



รายงานการวิจัย

โครงการวิจัย

ต้นแบบเครื่องตรวจแคปิลลารีรีฟิลไทม์
(A Prototype of Capillary Refill Time)

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว



รายงานการวิจัย

โครงการวิจัย

ต้นแบบเครื่องตรวจแคปิลารีรีฟิลไทม์ (A Prototype of Capillary Refill Time)

หัวหน้าโครงการ

รองศาสตราจารย์ ดร. พนมศักดิ์ มีมนต์
สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์

ผู้ร่วมวิจัย

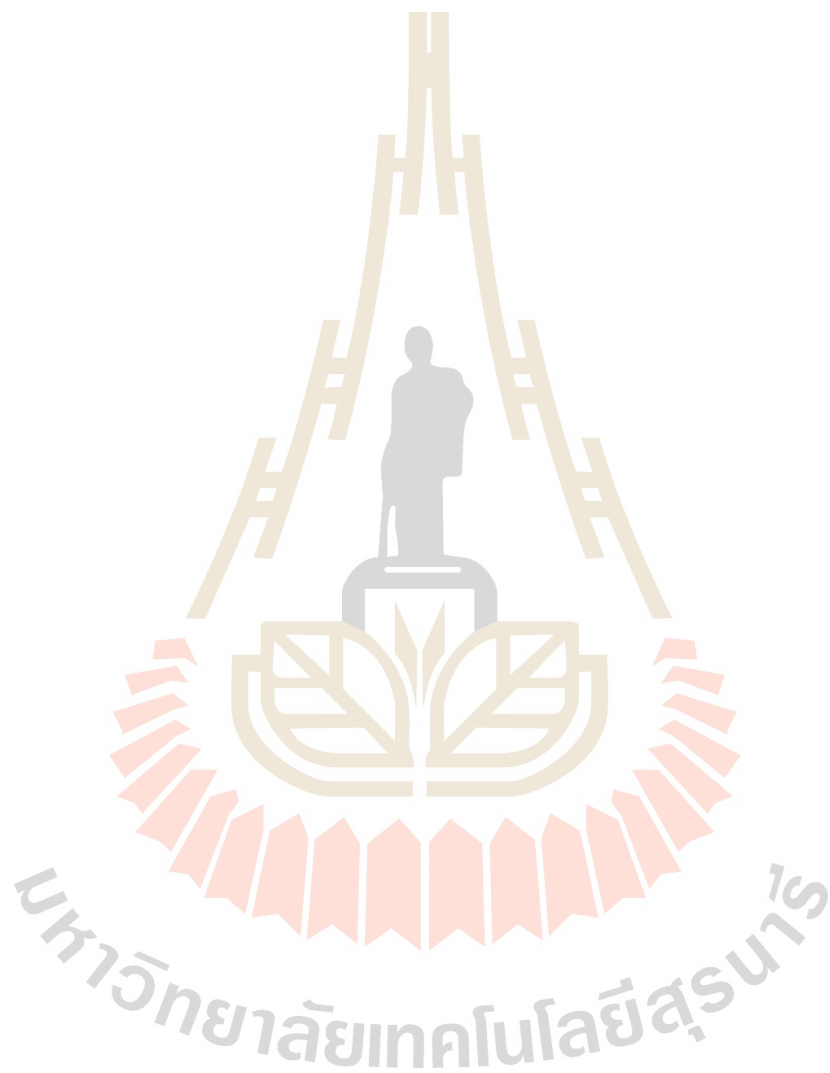
รศ.ดร.นพ.กมลวิชัย ตระงตรระกูล
ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2567
ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

มกราคม 2569

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับเงินอุดหนุนจากกองทุนนวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2567



บทคัดย่อภาษาไทย

ภาวะพิษเหตุติดเชื้อและภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อเป็นภาวะฉุกเฉินทางการแพทย์ที่มีอัตราการเสียชีวิตสูง การติดตามการไหลเวียนโลหิตโดยวิธีมาตรฐาน เช่น การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง การวัด cardiac output หรือ central venous pressure จำเป็นต้องใช้หัตถการที่รุกรานและอุปกรณ์ราคาแพง ซึ่งจำกัดการใช้งานในหอผู้ป่วยวิกฤติ ขณะที่ Capillary Refill Time (CRT) เป็นตัวชี้วัดการไหลเวียนเลือดส่วนปลายที่สามารถตรวจได้ง่าย ไม่รุกราน และทำได้ข้างเตียงผู้ป่วย

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time แบบอัตโนมัติสำหรับการประเมินคุณภาพการกู้ชีพผู้ป่วยภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ ระบบประกอบด้วยกล้องดิจิทัลสำหรับบันทึกภาพผิวหนัง กลไกการกดควบคุมแรงกดอัตโนมัติ หน่วยประมวลผล Raspberry Pi และโปรแกรมประมวลผลภาพด้วยภาษา Python เพื่อคำนวณค่า CRT แบบเรียลไทม์ โครงสร้างเครื่องถูกออกแบบและผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ

ผลการดำเนินงานพบว่าสามารถพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT ที่ทำงานได้จริง ระบบสามารถบันทึกภาพ วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงสีผิว และคำนวณค่าเวลาในการไหลกลับของเลือดได้อัตโนมัติ เครื่องมีลักษณะไม่รุกราน ใช้งานง่าย และเหมาะสำหรับการใช้งานทางคลินิกในสถานการณ์ฉุกเฉิน ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมีศักยภาพในการต่อยอดสู่การทดสอบทางคลินิกและการพัฒนาเป็นอุปกรณ์แพทย์เชิงพาณิชย์ในอนาคต ซึ่งจะช่วยให้ทางเลือกในการประเมินการกู้ชีพผู้ป่วย ลดการพึ่งพาเครื่องมือ invasive และสนับสนุนการพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่ผลิตได้ในประเทศ

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

Sepsis and septic shock are life-threatening medical emergencies associated with high mortality rates. Effective resuscitation requires timely assessment of tissue perfusion and hemodynamic status. Conventional monitoring methods, such as continuous arterial blood pressure, cardiac output, and central venous pressure measurements, are invasive, costly, and typically limited to intensive care units. Blood lactate monitoring, although widely used, also presents limitations in certain clinical conditions, including hepatic or renal dysfunction. Capillary refill time (CRT) is a simple, non-invasive bedside indicator of peripheral perfusion and has been recognized as a useful parameter for evaluating the adequacy of resuscitation.

The objective of this project was to develop a prototype device for automated measurement of capillary refill time to support resuscitation assessment in patients with septic shock. The system integrates a digital camera for skin imaging, a mechanically controlled actuator to apply standardized pressure, a Raspberry Pi-based processing unit, and custom image-processing software developed in Python for real-time CRT analysis. The device structure was designed and fabricated using three-dimensional (3D) printing technology.

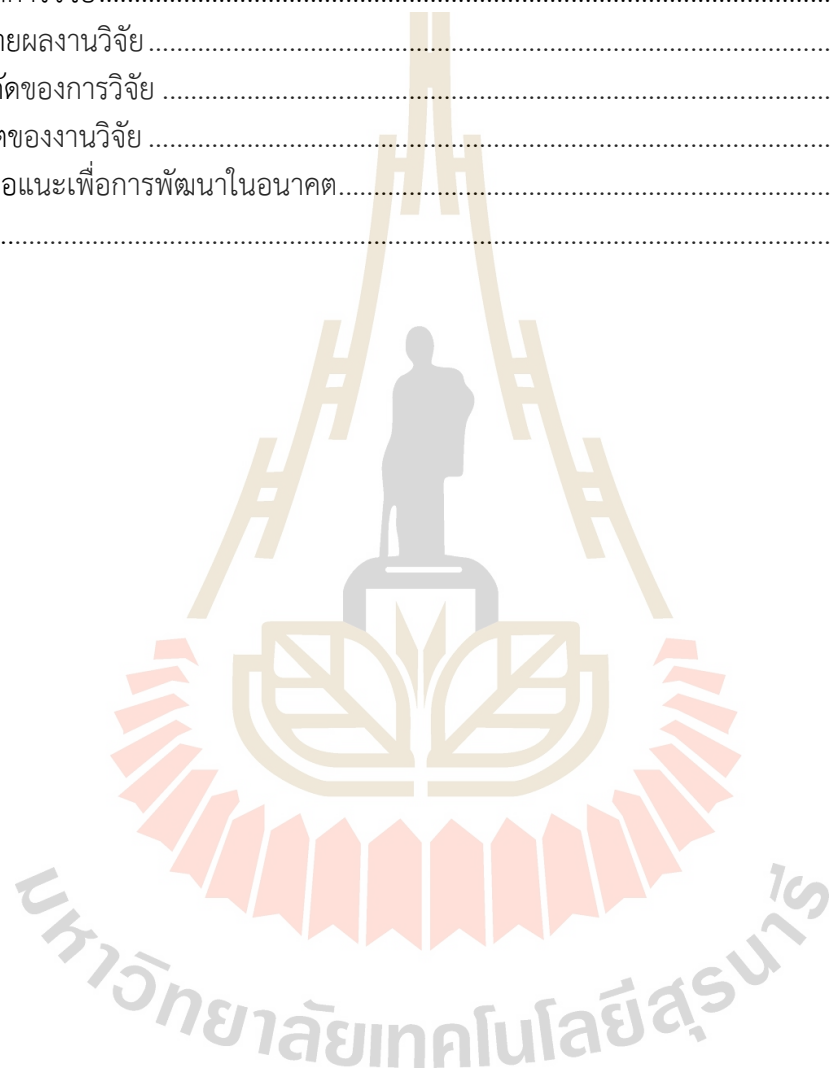
The developed prototype was able to acquire skin images, analyze temporal changes in skin color following pressure release, and automatically compute capillary refill time. The system operates in a non-invasive manner, is easy to use, and is suitable for bedside application, particularly in emergency and critical care settings.

In conclusion, this project successfully demonstrated the feasibility of an automated CRT measurement device as a low-cost and non-invasive tool for peripheral perfusion assessment. The prototype provides a foundation for future clinical validation and further development toward a practical medical device, with the potential to reduce reliance on invasive monitoring techniques and enhance resuscitation evaluation in septic shock patients.

สารบัญ

กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญรูปภาพ.....	ฉ
บทที่ 1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
1.3 สมมติฐานของงานวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.5 กรอบแนวความคิดของแผนงานวิจัย	2
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2. ทฤษฎี แนวคิด การศึกษาและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 พื้นฐานทางสรีรวิทยาของ Capillary Refill Time.....	5
2.2 แนวคิดเรื่อง Hemodynamic Coherence และบทบาทของ CRT	5
2.3 ความสำคัญทางคลินิกของ Capillary Refill Time	6
2.4 CRT ในฐานะเป้าหมายของการกู้ชีพ	6
2.5 ข้อจำกัดของวิธีมาตรฐานดั้งเดิม (Limitations of Manual CRT)	6
2.6 แนวคิดการวัด Capillary Refill Time เชิงปริมาณ	8
2.7 หลักการวิศวกรรมและเทคโนโลยีการตรวจวัดอัตโนมัติ.....	8
2.7.1 กลไกการควบคุมแรงกด (Pressure Actuation Mechanisms).....	8
2.7.2 เทคโนโลยีการตรวจจับสัญญาณแสง (Optical Detection & Photoplethysmography).....	9
บทที่ 3. วิธีดำเนินการวิจัย.....	10
3.1 รูปแบบการวิจัย	10
3.2 การออกแบบระบบและสถาปัตยกรรมของต้นแบบ	10
3.3 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย.....	11
3.4 การพัฒนาระบบกลไกการกด.....	11
3.5 การบันทึกภาพและการประมวลผลข้อมูล	12
3.6 ระบบแสดงผลและส่วนติดต่อผู้ใช้	14
3.7 การทดสอบและประเมินสมรรถนะของต้นแบบ.....	16
3.8 การวิเคราะห์ข้อมูลและการสรุปผลเชิงเทคนิค	16
บทที่ 4. ผลการดำเนินงาน	17
4.1 ผลการพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time	17

4.2	การพัฒนาโปรแกรม Python เพื่อการประมวลข้อมูล.....	19
4.3	ผลการทดสอบเบื้องต้น	21
4.4	ผลทดสอบการใช้งานเสมือนจริง	23
บทที่ 5.	สรุปผลการวิจัย.....	24
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	24
5.2	อภิปรายผลงานวิจัย	24
5.3	ข้อจำกัดของการวิจัย	25
5.4	ผลผลิตของงานวิจัย	25
5.5	ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนาในอนาคต.....	26
บรรณานุกรม		27



สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1	ภาพแสดงวิธีการวัด CRT แบบดั้งเดิม	7
รูปที่ 3.1	ภาพแสดงส่วนประกอบหลักของเครื่องตรวจ CRT	10
รูปที่ 3.2	ภาพแสดงแผนภาพการทำงานของเครื่องตรวจ CRT	12
รูปที่ 3.3	ภาพแสดงแผนภาพการทำงานระดับซอร์ฟแวร์ของเครื่องตรวจ CRT	14
รูปที่ 4.1	แสดงการออกแบบต้นแบบเครื่องวัด Capillary Refill Time (CRT) อัตโนมัติ	17
รูปที่ 4.2	แสดงส่วนประกอบภายในของนวัตกรรมเครื่องตรวจ CRT	18
รูปที่ 4.3	ภาพต้นแบบเครื่องตรวจ CRT ที่สร้างเสร็จสมบูรณ์	19
รูปที่ 4.4	ภาพแสดงต้นแบบระบบ User interface	20
รูปที่ 4.5	User interface ของฐานข้อมูลผู้ป่วย	21
รูปที่ 4.5	แสดงตัวอย่างการแสดงผลกราฟ CRT	22



