปกรณ์หัวตรวจจำลองในงานวิจัยที่กล่าวมา พบว่าอุปกรณ์ติดตามการ
 เคลื่อนไหวสำเร็จรูปที่มีขายอยู่จะมีต้นทุนสูงการออกแบบตัวหัวตรวจขึ้นมาเองเพื่อลด
 ต้นทุนของระบบและมีขนาดเล็กพกพาได้สะดวก โดยได้ทำการเปรียบเทียบเลือกระหว่าง
 อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) กับใช้กลไกเชิงกล
 (Mechanical) ซึ่งทั้งสองแบบนี้สามารถนำมาใช้งานเป็นตัวติดตามการเคลื่อนไหวของหัว
 ตรวจจำลองได้ โดยสามารถหาซื้ออุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronics) ได้ง่าย แม้ว่า
 ข้อเสียของอุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบใช้กลไกเชิงกล (Mechanical) จะมีข้อเสีย
 ที่ต้องมีอุปกรณ์แขนติดตั้งและมีพื้นที่ปริมาตรในการติดตามจำกัด แต่เราสามารถ
 ออกแบบส่วนแขนให้เหมาะสมกับการเคลื่อนที่ของหัวตรวจจำลองได้ และอุปกรณ์
 ติดตามการเคลื่อนไหวแบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) มีข้อเสียในการติดตามการเคลื่อนที่
 ในพื้นที่ปริมาตรเล็กๆที่ไม่มีความแม่นยำ แต่ในปัจจุบันอุปกรณ์ไจโรสโคป (Gyroscope)
 และอุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) ก็ได้มีการพัฒนาจนมีความละเอียดในการ
 ติดตามการเคลื่อนไหวที่สูงแล้ว

จากวัตถุประสงค์ของงานวิจัยที่จะออกแบบระบบที่ต้นทุนต่ำ ดังนั้นอุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวในส่วนหัวตรวจจำลองต้องต้นทุนต่ำและมีความเหมือนหัวตรวจอัลตราซาวนด์จริง ซึ่งได้ทำการเปรียบเทียบระหว่าง อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) และใช้กลไกเชิงกล (Mechanical)

อุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) มีการใช้ไจโรสโคป (Gyroscope) และอุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) ร่วมกัน ซึ่งจะสามารถใช้ตรวจหาตำแหน่งและการหมุนของหัวตรวจจำลองได้ ราคาของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Electronics) ชนิดนี้เช่น MPU-6050 ซึ่งเป็นตัวเซ็นเซอร์ตำแหน่งและการหมุนที่ประกอบด้วยไจโรสโคป (Gyroscope) และ อุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) แบบ 3 แกนทั้งคู่ ทำให้ติดตามการเคลื่อนไหวได้หกองศาเสรี ซึ่งถือว่ามีราคาต่ำกว่าเมื่อซื้อ ไจโรสโคป (Gyroscope) และ อุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) แยกกัน โดยตัว ไจโรสโคป ใน MPU-6050 นี้สามารถปรับขอบเขตของการวัด (Scale range) ได้เป็น ± 250 ± 500 ± 1000 และ ± 2000 องศาต่อวินาที และตัวอุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) ก็สามารถปรับค่าได้ตั้งแต่ $\pm 2g$ $\pm 4g$ $\pm 8g$ และ $\pm 16g$ การที่ปรับค่าขอบเขตของการวัด (Scale range) ได้หลายค่า ช่วยให้ปรับค่าให้เหมาะสมกับการใช้งานหัวตรวจจำลอง ซึ่งราคาของเซ็นเซอร์ตัวนี้คือ 850 บาท รวมกับตัวเบรกเอาต์บอร์ด (Breakout Board) อีก 1850 บาท รวมทั้งชุดเป็น 2700 บาท (ราคาอ้างอิงราคาจาก <http://www.warf.com>)

อุปกรณ์ลักษณะนี้มี

ข้อดี ต้นทุนต่ำ สามารถออกแบบหัวตรวจจำลองให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ไม่ต้องยึดติดเป็นแขนทำให้สามารถใช้ในการฝึกได้เหมือนจริง ให้ค่าที่เร็ว (ประสิทธิภาพขึ้นกับคุณภาพของอุปกรณ์)

ข้อจำกัด ของอุปกรณ์นี้คือ ส่วนของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Electronics) แบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) คือมีการ ดริฟต์ (Drift) คือค่าเอาต์พุต (output) จะคลาดเคลื่อนไปเรื่อยๆ โดยมีทั้งดริฟต์ (Drift) จากเวลา อุณหภูมิ และแรงกระทำ ซึ่งอาจจะจำเป็นต้องใช้แม่เหล็กมา

เป็นตัวอ้างอิง และอุปกรณ์ยังต้องมีการปรับค่า (Calibrate) ตำแหน่งกับส่วนหุ่นคนไข้ จำลองก่อนใช้งานทุกครั้ง เนื่องจากอุปกรณ์ไม่ได้บอกตำแหน่งของหัวตรวจจำลองที่แน่นอน โดยอุปกรณ์ค่าความคลาดเคลื่อนและความเร็วที่กล่าวมาอาจมีน้อยลงได้ขึ้นอยู่กับคุณภาพของอุปกรณ์ซึ่งยิ่งราคาสูงก็ยิ่งมีความคลาดเคลื่อนจากดริฟต์ (Drift) หรือสัญญาณรบกวน (Noise) น้อย และยังมีความเร็วในการส่งค่ามากขึ้น และอุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) ยังไม่สามารถนำมาใช้เป็นอุปกรณ์จับตำแหน่งการเคลื่อนที่ได้แม่นยำเนื่องจากการปรับหักล้างค่าแรงโน้มถ่วงให้หายไปนั้นเมื่อมีความคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อยก็ทำให้เกิดความผิดพลาดได้ รวมทั้งต้องนำค่าความเร่งมาหาปริพันธ์เพื่อหาค่าระยะทางซึ่งทำให้ค่าความคลาดเคลื่อนมีการเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ทำให้ขาดความแม่นยำในการจับตำแหน่งในการเคลื่อนที่

อุปกรณ์ติดตามแบบใช้กลไกเชิงกล (Mechanical) ซึ่งมีลักษณะเป็นแกนแล้วใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้น (Linear potentiometer) ติดอยู่บนข้อต่อของแกนที่ออกแบบเพื่อคำนวณหาตำแหน่งและการหมุน ซึ่งเมื่อเทียบกับการออกแบบแบบกลไกเชิงกล เพื่อให้จับการเคลื่อนไหวได้หกองศาเสรี ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้น (Linear Potentiometer) 6 ตัว ราคาของตัวต้านทานปรับค่าได้ขนาดเล็กอยู่ที่ตัวละ 10-500 บาท (อ้างอิงราคาจาก <http://www.semi-shop.com> และ <http://www.innotechpcb.com>) ซึ่งรวมราคา 6 ตัวอยู่ที่ราคาระหว่าง 60-3000 บาท ซึ่งราคานี้ยังไม่ได้รวมกับวัสดุส่วนแกน ด้านการออกแบบส่วนแกนเราสามารถควบคุมราคาของวัสดุให้อยู่ในต้นทุนที่ต้องการ ขนาดและน้ำหนักที่เราสามารถควบคุมให้มีขนาดเล็กและน้ำหนักเบาได้เพื่อพกพาได้สะดวก

ข้อดี ต้นทุนต่ำ มีความแม่นยำ เร็ว (ค่าประสิทธิภาพขึ้นกับคุณภาพของอุปกรณ์) ไม่มีสัญญาณจากภายนอกรบกวน สามารถออกแบบส่วนแกนและส่วนหัวตรวจจำลองและห้องคนไข้จำลองให้เหมาะสมกับระบบและให้สามารถพกพาได้สะดวกได้ตามต้องการ

อุปกรณ์หาซื้อได้ง่าย

ข้อจำกัด ต้องออกแบบส่วนอุปกรณ์ติดตามเป็นแบบแขนกลทำให้มีความลำบากในการใช้งานกว่าอุปกรณ์ชนิดขนาดเล็กต่อสาย และตัวอุปกรณ์ตัวด้านทานปรับค่าได้มีค่าความผิดพลาดของอุปกรณ์ไฟฟ้า (Loading Error) ซึ่งเกิดจากค่าความต่างศักย์ที่ผิดพลาดไปเนื่องจากความต้านทานในวงจร และมีค่าความผิดพลาดเชิงเส้น (Linearity Error) คือความคลาดเคลื่อนของเอาต์พุต (output) ที่ไม่เป็นแบบเชิงเส้น และมีสัญญาณรบกวน (Noise) ทำให้เอาต์พุต (output) ไม่นิ่งอีกด้วย ซึ่งตัวด้านทานปรับค่าได้ที่คุณภาพสูงราคาสูงนั้นจะมีประสิทธิภาพสูงและค่าความผิดพลาดและสัญญาณรบกวนต่ำ

จากที่กล่าวมา อุปกรณ์แบบใช้กลไกเชิงกล (Mechanical) และใช้ความเฉื่อย (Inertial) เมื่อเปรียบเทียบทางด้านราคา แบบเชิงกล (Mechanical) จะมีราคาต้นทุนต่ำกว่าใช้ความเฉื่อย (Inertial) และตัวด้านทานปรับค่าได้ยังสามารถหาซื้อได้ง่ายกว่าไจโรสโคป (Gyroscope) และอุปกรณ์วัดความเร่ง (Accelerometer) เนื่องจากเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ (Electronics) พื้นฐาน ทำให้การผลิตมีความสะดวกมากยิ่งขึ้น ซึ่งปัญหาทางด้านประสิทธิภาพก็ขึ้นอยู่กับคุณภาพของอุปกรณ์ ปัญหาค่าความผิดพลาดของตัวด้านทานปรับค่าได้นั้น เราสามารถเลือกตัวด้านทานปรับค่าได้ที่มีคุณภาพ ราคา และค่าความผิดพลาดไม่มากเกินไปและเหมาะสมกับนำมาใช้ในระบบจำลองอัลตราซาวนด์เพื่อฝึกหัด ในที่นี้จะยกตัวอย่างตัวด้านทานปรับค่าได้ของบริษัทอัลฟา (alpha) ซึ่งเป็นตัวด้านทานปรับค่าได้ของประเทศไต้หวันที่จัดจำหน่ายอยู่ตามแหล่งอิเล็กทรอนิกส์ทั่วไปและราคาถูก นำมาใช้ร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูอิโน (Arduino) เมื่อคิดค่าตำแหน่งจากการใช้แขนกลยาว 30 เซนติเมตร ซึ่งได้ค่าประสิทธิภาพต่างๆดังตารางที่ 2.1

ประสิทธิภาพด้านต่างๆ	ค่าประสิทธิภาพของตัวต้านทานปรับค่าได้ของ บริษัทอัลฟา เมื่อใช้ร่วมกับอาร์ดูอิโน เมื่อใช้แกนกลยาว 30 เซนติเมตร
อัตราการอัปเดตตำแหน่ง	64 ครั้งต่อวินาที
ความละเอียดของการหมุน	0.29 องศา
ความละเอียดของการเคลื่อนที่ ตำแหน่ง	0.15 เซนติเมตร

ตารางที่ 2.1 ตารางค่าประสิทธิภาพของตัวต้านทานปรับค่าได้ของบริษัทอัลฟา เมื่อใช้ร่วมกับอาร์ดูอิโน เมื่อใช้แกนกลยาว 30 เซนติเมตร

จากตารางที่ 2.1 จะเห็นว่าจำเป็นต้องคิดค่าตำแหน่งการเคลื่อนที่โดยการจำลองว่ามีใช้แกนกลยาว 30 เซนติเมตร เนื่องจากว่าตัวต้านทานปรับค่าได้เป็นแบบหมุนซึ่งจะจับค่าได้เพียงแค่ส่วนการหมุนเท่านั้น ซึ่งจะพบว่าความละเอียดของตัวต้านทานปรับค่าได้มีค่อนข้างสูง แต่เมื่อนำมาใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูอิโน ทำให้ได้ความละเอียดที่ต่ำลงเพราะอาร์ดูอิโน จะแปลงค่าความต่างศักย์จาก 0 ถึง 5 โวลต์ เป็นค่า 0 ถึง 1023 ซึ่งขอบเขตการหมุนของตัวต้านทานปรับค่าได้ยี่ห้ออัลฟานี้มันอยู่ที่ 300 องศา ดังนั้นค่าความละเอียดในการจับการหมุนคือ 300 องศาหารด้วย 1023 ซึ่งจะอยู่ที่ประมาณ 0.29 องศา ซึ่งเมื่อนำมาคิดคำนวณจากความละเอียดการหมุนนี้เมื่อมีแกนกล 30 เซนติเมตรและจุดที่ใช้หาตำแหน่งอยู่ที่บริเวณปลายของแกนกล จะได้ความละเอียดในการเคลื่อนที่อยู่ที่ประมาณ 0.15 เซนติเมตร จะพบว่ามีความละเอียดค่อนข้างสูงและเพียงพอต่อการไปใช้งานในการฝึกตรวจที่หัวใจทารกมีขนาดประมาณ 2 เซนติเมตร และอัตราการอัปเดตตำแหน่งที่อยู่ 64 ครั้งต่อวินาทีเมื่อได้ทดสอบส่งข้อมูลการส่งข้อมูลจากตัวต้านทานปรับค่าได้ 6 ตัวผ่านทางอาร์ดูอิโน ซึ่งเป็นค่าที่เพียงพอต่อการทำงานแบบทันกาล

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเสนอส่วนหัวตรวจจำลองที่ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้และแกนเชิงกลในการจับตำแหน่ง ส่วนข้อจำกัดทางด้านการออกแบบที่ต้องเป็นแบบแกนนั้นจะใช้การออกแบบที่

ทำให้มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา พกพาเคลื่อนย้ายได้สะดวก เหมือนหัวตรวจจริงและไม่จำเป็นต้องปรับ (Calibrate) ก่อนใช้งาน

2.2 ส่วนประมวลผล (Computing Unit) และส่วนแสดงผล (Visualizing Unit)

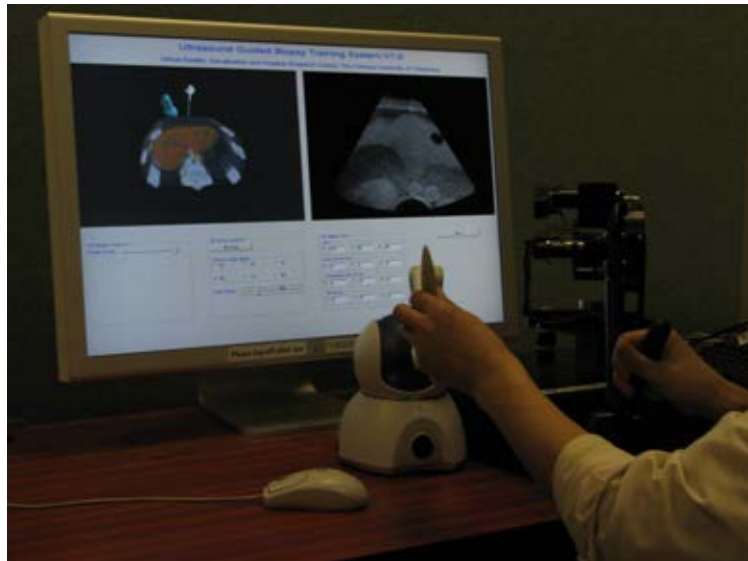
ทั้งสองส่วนนี้จะเป็นส่วนของซอฟต์แวร์ (Software) ซึ่งประมวลผลภายในคอมพิวเตอร์ (Computer) และแสดงผลออกทางจอคอมพิวเตอร์ (Monitor)

ส่วนประมวลผลจะเป็นส่วนที่รับค่าสัญญาณจากหัวตรวจจำลองเข้ามาแปลงผลเป็นตำแหน่งของหัวตรวจจำลองในโลกเสมือนจริงในคอมพิวเตอร์ แล้วจึงส่งค่าไปที่ส่วนแสดงผล

ส่วนแสดงผลจะรับค่าตำแหน่งของหัวตรวจจำลองเข้ามาเพื่อทำการแสดงผลภาพอัลตราซาวด์ ซึ่งส่วนแสดงผลจะแบ่งตามการนำข้อมูลเข้ามาใช้ได้ดังนี้

2.2.1 ภาพแสดงผลที่มาจากส่วนข้อมูลจริงโดยใช้ข้อมูลสามมิติจากปริมาตรภาพซีที (CT Volume) หรือเอ็มอาร์ไอ (MRI) ร่วมกับภาพอัลตราซาวด์จริง

ระบบจำลองทั้งเชิงพาณิชย์และในงานวิจัยส่วนมากนำภาพของข้อมูลคนไข้จริงที่เก็บมาได้เช่นปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume) หรือ อัลตราซาวด์จริงมาใช้ในการแสดงผลโดยทำการ ข้อมูลที่เก็บมาได้ใหม่ ได้แก่ใน UltraSim ของ MedSim และ Schallware และในงานวิจัยเช่น Aiger และ Cohen-or (1998) และ Ni et al.(2008) ลักษณะของของระบบจำลองที่ใช้ส่วนแสดงผลแบบนี้จะนำข้อมูลสามมิติจากปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume) นำมาจับคู่ตำแหน่งกับภาพอัลตราซาวด์จริง ที่มีลักษณะเป็นข้อมูลสามมิติมาแสดงผลตัดขวาง



ภาพที่ 2.8 ภาพของระบบจำลองของงานวิจัย Ni et al. (2008)

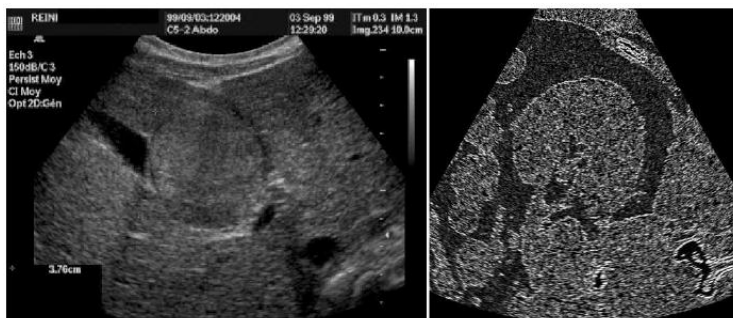
ข้อดี ของการแสดงผลประเภทนี้คือการแสดงผลเป็นภาพข้อมูลจริงทำให้การฝึกมีประสิทธิภาพเหมือนการตรวจอัลตราซาวด์จริง

ข้อจำกัด คือมีกรณีของการฝึกคนไข้จำกัด เนื่องจากต้องเก็บข้อมูลจากคนไข้จริงซึ่งมีจำนวนและเวลาได้ในตรวจและเก็บข้อมูลจำกัด และข้อมูลสามมิติจากปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume) และเอ็มอาร์ไอ (MRI) ตำแหน่งอาจไม่ตรงกับภาพอัลตราซาวด์จริงที่เก็บมา ทำให้การจับคู่ตำแหน่งทำได้ยาก

2.2.2 ภาพแสดงผลที่เกิดจากการนำข้อมูลสามมิติจากปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume) หรือเอ็มอาร์ไอ (MRI) และแสดงภาพตัดขวางของปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume) หรือเอ็มอาร์ไอ (MRI) มาสร้างเป็นภาพอัลตราซาวด์จำลอง

ในงานวิจัยของ Reichl et al. (2009) Ap Cendydd et al. (2009) Kutarnia et al. (2010) Magee et al. (2007) Dillenseger et al. (2009) และ Kutter et al.

