



การศึกษาความเป็นไปได้ในการวัดระดับกรด-ด่างในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง
และโครงข่ายประสาทเทียม

**Feasibility Study of Human Blood pH Measurement based on Optical Technique and
Artificial Neural Network**

ณัฐากร มีเงิน

Nattakoon Meengoen

วิทยานิพนธ์เล่มนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master
of Engineering in Electrical Engineering**

Prince of Songkla University

2560

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



**การศึกษาความเป็นไปได้ในการวัดระดับกรด-ด่างในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง
และโครงข่ายประสาทเทียม**

**Feasibility Study of Human Blood pH Measurement based on Optical Technique and
Artificial Neural Network**

ณัฐากร มีเงิน

Nattakoon Meengoen

วิทยานิพนธ์เล่มนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

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

of Engineering in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2560

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์	การศึกษาความเป็นไปได้ในการวัดระดับกรด-ด่างในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสงและโครงข่ายประสาทเทียม
ผู้เขียน	นายณัฐากร มีเงิน
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	คณะกรรมการสอบ
..... (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)ประธานกรรมการ (รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)
กรรมการ (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)
กรรมการ (ดร.กิตติคุณ ทองพูล)
กรรมการ (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พิทักษ์ บุญนุ่น)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ.....

(นายณัฐากร มีเงิน)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นายณัฐกร มีเงิน)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การศึกษาความเป็นไปได้ในการวัดระดับกรด-ด่างในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสงและโครงข่ายประสาทเทียม
ผู้เขียน	นายณัฐากร มีเงิน
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2559

บทคัดย่อ

เพื่อตรวจสอบการใช้กระบวนการเทคนิคเชิงแสงเพื่อหาค่า pH ในเลือดซึ่งบรรจุในหลอดฉีดยา โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบอัลกอริทึมการแพร่ย้อนกลับ โดยในบทความนี้หาความเป็นไปได้ในการออกแบบและการวัดค่าความเป็นกรด - ด่างในเลือด นำเอาแหล่งกำเนิดแสงทั้งหมด 5 ช่วงคลื่นแสง และใช้ 2 ตัวรับแสงเป็นตัววัดเพื่อวัดความเข้มของแสงและคำนวณค่าความเป็นกรด - ด่างในเลือดซึ่งทำการนำข้อมูลสเปกตรัมของกลุ่มตัวอย่าง 48 คน และใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA) เพื่อหามิติข้อมูลข้อมูลที่เก็บรวบรวมเพื่อลดการทำลายข้อมูลซ้ำซ้อน ในกรณีดังกล่าวการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักได้นำมาเป็นปัจจัยการผลิตของ BP-ANN เพื่อสร้างความสัมพันธ์ และคาดการณ์ค่าความเป็นกรด - ด่างในเลือด จากการคำนวณค่า pH ในเลือดโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบอัลกอริทึมการแพร่ย้อนกลับร่วมกับการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักผลที่ออกมา โดยมีข้อผิดพลาดมาตรฐาน 0.015 และ 0.023 unit pH ในการตรวจสอบและทดสอบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 0.992 และ 0.919 ในชุดข้อมูลทดสอบ การตรวจสอบความถูกต้องของผลลัพธ์ของแบบจำลอง BP-ANN โดยการวิเคราะห์เชิงสถิติโดยมีข้อผิดพลาดในการวิเคราะห์สัมพัทธ์ทั้งหมดไม่เกิน 3% ในการตรวจสอบและการทดสอบ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าสัมพันธภาพที่กระหว่างข้อมูลการดูดกลืนแสงกับค่าความเป็นกรด - ด่างที่แท้จริงและรูปแบบสอดคล้องกันมาก ดังนั้นวิธีการของอัลกอริทึมการแพร่ย้อนกลับร่วมกับการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักจึงมีศักยภาพในการตรวจวัดค่าความเป็นกรด - ด่างในเลือดมนุษย์ผ่านเข็มฉีดยา

คำสำคัญ: ค่าความเป็นกรด - ด่างในเลือด, โครงข่ายประสาทเทียม, เทคนิคเชิงแสง

Thesis Title	Feasibility Study of Human Blood pH Measurement based on Optical Technique and Artificial Neural Network
Author	Mr.Nattakoon meengoen
Major Program	Electrical Engineering
Academy Year	2016

ABSTRACT

To verification of concept, a spectroscopic method for measurement of pH in human blood through the syringe based on backpropagation artificial neural network (BP-ANN). In this paper the feasibility of design and fabricate measurement of pH was consist of 5LEDs as light source, 2 photodiodes as sensor to measure the light intensity and calculate the blood pH. The spectral data of 48 subjects were measured. The principal component analysis (PCA) was applied to deduct the dimensional of collected spectral data to reduce the infestation of redundant data. In such cases, the principal component analysis has taken as inputs of BP-ANN to correlate and predict blood pH. The calculated blood pH by BP-ANN with PCA is quite a desirable with standard error of 0.015 and 0.023 in validation and testing, correlations coefficient (R) 0.992 and 0.919 in validation and testing, Inspecting the accuracy of BP-ANN model results produce by statistical analysis with a relative analytical error all under 3% in validation, and testing. The results are proved that a good correlation between absorbance data with actual pH. The model is in good agreement. Hence, the method of BP-ANN with PCA is a potential for the absorbance detection of pH in human blood through the syringe.

Keywords: blood pH; BP-ANN; optical technique

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา และผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาวิตร วัฒนสุข อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำความรู้ที่เป็นประโยชน์ สนับสนุนทุกๆด้านในการทำวิจัย ตลอดจนนัดเวลากระบวนกรคิดและให้กำลังใจในการแก้ปัญหา รวมทั้งตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พุกภัยภัทรานนต์ ประธานกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. กิตติคุณ ทองพูล และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิทักษ์ บุญนุ่น กรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ วิจารณ์ผลงานและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐฐา จินดาเพ็ชร และ ดร. รักษกฤตว์ ดวงสร้อยทอง กรรมการสอบโครงร่างวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำวิจัยเสมอมา

ขอขอบพระคุณ อาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่านที่ได้กรุณาให้คำแนะนำและความคิดเห็นในการปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ นายอับดุลอาซิด หนิมูสา ผู้ปฏิบัติงานวิทยาศาสตร์การแพทย์ ชำนาญพิเศษ และบุคลากรของห้องตรวจเลือด blood gas & electrolyte คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่านที่ได้กรุณาสนับสนุนข้อมูลที่ใช้ในการทำวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งเป็นกำลังใจช่วยเหลือให้คำปรึกษาและแก้ไขปัญหาต่างๆ

ขอขอบพระคุณ นางสาวธนวรรณ พรายด้สย ฟ้าๆ เพื่อนๆ น้องๆ รวมทั้งเจ้าหน้าที่และบุคลากรของภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ให้คำแนะนำและให้กำลังใจที่ดีเสมอมา

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาสนับสนุนทุนการศึกษา “ ทุนบัณฑิตศึกษาศาสตร์ ” แก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้การสนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้
ทางด้านต่างๆทั้งในอดีตและปัจจุบันให้แก่ข้าพเจ้ามาโดยตลอด และขอกราบขอบพระคุณ มารดา ที่
ให้การสนับสนุนทางการศึกษา การสนับสนุนในทุกๆด้านอย่างดียิ่งมาโดยตลอด จนทำให้
ผู้จัดทำประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา หากวิทยานิพนธ์นี้มีความดีอันใด ผู้วิจัยขอให้เป็น
กตเวทิตาแด่มารดา และบูรพาจารย์ทุกท่าน

นายณัฐากร มีเงิน

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(12)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย	1
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย	2
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	8
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	8
1.5 ขอบเขตการวิจัย	8
2. ทฤษฎี และหลักการ	9
2.1 พยาธิสภาพของ pH	9
2.2 คุณสมบัติทางแสงของเลือด	9
2.3 หลักการของสเปกโตรสโกปี	11
2.4 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)	13
3. การทดลอง	19
3.1 การออกแบบวัดสัญญาณเชิงแสงด้วยเครื่องมือต้นแบบ	19
3.2 การออกแบบ โปรแกรมเพื่อตรวจจับสัญญาณเชิงแสงและควบคุมแหล่งกำเนิดแสง	21
3.3 การคำนวณค่าสัญญาณเชิงแสงในอัตราส่วนลอกการิทึม	22
3.4 การเก็บข้อมูลเชิงแสงจากอาสาสมัคร	23
3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลโดยโครงข่ายประสาทเทียม	24
4. ผลการวิจัย	26
4.1 ผลการลองวัดสัญญาณเชิงแสงอัตราส่วนลอกการิทึม	26
4.2 การทดลองใช้โปรแกรม SPSS	26
4.3 ผลการประเมินระดับ pH โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้ค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอกการิทึม	27

สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
4.4	38
สรุปการทดลองการหาค่าความสัมพันธ์ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่า แสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอกการิทึมเป็น อินพุตของระบบ	
4.5	39
การเปรียบเทียบจำนวนอินพุตที่มีในโครงข่ายที่ให้ค่าความผิดพลาดที่เกิด จากการประเมินน้อยกว่า 0.04 unit pH	
5.	41
สรุปวิจัยผล และข้อเสนอแนะ	
5.1	41
สรุปผลการวิจัย	
5.2	42
ปัญหา และข้อเสนอแนะ	
บรรณานุกรม	44
ประวัติผู้เขียน	66

รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	สรุปการทบทวนบทความวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย	7
2-1	คุณลักษณะของไดโอดเปล่งแสง	20
4-1	สรุปความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอกการิทึมและระดับของ pH ของข้อมูลทั้งหมด	30
4-2	ค่าสหสัมพันธ์ของข้อมูลจากโปรแกรมSPSS	31
4-3	สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นช่อนที่ 1 ในโครงข่ายประสาทเทียม	34
4-4	สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียม	35
4-5	สรุปผลค่าสหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุต	36
4-6	ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ในเลือดที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่น	38
4-7	สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุต	39
4-8	สรุปผลค่าสหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสองอินพุต	40
4-9	ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ในเลือดที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงห้าช่วงความยาวคลื่น	41
4-10	สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสองอินพุต	42
4-11	วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของกรณี 4 อินพุต, 3 อินพุต และ 2 อินพุต	45

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่		หน้า
2-1	โครงสร้างของฮีโมโกลบิน	10
2-2	สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของโคออร์ดิเนตหลักของฮีโมโกลบิน	11
2-3	Transmission	12
2-4	Attenuated Total Reflection	12
2-5	pecular reflection	12
2-6	Diffuse reflection	12
2-7	โครงสร้างระบบประสาทในสมอง	14
2-8	เกิด over fitting	17
2-9	คุณสมบัติของการตอบสนองไดโอดรับแสง	21
3-1	การทำงานของระบบการตรวจสอบค่า pH ในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง	22
3-2	ลักษณะของการฉายแสงไปยังหลอดฉีดยา	23
3-3	การจัดองค์ประกอบของเครื่องมือวัดมุมมอง top view	23
3-4	การจัดองค์ประกอบของเครื่องมือวัดมุมมอง side view	23
3-5	เครื่องมือต้นแบบวัดระดับ pH ในเลือดผ่านทางหลอดฉีดยา	23
3-6	ระบบฮาร์ดแวร์ของเทคนิคการวัดเชิงแสง	24
3-7	แผนภูมิการทำงานของโปรแกรม Labview เพื่อควบคุมแหล่งกำเนิดแสง	25
3-8	แผนภูมิต่อนการรับสัญญาณ และตรวจสอบสัญญาณเชิงแสง	26
3-9	แผนภูมิต่อนการคำนวณค่าสัญญาณเชิงแสงในอัตราส่วนลอการิทึม	27
3-10	แผนภูมิต่อนการโครงข่ายประสาทเทียม	29
4-1	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสัญญาณซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือด	33
4-2	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสัญญาณซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดออกไป	33

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่		หน้า
4-3	กราฟแสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นช่อนที่ 1 ในโครงข่ายประสาทเทียบกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย	35
4-4	กราฟแสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียบกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย	36
4-5	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอกการิทึมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุทซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดออกไป	37
4-6	กราฟแสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียบกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุท	39
4-7	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอกการิทึมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสองอินพุทซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดออกไป	40
4-8	กราฟแสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นช่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียบกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุท	42
4-9	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอกการิทึมโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสองอินพุทซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยจำนวน	43
4-10	ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า pH เทียบกับค่าสหสัมพันธ์	44
4-11	ความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมิน pH ของผู้ป่วยในเลือดเทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย	45

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มา และความสำคัญของงานวิจัย

ภาวะความเป็นกรดต่างในระบบไหลเวียนเลือดเป็นค่าที่บ่งชี้กระบวนการสร้าง และสลายสารของร่างกาย ทำให้เข้าใจถึงการทำงานของระบบต่างๆ ที่เกิดขึ้นภายในร่างกายได้ ค่าภาวะความเป็นกรดต่างสามารถนำมาวิเคราะห์ และประเมินการรักษาผู้ป่วย หากเมื่อภาวะความเป็นกรดต่างมีความผิดปกติ ร่างกายมีกลไกพื้นฐานในการควบคุม ภาวะความเป็นกรดต่าง เพื่อให้หน่วยพื้นฐานของร่างกายสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งจะทำให้การขับสารออกทางการหายใจหรือขับสารออกทางไต แต่ถ้าหากกระบวนการขับออกของสารนั้นยังให้ภาวะความเป็นกรดต่างไม่กลับคืนสู่สภาวะปกติ ทำให้ความผิดปกติของสภาวะความเป็นกรดต่างเข้าสู่ระยะเรื้อรัง [13][14] โดยจะแยกเป็น 2 สภาวะคือ

1. สภาวะเป็นกรด (acidosis) pH น้อยกว่า 7.35 เป็นภาวะที่โลหิตมีปริมาณไบคาร์บอเนตมากกว่า จะบอกถึงพยาธิสภาพของร่างกายได้ เช่น

- การอุดตันในทางเดินหายใจ การตั้งอัตราหายใจของเครื่องช่วยหายใจน้อยกว่าปกติ
- ท้องเดินอย่างรุนแรง
- ภาวะช็อกจากการออกกำลังกาย
- ภาวะโลหิตเป็นพิษ
- เป็นต้น

2. สภาวะเป็นด่าง (alkalosis) pH มากกว่า 7.45 ภาวะที่โลหิตมีปริมาณไบคาร์บอเนตน้อยกว่าปกติ จะบอกถึงพยาธิสภาพของร่างกายได้ เช่น

- เกิดก่อนเนื่องอภิวณสมอง
- ภาวะเครียด ภาวะพร่องออกซิเจน
- ภาวะติดเชื้อมีเลือดอย่างรุนแรง
- โรคตับ
- การตั้งค่าอัตราการหายใจของเครื่องช่วยหายใจมากกว่าปกติ
- ได้รับด่างจากภายหลังการได้รับเลือดปริมาณมาก
- การได้รับอินซูลิน
- เป็นต้น

เนื่องจากค่าความเป็นกรดในเลือดช่วยในการประเมินสถานะทางเดินหายใจและการเผาผลาญของผู้ป่วยจึงให้ข้อมูลที่สำคัญหลายอย่างเกี่ยวกับผู้ป่วยดังนั้นจึงเป็นเรื่องสำคัญสำหรับการใช้งานทางคลินิกที่หลากหลาย โดยปกติแล้วการวัดค่าความเป็นกรด – ด่างโดยการใส่เลือดในปริมาณที่พอเหมาะ

หลอดชนิดยา ไปยังเครื่องวิเคราะห์ความดันโลหิต (BGA) หรือวัดโดยตรงในกระแสเลือดโดยใช้เซนเซอร์ pH แบบอินไลน์ ทั้งสองวิธีมีภาวะกับข้อบกพร่องเครื่องวิเคราะห์แก๊สเลือดต้องใช้เวลา และไม่ต่อเนื่อง ในขณะที่เซนเซอร์เลือดแบบอินไลน์อาจปนเปื้อนเลือด อีกทั้งการวิเคราะห์ค่าค่าพารามิเตอร์ pH ที่มีอยู่ในเลือดได้ต้องมีการใช้น้ำยาข้อมสารในเลือดเพื่อประมวลผลเลือด โดยปริมาณน้ำยาหนึ่งถุงนั้นสามารถวิเคราะห์เลือดได้อย่างจำกัด ต้องทำการจัดซื้อน้ำยาใหม่ ทำให้ผู้ป่วยเปลืองงบประมาณที่ต้องใช้ในการรักษาเพิ่มขึ้น อีกทั้งการวิเคราะห์เลือดในแต่ละครั้งต้องทำการล้างเครื่องทุกครั้ง ทำให้เกิดของเสียที่มีมลพิษต่อสิ่งแวดล้อมอีกด้วย

ในปัจจุบันได้มีการวิเคราะห์ค่าภาวะความเป็นกรดด่าง (pH) ในเลือด [2][3][4][5][6][8][12] ในหลากหลายลักษณะเช่น วิธีการวัดแบบเชิงแสง[1][2][3][4][5][6][10][11][12] วิธีการวัดแบบขั้วประจุ [9] และพัฒนาสารตั้งคราะห์ในการข้อมเลือด[2][9] ซึ่ง ใช้กระบวนการเชิงคณิตศาสตร์ในการวิเคราะห์เช่น แบบ statistical [1][3] 95% analytical performance limit [2] partial least-squares analysis[4][6] และ Linear regression analysis [5] ในการหาความสัมพันธ์ของค่าพารามิเตอร์ที่มีอยู่ในเลือด ซึ่งจากการศึกษางานวิจัย หน้าที่พบปัญหาในเรื่องของเครื่องมือที่มาเป็นแหล่งกำเนิดแสงที่มีราคาที่สูง ใช้พลังงานจากไฟฟ้าในการให้แสงในปริมาณที่สูง และออกแบบให้มีลักษณะเฉพาะในการวัดให้เหมาะสมกับสารเคมีที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้ศึกษาการเปรียบเทียบผลของการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ในเลือดคือ pH เมื่อเทียบกับผลที่ได้เครื่องมือมาตรฐานของโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ ซึ่งปราศจากการใช้น้ำยาข้อมสารในเลือด โดยใช้เทคนิคเชิงแสงในการหาความสัมพันธ์ระดับ pH ของเลือดในหลอดชนิดยาวิธีการทางสเปกโตรสโกปี ซึ่งใช้แสงย่านที่สายตามองเห็น (visible spectrum) และ ย่านใกล้อินฟราเรด (near infrared spectrum) สักยภาพในการตอบสนองเกณฑ์ทั้งหมดและมีการใช้ความจำเพาะและความไวที่น่าพอใจ โดยเทคนิคทางสเปกโตรสโกปีและเป็นเทคนิคที่รู้จักกันดีสำหรับการประยุกต์ใช้ทางคลินิกที่หลากหลาย รวมถึง ง่ายต่อการเตรียมตัวอย่าง, มีความรวดเร็วในการวัดค่า, การตรวจสอบเป็นแบบไม่ทำลายตัวอย่างที่นำมาตรวจสอบ และ ไม่ก่อให้เกิดมลภาวะเป็นพิษต่อสิ่งแวดล้อม ทำให้ลดต้นทุนในการดูแลรักษาสภาพแวดล้อมเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการวิเคราะห์ด้วยวิธีทางด้านเคมี

1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย

1.2.1 W. G. Zijlstra และ A. Buursma, “Spectrophotometry of Hemoglobin: Absorption Spectra of Bovine Oxyhemoglobin, Deoxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin”, Comparative Biochemistry and Physiology Part B: Biochemistry and Molecular Biology, pp. 743–749, 1997 [1]

บทความนี้ศึกษาคุณสมบัติของฮีโมโกลบินของวัวโดยตั้งค่าปริมาณของเหล็กในเลือดให้มีปริมาณเท่ากับของมนุษย์ เพื่อสังเกตค่าสเปกตรัมการดูดแสงในเลือดจากนั้นนำมาวิเคราะห์เปรียบเทียบฮีโมโกลบินของวัวกับมนุษย์ งานวิจัยนี้ทำการประเมินค่า Oxyhemoglobin (O₂Hb), Deoxyhemoglobin

(HHb), Carboxyhemoglobin (COHb) and Methemoglobin (HbHi) ใช้แสงจากเครื่องสเปกโตรสโคปีที่มีช่วงความถี่ของคลื่นอยู่ระหว่าง 450-1000 nm จากนั้นใช้ค่าทางสถิติในการหาความแตกต่างระหว่างฮีโมโกลบินของมนุษย์และวัว ใช้ค่า rho น้อยกว่า 0.05 ซึ่งค่าจากการผลทดลองบอกได้ถึงความแตกต่างของค่าฮีโมโกลบินในเลือด ($O_2Hb, HHb, COHb, HbHi$) ค่าเหล่านี้สามารถนำมาพิจารณาในการวิเคราะห์ค่า pH ได้ โดยค่า HbHi เป็นค่าที่เหมาะสมในการบอกความสัมพันธ์ในการวิเคราะห์ pH ได้ดีกว่าค่าอื่น เมื่อค่า pH ต่ำค่า HbHi มีค่าสูง แต่เมื่อ pH สูงค่า HbHi มีค่าต่ำ แสดงว่า pH มีความสัมพันธ์แบบผกผันกับค่า HbHi ในเลือด

อย่างไรก็ตามบทความนี้มีการใช้ของแหล่งกำเนิดแสงแบบเครื่องสเปกโตรสโคปีซึ่งราคาของเครื่องมือราคาที่สูงอีกทั้งวิธีการนี้ไม่ได้เปรียบเทียบกับวิธีมาตรฐานที่ดีในการวิเคราะห์ค่า

1.2.2 N. Boalth, J. Wandrup, L. Larsson, P. A. Frischauf, F. C. Lundsgaard, W. L. Andersen, N.-H. Jensen, R. Singer, C. P. Troldborg และ G. Lunding, "Blood Gases and Oximetry: Calibration-Free New Dry-Chemistry and Optical Technology for Near-Patient Testing", Clinica Chimica Acta, , pp. 225–233, 2001 [2]

บทความนี้นำเสนอการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ในเลือด (pCO_2, pO_2, pH) จากการพัฒนากระบวนการย้อมสารเคมีและการวัดด้วยวิธีเชิงแสง ซึ่งสามารถแยกการวิเคราะห์เป็นสามส่วนประกอบด้วยส่วนที่หนึ่งการวิเคราะห์ pCO_2 วิธีนี้ใช้การส่องแสงอินฟราเรดแบบส่องผ่าน (transmission) ที่ดูดกลืนแสงจาก LED ช่วงความถี่ 4,228- 4,308 nm ส่วนที่สองการวิเคราะห์ pO_2 วิธีนี้ทำการย้อมสารเรืองแสง (phosphorescent dye) ผสมกับเลือดเพื่อดูค่าการสะท้อนจากสารเรืองแสงที่ให้การส่องแสงจาก LED ในช่วงความถี่ 519 nm และส่วนที่สามการวิเคราะห์ pH วิธีนี้ทำการย้อมสารย้อม azo-dye color เพื่อดูค่าการดูดกลืนแสงจาก LED ช่วงความถี่ 470-670 nm จากนั้นนำผลที่ได้มาทำการเปรียบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน โดยใช้กระบวนการเชิงสถิติแบบ 95% analytical performance limit

อย่างไรก็ตามบทความนี้มีการใช้สารเคมีในการย้อมเลือดเพื่อให้วิเคราะห์เหมาะสมกับ LED ที่ได้ผลิตขึ้นมาเฉพาะ และการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์แต่ละค่าแยกวิธีวัดให้มีความยุ่งยากในการเตรียมสารตัวอย่าง