บทที่ 1. บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

ภาวะพิษเหตุติดเชื้อ (sepsis) และภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ (septic shock) เป็นภาวะที่สำคัญและสัมพันธ์กับการเสียชีวิตได้กว่าร้อยละ 50 ของผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาตัวในโรงพยาบาล¹ อย่างไรก็ตามหากได้รับการรักษาโดยการให้ยาปฏิชีวนะและได้รับสารน้ำเพื่อการกู้ชีพ (fluid resuscitation) ในปริมาณที่เหมาะสมและทันท่วงทีก็จะช่วยรักษาชีวิตของผู้ป่วยไว้ได้² การวินิจฉัย (diagnosis) และการติดตามการกู้ชีพ (hemodynamic monitoring for resuscitation) จึงมีความสำคัญในการรักษาผู้ป่วยดังกล่าว

สำหรับแนวทางการดูแลผู้ป่วยล่าสุด คือ “Surviving Sepsis Campaign 2021” แนะนำให้ติดตาม global hemodynamic parameters และระดับแลคเตตในเลือด (blood lactate) เป็นระยะๆ³ อย่างไรก็ตาม การติดตาม global hemodynamic parameters เช่น continuous arterial blood pressure (BP) monitoring, cardiac output (CO), central venous pressure (CVP) จำเป็นต้องทำหัตถการที่รุกราน (invasive procedure), อุปกรณ์วัด hemodynamic มีราคาแพง, และต้องมีเครื่องมือเฉพาะที่ใช้ได้จำกัดเฉพาะในหอผู้ป่วยวิกฤติเป็นส่วนใหญ่⁴

การติดตามค่าแลคเตตก็เป็นอีกสิ่งที่ยานิยมใช้กันมากในปัจจุบัน หากมีค่าแลคเตตในเลือดสูง (hyperlactatemia) เป็นดัชนีชี้วัด (marker) ว่าเกิดภาวะเนื้อเยื่อได้รับเลือดไม่เพียงพอ (tissue hypoperfusion) และสัมพันธ์กับอัตราการเสียชีวิตอย่างมีนัยสำคัญ⁵ อย่างไรก็ตามแลคเตตก็มีข้อจำกัดในการประเมินการกู้ชีพในบางสถานการณ์ เช่น การมีภาวะตับหรือไตวาย เป็นต้น⁶ ทำให้ในปัจจุบันมีการพยายามหาวิธีการอื่นๆ มาใช้ในการประเมินการว่าเนื้อเยื่อได้รับเลือดอย่างเพียงพอหรือไม่ (adequate tissue perfusion assessment)⁶

จากการศึกษาในปัจจุบันพบความสัมพันธ์ของความผิดปกติของเลือดที่ไปเลี้ยงยังเนื้อเยื่อส่วนปลาย (abnormal peripheral perfusion) ซึ่งส่งผลต่อการเกิดภาวะอวัยวะล้มเหลว (organs failure)⁷ และเพิ่มอัตราการเสียชีวิต⁸ จึงเป็นที่มาในการใช้ “capillary refill time (CRT)” ซึ่งสามารถประเมิน peripheral perfusion ได้ ทั้งนี้ CRT เป็นที่ยอมรับมาเป็นระยะเวลานาน, ทำได้ง่ายข้างเตียง (easy to use at the bedside), และไม่รุกรานต่อร่างกาย (non-invasive)⁶ มาเป็นทางเลือกสำหรับการประเมินคุณภาพของการกู้ชีพ ซึ่งเป็นตัวเฝ้าติดตามว่าสามารถให้การรักษาโดยการส่งเลือดไปเลี้ยงเนื้อเยื่อได้เพียงพอหรือไม่

จากการศึกษาเปรียบเทียบการใช้ CRT และระดับแลคเตตในเลือดเป็นเป้าหมาย (target) ในการกู้ชีพสำหรับผู้ป่วย septic shock พบว่าอัตราการเสียชีวิตที่ 28 วันในกลุ่มที่ใช้ตามแนวทางของค่า CRT ต่ำกว่าการใช้แลคเตต (34.9% vs 43.4%, ตามลำดับ) อย่างไรก็ตามพบว่าไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.06$)⁶

จากความสำคัญและที่มาของปัญหาข้างต้นจึงเป็นที่มาของการสร้างนวัตกรรมในการสร้างเครื่องตรวจ CRT เพื่อประเมิน peripheral perfusion ของผู้ป่วยวิกฤติที่ประสบภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ อีกทั้งในประเทศไทยยังไม่มีหรือนำเข้าเครื่องตรวจ CRT หรือยังขาดการพัฒนาวัตกรรมการดังกล่าว เนื่องจากการตรวจ CRT สามารถนำมาใช้กับผู้ป่วยภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อได้ง่าย (easy to use), ไม่รุกราน (non-

invasive) และเครื่องตรวจ CRT นี้ควรมีความสามารถนำกลับมาใช้ซ้ำ (reproducible) และมีความน่าเชื่อถือ (reliable) อีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจ CRT เพื่อช่วยในการกู้ชีพผู้ป่วยภาวะช็อกจากภาวะพิษเหตุติดเชื้อ

1.3 สมมติฐานของงานวิจัย

งานวิจัยนี้ตั้งสมมติฐานว่าเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time (CRT) ที่พัฒนาขึ้นสามารถวัดค่า CRT ได้อย่างเป็นระบบ มีความสม่ำเสมอ และลดความแปรปรวนที่เกิดจากผู้ตรวจเมื่อเทียบกับการประเมินด้วยสายตา การใช้ระบบควบคุมแรงกดร่วมกับการประมวลผลภาพอัตโนมัติจะช่วยเพิ่มความแม่นยำและความเที่ยงตรงของการวัดค่า CRT โดยค่าที่ได้สามารถสะท้อนภาวะการไหลเวียนเลือดส่วนปลาย และมีศักยภาพในการใช้เป็นตัวชี้วัดคุณภาพของการกู้ชีพผู้ป่วยภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ นอกจากนี้ เครื่องต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมีลักษณะไม่รุกราน ใช้งานง่าย เหมาะสมสำหรับการใช้งานข้างเตียงผู้ป่วย และสามารถต่อยอดสู่การพัฒนาเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ต้นทุนต่ำที่ผลิตได้ในประเทศไทยในอนาคต

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยนี้มุ่งเน้นการออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time (CRT) แบบไม่รุกราน โดยครอบคลุมการออกแบบโครงสร้างเครื่อง ระบบกลไกการกดควบคุมแรงกด การบันทึกภาพผิวหนังด้วยกล้องดิจิทัล และการประมวลผลข้อมูลด้วยระบบคอมพิวเตอร์และซอฟต์แวร์วิเคราะห์ภาพเพื่อคำนวณค่า CRT แบบอัตโนมัติ การดำเนินงานอยู่ในระดับการพัฒนาต้นแบบและการทดสอบการทำงานในห้องปฏิบัติการเท่านั้น โดยไม่ครอบคลุมการทดสอบทางคลินิกในผู้ป่วยจริงหรือการวิเคราะห์เชิงสถิติทางการแพทย์ขั้นสูง ทั้งนี้ ผลการวิจัยมีเป้าหมายเพื่อแสดงความเป็นไปได้ของเทคโนโลยีและเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาต่อยอด การทดสอบทางคลินิก และการประยุกต์ใช้งานเชิงพาณิชย์ในอนาคต

1.5 กรอบแนวความคิดของแผนงานวิจัย

กรอบแนวความคิดของแผนงานวิจัยนี้ตั้งอยู่บนแนวคิดการประเมินการไหลเวียนเลือดส่วนปลายโดยใช้ Capillary Refill Time (CRT) เป็นตัวชี้วัดหลัก โดยเริ่มจากการพัฒนาเครื่องตรวจวัด CRT แบบไม่รุกรานที่สามารถควบคุมแรงกดและบันทึกการเปลี่ยนแปลงของสีผิวได้อย่างเป็นระบบ ข้อมูลภาพที่ได้จะถูกประมวลผลด้วยอัลกอริทึมวิเคราะห์ภาพเพื่อคำนวณค่า CRT แบบอัตโนมัติ ผลลัพธ์ที่ได้ถูกนำมาใช้เป็นตัวแทนของภาวะการไหลเวียนเลือดส่วนปลาย ซึ่งสามารถสะท้อนคุณภาพของการกู้ชีพผู้ป่วยภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ ทั้งนี้ กระบวนการวิจัยเชื่อมโยงตั้งแต่การออกแบบและพัฒนาต้นแบบ การทดสอบการทำงานในระดับห้องปฏิบัติการ ไปจนถึงการประเมินศักยภาพการใช้งานทางคลินิก เพื่อเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาต่อยอด การทดสอบทางคลินิก และการนำไปใช้จริงในระบบบริการสุขภาพในอนาคต

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

การวิจัยนี้คาดว่าจะก่อให้เกิดประโยชน์ทั้งในเชิงวิชาการและเชิงประยุกต์ โดยได้ต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time (CRT) แบบไม่รุกรานที่สามารถใช้งานได้จริงและช่วยเพิ่มความเป็นระบบและความแม่นยำในการประเมินการไหลเวียนเลือดส่วนปลาย เครื่องต้นแบบดังกล่าวสามารถใช้เป็นเครื่องมือสนับสนุนการตัดสินใจในการกู้ชีพผู้ป่วยภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ ลดการพึ่งพาเครื่องมือ invasive และอุปกรณ์ราคาแพงในหอผู้ป่วยวิกฤติ นอกจากนี้ ผลงานวิจัยยังเป็นฐานความรู้และต้นแบบทางเทคโนโลยีที่สามารถนำไปต่อยอดสู่การทดสอบทางคลินิก การพัฒนาเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์เชิงพาณิชย์ และการผลิตภายในประเทศ อันจะช่วยเสริมสร้างศักยภาพด้านนวัตกรรมทางการแพทย์และระบบบริการสุขภาพของประเทศในระยะยาว



บทที่ 2. ทฤษฎี แนวคิด การศึกษาและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การตรวจ CRT หมายถึง ระยะเวลาที่สีของหลอดเลือดส่วนปลาย (distal capillary) กลับสู่ค่าเดิม (baseline) หลังจากถูกกดจนมีสีขาว (blanching color)¹¹ หาก CRT มีค่ามากกว่า 2 วินาที ถือว่ามีความผิดปกติของ capillary perfusion¹² ในปัจจุบัน CRT นำมาใช้เพื่อประเมิน peripheral perfusion ในผู้ป่วยที่ประสบภาวะช็อกหรือขาดสารน้ำ (dyhydration)^{6,13}

ความเป็นมาของการตรวจ CRT เริ่มมีการบันทึกมาตั้งแต่ พ.ศ. 2490 (ค.ศ. 1947)¹⁴ เป็นวิธีการตรวจที่สามารถทำได้ง่าย อย่างไรก็ตามวิธีการนี้ขึ้นอยู่กับผู้ตรวจ (subjective measure CRT) เนื่องจากอาศัยการตรวจจากตาเปล่าของผู้ตรวจ (naked eyes) และใช้นาฬิกาจับเวลา (chronometer) จึงมีการพยายามพัฒนาเพื่อให้การตรวจ CRT ที่เป็นมาตรฐาน ได้ข้อมูลน่าเชื่อถือ และลดอคติ (bias) ระหว่างผู้ตรวจ ซึ่งทำให้เป็นการตรวจด้วยเครื่องมือ (objective measured CRT) แทนการตรวจด้วยตาเปล่า (visual inspected CRT) ตัวอย่างเช่น

- 1) กำหนดระยะเวลาการกดปลายเล็บ 2-10 วินาที^{6,15}
- 2) ออกแรงกดระหว่าง 3-7 นิวตัน¹⁵
- 3) Digitally measured CRT (DCRT) คือ วัดสีของเล็บหลังปล่อยการกดว่ากลับมาสู่สีเดิมในระยะเวลาเท่าใดด้วยเครื่องอัตโนมัติ¹⁶
- 4) VDO mode polarization spectroscopy คือ ใช้กล้อง polarize ที่สามารถส่องความเข้มข้นเม็ดเลือดแดง (red blood cell concentration) และวิเคราะห์เปรียบเทียบค่าก่อนและหลังการกดเล็บ โดยพบว่ามีความสอดคล้องกับการตรวจ CRT ด้วยตาเปล่า¹⁷
- 5) Automated pneumatic actuator with a diffuse multi-wavelength reflectance measurement device integrated with a temperature sensor คือ พัฒนาให้การตรวจ CRT แบบกึ่งอัตโนมัติได้ด้วยอุปกรณ์ pneumatic actuator รวมถึงมีการวัดอุณหภูมิบริเวณที่ตรวจเนื่องจากเมื่อนำมาวิเคราะห์ร่วมด้วย สามารถช่วยเพิ่มความแม่นยำในการตรวจ CRT ได้¹³
- 6) Quantified CRT (Q-CRT) คือ การประยุกต์ใช้ pulse oximeter เพื่อวัดค่า transmitted light intensity (TLI) ที่วัดได้จาก pulse oximeter sensor จากการยิงแสง incident light intensity (I-in) ผ่านทะลุเล็บไปอีกด้านของนิ้วมือ ด้วย light emitting diode (LED) โดย Q-CRT นิยมระยะเวลาหลังจากการคลายการกดปลายนิ้ว (fingertip) จน TLI ถึงค่า 90% จาก baseline โดยใช้ logarithm คำนวณ¹⁸
- 7) Blood refill time (BRT) หรือ capillary refill index (CRI) คือ เป็นเครื่องที่อาศัยหลักการเช่นเดียวกับ Q-CRT แต่ใช้ pneumatic actuator แทนการกดเล็บและใช้การคำนวณค่า TLI ที่ค่า 90% จาก

baseline ด้วยการสร้าง fitting curve ด้วยโมเดล exponential decay ด้วยวิธี least squares ซึ่งทำให้ค่า TLI ที่ 90% มีความน่าเชื่อถือมากขึ้น โดยสามารถอธิบายความสัมพันธ์ระหว่าง peripheral perfusion กับเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของนิ้วบริเวณที่ตรวจ ทำให้ค่า CRT มีความแม่นยำยิ่งขึ้น¹⁹