(2009) ได้มีสร้างภาพอัลตราซาวด์ขึ้นมาจากการแปลงภาพตัดขวางของปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume)



ภาพที่ 2.9 (ขวา) ภาพแสดงผล ภาพอัลตราซาวด์จำลองจากภาพตัดขวางของปริมาตรภาพแบบซีที (CT Volume) ของงานวิจัย Dillenseger et al. (2009)

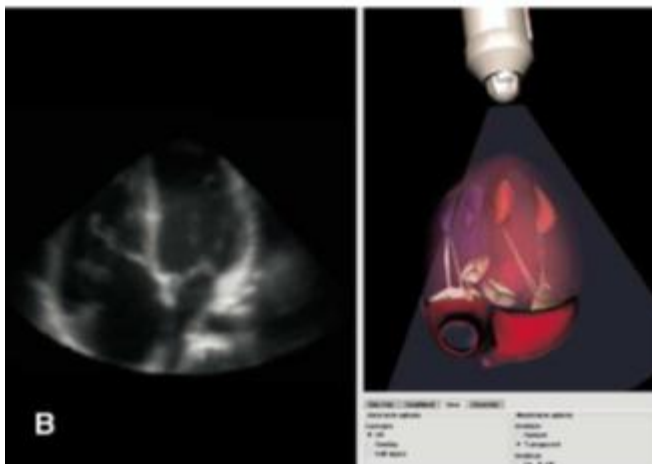
เปรียบเทียบกับ (ซ้าย) ภาพอัลตราซาวด์ของอวัยวะส่วนเดียวกันจริง

ข้อดีของการแสดงผลแบบนี้ คือ ไม่ต้องทำการเก็บข้อมูลภาพอัลตราซาวด์จริงเพื่อมาจับคู่กับข้อมูลปริมาตรภาพจากซีที (CT Volume)

ข้อจำกัด คือภาพที่แสดงผลที่สร้างขึ้นมา อาจไม่เหมือนภาพอัลตราซาวด์จริง ทำให้การฝึกไม่เหมือนการฝึกจริง

2.2.3 ภาพแสดงผลที่เกิดจากการนำข้อมูลสามมิติจากแบบจำลองสามมิติใช้ร่วมกับภาพอัลตราซาวด์จริง

ในงานวิจัย Weidenbach et al. (2005) ได้ใช้ข้อมูลภาพสามมิติจากแบบจำลองสามมิติของอวัยวะที่สร้างขึ้นมาทำการจับคู่ตำแหน่งกับ ภาพอัลตราซาวด์จริงที่เก็บมาจากคนไข้จริง



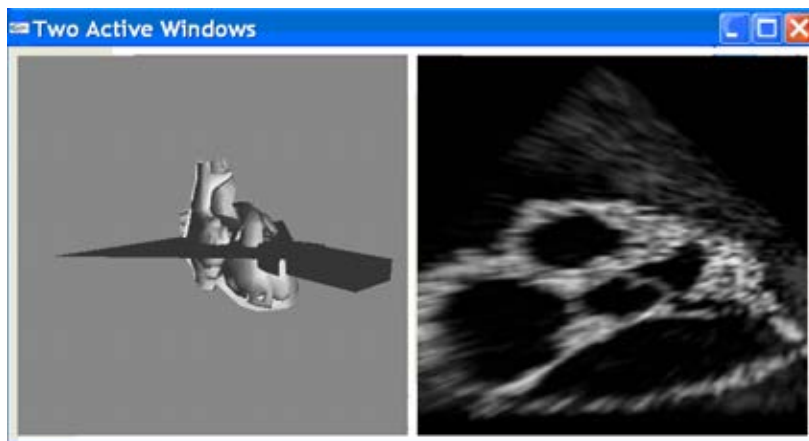
ภาพที่ 2.10 ภาพแสดงส่วนแสดงผลของระบบจำลองในงานวิจัยของ Weidenbach et al. (2005) ด้านขวาเป็นภาพแสดงตำแหน่งของส่วนหัวตรวจกับส่วนแบบจำลองสามมิติหัวใจมนุษย์ ซึ่งได้ทำการจับคู่แสดงผลตำแหน่งกับภาพอัลตราซาวด์จริงทำให้เห็นภาพแสดงผลทางด้านซ้าย

ข้อดีของงานวิจัยนี้คือ การแสดงภาพอัลตราซาวด์จริง ทำให้การฝึกเหมือนจริงและเนื่องจากใช้แบบจำลองสามมิติของอวัยวะทำให้สามารถแสดงภาพของอวัยวะและตำแหน่งหัวตรวจช่วยแนะนำในการฝึกหัดได้

ข้อจำกัด แบบจำลองสามมิติที่ใช้อาจจะมีความแตกต่างกับข้อมูลภาพอัลตราซาวด์ทำให้การจับตำแหน่งไม่ตรง ทำให้การจับคู่ตำแหน่งทำได้ยาก

2.2.4 ภาพแสดงผลที่เกิดจากการนำข้อมูลสามมิติจากแบบจำลองสามมิติและสร้างภาพอัลตราซาวด์จำลองจากภาพตัดขวางของแบบจำลองสามมิติ

Sun และ Mckenzie (2011) ได้มีการแก้ไขข้อจำกัดของข้อมูลภาพจริงที่มีจำนวนกรณีน้อย โดยการใช้แบบจำลองสามมิติมาใช้แล้วแสดงผลด้วยภาพตัดขวางที่แปลงภาพนั้นให้มีคุณสมบัติคล้ายภาพอัลตราซาวด์จำลองเสมือนจริง



ภาพที่ 2.11 ส่วนแสดงผลของระบบจำลองของงานวิจัย Sun และ Mckenzie (2011) ใช้แบบจำลองสามมิติของหัวใจแสดงผล

ข้อดีคือสามารถปรับเปลี่ยนกรณีของการตรวจได้ตามต้องการ และสามารถช่วยให้เห็นภาพของตำแหน่งที่กำลังฝึกตรวจของอวัยวะได้ดังภาพที่ 2.12.

ข้อจำกัดคือภาพที่ได้ไม่เหมือนภาพอัลตราซาวด์จริงอย่างสมบูรณ์ทำให้การฝึกกับการตรวจจริงมีความแตกต่างกันได้ ทำให้การฝึกไม่เหมือนการตรวจอัลตราซาวด์จริง

จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่า เพื่อความสมจริงของการแสดงผลภาพอัลตราซาวด์ ต้องนำข้อมูลของคนใช้จริง คือนำข้อมูลภาพอัลตราซาวด์จริงมาใช้ในส่วนแสดงผลภาพหน้าตัดเพื่อความสมจริงในการฝึกเพื่อให้การฝึกมีประสิทธิภาพ นำมาจับคู่ตำแหน่งกับแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์ แสดงผลส่วนแบบจำลองสามมิติ กับตำแหน่งหัวตรวจจำลองปัจจุบัน เพื่อช่วยชี้แนะในการฝึกการตรวจ

จากระบบจำลองของงานวิจัยส่วนใหญ่นั้นทั้งส่วนประมวลผลและส่วนแสดงผลจะให้ทำงานบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (PC) ทั้งแบบตั้งโต๊ะ (Desktop)

และแบบวางตั้ง (Laptop) ได้ ซึ่งแก้ปัญหาของระบบแบบเชิงพาณิชย์ที่สร้างทั้งระบบขนาดใหญ่ทำให้ติดตั้งและเคลื่อนย้ายลำบาก ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเสนอให้สามารถใช้นับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (PC) ทั้งแบบตั้งโต๊ะ (Desktop) และแบบวางตั้ง (Laptop) ในการประมวล เพื่อลดต้นทุนและซึ่งการใช้งานบนคอมพิวเตอร์แบบวางตั้งทำให้สามารถพกพาเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวก ซึ่งจะพัฒนาซอฟต์แวร์ (Software) โดยใช้โอเพนจีแอล (OpenGL)

จากที่กล่าวมาข้างต้นทั้งสามส่วนของระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่กล่าวมา ข้าพเจ้าจึงขอเสนอระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ฝึกหัดแพทย์ตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ ที่ต้นทุนต่ำโดยใช้ส่วนหัวตรวจจำลองที่สร้างจากอุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบกลไกเชิงกล (Mechanical) ติดตามการเคลื่อนไหวและขยับได้หกองศาเสรี มีลักษณะเป็นแขนกลโดยใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้นในการคำนวณเพื่อตรวจหาตำแหน่งของหัวตรวจจำลอง โดยจะมีส่วนของท้องคนไข้จำลองเพื่อความเสมือนจริงในการฝึกตรวจ และในส่วนของพัฒนาส่วนประมวลผลและส่วนแสดงผลเป็นซอฟต์แวร์ (Software) ที่ใช้แสดงผลภาพตัดขวางของข้อมูลภาพอัลตราซาวด์ของคนไข้จริงเพื่อความเหมือนจริงโดยจับคู่ตำแหน่งกับแบบจำลองสามมิติ (3D mesh model) ของทารกในครรภ์ เพื่อช่วยชี้แนะในการฝึกฝน โดยใช้โอเพนจีแอล (OpenGL) และสามารถใช้งานคอมพิวเตอร์ทั้งแบบตั้งโต๊ะ (Desktop) และแบบวางตั้ง (Laptop) ได้ ทั้งนี้อุปกรณ์ทุกอย่างต้องทำที่ขนาดเหมาะสมและน้ำหนักเบาเพื่อให้พกพาได้สะดวก

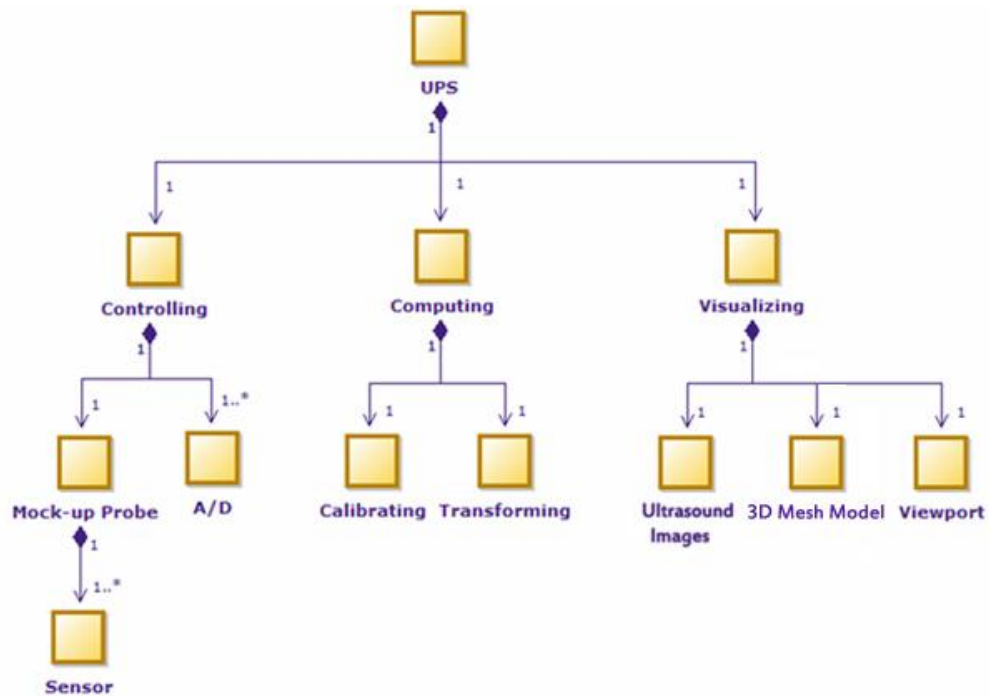
บทที่ 3

การออกแบบและพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ฝึกตรวจ หัวใจทารกในครรภ์

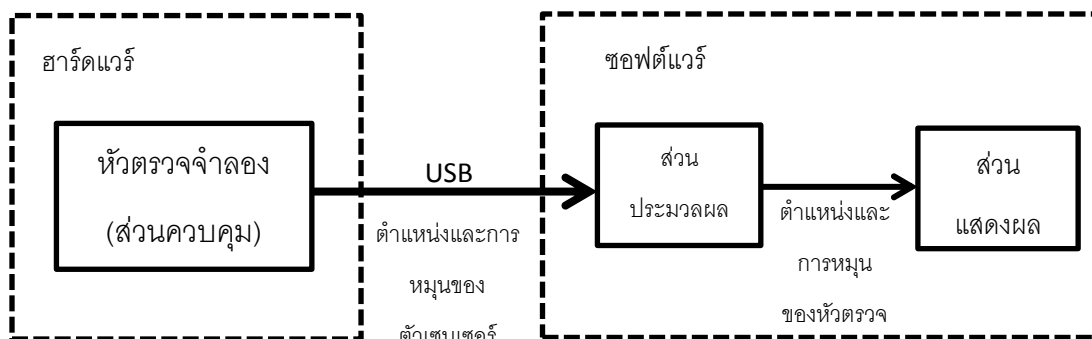
3.1 การออกแบบ

ได้ทำการออกแบบระบบ โดยแบ่งระบบออกเป็นสามส่วนหลักเหมือนในงานวิจัยระบบจำลองอัลตราซาวด์ทั่วไป ดังนี้

1. ส่วนควบคุม (Controlling Unit)
2. ส่วนประมวลผล (Computing Unit)
3. ส่วนแสดงผล (Visualizing Unit)



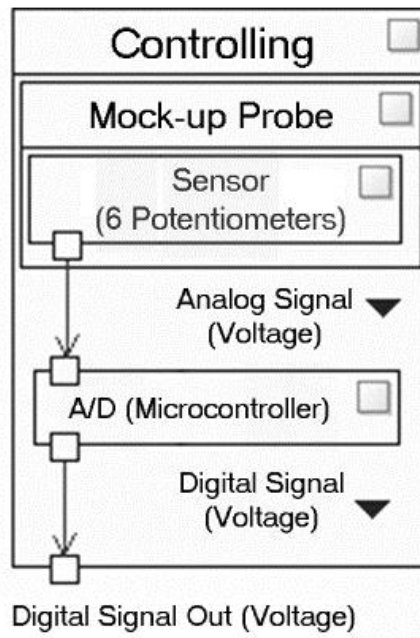
ภาพที่ 3.1.1 แผนภาพส่วนประกอบของระบบจำลองอัลตราซาวด์



ภาพที่ 3.1.2 แผนภาพแสดงการส่งข้อมูลของระบบอัลตราซาวด์

3.1.1. ส่วนควบคุม (Controlling Unit)

เป็นส่วนที่เป็นแขนที่ออกแบบให้สามารถขยับได้หกองศาเสรีใช้เป็นหัวตรวจจำลองน้ำหนักเบา เพื่อให้พกพาได้สะดวก ตรงส่วนตัวเซ็นเซอร์จำตำแหน่งและการหมุนใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้เชิงเส้นเพื่อช่วยให้ระบบต้นทุนต่ำลงและออกแบบส่วนแขนให้ขนาดเล็กและน้ำหนักเบาเพื่อให้พกพาได้สะดวก โดยส่วนตัวต้านทานปรับค่าได้เชิงเส้นในหัวตรวจจำลองส่งค่าข้อมูลผ่านตัวแปลงผันสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (A/D) ทางยูเอสบี (USB) ไปยังส่วนประมวลผล

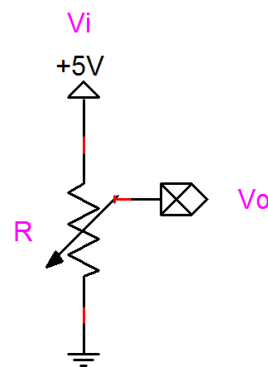


ภาพที่ 3.1.3 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ของส่วนควบคุม



ภาพที่ 3.1.4 แบบจำลองจากการออกแบบหัวตรวจจำลอง

ส่วนหัวตรวจจำลองจะออกแบบขึ้นเป็นแท่นบังคับที่มีข้อต่อแบบหมุนที่สามารถขยับได้หก องศาเสรีที่ใช้ต้นทุนน้อย และมีน้ำหนักเบาสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวกและมีความเฉื่อยจากการเคลื่อนที่ของแขนน้อย โดยการออกแบบส่วนท้องคนใช้จำลองจะต้องสามารถติดยึดและถอดกับส่วนแท่นแขนกลนี้เพื่อให้ตำแหน่งคงที่และสามารถพับเก็บเคลื่อนย้ายได้สะดวกได้ง่าย โดยหัวตรวจจำลองจะต้องสามารถเคลื่อนที่ได้ครอบคลุมส่วนท้องจำลองอีกด้วย โดยจะใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้นเป็นเซ็นเซอร์ตรงช่วงข้อต่อที่ใช้ในการทำให้ค่าความต่างศักย์ของกระแสไฟฟ้าที่ส่งผ่านเข้าไป



เปลี่ยนแปลง ตามภาพวงจรไฟฟ้าต่อไปนี้

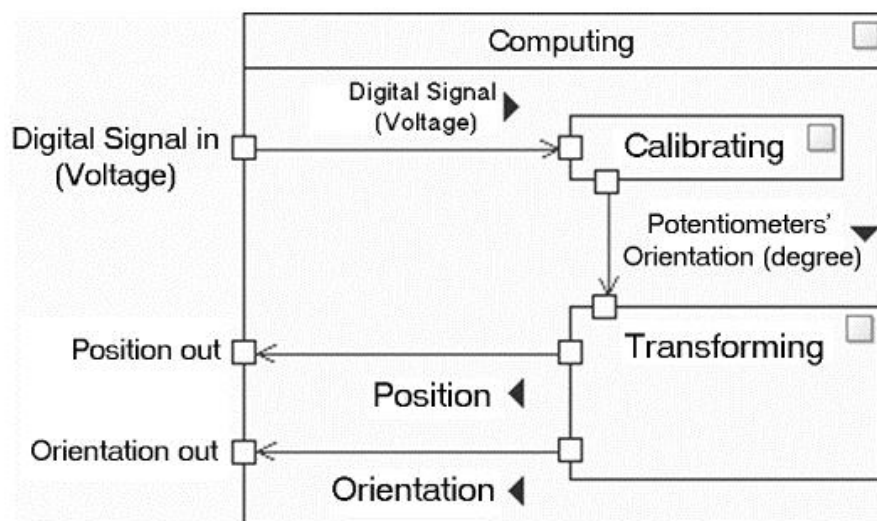
ภาพที่ 3.1.5 ภาพวงจรที่ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้เพื่อใช้เป็นเซ็นเซอร์

เมื่อได้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเคลื่อนที่ของข้อต่อออกมา จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ (micro controller) ในการแปลงค่าความต่างศักย์ของเซ็นเซอร์แต่ละตัวให้เป็นค่าดิจิทัล (Digital) และรายงานผลสู่อุปกรณ์คอมพิวเตอร์เพื่อนำไปประมวลผลเป็นพิกัดและองศาการหมุนของหัวตรวจในซอฟต์แวร์ (Software) ที่ใช้จำลองการตรวจต่อไป โดยในส่วนไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีการกรองสัญญาณสัญญาณความถี่ต่ำ (Low-Pass Filter) หรือการกรองสัญญาณโดยใช้ค่าเฉลี่ย (Average Filter) ที่เหมาะสม เพื่อลดสัญญาณรบกวน (Noise)

ในส่วนประมวลผลและส่วนแสดงผลจะเป็นซอฟต์แวร์ (Software) ที่พัฒนาขึ้นให้สามารถใช้งานบน คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (PC) โดยต้องสามารถใช้งานบนคอมพิวเตอร์แบบวางตัก (Laptop) ได้เพื่อให้สามารถพกพาได้สะดวก

3.1.2. ส่วนประมวลผล (Computing Unit)

ทำหน้าที่รับค่ามาจากส่วนควบคุมหัวตรวจจำลองทำการปรับ (Calibrate) และแปลง (Transform) ให้ค่าที่ส่งเข้ามาให้เป็นตำแหน่งและการหมุนของหัวตรวจ โดยในส่วนของปรับ (Calibrating) ความต่างศักย์แบบดิจิทัลที่รับเข้ามาปรับค่าหาองศาของมุมของตัวด้านทานปรับค่าได้ของหัวตรวจจำลองเพื่อนำไปคำนวณหาตำแหน่ง

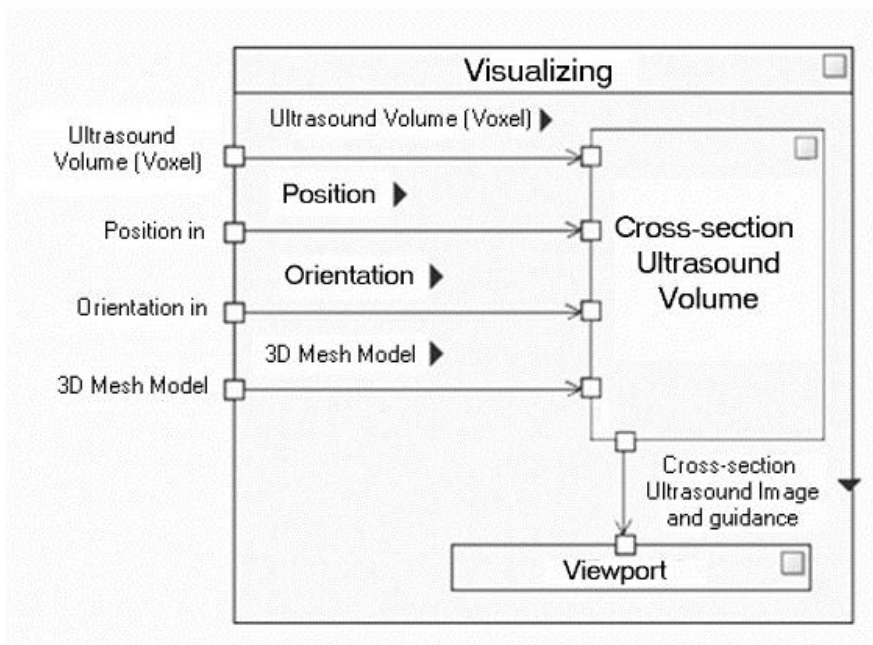


ภาพที่ 3.1.6 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ของส่วนประมวลผล

ในส่วนนี้จะใช้หลักการของการแปลงค่า (Transform) แปลงค่าองศาการหมุนของจุดต่างๆในหัวตรวจจำลองแบบแกนกลเพื่อนำไปหาตำแหน่ง ในการสร้างหัวตรวจจำลองในคอมพิวเตอร์เพื่อไปประมวลผลภาพกับข้อมูลเชิงปริมาณ

3.1.3. ส่วนแสดงผล (Visualizing Unit)

นำข้อมูลภาพอัลตราซาวด์ที่เก็บมาจากเครื่องตรวจอัลตราซาวด์จริง ซึ่งมีลักษณะเป็นปริมาตรภาพ (Voxel) มาจัดตำแหน่งให้ตรงกับตำแหน่งหัวใจของแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์ เพื่อให้มีการแสดงส่วนที่นำการฝึกฝน และนำค่าตำแหน่งและการหมุนของหัวตรวจจำลองจากส่วนประมวลผล ไปทำการเลือกภาพตัดขวางกับข้อมูลภาพของภาพอัลตราซาวด์จริงที่เก็บมาจากการตรวจจากเครื่องอัลตราซาวด์จริง เพื่อนำมาแสดงผลเพื่อความเหมือนจริงของระบบ พัฒนาโดยใช้ควิที (Qt) ซึ่งเป็นโอเพนซอร์ส (open source) และใช้โอเพนจีแอล (Open GL) ในส่วนแสดงผล



ภาพที่ 3.1.7 แผนภาพบล็อก (Block diagram) ส่วนแสดงผล

3.2 การพัฒนาระบบ

ในส่วนพัฒนาระบบนั้น ได้แบ่งเป็นสามส่วนตามขั้นตอนการออกแบบ

3.2.1 ส่วนควบคุม

ส่วนควบคุมนั้นได้แบ่งเป็นสองส่วนคือส่วนการพัฒนาสร้างหุ่นคนท้องจำลอง และส่วนหัวตรวจจำลอง