1.2.3 J. Lee, J. G. Kim, S. B. Mahon, D. Mukai, D. Yoon, G. R. Boss, S. E. Patterson, G. Rockwood, G. Isom และ M. Brenner, "Noninvasive Optical Cytochrome C Oxidase Redox State Measurements Using Diffuse Optical Spectroscopy", J. Biomed. Opt, pp. 055001–055001, 2014 [3]

บทความนี้ศึกษาการตอบสนองของ cyanide (CN) ในสัตว์ในรูปแบบของ diffuse optical spectroscopy (DOS) ใช้วัดค่า การลดของ cytochrome c oxidase (CcO) ที่กล้ามเนื้อได้รับและค่าของฮีโมโกลบินคือ Oxyhemoglobin และ Deoxyhemoglobin งานวิจัยนี้ใช้แสงจาก tungsten-halogen ในช่วง

ของคลื่นความถี่ที่ 650-1000 nm โดยทำการสนใจใน 5 ช่วงคลื่นคือ 660, 685, 786, 822, 852 nm ซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์ค่า Oxyhemoglobin และ Deoxyhemoglobin เพื่อพิจารณาค่าพารามิเตอร์ในเลือดคือ pO_2 , pH, Base excess (BE) โดยใช้ค่าเชิงสถิติในการหาความถูกต้องของค่าที่มาพิจารณา พบว่าขณะที่ทำการป้อนสารพิษ CN ให้กับสัตว์ทดลองค่าของ Deoxyhemoglobin มีค่าเพิ่มขึ้น และค่า Oxyhemoglobin มีค่าลดลง ซึ่งพบว่าค่าของ pH ในเลือดมีการลดลงอย่างต่อเนื่องจากภาวะปรกติในช่วงเวลาที่ได้ทำการป้อนสารพิษ CN ให้กับสัตว์ทดลอง แสดงว่า pH มีความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกับค่า Deoxyhemoglobin แต่มีความสัมพันธ์แบบแปรผันตรงกับ Oxyhemoglobin

อย่างไรก็ตามบทความนี้ได้ทำการทดลองโดยป้อนสารพิษเข้าไปในตัวสัตว์ส่งผลต่อข้อมูลด้านจริยธรรม แหล่งกำเนิดแสงให้หลอด tungsten-halogen โดยหลอดไฟชนิดนี้การได้มาของช่วงคลื่นแสงนั้นต้องผ่านตัวกรองแสงที่ให้ค่าคลื่นแสงที่ต้องการอีกทั้งหลอดไฟประเภทนี้มีการใช้พลังงานไฟฟ้าในการกำเนิดแสงในปริมาณที่สูง อีกทั้งวิธีการนี้ไม่ได้เปรียบเทียบกับวิธีมาตรฐานที่ดีในการวิเคราะห์ค่า

1.2.4 N. A. Rosen, W. E. Charash และ E. F. Hirsch, “Near-Infrared Spectrometric Determination of Blood pH”, *J. Surg. Res.*, pp. 282–286, AUG. 2002 [4]

บทความนี้นำเสนอการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ในเลือดคือ (pCO_2 , pO_2 , pH, HCO_3^-) โดยวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของ pH กับค่า pO_2 และ ค่า HCO_3^- ซึ่งวิธีนี้ใช้การดูคลื่นของแสงช่วงคลื่นความถี่ 600-2200 nm จากเครื่องสเปกโตรสโคปี เป็นตัวบ่งชี้ค่า โดยมีค่า pH อยู่ในช่วง 6.8-7.6, ปริมาณความเข้มข้นของออกซิเจน อยู่ในช่วงระหว่าง 39.6-99.4% และปริมาณ HCO_3^- อยู่ในช่วง 8.1-28.3 mmol/L จากนั้นนำค่าที่ได้มาทำการเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐาน โดยใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์แบบ กำลังสองน้อยที่สุดบางส่วน (partial least-squares analysis) ผลการวิเคราะห์ที่ได้แสดงด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient) ของ pH เป็น 0.936 จากการทดลองพบว่าในช่วงคลื่นความถี่ย่านใกล้อินฟราเรดค่าของฮีโมโกลบินมีการเปลี่ยนแปลงทำให้สามารถประเมินค่าของ pH ได้อย่างมีนัยสำคัญ

อย่างไรก็ตามบทความนี้มีการใช้ของแหล่งกำเนิดแสงแบบเครื่องสเปกโตรสโคปีซึ่งราคาของเครื่องมีราคาที่สูง อีกทั้งยังมีการผสมของสารกรดไฮโดรคลอริก (HCL) และ โซเดียมไฮดรอกไซด์ (NaOH)

1.2.5 W. Jin, L. Wu, Y. Song, J. Jiang, X. Zhu, D. Yang and C. Bai, “Continuous Intra-Arterial Blood pH Monitoring by a Fiber-Optic Fluorosensor”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1232–1238, 2011 [5]

บทความนี้นำเสนอการวิเคราะห์ potential of hydrogen (pH) ของกระต่ายโดยการพัฒนาเส้นใยนำแสงที่ใช้วัดค่า pH เข้าไปในสิ่งมีชีวิตเพื่อวัดค่าให้ได้แบบต่อเนื่อง ซึ่งใช้การดูคลื่นแสงแบบส่องผ่าน (transmission) คลื่นความถี่กระตุ้นที่ 395 nm และให้ค่าการสะท้อนสูงสุดที่ 510 nm โดยใช้แสงจาก LED ที่ผ่านการย้อม Fluorescent dye มีค่า pH อยู่ระหว่าง 6.8-8.0 จากนั้นนำค่าที่ได้มาทำการเปรียบเทียบกับ

เครื่องมาตรฐาน โดยใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์แบบ การวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (Linear regression analysis) ผลการวิเคราะห์ที่ได้แสดงด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient) ของ pH เป็น 0.93 ซึ่งปัจจัยสำคัญของการทำให้เส้นโยนาแสงมีความเข้มของแสงมากหรือน้อยคือออกซิเจน โดยการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของความเข้มแสงส่งผลต่อค่า pH

อย่างไรก็ตามบทความนี้มีการใช้สารเคมีในการย้อมเลือดเพื่อให้วิเคราะห์เหมาะสมกับ LED ที่ได้ผลิตขึ้นมาเฉพาะ อีกทั้งยังทำการทดลองในตัวสัตว์ส่งผลต่อข้อมูลด้านจริยธรรม

1.2.6 Maynard, J. D. (2005, Sep 13). Determination of pH including Hemoglobin Correction. United States Patent. [6]

บทความนี้ศึกษาเครื่องมือและกระบวนการในการพิจารณาค่า pH ในเลือด โดยกำหนดคลื่นอินฟราเรด และความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน (Hb) ของตัวอย่างเลือด ในการวิเคราะห์ค่านี้ใช้แสงจากหลอด tungsten-halogen ในช่วงของความถี่คลื่นระหว่าง $5860-11500\text{ cm}^{-1}$ ได้ทำการวิเคราะห์ออกมาเป็นค่าพารามิเตอร์ในเลือดดังนี้ partial pressure of oxygen (pO_2) ,potential of hydrogen (pH) ,partial pressure carbon dioxide (pCO_2) และความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน (Hb) โดยใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์วิธี ตัวแบบกำลังสองน้อยที่สุด (partial least-squares analysis) ในการเทียบค่าที่วัดได้จริงกับเครื่องมือมาตรฐาน และเทียบหาความสัมพันธ์ระหว่าง pH กับค่า pCO_2 , pO_2 และฮีโมโกลบิน (Hb) บอกได้ว่า ความเข้มข้นของฮีโมโกลบินสามารถเป็นตัวบ่งชี้ค่าของ pH ในเลือดได้ดี

1.2.7 M. R. Raoufy, P. Eftekhari, S. Gharibzadeh และ M. R. Masjedi, “Predicting Arterial Blood Gas Values from Venous Samples in Patients with Acute Exacerbation Chronic Obstructive Pulmonary Disease Using Artificial Neural Network”, J Med Syst, p. 483–488, NOV. 2009.[7]

บทความนี้ทำการศึกษาโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) นำมาทำนายค่าก๊าซในเลือด (pH, pCO_2 , HCO_3^- , pO_2 และ ความอิ่มตัวของออกซิเจน (O_2 saturation)) โดยใช้การเรียนรู้แบบป้อนกลับ (Back Propagation) ซึ่งทำการเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยเป็นจำนวน 106 จากนั้นทำการสร้างโมเดลเพื่อให้ได้ซึ่งข้อมูลของค่าก๊าซในเลือดแบ่งออกเป็น 5 โมเดลด้วยกันซึ่งในแต่ละโมเดลนั้นมีอินพุตหลายอินพุตด้วยกันแต่เอาที่พุดมีแค่เอาที่พุดเดียวเนื่องด้วยต้องมีการปรับของชั้นของชั้นซ่อนของแต่ละค่ามีความแตกต่างกัน ในแต่ละโมเดลจะประกอบด้วยชุดข้อมูล train จำนวน 80 ข้อมูลและชุด test จำนวน 26 ข้อมูล โดยใช้ โปรแกรมสำเร็จจาก MATLAB นำผลของค่าก๊าซที่ได้จากโครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับ การวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น ผลที่ได้คือ โครงข่ายประสาทเทียมทำนายค่าก๊าซในเลือดได้แม่นยำกว่า

อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ไม่บ่งชี้ถึงประเภทของค่าอินพุตที่นำมาวิเคราะห์ในระบบและไม่บ่งบอก การเทียบเคียงค่าที่ได้จากแต่ละโมเดลกับเครื่องมือมาตรฐาน

1.2.8 Chii-Wann Lin และ Joseph C. LaManna,” Quantitative measurement of two-component pH-sensitive colorimetric spectra using multilayer neural networks”, Biol. Cybern. 67, pp.303-308 ,1992[7]

บทความนี้ทำการศึกษาการพัฒนาวิธีการประมวลสัญญาณ และการประมวลผลที่เร็วขึ้น สำหรับการประยุกต์ใช้สเปกโตรโฟโตมิเตอร์ในร่างกาย และในหลอดทดลองที่มีการเลี้ยงเบนของสเปกตรัมผิบบน โดยจะตีความเชิงปริมาณมากขึ้น โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้นร่วมกับฟังก์ชันซิกมอยด์ซึ่งนำค่าสเปกตรัมระหว่าง 375 และ 675 nm กับค่า pH ที่เกิดจากการวัดด้วยไมโครสเปกโตรของสีย้อมสีแดงมาวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ให้เงื่อนไขตามที่เราได้ตั้งไว้ ซึ่งผลการจำลองแสดงให้เห็นว่าคุณสมบัติของสเปกตรัมอินพุตที่ได้รับการระบุ และจัดเก็บไว้ในเมทริกซ์ของอินพุตและเลเยอร์ชั้นซ่อน จากนั้นสอนข้อมูลให้ทำนายค่า pH ของสเปกตรัมที่ไม่รู้จัก โดยวิธีนี้สามารถนำมาใช้กับการประมวลผลความไวของข้อมูล และการร่วมกันของข้อมูลหลายจำนวนสำหรับการวัดเชิงปริมาณ

1.2.9 Luca Ferrari, Luigi Rovati, Paola Fabbri, Francesco Pilati. “Continuous haematic pH monitoring in extracorporeal circulation using a disposable fluorescence sensing element”, Journal of biomedical Optics, vol.18, pp. 027002, Feb. 2013

บทความนี้นำเสนอตัวบ่งชี้การวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบสถานะ pH ของผู้ป่วยภายในขอบเขตที่ยอมรับได้ในระบบการไหลเวียนเลือดภายนอกร่างกาย โดยใช้อุปกรณ์ต้นแบบในการตรวจจับการฉายแสงแบบใช้แล้วทิ้งที่สัมผัสกับเลือดโดยตรง ซึ่งความเข้มของการฉายแสงนั้นเกี่ยวข้องกับค่า pH ของเลือด ซึ่งการทดลองในหลอดทดลองแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างระหว่างค่าวิเคราะห์ของเครื่องตรวจวิเคราะห์ก๊าซกับการอ่านค่าของเซนเซอร์ หลังจากการสอบเทียบที่ถูกต้องแล้วจะให้ค่าความสัมพันธ์ของ $R > 0.9887$ และข้อผิดพลาดในการวัดต่ำกว่า 3% ของช่วง pH ที่น่าสนใจเทียบกับเครื่องวิเคราะห์ก๊าซในเชิงพาณิชย์

ตารางที่ 1-1 สรุปการทบทวนบทความวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย

Author	Bio parameter	In vitro	In vivo	Optical sensor	pH sensor	Dye solution	Environmental
W. G. Zijlstra[1]	O ₂ Hb, HHb, COHb, HbHi	-	✓	✓	-	✓	-
N. Boalth[2]	pH,pCO ₂ , HCO ₃ ⁻ ,pO ₂	✓	-	✓	✓	✓	-
J. Lee[3]	pH,pO ₂	-	✓	✓	-	-	✓
N. A. Rosen[4]	pH	-	✓	✓	-	✓	-
W. Jin[5]	pH	-	✓	✓	-	✓	-
Maynard[6]	pH	-	✓	✓	-	-	✓
M. R. Raoufy[7]	pH,pCO ₂ , HCO ₃ ⁻ ,pO ₂	✓	-	✓	✓	✓	-
Chii-Wann Lin[8]	pH	✓	-	-	✓	✓	-
Luca Ferrari[9]	pH	✓	✓	✓	-	✓	-
This thesis	pH	✓	-	✓	-	-	✓

1.3. วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.3.1 เพื่อเปรียบเทียบผลของการวิเคราะห์ค่า pH เมื่อเทียบกับผลที่ได้เครื่องมือมาตรฐานของโรงพยาบาล

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ผลของการวิเคราะห์ค่า pH เมื่อเทียบกับผลที่ได้เครื่องมือมาตรฐานของโรงพยาบาล

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1.5.1 ใช้แหล่งกำเนิดเป็นแสง LED ที่มีช่วงความยาวคลื่นของแสงที่ตามองเห็น (visible spectrum) ถึงช่วงความยาวคลื่นใกล้อินฟราเรด (near infrared spectrum) โดยใช้เทคนิคเชิงแสง

1.5.2 ใช้ข้อมูลตัวอย่างเลือดจากห้องวิเคราะห์ค่าก๊าซในเลือดของโรงพยาบาลสงขลา นครินทร์

1.5.3 ใช้วิธีการโครมกราฟีประสาทเทียมในการวิเคราะห์เพื่อช่วยในการหาค่าความสัมพันธ์ของข้อมูลเชิงแสงที่สะท้อนมาจากเลือดในหลอดชนิดยา กับค่า pH

บทที่ 2

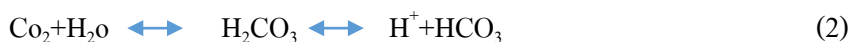
ทฤษฎี และหลักการ

2.1 พยาธิสภาพของ pH

เลือดเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันซึ่งสร้างขึ้นประมาณ 7% ของน้ำหนักตัวของมนุษย์เลือดให้เส้นทางการสื่อสารระหว่างเซลล์ของส่วนต่างๆ ของร่างกายที่แตกต่างกันและสภาพแวดล้อมภายนอก และจึงเป็นสิ่งสำคัญต่อการทำงานของร่างกาย ออกซิเจนจะถูกถ่ายโอนไปกับเลือดจากปอดไปยังเนื้อเยื่อ และคาร์บอนไดออกไซด์จากเนื้อเยื่อไปยังปอดซึ่งจะถูกขับออกมา ค่าความเป็นกรด – ด่างของเลือดมีผลต่อการปลดปล่อยออกซิเจนจากเฮโมโกลบิน และต้องมีการควบคุมเพื่อคงความสามารถของร่างกายตามปกติ มาตรฐานวัดค่า pH เป็นมาตรฐานมาตรฐานสำหรับการวัดไอออนของไฮโดรเจนในสารละลาย และถูกกำหนดโดยสมการ(1)

$$\text{pH} = -\log[\text{H}^+] \quad (1)$$

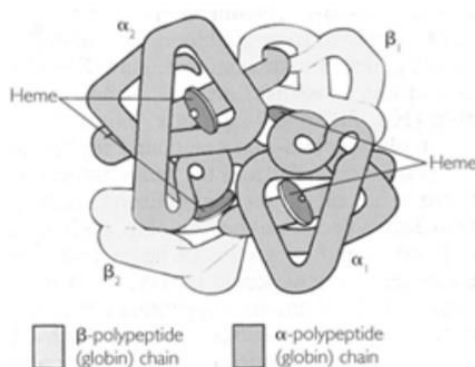
ค่า pH ของของเหลวในร่างกายแตกต่างกันไปเล็กน้อย แต่ส่วนใหญ่ของเหลวในร่างกายใกล้เคียงกับความเป็นกลาง และค่า pH จะต้องอยู่ในช่วงแคบเพื่อรักษาความสามารถของเซลล์ตามปกติ เนื่องจากกรด และด่างที่รุนแรงจะทำลายเนื้อเยื่อที่อาศัยอยู่ การตรวจวัดค่า pH ของเนื้อเยื่อจึงเป็นเรื่องสำคัญสำหรับการใช้งานทางคลินิกที่หลากหลาย เลือดค่า pH ทั่วไปอยู่ระหว่าง 7.35 ถึง 7.45 โดยทั่วไปแล้ว อวัยวะและสารชีวเคมีจะถูกรบกวน ถ้าค่า pH อยู่ในช่วงแคบนี้และความตายอาจเกิดขึ้นได้หากค่า pH ลดลงต่ำกว่า 6.8 หรือสูงกว่า 7.8 เพื่อป้องกันการทำลายอวัยวะ และรักษาความสมดุลระหว่างกรด และด่างในร่างกายเลือดให้มีระบบบัฟเฟอร์ที่มีประสิทธิภาพซึ่งปอด และไตเป็นอวัยวะที่สำคัญในการเก็บบัฟเฟอร์ ปอดทำงานเป็นตัวควบคุมที่สำคัญโดยการขับคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย ความเข้มข้นของไฮโดรเจนไอออนจะเพิ่มขึ้นตามคาร์บอนไดออกไซด์อันเป็นผลมาจากปฏิกิริยากับน้ำโดยสมการ(2)



เมื่อระดับของไฮโดรเจนสูงขึ้นในเลือดจะถูกตรวจพบในสมองซึ่งจะช่วยกระตุ้นการหายใจ และการขับถ่ายของคาร์บอนไดออกไซด์ที่ทำให้เกิดการลดลงของไฮโดรเจน การหายใจก็ลดลงหากสมองตรวจพบระดับของไฮโดรเจนลดลง และระดับของคาร์บอนไดออกไซด์จะเพิ่มขึ้นและไฮโดรเจนจะเพิ่มขึ้น ทำให้ค่า pH กลับมาเป็นปกติ ไตควบคุมค่าความเป็นกรดในเลือดโดยควบคุมการขับถ่ายของไฮโดรเจน และไบคาร์บอเนตไอออน การขับถ่ายของไฮโดรเจนไอออนจะเพิ่มขึ้นหากค่า pH ลดลงและระดับไบคาร์บอเนตคงที่ในขณะที่ค่าความเป็นกรด – ด่างจะเพิ่มขึ้น

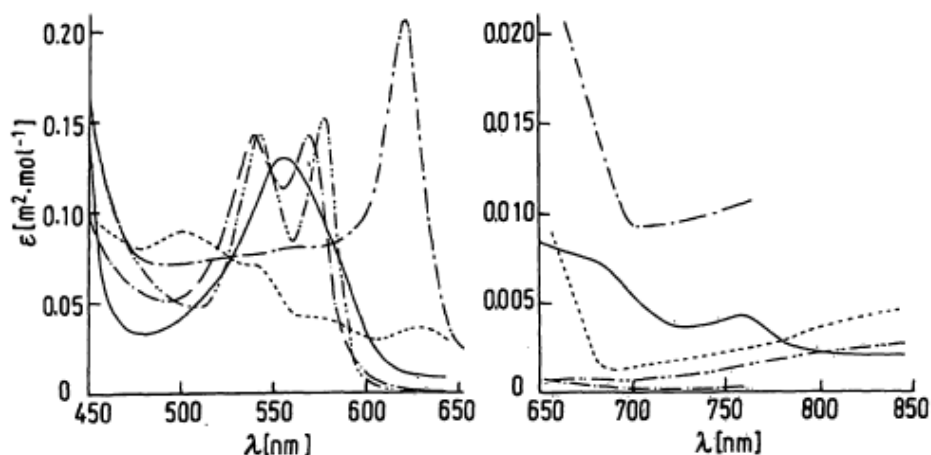
2.2 คุณสมบัติทางแสงของเลือด

สำหรับการคำนวณค่า pH ของเลือดด้วยการใช้สเปกโทรสโกปีมองเห็นได้ความรู้เกี่ยวกับคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อนั้นมีความสำคัญ ลักษณะการดูดซึมของเลือดที่ถูกฉายแสงด้วยคลื่นย่านใกล้อินฟราเรด ส่วนใหญ่เกิดจากการดูดซึมฮีโมโกลบินเนื่องจากเป็นตัวดูดซับแสงอินฟราเรดหลักในเลือด ฮีโมโกลบินเป็นโปรตีนขนาดใหญ่ที่ซับซ้อนประกอบด้วยมีกลุ่ม heme ลีกลุ่ม ซึ่งประกอบด้วยอะตอมของเหล็กที่อยู่ตรงกลางสามารถจับออกซิเจนได้ โมเลกุลออกซิเจนที่จับตัวนี้จะพบในเม็ดเลือดแดง (เซลล์เม็ดเลือดแดง) ในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม และมีความสามารถในการยึดเกาะของโมเลกุลออกซิเจนสี่ตัว และถือว่าเป็นอัมตัมเมื่อกลุ่ม heme ทั้งหมดมีโมเลกุลของออกซิเจน ความสามารถในการจับตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจะเพิ่มขึ้นตามโมเลกุลของออกซิเจนที่ถูกผูกไว้ทำให้ออกซิเจนกับฮีโมโกลบินเกิดการเปลี่ยนแปลงตามโครงสร้างโครงสร้างโปรตีนของโมเลกุลภาพประกอบที่ 2-1 แสดงโครงสร้างของฮีโมโกลบินที่มีกลุ่ม heme



ภาพประกอบที่ 2-1 โครงสร้างของฮีโมโกลบิน[10]

ไอออนของไฮโดรเจนในเลือดไม่ดูดซับแสงในบริเวณ NIR โดยตรงเนื่องจากไม่มีแถบดูดซับของตัวเองในบริเวณนี้ ไอออนเหล่านี้ทำปฏิกิริยากับฮีโมโกลบินและเปลี่ยนแปลงโครงสร้างตติยภูมิทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสเปกตรัมอินฟราเรดซึ่งก็คือการเปลี่ยนแปลงของค่าความเป็นกรด - ด่างในโครงสร้างฮีโมโกลบินทำให้ผลการเปลี่ยนแปลงในสเปกตรัมของการดูดซึมในบริเวณ NIR สเปกตรัมของฮีโมโกลบินจะเปลี่ยนแปลงไปในทิศทางที่มากขึ้นโดยความอัมตัมของออกซิเจนของโมเลกุล ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้วิธีการสอบเทียบหลายตัวแปรเพื่อหาจำนวนผลกระทบของไอออนไฮโดรเจน สเปกตรัมการดูดกลืนขององค์ประกอบหลักของฮีโมโกลบินแสดงดังภาพประกอบที่ 2-1



ภาพประกอบที่ 2-2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของโดยองค์ประกอบหลักของฮีโมโกลบิน[1]