2.1 พื้นฐานทางสรีรวิทยาของ Capillary Refill Time

ระบบไหลเวียนโลหิตมีหน้าที่หลักในการขนส่งออกซิเจนและสารอาหารไปยังเนื้อเยื่อและนำของเสียออกจากระบบ ในภาวะวิกฤต เช่น ภาวะช็อก (Shock) ร่างกายจะมีกลไกการปรับตัวทางสรีรวิทยา (Compensatory Mechanism) โดยการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic Nervous System) ให้หลั่งสารแคทีโคลามีน (Catecholamines) ส่งผลให้เกิดการหดตัวของหลอดเลือดแดงส่วนปลาย (Vasoconstriction) บริเวณผิวหนังและกล้ามเนื้อ เพื่อสงวนเลือดไปเลี้ยงอวัยวะสำคัญ เช่น หัวใจและสมอง²⁰

ปรากฏการณ์นี้ทำให้ผิวหนังมีอุณหภูมิลดลง ชีตลง และที่สำคัญที่สุดคือระยะเวลาที่เลือดจะไหลกลับเข้าสู่หลอดเลือดฝอย (Capillary Refill Time) นานขึ้น การเปลี่ยนแปลงนี้มักเกิดขึ้นก่อนที่ความดันโลหิตจะลดลงหรืออัตราการเต้นของหัวใจจะเปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจน ทำให้ CRT เป็น "สัญญาณเตือนภัยล่วงหน้า" (Early Warning Sign) ที่มีความไวสูงสำหรับการตรวจจับภาวะช็อกในระยะเริ่มต้น²¹

พื้นฐานทางสรีรวิทยาของ CRT มีรากฐานจากการตอบสนองของระบบประสาทอัตโนมัติ โดยเฉพาะระบบซิมพาเทติก เมื่อร่างกายเผชิญกับภาวะที่คุกคามการไหลเวียนโลหิต เช่น ภาวะช็อก การตกเลือด หรือการขาดน้ำ ระบบซิมพาเทติกจะถูกกระตุ้นให้หลั่งสารแคทีโคลามีน ส่งผลให้เกิดการหดตัวของหลอดเลือดส่วนปลายอย่างเด่นชัด โดยเฉพาะในผิวหนังและแขนขา เพื่อเบี่ยงเบนเลือดไปยังอวัยวะสำคัญ ได้แก่ สมอง หัวใจ และไต

ผลของการหดตัวของหลอดเลือดส่วนปลายทำให้การไหลเวียนเลือดในหลอดเลือดฝอยลดลง และทำให้ระยะเวลาที่เลือดกลับคืนสู่เตียงหลอดเลือดฝอยยาวนานขึ้น ค่า CRT ที่เพิ่มขึ้นจึงเป็นสัญญาณทางคลินิกที่สะท้อนการลดลงของการไหลเวียนเลือดระดับจุลภาคในระยะเริ่มต้น ซึ่งมักเกิดขึ้นก่อนการเปลี่ยนแปลงของตัวแปร hemodynamic อื่น ๆ

2.2 แนวคิดเรื่อง Hemodynamic Coherence และบทบาทของ CRT

แนวคิด “hemodynamic coherence” อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างการไหลเวียนเลือดระดับมหภาคและระดับจุลภาค ในสภาวะปกติ การฟื้นฟูความดันโลหิตหรือ cardiac output ควรนำไปสู่การฟื้นตัวของ การไหลเวียนเลือดในเนื้อเยื่อ อย่างไรก็ตาม ในผู้ป่วยภาวะวิกฤต โดยเฉพาะภาวะช็อกจากพิษเหตุติดเชื้อ มักเกิดภาวะที่ระบบทั้งสองระดับแยกออกจากกัน (loss of coherence)

ในสถานการณ์ดังกล่าว ผู้ป่วยอาจมีค่าความดันโลหิตที่ดูเหมือน “ปกติ” หลังการกู้ชีพ แต่ยังคงมีการไหลเวียนเลือดระดับจุลภาคบกพร่อง ส่งผลให้เนื้อเยื่อขาดออกซิเจน CRT จึงมีบทบาทสำคัญในฐานะตัวชี้วัดอิสระที่สะท้อนการทำงานของระบบไหลเวียนเลือดในเนื้อเยื่อได้โดยตรง และช่วยชี้ให้เห็นข้อจำกัดของการพึ่งพาตัวแปรระดับมหภาคเพียงอย่างเดียว

2.3 ความสำคัญทางคลินิกของ Capillary Refill Time

CRT ถูกใช้เป็นเครื่องมือประเมินผู้ป่วยในบริบททางคลินิกที่หลากหลาย ทั้งในผู้ใหญ่ เด็ก และทารกแรกเกิด โดยองค์กรทางการแพทย์ระดับนานาชาติ เช่น WHO และ AHA แนะนำให้ใช้ CRT เป็นส่วนหนึ่งของการประเมินผู้ป่วยภาวะช็อกและภาวะช็อก

นอกจากการประเมินเบื้องต้นแล้ว CRT ยังมีคุณค่าเชิงพยากรณ์ ค่า CRT ที่ยาวนานสัมพันธ์กับความเสี่ยงที่เพิ่มขึ้นของการล้มเหลวของอวัยวะ ภาวะแทรกซ้อน และอัตราการเสียชีวิต งานวิจัยเชิงระบบหลายชิ้นรายงานว่า CRT เป็นตัวทำนายผลลัพธ์ทางคลินิกที่เป็นอิสระจากตัวแปร hemodynamic อื่น ๆ ทั้งในผู้ป่วยผู้ใหญ่และเด็ก

2.4 CRT ในฐานะเป้าหมายของการกู้ชีพ

บทบาทของ CRT ได้รับการยืนยันอย่างชัดเจนจากการทดลองทางคลินิกแบบสุ่มตัวอย่าง ANDROMEDA-SHOCK ซึ่งเปรียบเทียบการกู้ชีพโดยใช้ CRT เป็นเป้าหมายกับการใช้ระดับซีรัมแลคเตทเป็นตัวชี้นำ ผลการศึกษาพบว่ากลยุทธ์ที่ใช้ CRT เป็นแนวทางให้ผลลัพธ์ที่เทียบเท่าหรือดีกว่า ทั้งในด้านอัตราการเสียชีวิต การฟื้นตัวของอวัยวะ และการใช้สารน้ำและยากระตุ้นความดันโลหิต

ผลลัพธ์ดังกล่าวชี้ให้เห็นว่า CRT ไม่ได้เป็นเพียงสัญญาณทางกายภาพเชิงรับ แต่สามารถทำหน้าที่เป็น “เป้าหมายการรักษา” ที่มีความหมายทางคลินิก และสนับสนุนแนวคิดการประเมินการกู้ชีพโดยเน้นการไหลเวียนเลือดในเนื้อเยื่อจริง

2.5 ข้อจำกัดของวิธีมาตรฐานดั้งเดิม (Limitations of Manual CRT)

วิธีการวัด CRT แบบดั้งเดิมเริ่มมีการกล่าวถึงอย่างเป็นทางการตั้งแต่ปี ค.ศ. 1947 โดย Beecher et al. เพื่อใช้ประเมินทหารที่บาดเจ็บในสนามรบ 1 วิธีปฏิบัติมาตรฐานคือการกดบริเวณเล็บหรือปลายนิ้วเป็นเวลา 5 วินาทีจนสีผิวซีดขาว แล้วปล่อยเพื่อจับเวลาที่สีชมพูของเลือดจะกลับคืนมา ค่าปกติมักกำหนดไว้ที่น้อยกว่า 2 วินาที²²

แม้ CRT จะมีพื้นฐานทางสรีรวิทยาและคุณค่าทางคลินิกที่ชัดเจน แต่การวัดแบบแมนนวลประสบปัญหาความไม่เป็นมาตรฐานอย่างรุนแรง ความแปรปรวนเกิดจากหลายปัจจัย ได้แก่ แรงกดที่ใช้ ระยะเวลาการกด ตำแหน่งที่วัด วิธีการจับเวลา รวมถึงปัจจัยแวดล้อม เช่น อุณหภูมิและสภาพแสง และปัจจัยเฉพาะของผู้ป่วย เช่น อายุ เพศ สีผิว และอุณหภูมิผิวหนัง



รูปที่ 2.1 ภาพแสดงวิธีการวัด CRT แบบดั้งเดิม

การศึกษาจำนวนมากรายงานว่าความน่าเชื่อถือระหว่างผู้สังเกตและภายในผู้สังเกตอยู่ในระดับต่ำ ทำให้การตีความผลอาจแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และอาจนำไปสู่การตัดสินใจทางคลินิกที่ไม่สอดคล้องกัน แม้ในสถานการณ์ทางคลินิกเดียวกัน

- ความแปรปรวนของแรงกด (Pressure Variability): แพทย์และพยาบาลแต่ละคนใช้น้ำหนักในการกดไม่เท่ากัน แรงกดที่น้อยเกินไปอาจไม่ทำให้เลือดออกจากหลอดเลือดฝอยทั้งหมด (Incomplete blanching) ในขณะที่แรงกดที่มากเกินไปอาจทำให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อหรือรบกวนการไหลเวียนของเลือดแดงขาเข้า
- ระยะเวลากด (Compression Time): มาตรฐานระบุไว้ที่ 5 วินาที แต่ในทางปฏิบัติมักมีความคลาดเคลื่อน ซึ่งส่งผลต่อปฏิกริยาของหลอดเลือด (Viscoelastic properties)²³
- สภาพแสงและอุณหภูมิ (Ambient Conditions): การประเมินสีผิวด้วยตาเปล่าขึ้นอยู่กับอุณหภูมิสีของแสงไฟในห้องตรวจอย่างมาก นอกจากนี้ อุณหภูมิห้องที่เย็น (Ambient temperature) สามารถทำให้ CRT ยาวนานขึ้นได้ในคนปกติ (False Positive) โดยเฉพาะในห้องผ่าตัดหรือห้อง ICU ที่มีการปรับอากาศเย็นจัด

- ความแม่นยำในการจับเวลา (Chronometric Accuracy): มนุษย์มีความสามารถจำกัดในการแยกแยะช่วงเวลาสั้นๆ เช่น ความแตกต่างระหว่าง 1.5 วินาที และ 2.5 วินาที ซึ่งเป็นช่วงวิกฤตในการตัดสินใจทางคลินิก

จากข้อจำกัดเหล่านี้ จึงเกิดความต้องการพัฒนานวัตกรรม "เครื่องตรวจวัด CRT อัตโนมัติ" (Automated CRT) เพื่อสร้างมาตรฐาน (Standardization) และความเที่ยงตรง (Objectivity) ในการวัด

2.6 แนวคิดการวัด Capillary Refill Time เชิงปริมาณ

ข้อจำกัดของการวัดแบบแมนวอลลำไปสู่การพัฒนาแนวคิดการวัด CRT เชิงปริมาณ (Quantitative CRT: Q-CRT) ซึ่งมีเป้าหมายในการเปลี่ยน CRT จาก "สัญญาณ" ที่เป็นอัตวิสัยไปสู่ "พารามิเตอร์" ที่สามารถวัดได้อย่างเป็นกลางและทำซ้ำได้ ระบบเหล่านี้พิจารณาการใช้เซ็นเซอร์ทางแสง กลไกการกดที่ได้มาตรฐาน และอัลกอริทึมประมวลผลสัญญาณหรือภาพเพื่อลดอิทธิพลของปัจจัยรบกวน เทคโนโลยีที่ถูกนำมาใช้ ได้แก่ โฟโตเพลทิสโมกราฟี (PPG) การวิเคราะห์สีด้วยวิดีโอ และกลไกการกดแบบเชิงกล นิวเมติก หรือแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งล้วนมุ่งสร้างมาตรฐานของสิ่งกระตุ้นและการตรวจจับการคืนกลับของเลือด

งานวิจัยในช่วงหลังรายงานการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัด CRT ตั้งแต่แอปพลิเคชันบนสมาร์ทโฟน อุปกรณ์พกพาเฉพาะทาง ไปจนถึงแพลตฟอร์มวิจัยขั้นสูง แนวโน้มสำคัญคือการเปลี่ยนผ่านจากระบบกึ่งอัตโนมัติไปสู่ระบบอัตโนมัติเต็มรูปแบบ เพื่อเพิ่มความเป็นกลาง ความแม่นยำ และความสามารถในการทำซ้ำ ภาพรวมของงานวิจัยสะท้อนให้เห็นว่าความท้าทายสำคัญไม่ได้อยู่ที่หลักการของ CRT แต่เป็นการพัฒนาเทคโนโลยีที่สามารถทำให้การวัดมีมาตรฐาน เชื่อถือได้ และเหมาะสมกับการใช้งานจริงในบริบททางคลินิก

2.7 หลักการวิศวกรรมและเทคโนโลยีการตรวจวัดอัตโนมัติ

การเปลี่ยนผ่านจากการวัดด้วยมือสู่ระบบอัตโนมัติต้องอาศัยการบูรณาการของ 3 องค์ประกอบหลักทางวิศวกรรม: กลไกการสร้างแรงกด (Actuation), ระบบตรวจจับทางแสง (Optical Sensing), และ อัลกอริทึมการประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing)

2.7.1 กลไกการควบคุมแรงกด (Pressure Actuation Mechanisms)