หุ่นคนท้องจำลอง

ในส่วนนี้ได้เริ่มพัฒนา ก่อนส่วนหัวตรวจจำลอง เพื่อให้สามารถออกแบบโครงสร้างของหัวตรวจจำลองให้สามารถใช้งานได้ครอบคลุมหุ่นคนท้องจำลองได้ โดยในส่วนนี้ได้พัฒนาโดยการใช้หุ่นคนท้องที่ใช้ในการแสดงเสื้อผ้าที่มีลักษณะใกล้เคียงคนท้องจริงนำมาตัดให้มีเฉพาะส่วนท้อง ดังภาพที่ 3.2.1



ภาพที่ 3.2.1 ภาพหุ่นคนท้องใช้แสดงชุดหุ่นคนท้องที่ตัดเฉพาะส่วนท้องแล้ว

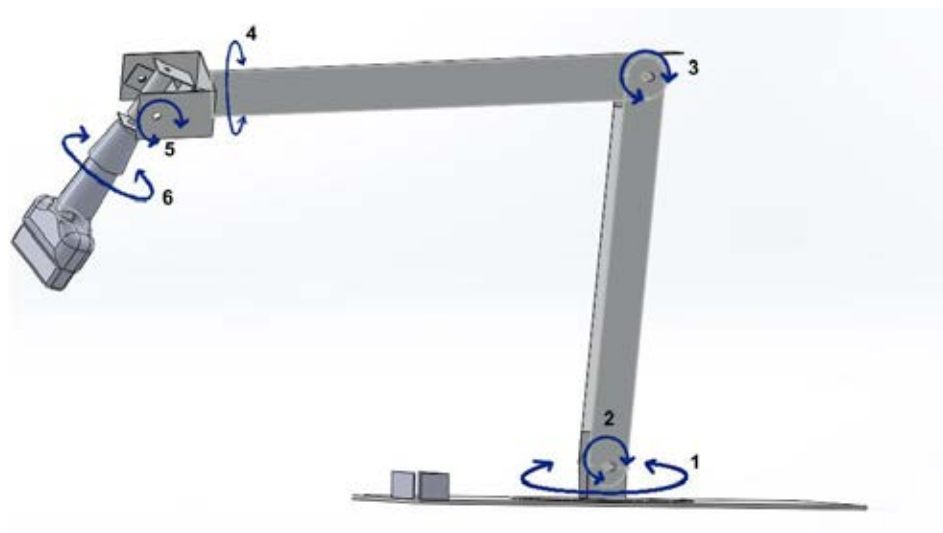
แล้วจึงนำหุ่นคนท้องนี้ไปหุ้มด้วยฟองน้ำแล้วจึงหุ้มด้วยหนังเทียมเพื่อให้มีลักษณะเหมือนผิวหนังคนมากที่สุด เพื่อให้มีสัมผัสในการใช้งานการฝึกสมจริง ซึ่งต้นทุนในการผลิตอยู่ที่ประมาณ 1500 บาท



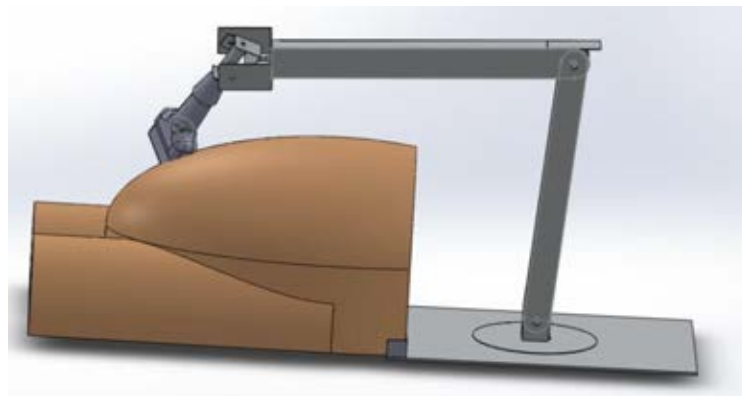
ภาพที่ 3.2.2 ภาพหุ่นท้องจำลองที่หุ้มด้วยฟองน้ำและหนังเทียม

หัวตรวจจำลอง

จากที่กล่าวมาในส่วนออกแบบหัวตรวจจำลองนั้นจะสร้างโดยใช้ลักษณะการจับการเคลื่อนแบบเชิงกลโดยใช้ตัวด้านทานปรับค่าได้ โดยหัวตรวจจำลองจะต้องเคลื่อนที่ได้หกองศาเสรี และจะต้องเคลื่อนที่ได้ครอบคลุมหุ่นคนท้องจำลองที่ได้พัฒนาขึ้นมา โดยเริ่มการพัฒนาโดยการออกแบบแขนกลให้สามารถหมุนได้หกตำแหน่ง ดังภาพที่ 3.2.3 เพื่อให้สามารถเคลื่อนที่ได้แบบหกองศาเสรี การออกแบบนี้จะออกแบบและจำลองในโปรแกรม SolidWorks



ภาพที่ 3.2.3 ภาพหัวตรวจจำลองแขนกลที่ออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้หกองศาเสรี

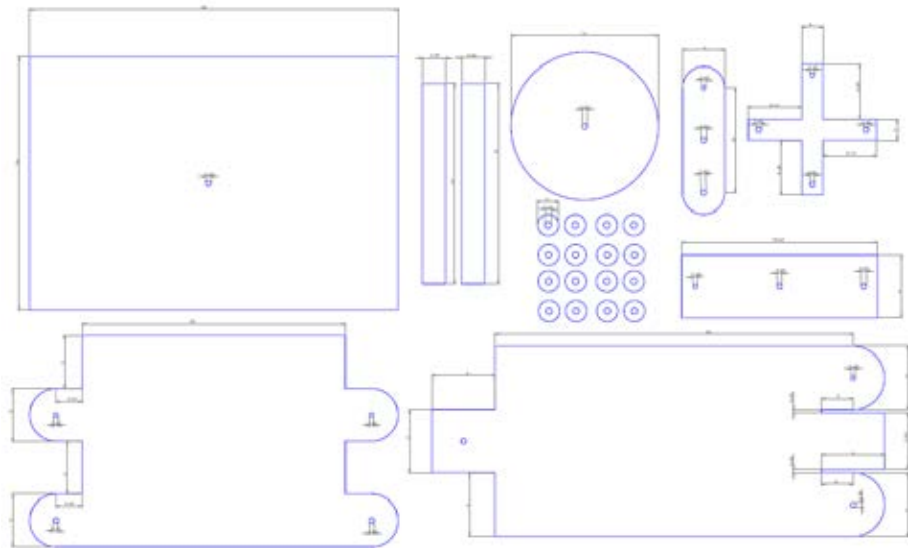


ภาพที่ 3.2.4 ภาพหัวตรวจจำลองแขนกลที่ออกแบบให้สามารถเคลื่อนที่ได้ครอบคลุม
หุ่นคนท้องจำลอง

โดยการออกแบบการออกแบบจะออกแบบและจำลองแขนกลโดยความยาวของแขนจะต้องสามารถทำให้หัวตรวจที่ติดอยู่ตรงปลายแขนเคลื่อนที่ได้ครอบคลุมท้องหุ่นจำลองเพื่อให้สามารถใช้งานได้สมจริงและ เหมือนการตรวจคนไข้จริง โดยระหว่างออกแบบได้จำลองให้วัสดุที่ใช้สร้างแขนกลเป็น อลูมิเนียมหนา 3 มิลลิเมตร

ซึ่งหนาเพียงพอที่จะทำให้แขนกลมีความแข็งแรงไม่บิดงอได้ง่ายซึ่งเมื่อได้ใช้การคำนวณน้ำหนักด้วยโปรแกรม SolidWorks พบว่าแขนกลมีน้ำหนักทั้งหมดประมาณ 1 กิโลกรัมซึ่งมีน้ำหนักเบาเพียงพอต่อการพกพาและติดตั้งได้สะดวก

เมื่อออกแบบโครงสร้างของส่วนแขนกลของหัวตรวจจำลองเรียบร้อยแล้วจึงนำแบบไปพัฒนาสร้างต้นแบบโดยผลิตขึ้นมาจากวัสดุคือ อะลูมิเนียม (Aluminium) หนา 3 มิลลิเมตร ตามที่ได้ออกแบบไว้เพื่อความทนทานและแข็งแรงของอุปกรณ์โดยส่งแบบที่คัดลอกของชิ้นส่วนต่างๆ ดังภาพที่ 3.2.5 ซึ่งเป็นแบบตัวอย่างของส่วน ไปยังร้านตัด พับ อลูมิเนียมด้วยเลเซอร์คอมพิวเตอร์เพื่อให้ชิ้นส่วนที่ออกมานั้นมีขนาดถูกต้องแม่นยำซึ่งทำให้แบบที่ออกมาสามารถประกอบกันได้อย่างไม่ผิดพลาด



ภาพที่ 3.2.5 ภาพแบบคัตของชิ้นส่วนต่างๆของหัวตรวจจำลองแขนกลเพื่อนำไปส่งตัดและพับ

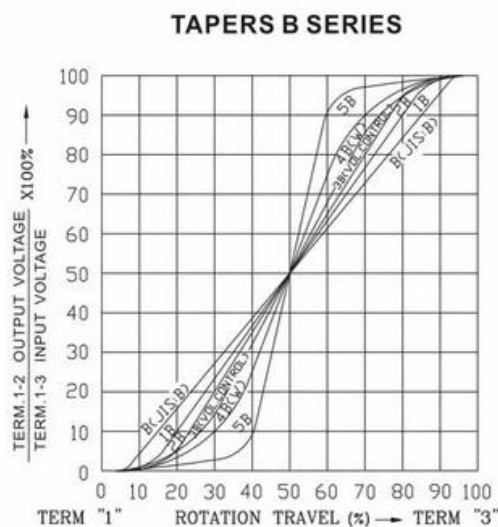
เมื่อได้ตัดชิ้นส่วนต่างๆแล้วจึงนำมาประกอบกัน โดยใช้ตัวต้านทานปรับค่าแบบเชิงเส้นยี่ห้ออัลฟา (alpha) ความต้านทานสูงสุด 10 กิโลโอห์ม ได้ติดอยู่ตามข้อที่ 6 ข้อต่อ และติดหัวตรวจจริงที่ชำรุดแล้วนำมาติดไว้ตรงส่วนปลายแขนกลด้วยกาอีพอกซี (Epoxy) ซึ่งสามารถใช้ติดโลหะได้แน่น ดังภาพที่ 3.2.6 ซึ่งต้นทุนในการผลิตหัวตรวจจำลองนี้อยู่ที่ประมาณ 1500 บาท ซึ่งต้นทุนส่วนใหญ่จะเสียไปกับค่าวัสดุอะลูมิเนียม (Aluminium) และการตัดพับ



ภาพที่ 3.2.6 หัวตรวจอัลตราซาวด์จำลอง

โดยการติดตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้นนั้นจะติดโดยให้ตรงกลางการหมุนของตัวต้านทานปรับค่าได้นั้น ตรงกับตรงกลางของการหมุนที่สำคัญของข้อต่อแขนกลในการเคลื่อนไหวเพื่อเคลื่อนที่หัวตรวจในบริเวณหุ่นคนท้องจำลอง หรือในอีกความหมายคือหลีกเลี่ยงการเคลื่อนที่ข้อต่อที่ทำให้ตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ติดอยู่นั้นหมุนไปจนสุด เนื่องจากว่าตัวต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้นนั้นค่าความต่างศักย์จากการหมุนจะไม่เชิงเส้นทั้งหมด จะมีส่วนปลายสุดของการหมุนที่จะไม่เป็นเชิงเส้น ดังเช่นภาพที่ 3.2.7 ซึ่งแสดงกราฟเปอร์เซ็นต์ของความต่างศักย์ที่ออกมาต่อความต่างศักย์ที่ส่งเข้าไปในตัวต้านทานปรับค่าได้เทียบกับการหมุนของตัวต้านทานปรับค่าได้ โดยกราฟนี้เป็นกราฟที่บริษัทอัลฟา (alpha) ผู้ผลิตตัวต้านทานปรับค่าได้เชิงเส้นนี้ทดสอบออกมา ซึ่งจากกราฟจะพบว่าตัวต้านทานปรับค่าความต่างศักย์ที่ออกมาจะไม่เชิงเส้นเมื่อการหมุนนั้นอยู่บริเวณปลายสุดของการหมุนทั้งสองด้าน จึงต้องทำการ

หลักเลียงการหมุนของแกนกลที่จะทำให้ตัวต้านทานหมุนไปสู่คั้งที่ได้กล่าวไปข้างต้น



ภาพที่ 3.2.7 กราฟเปอร์เซ็นต์ของความต่างศักย์ที่ออกมาต่อความต่างศักย์ที่ส่งเข้าไปในตัวต้านทานปรับค่าได้เทียบกับการหมุนของตัวต้านทานปรับค่าได้

หลังจากประกอบส่วนหัวตรวจจำลองเสร็จเรียบร้อยแล้วจึงทำการเชื่อมสายต่อตัวต้านทานปรับค่าได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูอิโน (Arduino) ซึ่งใช้เป็นตัวแปลงค่าต่างศักย์จากตัวต้านทานปรับค่าได้ทั้ง 6 ตัวเป็นดิจิตัลส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์ทางยูเอสบี (USB) ค่าความต้านทานจาก 0 ถึง 5 โวลต์จะถูกแปลงเป็นค่าดิจิตัลตั้งแต่ 0 ถึง 1023 โดยได้ทำการทดสอบส่งค่าความต่างศักย์จากตัวต้านทานปรับค่าได้ 6 ตัวจากแกนกล พบว่าอัตราการส่งข้อมูลส่งได้ 64 ครั้งต่อวินาที แต่เนื่องจากว่าสัญญาณไฟฟ้าจากตัวต้านทานปรับค่าได้และจากตัวแหล่งกำเนิดไฟฟ้านั้นมีสัญญาณรบกวน (Noise) ทำให้ค่าที่ส่งมายังไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่นิ่ง จึงทำการเขียนโปรแกรมใช้ตัวกรองแบบเฉลี่ย (Average Filter) ซึ่งช่วยปรับลดสัญญาณรบกวนได้แต่อัตราการส่งลดลงเหลือ 25 ครั้งต่อวินาที ซึ่งถือว่าเป็นค่าที่เพียงพอต่อการใช้งานแบบทันกาล โดยตัวไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูอิโนนี้มีราคาอยู่ที่ 500 บาท โดยส่วนนี้จะส่งค่าดิจิตัลของความต่างศักย์ไปยังส่วนประมวลผลซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ในคอมพิวเตอร์ทางยูเอสบี (USB)



ภาพที่ 3.2.8 ไมโครคอนโทรลเลอร์ อาร์ดูอิโน (Arduino)



ภาพที่ 3.2.9 หุ่นคนท้องจำลองและหัวตรวจจำลอง

3.2.2 ส่วนประมวลผล

เมื่อได้ค่าความต่างศักย์ที่เป็นดิจิทัลมาจากส่วนควบคุมส่งผ่านเข้าคอมพิวเตอร์ทางยูเอสบี (USB) ส่วนประมวลผล โดยส่วนประมวลผลเป็นซอฟต์แวร์ที่

อยู่ในคอมพิวเตอร์โดยพัฒนาขึ้นมาจากไพธอน สคริปต์ (Python Script) โดยใช้ไพซีเรียล (Pyserial) ซึ่งเป็นไลบรารี (Library) ที่เป็นโมดูลให้สามารถเชื่อมต่อและเข้าถึงยูเอสบี พอร์ต (USB Port) ได้ โดยในส่วนนี้จะมีการนำค่าความต่างศักย์ในแบบดิจิทัลที่ส่งมาจากส่วนควบคุมมาปรับค่าให้เป็นมุมมองแล้วจึงหาตำแหน่ง

ในการหาองศาการหมุนจะเทียบค่าการหมุนของจุดข้อต่อต่างๆเมื่อเคลื่อนที่หัวตรวจกับตำแหน่งตั้งต้นของแขนกลหัวตรวจจำลองดังภาพที่ 3.2.10 โดยทำการเก็บค่าความต่างศักย์ของตัวต้านทานปรับค่าได้ในจุดตั้งต้นของแขนกลนี้เพื่อนำมาใช้เป็นค่าตั้งต้นในการหาองศาการหมุนของแต่ละข้อต่อของแขนกล โดยนำค่าการหมุนแต่ละข้อต่อที่เปลี่ยนไปหักลบกับค่าเริ่มต้นแล้วนำมาคูณด้วยค่า 0.29 ซึ่งเป็นค่าการหมุนองศา (ตัวต้านทานปรับค่าได้หมุนได้ 300 องศา) ต่อความต่างศักย์แบบดิจิทัล (0-1023) ซึ่งจะทำการหาองศาการหมุนของทั้งหกข้อต่อของแขนกลหัวตรวจจำลอง แล้วจึงนำค่าองศามาไล่หาตำแหน่งของปลายหัวตรวจจำลอง ด้วยเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) ที่ไล่จากจุดฐานไปยังปลายหัวตรวจจำลอง แล้วจึงนำเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) ส่งไปยังส่วนแสดงผล

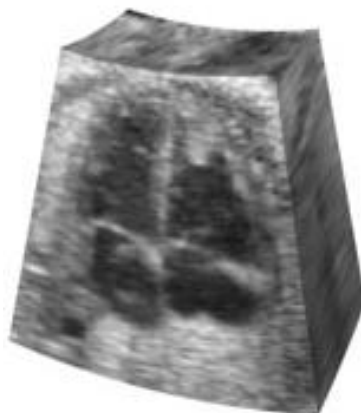


ภาพที่ 3.2.10 ภาพตำแหน่งตั้งต้นของแขนกลหัวตรวจจำลอง

3.2.3 ส่วนแสดงผล

ส่วนแสดงผลเป็นส่วนที่พัฒนาโดยใช้คิวที (Qt) ซึ่งเป็นโอเพนซอร์ส (open source) และใช้โอเพนจีแอล (Open GL) ซึ่งมีการนำเข้าและจัดการกับข้อมูลอัลตราซาวด์จริงและข้อมูลแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์ให้มีการเคลื่อนที่สอดคล้องเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) ที่ได้จากส่วนประมวลผล ซึ่งทำให้ได้ภาพตัดขวางอัลตราซาวด์ตามที่หัวตรวจจำลองเคลื่อนที่

โดยในส่วนแสดงผลภาพอัลตราซาวด์ได้นำข้อมูลมาจากการเก็บภาพอัลตราซาวด์จริงของคนไข้จริงแบบสามมิติจากเครื่องตรวจอัลตราซาวด์จริง ซึ่งมีข้อมูลเป็นลักษณะปริมาตรภาพ (Voxel) ซึ่งเป็นตารางสามมิติที่เก็บข้อมูลของความเข้ม (Intensity) ไว้ ดังภาพที่ 3.2.11

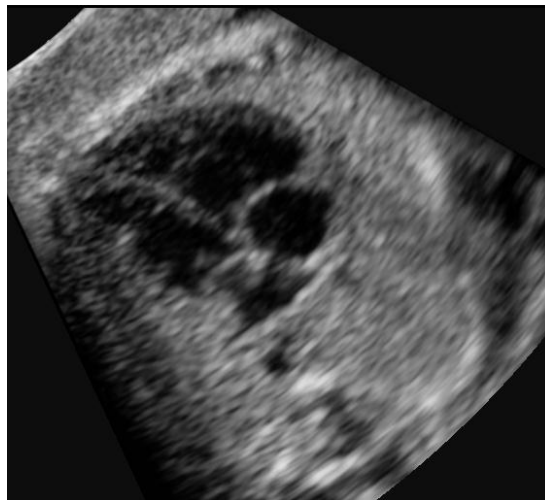


ภาพที่ 3.2.11 ภาพตัวอย่างปริมาตรสามมิติของภาพอัลตราซาวด์

ซึ่งในที่นี้จะเก็บข้อมูลมาเป็นชุดของปริมาตรสามมิติอัลตราซาวด์ซึ่งทำให้ได้ปริมาตรอัลตราซาวด์ที่เป็นภาพเคลื่อนไหวของหัวใจทารกในครรภ์มา หลังจากนั้นจึงได้ทำการจัดตำแหน่งของปริมาตรภาพอัลตราซาวด์หัวใจทารกในครรภ์ให้ตรงกับตำแหน่งหัวใจของโมเดลสามมิติทารกในครรภ์ (3D Mesh Model) เพื่อให้มีความสอดคล้องกันระหว่างส่วนแสดงผลภาพอัลตราซาวด์กับส่วนแนะนำการฝึกด้วยโมเดลสามมิติทารกในครรภ์

โดยระยะของหัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้องจำลองจะสอดคล้องกับโลกเสมือนสามมิติในคอมพิวเตอร์ซึ่งสอดคล้องกับการหาเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) จากส่วนประมวลผลด้วย จึงต้องจัดให้ปริมาตรสามมิติอัลตราซาวด์และโมเดลสามมิติมีความสอดคล้องกับตำแหน่งท้องของหุ่นคนท้องจำลองด้วย