จากภาพประกอบที่ 2-2 บอกถึงการดูดซับแสงที่ความยาวคลื่นที่แตกต่างกันมีคุณสมบัติทางกายภาพพื้นฐานที่ใช้สำหรับการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจน ซึ่งความอิ่มตัวของออกซิเจนเป็นค่าที่ใช้อธิบายถึงขอบเขตที่เลือดถูกให้ออกซิเจน โดยเฉพาะ ระดับความเป็นกรด – ด่างและคาร์บอนไดออกไซด์มีผลต่อความสัมพันธ์ของฮีโมโกลบินกับออกซิเจน และความเข้มข้นของ HbCO ความเข้มข้นที่เพิ่มขึ้นของไฮโดรเจนไอออน และ HbCO ช่วยเพิ่มการปล่อยออกซิเจนจากฮีโมโกลบินในเลือดทำให้ค่าความเป็นกรด – ด่างเปลี่ยนแปลงไปความสัมพันธ์ระหว่างออกซิเจนกับฮีโมโกลบินทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสเปกตรัม

2.3 หลักการของสเปกโทรสโกปี

สเปกโทรสโกปีได้แสดงให้เห็นว่าเป็นวิธีที่มีประโยชน์ในการตรวจวัดความแปรปรวนของค่า pH ในเลือด เป็นเทคนิคที่ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติที่สารประกอบต่างๆดูดซับแสงได้ที่ความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน การดูดซับแสงทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงระหว่างระดับพลังงานที่ไม่ต่อเนื่องของวัสดุดูดซับอันเนื่องมาจากปฏิสัมพันธ์ระหว่างโมเลกุลและแสงที่เกิดขึ้น เมื่อโฟตอนถูกดูดซับ โมเลกุลดูดซับจะมีพลังงานสูงขึ้น ความแตกต่างของพลังงานเท่ากับความยาวคลื่นของแสงที่ดูดซับ และขึ้นอยู่กับความยาวคลื่นซึ่งเป็นสัดส่วนกับพลังงานโฟตอนทั้งการเปลี่ยนแปลงทางอิเล็กทรอนิกส์หรือการสั่นของโมเลกุลที่ดูดซับจะเกิดขึ้น ซึ่งส่งผลให้ความเข้มลดลงของลำแสงที่เกิดขึ้นและสัญญาณเอาท์พุทที่มีสเปกตรัมที่แสดงความเข้มเป็นฟังก์ชันของความยาวคลื่นสามารถบันทึกได้ โดยสารประกอบที่สนใจนั้นทำให้คัดเลือกความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมเพื่อให้ได้เพื่อให้ได้ข้อมูลเกี่ยวกับโครงสร้างและสมบัติของสารประกอบที่ได้รับ ซึ่งในช่วงของความยาวคลื่นระหว่าง 400-850 nm ที่อยู่ในย่านคลื่นแสงที่สายตามองเห็นถึงย่านคลื่นใกล้อินฟราเรดนั้นตอบสนองต่อลักษณะของสารประกอบที่สนใจ อีกทั้งหลักการของสเปกโทรสโกปีสามารถออกแบบเครื่องมือต้นแบบในต้นทุนที่ต่ำ และข้อได้เปรียบหลักคือประยุกต์การวัดแบบไม่รุกรานผู้ป่วย ซึ่งหลักการ

ของสเปกโทรสโกปีเป็นเทคนิคที่มีความยืดหยุ่น เพราะสามารถรวมเข้ากับอุปกรณ์ต่างๆ ได้ง่ายขึ้นอยู่กับตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์

2.4.1 รูปแบบการวิเคราะห์ตัวอย่างของเทคนิคเชิงแสง

แสง เมื่อผ่านไปยังตัวอย่างจะเกิดการกระทำกับสารได้หลายแบบควรมีการจัดวางตัวอย่างในการใช้เทคนิคเชิงแสงเพื่อให้ได้สเปกตรัมที่สัมพันธ์กับปริมาณค่าทางเคมีที่สนใจ ได้แก่

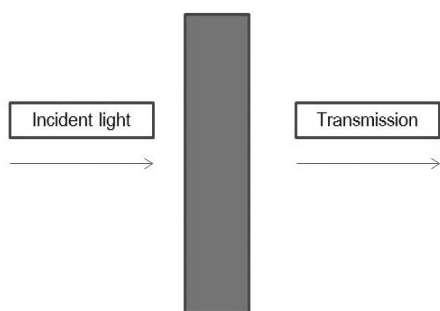
1. Transmission เป็นการวัดปริมาณแสงที่ผ่านออกมาในด้านตรงกันข้ามกับด้านที่แสงตกกระทบดังภาพประกอบที่ 2-3

2. Reflection เป็นวิธีการวัดปริมาณแสงแบ่งตามลักษณะดังนี้

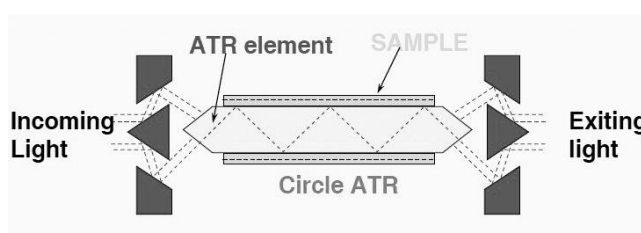
2.1 Attenuated Total Reflection (ATR) จะเป็นเทคนิคการสะท้อนของลำแสงผ่านเข้ามายังตัวอย่าง ก็จะเกิดการหักเหขึ้นภายในระหว่างตัวอย่างกับ คริสตอล ที่มี refractive index สูงกว่าตัวอย่าง ทั้งนี้ก็เพราะว่าให้ค่ามุมตกกระทบมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับมุมวิกฤต เพื่อให้เกิดการสะท้อนกลับหมดของแสง ภาพประกอบที่ 2-4

2.2 Specular reflection แสงตกกระทบที่พื้นผิวของตัวอย่าง วัดปริมาณแสงที่สะท้อนออกโดยมีลักษณะการสะท้อนแสงที่สมบูรณ์ ภาพประกอบที่ 2-5

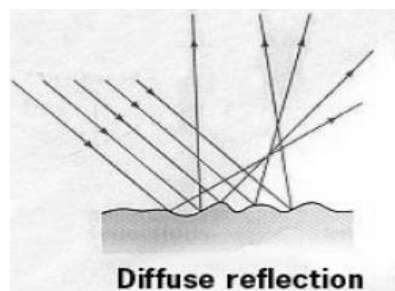
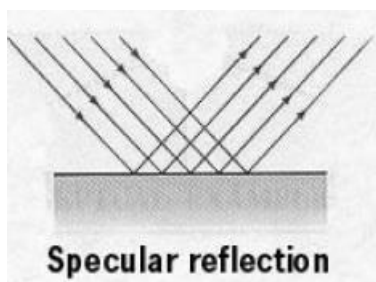
2.3 Diffuse reflection การวัดแสงที่สะท้อนหรือกระทบตัวกลางที่มีพื้นผิวไม่เรียบและกระจายทิศทางการสะท้อน ภาพประกอบที่ 2-6



ภาพประกอบที่ 2-3 Transmission



ภาพประกอบที่ 2-4 Attenuated Total Reflection



ภาพประกอบที่ 2-5 Specular reflection

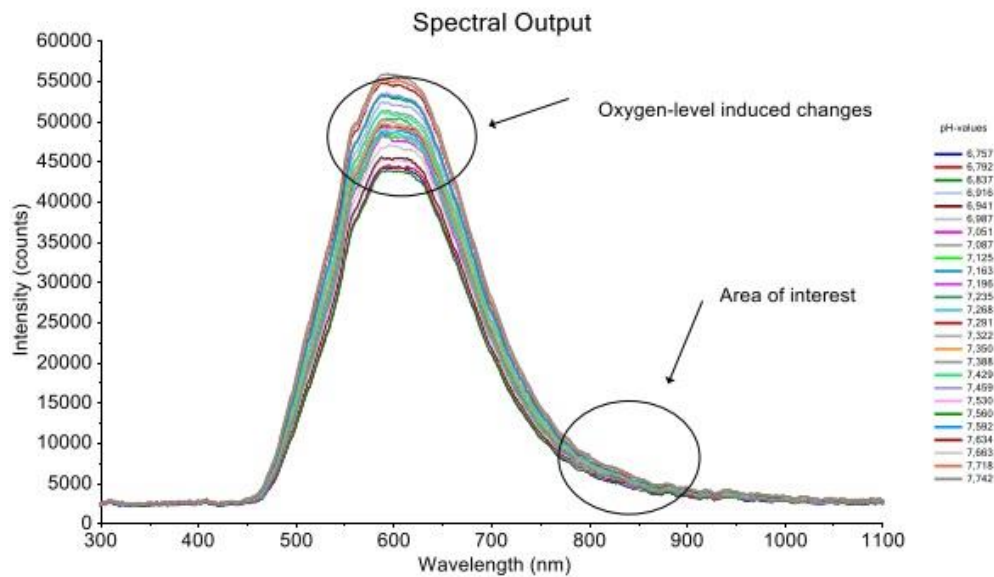
ภาพประกอบที่ 2-6 Diffuse reflection

ที่มา: (ศุมาพร เกษมสำราญ, 2545, หน้า 131-151)

2.4 การวัดค่ากรด-ด่างด้วยหลักการสเปกโทรสโกปี

การตรวจสอบด้วยกระดาษลิตมัสเป็นวิธีแรกที่ใช้ในการกำหนดค่ากรด-ด่าง การเปลี่ยนแปลงสีของกระดาษบ่งบอกถึงความเป็นกรดหรือความเป็นด่างตามวิธีการแก้ปัญหา อย่างไรก็ตามวันนี้มีความต้องการอุปกรณ์ที่สามารถตรวจสอบค่ากรด-ด่าง เนื่องจากการตรวจสอบค่าความเป็นกรด - ด่างของผู้ป่วยวิกฤตเป็นเรื่องสำคัญมากดังนั้นจึงมีความพยายามมากมายที่จะพัฒนาเซ็นเซอร์ pH ที่หลากหลาย

สเปกโทรสโกปีเป็นเทคนิคที่เป็นไปได้ในการวัดค่ากรด-ด่าง ของเนื้อเยื่อมนุษย์เนื่องจากสามารถให้ข้อมูล ได้โดยไม่ต้องเตรียมตัวอย่างสารตั้งต้น สามารถเจาะเนื้อเยื่อทางชีวภาพได้ค่อนข้างง่าย และการไม่รุกรานทำให้มันน่าสนใจโดยเฉพาะ เทคนิคการวัดค่ากรด-ด่าง แบบใหม่สำหรับเลือดมีทั้งแบบรุกรานและแบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งสเปกโทรสโกปีได้ถูกนำมาใช้เพื่อกำหนดค่ากรด-ด่าง ของเลือดทั้งในร่างกายและในหลอดทดลอง การวัดที่มีความเป็นกรด - ด่าง ได้กระทำในเนื้อเยื่อเลือดกล้ามเนื้อและอวัยวะ โดยวิธีของ Rosen ตรวจสอบว่าการสะท้อนแสง สามารถใช้ในการวัดค่ากรด-ด่าง ในเลือดได้อย่างไร พวกเขาพบว่ามีการใช้การวิเคราะห์การเปรียบเทียบหลายตัวแปรที่สามารถคาดการณ์ค่ากรด-ด่าง ในเลือดได้จากหลอดทดลองที่มีความสำคัญทางคลินิกโดยใช้แสงสะท้อนใกล้อินฟราเรด พวกเขาสามารถสร้างแบบจำลองที่มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (R^2) จาก 0.936 และข้อผิดพลาดมาตรฐานในการทำนาย 0.050 unit pH สำหรับสเปกโทรสโกปีในร่างกายเกิดการกระเจิงของแสงจะต้องคำนึงถึงด้วย ซึ่งจะทำการวิเคราะห์มีความซับซ้อนยิ่งขึ้น โดยมีวิธีการที่สามารถใช้การจำลองจำลองการแพร่กระจายของโฟตอนผ่านเนื้อเยื่อและขั้นตอนวิธีการประมาณค่ากรด-ด่าง โดยจากภาพประกอบที่ 2-7 เป็นการตรวจสอบกราฟของกราฟสามารถช่วยได้มากในสถานะเริ่มต้นเพื่อระบุแนวโน้มและลักษณะเฉพาะของข้อมูล ซึ่งพล็อตชุดของสเปกตรัมที่เก็บรวบรวมจากเลือดแดงด้วยสเปกตรัมการสะท้อนแสงสำหรับค่า pH ในเลือดที่แตกต่างกัน ซึ่งความเข้มของแสงในแต่ละช่วงของความยาวคลื่นนั้นมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของออกซิเจนในเลือด โดยระดับของค่ากรด-ด่างในเลือดมีการเปลี่ยนแปลงตามค่าออกซิเจนในเลือดที่เปลี่ยนไป ซึ่งทำให้การตรวจสอบค่ากรด-ด่างในเลือดนั้นจำเป็นต้องวัดแบบโดยอ้อมด้วยเทคนิคสเปกโทรสโกปี



ภาพประกอบที่ 2-7 สัญญาณสเปกตรัมจากการวัดค่าสัญญาณอย่างต่อเนื่องด้วยสเปกโทรมิเตอร์แบบสะท้อนกลับของแสงของของเส้นเลือดแดงในระหว่าง 6.757 และ 7.742 [26]

2.5 การฉายแสงผ่านสื่อกลาง

การลดทอนของแสงเป็นผลมาจากการดูดซึมของสารทั้งความเข้มข้นคงที่และความเข้มข้นของตัวแปรรวมทั้งการกระจายแสง โดยแพร่กระจายแสงผ่านเนื้อเยื่อจะมีรูปแบบของการสะท้อนกลับของแสง การส่งผ่านของแสง การดูดกลืนของแสง หรือ การกระเจิงของแสงนั้น ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อที่ซึมผ่าน ในกรณีแบบง่าย ๆ โดยใช้ตัวอย่างที่เป็นเนื้อเดียวกันซึ่งไม่เกิดการกระเจิงของแสง อธิบายได้จากกฎของ Beer-Lambert ดังสมการ (3)

$$I = I_0 e^{-\epsilon \cdot c \cdot l} \quad (3)$$

โดยที่ I =ความเข้มของแสงความยาวคลื่นเดียว I_0 =ความเข้มของแสงก่อนผ่านตัวกลาง ϵ =สัมประสิทธิ์ของการดูดกลืนแสงปกติเปลี่ยนแปลงตามความยาวคลื่น และ อุณหภูมิ C =ความเข้มข้นของสารที่ดูดกลืนแสง และ L =ความหนาของตัวกลาง ซึ่งสัมประสิทธิ์ของการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินนั้นขึ้นกับค่าออกซิเจนซึ่งค่อนข้างที่จะคงที่ ซึ่งการส่งผ่านของแสง T ถูกกำหนดให้เป็นอัตราส่วนของแสงที่ส่งผ่านต่อแสงที่เกิดขึ้นและได้มาจากการใช้หน่วยลอการิทึมดังสมการ(4)

$$T = \log \frac{I}{I_0} = -\epsilon \cdot C \cdot L \quad (4)$$

ซึ่งการลดทอนของแสงได้จากสมการ(5)

$$A = \log \frac{I_0}{I} = \epsilon \cdot C \cdot L \quad (5)$$

โดยสมการนี้จะเกี่ยวข้องกับเกี่ยวข้องกับการลดทอนของแสงกับคุณสมบัติของวัสดุที่ดูดซับแสง สมการนี้ใช้สำหรับวัสดุที่เป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีการกระจัดกระจายของแสง ซึ่งค่าโฟตอนเดินทางในแนวตรงไปยังเครื่องตรวจจับ สำหรับวัสดุที่มีคุณสมบัติในการกระจายตัวของแสง เช่น ค่าทางชีวภาพ

2.6 โครงข่ายประสาทเทียม (Neural Network)

แบบจำลองโครงข่ายประสาทประดิษฐ์ ประกอบด้วย ระบบการคำนวณแบบไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งมีวิธีการดำเนินระบบเป็นแบบขนานและมีรูปแบบการเรียนรู้แบบโครงข่ายประสาทชีวภาพโดยประกอบไปด้วยนิวรอน (หรือ โหนด หรือ หน่วยประมวลผล) ซึ่งรวมกันอยู่เป็นชั้น ๆ ซึ่งสามารถรับข้อมูลเข้าได้หลายค่า และสามารถคำนวณผล โดยจะให้ผลลัพธ์ค่าเดียวหรือหลายค่าก็ได้ ซึ่งการคำนวณในระบบประกอบไปด้วยฟังก์ชันง่าย ๆ เช่น ฟังก์ชันการรวม และ ฟังก์ชันการคูณ โดยมีความสามารถในการเรียนรู้จากตัวอย่างหลาย ๆ ตัวอย่าง ซึ่งจะหาแนวทางการแก้ปัญหา แม้แต่ข้อมูลที่ถูกป้อนเข้ามาไม่สมบูรณ์หรือผิดพลาด ระบบจะเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่คลาดเคลื่อน และปรับเปลี่ยนวิธีการประมวลผลเพื่อให้ผลลัพธ์ถูกต้องที่สุด ระบบจะประมวลผลข้อมูลโดยคอมพิวเตอร์อย่างรวดเร็ว

2.6.1. แนวคิดพื้นฐานของโครงข่ายประสาทประดิษฐ์

นิวรอนคล้ายกับระบบประสาทของมนุษย์ โดยรับสัญญาณข้อมูลที่ส่งเข้ามา และจะถูกกระตุ้นแต่ละเซลล์ประกอบด้วย ปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า "เดนไดรต์" (Dendrite) ซึ่งเป็นข้อมูลป้อนเข้าและปลายในการส่งกระแสประสาท เรียกว่า "แอกซอน" (Axon) ซึ่งเป็นเหมือนข้อมูลที่ส่งออกมาของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีเมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์เข้าสู่นิวเคลียส ซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอนของมัน ผลการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าที่เหมือนหรือมีลักษณะพิเศษบางอย่างเหมือนกันจะให้ผลลัพธ์สุดท้ายเป็นค่าที่ค่อนข้างแน่นอน

โครงข่ายประสาทประดิษฐ์เป็นปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligence) ที่สร้างเลียนแบบระบบประสาทของมนุษย์ โดยระบบการทำงานต่าง ๆ ของโครงข่ายประสาทประดิษฐ์มีลักษณะคล้ายกับระบบประสาทของมนุษย์คือ มีการเรียนรู้จากประสบการณ์ที่ได้รับ และสามารถให้คำตอบได้แม้แต่ข้อมูลที่ป้อนเข้าจะผิดพลาด หรือไม่สมบูรณ์ โดยหาวิธีการแก้ปัญหาจากประสบการณ์การเรียนรู้ที่ผ่านมา และสามารถที่จะพัฒนาให้ไปเป็นโปรแกรมที่สามารถโต้ตอบกับมนุษย์ได้

2.6.2 การสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทประดิษฐ์

โครงข่ายประสาทประดิษฐ์ คือ เครื่องจักรการเรียนรู้ ตั้งอยู่บนพื้นฐานความคิดเกี่ยวกับการปรับปรุงตัวแปรควบคุมต่าง ๆ ภายในด้วยตัวมันเอง โดยมีองค์ประกอบภายในระบบซึ่งประกอบไปด้วย

5 องค์ประกอบหลัก คือ หน่วยการเรียนรู้ โครงข่ายประสาท แผนการเรียนรู้, กระบวนการเรียนรู้และ กระบวนการวิเคราะห์ ซึ่งจำแนกส่วนประกอบของโครงข่ายประสาทประดิษฐ์เป็น 3 ชั้น คือ 1) การ ออกแบบ 2) การสร้างแบบจำลอง และ 3) การทดสอบและหาผลลัพธ์โดยขั้นการออกแบบจะประกอบไปด้วยกัน 2 ส่วน คือการวิเคราะห์โครงสร้างของปัญหา และการวิเคราะห์ปัญหา ส่วนขั้นการสร้างแบบจำลอง จะแบ่งย่อยออกเป็น 3 ชั้นตอนคือ 1) การเลือกข้อมูล 2) การเลือกรูปแบบโครงข่าย 3) การสอนและการ ทดสอบโครงข่าย

2.6.3 ข้อมูลป้อนเข้า

โครงข่ายประสาทประดิษฐ์ ประกอบไปด้วยตัวแปรอิสระ หรือ ข้อมูลป้อนเข้าและตัวแปรตาม หรือ ผลลัพธ์ โดยหลักการเลือกตัวแปรที่ใช้ในโครงข่ายที่เกี่ยวข้องจะมี 2 แบบคือ วิธีแรก ข้อมูล จะต้องถูกแปลงรูปให้อยู่ในรูปที่เหมาะสม และวิธีที่สอง คือการเลือกข้อมูลโดยใช้พื้นฐานระหว่าง predictiveness และ covariance โดยปกติแล้ว ตัวแปรอิสระที่ถูกเลือกจะมีความสามารถในการทำนายผลหาก ตัวแปรที่เลือกมีความสัมพันธ์กันในทางตรงกันข้ามหากตัวแปรอิสระ 2 ตัวมีความสัมพันธ์ต่อกัน จะทำให้ แบบจำลองมีความอ่อนไหว (sensitive) และเกิดปัญหาที่เรียกว่า over fitting และ limit generalization ด้วย เหตุผลนี้การเลือกข้อมูลจะต้องเลือกเฉพาะตัวแปรอิสระที่มีความสามารถทำนายผลเพื่อให้ได้ ผลลัพธ์หรือ ตัวแปรตาม โดยตัวแปรอิสระที่เลือกมานั้นจะต้องไม่มีความสัมพันธ์กัน แต่อย่างไรก็ดี ก็ขึ้นอยู่กับรูปแบบ ของโครงข่ายที่ใช้ และเพื่อที่จะลดจำนวนตัวอย่างที่ใช้ในการสอน และเวลาที่ใช้ในการเรียนรู้ ก็ควรจะ ต้องมีการคัดเลือกข้อมูลป้อนเข้าให้เหมาะสม เพราะการคัดเลือกข้อมูลเป็นปัจจัยที่สำคัญในการสร้างแบบจำลอง

2.6.4 ชั้นซ่อน (Hidden Layer)

ชั้นซ่อนเป็นชั้นประมวลผลที่อยู่ระหว่างชั้นข้อมูลป้อนเข้า และชั้นแสดงผลโดยปกติ แล้ว ชั้นซ่อนอาจมีมากกว่า 1 ชั้น โดยโครงข่ายจะสามารถประมวลหาฟังก์ชันที่เหมาะสมจากปัญหาที่ ซับซ้อนได้หากมีชั้นซ่อนที่มากพอ ข้อมูลที่ได้จากชั้นซ่อนจะได้เป็นตัวแปรใหม่ที่จะถูกส่งต่อไปกับชั้น แสดงผลลัพธ์ หรือชั้นตัวแปรตาม ถ้าโครงข่ายแบบแพร่กลับ (Back-propagation) มีชั้นซ่อนที่น้อยเกินไป แล้วจะทำให้โครงข่ายไม่สามารถที่จะหาทางแก้ปัญหาได้ แต่ถึงอย่างไรก็ตามถ้าเกิดโครงข่ายมีชั้นซ่อนที่ มากจนเกินไป จะทำให้โครงข่ายมีระยะเวลาในการเรียนรู้นานซึ่งหากมีชั้นซ่อนที่มากก็จะไม่ช่วยให้ โครงข่ายมีประสิทธิภาพมากขึ้น หรือการที่มีโหนดในแต่ละชั้นที่มากเกินไป จะทำให้โครงข่ายไม่สามารถที่จะ หาจุดสิ้นสุดได้การที่มีโหนดในชั้นซ่อนมากเกินไปจะทำให้เกิดปัญหาที่เรียกว่า over fitting โดยโครงข่ายจะ จำลองโครงสร้างใหม่เกินความเป็นจริงจาก noise ของข้อมูล แทนที่จะหาฟังก์ชันที่เหมาะสมในการ วิเคราะห์ปัญหาให้ถูกต้องตามที่ควรจะเป็นดังนั้น การที่จะทำให้โครงข่ายเกิดประสิทธิภาพสูงสุด ต้อง กำหนดให้มีโหนดในชั้นซ่อนอยู่ให้น้อยเท่าที่จะเป็นไปได้