เพื่อขจัดความแปรปรวนจากน้ำหนักมือมนุษย์ อุปกรณ์อัตโนมัติใช้กลไกทางกลหรือลมในการควบคุมแรงกด

- ระบบนิวเมติกส์ (Pneumatic Systems): ใช้ถุงลม (Cuff) ขนาดเล็กพองตัวกดลงบนปลายนิ้ว
 - ข้อดี: กระจายแรงกดได้สม่ำเสมอทั่วพื้นที่สัมผัส ลดความเสี่ยงในการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อ
 - ข้อจำกัด: ต้องใช้ปั๊มลมและวาล์ว ทำให้ขนาดอุปกรณ์ใหญ่และสิ้นเปลืองพลังงานแบตเตอรี่ 1
 - ตัวอย่างงานวิจัย: ระบบของมหาวิทยาลัย Nottingham ใช้ Pneumatic actuator ร่วมกับ เซ็นเซอร์อุณหภูมิ

- ระบบมอเตอร์เชิงเส้น (Linear Mechanical Actuators): ใช้มอเตอร์ดันหัวกด (Plunger) ลงบนผิวหนัง โดยมีเซ็นเซอร์วัดแรง (Load Cell) คอยป้อนกลับข้อมูล (Feedback loop) เพื่อรักษาแรงกดให้คงที่ตามค่าที่ตั้งไว้ (เช่น 3-5 นิวตัน)
 - ข้อดี: ควบคุมแรงและระยะเวลาได้แม่นยำสูง
 - ข้อจำกัด: โครงสร้างซับซ้อนและหัวกดที่มีความแข็งแรงอาจทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบาย
- ระบบกึ่งอัตโนมัติ (Manual Pressure with Force Feedback): อุปกรณ์พกพาที่ผู้ใช้ต้องออกแรงกดเอง แต่ตัวเครื่องจะมีเซ็นเซอร์วัดแรงกด หากแรงกดอยู่ในช่วงที่กำหนด (Target Range) เครื่องจะส่งสัญญาณให้เริ่มการวัดและวิเคราะห์ผลโดยอัตโนมัติ
 - ข้อดี: ลดความซับซ้อนของกลไก ราคาถูกกว่า และขนาดกะทัดรัด (เช่น เทคโนโลยีของ Promedix หรือ DiCART รุ่นต้นแบบ)²⁴

2.7.2 เทคโนโลยีการตรวจจับสัญญาณแสง (Optical Detection & Photoplethysmography)

เมื่อปล่อยแรงกด เลือดจะไหลกลับเข้าสู่หลอดเลือดฝอย ทำให้สีของผิวหนังเปลี่ยนจากซีดขาวกลับเป็นสีแดงชมพู การตรวจจับการเปลี่ยนแปลงนี้ใช้หลักการ Photoplethysmography (PPG) แบบสะท้อนแสง (Reflectance mode)

- ความยาวคลื่นแสง (Wavelengths): หลอดไฟ LED สีเขียว (525-570 nm) มักได้รับความนิยมสูงสุด เนื่องจากเป็นช่วงคลื่นที่ฮีโมโกลบินดูดกลืนแสงได้ดีที่สุด (High absorption coefficient) ทำให้เกิดความแตกต่างของสัญญาณ (Contrast) สูงสุดระหว่างสภาวะเลือดน้อย (Blanched) และเลือดปกติ (Perfused) 2 แสงสีแดงและอินฟราเรด (Red/IR) ก็ถูกนำมาใช้เช่นกัน โดยเฉพาะในอุปกรณ์ที่ต่อยอดมาจาก Pulse Oximeter²⁰
- การวิเคราะห์สัญญาณ (Signal Analysis): สัญญาณแสงที่สะท้อนกลับจะถูกแปลงเป็นกราฟความเข้มแสงตามเวลา (Light Intensity vs Time) ซึ่งโดยปกติจะมีลักษณะเป็นกราฟ Exponential Decay
 - สูตรทางคณิตศาสตร์พื้นฐาน:

$$I(t) = I_0 + A \cdot e^{-t/\tau}$$

- ค่า CRT จะถูกคำนวณจากค่าคงที่ของเวลา () หรือเวลาที่สัญญาณกลับคืนสู่ระดับ 90% ของค่าตั้งต้น (Baseline)

บทที่ 3. วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 รูปแบบการวิจัย

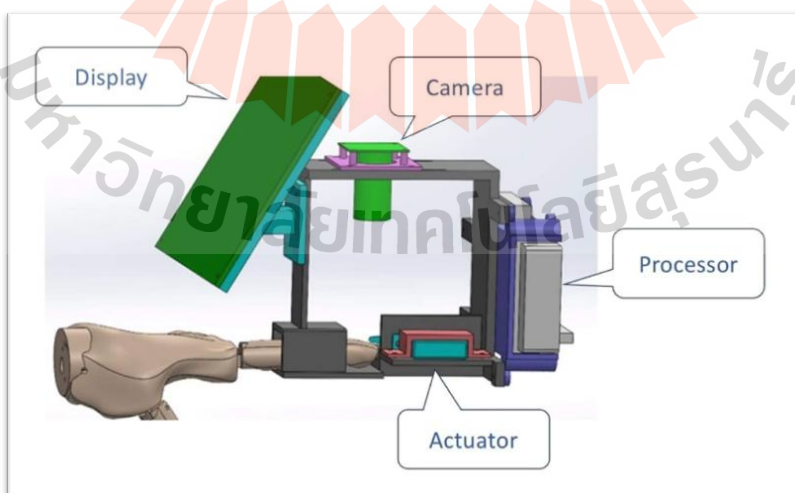
การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงพัฒนา (Research and Development: R&D) โดยมุ่งเน้นการออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time (CRT) แบบไม่รุกราน เพื่อเพิ่มความเป็นระบบ ความแม่นยำ และความสามารถในการทำซ้ำของการวัดค่า CRT การดำเนินการวิจัยครอบคลุมตั้งแต่การออกแบบเชิงวิศวกรรม การพัฒนาระบบฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ การบูรณาการระบบ ไปจนถึงการทดสอบการทำงานของต้นแบบในระดับห้องปฏิบัติการ ทั้งนี้ ยังไม่ครอบคลุมการทดสอบทางคลินิกในผู้ป่วยจริง

3.2 การออกแบบระบบและสถาปัตยกรรมของต้นแบบ

ต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT ถูกออกแบบเป็นระบบบูรณาการ ประกอบด้วย 4 ส่วนหลัก ได้แก่

- (1) ระบบกลไกการกดเพื่อสร้างแรงกดที่ผิวหนังอย่างสม่ำเสมอ
- (2) ระบบบันทึกภาพผิวหนังด้วยกล้องดิจิทัล
- (3) ระบบประมวลผลและวิเคราะห์ข้อมูล
- (4) ระบบแสดงผลลัพธ์

การออกแบบมุ่งเน้นให้เครื่องมีขนาดกะทัดรัด ใช้งานง่าย ไม่รุกราน และเหมาะสำหรับการใช้งานข้างเตียงผู้ป่วย โดยโครงสร้างของเครื่องถูกออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์และผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ เพื่อให้สามารถปรับแก้และพัฒนาต่อยอดได้สะดวก



รูปที่ 3.1 ภาพแสดงส่วนประกอบหลักของเครื่องตรวจ CRT

คุณสมบัติที่ต้องการ :

- 1) ตัวออกแรงกดด้วยแรงที่เหมาะสม 3-7 นิวตัน แรงกดคงที่ เป็นระยะเวลานาน 2-10 วินาที
- 2) เครื่อง CRT ประเมินผลจากการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงภาพที่ได้จาก Video camera ผ่านการ convert เป็น gray-scale level
- 3) เครื่อง CRT สามารถแสดงค่าแรงกดบนส่วนประมวลผล
- 4) เครื่อง CRT ใช้ source of power จาก Raspberry PI
- 5) เครื่อง CRT ออกแรงกดคงที่ (หากเป็นไปได้จะใช้วิธีการของมาตรวัดแรงกดมาประยุกต์ใช้)

3.3 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย

อุปกรณ์หลักที่ใช้ในการพัฒนาต้นแบบประกอบด้วย

- 1) คอมพิวเตอร์ขนาดพกพาทำหน้าที่เป็นหน่วยประมวลผลหลัก
- 2) กล้องวิดีโอขนาดเล็กสำหรับบันทึกภาพผิวหนังระหว่างการทดสอบ CRT
- 3) ตัวกระตุ้นแรงกด (Actuator) สำหรับควบคุมแรงกดที่ใช้ในการทดสอบ
- 4) เซ็นเซอร์วัดแรงกด
- 5) ไฟส่องสว่างภายในแบบแอลอีดีแสงสีขาว
- 6) หน่วยแสดงผล (Display) สำหรับแสดงผลค่า CRT แบบจอสัมผัส
- 7) โครงสร้างเครื่องที่ผลิตด้วยการพิมพ์สามมิติ (3D printing)
- 8) ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาด้วยภาษา Python บนระบบปฏิบัติการของ Windows

3.4 การพัฒนาระบบกลไกการกด

ระบบกลไกการกดถูกออกแบบเพื่อสร้างแรงกดที่สม่ำเสมอและทำซ้ำได้ในแต่ละครั้งของการวัด CRT โดยตัวกระตุ้นแรงกดจะกดลงบนบริเวณเล็บมือที่กำหนดเป็นระยะเวลาที่ตั้งไว้ล่วงหน้า เพื่อทำให้เกิดภาวะซีดของหลอดเลือดฝอย จากนั้นจึงปล่อยแรงกดอย่างรวดเร็วเพื่อเริ่มต้นการวัดเวลาการคืนกลับของเลือด มีระบบเซ็นเซอร์วัดแรงกดวางไว้ใต้นิ้วเพื่อวัดแรงกดที่กระทำกับเล็บมือ ระบบนี้ช่วยลดความแปรปรวนที่เกิดจากการใช้แรงกดด้วยมือ และเพิ่มความเป็นมาตรฐานของกระบวนการวัด

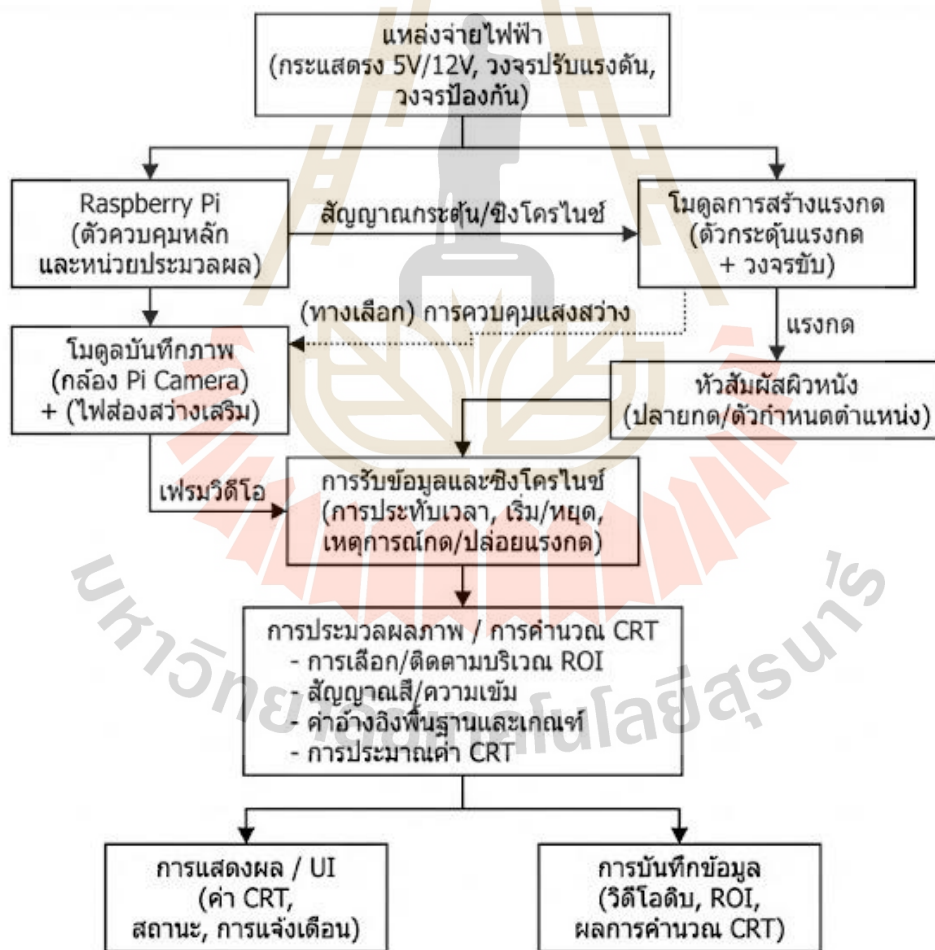
การปล่อยแรงกดถูกออกแบบให้เกิดขึ้นอย่างรวดเร็วเพื่อลดผลกระทบจากการหน่วงเชิงกล (mechanical delay) ซึ่งอาจส่งผลต่อการเริ่มต้นของการวัด CRT ระบบนี้ช่วยลดความแปรปรวนที่เกิดจากผู้ปฏิบัติงาน และทำให้การวัดมีมาตรฐานเชิงกลที่สอดคล้องกัน

3.5 การบันทึกภาพและการประมวลผลข้อมูล

ในระหว่างการทดสอบ CRT กล้องดิจิทัลจะบันทึกภาพหรือวิดีโอของบริเวณผิวหนังที่ถูกกดอย่างต่อเนื่อง ตั้งแต่ช่วงก่อนการกด ระหว่างการกด และหลังการปล่อยแรงกด ข้อมูลภาพที่ได้จะถูกส่งเข้าสู่หน่วยประมวลผล Raspberry Pi เพื่อทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น