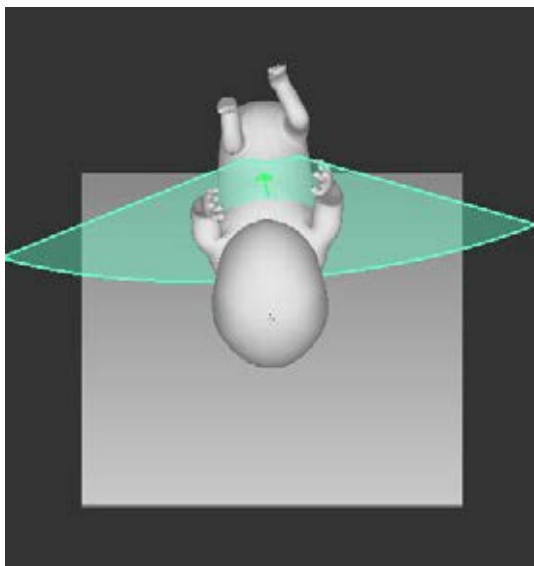
เมื่อจัดตำแหน่งเรียบร้อยแล้วจึงนำมาแสดงผลภาพระนาบตัดขวางอัลตราซาวด์ หรือก็คือภาพตัดขวางของปริมาตรสามมิติอัลตราซาวด์ โดยใช้โอเพนจีแอล (OpenGL) ในการแสดงผลภาพตัดขวางจากตำแหน่งและการหมุนของหัวตรวจจำลองที่ได้จากเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) โดยทำการปรับเปลี่ยนวิวพอร์ต (Viewport) ที่แสดงภาพอัลตราซาวด์ ด้วยเมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) เดียวกับหัวตรวจจำลองทำให้ได้ภาพตัดขวางอัลตราซาวด์แสดงขึ้นมา



ภาพที่ 3.2.12 ภาพระนาบตัดขวางอัลตราซาวด์ที่แสดงในส่วนแสดงผลของระบบจำลองการฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์

โดยในส่วนช่วยแนะนำการฝึกด้วยโมเดลสามมิติทารกในครรภ์นั้นใช้โอเพนจีแอล (OpenGL) เช่นกัน ก็จะมีการแสดงผลภาพจำลองรังสีของหัวตรวจจำลองซึ่งจะ

เคลื่อนที่และหมุนด้วย เมทริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) จากส่วน
ประมวลผลเช่นเดียวกัน ดังภาพที่ 3.2.13

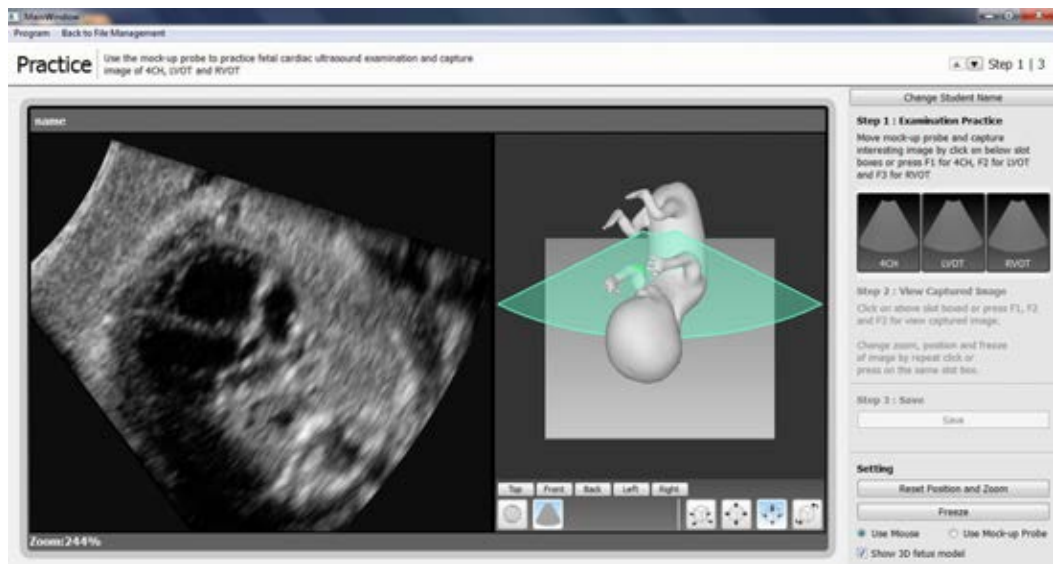


ภาพที่ 3.2.13 ภาพแบบจำลองสามมิติทารกในครรภ์ที่แสดงใน
ระบบจำลองการฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์

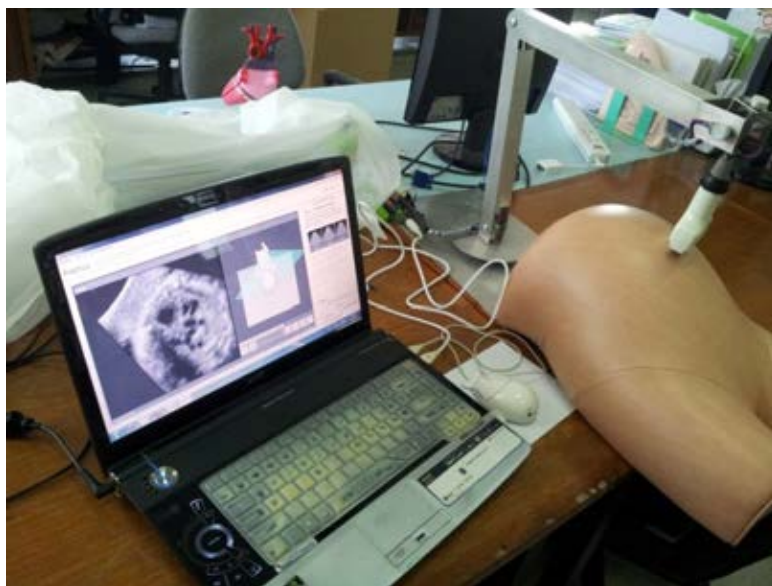
ในซอฟต์แวร์ (Software) และส่วนประสานงานผู้ใช้ ที่ใช้แสดงผลนั้น ได้มีการพัฒนาให้ใช้งานได้หลายส่วนเหมือนระบบอัลตราซาวด์จริง เช่น สามารถเคลื่อนที่ตำแหน่ง และซูม (zoom) กึ่งกลางของภาพอัลตราซาวด์ และยังสามารถหยุด (freeze) ภาพอัลตราซาวด์ และเลือกเฟรม (frame) การเคลื่อนไหวของภาพอัลตราซาวด์ได้อีกด้วยเพื่อให้สามารถวิเคราะห์ภาพได้ง่ายขึ้น และยังสามารถเก็บระนาบที่สำคัญที่จำเป็นต่อการฝึกได้แก่ 4CH (4 chamber view), LVOT (Left Ventricular Outflow Tract view) และ RVOT (Right Ventricular Outflow Tract view) เพื่อบันทึกผลการฝึกได้อีกด้วย โดยตัวซอฟต์แวร์ (Software) แบ่งเป็นสามขั้นตอนคือ

1. ส่วนฝึกหัด ส่วนนี้จะเป็นการใช้งานหัตถตรวจในการฝึกหัดสามารถบันทึกผลระนาบได้สามระนาบคือ 4CH , LVOT , RVOT ได้
2. ส่วนเรียกดูผลฝึก ส่วนนี้เป็นส่วนที่ใช้ตรวจสอบคำตอบที่บันทึกไว้

3. ส่วนบันทึกไฟล์ (File) การฝึก



ภาพที่ 3.2.14 ภาพซอฟต์แวร์ (Software) ระบบจำลองการฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์



ภาพที่ 3.2.15 ภาพระบบจำลองอัลตราซาวด์สำหรับใช้ในการฝึกตรวจหัวใจทารกในครรภ์

บทที่ 4

การทดลองและบทวิเคราะห์

4.1 ภาพรวมของการทดลอง

การวัดผลของระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ โดยส่วนมากแล้วจะประเมินโดยการให้สูตินรีแพทย์หรือแพทย์ที่เคยใช้ระบบตรวจอัลตราซาวด์ในการตรวจมาก่อน โดยเมื่อใช้เสร็จจะมีการให้ตอบแบบสอบถามในการใช้งานว่าระบบจำลองที่สร้างขึ้นจะสามารถนำมาใช้งานได้หรือไม่ วิธีการวัดผลเช่นนี้มีในงานวิจัย Nicolau et al. (2011) Sun และ Mckenzie (2011) และ Ap Cendydd et al. (2009)

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทำการทดสอบด้านการใช้งาน (Usability Evaluation) เพื่อทดสอบว่าระบบจำลองอัลตราซาวด์ที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นมาสามารถนำไปใช้ในการฝึกตรวจหัวใจของทารกในครรภ์ได้

4.2 การทดสอบการใช้งาน (Usability Evaluation)

4.2.1 วิธีการทดสอบการใช้งาน

จากงานวิจัย Bowman et al. (2002) ซึ่งเป็นงานวิจัยที่ศึกษาการวัดผลของระบบที่สภาพแวดล้อมเสมือนจริง (Virtual Environment) เนื่องด้วยระบบที่สภาพแวดล้อมเสมือนจริงจะมีส่วนเทคโนโลยีเชิงโต้ตอบ (Interactive technology) ที่แตกต่างกันแล้วแต่ระบบ จึงได้มีการเสนอกระบวนการในวัดผลการใช้งาน (Usability Evaluation) ซึ่งแบ่งเป็น 2 วิธีหลักคือ

1. การประเมินผลแบบทดสอบ (Testbed evaluation) ซึ่งจะเป็นกระบวนการวัดผลที่ทดสอบในทุกแง่มุมของระบบอย่างซึ่งจะได้ผลทั่วไป

2. การประเมินอย่างเป็นลำดับ (Sequential evaluation) ซึ่งเป็นกระบวนการที่จะสามารถปรับเปลี่ยนกระบวนการทดสอบได้ตามการใช้งานส่วนต่างๆของระบบ ซึ่งจะสามารถวัดผลในแบบเฉพาะเจาะจงได้

ในงานวิจัยระบบจำลองอัลตราซาวด์นี้ได้เลือกกระบวนการแบบการประเมินอย่างเป็นลำดับ (Sequential evaluation) เนื่องด้วยจะวัดผลเฉพาะเจาะจงตามจุดประสงค์ของงานวิจัย โดยการประเมินอย่างเป็นลำดับ (Sequential evaluation) มีการทดสอบอยู่ 4 ขั้นตอนคือ

1. การวิเคราะห์งานต่างๆ ในการใช้งานในระบบ
2. การประเมินผลแบบฮิวริสติก (Heuristic evaluation) เป็นการประเมินวัดผลที่ใช้ผู้เชี่ยวชาญในการใช้ระบบจริงมาประเมินการออกแบบและการนำเสนอข้อมูล ซึ่งเกิดขึ้นในการประเมินมาจากงานวิจัย Nielsen และ Mack (1994)
3. การประเมินผลแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative evaluation) เป็นการวัดผลจากการใช้ผู้ใช้งานระบบในส่วนที่จะวัดผลของระบบเพื่อให้ตรวจสอบถึงปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้และประเมินการออกแบบระบบ
4. การประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Summative / Comparative evaluation) เป็นการวัดผลจากการใช้งานระบบโดยรวมแล้วตัดสินหรือเปรียบเทียบกับระบบอื่นในด้านต่างๆ โดยจะให้ผู้ใช้ได้ใช้งานต่างๆในส่วนที่จะทดสอบของระบบ

ซึ่งการประเมินอย่างเป็นลำดับ (Sequential evaluation) นั้นจะทำการทดสอบวัดผลทีละขั้นตอน แต่ในกรณีงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบทุกขั้นตอนพร้อมกัน เพื่อวัดผลว่าระบบจำลองอัลตราซาวด์ในการฝึกเพื่อใช้ในการฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ที่ออกแบบในงานวิจัยนี้สามารถนำไปใช้งานในการฝึกจริงได้หรือไม่ โดยคำถามในส่วน การประเมินผลรวม (Summative evaluation) จะประเมินด้วยคำถามที่เป็นวัตถุประสงค์ของระบบคือการที่สามารถนำระบบนำไปใช้จริงได้

จากงานวิจัยของ Nielsen และ Landauer (1993) ซึ่งกล่าวไว้ว่าผู้ทดสอบการใช้งานที่เชี่ยวชาญ 5 คนเพียงพอต่อการทดสอบการใช้งานได้ครอบคลุมถึง 95 เปอร์เซ็นต์ ดังนั้น การทดสอบจะเป็นการประเมินด้วยแบบสอบถาม โดยจะให้ผู้เข้าร่วมประเมินเป็นแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการตรวจอัลตราซาวด์อย่างน้อย 5 คน

4.2.2 ผลการทดสอบการใช้งาน

จากการทดสอบด้วยการให้สูตินรีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการใช้เครื่องอัลตราซาวด์ ซึ่งมีประสบการณ์ในการใช้งานเครื่องตรวจอัลตราซาวด์ 8-13 ปี จำนวน 5 คนมาประเมินการใช้งานได้ผลดังนี้

4.2.2.1 ผลการประเมินแบบฮิวริสติก (Heuristic evaluation)

การประเมินแบบฮิวริสติก นั้นมีเกณฑ์การประเมินอยู่ 10 ข้อ (Nielsen และ Mack (1994)) ซึ่งแพทย์ที่มาประเมินจะให้คะแนนในแต่ละข้อตั้งแต่ 1 (แย่ที่สุด) ไปถึง 5 (ดีที่สุด) แล้วนำคะแนนมาเฉลี่ยตามจำนวนแพทย์ที่มาประเมิน

ตารางที่ 4.1 ผลการประเมินแบบฮิวริสติก

เกณฑ์ในการประเมิน	คะแนนที่ได้
1. การรับรู้สถานะในการการใช้งานระบบ	4.4
2. ความเข้าใจได้ง่ายของรูปแบบและภาษาที่ส่วนประสานงานผู้ใช้ใช้ในการสื่อสารกับผู้ใช้	4.5
3. ความอิสระในการควบคุมและใช้งาน	4.4
4. ความสอดคล้องและมาตรฐานของส่วนประสานงานผู้ใช้	4.4
5. การป้องกันความผิดพลาดของระบบ อย่างเหมาะสม	4.5
6. การแสดงส่วนของโปรแกรมหรือตัวเลือกในการใช้	3.9

งานต่างๆในระบบ เพื่อลดการจดจำวิธีใช้งานของผู้ใช้	
7. การแสดงส่วนประสานงานที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถเรียนรู้วิธีการใช้งานได้อย่างรวดเร็ว	3.8
8. ความเหมาะสมของส่วนประสานงานผู้ใช้	4.4
9. การแสดงส่วนช่วยเหลือเมื่อระบบเกิดปัญหา	4.4
10. เอกสารหรือส่วนช่วยเหลือการใช้งานของระบบ	4.1

ซึ่งมีข้อเสนอแนะในส่วนที่คะแนนต่ำกว่าเกณฑ์คือ การแสดงส่วนต่างๆของโปรแกรมเพื่อลดการจดจำในการใช้งานและการแสดงส่วนประสานงานที่ช่วยให้เรียนรู้วิธีการใช้งานได้อย่างรวดเร็ว ข้อเสนอแนะคือส่วนข้อความอธิบายต่างๆยังเข้าใจยากและไม่ครบถ้วน และการใช้แผงแป้นอักขระ (Keyboard) นั้นยังจดจำได้ยาก ควรแยกทำปุ่มกดออกมาจากแผงแป้นอักขระ (Keyboard) บนคอมพิวเตอร์ (Computer)

4.2.2.2 การประเมินแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative evaluation)

การประเมินแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative evaluation) เป็นการประเมินให้แพทย์ที่มาประเมินนั้นใช้งานโปรแกรมในแต่ละขั้นตอนการใช้งานการฝึกตรวจของระบบแล้วให้ทำการประเมินตอบแบบสอบถามเมื่อทำเสร็จขั้นตอนนั้นๆ โดยให้กรอกปัญหาที่พบหรือคำแนะนำเสนอแนะเข้าไป พบว่าในส่วนนี้นั้นผลประเมินได้ผลลัพธ์ที่ดี ไม่พบปัญหาใดๆในการใช้งาน แต่มีคำแนะนำในขั้นตอนงานการฝึกตรวจในด้านของหัวตรวจจำลองที่มีน้ำหนักของส่วนแขนตั้งอยู่บ้างและฐานของอุปกรณ์หัวตรวจจำลองนั้นพื้นฐานที่มีน้ำหนักเบาทำให้อุปกรณ์ดูไม่แข็งแรงมั่นคง

4.2.2.3 การประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Summative / Comparative evaluation)

ในส่วนนี้คำถามในการประเมินจะตามวัตถุประสงค์ในงานวิจัย นั่นคือ สามารถนำไปใช้ฝึกจริงได้ และ เคลื่อนย้าย ติดตั้งได้สะดวก โดยในส่วนแบบประเมินการนำไปใช้ฝึกจริงนั้นจะเปรียบเทียบการใช้งานกับอุปกรณ์อัลตราซาวด์จริง เช่นเดียวกับ การวัดผลในงานวิจัย Nicolau et al. (2011) โดยจะแบ่งเป็นคำถามแยกตามส่วนต่างๆของระบบแล้วให้แพทย์ผู้มาประเมินให้คะแนนตั้งแต่ 1 (แย่ที่สุด) ถึง 10 (ดีที่สุด) และให้เขียนแนะนำเสนอแนะ

ตารางที่ 4.2 ผลการประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ

คำถามในการประเมิน	คะแนนที่ได้
1. หัวตรวจจำลองมีความคล้ายคลึงกับหัวตรวจจริง สามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้	9
2. หุ่นคนท้องจำลองสามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้	9.4
3. ส่วนแสดงภาพอัลตราซาวด์มีความเหมือนภาพอัลตราซาวด์จริง สามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้	9.4
4. ความสอดคล้องระหว่างหัวตรวจอัลตราซาวด์และภาพแสดงอัลตราซาวด์มี ความสมจริงถูกต้อง นำไปใช้ในการฝึกได้	9.4
5. การแสดงภาพแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์ สามารถช่วยในการฝึกตรวจและสามารถนำไปใช้ใน ระบบฝึกได้	9.4
6. สามารถเคลื่อนย้ายและติดตั้งระบบได้สะดวก	8

โดยมีคำแนะนำในส่วนของหัวตรวจจำลองที่มีน้ำหนักมากเกินไปจริงเล็กน้อย จากส่วนของอุปกรณ์แขนกลที่ใช้ในการวัดค่าตำแหน่ง ซึ่งอาจส่งผลให้ไม่สามารถทำการฝึกเป็นเวลานานได้ ในส่วนการเคลื่อนย้ายติดตั้งนั้นได้มีข้อเสนอแนะในส่วนของตัวฐานของหัวตรวจจำลองที่มีน้ำหนักเบาเกินไปทำให้ดูไม่มั่นคงในการเคลื่อนย้ายและติดตั้ง และแพทย์บางท่านก็ได้เสนอว่าตัวหัวตรวจยังหนักเกินไปที่จะสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย ในส่วนการแสดงผลโมเดลสามมิติของทารกก็สามารถช่วยในการฝึกสำหรับผู้เริ่มต้นได้

4.3 อภิปรายผลการทดลอง

จากการประเมินในแบบฮิวริสติกนี้เป็นการประเมินขั้นพื้นฐานของซอฟต์แวร์ (Software) ของระบบ ซึ่งผลที่ได้ออกมาคะแนนค่อนข้างดี ซึ่งแสดงให้เห็นว่าส่วนซอฟต์แวร์ (Software) ของระบบ (ส่วนประมวลผล และส่วนแสดงผล) ผ่านเกณฑ์พื้นฐานในการใช้งาน และในการประเมินแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative evaluation) ที่ให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญมาลองใช้งานในแต่ละขั้นตอนใช้งานแล้วให้เขียนปัญหาที่พบหรือคำแนะนำ ซึ่งไม่พบปัญหาแต่อย่างใดแต่มีคำแนะนำในส่วนของหัวตรวจจำลองที่มีน้ำหนักมากเกินไปอาจทำให้เกิดอาการแขนล้าเมื่อฝึกเป็นเวลานาน และฐานของส่วนหัวตรวจจำลองนั้นก็เบาเกินไปทำให้รู้สึกไม่มั่นคง

และในการประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Summative / Comparative evaluation) นั้นได้คะแนนที่บ่งชี้ว่าสามารถนำเอาระบบจำลองนี้ไปใช้ในการฝึกจริงได้ และสามารถเคลื่อนย้ายติดตั้งระบบได้สะดวก ซึ่งมีข้อเสนอแนะในส่วนหัวตรวจเช่นเดียวกับการประเมินแบบฟอร์มเมทีฟคือ หัวตรวจมีน้ำหนักมากเกินไปเล็กน้อยอาจทำให้เกิดอาการล้าเมื่อฝึกฝนเป็นเวลานาน และในความเห็นของแพทย์บางท่าน ส่วนฐานของหัวตรวจจำลองก็มีน้ำหนักเกินไปทำให้ตัวอุปกรณ์ดูไม่มั่นคงเวลาใช้งานและเคลื่อนย้าย และบางท่านก็บอกว่าหนักเกินไปที่เคลื่อนย้ายได้สะดวก

4.4 สรุป

จากการวัดผลทั้งสามแบบทำให้สรุปได้ว่า การออกแบบและพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์ เพื่อใช้ในการฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจของทารกในครรภ์นั้น สามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้ และสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวกและโมเดลสามมิติของทารกในครรภ์ก็สามารถนำมาใช้ช่วยในการ สำหรับแพทย์ฝึกหัดที่เพิ่มเริ่มต้นการฝึกหัดได้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

เครื่องมืออัลตราซาวด์ในปัจจุบันได้มีบทบาทอย่างมากในทางการแพทย์ ซึ่งสามารถนำมาใช้ในการตรวจอวัยวะภายในต่างๆได้โดยเฉพาะการตรวจหาความผิดปกติของหัวใจ ทารกในครรภ์ ซึ่งเป็นโรคที่อาจส่งผลกระทบต่อให้เกิดการเสียชีวิตหลังคลอดได้ แพทย์ที่จะทำการตรวจจำเป็นต้องได้รับการฝึกตรวจอัลตราซาวด์เพื่อความชำนาญซึ่งมีจำนวนไม่มากนัก เพราะการฝึกใช้เครื่องมืออัลตราซาวด์โดยปกตินั้นฝึกโดยใช้เครื่องมืออัลตราซาวด์จริงกับคนไข้จริง ทำให้จำนวนครั้งและระยะเวลาในการฝึกจำกัด