2.6.5 ค่าถ่วงน้ำหนักและไบแอส (Weights and biases)

ค่าถ่วงน้ำหนักถูกแทนด้วยตัวเลขเพื่อแสดงถึงความแรงในการเชื่อมต่อของโหนดแต่ละโหนดที่ถูกเชื่อมต่อเข้าด้วยกัน ซึ่งผลรวมของค่าถ่วงน้ำหนักที่ป้อนเข้าจะไปปรับปรุงการประมวลผลในแต่ละโหนด ค่าถ่วงน้ำหนักคือค่าความแรงสัมพัทธ์ (ในทางคณิตศาสตร์) ของการเชื่อมต่อซึ่งส่งผลต่อการส่งผ่านข้อมูลจากชั้นหนึ่งไปยังชั้นต่อไป โดยปกติค่าถ่วงน้ำหนักจะถูกกำหนด และเริ่มป้อนเข้าสู่โครงข่ายในขั้นตอนการเรียนรู้ ซึ่งต้องมีหลักการในการกำหนดค่าเพื่อที่จะให้โครงข่ายสามารถแก้โจทย์ปัญหา และลดเวลาการเรียนรู้ได้สำหรับโครงข่ายใด ๆ ค่าถ่วงน้ำหนักจะมีค่าเท่ากับผลคูณของจำนวนโหนดของทุก ๆ การเชื่อมต่อ และค่าของไบแอสจะเท่ากับผลรวมของจำนวนโหนดของทุก ๆ การเชื่อมต่อ

2.6.6 ฟังก์ชันการรวมและฟังก์ชันการแปลงค่า (Summation and transfer function)

ฟังก์ชันการรวม คือ ฟังก์ชันการหาผลเฉลี่ยค่าถ่วงน้ำหนักของทุก ๆ โหนดที่เชื่อมต่อกัน โดยมีขั้นตอนคือ นำค่าของข้อมูลป้อนเข้า (Input) ในแต่ละโหนดคูณกับค่าถ่วงน้ำหนักของแต่ละโหนดและรวมผลลัพธ์ของทุก ๆ โหนดเข้าด้วยกัน ดังรูปที่ 2.5 ส่วนฟังก์ชันการแปลงค่าคือความสัมพันธ์ระหว่างการกระตุ้นภายในโหนด (N) กับผลลัพธ์ที่ได้ (Output) โดยจะอยู่ในรูปของฟังก์ชันซิกมอยด์ $f(N)$ โดยมีข้อแม้ว่า 1) มีความต่อเนื่อง 2) ค่าของฟังก์ชันซิกมอยด์จะต้องเพิ่มขึ้นเมื่อ N เพิ่มขึ้น

2.6.7 กระบวนการสอนหรือการเรียนรู้ (Training or Learning)

กระบวนการเรียนรู้เป็นกระบวนการหนึ่งในโครงข่ายที่เรียนรู้จากความผิดพลาด โดยมีหลักการ 3 ข้อ คือ 1) ค้นหาคำตอบ 2) ตรวจสอบคำตอบว่าถูกต้องหรือไม่ 3) ปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักแล้วคำนวณใหม่อีกครั้ง กระบวนการสอน คือ การนำข้อผิดพลาดจากการคำนวณครั้งก่อนมาปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักให้กับการสอนในรอบต่อไป ทำให้คำตอบที่ได้มีความถูกต้องสูงขึ้น ในขั้นตอนการเรียนรู้จะเป็นกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการปรับค่าน้ำหนักของแต่ละโหนด โดยอาศัยจากประสิทธิภาพการเรียนรู้ของโครงข่าย การเรียนรู้ของโครงข่ายในแต่ละรอบจะนำผลลัพธ์ที่ประมวลได้ มาเปรียบเทียบกับค่าจริงที่ได้จากการทดลอง ซึ่งอาจจะมีความคลาดเคลื่อนหลังจากนั้น โครงข่ายจะย้อนกลับไปเรียนรู้ในรอบต่อไปพร้อมกับปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักเพื่อให้การประมวลผลรอบต่อไปมีความแม่นยำมากขึ้น การปรับแก้จะเป็นการปรับขึ้นหรือปรับลงก็ได้ ซึ่ง การวัดผลว่าโครงข่ายสามารถเรียนรู้ได้ดีเพียงใดจะดูจากตัวชี้วัดต่าง ๆ เช่น ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (mean square error) หรือค่าสหสัมพันธ์ (correlation) ในชั้นแสดงผลลัพธ์ โดยกระบวนการเรียนรู้สามารถแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะ คือ 1) การเรียนรู้แบบมีครูสอน (supervised training) ซึ่งจะประกอบไปด้วย คู่อันดับของข้อมูลป้อนเข้า และผลลัพธ์จริง ซึ่งเมื่อโครงข่ายเริ่มการเรียนรู้จากข้อมูลป้อนเข้า และค้นหาผลลัพธ์ได้แล้ว จึงจะนำไปเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จริง เพื่อหาความคลาดเคลื่อนซึ่งความคลาดเคลื่อนดังกล่าวจะถูกส่งกลับเข้าไปยังโครงข่ายพร้อมกับการปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักเพื่อให้โครงข่ายคำนวณผลลัพธ์ใหม่ให้มีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด 2) การเรียนรู้แบบไม่มีครูสอน (unsupervised training) ซึ่งแตกต่างจากแบบจำลองที่เลียนแบบระบบสมองของมนุษย์โดยไม่ต้องใช้ผลลัพธ์

จึงมาทำการเปรียบเทียบ แต่จะใช้คุณสมบัติทางสถิติของข้อมูลชุดทดสอบมาจัดกลุ่มเป็นหมวดหมู่หลังจากที่ป้อนข้อมูลเข้าไปแล้ว แบบจำลองจะทำการประมวลผลผลลัพธ์ที่เป็นไปได้ออกมาเป็นชุด ๆ

2.6.7.1 การเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Back-propagation)

การเรียนรู้แบบแพร่กลับนี้ เป็นที่ยอมรับกันอย่างแพร่หลายโดยเป็นการเรียนรู้แบบมีผู้สอน และมีระบบการเชื่อมโยงแบบเคลื่อนไปข้างหน้าหลายชั้น (multilayer feed forward) สำหรับวิธีการเรียนรู้แบบแพร่กลับ จะมีการปรับค่าถ่วงน้ำหนัก (w) ในทุก ๆ รอบการเรียนรู้เพื่อให้เกิดค่าความผิดพลาดที่น้อยที่สุด โดยจะเริ่มปรับแก้ค่าถ่วงน้ำหนักตั้งแต่ชั้น output หลังจากนั้นทำการปรับย้อนกลับมาที่ชั้นซ่อนชั้นสุดท้าย และชั้นซ่อนชั้นต่อ ๆ มา จนกระทั่งถึงชั้นซ่อนชั้นแรก

นิยามฟังก์ชันค่าคลาดเคลื่อนของการสอนโรครณี โครข่ายประสาทเทียมมีหลายชั้นดัง

สมการ(6)

$$E(\vec{w}) = \frac{1}{2} \sum_{d \in D} \sum_{k \in \text{outputs}} (t_{kd} - o_{kd})^2 \quad (6)$$

โดย outputs คือเซตหน่วยเอาพุตในข่ายงาน t_{kd} และ o_{kd} เป็นค่าเอาท์พุตเป้าหมายและค่าเอาพุตที่ได้จากงานโครข่ายตามลำดับ ของหน่วยเอาท์พุตที่ k และตัวอย่างสอนที่ d

2.6.8 การหยุดการสอน (Stop training)

การหยุดการสอนโครข่ายสามารถกระทำได้ 2 วิธีคือ 1) การกำหนดรอบการสอน(Epochs) 2) การกำหนดค่า error ที่ยอมรับได้ หากการสอนโครข่ายที่นานเกินไปจะทำให้เกิดปัญหาที่เรียกว่า over fitting ได้ดังภาพประกอบที่ 2-8 ซึ่งคือปัญหาที่โครข่ายสามารถที่จะเรียนรู้จนได้ผลลัพธ์ที่มีค่า error ที่น้อยที่สุด แต่เมื่อนำมาตรวจสอบความถูกต้องด้วยชุดทดสอบแล้ว ปรากฏว่าไม่สามารถที่จะให้ผลลัพธ์ที่ดีจริง



ภาพประกอบที่ 2-8 เกิด over fitting [25]

2.6.9 ชุดข้อมูล (Samples)

ชุดข้อมูล คือ ข้อมูลที่ทราบตัวแปรต้นและตัวแปรตามเพื่อนำมาใช้สอนโครงข่าย ซึ่งแหล่งที่มาของชุดข้อมูลแบ่งออกได้เป็น 3 ลักษณะ คือ 1) แบบสอบถาม 2) ข้อมูลทางสถิติและ 3) จากการทดลอง โดยชุดข้อมูลดังกล่าวจะนำมาแบ่งออกเป็น 3 ชุด คือ ชุดการสอน (Training set) ชุดทดสอบ (Test set) และชุดตรวจสอบ (validation set) โดยจะให้ปริมาณชุดการสอนอย่างน้อย 5 ชุด เพื่อใช้ในการสอนโครงข่าย

2.6.10 การทดสอบโครงข่าย (Testing)

การทดสอบโครงข่ายเป็นการทดสอบว่าโครงข่ายสามารถที่จะเรียนรู้จากชุดการสอน (Training set) ได้ดีเพียงไร โดยใช้ชุดข้อมูลที่ไม่เคยใช้สำหรับการสอนมาทดสอบ เรียกว่า ชุดทดสอบ (Test set) ซึ่งโครงข่ายที่สามารถให้ผลลัพธ์ที่แม่นยำได้เมื่อใช้ชุดทดสอบมาทดสอบ จะเป็นโครงข่ายที่น่าเชื่อถือในการทดสอบโครงข่ายสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ คือ 1) แบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ชุด โดยชุดแรกไว้สำหรับสอนโครงข่ายให้จดจำรูปแบบของข้อมูล และข้อมูลชุดที่สองไว้สำหรับทดสอบโครงข่าย โดยผลลัพธ์ที่แตกต่างระหว่างค่าจริง และค่าที่ได้จากชุดทดสอบจะถูกคำนวณออกมาเป็นค่าผิดพลาดของระบบ ซึ่งค่าผิดพลาดของระบบที่น้อย จะแสดงถึงความสามารถในการทำนายที่สูง 2) ใช้ชุดข้อมูลทั้งหมดเป็นทั้งชุดการสอน และชุดทดสอบ โดยนำชุดข้อมูลทั้งหมดมาสอนโครงข่ายก่อน และหลังจากนั้นนำชุดข้อมูลชุดเดิมมาทดสอบโครงข่าย

2.6.11 การวัดค่าความคลาดเคลื่อนของการพยากรณ์

วัตถุประสงค์หลักในการพยากรณ์คือ การได้มาซึ่งข้อมูลที่ต้องการและแม่นยำในทางสถิติ การหาค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการพยากรณ์ได้ทีมนิยมใช้มีดังนี้ กำหนดให้

N = จำนวนตัวแปร

Target = ค่าจริง

Forecast = ค่าพยากรณ์

2.6.11.1 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (Root mean square error : RMSE) ดังสมการ(7)

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{target}_i - \text{forecast}_i)^2} \quad (7)$$

2.6.11.2 ค่าคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย(mean square error: MSE) ดังสมการ(8)

$$MSE = \sum_{i=1}^N (\text{target}_i - \text{forecast}_i)^2 \quad (8)$$

2.6.11.3 การวิเคราะห์ค่าสหสัมพันธ์(Correlation Analysis) ดังสมการ(9)

$$r = \frac{N \sum t \arg et. forecast - \sum t \arg et \sum forecast}{\sqrt{[N \sum t \arg et^2 - (\sum t \arg et)^2] \cdot [N \sum forecast^2 - (\sum forecast)^2]}} \quad (9)$$

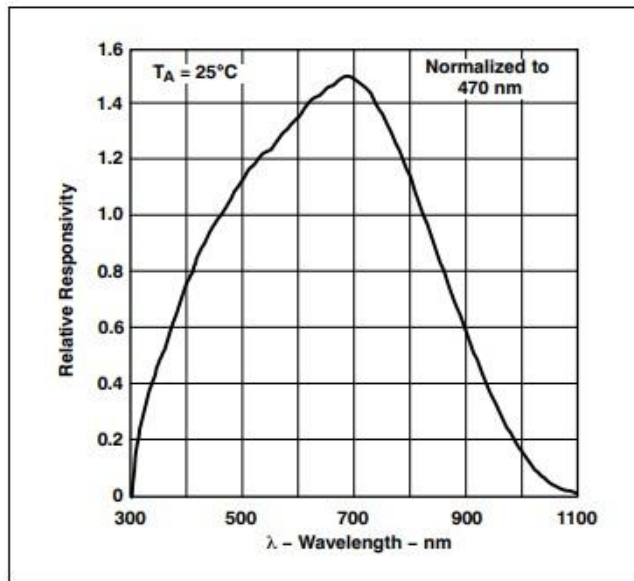
2.7 การออกแบบเครื่องมือวัด

เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองนี้ใช้กระบวนการส่งและรับแสงสะท้อนจากหลอดนิตยา โดยตรงเนื่องจากค่าการค่างของเลือดในหลอดนิตยานั้นต้องพิจารณาถึงความสัมพันธ์ของความยาวคลื่น และค่าความเข้มของแสง ในการทดลองนี้ใช้ไดโอดเป็นแหล่งกำเนิดแสง ซึ่งมีขนาดของช่วงความยาวคลื่น ตามตารางที่ 2-1

ตารางที่ 2-1 คุณสมบัติของไดโอดเปล่งแสง

สี	ความยาวคลื่น (nm)
อัลตราไวโอเล็ต	395-400
น้ำเงิน	460-470
เขียว	515-525
แดง	615-625
อินฟราเรด	850

จากตารางที่ 2-1 แสงที่ใช้มีความยาวคลื่นที่ไม่ส่งผลกระทบต่อเปลี่ยนแปลงสารองค์ประกอบ ภายในเลือด ส่วนตัวรับแรงเป็นไดโอดรับแสง รุ่น TSL257 ซึ่งเป็นตัวรับที่มีสัญญาณรบกวนต่ำ ประสิทธิภาพสูง ซึ่งจะแปลงค่าความเข้มแสงที่วัดเป็นแรงดันได้โดยไม่ต้องต่อวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน คุณสมบัติของตัวรับแสงได้แสดงในภาพประกอบที่ 2-7 ซึ่งความสามารถของตัวรับแสงครอบคลุม ช่วงคลื่นแสงระหว่าง 350-900 nm เข้ากันได้ดีกับแหล่งกำเนิดแสง

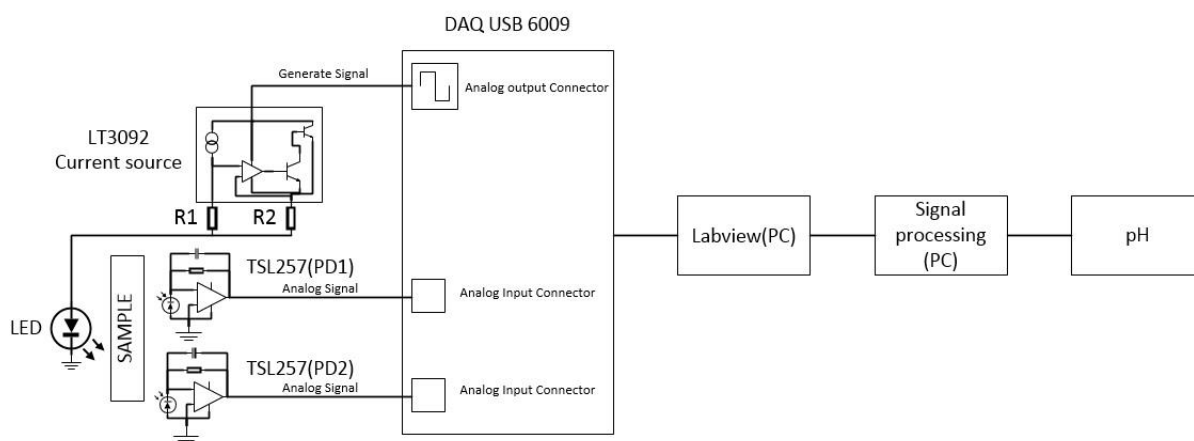


ภาพประกอบที่ 2-9 คุณสมบัติของการตอบสนองไดโอดรับแสง [ภาคผนวก]

บทที่ 3

การทดลอง

บทนี้จะกล่าวถึงวิธีดำเนินการในการทำวิทยานิพนธ์ ซึ่งประกอบไปด้วยสองส่วนที่สำคัญคือ ส่วนแรกเป็นรายละเอียดของการออกแบบเครื่องมือวัดเบื้องต้น ส่วนที่สองเป็นรายละเอียดของการออกแบบโปรแกรมของระบบตามภาพประกอบที่ 3-1

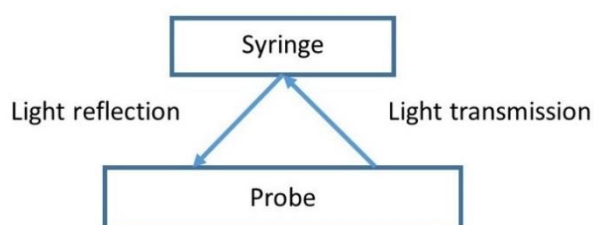


ภาพประกอบที่ 3-1 แสดงถึงการทำงานของระบบการตรวจสอบค่า pH ในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง

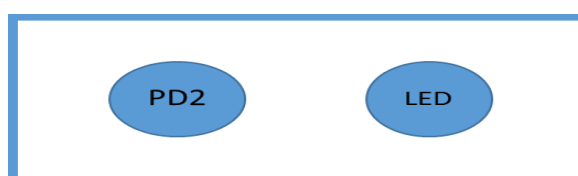
3.1 การออกแบบวัดสัญญาณเชิงแสงด้วยเครื่องมือต้นแบบ

การสร้างเครื่องมือวัดนี้จะไม่ใช้การเดินทางของแสงผ่านทางใยแก้วนำแสงเนื่องจากมีความซับซ้อนในด้านโครงสร้าง งานวิจัยนี้จึงทำการแก้ปัญหาโดยใช้การส่งและรับแสงจากหลอดชนิดฮาโลเจนที่มีเลือดบรรจุอยู่ด้านใน โดยตรงดังที่แสดงในภาพประกอบที่ 3-2, 3-3, 3-4, 3-5 และ 3-6 ซึ่งจะเห็นได้ว่าเครื่องมือไม่มีความซับซ้อนทางด้านโครงสร้างทำให้ง่ายต่อการนำมาประยุกต์ใช้กับการออกแบบเบื้องต้น จากนั้นทำการออกแบบตัววัดซึ่งให้แหล่งกำเนิดแสงทั้งหมดในช่วงความยาวคลื่นคือ แสงอัลตราไวโอเล็ต น้ำเงิน เขียว แดง และอินฟราเรด โดยหลักการทำงานคือแหล่งกำเนิดแสง LED จะทำการฉายแสงไปยังวัตถุ

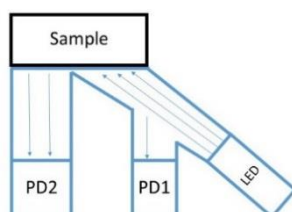
โดยใช้ไดโอดรับแสงเป็นตัวรับสัญญาณแสงซึ่งสะท้อนจากหลอดนิตยาและแสงที่ฉายออกจาก LED คือ PD1 และ PD2 ตามลำดับเพื่อนำค่าที่ได้แปลงสัญญาณแรงดันเป็นสัญญาณดิจิทัลเข้าสู่การคำนวณต่อไป



ภาพประกอบที่ 3-2 ลักษณะของการฉายแสงไปยังหลอดนิตยา



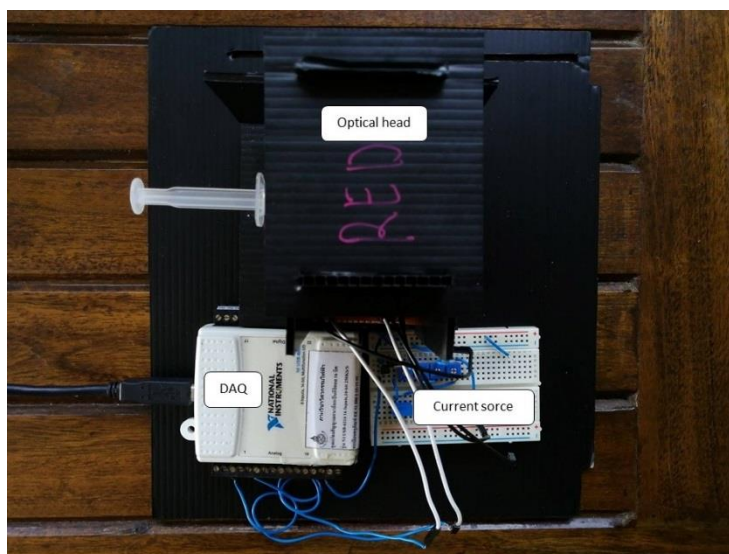
ภาพประกอบที่ 3-3 การจัดองค์ประกอบของเครื่องมือวัดมุมมอง top view



ภาพประกอบที่ 3-4 การจัดองค์ประกอบของเครื่องมือวัดมุมมอง side view



ภาพประกอบที่ 3-5 เครื่องมือต้นแบบวัดระดับ pH ในเลือดผ่านทางหลอดนิตยา



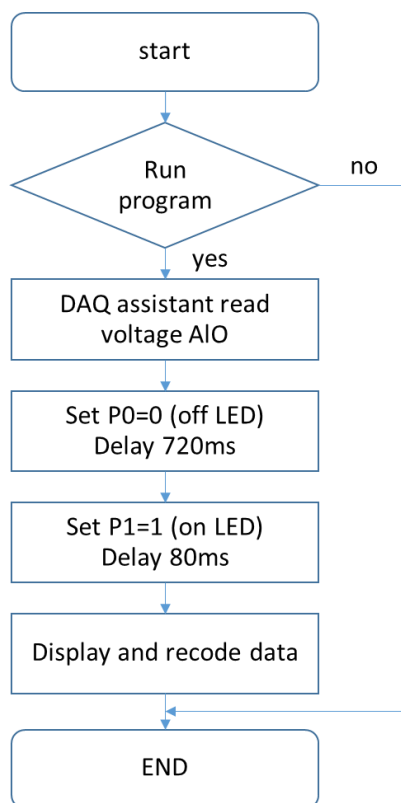
ภาพประกอบที่ 3-6 ระบบฮาร์ดแวร์ของเทคนิคการวัดเชิงแสง

3.2 การออกแบบโปรแกรมเพื่อตรวจจับสัญญาณเชิงแสงและควบคุมแหล่งกำเนิดแสง

โปรแกรม Labview ที่ทำการออกแบบสามารถแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นขั้นตอนการสร้างสัญญาณ pulse เพื่อควบคุมการทำงานของ LED ส่วนที่สองจะเป็นขั้นตอนของการรับสัญญาณ และบันทึกสัญญาณจากไดโอดรับแสง