การประมวลผลภาพดำเนินการด้วยภาษา Python บน Raspberry Pi โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเชิงเวลา (temporal image analysis) ค่าเฉลี่ยของความเข้มสีภายใน ROI ถูกคำนวณในแต่ละเฟรม เพื่อสร้างกราฟการเปลี่ยนแปลงของสีผิวตามเวลา

ค่า CRT ถูกคำนวณจากช่วงเวลาที่ยสัญญาณสีผิวกลับคืนสู่ระดับใกล้เคียงกับสภาวะก่อนการกด โดยใช้เกณฑ์เชิงอัลกอริทึมที่กำหนดไว้ล่วงหน้า กระบวนการทั้งหมดดำเนินการแบบอัตโนมัติ เพื่อลดอิทธิพลของการตีความด้วยมนุษย์ และเพิ่มความสามารถในการทำซ้ำของการวัด



รูปที่ 3.2 ภาพแสดงแผนภาพการทำงานของเครื่องตรวจ CRT

จากรูปที่ 3.2 แบ่งการทำงานของระบบออกเป็นส่วนหลักๆ ดังนี้

1. ส่วนแหล่งจ่ายพลังงาน (ด้านบนสุด)

- **แหล่งจ่ายไฟฟ้า (Power Supply):** ทำหน้าที่แปลงและจ่ายไฟกระแสตรง (DC 5V และ 12V) ให้กับระบบ มีวงจรปรับแรงดันให้คงที่ (Regulator) และวงจรป้องกันความเสียหาย เพื่อให้ Raspberry Pi และมอเตอร์/ตัวกระตุ้นทำงานได้อย่างปลอดภัย

2. ส่วนควบคุมและกระตุ้น (แถวที่สอง)

- **ระบบควบคุม:** เป็นสมองของระบบ ทำหน้าที่เป็นตัวควบคุมหลัก (Main Controller) และหน่วยประมวลผล (Processor) คอยสั่งการจังหวะการทำงานต่างๆ
- **โมดูลการสร้างแรงกด (Pressure Generation Module):** รับคำสั่งจาก Raspberry Pi ประกอบด้วยตัวกระตุ้น (Actuator - เช่น มอเตอร์หรือโซลินอยด์) และวงจรขับ (Driver) เพื่อสร้างแรงกดทางกายภาพ
- **การเชื่อมต่อ:** หน่วยควบคุมซึ่งอาจจะเป็นคอมพิวเตอร์ หรือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็ได้ จะส่ง "สัญญาณกระตุ้น/ซิงโครไนซ์" ไปบอกโมดูลสร้างแรงกดว่าให้เริ่มกดเมื่อไหร่ เพื่อให้จังหวะเวลามีความแม่นยำ

3. ส่วนปฏิสัมพันธ์กับร่างกายและบันทึกภาพ (แถวที่สาม)

- **หัวสัมผัสผิวหนัง (Skin Probe):** เป็นส่วนปลายที่จะกดลงบนผิวหนังของผู้ถูกทดสอบจริงๆ เพื่อให้เลือดบริเวณนั้นไหลออกไปชั่วคราว (ทำให้ผิวซีด)
- **โมดูลบันทึกภาพ (Image Recording Module):** ใช้กล้อง (Pi Camera) และอาจมีไฟส่องสว่างเสริม เพื่อถ่ายวิดีโอบริเวณผิวหนังที่กำลังถูกกดและปล่อย
- **การทำงานร่วมกัน:** โมดูลสร้างแรงกดจะส่ง "แรงกด" ไปที่หัวสัมผัสผิวหนัง ในขณะเดียวกัน กล้องก็จะบันทึกวิดีโอเหตุการณ์นั้น (อาจมีการเชื่อมต่อแบบทางเลือกเพื่อควบคุมแสงสว่างบริเวณหัวสัมผัสให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพ)

4. ส่วนประมวลผลข้อมูล (ส่วนกลางด้านล่าง)

- **การรับข้อมูลและซิงโครไนซ์ (Data Acquisition & Synchronization):** เป็นด่านแรกที่ได้รับ "เฟรมวิดีโอ" จากกล้อง ส่วนนี้สำคัญมากคือการ "ซิงโครไนซ์" หรือจับคู่เวลา (Timestamping) ระหว่างภาพวิดีโอกับเหตุการณ์การกด/ปล่อยแรงกด เพื่อให้รู้แน่ชัดว่าเฟรมไหนคือตอนกด เฟรมไหนคือตอนปล่อย
- **การประมวลผลภาพ / การคำนวณ CRT (Image Processing / CRT Calculation):** นี่คือหัวใจหลักของอัลกอริทึม ทำหน้าที่:
 - **ROI Selection/Tracking:** เลือกพื้นที่ที่สนใจในภาพ (Region of Interest) คือบริเวณที่ผิวหนังถูกกดจนซีด
 - **Color/Intensity Signals:** วิเคราะห์สัญญาณสีหรือความเข้มของแสงในพื้นที่นั้นที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา

- **Baseline & Thresholds:** หาค่าสีผิวปกติก่อนกด (Baseline) และกำหนดเกณฑ์การตัดสินใจ
- **CRT Estimation:** คำนวณค่า CRT โดยจับเวลาตั้งแต่ตอนปล่อยแรงกด จนกระทั่งสีผิวกลับคืนมาถึงค่าปกติ (Baseline) ตามเกณฑ์ที่ตั้งไว้

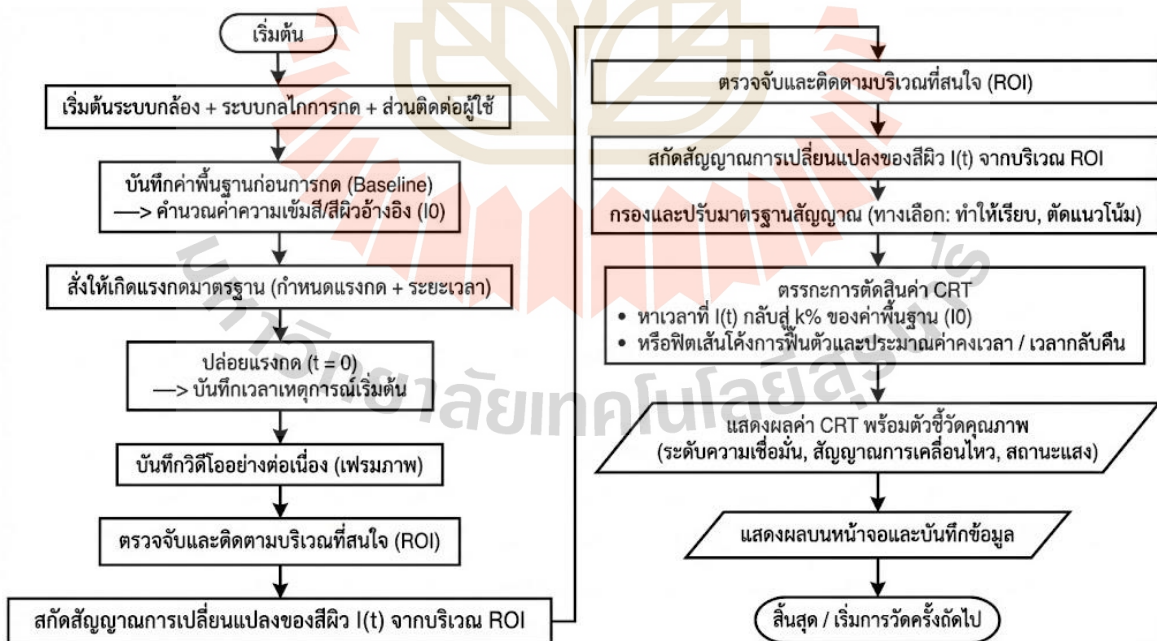
5. ส่วนแสดงผลและจัดเก็บ (ด้านล่างสุด)

- **การแสดงผล / UI (Display / UI):** แสดงค่า CRT ที่คำนวณได้ให้ผู้ใช้ทราบ รวมถึงสถานะการทำงานและการแจ้งเตือนต่างๆ ผ่านหน้าจอ
- **การบันทึกข้อมูล (Data Logging):** บันทึกไฟล์วิดีโอดิบ ข้อมูลพื้นที่ ROI และผลการคำนวณ CRT เก็บไว้เพื่อการวิเคราะห์ภายหลัง

3.6 ระบบแสดงผลและส่วนติดต่อผู้ใช้

ระบบแสดงผลถูกออกแบบให้แสดงค่า CRT ในรูปแบบตัวเลขพร้อมข้อความอธิบาย เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถเข้าใจผลลัพธ์ได้ง่ายในสภาพแวดล้อมทางคลินิก ส่วนติดต่อผู้ใช้งานถูกออกแบบให้มีขั้นตอนการใช้งานที่เรียบง่าย ตั้งแต่การเริ่มต้นการวัดจนถึงการแสดงผลลัพธ์ โดยลดความซับซ้อนในการตั้งค่าและการควบคุมระบบ

รูปที่ 3.3 แสดงแผนผังกระบวนการทำงานของเครื่องต้นแบบตั้งแต่เริ่มต้นจนจบ ในการใช้เครื่องมืออัตโนมัติเพื่อวัดผิวหนัง บันทึกภาพการเปลี่ยนแปลงของสีผิว และคำนวณออกมาเป็นค่าเวลา CRT โดยแบ่งออกเป็นขั้นตอนหลักๆ ดังนี้



รูปที่ 3.3 ภาพแสดงแผนภาพการทำงานระดับซอร์ฟแวร์ของเครื่องตรวจ CRT

1. ขั้นตอนการเตรียมการและวัดค่าเริ่มต้น (Initialization & Baseline)

- **เริ่มต้นระบบ:** ระบบทำการเตรียมความพร้อมของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่จำเป็นทั้งหมด ได้แก่ กล้องถ่ายภาพ, กลไกสำหรับสร้างแรงกด, และส่วนติดต่อผู้ใช้ (หน้าจอแสดงผล)
- **บันทึกค่าพื้นฐานก่อนการกด (Baseline):** ก่อนที่จะทำการกดผิวหนัง ระบบจะใช้กล้องบันทึกภาพผิวหนังในสภาวะปกติก่อน
- **คำนวณค่าความเข้มสี/สีผิวอ้างอิง:** จากภาพที่ได้ ระบบจะคำนวณหาค่าความเข้มของสีผิวปกติเก็บไว้เป็นค่าอ้างอิงเริ่มต้นเพื่อใช้เปรียบเทียบกับภายหลัง

2. ขั้นตอนการกระตุ้นผิวหนัง (Skin Stimulation)

- **สั่งให้เกิดแรงกดมาตรฐาน:** ระบบควบคุมกลไกให้กดลงบนผิวหนัง โดยมีการควบคุมแรงกดและระยะเวลาในการกดที่แน่นอนและสม่ำเสมอ (เพื่อให้ผลลัพธ์มีความน่าเชื่อถือกว่าการใช้มือกด)
- **ปล่อยแรงกด:** เมื่อครบกำหนดเวลา ระบบจะสั่งให้ยกตัวกดขึ้นทันที
- **บันทึกเวลาเหตุการณ์เริ่มต้น:** วินาทีที่ปล่อยแรงกด จะถูกบันทึกเป็นจุดเริ่มต้นของการจับเวลา ($t = 0s$) ซึ่งเป็นจุดสำคัญที่สุดในการวัด CRT

3. ขั้นตอนการบันทึกและประมวลผลภาพ (Data Acquisition & Processing)

- **บันทึกวิดีโออย่างต่อเนื่อง:** กล้องจะบันทึกวิดีโอ (เฟรมภาพต่อเนื่อง) เพื่อจับภาพกระบวนการที่เลือดไหลกลับเข้ามาในหลอดเลือดฝอย (ผิวหนังเปลี่ยนจากสีซีดขาวกลับมาเป็นสีชมพู/แดง)
- **ตรวจจับและติดตามบริเวณที่สนใจ (ROI):** ซอฟต์แวร์จะวิเคราะห์ภาพเพื่อหาตำแหน่งที่ถูกกด (Region of Interest - ROI) และติดตามตำแหน่งนั้นในทุกเฟรม แม้จะมีการขยับตัวเล็กน้อย
- **สกัดสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของสีผิว $SI(t)$:** ระบบจะคำนวณค่าความเข้มสีเฉลี่ยภายในบริเวณ ROI ในแต่ละช่วงเวลา ออกมาเป็นสัญญาณการเปลี่ยนแปลงตามเวลา ($SI(t)$)
- **กรองและปรับมาตรฐานสัญญาณ:** สัญญาณดิบที่ได้อาจมีสัญญาณรบกวน (Noise) จึงต้องนำมากรองให้สัญญาณเรียบขึ้น หรือตัดแนวโน้มที่ไม่เกี่ยวข้องออก เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์

4. ขั้นตอนการคำนวณค่า CRT (CRT Calculation Logic)

นี่คือหัวใจสำคัญของระบบ ซึ่งใช้ตรรกะทางคณิตศาสตร์ในการตัดสินใจว่า "สีผิวกลับคืนสู่สภาพปกติ" เมื่อใด โดยในผังงานระบุไว้ 2 แนวทาง (ทางเลือก):

- **วิธีที่ 1:** หาเวลาที่สีผิวกลับมามีความเข้มถึง 90% หรือ 95% ของสีผิวปกติ โดยให้ถือว่าจุดนั้นคือเวลาสิ้นสุด
- **วิธีที่ 2:** นำจุดข้อมูลสัญญาณไปสร้างสมการเส้นโค้งทางคณิตศาสตร์ (เช่น exponential recovery curve) แล้วคำนวณค่าคงที่เวลา (Time Constant) จากสมการนั้นเพื่อประมาณค่า CRT