ในปัจจุบันได้มีระบบจำลองอัลตราซาวด์เชิงพาณิชย์ แต่ข้อจำกัดทางด้านราคาที่สูงและตัวอุปกรณ์ที่ใหญ่และติดตั้งได้ยาก ทำให้ไม่สามารถซื้อและแจกจ่ายเพิ่มเติมไปตามโรงพยาบาลหรือพื้นที่ห่างไกลเพื่อใช้ฝึกฝนได้ ดังนั้นจึงได้มีงานวิจัยที่ทำการพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์ขึ้นมาเพื่อเสนอระบบที่ต้นทุนต่ำและสามารถนำไปใช้ได้จริง โดยระบบจำลองอัลตราซาวด์นั้นจะแบ่งออกเป็นสามส่วน ได้แก่ ส่วนควบคุม ส่วนประมวลผล และส่วนแสดงผล โดยงานวิจัยที่เสนอเทคโนโลยีในการจับการเคลื่อนไหวของส่วนควบคุมหรือส่วนหัวตรวจจำลองในแบบต่างๆซึ่งส่วนนี้เป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อด้านต้นทุน ได้แก่ แบบใช้อุปกรณ์กลไกเชิงกล (Mechanical) ซึ่งใช้อุปกรณ์จับการเคลื่อนไหวแบบแขนกลหรือด้ามเสา และใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ในการคำนวณหาตำแหน่ง ซึ่งในงานวิจัย Ni et al.(2008) Reichl et al. (2009) และ Kutter et al. (2009) ได้ใช้อุปกรณ์ที่มีการตอบสนองการสัมผัส (Haptic Device) ที่มีขายเชิงพาณิชย์คือ Phantom Omni Sensable ซึ่งมีราคาที่สูงและขนาดรูปร่างของอุปกรณ์ไม่พอดีสามารถนำมาฝึกตรวจคนท้องได้ ในงานวิจัย Weidenbach et al. (2000) Sun และ Mckenzie (2011) Aiger และ Cohen-or (1998) ได้ใช้เทคโนโลยีการจับการเคลื่อนไหวแบบใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) ใช้ตัวส่งและตัวรับสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ติดในตัวหัวตรวจจำลองและหุ่นคนไข้ โดยเทคโนโลยีนี้จะมีความเหมือนหัวตรวจจริงสูง แต่เนื่องจากอุปกรณ์ยังมีต้นทุนสูงและตัวคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าอาจมีข้อผิดพลาดได้

หากมีคลื่นรบกวน ในระบบจำลองอัลตราซาวด์เชิงพาณิชย์ส่วนใหญ่ใช้เทคโนโลยีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) ในการจับการเคลื่อนไหวของหัวตรวจจำลอง

จากที่กล่าวมาด้านบนเป็นระบบจำลองที่ออกแบบมาเพื่อใช้งานโดยไม่ได้คำนึงถึงต้นทุนของระบบ ซึ่งยังมีงานวิจัยที่เสนอการออกแบบส่วนควบคุมโดยใช้เทคโนโลยีการจับการเคลื่อนไหวแบบใช้แสงและการมองเห็น (Optical) โดยงานวิจัย Ap Cendydd et al. (2009) ใช้เทคโนโลยีนี้ได้ใช้ Wiimote ซึ่งมีต้นทุนต่ำ หาซื้อได้ง่าย และติดตั้งได้สะดวก แต่รูปแบบการใช้งานนั้นไม่เหมือนหัวตรวจจำลองจริงเนื่องจากต้องถือ Wiimote ให้ชี้ไปที่กล่องรับสัญญาณอินฟราเรด (Infrared) ตลอดเวลา และได้มีงานวิจัย Nicolau et al. (2011) ที่สร้างหัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้องโดยการติดตั้งลักษณะนี้ใช้งานร่วมกับกล้องเว็บแคม (Webcam) ในการคำนวณจับตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่ของหัวตรวจ ข้อดีคือต้นทุนต่ำ แต่การใช้งานอุปกรณ์อาจเกิดปัญหาผิดพลาดจากการปรับ (Calibrate) อาจต้องติดตั้งอุปกรณ์เช่นกล้องเว็บแคม (Webcam) ตามตำแหน่งต่างๆที่จำกัดเกินไป และจำเป็นต้องให้กล้องมองเห็นส่วนสัญลักษณ์บนหัวตรวจตลอดเวลา อาจทำให้การใช้งานไม่ธรรมชาติ นอกเหนือจากนี้ได้มีงานวิจัย Kutarnia et al. (2010) ที่มีการนำเทคโนโลยีการตรวจจับการเคลื่อนไหวที่แบบใช้ความเฉื่อย (Inertial) ได้แก่ไจโรสโคป (Gyroscope) ซึ่งใช้ในการจับการเคลื่อนไหวแบบหมุน ใช้ร่วมกับแบบใช้แสงและการมองเห็น (Optical) ซึ่งในงานนี้ใช้ Anoto pen ซึ่งเป็นอุปกรณ์ปากกาที่มีกล้องอินฟราเรด (Infrared) จับตำแหน่งแบบรูปจุดที่ติดอยู่บนหุ่นคนท้องจำลอง เพื่อหาตำแหน่งของหัวตรวจจำลอง ซึ่งข้อดีคือการใช้งานเหมือนจริง ข้อจำกัดคือต้นทุนของอุปกรณ์ยังสูงและจำเป็นต้องจัดการลดค่าดริฟต์ (Drift) ที่เกิดขึ้นของไจโรสโคป (Gyroscope)

ในส่วนการแสดงผลซึ่งเป็นส่วนซอฟต์แวร์ (Software) นั้น ได้มีงานวิจัยที่เสนอส่วนแสดงผลโดยแบ่งเป็นสี่รูปแบบได้แก่ ในงานวิจัย Aiger และ Cohen-or (1998) และ Ni et al. (2008) ได้นำข้อมูลสามมิติจากปริมาตรภาพซีที (CT Volume) หรือเอ็มอาร์ไอ (MRI) มาใช้ร่วมกับภาพอัลตราซาวด์จริง และในงานวิจัยของ Reichl et al. (2009) Ap Cendydd et al. (2009) Kutarnia et al. (2010) Magee et al. (2007) Dillenseger et al. (2009) และ Kutter et al. (2009) ได้มีการนำข้อมูลสามมิติจาก CT Volume หรือ MRI มาสร้างภาพจำลองอัลตราซาวด์ ในงานวิจัยของ Weidenbach et al. (2005) ใช้แบบจำลองสามมิติร่วมกับภาพอัลตราซาวด์จริง และ ในงานวิจัยของ Sun และ Mckenzie (2011) ได้นำแบบจำลองสามมิติมาสร้างภาพอัลตราซาวด์จำลอง

จากที่กล่าวมาเพื่อลดต้นทุนและสามารถติดตั้งได้ง่ายในงานวิจัยนี้จึงได้ออกแบบส่วนควบคุมขึ้นมาใหม่โดยใช้หัวตรวจจำลองที่สร้างในรูปแบบของอุปกรณ์เชิงกล (Mechanical) โดยใช้แกนกลหมุนยนต์ที่ติดตัวด้านทานปรับค่าได้ไว้ตามข้อต่อเพื่อจับการเคลื่อนที่แบบและนำไปคำนวณเป็นตำแหน่ง โดยตัวแกนกลนี้สามารถขยับได้หกองศาเสรี ที่ทำหัวตรวจจำลองแบบนี้เพื่อให้สามารถผลิตได้ในต้นทุนที่ต่ำและเคลื่อนย้ายได้สะดวกเนื่องด้วยตัวด้านทานปรับค่าได้มีราคาต่ำมาก โดยใช้งานหัวตรวจจำลองร่วมกับหุ่นคนท้องจำลอง และส่งค่าตำแหน่งของหัวตรวจจำลองเข้าไปส่วนประมวลผลทางสายยูเอสบี (USB) โดยส่วนประมวลผลจะประมวลผลและปรับค่าตำแหน่งของหัวตรวจจำลองให้สอดคล้องกับส่วนแสดงผล ซึ่งส่วนแสดงผลจะเลือกใช้การแสดงผลตามงานวิจัยที่ใช้ ภาพอัลตราซาวด์หัวใจทารกในครรภ์จริงเพื่อความสมจริงของระบบ ร่วมกับแบบจำลองสามมิติของทารกในครรภ์ เพื่อเป็นส่วนช่วยเหลือในการฝึกฝนขั้นต้น

จากการเสนอการออกแบบดังกล่าว งานวิจัยนี้ได้ทดลองพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์ขึ้นมาโดยส่วนหัวตรวจจำลองใช้วัสดุอะลูมิเนียม (Aluminium) สร้างเป็นแกนหมุนยนต์ขนาดที่พอดีต่อการเคลื่อนไหวครอบคลุมหุ่นท้องคนไข้ที่สร้างมาจากหุ่นแสดงเส้นผ่าคนท้องนำมาหุ้มฟองน้ำและหนัง โดยแกนหมุนยนต์จะติดตัวด้านทานปรับค่าได้ตามข้อต่อเพื่อใช้ในการคำนวณค่าตำแหน่งการเคลื่อนที่ ส่วนการแสดงผลได้นำภาพอัลตราซาวด์และทารกในครรภ์มาใช้ร่วมกันเพื่อช่วยในการฝึก

หลังจากได้พัฒนาและได้ทำการประเมินโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการตรวจอัลตราซาวด์ โดยประเมินเป็นสามส่วนคือแบบฮิวริสติก (Heuristic) แบบฟอร์มเมทีฟ (Formative) และแบบผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Summative/Comparative) โดยฮิวริสติกจะเป็นแบบประเมินการใช้งานโปรแกรม (Program) ในระดับพื้นฐานโดยเกณฑ์ที่ใช้ถามใช้จากงานวิจัยของ Nielsen และ Mack (1994) โดยให้ผู้ประเมินให้คะแนนตั้งแต่ 1-5 ซึ่งได้คะแนนเฉลี่ยในทุกเกณฑ์ที่กำหนดคือ 4.28 ซึ่งเป็นคะแนนที่อยู่ในเกณฑ์ดี แต่มีบางส่วนของโปรแกรมที่ได้คะแนนต่ำได้แก่การแสดงผลต่างๆเพื่อลดการจดจำและช่วยลดเวลาในการเรียนรู้ เนื่องจากข้อความอธิบายบนส่วนประสานงานผู้ใช้เข้าใจได้ยากในการใช้งานบางอย่าง และปุ่มคีย์ลัดที่ใช้ก็ยังไม่ชัดเจน ซึ่งในสองกรณีนี้สามารถเปลี่ยนแปลงได้โดยปรับเปลี่ยนข้อความของโปรแกรมและติดป้ายการใช้งานไว้บนคีย์ลัด ในการประเมินแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative) นั้นเป็นการให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญใช้งานในแต่ละขั้นตอนและเขียนปัญหาหรือข้อเสนอแนะ ซึ่ง

พบว่าไม่เกิดปัญหาใดๆ แต่มีข้อเสนอนี้ในส่วนขั้นตอนการฝึกในเรื่องของหัวตรวจจำลองที่มีน้ำหนักมากเกินไปเล็กน้อยทำให้ทำให้เกิดการล้าระหว่างฝึกในระยะเวลาอันยาวนาน และส่วนฐานของแขนกลของหัวตรวจจำลองมีน้ำหนักเบาเกินไปทำให้ดูไม่มั่นคงแข็งแรง ส่วนในการประเมินผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Summative/Comparative) นั้นเป็นการประเมินคำถามที่เฉพาะเจาะจงตามจุดประสงค์ของงานวิจัยคือ สามารถนำเอาระบบไปใช้งานในการฝึกจริงได้ และเคลื่อนย้ายติดตั้งได้สะดวกหรือไม่ โดยการใช้คะแนน 1-10 (1 แย่ที่สุดไม่สามารถใช้ในการฝึกได้ ไปจนถึง 10 ดีที่สุดสามารถนำไปใช้ฝึกได้) คะแนนความสามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้ของทั้งระบบที่ประกอบส่วนหัวตรวจจำลอง หนึ่งคนห้อง การแสดงผลภาพอัลตราซาวด์ การแสดงแบบจำลองสามมิติเด็กทารกในครรภ์ และความสอดคล้องในการเคลื่อนที่ของภาพอัลตราซาวด์และหัวตรวจจำลอง รวมเฉลี่ยได้ 9.32 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ทำให้พบว่าสามารถนำระบบจำลองนี้ไปใช้ในการฝึกจริงได้ซึ่งจะมีในส่วนที่คะแนนต่ำคือ ส่วนหัวตรวจจำลองที่ได้ 9 คะแนน ซึ่งเป็นส่วนที่นำไปใช้ฝึกได้แต่มีข้อเสนอนี้ในด้านน้ำหนัก เพราะน้ำหนักนั้นหนักเกินไปเล็กน้อยทำให้เกิดการล้าระหว่างใช้งานได้ ในส่วนคะแนนประเมินความสามารถในการเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวกและง่ายนั้นอยู่ที่ 8 คะแนนซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถติดตั้งและสะดวก มีข้อเสนอแนะจากแพทย์บางท่านที่เสนอว่าน้ำหนักควรน้อยกว่านี้เพื่อความสะดวกในการเคลื่อนย้ายมากยิ่งขึ้น

จากการประเมินโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญข้างต้น สรุปได้ว่าระบบจำลองที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นนั้นสามารถนำไปใช้ในการฝึกจริงได้ อาจมีข้อเสนอนี้ด้านน้ำหนักของตัวหัวตรวจจำลองที่อาจมากเกินไปเล็กน้อยในการใช้งานอาจทำให้เกิดอาการล้าขณะใช้งานได้ ซึ่งในส่วนนี้สามารถออกแบบแขนกลและเปลี่ยนวัสดุเพื่อลดน้ำหนักลงได้ เช่น เปลี่ยนไปใช้พลาสติกอะคริลิก (Acrylic Plastic) ซึ่งความหนาแน่นของพลาสติกอะคริลิก (Acrylic Plastic) นั้นคือ 1.19 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งน้อยกว่าอะลูมิเนียม (Aluminium) คือ 2.7 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตรมีผลทำให้น้ำหนักเบาลง

และเมื่อทำการทดสอบประสิทธิภาพการใช้งานของหัวตรวจจำลองแขนกลในงานวิจัยนี้เปรียบเทียบกับอุปกรณ์ติดตามการเคลื่อนไหวแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า Polhemus Fastrak ที่ใช้สร้างหัวตรวจจำลองในอุปกรณ์เชิงพาณิชย์และในงานวิจัยของ Sun และ McKenzie (2011) ดังตารางที่ 5.1.1

ประสิทธิภาพด้านต่างๆ	Polhemus Fastrak	หัวตรวจจำลองแขนกลที่ ออกแบบ
อัตราการอัปเดตข้อมูล ตำแหน่ง	120 ครั้งต่อวินาที	25 ครั้งต่อวินาที
องศาเสรี	6 องศาเสรี	6 องศาเสรี
พื้นที่การใช้งานที่ครอบคลุม	152 เซนติเมตร	97 เซนติเมตร
ความละเอียดของการ เคลื่อนที่ตำแหน่ง	0.0075 เซนติเมตร	0.18 เซนติเมตร
ความละเอียดของการหมุน	0.036 องศา	0.3 องศา
ความแม่นยำในการเคลื่อนที่ ตำแหน่ง	0.08 เซนติเมตร	0.9 เซนติเมตร
ความแม่นยำในการหมุน	0.15 องศา	5.6 องศา

ตารางที่ 5.1.1 เปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านต่างๆของหัวตรวจจำลองแขนกลที่ออกแบบและ
พัฒนาในงานวิจัยนี้กับ Polhemus Fastrak

จะพบว่าประสิทธิภาพจะต่ำกว่าอุปกรณ์ Polhemus Fastrak แต่จากการประเมินจาก
แพทย์ผู้เชี่ยวชาญที่กล่าวไปในสรุปก่อนหน้านี้ นั้นพบว่าอุปกรณ์หัวตรวจจำลองแขนกลที่
ออกแบบและพัฒนาขึ้นนี้เพียงพอต่อการนำไปใช้ในการฝึกดัดกะเนนในส่วนหัวตรวจจำลองที่ได้
9 คะแนนจากคะแนนเต็ม 10 คะแนนและ คะแนนในส่วนความความสอดคล้องระหว่างหัว
ตรวจอัลตราซาวด์และภาพแสดงอัลตราซาวด์ได้ 9.4 คะแนนจากคะแนนเต็ม 10 ซึ่งแสดงได้
ให้ว่าเพียงพอต่อการนำไปใช้ในกาฝึก แต่อาจต้องปรับปรุงเพิ่มเติมเล็กน้อยซึ่งมีข้อเสนอแนะจาก
สูตินรีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญว่าควรลดน้ำหนักของหัวตรวจแขนกลให้น้อยลง เพื่อให้ไม่เกิดความ
ล่าในการฝึกฝนเวลานาน

ด้านการเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวกนั้น จะนำมาคิดเฉพาะส่วนหัวตรวจจำลอง
และหุ่นคนท่อนี้เนื่องจากว่าส่วนประมวลผลและแสดงผลนั้นเป็นซอฟต์แวร์ (Software) ซึ่ง
ขึ้นอยู่กับคอมพิวเตอร์ที่นำมาใช้งาน โดยส่วนหัวตรวจจำลองมีน้ำหนักประมาณ 1.5 กิโลกรัม

และหุ่นคนท้องมีน้ำหนักประมาณ 1 กิโลกรัม รวมกันได้ประมาณ 2.5 กิโลกรัม ซึ่งมีน้ำหนักที่เบา และสามารถใส่ในกล่องเพื่อใช้ในการเคลื่อนย้ายได้ในขนาด กว้าง 23.5 เซนติเมตร ยาว 48.5 เซนติเมตร และสูง 22 เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่สามารถถือพกพาได้ และจากการประเมินที่มีแพทย์บางท่านเสนอแนะว่าส่วนนี้ยังมีน้ำหนักมากเกินไปนั้นสามารถเปรียบเทียบได้กับงานวิจัยหรือระบบจำลองเชิงพาณิชย์ในหลายๆงานวิจัยได้ว่า ส่วนควบคุมของระบบที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้นั้นมีขนาดและน้ำหนักที่สะดวกกว่าระบบจำลองอัลตราซาวด์เชิงพาณิชย์ เช่น Scallware และ Ultrasim ที่เป็นเครื่องจำลองขนาดใหญ่แน่นอน และยังสะดวกกว่าในอีกหลายงานวิจัย เช่นในงานของ Nicolau et al. (2011) ที่มีหุ่นคนท้องจำลองและหัวตรวจที่น้ำหนักเบา แต่จำเป็นต้องติดตั้งกล้องเว็บแคม (Webcam) ในมุมต่างๆไม่สะดวกในการเคลื่อนย้ายและติดตั้ง

อุปกรณ์	ราคา (บาท)
Polhemus Fastrak (Sun และ Mckenzie (2011))	187,561
Polhemus Isotrak II (Ultrasim)	87,528.54
Sensable Omni (Ni et al. (2008))	75,024.47
Gyroscope+anoto pen (Kutarnia et al. (2010))	17,500
หัวตรวจจำลองเชิงกลในงานวิจัยนี้	2,000
Wiimote (Ap Cendydd et al. (2009))	1,500

ตารางที่ 5.1.2 ตารางแสดงราคาอุปกรณ์จับการเคลื่อนไหวแบบต่างๆที่ใช้ในการสร้างหัวตรวจจำลอง

จากตารางที่ 5.1.2 จะเห็นได้ว่าระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อตรวจหัวใจทารกในครรภ์นี้ยังมีต้นทุนที่ต่ำ โดยการสร้างหัวตรวจจำลองที่รับค่าตำแหน่งในรูปแบบของแกนกลที่ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ในข้อต่อเพื่อวัดค่าค่านองศาตำแหน่ง ตามที่ได้เสนอในงานวิจัย จากการทดลองพัฒนาในงานวิจัยนี้ได้ใช้วัสดุในการสร้างแกนกลของหัวตรวจจำลอง คือ อะลูมิเนียม (Aluminium) เพื่อความทนทานของหัวตรวจจำลองในด้านต้นทุนนั้นตัวอุปกรณ์มีต้นทุนที่ต่ำเพราะตัวต้านทานปรับค่าได้มีราคาถูก โดยมีปัจจัยสำคัญของราคาอยู่ที่วัสดุและการดำเนินการ เช่น การตัดหรือพับอะลูมิเนียม (Aluminium) ซึ่งหัวตรวจนี้มีต้นทุนในการ

ผลิตอยู่ที่ 2,000 บาทโดยประมาณซึ่งเมื่อรวมกับตัวหุ่นคนท้องจำลองที่มีต้นทุนการผลิตอยู่ที่ประมาณ 1,500 บาท ทำให้ได้ต้นทุนของอุปกรณ์ที่ประมาณ 3,000 บาทซึ่งถือว่าเป็นต้นทุนในการผลิตที่ต่ำและใช้งานได้ เทียบกับงานวิจัยของ Ap Cendydd et al. (2009) ที่มีราคาต้นทุนต่ำโดยใช้ Wiimote ซึ่งมีราคาอยู่ที่ประมาณ 1,500 บาท แต่ในงานวิจัยนั้นมีข้อจำกัดการใช้งานหัวตรวจที่ไม่เหมือนจริงเนื่องจากต้องหันหัวตรวจให้ตรงกับตัวรับสัญญาณอินฟราเรดตลอดเวลา

จากการออกแบบและทดลองพัฒนาระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ตามที่กล่าวมาในวิทยานิพนธ์เล่มนี้นั้น สรุปได้ว่าระบบจำลองที่พัฒนาขึ้นมานี้มีต้นทุนที่ต่ำ สามารถนำไปใช้ฝึกได้จริงจากการประเมินโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านการใช้งานอุปกรณ์ตรวจอัลตราซาวด์ และระบบจะสามารถเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวก

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการประเมินโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญของระบบจำลองอัลตราซาวด์ของการออกแบบและทดลองพัฒนาในงานวิจัยนี้นั้น ได้พบว่ามีบางเกณฑ์ข้อที่ได้คะแนนประเมินต่ำ ได้แก่ ในการประเมินแบบฮิวริสติก (Heuristic) ที่ในส่วนข้อ ข้อ การแสดงส่วนของโปรแกรม (Program) หรือตัวเลือกในการใช้งานต่างๆของระบบ เพื่อลดการจดจำวิธีใช้งานของผู้ใช้ คะแนนอยู่ที่ 3.9 จากมากที่สุด 5 คะแนน และส่วนการแสดงผลประสานงานที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถเรียนรู้วิธีการใช้งานได้อย่างรวดเร็ว คะแนนอยู่ที่ 3.8 จากมากที่สุด 5 คะแนน ซึ่งสองส่วนนี้มีคะแนนอยู่ในเกณฑ์ต่ำสุดจากทั้งหมด ซึ่งเกิดจากคำอธิบายการใช้งานต่างๆบนส่วนประสานงานผู้ใช้นั้น ไม่ครบถ้วนในทุกการใช้งานและเข้าใจยากในบางส่วนเช่น ส่วนการควบคุมการหมุน เลื่อน ของโมเดลสามมิติ และส่วนการซูม เลื่อน หยุดภาพจำลองอัลตราซาวด์ซึ่งในส่วนนี้มีการใช้คีย์ลัดด้วย ซึ่งคีย์ลัดที่ใช้งานอาจต้องทำให้ผู้ใช้ต้องจดจำมากเกินไป ดังนั้นข้อเสนอแนะต่อการพัฒนาในอนาคต ส่วนอธิบายต่างๆในส่วนประสานงานผู้ใช้ของโปรแกรมจะต้องอธิบายครอบคลุม และใช้คำอธิบายที่ผู้ใช้หรือแพทย์เข้าใจได้ง่าย ในส่วนคีย์ลัดมีข้อเสนอแนะจากทางแพทย์ว่าควรทำเป็นอุปกรณ์แยกออกมาจากแผงแป้นอักขระ (Keyboard) คอมพิวเตอร์เพื่อให้สามารถใช้งานได้และไม่สับสนกับแผงแป้นอักขระ (Keyboard) ปกติ

ทางด้านแบบประเมินแบบฟอร์มเมทีฟ (Formative) และแบบผลรวมหรือเปรียบเทียบ (Subjective/Comparative) นั้นข้อเสนอแนะและควรแก้ไขจากการประเมินคือส่วนน้ำหนักของหัวตรวจจำลองที่อาจมากเกินไป ซึ่งส่งผลต่อคะแนนการใช้งานและการเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวก ทำให้ได้คะแนนที่ต่ำลงมาอยู่ที่ 9 และ 8 ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในเกณฑ์คะแนนที่ดีและสรุปได้ว่าสามารถนำไปใช้งานและเคลื่อนย้ายติดตั้งได้สะดวก เมื่อเทียบกับอุปกรณ์ระบบจำลองเชิงพาณิชย์เช่น Scallware และ Ultrasim ซึ่งมีขนาดใหญ่และติดตั้งได้ยากนั้น อุปกรณ์ของระบบจำลองในงานวิจัยนี้มีน้ำหนักเบาอยู่ที่ประมาณ 2 ถึง 3 กิโลกรัมซึ่งแสดงให้เห็นว่าสามารถเคลื่อนย้ายและติดตั้งได้สะดวกกว่า ซึ่งมีข้อเสนอแนะเล็กน้อยในด้านน้ำหนักที่อาจมากเกินไปเล็กน้อยทำให้อาจเกิดการล้าเมื่อยในระยะเวลาาน และมีบางความคิดเห็นที่คิดว่าหนักเกินไปที่จะเคลื่อนย้ายได้สะดวก ซึ่งข้อเสนอแนะในด้านน้ำหนักในการพัฒนาต่อไปอาจจะทำด้วยการลดน้ำหนักของอุปกรณ์ลงได้ โดยการเปลี่ยนแบบของแขนกลและหุ่นคนท้องให้มีลักษณะที่เล็กลงแต่ยังคงครอบคลุมพื้นที่ท้องได้เหมือนจริงอยู่ซึ่งจะสามารถลดขนาดให้มีขนาดเล็กลงและเบาลง หรืออาจลดน้ำหนักได้โดยการเปลี่ยนวัสดุที่ใช้สร้าง เช่น เปลี่ยนวัสดุในการทำแขนกลหุ่นยนต์เป็น พลาสติกอะคริลิก (Acrylic Plastic) ซึ่งจะทำให้น้ำหนักลดลงได้ เพราะตัวพลาสติกอะคริลิก (Acrylic Plastic) มีน้ำหนักที่เบากว่าอะลูมิเนียม (Aluminium) ถึงเท่าตัว ทำให้น้ำหนักเบาลง ทำให้การใช้งานหัวตรวจจำลองสมจริงยิ่งขึ้นและสามารถเคลื่อนย้ายติดตั้งได้ง่ายขึ้นอีกด้วย

รายการอ้างอิง

1. Aiger, D., and Cohen-or, D. (1998). Real-time ultrasound imaging simulation. Real-Time Imaging 4, pp. 263–274.
2. Ap Cenydd.L., John, N.W., Vidal, F.P., Gould, D.A., Joekes, E., and Littler, P. (2009). Cost effective ultrasound imaging training mentor for use in developing countries. Studies in health technology and informatics 142, pp. 49-54.
3. Bowman,D., Gabbard, J. L., and Hix, D. (2002). A Survey of Usability Evaluation in Virtual Environments:Classification and Comparison of Methods. Teleoperators and Virtual Environments, vol. 11, no. 4, 2002, pp. 404-424
4. Dillenseger, J., Laguitton, S., and Delabrousse, E. (2009). Fast simulation of ultrasound images from a CT volume. Computers in Biology and Medicine 39 (September), pp. 180–186.
5. Innotect PCB Enterprise Co., Ltd. [Online]. Available from :<http://www.innotechpcb.com/> [2012, May 27]
6. Kohn, S., R.H.Van Lengen., Reis, G., Bertram, M., and Hagen, H. (2004). Ves: Virtual echocardiography system. In The 4th IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing (VIIP-04).
7. Kutarnia, J.F., Pedersen, P.C., and Yuan, C. (2010). Virtual Reality Training System for Diagnostic Ultrasound. Ultrasonics Symposium (IUS), 2010 IEEE, pp. 1652-1656.
8. Kutter, O., Shams, R., and Navab, N. (2009). Visualization and GPU-accelerated simulation of medical ultrasound from CT images. Computer Methods and Programs in Biomedicine 94, 3, pp. 250–266.

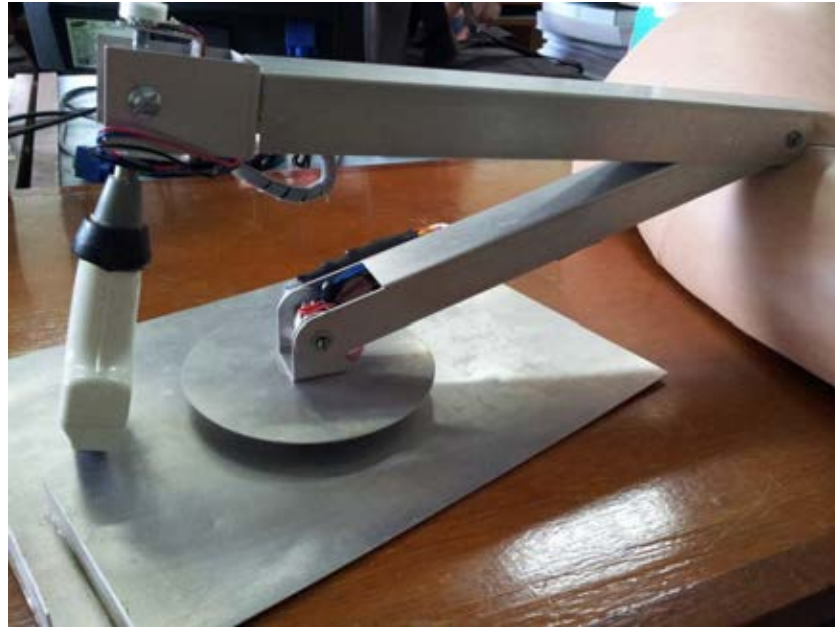
9. Magee, D. R., Zhu, Y., Ratnalingam, R., Gardner, P., and Kessel, D. (2007). An augmented reality simulator for ultrasound guided needle placement training. Med. Biol. Engineering and Computing 45, pp. 957–967.
10. MedSim | Ultrasound training by Simulation [Online]. Available from : <http://www.medsim.com/modules.html> [2012, May 15]
11. Nicolau, S., Vemuri, A., Wu, H.-S., Huang, M.-H., HO, Y., Charnoz, A., Hostettler, A., Soler, L., and Marescaux, J. (2011). A low cost simulator to practice ultrasound image interpretation and probe manipulation: Design and first evaluation. In International Symposium on VR innovation 2011, pp. 37 – 40.
12. Ni, D., Chan, W.-Y., Qin, J., Qu, Y., Chui, Y.-P., Ho, S. S., and Heng, P.-A. (2008). An ultrasound-guided organ biopsy simulation with 6dof haptic feedback. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2008.
13. Nielsen, J., and Landauer, T. K. (1993). A mathematical model of the finding of usability problems. In CHI '93 Proceedings of the INTERACT '93 and CHI '93 conference on Human factors in computing systems, pp. 206–213.
14. Nielsen, J., and Mack, R. L. (1994). Usability Inspection Methods. John Wiley & Sons, New York, 25-64.
15. Polhemus : FASTRAK – The Motion Tracking Industry Standard [Online]. Available from : http://www.polhemus.com/?page=Motion_Fastrak [2012, May 12]
16. Polhemus Fastrak from Inition [Online]. Available from : <http://www.inition.co.uk/3D-Technologies/polhemus-fastrak> [2012, May 27]
17. Reichl, T., Passenger, J., Acosta, O., and Salvado, O. (2009). Ultrasound goes gpu: real-time simulation using cuda. In Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, vol. 7261.
18. Schallware Ultrasound Simulator [Online]. Available from : <http://www.schallware.com> [2012, May 15]

19. Sun, B., and Mckenzie, F. (2011). Real-time sonography simulation for medical training. International journal of education and information technologies 5, pp. 328–335.
20. Uys, N. (2010). A Health Systems Engineering Approach to Meeting the Demand for Skilled Foetal Ultrasound Services in the Boland/Overberg Public Health District. The final year project is presented in partial fulfillment of the requirements for the degree of Bachelors of Industrial Engineering at Stellenbosch University. (Unpublished Manuscript).
21. Weidenbach, M., Wick, C., Pieper, S., Quast, K. J., Fox, T., Grunst, G., and Redel, D. A. (2000). Augmented reality simulator for training in two-dimensional echocardiography. Computers and Biomedical Research 33.
22. Weidenbach, M., Wild, F., Scheer, K., Muth, G., Kreutter, S., Grunst, G., Berlage, T., and Schneider, P. (2005). Computer-based training in two-dimensional echocardiography using an echocardiography simulator. Journal of the American Society of Echocardiography 18, 4, pp. 362–366.
23. WorldViz : Pricelist [Online]. Available from:
<http://www.worldviz.com/purchase/pricelist.php> [2012, May 25]
24. Youngblut, C. et. al. (1996). Review of Virtual Environment Interface Technology. IDA Paper, P-3186.
25. บ้านอิเล็กทรอนิกส์ : จำหน่ายอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์, หุ่นยนต์, ชุดคิท, วงจร, โครงการ, ไมโครคอนโทรลเลอร์, projects [Online]. Available from: <http://www.semi-shop.com> [2012, May 27]
26. อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ Electronics shopping [Online]. Available from : <http://www.warf.com> [2012, May 27]

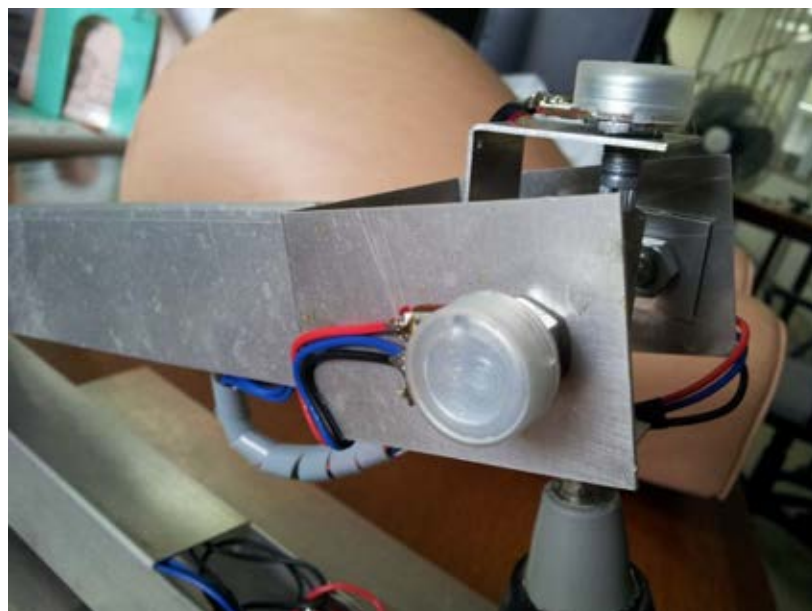
ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

รูปภาพส่วนต่างๆของระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์



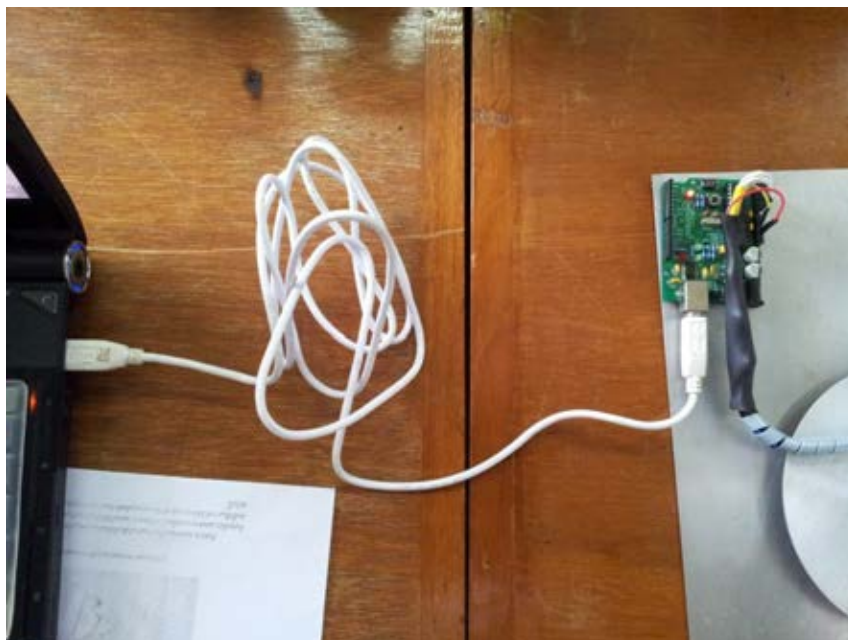
ภาพที่ ก.1 หัวตรวจจำลองที่ใช้การจับการเคลื่อนไหวแบบแกนกล



ภาพที่ ก.2 ตัวต้านทานปรับค่าได้ที่ติดอยู่ตรงจุดหมุนของแกนกล



ภาพที่ ก.3 บอร์ดฟรีดูอิโน (Freeduino) ซึ่งเป็นบอร์ดอาร์ดูอิโน (Arduino) รุ่นหนึ่ง ซึ่งรับค่าความต่างศักย์มากจากตัวต้านทานปรับค่าได้



ภาพที่ ก.4 การเสียบใช้งานผ่านยูเอสบี (USB)



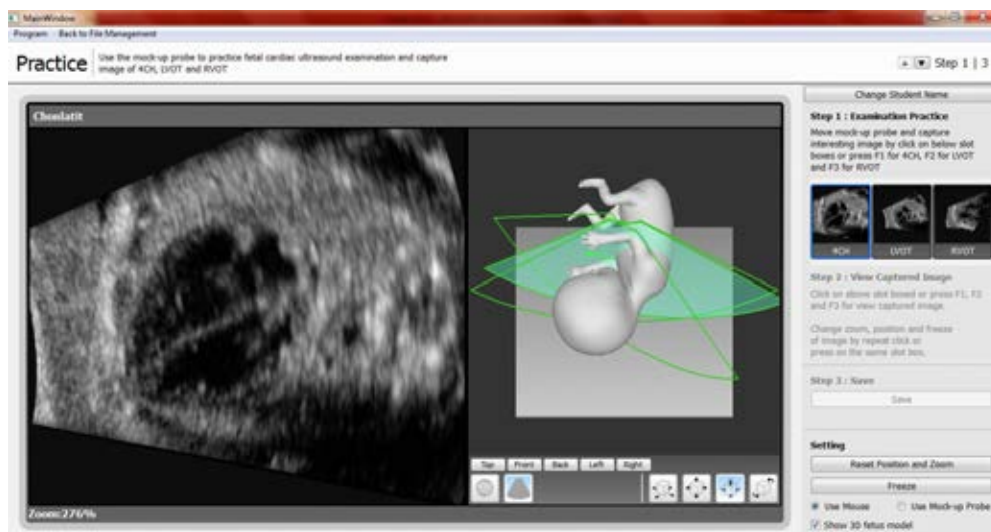
ภาพที่ ก.5 ส่วนหัวตรวจที่ติดอยู่บนแขนกล



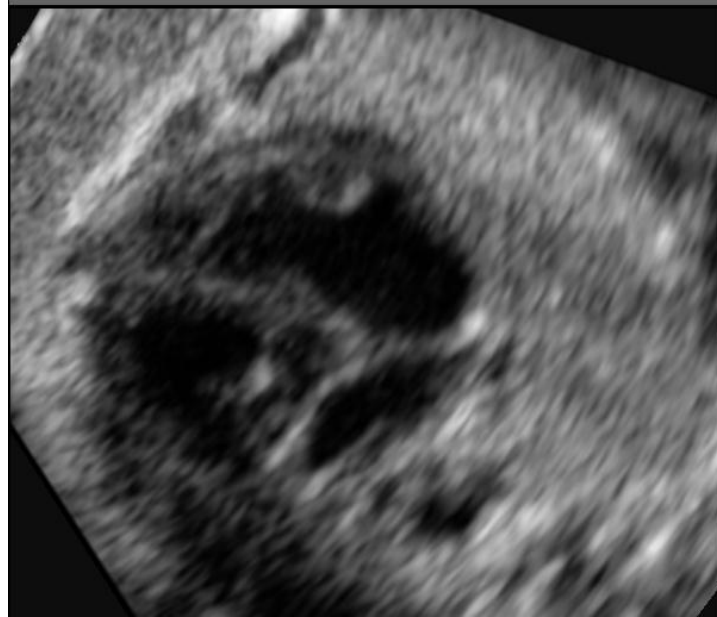
ภาพที่ ก.6 หุ่นคนท้องจำลอง



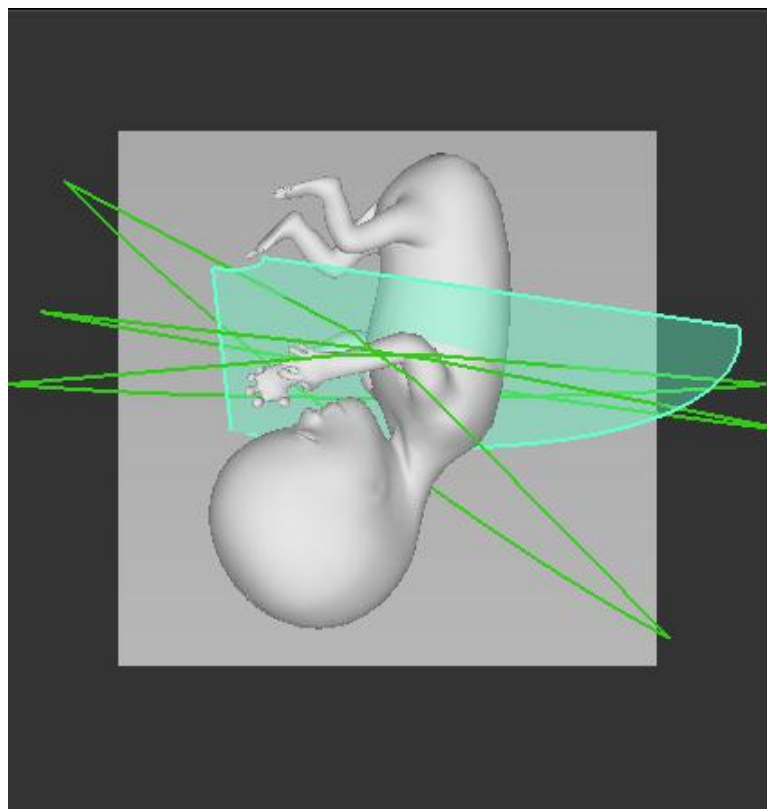
ภาพที่ ก.7 หัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้อง