3.2.1 ควบคุมแหล่งกำเนิดแสง

ขั้นตอนนี้จะบอกถึงวิธีการสร้างสัญญาณ pulse เพื่อควบคุมการทำงานของ LED ที่ฉายแสงไปยังหลอดคิดยาซึ่งทำการสร้างสัญญาณ pulse ขนาดของสัญญาณ 1.25 Hz โดยมี duty cycle on 10% และ off 90% จาก labview โดยเวลาในการฉายแสงแต่ละครั้งที่ 80 มิลลิวินาที และหยุดการฉายแสงที่ 720 มิลลิวินาที หลังจากนั้นทำการปรับสัญญาณให้ค่ากระแสที่ส่งคงที่โดยวงจรปรับกระแสซึ่งทำให้เลือกใช้ไดโอดเปล่งแสงได้หลากหลายชนิดขึ้น ซึ่งการควบคุมการฉายแสงเป็นไปตามภาพประกอบที่ 3-7



ภาพประกอบที่ 3-7 แผนภูมิการทำงานของโปรแกรม Labview เพื่อควบคุมแหล่งกำเนิดแสง

3.2.2 การรับสัญญาณ และตรวจสอบสัญญาณเชิงแสง

ขั้นตอนนี้จะบอกวิธีการถึงการรับสัญญาณจากไดโอดเปล่งแสง PD1 และ PD2 เพื่อตรวจสอบการอิมพัลส์ของโฟลติมเมอร์ของหลอดชนิดยาในแสงแต่ละช่วงคลื่นเทียบกับค่าพลังงานที่ปล่อยออกมาจากหลอด LED หลังจากนั้นก็ทำการเก็บสัญญาณสะท้อนเชิงแสงของเลือดเทียบกับค่าพลังงานที่ปล่อยออกมาจากหลอด LED ซึ่งการแสดงผลในโปรแกรมที่ออกแบบ ขั้นตอนการทำงานสามารถดูได้จากภาพประกอบที่ 3-8

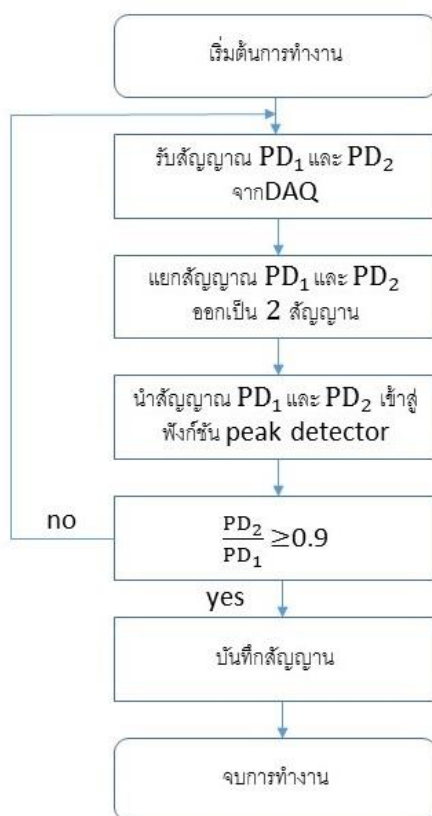
1. รับสัญญาณ ไดโอดเปล่งแสงมาแสดงผลผ่านทางอุปกรณ์ DAQ เพื่อนำมาแสดงผลทางหน้าจอของโปรแกรม Labview

2. สัญญาณที่โปรแกรมอ่านได้ประกอบสัญญาณ 2 สัญญาณคือ สัญญาณจาก PD1 และ PD2 จึงต้องทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกเพื่อนำไปประมวลผลในลำดับต่อไป

3. สัญญาณจาก PD1 และ PD2 เข้าสู่ฟังก์ชัน peak detector เพื่อทำหน้าที่ในการหาเวลาและ amplitude ของสัญญาณ ในขั้นตอนนี้จะทำการเช็คค่าสูงสุดของทั้งสองสัญญาณคือค่าสัญญาณจากการสะท้อนของโฟลติมเมอร์ในหลอดชนิดยากับค่าพลังงานที่ปล่อยออกมาจากหลอด LED พบว่าเมื่อค่าสัญญาณของ

ทั้งสองสัญญาณมีค่ามากกว่า 0.9 จึงสามารถนำหลอดคิดยาที่บรรจุเลือดมาตรวจสอบ หากขั้นตอนนี้พบว่ามีความน้อยกว่า 0.9 ก็จะทำการกลับไปเริ่มขั้นตอนแรกสุดใหม่

4. เมื่อได้สัญญาณที่ต้องการตามเงื่อนไขในหัวข้อ 3 โปรแกรมก็จะทำการบันทึกสัญญาณและทำการวัดสัญญาณจากหลอดคิดยาที่บรรจุเลือดที่อยู่ในหลอด เพื่อนำไปใช้คำนวณในขั้นต่อไป



ภาพประกอบที่ 3-8 แผนภูมิขั้นตอนการรับสัญญาณ และตรวจสอบสัญญาณเชิงแสง

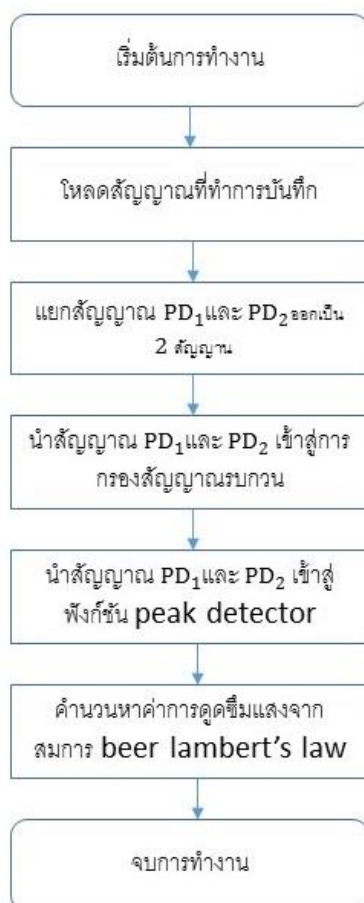
3.3 การคำนวณค่าสัญญาณเชิงแสงในอัตราส่วนลอการิทึม

ขั้นตอนนี้ออกถึงวิธีการ โหลดสัญญาณจากขั้นตอนก่อนหน้านี้และวิธีคำนวณหาค่าแสงสะท้อนของความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึม โปรแกรมที่ออกแบบ ขั้นตอนการทำงานสามารถดูได้จากภาพประกอบที่ 3-9

1. โหลดสัญญาณที่ถูกบันทึกในขั้นตอนก่อนหน้านี้
2. ทำการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกันและนำสัญญาณผ่านตัวกรองเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ 50 Hz

3. นำสัญญาณจาก PD1 และ PD2 เข้าสู่ฟังก์ชัน peak detector เพื่อทำหน้าที่ในการหาเวลาและ amplitude ของสัญญาณ กำหนดให้โปรแกรมทำการเก็บค่า amplitude สูงสุดของ PD1 และ PD2

4. คำนวณค่าอัตราส่วนของแสงสะท้อนจาก amplitude สูงสุดของ PD1 และ PD2 ของแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสง
5. คำนวณค่าอัตราส่วนของแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงด้วยค่าอัตราส่วนของแสงสะท้อนจากช่วงอินฟราเรด จากนั้นทำการนำค่าลอการิทึมมาใช้ในระบบ
6. ทำการบันทึกค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึม



ภาพประกอบที่ 3-9 แผนภูมิขั้นตอนการคำนวณค่าสัญญาณเชิงแสงในอัตราส่วนลอการิทึม

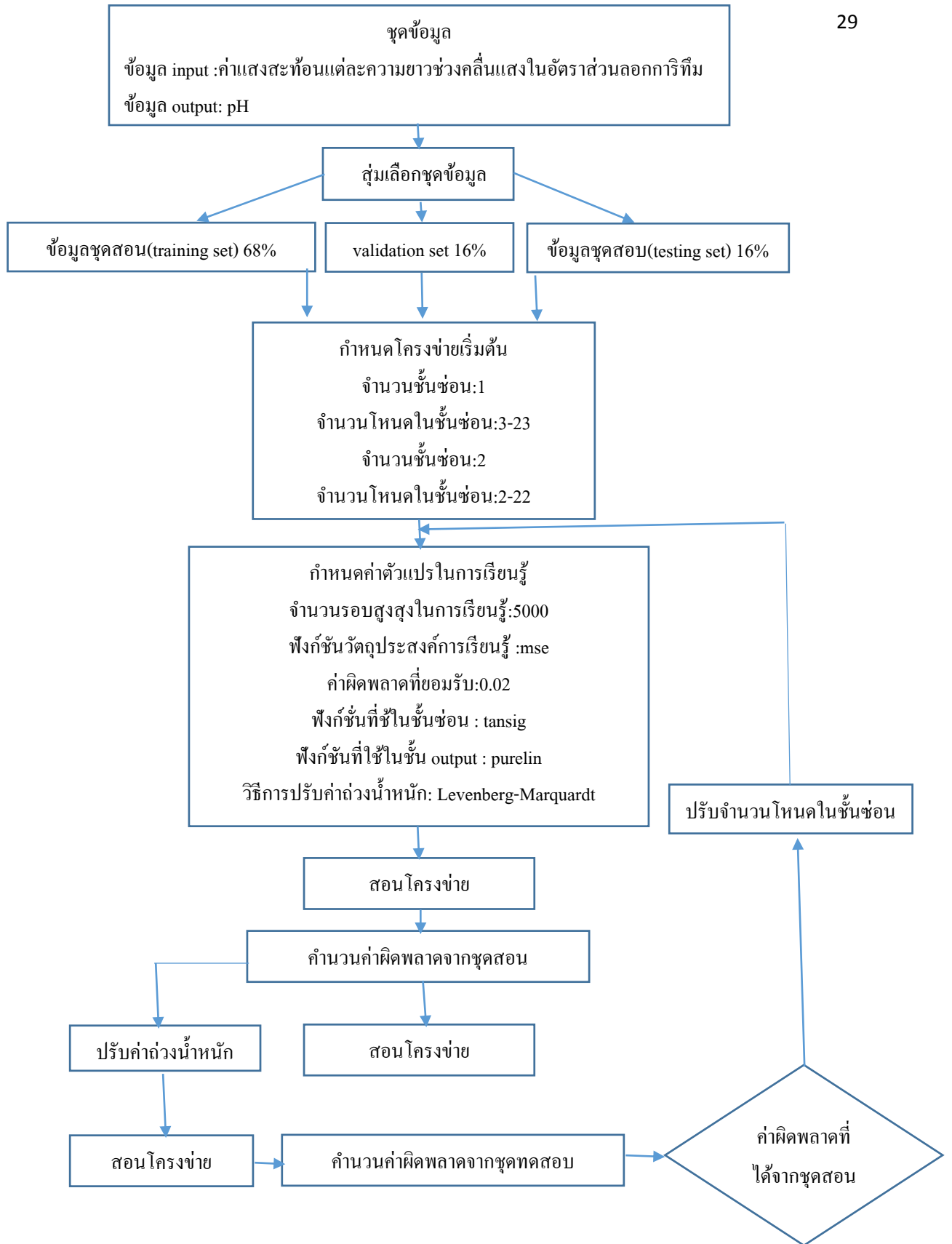
3.4 การเก็บข้อมูลเชิงแสงจากอาสาสมัคร

ข้อมูลสัญญาณปริมาณแสงที่สะท้อนจากเลือดในหลอดฉีดยาจากกลุ่มผู้ทดสอบทั้งหมดสำหรับวิทยานิพนธ์นี้ผ่านการเสนอเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ โดยยึดหลักเกณฑ์ตามประกาศ เฮลซิงกิ (Declaration of Helsinki) และแนวทางการปฏิบัติการวิจัยทางคลินิกที่ดี (The International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice, ICH-GCP) รหัสโครงการ 59-129-19-9

การเก็บข้อมูลในงานวิจัยนี้เป็นการเก็บปริมาณแสงที่สะท้อนจากเลือดในหลอดเลือดขาของผู้ป่วยโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ที่ส่งเลือดตรวจสอบมายังห้องตรวจเลือด blood gas & electrolyte จำนวน 48 คน มีอายุตั้งแต่ 24-72 ปี ทั้งเพศชาย และเพศหญิง โดยที่ใช้เครื่องมือต้นแบบในการเก็บข้อมูลโดยการฉายแสงไปยังเลือดในหลอดเลือดแล้วทำการวัดค่าของแสงสะท้อนจากหลอดเลือด จากนั้นนำค่าที่ได้บันทึกลงในหน่วยความจำเพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปประเมินระดับ pH ในเลือดต่อไป

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลโดยโครงข่ายประสาทเทียม

การนำโครงข่ายประสาทเทียมเข้าวิเคราะห์เพื่อช่วยหาค่าความสัมพันธ์ของข้อมูล โดยออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมให้มีลักษณะเป็นแบบ multilayer network ซึ่งเป็นระบบแบบมีผู้สอนจะใช้วิธีการสอนแบบแพร่กระจายความผิดพลาดกลับ (error back-propagation algorithm) และใช้กระบวนการวิเคราะห์หาค่าประกอบหลัก (principle component analysis, PCA) เข้ามาช่วยในการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูล โดยโครงข่ายประสาทเทียมประกอบด้วยชั้นอินพุต, ชั้นซ่อนและชั้นเอาต์พุต โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอนในชั้นซ่อนเป็น tansig และ purelin ในชั้นเอาต์พุตซึ่งจะแบ่งข้อมูลออกเป็น 3 ชุดคือข้อมูลชุดสอน (training set) ข้อมูลชุดทดสอบ (testing set) และ validation Set โดยแบ่งออกเป็นร้อยละ 68 16 และ 16 ตามลำดับ จากนั้นนำข้อมูลชุดสอน (training set) ให้โครงข่ายเรียนรู้ โครงข่ายจะประมวลผลจนได้คำตอบชุดหนึ่ง สำหรับคำตอบที่โครงข่ายสามารถคำนวณออกมาได้นั้น จะถูกนำมาหาค่าความผิดพลาดโดยเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยจากเครื่องมือมาตรฐานว่ามีค่าน้อยเพียงใด ถ้ายังมีความผิดพลาดสูงอยู่ ระบบจะย้อนกลับไปปรับเปลี่ยนค่าถ่วงน้ำหนัก และทำการทดสอบต่อไปจนกว่าค่าความผิดพลาดระหว่างที่ได้จากโครงข่าย และคำตอบจริงจะมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ซึ่งขณะเดียวกันชุดทดสอบ (testing set) จะทำการทดสอบค่าความผิดพลาดของโครงข่ายไปพร้อมๆกัน เมื่อค่าความผิดพลาดจากชุดทดสอบมีค่าน้อยในระดับที่ยอมรับได้ จึงหยุดทำการปรับสอนและได้โครงข่ายที่เหมาะสมในการใช้งานตามภาพประกอบที่ 3-9



ภาพประกอบที่ 3-10 แผนภูมิขั้นตอนการโครงข่ายประสาทเทียม

บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 ผลการลงวัดสัญญาณเชิงแสงอัตราส่วนลอการิทึม

การทดลองในงานวิจัยนี้ทำการวิเคราะห์เฉพาะคุณสมบัติการสะท้อนของแสงซึ่งทดลองฉายแสงผ่านหลอดนิตยาที่บรรจุเลือดของผู้ป่วย โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นไอโอดีนเปล่งแสงที่มีความยาวช่วงคลื่นที่แตกต่างกันคือ อัลตราไวโอเล็ต (UV) น้ำเงิน (B) เขียว (G) แดง (R) และอินฟราเรด (IR) เพื่อเป็นการทดสอบว่าการสะท้อนของแสงนั้นสามารถบ่งชี้ถึงระดับ pH ในเลือดของผู้ป่วยได้ ดังตารางที่ 4-1 ผลการทดลองที่เป็นข้อมูลดิบสามารถดูได้จากเอกสารภาคผนวก

ตารางที่ 4-1 สรุปความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมและระดับของ pH ของข้อมูลทั้งหมด

	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	pH
Max	0.664	1.218	0.765	-0.275	7.577
Min	-0.408	0.161	0.031	-1.101	7.038
Mean	0.180	0.707	0.397	-0.623	7.432
Std.	0.254	0.227	0.187	0.180	0.101

4.2 การทดลองใช้โปรแกรม SPSS

การทดลองนี้เพื่อหาค่าสหสัมพันธ์โดยใช้หลักการทางสถิติโดยการนำพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้จากการตรวจเลือดและแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึม มาทำการวิเคราะห์ค่าสหสัมพันธ์เบื้องต้นเพื่อเป็นแนวทางในการปรับปรุงอัลกอริทึมโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

จากตารางที่ 4-2 พบว่าระดับของ pH มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับค่า $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ โดยมีค่าสหสัมพันธ์ -0.414 และ -0.293 ตามลำดับ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 แสดงว่าค่าช่วงแสงสะท้อนในช่วงอินฟราเรด น้ำเงิน และแดง มีความสัมพันธ์กับระดับของ pH ที่ได้จากผลตรวจเลือดผู้ป่วย

ในขณะที่ค่า $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$ ไม่สามารถบ่งบอกถึงนัยสำคัญทางสถิติกับของ pH ที่ได้จากผลตรวจเลือดผู้ป่วยได้โดยตรง เนื่องจากในเลือดนั้นมีองค์ประกอบที่มีความสามารถในการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงสีฟ้าความยาวช่วงคลื่นแสงเพื่อหาค่าที่ดีที่สุดในการวิเคราะห์ เนื่องจากผลการทดสอบทางสถิติพบว่าค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมของอินฟราเรด น้ำเงิน และแดงมีความสัมพันธ์กับระดับของ pH อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นในการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมจึงทำการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แสงแหล่งกำเนิดห้า สี และสามช่วงความยาวคลื่น ซึ่งจากตารางที่ 4-2 ยังสังเกตได้อีกว่าค่าความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมในแต่ละแสงสีนั้นมีความสัมพันธ์กับค่ากรด-ด่างในเลือดแบบการแปรผกผันกัน

ตารางที่ 4-2 ค่าสหสัมพันธ์ของข้อมูลจากโปรแกรมSPSS

Correlations						
		$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	pH_unit
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$	Pearson Correlation	1	.526**	.325*	.669**	-.182
	Sig. (2-tailed)		.000	.024	.000	.215
	N	48	48	48	48	48
$\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$	Pearson Correlation	.526**	1	.622**	.647**	-.414**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000	.003
	N	48	48	48	48	48
$\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	Pearson Correlation	.325*	.622**	1	.575**	-.215
	Sig. (2-tailed)	.024	.000		.000	.142
	N	48	48	48	48	48
$\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	Pearson Correlation	.669**	.647**	.575**	1	-.293*
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000		.044
	N	48	48	48	48	48
pH_unit	Pearson Correlation	-.182	-.414**	-.215	-.293*	1
	Sig. (2-tailed)	.215	.003	.142	.044	
	N	48	48	48	48	48

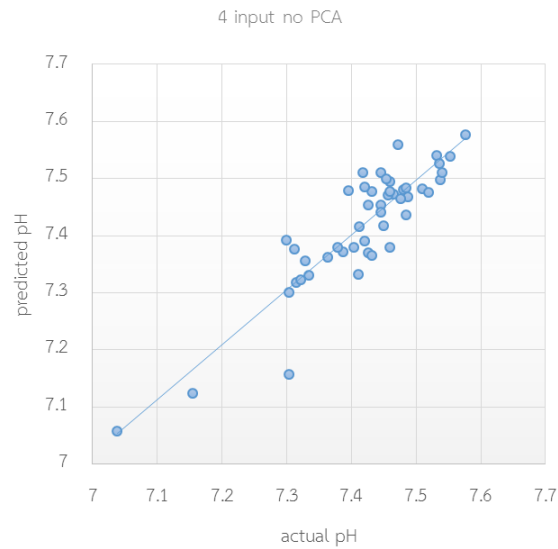
** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed). * . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed)

4.3 ผลการประเมินระดับ pH โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้ค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึม

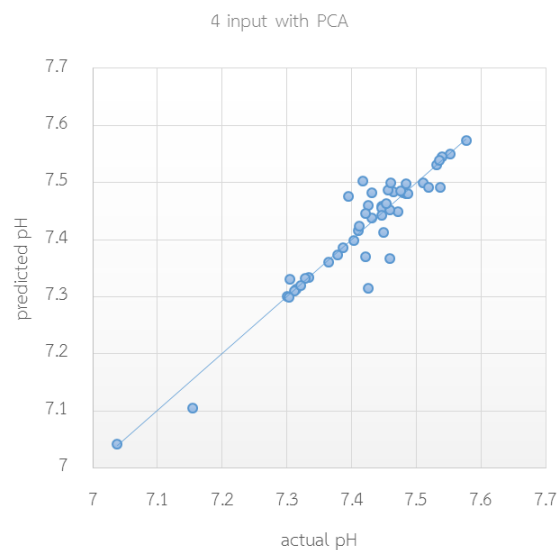
ผลที่ได้จากการทดลองนี้เพื่อทำการหาค่าสหสัมพันธ์ระหว่างอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วยค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมคือ $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ เป็นหลักเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือด นอกจากนี้การทดลองนี้ได้ทำการปรับลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม เพื่อหาโครงข่ายที่เหมาะสมกับการประเมินระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดโดยใช้โปรแกรม Matlab ในการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมให้มีลักษณะ Multilayer neural network ซึ่งมีการเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Backpropagation) โดยเพิ่มการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (principle component analysis) ร่วมกับโครงข่ายประสาทเทียมซึ่งจะแบ่งการวิเคราะห์ด้วยโครงข่ายประสาทเทียมออกเป็นสามกรณีด้วยกันคือให้แหล่งกำเนิดแสงห้า สี และสาม ช่วงความยาวคลื่นประกอบไปด้วยอินพุตของระบบเป็นสี่ สาม และสองอินพุตตามลำดับ ผลการวิเคราะห์สามารถแบ่งได้ดังนี้

4.3.1.1 การวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงห้าช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสี่อินพุต

ผลการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงห้าช่วงความยาวคลื่นผ่านหลอดชนิดยาที่บรรจุเลือดของผู้ป่วยโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสี่อินพุตในการนำโครงข่ายประสาทเทียมมาวิเคราะห์ค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมคือ $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ กับระดับ pH ของผู้ป่วย พบว่ามีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.896 โดยมีค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.048 ดังภาพประกอบ 4-1 หลังจากนั้นได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดออกไป (Principal component analysis) เนื่องจากในการเก็บข้อมูลจากหลอดชนิดยานั้นมีข้อจำกัดหลายอย่าง ทำให้ผลการทดลองคลาดเคลื่อนในกรณีที่มีแสงรับกวนจากภายนอกทำให้ข้อมูลเกิด redundant ทำให้ผลที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนเมื่อทำการตัดข้อมูลที่คลาดเคลื่อนออกพบว่าค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับระดับ pH ของผู้ป่วยโดยค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.947 โดยมีค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.034 ดังภาพประกอบ 4-2



ภาพประกอบที่ 4-1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสี่อินพุตซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือด



ภาพประกอบที่ 4-2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสี่อินพุตซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดออกไป

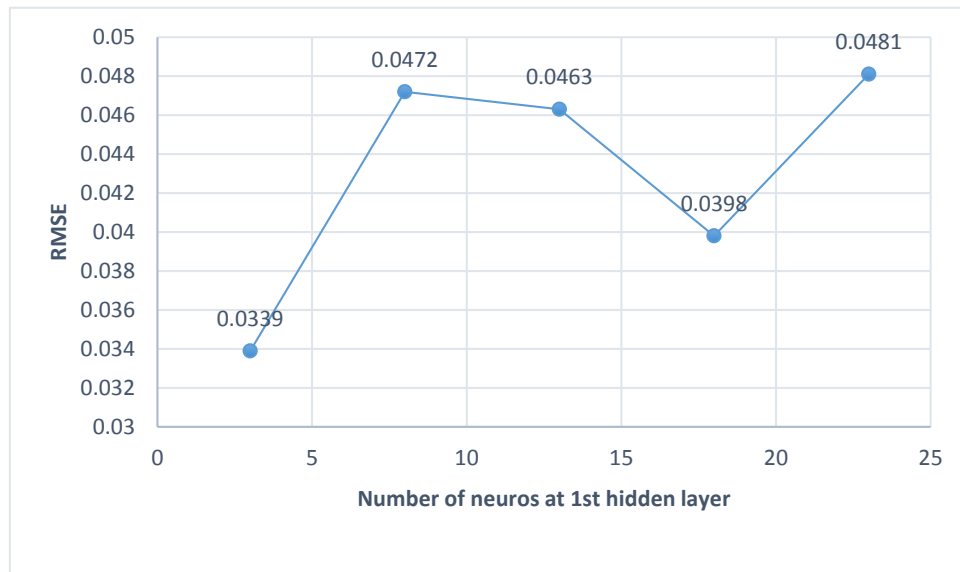
4.3.1.2 การวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสีอินพุต โดยทำการปรับขนาดของโครงข่ายในชั้นซ่อนที่ 1 และ 2 เพื่อหาระบบที่เหมาะสมกับการประเมินระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือด

โดยโครงข่ายประสาทถูกออกแบบให้มีลักษณะเดียวกับหัวข้อ 1.1 โดยผลของโครงข่ายเมื่อทำการปรับชั้นซ่อนที่ 1 ดังแสดงในตารางที่ 4-3 และภาพประกอบ 4-3 และผลของโครงข่ายเมื่อทำการปรับชั้นซ่อนที่ 2 ดังแสดงในตารางที่ 4-4 และภาพประกอบ 4-4

จากตารางที่ 4-3 และภาพประกอบที่ 4-3 พบว่าการปรับขนาดของโหนดในชั้นซ่อนที่ 1 จำนวนของโหนดที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0339 ซึ่งมีค่าน้อยสุดที่จำนวนโหนดเท่ากับ 3 โดยมีความสัมพันธ์กันทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.947 จากตารางที่ 4-4 และภาพประกอบที่ 4-4 พบว่าการปรับขนาดของโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 จำนวนของโหนดที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0339 ซึ่งมีค่าน้อยสุดที่จำนวนโหนดเท่ากับ 22 โดยมีความสัมพันธ์กันทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.947 แต่เมื่อสังเกตจากภาพประกอบที่ 4-4 พบว่าการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 นั้นทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยสูงเข้าได้ดีกว่าการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 1 ที่สังเกตได้จากภาพประกอบที่ 4-3 โดยชุดโหนด 3-22 นั้นให้ค่าสหสัมพันธ์ดีที่สุดในระบบของอินพุตของระบบเป็นสีอินพุตอีกทั้งชุดตรวจสอบ (validation set) ในชุดโหนด 3-22 พบว่าให้ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.924 พบว่าผลการวิเคราะห์ในมือนินพุตของระบบเป็นสีอินพุตให้ผลการวิเคราะห์ที่สามารถยอมรับได้เนื่องจากให้ค่าสหสัมพันธ์ที่ค่อนข้างเข้าใกล้ 1

ตารางที่ 4-3 สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 1 ในโครงข่ายประสาทเทียม

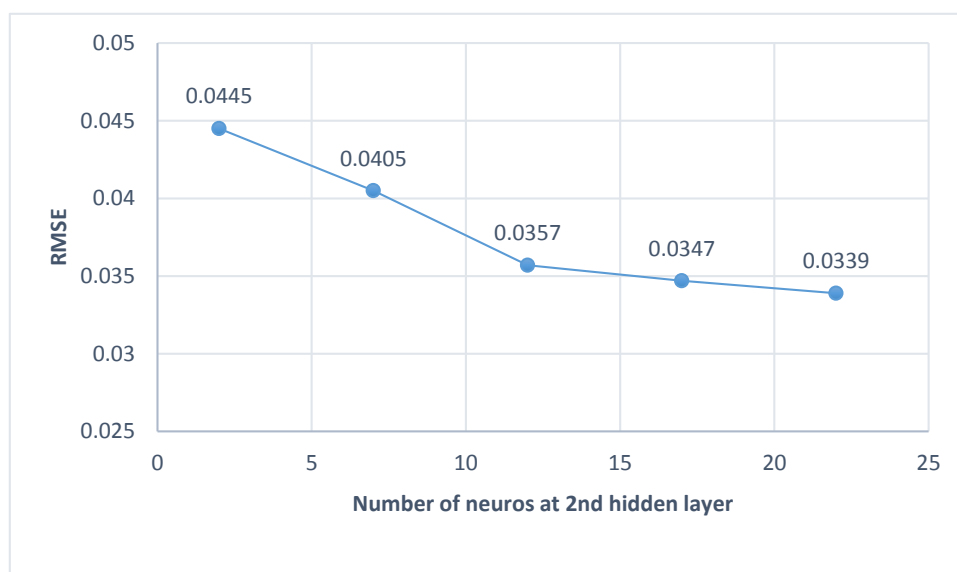
node	R	RMSE
23-22	0.877	0.0481
18-22	0.906	0.0398
13-22	0.891	0.0463
8-22	0.910	0.0472
3-22	0.947	0.0339



ภาพประกอบที่ 4-3 กราฟแสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นซ่อนที่ 1 ในโครงข่ายประสาทเทียมกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย

ตารางที่ 4-4 สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียม

node	R	RMSE
3-22	0.947	0.0339
3-17	0.936	0.0347
3-12	0.925	0.0357
3-7	0.910	0.0405
3-2	0.888	0.0445



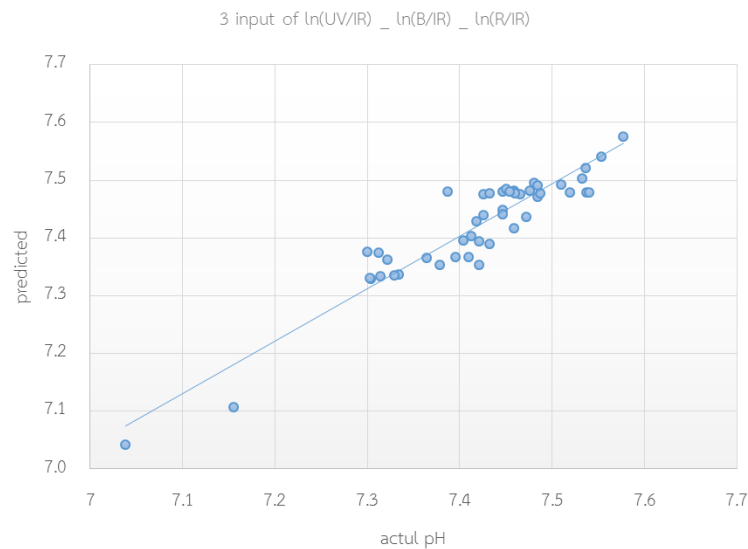
ภาพประกอบที่ 4-4 แสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย

4.3.2.1 การวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุต

ผลการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นผ่านหลอดชนิดยาที่บรรจุเลือดของผู้ป่วยโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุตในการนำโครงข่ายประสาทเทียมมาวิเคราะห์ค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมกับระดับ pH ของผู้ป่วย โดยได้ทำการตัดข้อมูลที่ redundant ออกเพื่อลดความผิดพลาดของระบบ สังเกตจากตารางที่ 4-5 พบว่าค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมของอินพุตระบบเป็นสามอินพุตคือ $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ กับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดนั้นมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.936 โดยมีค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0353ซึ่งมีค่าน้อยสุด ดังภาพประกอบ 4-5

ตารางที่ 4-5 สรุปผลค่าสหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุทของระบบเป็นสามอินพุต

Type of input	R	RMSE
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	0.931	0.0367
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.936	0.0353
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.894	0.0448
$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.922	0.0387



ภาพประกอบที่ 4-5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดออกไป

4.3.2.2 วิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ที่ได้จากการวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

จากตารางที่ 4-6 สามารถบอกค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตเมื่อเปรียบเทียบในแต่ละคู่แล้วมีค่าสำคัญทางสถิติที่มากกว่า 0.05 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

จากตารางที่ 4-6 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ในเลือดที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่น

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair 1 [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]- [$\ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]	.001013	.041079	.005929	-.010916	.012941	.171	47	.865
Pair 2 [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]- [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR})$]	-.002367	.045359	.006547	-.015537	.010804	-.361	47	.719
Pair 3 [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]- [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]	-.003481	.048247	.006964	-.017491	.010528	-.500	47	.619
Pair 4 [$\ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]- [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR})$]	-.003379	.050392	.007274	-.018012	.011253	-.465	47	.644
Pair 5 [$\ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]- [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]	-.004494	.049562	.007154	-.018885	.009898	-.628	47	.533
Pair 6 [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR})$]- [$\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{G}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$]	-.001115	.047614	.006873	-.014940	.012711	-.162	47	.872

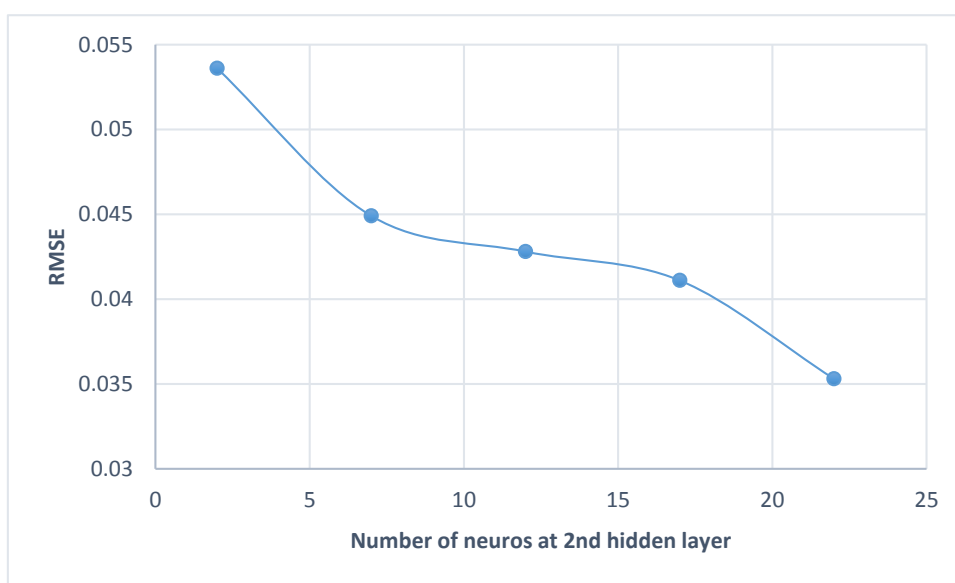
4.3.2.3 การวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตของ $\ln(\frac{UV}{IR}) - \ln(\frac{B}{IR}) - \ln(\frac{R}{IR})$ โดยทำการปรับขนาดของโครงข่ายในชั้นซ่อนที่ 2

จากตารางที่ 4-7 และภาพประกอบที่ 4-6 พบว่าการปรับขนาดของโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 จำนวนของโหนดที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0353 ซึ่งมีค่าน้อยสุดที่จำนวนโหนดเท่ากับ 22 โดยมีความสัมพันธ์กันทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.936 ที่สังเกตได้จากภาพประกอบที่ 4-7 โดยชุดโหนด 3-22 นั้นให้ค่าสหสัมพันธ์ดีที่สุดในระบบของมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตอีกทั้งชุดตรวจสอบ (validation set) ในชุดโหนด 3-22 พบว่าให้ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.9063 พบว่าผล

การวิเคราะห์ในมือนีพุดของระบบเป็นสามอินพุดให้ผลการวิเคราะห์ที่สามารถยอมรับได้เนื่องจากให้ค่าสหสัมพันธ์ที่ค่อนข้างเข้าใกล้

จากตารางที่ 4-7 สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียม โดยจะมีอินพุดของระบบเป็นสามอินพุด

node	R	RSE
3-22	0.936	0.0353
3-17	0.912	0.0411
3-12	0.904	0.0428
3-7	0.894	0.0449
3-2	0.845	0.0536



ภาพประกอบที่ 4-6 แสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยในโครงข่ายประสาทเทียม โดยจะมีอินพุดของระบบเป็นสามอินพุด

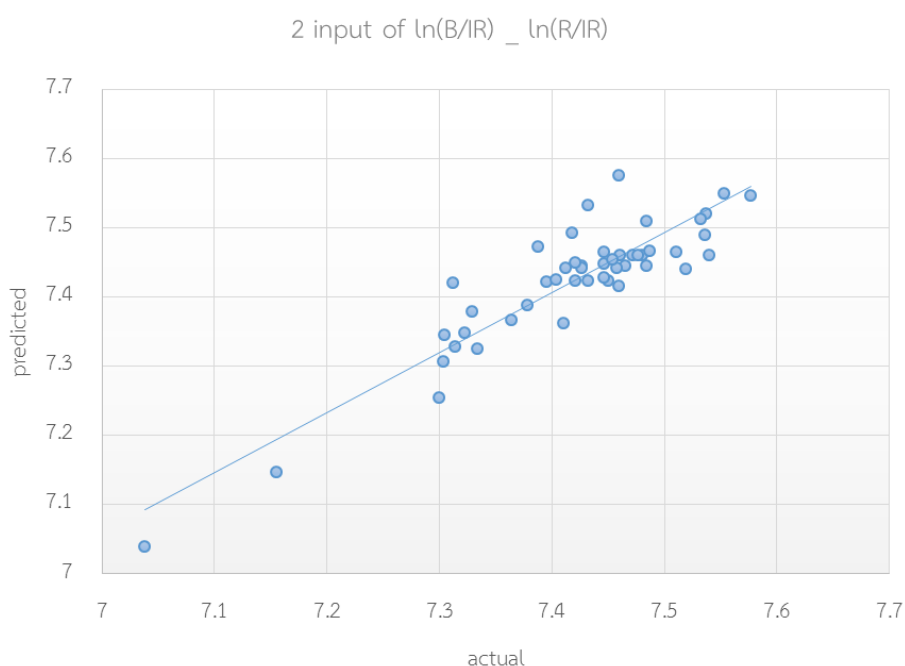
4.3.3.1 การวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุดของระบบเป็นสองอินพุด

ผลการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นผ่านหลอดชนิดยาที่บรรจุเลือดของผู้ป่วยโดยจะมีอินพุดของระบบเป็นสามอินพุดในการนำโครงข่ายประสาทเทียมมาวิเคราะห์ค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมกับระดับ pH ของผู้ป่วย โดยได้ทำการตัดข้อมูลที่ redundant ออกเพื่อลด

ความผิดพลาดของระบบ สังกะยจากตารางที่ 4-8 พบว่าค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมของอินพุตระบบเป็นสามอินพุตคือ $\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ กับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดนั้นมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.903 โดยมีค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0430 ซึ่งมีค่าน้อยสุด ดังภาพประกอบที่ 4-7

ตารางที่ 4-8 สรุปผลค่าสหสัมพันธ์และค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น โดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสองอินพุต

Type of input	R	RMSE
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$	0.871	0.504
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	0.848	0.0531
$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.875	0.0485
$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	0.891	0.0450
$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.903	0.0430
$\ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	0.854	0.0521



ภาพประกอบที่ 4-7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของ

ระบบเป็นสองอินพุตซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ได้จากเลือดหลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดปกติออกไป

4.3.3.2 วิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ที่ได้จากการวิเคราะห์กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสองอินพุตโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

จากตารางที่ 4-9 สามารถบอกได้ว่าค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตเมื่อเปรียบเทียบในแต่ละคู่แล้วมีค่าสำคัญทางสถิติที่มากกว่า 0.05 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

ตารางที่ 4-9 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ pH ในเลือดที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงห้าช่วงความยาวคลื่น

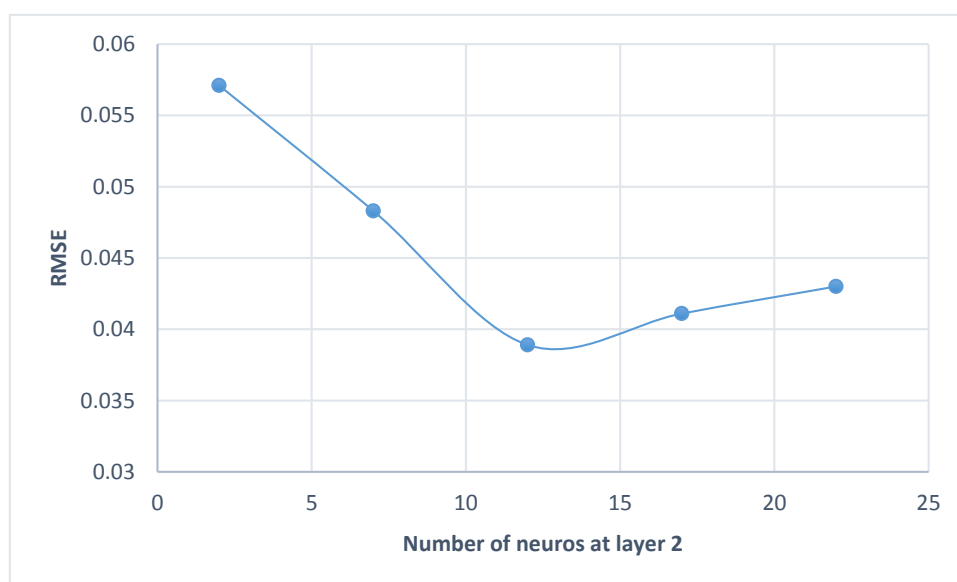
Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.003553	.044105	.006366	-.009254	.016360	.558	47	.579
Pair 2	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.007959	.062577	.009032	-.010212	.026129	.881	47	.383
Pair 3	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$.001228	.058439	.008435	-.015740	.018197	.146	47	.885
Pair 4	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.006551	.061103	.008819	-.011192	.024293	.743	47	.461
Pair 5	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$.009298	.055309	.007983	-.006762	.025358	1.165	47	.250
Pair 6	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.004406	.059717	.008619	-.012935	.021746	.511	47	.612
Pair 7	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	-.002324	.053397	.007707	-.017829	.013180	-.302	47	.764
Pair 8	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.002998	.062709	.009051	-.015211	.021206	.331	47	.742
Pair 9	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$.005745	.051998	.007505	-.009354	.020843	.765	47	.448
Pair 10	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	-.006730	.060424	.008721	-.024275	.010815	-.772	47	.444
Pair 11	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	-.001408	.062904	.009079	-.019673	.016857	-.155	47	.877
Pair 12	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$.001339	.055493	.008010	-.014774	.017453	.167	47	.868
Pair 13	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$.005322	.068085	.009827	-.014448	.025092	.542	47	.591
Pair 14	$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$.008069	.058226	.008404	-.008838	.024976	.960	47	.342
Pair 15	$\ln\left(\frac{G}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right) - \ln\left(\frac{UV}{IR}\right) - \ln\left(\frac{B}{IR}\right)$.002747	.064798	.009353	-.016068	.021562	.294	47	.770

4.3.3.3 การวิเคราะห์ห้กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตของ $\ln\left(\frac{B}{IR}\right) - \ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ โดยทำการปรับขนาดของโครงข่ายในชั้นซ่อนที่ 2

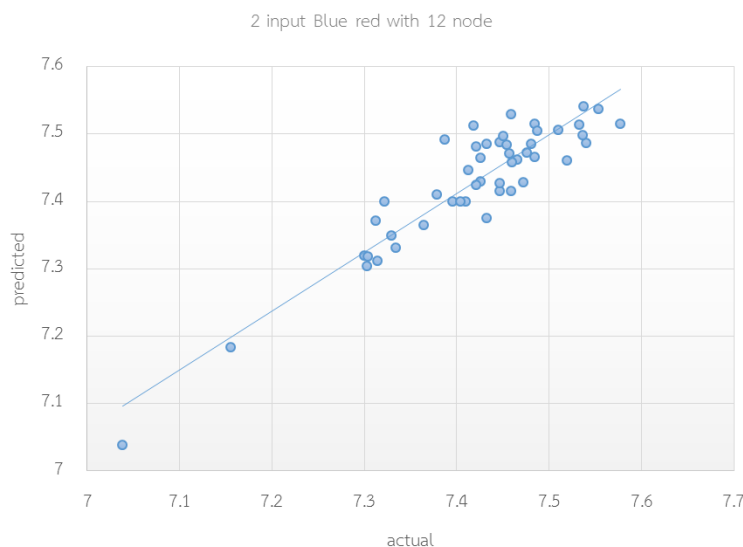
จากตารางที่ 4-10 และภาพประกอบที่ 4-8 พบว่าการปรับขนาดของโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 จำนวนของโหนดที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยเท่ากับ 0.0389 ซึ่งมีค่าน้อยสุดที่จำนวนโหนดเท่ากับ 12 โดยมีความสัมพันธ์กันทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.921 โดยชุดโหนด 3-12 นั้นให้ค่าสหสัมพันธ์ที่สูงที่สุดในระบบของอินพุตของระบบเป็นสองอินพุตอีกทั้งชุดตรวจสอบ (validation set) ในชุดโหนด 3-12 พบว่าให้ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.9517 พบว่าผลการวิเคราะห์ในมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุตให้ผลการวิเคราะห์ที่สามารถยอมรับได้เนื่องจากให้ค่าสหสัมพันธ์ที่ค่อนข้างเข้าใกล้ 1

ตารางที่ 4-10 สรุปผลการทดลองเมื่อทำการปรับขนาดโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสองอินพุต

node	R	RSE
3-22	0.903	0.0430
3-17	0.912	0.0411
3-12	0.921	0.0389
3-7	0.876	0.0483
3-2	0.822	0.0571



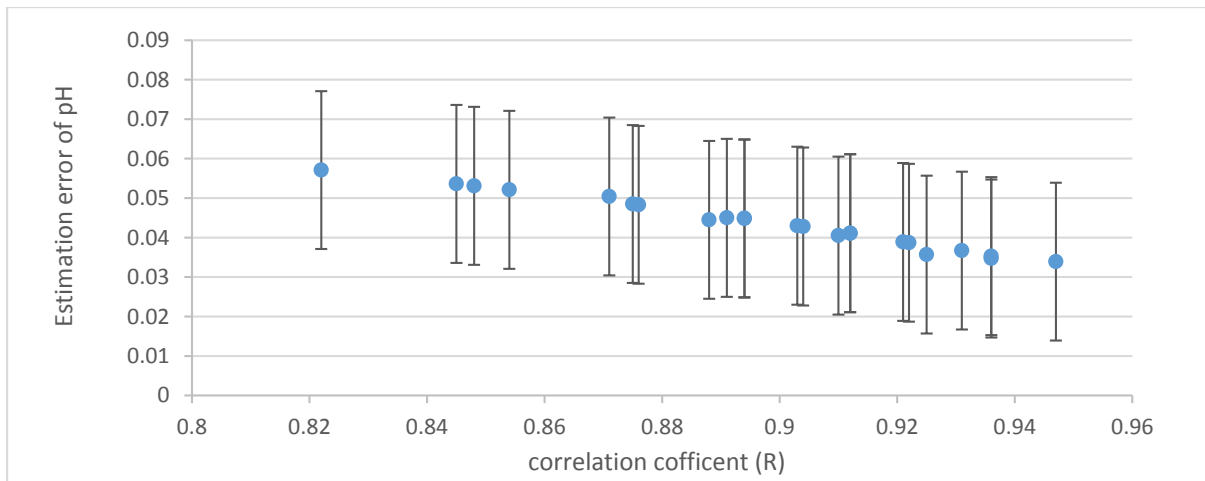
ภาพประกอบที่ 4-8 แสดงผลการทดลองระหว่างจำนวนโหนดในชั้นซ่อนที่ 2 ในโครงข่ายประสาทเทียมกับค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยในโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสามอินพุต



ภาพประกอบที่ 4-9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึมโดยจะมีอินพุตของระบบเป็นสองอินพุตซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับระดับ pH ของผู้ป่วย

4.4 สรุปการทดลองการหาค่าความสัมพันธ์ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมเป็นอินพุตของระบบ

โครงข่ายประสาทเทียมที่นำมาทดสอบเป็นโครงข่ายประสาทเทียมที่มีการเรียนรู้แบบมีผู้สอน (Supervised learning) โดยกระบวนการเรียนรู้แบบแพร่กลับและใช้กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principle component analysis) เข้ามาช่วยลดข้อมูลที่ซ้ำซ้อนกันในระบบโดยการจัดการข้อมูลได้ถูกแบ่งออกเป็นสองกลุ่มคือ กลุ่มที่ใช้ในการสอนประกอบด้วยข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 40 ข้อมูล และกลุ่มที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยข้อมูลที่ได้จากการทดลองจำนวน 8 ข้อมูล โดยข้อมูลในชั้นอินพุตประกอบด้วย $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$ ข้อมูลที่ถูกนำมาใช้การเปรียบเทียบคือ pH ของผู้ป่วยในเลือดจากโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ โดยจากภาพประกอบ ภาพประกอบที่ 4-10 นั้นแสดงค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า pH ของผู้ป่วยในเลือดเทียบกับค่าความสัมพันธ์พบว่ามีผลการทดลองของช่วงค่าความสัมพันธ์ตั้งแต่ 0.92 เป็นต้นไปนั้นจะให้ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินน้อยกว่า 0.04 unit pH โดยงานวิจัยนี้จะใช้โครงข่ายที่มีค่าความสัมพันธ์ตั้งแต่ 0.92



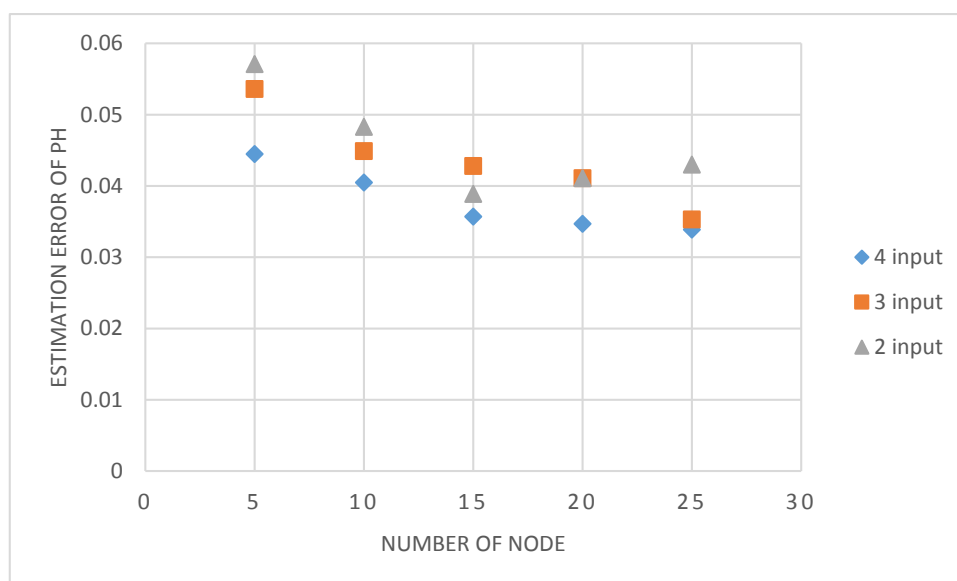
ภาพประกอบที่ 4-10 ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินค่า pH เทียบกับค่าสหสัมพันธ์

4.5 การเปรียบเทียบจำนวนอินพุตที่มีในโครงข่ายที่ให้ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินน้อยกว่า 0.04 unit pH

การทดลองที่ออกแบบจะประกอบไปด้วย 3 กรณี

1. กรณี 4 อินพุตประกอบด้วย $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$
2. กรณี 3 อินพุตประกอบด้วย $\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$, $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$
3. กรณี 2 อินพุตประกอบด้วย $\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$ และ $\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$

จากภาพประกอบที่ 4-11 แสดงถึงความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมิน pH ของผู้ป่วยในเลือดเทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่ายตามลำดับ พบว่ากรณีของ 4 อินพุตเมื่อทำการออกแบบให้โครงข่ายมีขนาดใหญ่ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินนั้นจะมีค่าต่ำสุดและเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายให้มีขนาดเล็กค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมินนั้นก็จะมีค่าต่ำกว่ากรณีที่ใช้ 3 อินพุต และ 2 อินพุต โดยจากรายที่ 4-11 วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของกรณี 4 อินพุต 3 อินพุต และ 2 อินพุต พบว่ามีค่าสำคัญทางสถิติที่มากกว่า 0.05 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้



ภาพประกอบที่ 4-11 ความผิดพลาดที่เกิดจากการประเมิน pH ของผู้ป่วยในเลือดเทียบกับจำนวนของโหนดที่ใช้ในโครงข่าย

ตารางที่ 4-11 วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของกรณี 4 อินพุต, 3 อินพุต และ 2 อินพุต

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	four_inputs - three_inputs	-.001152	.045525	.006571	-.014371	.012067	-.175	47	.862
Pair 2	four_inputs - two_inputs	-.009293	.048431	.006990	-.023356	.004770	-1.329	47	.190
Pair 3	three_inputs - two_inputs	-.008141	.035035	.005057	-.018314	.002032	-1.610	47	.114

บทที่ 5

สรุปวิจัยผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จุดมุ่งหมายของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีอยู่สองประการคือหนึ่งการพัฒนาเป็นข้อพิสูจน์แนวคิดวิธีการวัดโดยสเปกโทรสโกปีสำหรับการตรวจวัดค่าความเป็นกรด – ด่างในเส้นเลือดผ่านหลอดเลือดฝอย และสองตรวจสอบความเป็นไปได้ในการพัฒนาอัลกอริทึมที่อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลสเปกตรัมและระดับ pH ในหลอดเลือดฝอย

จากผลการศึกษาวิจัยโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสมซึ่งมีค่าแสงสะท้อนแต่ละความยาวช่วงคลื่นแสงในอัตราส่วนลอการิทึมเป็นอินพุตของข้อมูล หากต้องการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมที่ให้ค่าความแม่นยำสูงจะต้องใช้จำนวนข้อมูลอินพุตของระบบ 4 อินพุตประกอบไปด้วยแสงทั้งหมดห้าคลื่นแสงคือ อัลตราไวโอเล็ต น้ำเงิน เขียว แดง และอินฟราเรด ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบโครงข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อน และมีโหนดซ่อน 3 และ 22 โหนด มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับระดับ pH ของผู้ป่วยโดยค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.947 หากต้องการให้ขนาดของระบบเล็กลงแต่ยังมีความแม่นยำอยู่ในระดับที่รับได้ที่ไม่ห่างจากค่าจริงมากนัก โดยงานวิจัยนี้ทำการออกแบบโครงข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดซ่อน 3 และ 7 โหนด แต่ข้อจำกัดของการใช้อินพุตของระบบ 4 อินพุตต้องทำการวัดสัญญาณจากแสงทั้งหมดห้าคลื่นแสงระยะเวลาของการตรวจวัดแสงจากตัวอย่างที่ส่งมานั้นใช้ระยะเวลาที่ค่อนข้างนาน และหากนำมาประยุกต์เป็นอุปกรณ์ที่สามารถพกพาเพื่อตรวจสอบผู้ป่วยยามฉุกเฉินได้ต้องให้มีขนาดที่สามารถใช้ได้สะดวกยิ่งขึ้น ซึ่งถ้าหากต้องการให้มีขนาดของเครื่องมือที่เล็กลง และง่ายต่อการพกพาก็สามารถเลือกอินพุตของระบบ 2 อินพุตประกอบไปด้วยแสงทั้งหมดสามคลื่นแสงคือ น้ำเงิน แดงและอินฟราเรด การใช้ 2 อินพุตหากต้องการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมที่ให้ค่าความแม่นยำสูง โดยงานวิจัยนี้ทำการออกแบบข่ายโดยใช้ 2 ชั้นซ่อนและมีโหนดซ่อน 3 และ 12 โหนด ตามลำดับ มีความสัมพันธ์ทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญกับระดับ pH ของผู้ป่วยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.921 โดยข้อจำกัดของวิธีนี้คือ ค่าความแม่นยำมีน้อยกว่ากรณีที่ใช้ 4 อินพุต

5.2 ปัญหา และข้อเสนอแนะ

5.2.1 ปัญหา

งานวิจัยนี้ศึกษาการพัฒนาเป็นข้อพิสูจน์แนวคิดวิธีการใช้วิธีการวัดโดยสเปกโทรสโกปีสำหรับการตรวจวัดค่าความเป็นกรด – ด่างในเส้นเลือดผ่านหลอดเลือดฝอย โดยผู้ทำวิจัยทำการวัดข้อมูลเชิง

แสงจากอาสาสมัครในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ที่ส่งเลือดตรวจสอบมายังห้องตรวจเลือด blood gas & electrolyte ซึ่งไม่สามารถรับรู้ค่าอื่นใดหรืออาการป่วยของผู้ป่วยยกเว้น เพศกับระดับ pH อีกทั้งกลุ่มของข้อมูลที่ได้ทำการตรวจสอบด้วยเทคนิคเชิงนั้นเป็นคนที่ใช้ทั้งหมด ทำให้สามารถรับรู้ได้แก่ระดับ pH เฉพาะกลุ่มของคนไข้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์เท่านั้น อีกทั้งข้อมูลกรด-ด่างที่ได้มาวิเคราะห์นั้นเป็นช่วงแคบอยู่ระหว่าง 7.038- 7.577 unit pH ซึ่งส่งผลให้การวิเคราะห์ค่าจากโครงข่ายประสาทเทียมมีผลที่ค่อนข้างจะแม่นยำในช่วงของกรด-ด่างระดับนี้เท่านั้น ซึ่งการวิเคราะห์นี้เป็นการตรวจสอบเบื้องต้นโดยใช้เวลาได้ค่อนข้างที่จำกัดในหลายส่วนของงานวิจัยจึงเลือกการวิเคราะห์ผลจากโครงข่ายประสาทเทียมมาใช้เป็นการตรวจสอบเบื้องต้นของงานวิจัยนี้

5.2.2 ข้อเสนอแนะ

ผลลัพธ์ที่นำเสนอในรูปแบบนี้เป็นรากฐานที่มีความหวังสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์วัดค่าพารามิเตอร์ pH ในเลือดแบบที่ไม่รุกรานด้วยเทคนิคเชิงแสงให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

5.2.2.1 ควรที่จะมีการพัฒนาการคัดเลือกตัวแปรอิสระที่จะนำมาสร้างแบบจำลอง เนื่องจากแบบจำลองโครงข่ายประสาทประดิษฐ์จะนำตัวแปรอิสระทุกตัวมาทำการสร้างแบบจำลอง ซึ่งจะเห็นว่าตัวแปรอิสระบางตัวที่มีความสำคัญในการทำนายน้อยที่สามารถตัดทิ้งได้ โดยจะส่งผลให้ลดปริมาณการตรวจวัดข้อมูล และได้ตัวแปรอิสระที่จำเป็นที่สุดมาสร้างแบบจำลอง

5.2.2.2 สามารถพัฒนารูปแบบให้ประยุกต์ใช้ได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อเป็นอุปกรณ์ที่สามารถพกพาเพื่อตรวจสอบผู้ป่วยยามฉุกเฉินได้ทันตามอาการรักษาและสามารถพัฒนาในการประยุกต์ใช้วิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์อย่างอื่นในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง

5.2.2.3 ในขั้นตอนการทำนายค่า กรด-ด่าง ด้วยโครงข่ายประสาทเทียม การเลือกฟังก์ชันภายในเหมาะสม ซึ่งงานวิจัยส่วนใหญ่มักกำหนดฟังก์ชันแกนไว้ก่อน แล้วจึงปรับพารามิเตอร์ของฟังก์ชันภายในเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุดดังนั้นหากต้องการเลือกฟังก์ชันภายในที่เหมาะสมกับข้อมูลก็ยังคงมีการวิจัยเพิ่มเติม

บรรณานุกรม

- [1] W. G. Zijlstra and A. Buursma, "Spectrophotometry of Hemoglobin: Absorption Spectra of Bovine Oxyhemoglobin, Deoxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin", *Comparative Biochemistry and Physiology Part B: Biochemistry and Molecular Biology*, pp. 743–749, 1997.
- [2] N. Boalth, J. Wandrup, L. Larsson, P. A. Frischauf, F. C. Lundsgaard, W. L. Andersen, N.-H. Jensen, R. Singer, C. P. Troldborg and G. Lunding, "Blood gases and oximetry: calibration-free new dry-chemistry and optical technology for near-patient testing", *Clinica Chimica Acta*, pp. 225–233, 2001
- [3] J. Lee, J. G. Kim, S. B. Mahon, D. Mukai, D. Yoon, G. R. Boss, S. E. Patterson, G. Rockwood, G. Isom and M. Brenner, "Noninvasive optical cytochrome c oxidase redox state measurements using diffuse optical spectroscopy", *J. Biomed. Opt*, pp. 055001–055001, 2014
- [4] N. A. Rosen, W. E. Charash and E. F. Hirsch, "Near-infrared spectrometric determination of blood pH", *J. Surg. Res.*, pp. 282–286, AUG. 2002.
- [5] W. Jin, L. Wu, Y. Song, J. Jiang, X. Zhu, D. Yang and C. Bai, "Continuous Intra-Arterial Blood pH Monitoring by a Fiber-Optic Fluorosensor", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1232–1238, 2011.
- [6] Maynard, J. D. (2005, Sep 13). Determination of pH including Hemoglobin Correction. United States Patent.
- [7] M. R. Raoufy, P. Eftekhari, S. Gharibzadeh and M. R. Masjedi, "Predicting Arterial Blood Gas Values from Venous Samples in Patients with Acute Exacerbation Chronic Obstructive Pulmonary Disease Using Artificial Neural Network", *J Med Syst*, p. 483–488, NOV. 2009
- [8] Mendelson, Y. "Optical Sensors.", *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [9] P. Verwaerde, C. Malet, M. Lagente, F. de la Farge and J. P. Braun, "The accuracy of the i-STAT portable analyser for measuring blood gases and pH in whole-blood samples from dogs", *Res. Vet. Sci.*, pp. 71–75, AUG. 2002
- [10] V. Bhaganvan N. (2011). water, acid, bases, and buffers. in Ha Chung Eun, *Essentials of medical Biochemistry*, p.9-18. Elsevier Inc.
- [11] A.M.M. ATTIA, GHADA M. NABIL, FATMA A. IBRAHIM, NAHED S. HASSAN. "MULTI-COMPONENT SPECTROPHOTOMETRIC DETERMINATION OF INACTIVE AND ACTIVE HEMOGLOBINS IN RAT AND MICE BLOOD." *ROMANIA J. BIOPHYS*, 2011: 267-276..

- [12] M. El Sherif, O. A. Bayoumi และ T. Z. N. Sokkar, "Prediction of absorbance from reflectance for an absorbing-scattering fabric", *Color Res. Appl.*, p. 32–39, 19.
- [13] M. K. Alam และ M. R. Robinson, "Near-infrared noninvasive determination of pH in pulse mode", US6542762 B1, 01-Apr.-2003.
- [14] กนกพร อุคมนตรีพิงศ์.(2003) "Arterial Blood Gas Analysis".*New insight in Pediatric Critical Care*,(p127).144
- [15] Hassan.A.(2013).*Handbook of blood gas/acid-base interpretation*.Springer london Heidelberg New York Dordrecht
- [16] รศ.ดร.จตุพร วุฒิกนกกาญจน "การวิเคราะห์พอลิเมอร์ด้วยเทคนิคทางสเปกโตรสโกปี" คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ.มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
- [17] James M. Learn. "THE MEASUREMENT OF THE MEASUREMENT OF TRANSMISSION , ABSORPTION ,EMISSION , AND REFLECTION." *Handbook of Optics: Devices, Measurements, and Properties, Volume II*, p. 25.1-25.25. McGraw-Hill Professiona, 2010.
- [18] A.Rouessac F.Rouessac. "SAMPLE ANALYSIS TECHNIQUES." *CHEMICAL ANALYSIS MODERN INSTRUMENTATION METHODS AND TECHNIQUES*, 225-230. John Wiley& Sons Ltd., 2007
- [19] N.T. Hagan,*Neural network design Boston:Thomas/learning*
- [20] Ashfaq Hasan. "Acids and Base" in *Handbook of blood Gas/Acid-Base Interpretation*, 2nd ed., London: Springer, 2013, pp.95-122.
- [21] Thomas Krarup. "New QC process validates new blood gas technology at each measurement", *Clinica Chimica Acta*, vol.307, pp.75-85, May 2001.
- [22] Nicolas Boaltha, ,Jesper Wandrupb, Lasse Larssonc, Peter A Frischaufa, Finn C Lundsgaarda, Willy L Andersena, Niels-Henrik Jensena, Rolf Singera, Carl P Troldborga, Gitte Lundinga. "Blood gases and oximetry: calibration-free new dry-chemistry and optical technology for near-patient testing", *Clinica Chimica Acta*, vol.307, pp.225-233, May 2001.
- [23] Weizhong Jin, Lingxiang Wu, Yuanlin Song. "Continuous Intra-Arterial Blood pH Monitoring by a Fiber-Optic Fluorosensor", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.58, pp.1232 – 1238, 2011.

- [24] F.J.F. Martin, J.C.C. Rodriguez, J.C.A. Anton, J.C.V. Perez, I. Sanchez-Barragan, J.M. Costa-Fernandez, A. Sanz-Medel. "Design of a low-cost optical instrument for pH fluorescence measurements", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 55, pp. 1215 – 1221, Aug. 2006.
- [25] N.T. Hagan, Neural network design Boston: Thomas/learning
- [26] Rosen, N.A., Charash, W.E., & Hirsch, E.F. (2002). Near-Infrared Spectrometric Determination of Blood pH, Journal of Surgical Research, 106, 282-286.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

ผลการลงวัดสัญญาณเชิงแสงอัตราส่วนลอกการิทึม

ผลการทดลองวัดสัญญาณเชิงแสงอัตราส่วนลอการิทึม

$\ln\left(\frac{UV}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{B}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{G}{IR}\right)$	$\ln\left(\frac{R}{IR}\right)$	pH
0.334242	0.714263	0.579665	-0.35448	7.41
0.403912	0.65584	0.480452	-0.4512	7.446
0.288156	0.325231	0.410971	-0.62853	7.537
0.410027	0.967158	0.463493	-0.48631	7.532
0.161668	0.808673	0.595333	-0.69207	7.553
0.502698	0.751317	0.741747	-0.47292	7.472
0.183586	0.790267	0.524707	-0.55978	7.426
0.473163	0.956153	0.265837	-0.66319	7.364
0.663648	1.218108	0.684035	-0.31498	7.334
0.27252	0.630647	0.593217	-0.73872	7.48
0.187187	1.043993	0.71253	-0.50293	7.314
-0.13807	0.707044	0.480373	-0.76461	7.459
0.447005	1.035558	0.764725	-0.27485	7.3
0.15881	0.775288	0.56682	-0.5657	7.432
-0.10725	0.672057	0.61262	-0.7371	7.387
-0.0791	0.640867	0.420466	-0.72314	7.446
-0.33107	0.236117	0.187786	-0.92652	7.465
-0.07414	0.709474	0.460748	-0.54145	7.418
-0.40828	0.472801	0.206217	-0.94996	7.426
-0.16265	0.644327	0.401219	-0.76639	7.54
-0.02394	0.76356	0.647049	-0.5662	7.312
0.134887	0.522723	0.271621	-0.54206	7.484
0.513312	0.623236	0.438279	-0.61781	7.329
0.379553	0.606674	0.214672	-0.32084	7.395

0.176269	0.321656	0.258819	-0.60761	7.432
0.231581	0.611244	0.260117	-0.66676	7.51
0.322453	0.79086	0.589589	-0.34668	7.322
0.391834	0.784371	0.428046	-0.50571	7.484
0.297728	0.842188	0.295251	-0.47024	7.459
0.47261	0.856113	0.373868	-0.50809	7.421
0.062416	0.443002	0.111688	-0.63206	7.487
-0.1585	0.440322	0.167888	-0.90144	7.519
0.149106	0.83008	0.319845	-0.62301	7.404
0.293665	1.030123	0.438044	-0.43886	7.378
0.275551	0.429133	0.196175	-0.62234	7.476
0.180192	0.80558	0.227483	-0.72349	7.304
0.273118	0.601671	0.321603	-0.78977	7.421
0.491437	0.730392	0.429107	-0.70269	7.577
-0.07997	0.494452	0.136449	-0.83788	7.457
0.055709	0.161045	0.296512	-0.85755	7.46
0.409325	0.948827	0.711462	-0.48703	7.303
0.027883	0.687063	0.635228	-0.64498	7.45
0.329293	0.89952	0.39686	-0.52418	7.155
0.235767	0.859583	0.469827	-0.58104	7.038
0.022305	0.356675	0.031448	-1.10102	7.412
0.656141	0.75642	0.317611	-0.62895	7.446
0.173636	0.791448	0.628959	-0.54718	7.536
-0.12761	0.622476	0.298844	-0.7901	7.454

ภาคผนวก ข
เอกสารรับรองจริยธรรม

เอกสารรับรองจริยธรรม

AF/17-03/01.1



คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

หนังสือฉบับนี้ให้ไว้เพื่อแสดงว่า

รหัสโครงการ:	59-129-19-9	
ชื่อโครงการ (ภาษาไทย):	การประเมิน ค่าไบคาร์บอเนต,ค่าความดันของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ และ ค่าความเป็นกรดด่าง ในเลือดด้วยเทคนิคเชิงแสง	
ชื่อโครงการ (ภาษาอังกฤษ):	Investigation of Bicarbonate ,Pressure of Carbon Dioxide and pH analysis in Blood using Optical Techniques	
ผู้วิจัยหลัก:	นายณัฐกร มีเงิน	สังกัด: นักศึกษาระดับปริญญาโท ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อาจารย์ที่ปรึกษา/ ผู้ร่วมวิจัย:	รศ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา	สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อาจารย์ที่ปรึกษา/ ผู้ร่วมวิจัย:	ผศ. สวัสดิ์ ตันทนุช	สังกัด: ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อาจารย์ที่ปรึกษา/ ผู้ร่วมวิจัย:	นายอัปศลอาชิต หนีมุสา	สังกัด: ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

เอกสารที่รับรอง:

1. แบบเสนอเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ เวอร์ชัน 2.0 ฉบับวันที่ 7 มิถุนายน 2559
2. โครงการวิจัยฉบับสมบูรณ์ เวอร์ชัน 2.0 ฉบับวันที่ 7 มิถุนายน 2559
3. แบบบันทึกข้อมูล
4. ประวัติผู้วิจัย

ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ โดยยึดหลักเกณฑ์ตามประกาศ เฮลซิงกิ (Declaration of Helsinki) และแนวทางการปฏิบัติการวิจัยทางคลินิกที่ดี (The International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice หรือ ICH-GCP) โดยให้รายงานความก้าวหน้าของโครงการวิจัยทุก 12 เดือน

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์นายแพทย์บุญลีน ตั้งตระกูลวนิช)

ประธานคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

วันที่รับรอง: 14 มิถุนายน 2559

วันหมดอายุ: 13 มิถุนายน 2560

สำนักงานจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
15 ต.กาญจนวนิช อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90110
โทรศัพท์ 0-7445-1149, 0-7445-1157
โทรสาร 0-7421-2900

ภาคผนวก ค

Data sheet ของ LT3092 และ TSL257



LT3092

200mA 2-Terminal Programmable Current Source

FEATURES

- Programmable 2-Terminal Current Source
- Maximum Output Current: 200mA
- Wide Input Voltage Range: 1.2V to 40V
- Input/Output Capacitors Not Required
- Resistor Ratio Sets Output Current
- Initial Set Pin Current Accuracy: 1%
- Reverse-Voltage Protection
- Reverse-Current Protection
- <math><0.001\%/V</math> Line Regulation Typical
- Current Limit and Thermal Shutdown Protection
- Available in 8-Lead SOT-23, 3-Lead SOT-223 and 8-Lead 3mm × 3mm DFN Packages

APPLICATIONS

- 2-Terminal Floating Current Source
- GND Referred Current Source
- Variable Current Source
- In-Line Limiter
- Intrinsic Safety Circuits

DESCRIPTION

The LT[®]3092 is a programmable 2-terminal current source. It requires only two resistors to set an output current between 0.5mA and 200mA. A multitude of analog techniques lend themselves to actively programming the output current. The LT3092 is stable without input and output capacitors, offering high DC and AC impedance. This feature allows operation in intrinsically safe applications.