5. ขั้นตอนการแสดงผลและสิ้นสุด (Output & Termination)

- **แสดงผลค่า CRT พร้อมตัวชี้วัดคุณภาพ:** ระบบจะสรุปค่าเวลา CRT ที่คำนวณได้ พร้อมทั้งประเมินคุณภาพของการวัดในครั้งนั้นด้วย เช่น
 - **ระดับความเชื่อมั่น:** คำนับว่าเชื่อถือแค่ไหน

- สัญญาณการเคลื่อนไหว: ผู้ถูกวัดขยับตัวมากเกินไปจนมีผลต่อการวัดหรือไม่
- สถานะแสง: แสงสว่างในขณะวัดเพียงพอหรือไม่
- แสดงผลบนหน้าจอและบันทึกข้อมูล: แสดงข้อมูลทั้งหมดให้ผู้ใช้ทราบบนหน้าจอ และบันทึกข้อมูลลงในหน่วยความจำสำหรับใช้อ้างอิงในอนาคต
- สิ้นสุด / เริ่มการวัดครั้งถัดไป: จบกระบวนการวัด และพร้อมสำหรับการวัดครั้งใหม่

3.7 การทดสอบและประเมินสมรรถนะของต้นแบบ

ต้นแบบถูกทดสอบในระดับห้องปฏิบัติการเพื่อประเมินสมรรถนะของระบบในหลายด้าน ได้แก่ ความเสถียรของระบบกลไกการวัด ความต่อเนื่องของการบันทึกภาพ ความถูกต้องของการประมวลผลภาพ และความสม่ำเสมอของค่า CRT ที่ได้จากการวัดซ้ำ การทดสอบดังกล่าวมีวัตถุประสงค์เพื่อยืนยันความเป็นไปได้ของระบบ (proof-of-concept) และระบุข้อจำกัดทางเทคนิคที่ต้องปรับปรุงก่อนการนำไปใช้งานจริง

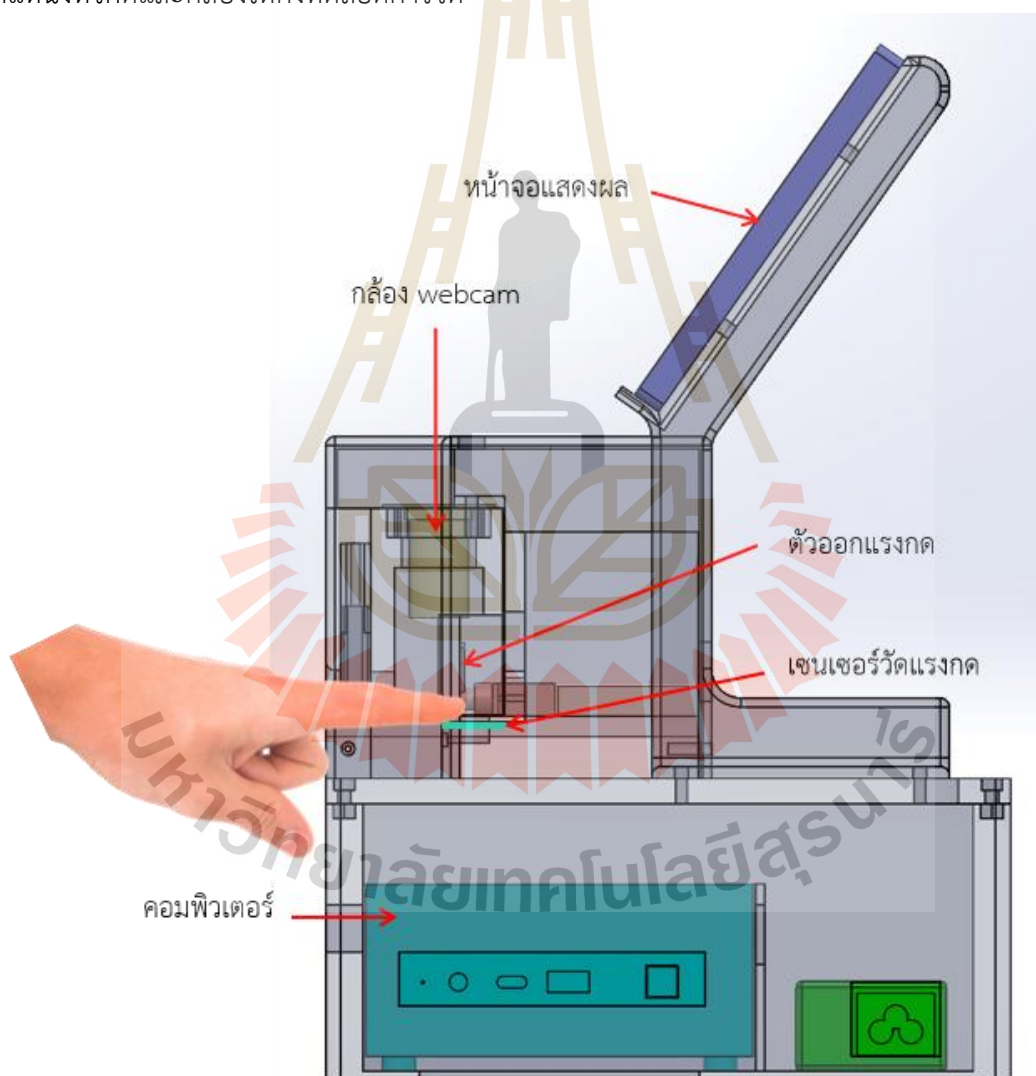
3.8 การวิเคราะห์ข้อมูลและการสรุปผลเชิงเทคนิค

ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบต้นแบบถูกนำมาวิเคราะห์เชิงพรรณนา เพื่อประเมินแนวโน้ม ความสม่ำเสมอ และเสถียรภาพของการวัดค่า CRT ผลการวิเคราะห์ถูกใช้เพื่อประเมินความเหมาะสมของสถาปัตยกรรมระบบและแนวทางการออกแบบเชิงวิศวกรรม ตลอดจนเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการพัฒนาในขั้นตอนถัดไป เช่น การทดสอบทางคลินิก การปรับปรุงอัลกอริทึม และการพัฒนาอุปกรณ์ในระดับพร้อมใช้งานจริง

บทที่ 4. ผลการดำเนินงาน

4.1 ผลการพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time

การดำเนินงานวิจัยสามารถพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT แบบไม่รุกล้ำได้สำเร็จตามวัตถุประสงค์ที่กำหนด ต้นแบบประกอบด้วยระบบกลไกการกด ระบบบันทึกภาพ ระบบประมวลผลข้อมูล และระบบแสดงผล ซึ่งสามารถทำงานร่วมกันเป็นระบบเดียวได้อย่างสมบูรณ์ โครงสร้างของเครื่องมีความแข็งแรง กะทัดรัด และสามารถจัดวางตำแหน่งหัวกดและกล้องให้คงที่ตลอดการวัด



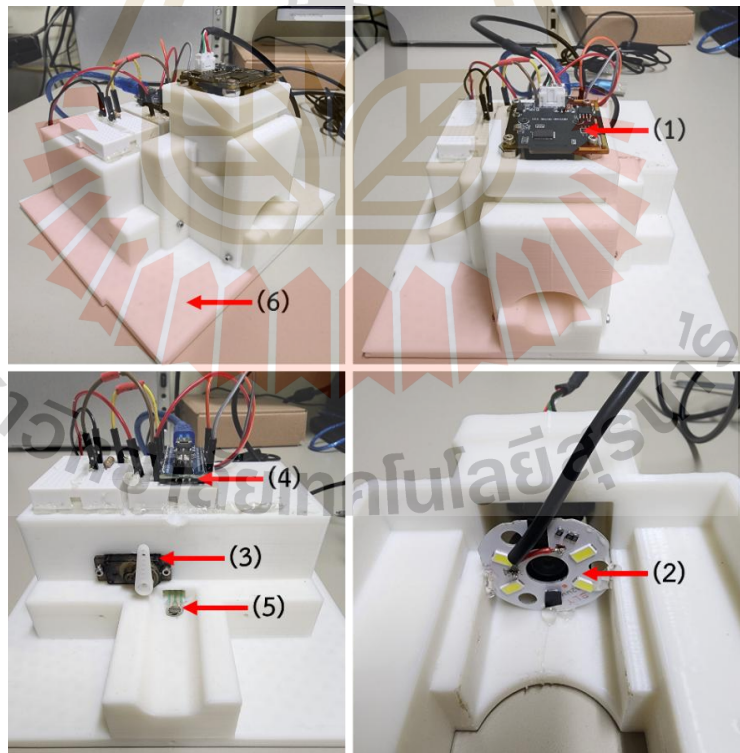
รูปที่ 4.1 แสดงการออกแบบต้นแบบเครื่องวัด Capillary Refill Time (CRT) อัตโนมัติ
สร้างระบบต้นแบบด้วย 3D printing

ส่วนประกอบหลักของนวัตกรรมเครื่องตรวจ CRT ประกอบด้วย (ดังรูปที่ 4.1)

1. กล้องจับภาพขนาดเล็ก HBVCAM
2. ไฟส่องสว่างที่บริเวณนิ้วผู้ป่วย
3. ตัวดำเนินการออกแรงกด (Servo)
4. Arduino board
5. เซนเซอร์ตรวจจับแรงกด (Force sensor)
6. ชั้นงานจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

คุณสมบัติ :

- 1) ตัวออกแรงกดด้วยแรงที่เหมาะสม 3-7 นิวตัน แรงกดคงที่ เป็นระยะเวลานาน 5 วินาที
- 2) เครื่อง CRT ประเมินผลจากการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงภาพที่ได้จาก Video camera ผ่านการ convert เป็น gray-scale level



รูปที่ 4.2 แสดงส่วนประกอบภายในของนวัตกรรมเครื่องตรวจ CRT

ระบบกลไกการกดสามารถสร้างแรงกดที่ผิวหนังได้อย่างสม่ำเสมอและทำซ้ำได้ตามค่าที่กำหนดในระบบควบคุม การกดและการปล่อยแรงกดเป็นไปตามลำดับเวลาที่ตั้งไว้ ทำให้เกิดภาวะซีดของหลอดเลือดฝอยอย่างชัดเจนก่อนเริ่มการวัดค่า CRT ผลการทดสอบพบว่าระบบสามารถลดความแปรปรวนที่เกิดจากการใช้แรงกดด้วยมือ และเพิ่มความเป็นมาตรฐานของขั้นตอนการวัด



รูปที่ 4.3 ภาพต้นแบบเครื่องตรวจ CRT ที่สร้างเสร็จสมบูรณ์

4.2 การพัฒนาโปรแกรม Python เพื่อการประมวลข้อมูล

ระบบบันทึกภาพสามารถบันทึกวิดีโอของบริเวณผิวหนังได้อย่างต่อเนื่องตั้งแต่ก่อนการกด ระหว่างการกด และหลังการปล่อยแรงกด ภาพที่ได้มีความต่อเนื่องเพียงพอสำหรับการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสีผิวตามเวลา การจัดตำแหน่งกล่องที่คงที่และการกำหนดบริเวณที่สนใจ (ROI) ช่วยลดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของบริเวณรอบข้าง และเพิ่มเสถียรภาพของข้อมูลที่น่าไปใช้ในการคำนวณค่า CRT

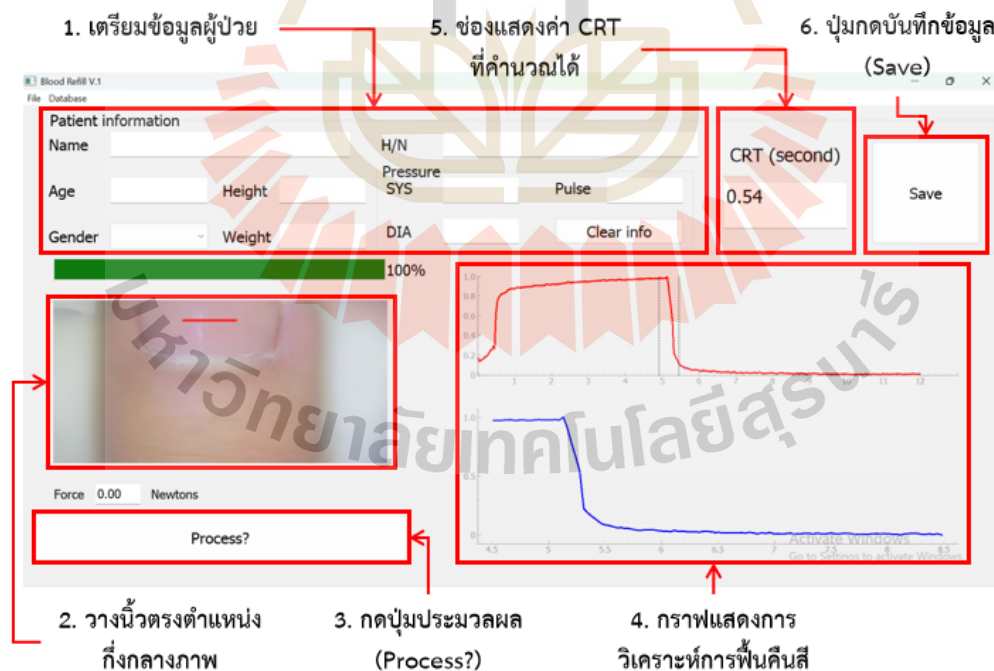
อัลกอริทึมการประมวลผลภาพที่พัฒนาขึ้นสามารถสกัดสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของสีผิวภายใน ROI ได้อย่างต่อเนื่องในเชิงเวลา สัญญาณดังกล่าวแสดงลักษณะการลดลงของความเข้มสีในช่วงการกด และการเพิ่มขึ้นอย่างค่อยเป็นค่อยไปหลังการปล่อยแรงกด ซึ่งสอดคล้องกับหลักการทางสรีรวิทยาของ Capillary Refill Time