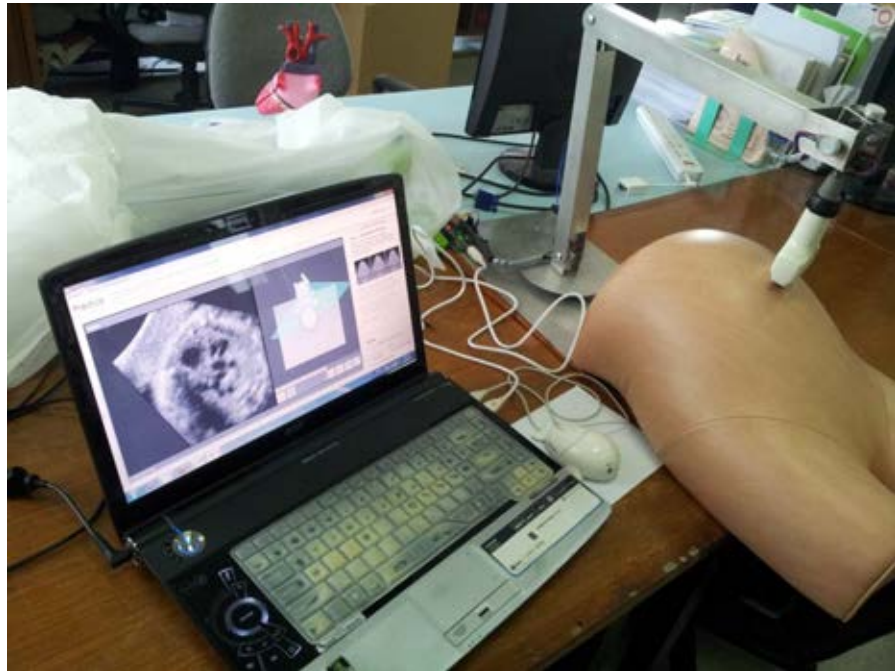
ภาพที่ ก.8 ภาพซอฟต์แวร์ของระบบฝึกตรวจ



ภาพที่ ก.9 ภาพส่วนแสดงภาพตัดขวางอัลตราซาวด์ในร่างกายในซอฟต์แวร์



ภาพที่ ก.10 ภาพส่วนแสดงแบบจำลองสามมิติเพื่อช่วยในการชี้้นำการฝึก



ภาพที่ ก.11 ระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อใช้ในการฝึกแพทย์ในการตรวจหัวใจทารก
ในครรภ์

ภาคผนวก ข

คู่มือการใช้งานระบบฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์

การติดตั้งอุปกรณ์หัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้องจำลอง

1. ติดยึดหุ่นคนท้องจำลองกับฐานของหัวตรวจจำลองดังภาพที่ ข.1



(a)

(b)

(c)

ภาพที่ ข.1 ภาพการยึดติดหุ่นคนท้องจำลองกับฐานของหัวตรวจจำลอง

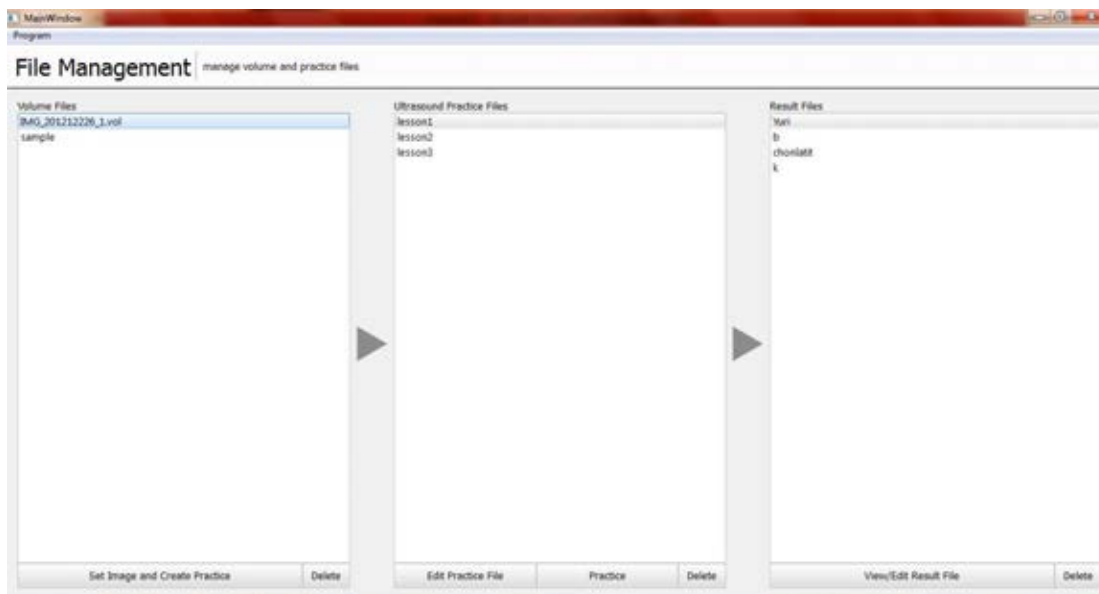
2. เชื่อมต่อสาย USB ดังภาพที่ ข.2



ภาพที่ ข.2 การเชื่อมต่อสาย USB

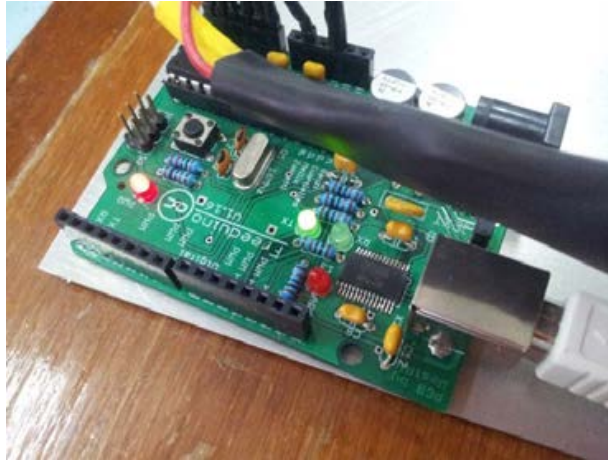
การใช้งานโปรแกรมฝึกตรวจหัวใจทารกในครรภ์

1. เปิดโปรแกรมโดยการคลิกที่ launcherScript.py จะได้นหน้าจอตั้งโปรแกรมดังภาพที่ ข.3



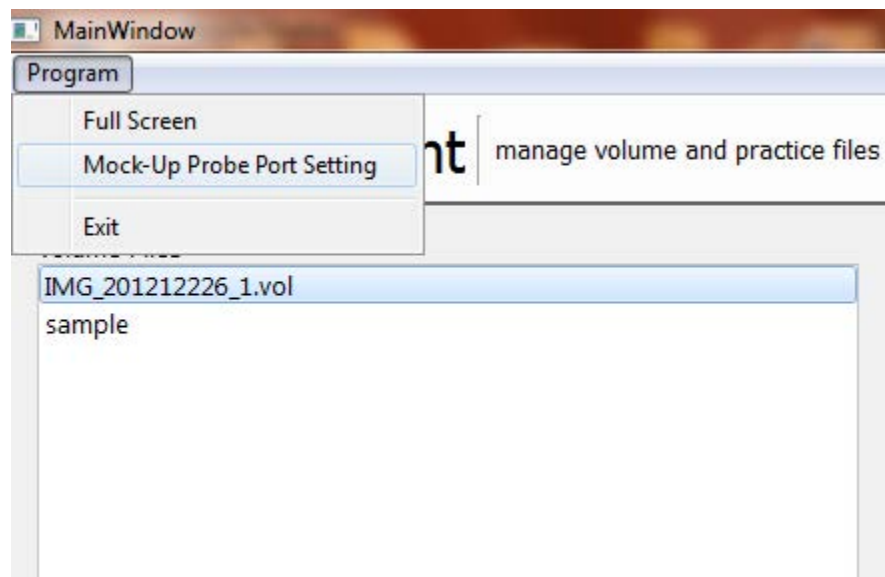
ภาพที่ ข.3 ภาพหน้าจอของโปรแกรม

2. ในกรณีที่เปิดโปรแกรมแล้วไฟสีเขียวในส่วนบอร์ดไม่กะพริบถี่ตลอดเวลา ดังภาพที่ ข.4 ต้องทำการตั้งค่า port ของอุปกรณ์ดังนี้ (หากไฟสีเขียวกะพริบถี่ๆดังภาพที่ ข.4 แล้วให้ข้ามไปข้อที่ 4)



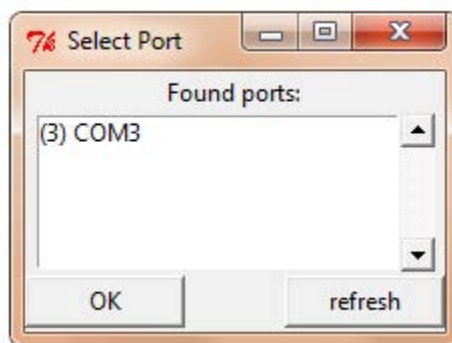
ภาพที่ ข.4 ภาพลักษณะของบอร์ดในส่วนหัวตรวจจำลองที่พร้อมใช้งาน

3. การตั้งค่า port ของหัวตรวจจำลอง
 - a. คลิกที่ Program บน menu bar -> เลือก Mock-up Probe Port Setting



ภาพที่ ข.5 เลือก Mock-up Probe Port Setting

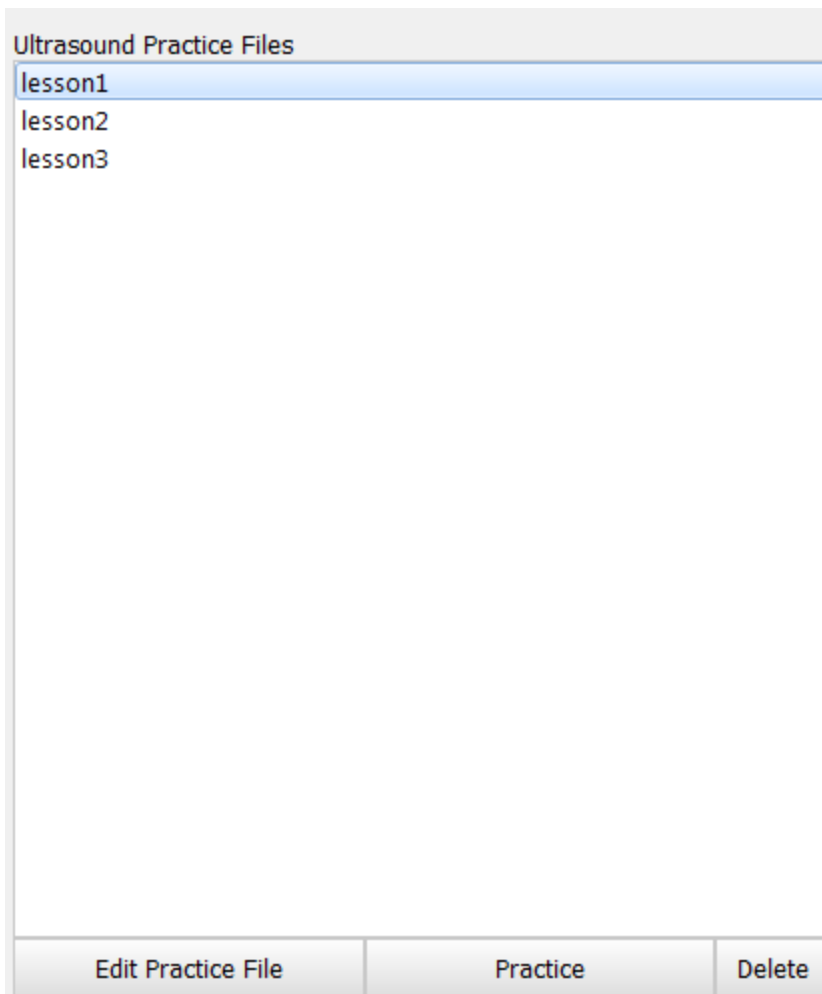
- b. เลือก Port ของหัวตรวจจำลอง กด OK (หากไม่ทราบเลข Port ทดลองตั้งค่าใหม่จนกว่าไฟสีเขียวตลอดเวลาจะกระพริบ)



ภาพที่ ๑.6 เลือก Port ของหัวตรวจจำลอง

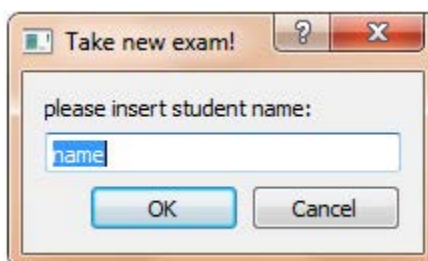
หากทำการตั้งค่า Port แล้วไฟสีเขียวไม่กระพริบให้ถอดสาย USB แล้วเสียบใหม่

4. เลือกแบบฝึกหัดที่ต้องการฝึกจาก Ultrasound Practice Files แล้วคลิก Practice (ชื่อแบบฝึกหัดนั้นไม่จำเป็นต้องชื่อดังรูปตัวอย่างเสมอไป แล้วแต่ผู้สร้างแบบฝึกหัด)



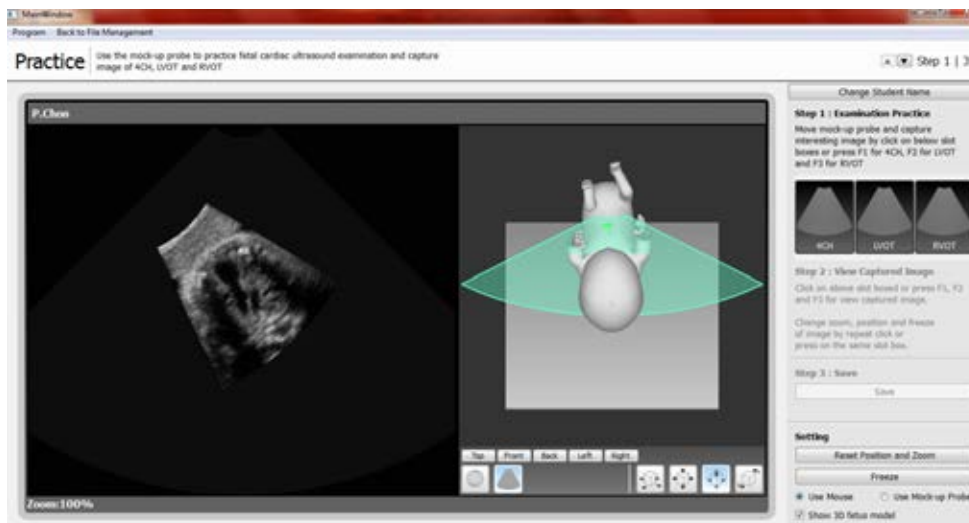
ภาพที่ ข.7 เลือกแบบฝึกหัดที่ต้องการฝึก

5. ใส่ชื่อผู้ฝึก แล้วคลิก OK



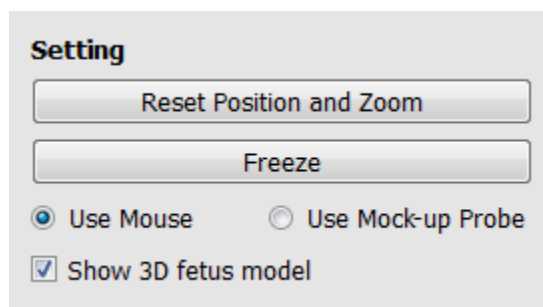
ภาพที่ ข.8 ใส่ชื่อผู้ฝึก

6. โปรแกรมจะเข้ามาส่วนการฝึกหัดตรวจในขั้นตอนที่ 1 (ขั้นตอนฝึกตรวจ)



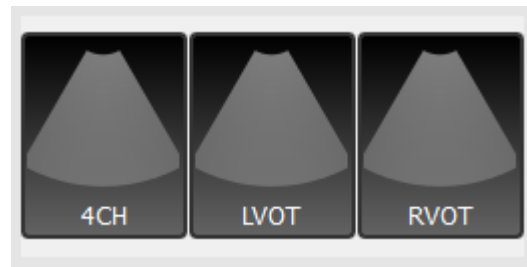
ภาพที่ ข.9 ส่วนการฝึกตรวจ

7. ในขั้นตอนที่ 1 นี้จะเป็นการใช้หัวตรวจจำลองในการฝึกตรวจ โดยตรงช่อง Setting แถบขาล่างเลือก Use Mock-up Probe เพื่อใช้งานหัวตรวจจำลอง (สามารถเลือก Use Mouse เพื่อใช้เมาส์ในการฝึกโดยการเลื่อนเมาส์ขยับระนาบหัวตรวจบนส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติได้ ซึ่งจะกล่าวถึงในส่วนการใช้งานส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติ)



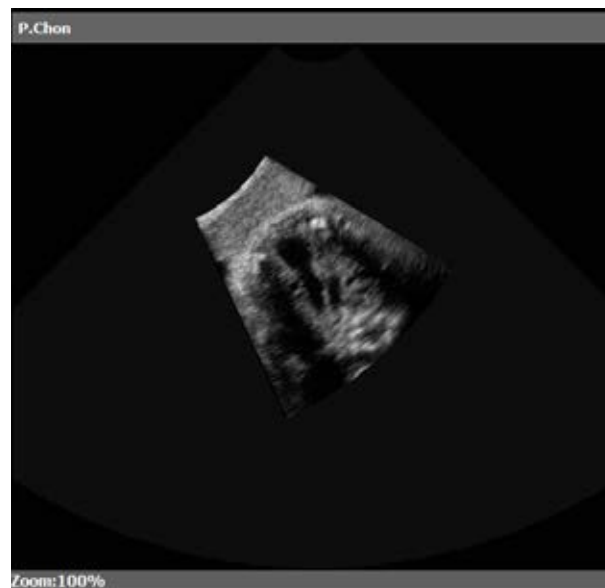
ภาพที่ ข.10 ภาพแถบ Setting

- a. ในขั้นตอนที่ 1 จะเป็นการฝึกตรวจโดยใช้หัวตรวจจำลองขยับไปบนหน้าท้องของหุ่นคนท้องจำลองแล้วทำการบันทึกที่ระนาบหัวใจ 4CH, LVOT, RVOT โดยเมื่อได้ภาพที่ต้องการให้ทำการคลิกที่ Slot ภาพนั้นๆหรือกดปุ่มคีย์บอร์ด F1, F2, F3 ตามลำดับ



ภาพที่ ข.11 Slot เก็บภาพระนาบอัลตราซาวด์

- b. การจัดการกับการแสดงภาพอัลตราซาวด์

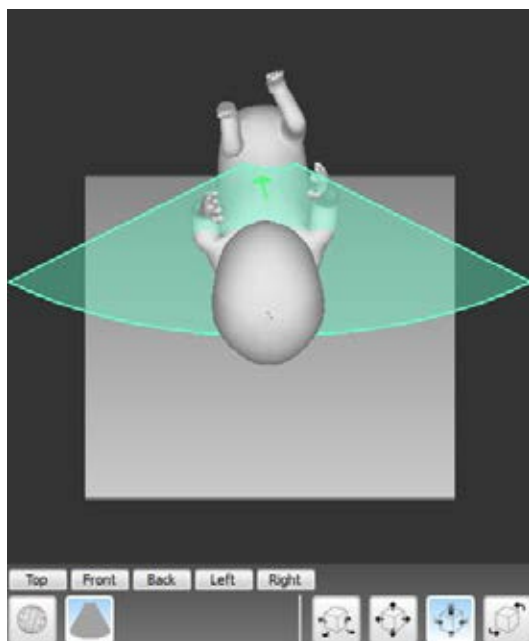


ภาพที่ ข.12 ส่วนแสดงภาพอัลตราซาวด์

- i. เลื่อนตำแหน่งภาพด้วยการคลิกเมาส์ซ้ายแล้วลาก หรือ กดปุ่มคีย์บอร์ด W (ขึ้น), X (ลง), A (ซ้าย), D(ขวา)


- ii. ซูม ด้วยการคลิกเมาส์ขวาแล้วลากขึ้นลง หรือ กดปุ่มคีย์บอร์ด Q (ซูมออก), E (ซูมเข้า)
- iii. หยุดภาพ (Freeze) ด้วยการคลิกปุ่ม Freeze ในแถบ Setting หรือ กดปุ่มคีย์บอร์ด F
- iv. สามารถ Reset ค่าการเลื่อน ซูม ให้เป็นค่าเริ่มต้นได้โดยการคลิกที่ Reset Position and Zoom ในแถบ Setting หรือ กดปุ่มคีย์บอร์ด R

c. การจัดการส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติ



ภาพที่ ข.13 ส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติ

- i. สามารถเปิด/ปิดส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติได้ด้วยการคลิกเครื่องหมายถูกที่ Show 3D fetus model ในแถบ Setting

- ii. ในส่วนนี้สามารถใช้งานส่วนคลิกเมาส์ย้ายเลื่อนและหมุนระนาบหัวตรวจจำลอง (แถบสีเขียวดังภาพที่ ข.13) ได้โดยการคลิกเลือก Use Mouse ในแถบ Setting พร้อมกับในแถบด้านล่างส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติต้องเลือกไว้ที่เครื่องหมาย 
- iii. สามารถหมุนหรือเลื่อนมุมมองของส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติได้โดยการคลิกเลือกที่เครื่องหมายและเลือกแถบเครื่องมือเครื่องมือด้านขวาล่างในการจัดการการเลื่อนหมุน
- iv. โดยแถบเครื่องมือด้านขวาล่างที่อยู่ในส่วนแสดงภาพโมเดลสามมิติไว้สำหรับจัดการดังนี้



เลื่อนตามแนวด้านข้างซ้ายขวาและแนวลึก
(เมื่อคลิกลากเมาส์ขึ้นลงจะเลื่อนไปในแนวลึก)



เลื่อนตามแนวด้านข้างขึ้นลงซ้ายขวา





หมุนโดยมีแกนการหมุนที่อยู่ในแนวระนาบกับจอ



หมุนซ้ายขวาโดยมีแกนการหมุนคือแกนที่ชี้ออกมาจากจอ

8. เมื่อเสร็จขั้นตอนที่ 1 ให้คลิกที่ปุ่ม  ในส่วนเลื่อนขั้นตอน (ภาพที่ ข.14) หรือกดปุ่มคีย์บอร์ด N เพื่อไปขั้นตอนถัดไป