ระบบสามารถคำนวณค่า CRT ได้โดยอัตโนมัติจากเกณฑ์ที่กำหนดไว้ล่วงหน้า โดยอิงระยะเวลาที่สัญญาณสีผิวกลับคืนสู่ระดับใกล้เคียงกับค่าพื้นฐานก่อนการกด กระบวนการคำนวณดำเนินการได้อย่างเสถียรและให้ผลลัพธ์ที่สม่ำเสมอในการวัดซ้ำ

ระบบต้นแบบใช้ Python และ Qt Design ในการเขียนโค้ดควบคุมอุปกรณ์และออกแบบ user interface ดังภาพที่ 4.4 โดยมีคุณสมบัติดังนี้ :

- 1) มีช่องให้ใส่ข้อมูลผู้ป่วยเช่น ชื่อ, อายุ, เพศ และ H/N พร้อมปุ่มบันทึกข้อมูล (Save) หลังจากวัดค่าเรียบร้อยแล้ว
- 2) มีจอแสดงตำแหน่งนิ้วของผู้ป่วย และเส้นระบุตำแหน่งในการวัดค่า CRT
- 3) มีกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มแสงเฉลี่ย (แกนตั้ง) และเวลาเป็นวินาที (แกนนอน) โดยคำนวณค่า CRT จากระยะเวลาหลังจากคลายการกดปลายนิ้ว ที่ 90% ของ maximum intensity ไปถึง 10% ของ maximum intensity อิงตาม baseline
- 4) มีปุ่มกดเริ่มการวัดค่า CRT (Process?) และช่องแสดงผลการวัดค่า CRT เป็นหน่วยวินาที

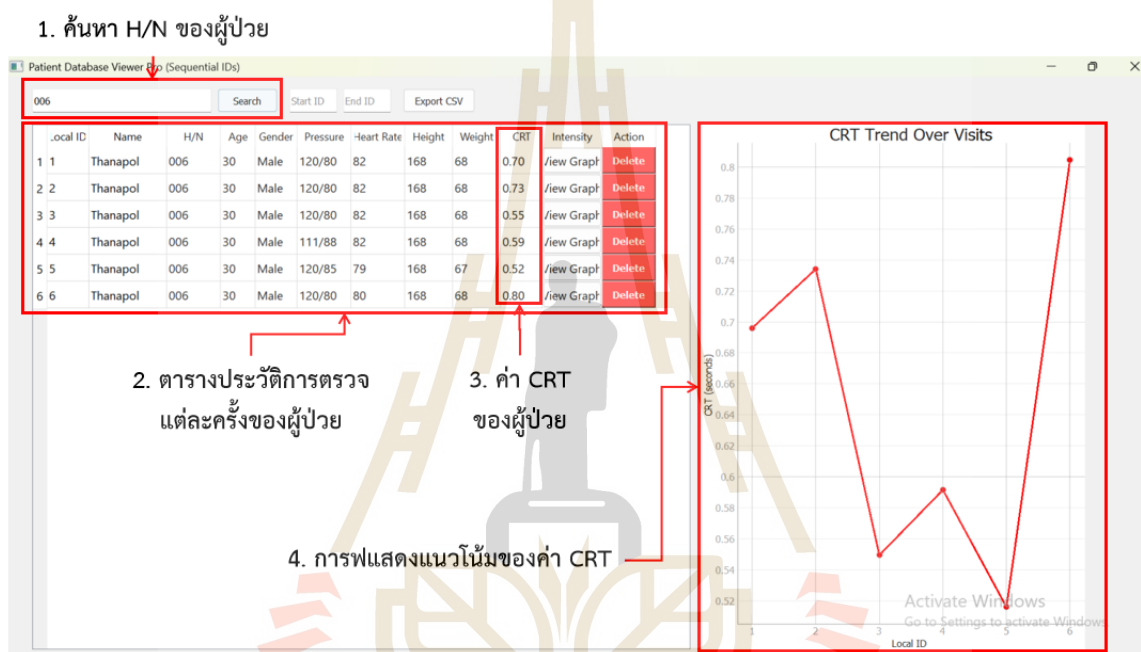
ควบคุมแรงกดและระยะเวลาในการกดเล็บของผู้ป่วย และวัดค่า CRT จากความเข้มสีของเล็บที่ได้จากกล้องเว็บแคมโดยแสดงออกมาเป็นเวลาในหน่วยวินาที นอกจากนั้นยังมีการบันทึกข้อมูลผู้ป่วย เช่น ชื่อ, เลข H/N, อายุ, เพศ, ส่วนสูง, น้ำหนัก, ความดัน, และอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรคด้วย อีกทั้งยังมีการเก็บข้อมูลการวัดค่า CRT ไว้ใน Database เพื่อให้แพทย์สามารถดูประวัติผู้ป่วยย้อนหลังได้ดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 ภาพแสดงต้นแบบระบบ User interface

ระบบแสดงผลสามารถแสดงค่า CRT ในรูปแบบตัวเลขพร้อมสถานะการวัดได้อย่างชัดเจน ผู้ใช้งานสามารถรับทราบผลลัพธ์ได้ทันทีหลังการทดสอบแต่ละครั้ง การออกแบบส่วนติดต่อผู้ใช้ช่วยให้ขั้นตอนการใช้งานเป็นไปอย่างเรียบง่าย ลดความซับซ้อนในการตั้งค่า และเหมาะสมกับการใช้งานในสภาพแวดล้อมทางคลินิก

นอกจากนี้ ระบบยังสามารถบันทึกข้อมูลดิบและผลการคำนวณค่า CRT เพื่อใช้ในการวิเคราะห์เพิ่มเติม และการพัฒนาต่อยอดในอนาคตดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 User interface ของฐานข้อมูลผู้ป่วย

4.3 ผลการทดสอบเบื้องต้น

การประเมินคุณภาพของข้อมูลภาพพบว่าระบบสามารถบันทึกวิดีโอได้อย่างต่อเนื่องและมีอัตราเฟรมที่เพียงพอสำหรับการวิเคราะห์เชิงเวลา สัญญาณการเปลี่ยนแปลงของสีผิวภายในบริเวณที่สนใจ (ROI) แสดงรูปแบบที่สอดคล้องกับกระบวนการทางสรีรวิทยา โดยมีการลดลงของความเข้มสีในช่วงการกด และการเพิ่มขึ้นอย่างค่อยเป็นค่อยไปหลังการปล่อยแรงกด

การวิเคราะห์เชิงปริมาณของสัญญาณภาพแสดงให้เห็นว่าสัญญาณมีอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio) อยู่ในระดับที่เหมาะสมสำหรับการคำนวณค่า CRT และการกำหนด ROI ช่วยลดผลกระทบจากการเคลื่อนไหวและสภาพแสงโดยรอบ

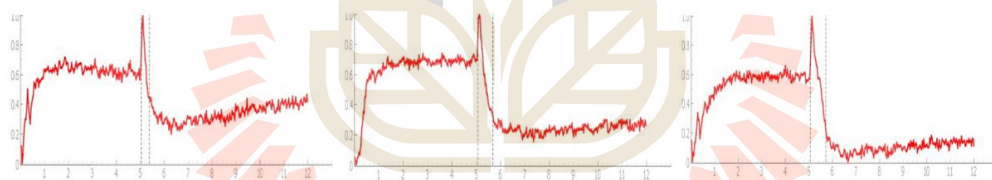
อัลกอริทึมการประมวลผลภาพสามารถคำนวณค่า CRT ได้โดยอัตโนมัติจากข้อมูลภาพที่บันทึกไว้ โดยค่า CRT ถูกกำหนดจากระยะเวลาที่สัญญาณสีผิวกลับคืนสู่ระดับร้อยละที่กำหนดของค่าพื้นฐานก่อนการกด ผลการวัดแสดงให้เห็นว่าค่า CRT ที่ได้มีแนวโน้มสอดคล้องกันในการวัดซ้ำภายใต้เงื่อนไขเดียวกัน

ทั้งนี้ ได้ทำการทดลองวัดค่า Capillary Refill Time (CRT) เพื่อประเมินความแม่นยำและความสามารถในการทำซ้ำของระบบต้นแบบ โดยใช้การวัดจากนิ้วทั้งสองมือ ได้แก่ มือซ้าย (L) และมือขวา (R) ซึ่งหมายเลข 1–3 แทนนิ้วชี้ นิ้วกลาง และนิ้วนาง ตามลำดับ แต่ละตำแหน่งนิ้วมีการวัดซ้ำจำนวน 10 ครั้ง รวมทั้งหมด 60 ค่า โดยรวมระบบมีค่าเฉลี่ย SD ประมาณ 0.18 s แสดงถึงความสามารถในการทำซ้ำที่ดี ค่าทั้งหมดอยู่ในช่วงปกติของมนุษย์ (0.5–2.0 s) ความแตกต่างระหว่างมือซ้ายและขวามีขนาดเล็กและอยู่ในเกณฑ์ทางสรีรวิทยาปกติ

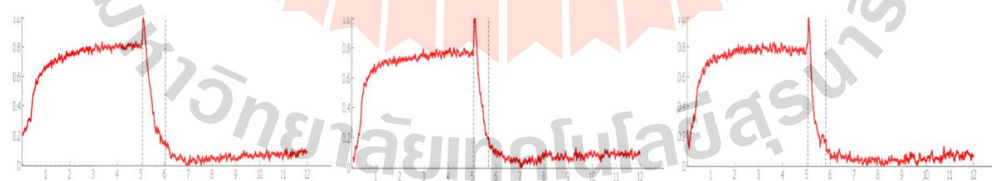
การกระจายของค่า CRT ที่ได้สะท้อนถึงความเสถียรของระบบและความสามารถในการทำซ้ำของกระบวนการวัด ซึ่งเป็นคุณสมบัติสำคัญสำหรับการนำไปใช้งานในบริบททางคลินิกในอนาคต

ตารางที่ 1 ผลการทดลองวัดค่า CRT โดยระบบต้นแบบ

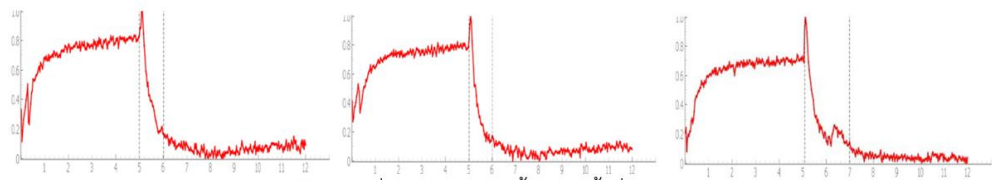
ตำแหน่ง (มือ-นิ้ว)	ค่าเฉลี่ย (s)	SD (s)	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	จำนวนวัด
(ซ้าย-ชี้)	0.572	0.106	0.4	0.77	10
(ซ้าย-กลาง)	0.669	0.202	0.44	1.16	10
(ซ้าย-นาง)	0.563	0.178	0.32	0.84	10
(ขวา-ชี้)	0.835	0.205	0.56	1.13	10
(ขวา-กลาง)	0.531	0.081	0.44	0.69	10
(ขวา-นาง)	0.608	0.317	0.37	1.39	10



กราฟแสดงผลการวัดด้วยเครื่องอัตโนมัติของนิ้วชี้ ครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ



กราฟแสดงผลการวัดด้วยเครื่องอัตโนมัติของนิ้วกลาง ครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ



กราฟแสดงผลการวัดด้วยเครื่องอัตโนมัติของนิ้วนาง ครั้งที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ

รูปที่ 4.6 แสดงตัวอย่างการแสดงผลกราฟ CRT

ระบบต้นแบบ CRT สามารถให้ค่าที่มีความแม่นยำและความเสถียรสูง ค่าเฉลี่ยรวมของระบบอยู่ที่ 0.63 ± 0.17 s ซึ่งสอดคล้องกับค่าทางสรีรวิทยาปกติของมนุษย์ กว่า 80% ของตำแหน่งวัดมี SD ต่ำกว่า 0.2 s แสดงให้เห็นถึงความสามารถในการทำซ้ำที่ดีเยี่ยม ความแตกต่างระหว่างมือซ้ายและมือขวาเป็นเพียงความแตกต่างตามธรรมชาติของร่างกาย ไม่พบข้อบ่งชี้ของความคลาดเคลื่อนจากระบบวัด

การทดสอบการวัดซ้ำในสภาวะเดียวกันแสดงให้เห็นว่าระบบสามารถให้ค่า CRT ที่มีความสม่ำเสมอ โดยความแปรปรวนของค่า CRT อยู่ในระดับต่ำเมื่อเทียบกับการประเมินแบบแมนนวล ผลดังกล่าวบ่งชี้ว่าการใช้ระบบกลไกการกดและอัลกอริทึมการประมวลผลภาพช่วยลดข้อผิดพลาดของปัจจัยจากผู้ปฏิบัติงานและเพิ่มความน่าเชื่อถือของการวัด

4.4 ผลทดสอบการใช้งานเสมือนจริง

ดังแสดงใน https://youtu.be/uR_4nrf3_S4?si=DYuMeAwmE5pE0r7T



บทที่ 5. สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการวิจัย

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด Capillary Refill Time (CRT) แบบไม่รุกราน โดยมุ่งแก้ไขข้อจำกัดของการประเมินแบบแมนนวลที่มีความแปรปรวนสูง ผลการดำเนินงานแสดงให้เห็นว่าสามารถพัฒนาต้นแบบที่บูรณาการระบบกลไกการกด ระบบบันทึกภาพ ระบบประมวลผลข้อมูล และระบบแสดงผลเข้าด้วยกันได้อย่างเป็นระบบ