  Step 1 | 3

ภาพที่ ข.14 ส่วนเลื่อนขั้นตอน

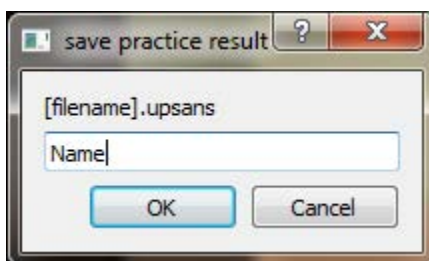
9. ในขั้นตอนที่ 2 เป็นขั้นตอนการเรียกดูภาพอัลตราซาวด์ (4CH, LVOT, RVOT) ที่บันทึกไว้

- a. สามารถดูภาพอัลตราซาวด์ที่บันทึกไว้โดยการคลิกเลือกบน Slot เก็บภาพตามที่
ต้องการ หรือกดคีย์บอร์ด F1 (4CH) , F2 (LVOT), F3 (RVOT)




ภาพที่ ข.15 ภาพ Slot ที่บันทึกภาพไว้แล้ว

- b. สามารถแก้ไขการ เลื่อน ชูม และหยุด (Freeze) ภาพได้ โดยวิธีการเลื่อน ชูม และ
หยุด จะเหมือนกับในขั้นตอนที่ 1 (ข้อ 7.b)
- c. สามารถบันทึกภาพที่แก้ไขการเลื่อน ชูม และหยุด (Freeze) ทับภาพเดิมได้โดยคลิกที่
Slot หรือกดปุ่มคีย์บอร์ดซ้ำที่ภาพเดิม
10. ไปขั้นตอนถัดไปโดยคลิกที่ปุ่มเลื่อนขั้นตอน หรือ กดคีย์บอร์ด N (เช่นเดียวกับข้อ 8)
11. ในขั้นตอนนี้เป็นการบันทึกไฟล์ โดยใส่ชื่อไฟล์ที่ต้องการบันทึกแล้วกด OK

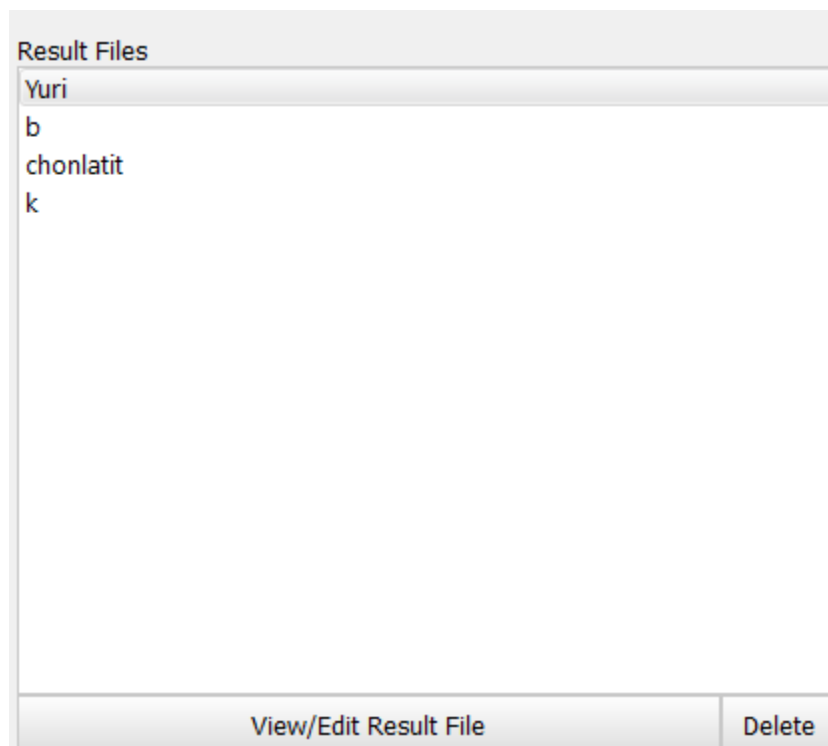


ภาพที่ ข.16 บันทึกไฟล์

12. สามารถกลับไปยังขั้นตอนก่อนหน้าด้วยการคลิกที่ปุ่ม  ในส่วนเลื่อนขั้นตอน หรือกดปุ่ม
คีย์บอร์ด B
13. เมื่อทำการฝึกเสร็จเรียบร้อยแล้ว ถ้าต้องการออกจากส่วนการฝึกให้กด Back to File
Management ที่ Menu bar เพื่อกลับไปหน้าจัดการไฟล์ในตอนแรก

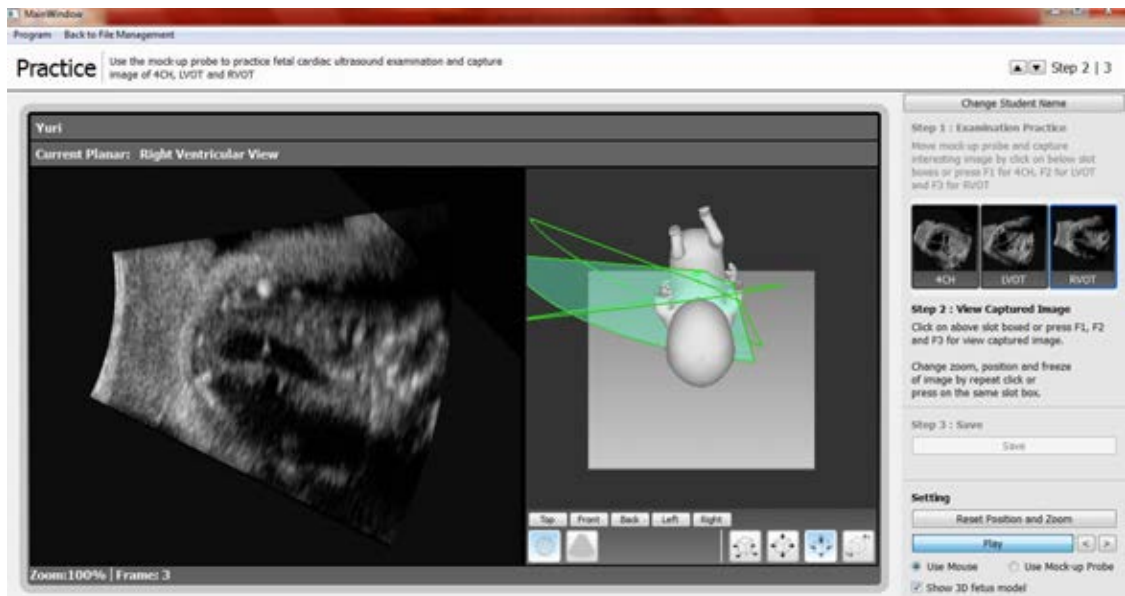
การใช้งานโปรแกรมส่วนการเรียกดูผลแบบฝึกหัดที่บันทึก

1. จากหน้าโปรแกรมหน้าแรก เลือกไฟล์ผลลัพธ์ที่บันทึกไว้ในส่วนของ Result Files แล้วคลิก View/Edit Result File



ภาพที่ ข.17 ส่วนจัดการของ Result Files

2. เมื่อเข้ามาในส่วนนี้จะเป็นเหมือนส่วนดูภาพอัลตราซาวด์ที่บันทึกเหมือนในส่วนการฝึกหัดตรวจ ซึ่งสามารถใช้งานได้เหมือนส่วนการฝึกหัดตรวจหัวใจทารกในครรภ์



ภาพที่ ข.18 ภาพแสดงส่วนการดูผลแบบฝึกหัดที่บันทึก

ภาคผนวก ค

ตัวอย่างแบบสอบถามที่ใช้ในการประเมินระบบจำลองอัลตราซาวด์เพื่อฝึกหัดแพทย์ในการตรวจหัวใจทารกในครรภ์ที่ออกแบบและพัฒนาขึ้น โดยให้สูตินรีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ 5 คนเป็นผู้ประเมิน

ตัวอย่างแบบประเมินแบบประเมิน

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ประเมิน

กรุณารอกข้อมูลในช่องว่าง และทำเครื่องหมาย ✓ ในกรอบ

1. อายุ _____ ปี
2. เพศ ชาย หญิง
3. วุฒิการศึกษา _____
4. อาชีพ _____
5. มีโรคประจำตัวเกี่ยวกับประสาทสัมผัสหรือไม่
(เช่น ตาบอดสี)?
 ไม่มี มี (โปรดระบุ)

6. ท่านเคยใช้อุปกรณ์ตรวจอัลตราซาวด์มาก่อนหรือไม่?
 ไม่เคย เคย (โปรดระบุระยะเวลาที่ท่านได้ใช้อุปกรณ์โดยประมาณ)

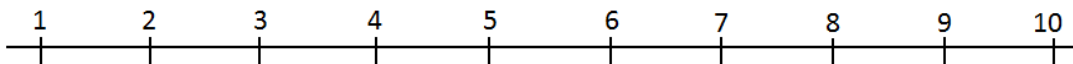
ตอนที่ 2 แบบประเมินส่วนฝึกหัดตรวจ

ให้ผู้ทดลองใช้งานการตรวจแต่ละขั้นตอนแล้วให้วงกลมเลขคะแนนที่ท่านเลือก

ขั้นตอนที่ 1 การฝึกตรวจ ส่วนนี้จะให้ผู้ใช้ในการฝึกตรวจโดยใช้หัวตรวจจำลองบนหุ่นคนท้องเพื่อหา
ระนาบหัวใจสามระนาบคือ 4 CH, LVOT, RVOT แล้วทำการบันทึกระนาบนั้นเก็บไว้ ซึ่งจะมีการหมุน
เลื่อน และ หยุดภาพอัลตราซาวด์ในการช่วยวิเคราะห์ภาพ

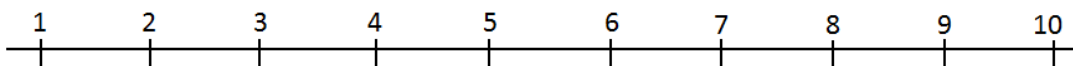
แบบประเมินขั้นตอนที่ 1 (คะแนน 1 แย่ที่สุด , 10 ดีที่สุด)

1.1. จงให้คะแนนหัวตรวจจำลองว่าสามารถนำไปใช้ได้ในการฝึกจริงหรือไม่ ระดับไหน



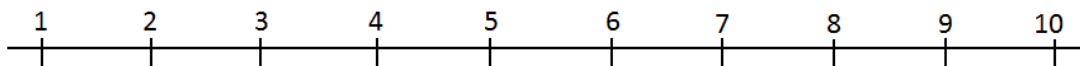
คำแนะนำเพิ่มเติม

1.2. จงให้คะแนนหุ่นคนท้องจำลองว่าสามารถนำไปใช้ได้ในการฝึกจริงหรือไม่ ระดับไหน



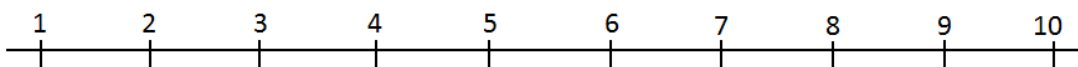
คำแนะนำเพิ่มเติม

1.3. จงให้คะแนนการแสดงภาพอัลตราซาวน์ว่าสามารถนำไปใช้ได้ในการฝึกจริงหรือไม่ ระดับไหน



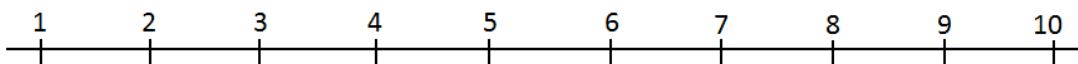
คำแนะนำเพิ่มเติม

1.4. จงให้คะแนนความสอดคล้องของหัวตรวจจำลองกับการแสดงภาพอัลตราซาวน์



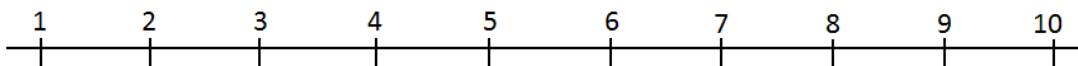
คำแนะนำเพิ่มเติม

1.5. จงให้คะแนนว่าการแสดงภาพโมเดลสามมิติของทารกในครรภ์ด้านข้างการแสดงผลอัลตราซาวน์สามารถช่วยในการฝึกหรือไม่ ระดับไหน



คำแนะนำเพิ่มเติม

1.6. จงให้คะแนน ความง่ายในการเคลื่อนย้ายและติดตั้งอุปกรณ์หัวตรวจจำลองและหุ่นคนท้อง
จำลอง



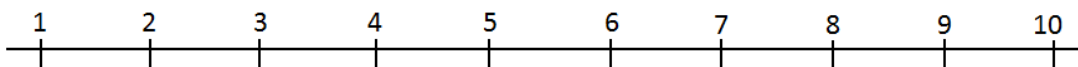
คำแนะนำเพิ่มเติม

1.7. หลังจากท่านใช้งานส่วนขั้นตอนที่ 1 ท่านคิดว่าท่านมีคำแนะนำเสนอแนะในการใช้งานส่วน
ฝึกหรือไม่ อย่างไร

ขั้นตอนที่ 2 การเรียกดูผลหรือระนาบที่เก็บจากการตรวจ ในส่วนนี้จะเป็นส่วนเรียกดูระนาบหัวใจ
4CH, LVOT, RVOT ที่บันทึกมาจากขั้นตอนที่ 1 เพื่อทำการตรวจสอบความถูกต้อง ซึ่งสามารถซูม
เลื่อน หยุดภาพเพื่อวิเคราะห์ภาพอัลตราซาวนด์ได้

แบบประเมินขั้นตอนที่ 2

2.1. จงให้คะแนนในการใช้งานส่วนเรียกดูว่าสามารถนำไปใช้งานจริงในการฝึกได้หรือไม่



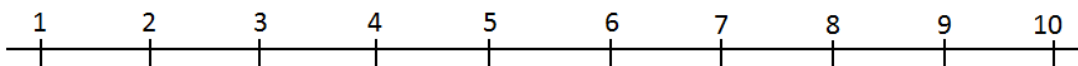
คำแนะนำเพิ่มเติม

2.2. หลังจากท่านใช้งานส่วนขั้นตอนที่ 2 ท่านคิดว่าท่านมีคำแนะนำเสนอแนะหรือไม่ อย่างไร

ขั้นตอนที่ 3 ขั้นตอนการบันทึกผลการตรวจลงเป็นไฟล์

แบบประเมินขั้นที่ 3

3.1. จงให้คะแนนในการใช้งานส่วนบันทึกว่าสามารถนำไปใช้งานจริงในการฝึกได้หรือไม่

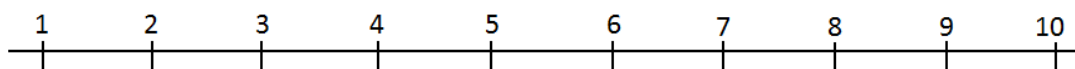


คำแนะนำเพิ่มเติม

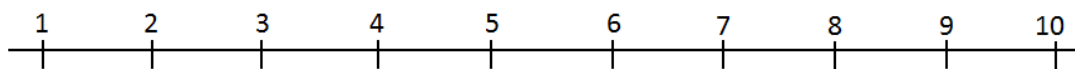
3.2. หลังจากท่านใช้งานส่วนขั้นตอนที่ 3 ท่านคิดว่าท่านมีคำแนะนำเสนอแนะหรือไม่ อย่างไร

การประเมินส่วนประสานการใช้งาน (ส่วนต่างๆบนหน้าจอ)

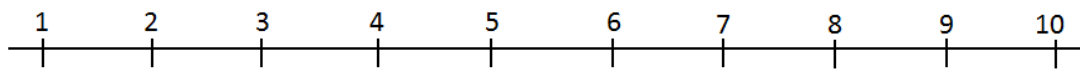
4.1. จงให้คะแนน การแสดงสถานะให้รับรู้ที่กำลังทำงานอยู่ขั้นตอนใด (ขั้นตอนฝึก, ขั้นตอนดูแล, ขั้นตอนบันทึก)



4.2. จงให้คะแนน การแสดงสถานะของโปรแกรม ในขั้นตอนฝึก (ขั้นตอนที่ 1) ให้ท่านรับรู้ว่าการทำการบินที่กระชับแล้ว

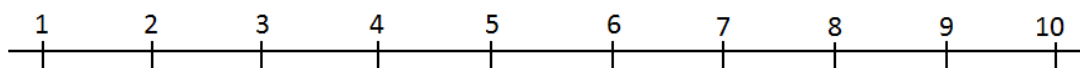


4.3. ในขั้นตอนฝึก (ขั้นตอนที่ 1) จงให้คะแนน การแสดงสถานะของโปรแกรมในขั้นตอนฝึก (ขั้นตอนที่ 1) ให้ท่านรับรู้ว่าการทำการบินที่กระชับลงในช่องเก็บกระสอบได้

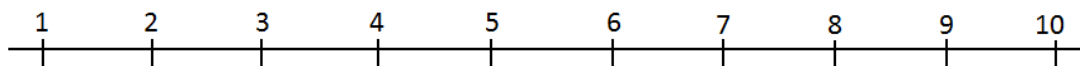


4.4. จงให้คะแนน การแสดงสถานะของโปรแกรมในขั้นตอนเรียกดูผล (ขั้นตอนที่ 2) เพื่อให้รับรู้ภาพตัดขวาง

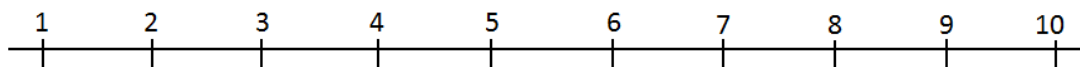
อัลตราซาวด์ที่แสดงว่าเป็นภาพตัดขวางใด (4ch, LVOT, RVOT)



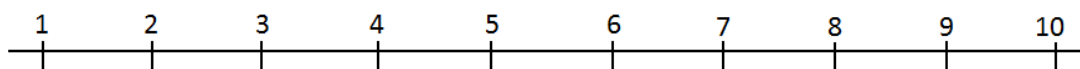
4.5. จงให้คะแนน ความเข้าใจง่ายและไม่ซับซ้อนข้อความและภาษาที่ใช้แสดงในส่วนต่างๆบนหน้าจอ



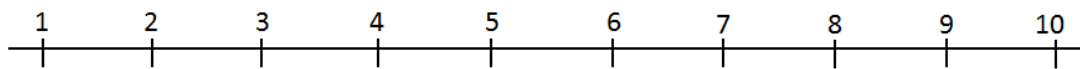
4.6. จงให้คะแนน ความเหมาะสมและอิสระในการเลือกขั้นตอนการใช้งานของโปรแกรม



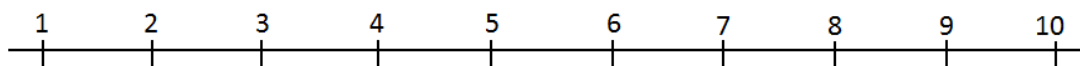
4.7. จงให้คะแนน ความเป็นมาตรฐานเดียวกันและสามารถเข้าใจได้ง่าย การจัดส่วนต่างๆบนหน้าโปรแกรม (เช่น ส่วนปุ่มเมนู หรือส่วนแสดงข้อความอธิบายต่างๆ)



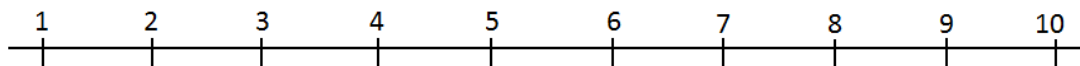
4.8. จงให้คะแนน ความเหมาะสมในการแบ่งการใช้งานเป็นขั้นตอนแบบในโปรแกรม



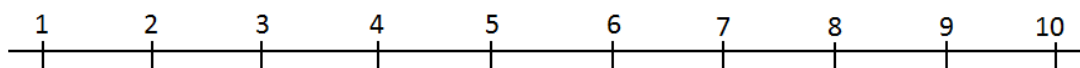
4.9. จงให้คะแนน ความง่ายในการจดจำของวิธีการใช้งานในการใช้คีย์บอร์ดในการ ชุม เลื่อน หยุด โดยไม่ต้องใช้การจดจำของผู้ใช้ได้



4.10. จงให้คะแนน ส่วนแสดงคำอธิบายวิธีการใช้งานในแต่ละขั้นตอนบนโปรแกรม ว่าสามารถช่วยให้ไม่ต้องจดจำวิธีการใช้งาน ระดับไหน



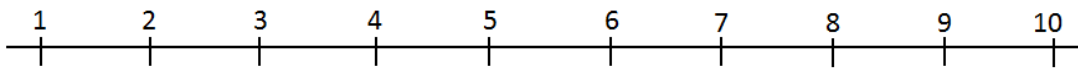
4.11. จงให้คะแนน ความเหมาะสมของการจัดวางส่วนต่างๆของหน้าจอโปรแกรม



4.12. (ในกรณีที่เกิดปัญหาขึ้น) จงให้คะแนน การป้องกันการผิดพลาด และการแจ้งเตือน



- 4.13. จงให้คะแนน ส่วนอธิบายและช่วยเหลือแนะนำการใช้งาน (คำอธิบายต่างๆในแต่ละ ส่วนของโปรแกรม)



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นาย ชลทิตย์ ประทีปโนวงศ์ เกิดวันที่ 22 สิงหาคม พ.ศ. 2532 สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายที่โรงเรียนเซนต์คาเบรียล จากนั้นจึงเข้าศึกษาต่อที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2550 และในปีการศึกษา 2553 จึงสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ที่ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2554