ต้นแบบที่พัฒนาขึ้นสามารถควบคุมแรงกดและระยะเวลาการกดได้อย่างสม่ำเสมอ บันทึกข้อมูลภาพผิวหนังได้อย่างต่อเนื่อง และคำนวณค่า CRT เชิงปริมาณได้โดยอัตโนมัติ ผลการทดสอบเชิงปริมาณในระดับห้องปฏิบัติการแสดงให้เห็นว่าระบบมีความเสถียร สามารถทำงานซ้ำได้ และให้ผลการวัดที่มีความสม่ำเสมอ ซึ่งสนับสนุนความเป็นไปได้ของการนำเทคโนโลยีนี้ไปใช้ในการประเมินการไหลเวียนเลือดส่วนปลายในบริบททางคลินิกในอนาคต

5.2 อภิปรายผลงานวิจัย

ผลการพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT ในงานวิจัยนี้สอดคล้องกับแนวคิดการวัด Capillary Refill Time เชิงปริมาณ (Quantitative CRT) ที่ถูกเสนอในงานวิจัยร่วมสมัย ซึ่งมุ่งเปลี่ยนการประเมินจากการสังเกตเชิงคุณภาพไปสู่การวัดเชิงตัวเลขที่มีความเป็นกลางและทำซ้ำได้ การใช้ระบบกลไกการกดที่ได้มาตรฐานร่วมกับการประมวลผลภาพช่วยลดอิทธิพลของผู้ปฏิบัติงาน ซึ่งเป็นข้อจำกัดสำคัญของการวัด CRT แบบแมนนวล

ในเชิงสรีรวิทยา รูปแบบสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของสีผิวที่ตรวจพบจากระบบสะท้อนกลไกการไหลเวียนเลือดในหลอดเลือดฝอยได้อย่างสอดคล้องกับทฤษฎีและรายงานทางคลินิกที่ผ่านมา โดยเฉพาะการยืดตัวของช่วงเวลาการคืนกลับของเลือดในสถานะที่การไหลเวียนเลือดส่วนปลายลดลง ผลลัพธ์เชิงปริมาณที่ได้แสดงให้เห็นว่าระบบสามารถตรวจจับและวิเคราะห์การฟื้นตัวของสีผิวของการไหลเวียนเลือดได้อย่างมีประสิทธิภาพ

เมื่อเปรียบเทียบกับตัวชี้วัด hemodynamic แบบดั้งเดิม เช่น ความดันโลหิตหรือระดับซีรัมแลคเตท การวัด CRT ด้วยต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมีข้อได้เปรียบในด้านความไม่รุกราน ความรวดเร็ว และต้นทุนที่ต่ำ อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ยังอยู่ในระดับการพัฒนาต้นแบบและการทดสอบในห้องปฏิบัติการ จึงยังไม่สามารถสรุปถึงความสัมพันธ์เชิงคลินิกกับผลลัพธ์ของผู้ป่วยได้โดยตรง

5.3 ข้อจำกัดของการวิจัย

แม้ว่าผลการวิจัยจะแสดงศักยภาพของต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT อย่างชัดเจน แต่ยังมีข้อจำกัดบางประการ ประการแรก การทดสอบดำเนินการในระดับห้องปฏิบัติการและยังไม่ครอบคลุมการทดสอบในผู้ป่วยจริงหรือสถานการณ์ทางคลินิกที่มีความซับซ้อน ประการที่สอง ปัจจัยด้านสภาพแวดล้อม เช่น แสงและการเคลื่อนไหว อาจยังส่งผลต่อคุณภาพของข้อมูลภาพ แม้จะมีการออกแบบอัลกอริทึมเพื่อลดผลกระทบดังกล่าวแล้วก็ตาม นอกจากนี้ การประเมินสมรรถนะของระบบยังจำกัดอยู่ที่ตัวชี้วัดเชิงเทคนิค และยังไม่ได้เปรียบเทียบโดยตรงกับมาตรฐานทางคลินิกหรือการประเมินโดยผู้เชี่ยวชาญ

5.4 ผลผลิตของงานวิจัย

จากการวิจัยและพัฒนาระบบ Vein Finder ด้วยเทคโนโลยีแสงใกล้อินฟราเรด (NIR) งานวิจัยนี้ได้สร้างผลผลิตที่สำคัญในหลายด้าน ได้แก่:

1. ต้นแบบเครื่อง CRT

งานวิจัยนี้ก่อให้เกิดผลผลิตที่สำคัญทั้งในเชิงวิชาการและเชิงเทคโนโลยี โดยผลผลิตหลักคือการพัฒนาต้นแบบเครื่องตรวจวัด CRT แบบไม่รุกล้ำที่สามารถใช้งานได้จริงในระดับต้นแบบ ระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถควบคุมแรงกด บันทึกลงและประมวลผลข้อมูลภาพ และคำนวณค่า CRT เชิงปริมาณได้อย่างเป็นระบบและอัตโนมัติ ซึ่งถือเป็นต้นแบบเชิงวิศวกรรมที่สามารถต่อยอดสู่การใช้งานทางคลินิกได้ในอนาคต

2. ซอฟต์แวร์ประมวลผลภาพและระบบส่วนติดต่อผู้ใช้ (User Interface)

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาซอฟต์แวร์ประมวลผลภาพสำหรับการคำนวณค่า CRT เชิงปริมาณ โดยซอฟต์แวร์สามารถควบคุมการบันทึกภาพจากกล้อง ประสานการทำงานกับระบบกลไกการกด และประมวลผลข้อมูลภาพแบบอัตโนมัติ อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of Interest: ROI) วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสีผิวตามเวลา และคำนวณค่า CRT จากการพื้นที่ของสัญญาณสีผิวได้อย่างเป็นระบบและทำซ้ำได้

นอกจากนี้ ยังได้พัฒนาระบบส่วนติดต่อผู้ใช้ (User Interface) เพื่อแสดงผลค่า CRT สถานะการวัด และข้อมูลประกอบการตัดสินใจในรูปแบบที่เข้าใจง่าย เหมาะสมกับการใช้งานในสภาพแวดล้อมทางคลินิก ระบบสามารถแสดงผลลัพธ์แบบเรียลไทม์และจัดเก็บข้อมูลการวัดทั้งในรูปแบบข้อมูลดิบและผลการคำนวณ เพื่อรองรับการวิเคราะห์เพิ่มเติมและการพัฒนาต่อยอดในอนาคต ซอฟต์แวร์และส่วนติดต่อผู้ใช้ที่พัฒนาขึ้นถือเป็นผลผลิตเชิงเทคโนโลยีที่สามารถนำไปใช้เป็นฐานสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์และงานวิจัยด้านการประมวลผลภาพทางชีวการแพทย์ต่อไป

3. การพัฒนากำลังคน

ส่งเสริมการเรียนรู้เชิงปฏิบัติแก่นักศึกษาระดับปริญญาเอก จำนวน 1 คน ซึ่งได้มีส่วนร่วมอย่างใกล้ชิดในการออกแบบระบบเชิงแสง การประกอบอุปกรณ์ทดลอง และการเขียนชุดคำสั่งประมวลผลภาพ โดยนักศึกษาได้รับการฝึกฝนทั้งด้านทฤษฎีและภาคปฏิบัติในห้องปฏิบัติการ ทำให้เกิดการพัฒนาองค์ความรู้ด้านออปติกชีวภาพ การประยุกต์เทคโนโลยีเซนเซอร์ภาพ และการใช้เครื่องมือวิศวกรรมซอฟต์แวร์ขั้นพื้นฐานสำหรับระบบภาพทางการแพทย์ ซึ่งถือเป็นผลผลิตทางการศึกษาที่มีคุณค่าต่อการสร้างนักวิจัยรุ่นใหม่ในสาขาเทคโนโลยีการแพทย์และวิศวกรรมแสง

4. องค์ความรู้และกระบวนการพัฒนา

พัฒนารอบแนวคิดการวัด CRT เชิงปริมาณด้วยการประมวลผลภาพ อัลกอริทึมการคำนวณค่า CRT จากการเปลี่ยนแปลงของสีผิวเชิงเวลา และสถาปัตยกรรมระบบที่บูรณาการฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์เข้าด้วยกันอย่างเป็นระบบ ผลผลิตดังกล่าวสามารถนำไปใช้เป็นต้นแบบสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการประเมินการไหลเวียนเลือดส่วนปลาย

5. ศักยภาพการต่อยอด

ผลผลิตของงานวิจัยนี้สามารถนำไปใช้เป็นพื้นฐานสำหรับการทดสอบทางคลินิก การยื่นขอคุ้มครองทรัพย์สินทางปัญญา การพัฒนาเชิงพาณิชย์ และการเผยแพร่ผลงานทางวิชาการในรูปแบบบทความหรือการนำเสนอในที่ประชุมวิชาการ นอกจากนี้ ยังสามารถใช้เป็นสื่อการเรียนการสอนและงานวิจัยต่อยอดด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์และฟิสิกส์การแพทย์ในระดับบัณฑิตศึกษา

5.5 ข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนาในอนาคต

จากผลการวิจัยและข้อจำกัดที่พบ มีข้อเสนอแนะสำหรับการพัฒนาในอนาคต ได้แก่

- (1) การทดสอบต้นแบบในกลุ่มอาสาสมัครหรือผู้ป่วยจริง เพื่อประเมินความสัมพันธ์ระหว่างค่า CRT ที่วัดได้กับตัวชี้วัดทางคลินิกและผลลัพธ์ของผู้ป่วย
- (2) การปรับปรุงระบบประมวลผลภาพและอัลกอริทึมให้มีความทนทานต่อสภาพแสงและการเคลื่อนไหวมากขึ้น
- (3) การพัฒนาโครงสร้างเครื่องให้เหมาะสมกับการใช้งานทางคลินิกจริงในด้านความสะดวก ปลอดภัย และการทำความสะอาด
- (4) การประเมินความพร้อมของเทคโนโลยีในระดับความพร้อมทางเทคโนโลยี (Technology Readiness Level: TRL) และการพัฒนาแนวทางสู่การใช้งานเชิงพาณิชย์
- (5) การศึกษาเชิงเปรียบเทียบกับวิธีประเมินการไหลเวียนเลือดแบบอื่น เพื่อยืนยันคุณค่าทางคลินิกของระบบ

บรรณานุกรม

1. Liu V, Escobar GJ, Greene JD, et al. Hospital deaths in patients with sepsis from 2 independent cohorts. *JAMA* 2014;312:90-2.
2. Peake SL, Delaney A, Bailey M, et al. Goal-directed resuscitation for patients with early septic shock. *N Engl J Med* 2014;371:1496-506.
3. Evans L, Rhodes A, Alhazzani W, et al. Surviving sepsis campaign: international guidelines for management of sepsis and septic shock 2021. *Intensive Care Med* 2021;47:1181-247.
4. Cecconi M, De Backer D, Antonelli M, et al. Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensive Care Med* 2014;40:1795-815.
5. Vincent JL, Quintairos ESA, Couto L, Jr., Taccone FS. The value of blood lactate kinetics in critically ill patients: a systematic review. *Crit Care* 2016;20:257.
6. Garcia-Alvarez M, Marik P, Bellomo R. Sepsis-associated hyperlactatemia. *Crit Care* 2014;18:503.
7. Lima A, Jansen TC, van Bommel J, Ince C, Bakker J. The prognostic value of the subjective assessment of peripheral perfusion in critically ill patients. *Crit Care Med* 2009;37:934-8.
8. Lara B, Enberg L, Ortega M, et al. Capillary refill time during fluid resuscitation in patients with sepsis-related hyperlactatemia at the emergency department is related to mortality. *PLoS One* 2017;12:e0188548.
9. Osborn TM. Severe Sepsis and Septic Shock Trials (ProCESS, ARISE, ProMiSe): What is Optimal Resuscitation? *Crit Care Clin* 2017;33:323-44.
10. Levy MM, Evans LE, Rhodes A. The Surviving Sepsis Campaign Bundle: 2018 update. *Intensive Care Med* 2018;44:925-8.
11. Falotico JM, Shinozaki K, Saeki K, Becker LB. Advances in the Approaches Using Peripheral Perfusion for Monitoring Hemodynamic Status. *Front Med (Lausanne)* 2020;7:614326.
12. Baraff LJ. Capillary refill: is it a useful clinical sign? *Pediatrics* 1993;92:723-4.
13. Blaxter LL, Morris DE, Crowe JA, et al. An automated quasi-continuous capillary refill timing device. *Physiol Meas* 2016;37:83-99.
14. Beecher HK, Simeone FA, et al. The internal state of the severely wounded man on entry to the most forward hospital. *Surgery* 1947;22:672-711.
15. Kawaguchi R, Nakada TA, Oshima T, et al. Optimal pressing strength and time for capillary refilling time. *Crit Care* 2019;23:4.

16. Shavit I, Brant R, Nijssen-Jordan C, Galbraith R, Johnson DW. A novel imaging technique to measure capillary-refill time: improving diagnostic accuracy for dehydration in young children with gastroenteritis. *Pediatrics* 2006;118:2402-8.
17. John RT, Henricson J, Nilsson GE, Wilhelms D, Anderson CD. Reflectance spectroscopy: to shed new light on the capillary refill test. *J Biophotonics* 2018;11.
18. Morimura N, Takahashi K, Doi T, et al. A pilot study of quantitative capillary refill time to identify high blood lactate levels in critically ill patients. *Emerg Med J* 2015;32:444-8.
19. Shinozaki K, Saeki K, Jacobson LS, et al. Evaluation of accuracy of capillary refill index with pneumatic fingertip compression. *J Clin Monit Comput* 2021;35:135-45.