The SET pin features 1% initial accuracy and low temperature coefficient. Current regulation is better than 10ppm/V from 1.5V to 40V.

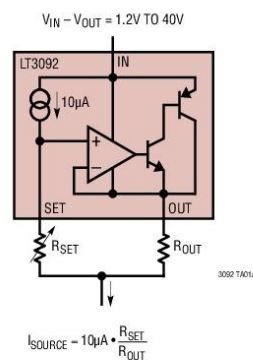
The LT3092 can operate in a 2-terminal current source configuration in series with signal lines. It is ideal for driving sensors, remote supplies, and as a precision current limiter for local supplies.

Internal protection circuitry includes reverse-battery and reverse-current protection, current limiting and thermal limiting. The LT3092 is offered in the 8-lead TSOT-23, 3-lead SOT-223 and 8-lead 3mm × 3mm DFN packages.

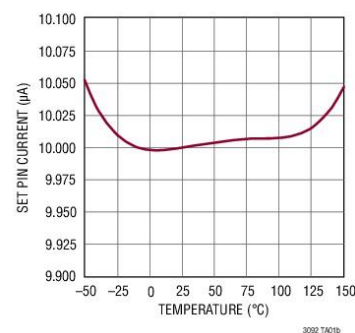
LT, LT, LTC, LTM, Linear Technology and the Linear logo are registered trademarks of Linear Technology Corporation. All other trademarks are the property of their respective owners.

TYPICAL APPLICATION

Adjustable 2-Terminal Current Source



SET Pin Current vs Temperature

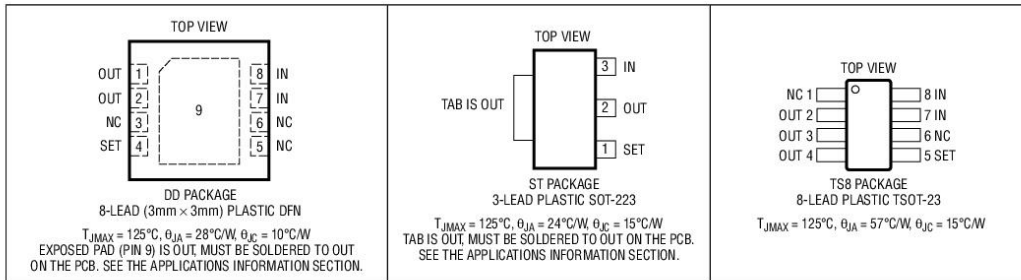


LT3092

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Note 1) All Voltages Relative to V_{OUT}

IN Pin Voltage Relative to SET, OUT..... $\pm 40V$	Operating Junction Temperature Range (Notes 2, 8)
SET Pin Current (Note 6) $\pm 15mA$	E, I Grades $-40^{\circ}C$ to $125^{\circ}C$
SET Pin Voltage (Relative to OUT, Note 6) $\pm 10V$	MP Grade..... $-55^{\circ}C$ to $125^{\circ}C$
Output Short-Circuit Duration Indefinite	Storage Temperature Range $-65^{\circ}C$ to $150^{\circ}C$
	Lead Temperature (ST, TS8 Packages Only)
	Soldering, 10 sec $300^{\circ}C$

PIN CONFIGURATION



Datasheet ของ TSL257



TSL257

High-Sensitivity Light-to-Voltage Converter

General Description

The TSL257 is a high-sensitivity low-noise light-to-voltage optical converter that combines a photodiode and a transimpedance amplifier on a single monolithic CMOS integrated circuit. Output voltage is directly proportional to light intensity (irradiance) on the photodiode. The TSL257 has a transimpedance gain of $320\text{M}\Omega$. The device has improved offset voltage stability and low power consumption and is supplied in a 3-lead clear plastic sidelooker package with an integral lens. When supplied in the lead (Pb) free package, the device is RoHS compliant.

Ordering Information and Content Guide appear at end of datasheet.

Key Benefits & Features

The benefits and features of TSL257, High-Sensitivity Light-to-Voltage Converter are listed below:

Figure 1:
Added Value of Using TSL257

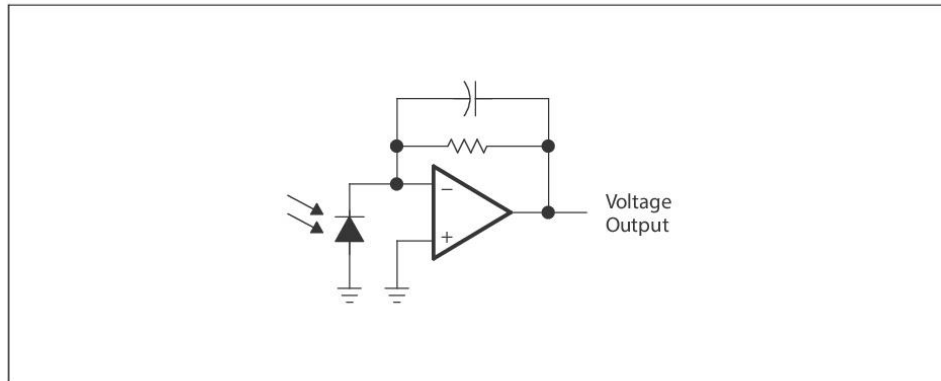
Benefits	Features
<ul style="list-style-type: none"> Enables Extremely Fast Response to Change 	<ul style="list-style-type: none"> Single Photo-Diode and Trans Impedance Architecture
<ul style="list-style-type: none"> Enables Fast Response to Visible Light in Range of 400nm to 700nm Wavelengths 	<ul style="list-style-type: none"> 160μs Output Rise-Time Response
<ul style="list-style-type: none"> Provides for High Sensitivity to Detect a Small Change in Light 	<ul style="list-style-type: none"> High Irradiance Responsivity: Typically $1.68\text{V}/(\mu\text{W}/\text{cm}^2)$ at $\lambda_p = 645\text{nm}$
<ul style="list-style-type: none"> Provides Additional Sensitivity Advantages 	<ul style="list-style-type: none"> 2x Gain Lens
<ul style="list-style-type: none"> Provides Full Dynamic Range 	<ul style="list-style-type: none"> Rail-To-Rail Output Swing

- Converts Light Intensity to Output Voltage
- Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Operational Amplifier, and Feedback Components
- High Sensitivity
- Single Voltage Supply Operation (2.7V to 5.5V)
- Low Noise (200 μVrms Typ to 1kHz)
- High Power-Supply Rejection (35dB at 1kHz)
- Compact 3-Leaded Plastic Package
- RoHS Compliant (-LF Package Only)

Functional Block Diagram

The functional blocks of this device are shown below:

Figure 2:
TSL257 Block Diagram



Pin Assignment

The TSL257 pin assignments are described below.

Figure 3:
Pin Diagram of Package S Sidelooker (Front View)

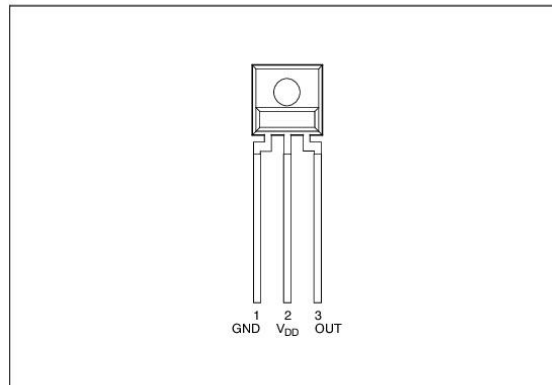


Figure 4:
Pin Diagram of Package SM Surface Mount Sidelooker (Front View)

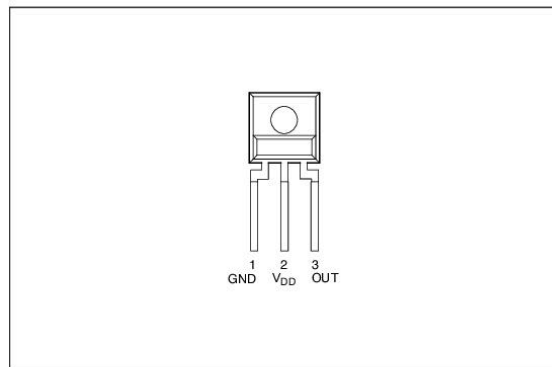
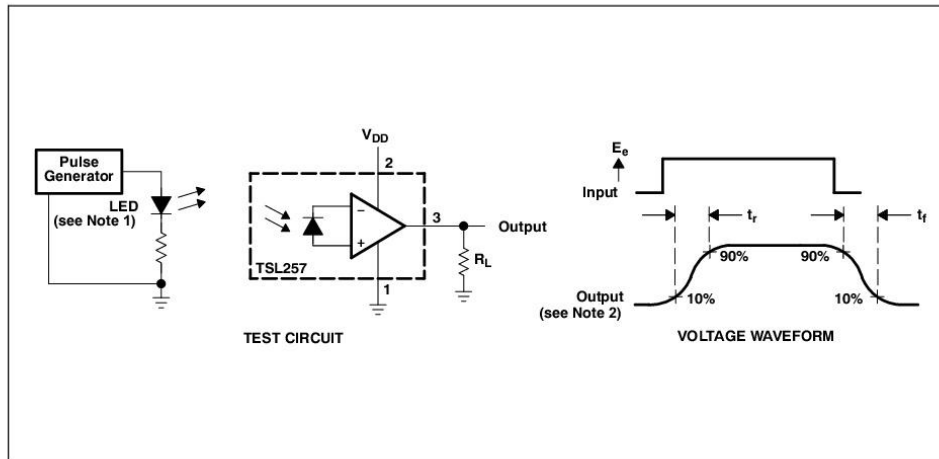


Figure 5:
Terminal Functions

Terminal		Description
No.	Name	
1	GND	Ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
2	V _{DD}	Supply voltage
3	OUT	Output voltage

Parameter Measurement Information

Figure 10:
Switching Times



Note(s):

1. The input irradiance is supplied by a pulsed InGaN light-emitting diode with the following characteristics: $\lambda_p = 470\text{nm}$, $t_r < 1\mu\text{s}$, $t_f < 1\mu\text{s}$.
2. The output waveform is monitored on an oscilloscope with the following characteristics: $t_r < 100\text{ns}$, $Z_i \geq 1\text{M}\Omega$, $C_i \leq 20\text{pF}$.

Typical Operating Characteristics

Figure 11:
Photodiode Spectral Responsivity

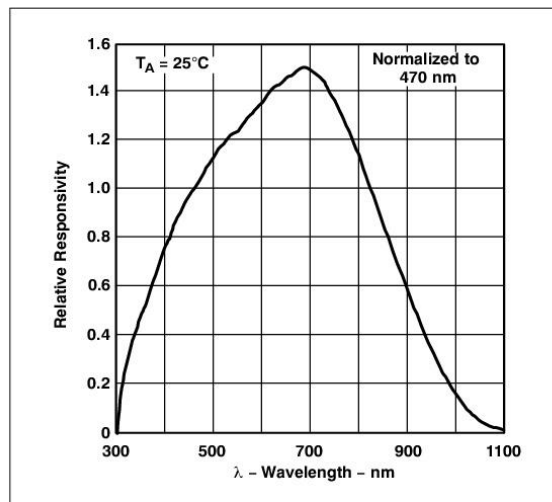
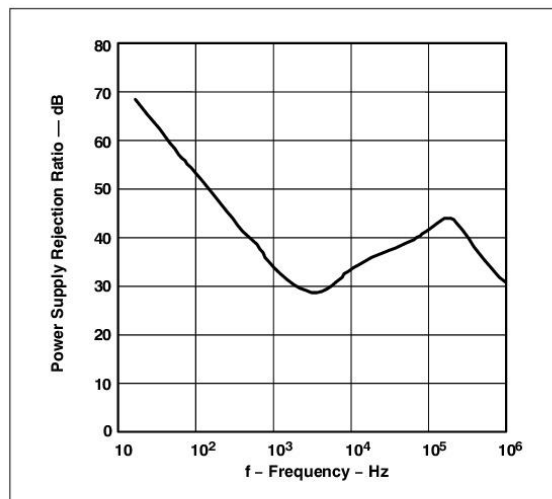
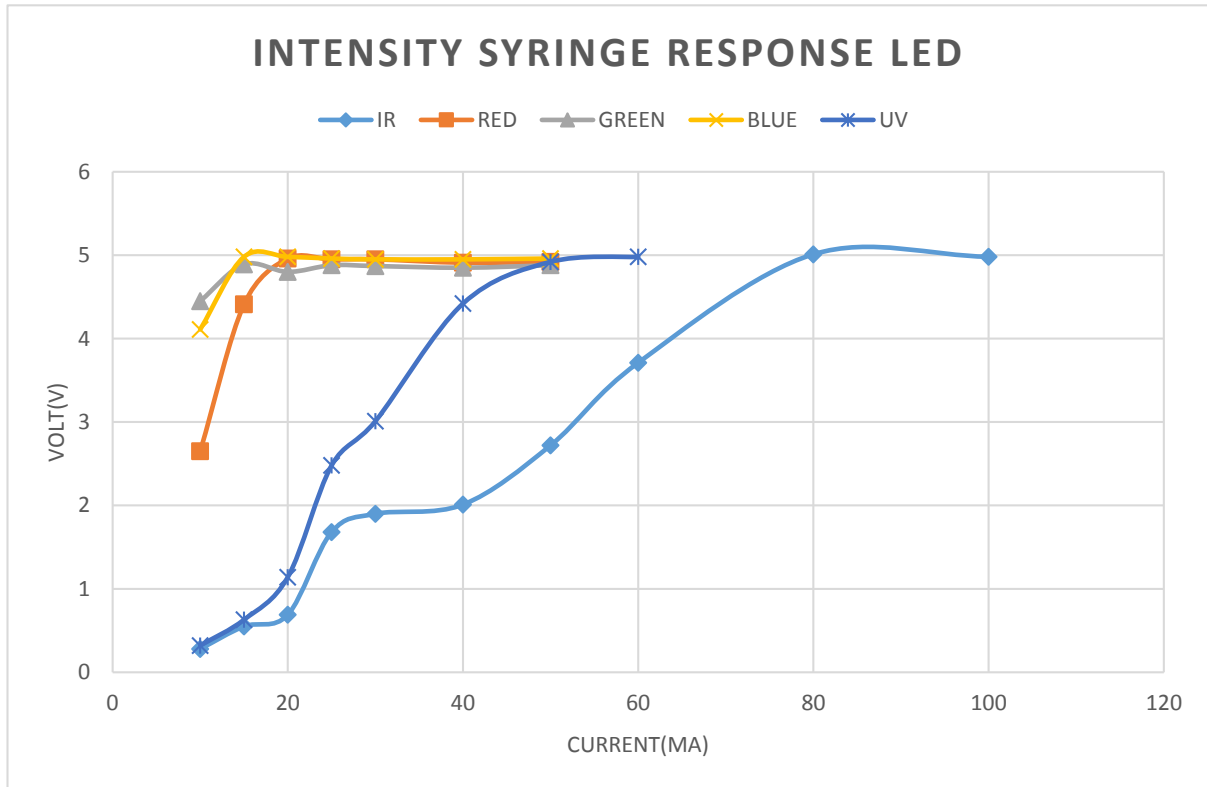


Figure 12:
Power Supply Rejection Ratio vs. Frequency



ภาคผนวก ง

การตอบสนองพอลิเมอร์ของหลอดฉีดยากับแสงแต่ละช่วงคลื่นแสง



กราฟแสดงผลการทดลองการตอบสนองพอลิเมอร์ของหลอดชนิดยากับแสงแต่ละช่วงคลื่นแสง

ภาคผนวก จ

Proceeding' tile

“Measurement Study of Human Blood pH based on Optical Technique by Back Propagation Artificial
Neural Network “

Presented in

the 2017 International Electrical Engineering Congress (iEECON2017)

8-10 March 2017, Pattaya , Thailand



CERTIFICATE OF PRESENTATION



This is to certify that

Nattakoon Meengoen and Booncharoen Wongkittisuksa

presented a paper entitled

Measurement Study of Human Blood pH based

on Optical Technique by Back Propagation Artificial Neural Network

at The 2017 International Electrical Engineering Congress (iEECON2017)

8 -10 March 2017, Pattaya, Thailand

A. PK

**Assoc. Prof. Dr. Athikom Roeksabutr
EEAAT President**

Bhumkittipich

**Assoc. Prof. Dr. Krischonme Bhumkittipich
iEECON2017 General Chair**

Measurement Study of Human Blood pH based on Optical Technique by Back Propagation Artificial Neural Network

Nattakoon Meengoen

Department of Electrical Engineering, Faculty of
Engineering Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla 90112, Thailand
nattakoon.m@gmail.com

Booncharoen Wongkittisuksa

Department of Electrical Engineering, Faculty of
Engineering Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla 90112, Thailand
booncharoen.w@psu.ac.th

Sawit Tanthanuch

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering
Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla 90112, Thailand
sawit.t@psu.ac.th

Abstract— To verification of concept, a spectroscopic method for measurement of pH in human blood through the syringe based on backpropagation artificial neural network (BP-ANN). In this paper the feasibility of design and fabricate measurement of pH was consist of 5LEDs as light source, 2 photodiodes as sensor to measure the light intensity and calculate the blood pH. The spectral data of 48 subjects were measured. Principal component analysis (PCA) was applied to deduct the dimensional of collected spectral data to reduce the infestation of redundant data. In such cases, the principal component analysis has taken as inputs of BP-ANN to correlate and predict blood pH. The calculated blood pH by BP-ANN with PCA is quite a desirable with standard error of 0.015 and 0.023 919 in validation and testing, correlations coefficient (R) 0.992 and 0.919 in validation and testing . Inspecting the accuracy of BP-ANN model results produce by statistical analysis with a relative analytical error all under 3% in validation, and testing. The results are proved that a good correlation between absorbance data with actual pH, and the model is in good agreement. Hence, the method of BP-ANN with PCA is a potential for the absorbance detection of pH in human blood through the syringe.

Keywords— blood pH; BP-ANN; optical technique

I. INTRODUCTION

Blood pH is one of biomedical measurement of concentration which tests in the critical physiological parameter to monitor the acid and base state in risky ill patients. Practically, pH state related to functional of importance organs in the body and need to be kept in a normal range typically 6.35-7.45 in healthy human. However, the body organ is affected of a little permutation of blood pH. Many application of optical technique have been applied to the development of pH [1].

Nowadays, the pH is measured by small amount of blood sample into a blood gas analyzer [2][3] or measured directly in the blood of an inline pH-sensor [4]. Both methods are loaded

with drawback, 1) The blood gas analyzers are high cost and required chemical reagent therefore analysts are operated after symptoms recur. 2) Therapeutic reaction can be delayed. 3) Inline blood sensor can be contaminated the blood. Thence, there is requirement a method that is both non-invasive and low cost. Spectroscopic method from spectral region of 400-850 nm is used, have the potential of fulfilling all criteria such as a nondestructive, fast, without chemical reagents and have a good penetrative of body fluid and variety of clinical application[5][6].

The pH level from fluorescence measurement is based on a detection of acid and base concentration which are not related directly to hydrogen ions at spectral region of 400-850 nm. However, these ions interacted with hemoglobin and changed in near infrared spectrum. The spectrum of hemoglobin is different too much from oxygen saturation. Therefore, multivariate calibration method quantified the effect of hydrogen ions [7].

This study is to develop, as a verification of concept, a spectroscopic method for measurement of pH in human blood through the syringe in system design and approach. The researchers were decided to use a light source in near infrared range to emit the blood pass thought the syringe with reflection measurement. The absorbance replies on Beer-Lambert's law. Combined BP-ANN with PCA, we selected the optimal network structure, create the ratio of absorbance analysis model of pH level and consulted the accuracy for detecting pH in human based on this method.

II. MATERIAL AND METHOD

A. Hardware System

Hardware system consists of light emitting diode (LED), photodiode is a sensor with light intensity measurement unit, LT3092 and data acquisition. Figure 1 was showed the block

diagram of spectrophotometric hardware system. This device obtained a pulse frequency of 1.25 Hz with duty cycle of 10 % that is generated by Labview [8]. The multifunction DAQ USB-6009M was produced by National Instruments that is a 14-bit analog-digital conversion chip. The maximum sampling rate is 48 Ks/s [9] and it is selected for the data acquisition. The pulse rate was controlled constant electric current by external circuit make up of LT3092. 5LEDs are ultraviolet light, blue light, green light, red light and infrared light which are selected to light source. Photodiode (TSL257) is used as sensors to detect the light intensity. This device is low noise light to voltage, improve offset voltage and low power consumption. This study used two photodiodes that have been applied as photodetectors, one for monitor the optical power from LED, another one for collecting the fluorescence signal from sample. Thus, escaping the affectation from mutability of the optical power of LED [8][10][11]. Figure 2 was showed the optical head of this hardware.

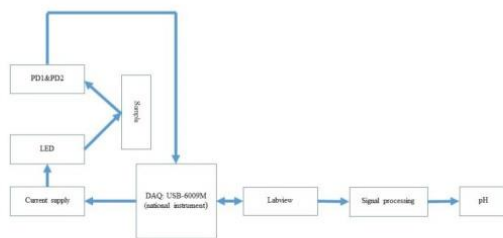


Figure 1 the block diagram of spectrophotometric hardware system.

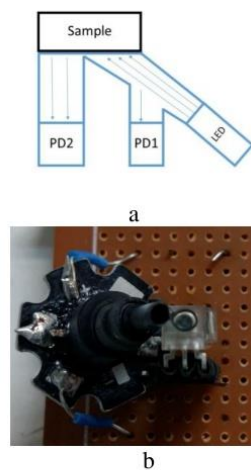


Figure 2 schematic representation (a) and a picture (b) of the optical head of this hardware.

Optical sensing is a useful method to detect pH in blood. This technique is based on a qualification that different compounds absorb light at different wavelengths described from the attenuation by beer-lambert law is given by Eq.1 [12].

$$A = -\log_{10}\left(\frac{I_{fluor}}{I_{monitor}}\right) \quad (1)$$

where A is the absorbance, I_{fluor} is light intensity to collect the fluorescence signal from sample, and $I_{monitor}$ is light intensity to monitor the optical power from LED.

B. Experimental Section

The spectral data was measured from 48 subjects (23-92 years, 30 males and 18 females), who were the patients in Songklanakarind Hospital, Prince of Songkla University, Thailand. The study was endorsed by the hospital's research ethical considerations and informed consent was acquired from all subjects. The spectral data was obtained by optical head of the measuring equipment, which are the ratio of absorbance under beer-lambert law from equation 1. Before get the reference pH, samples were analyzed by automatic blood gas analyzer. The distribution for pH in different absorbance are reported in table 1.

Table 1 The distribution for pH in different the ratio of absorbance

	The ratio of absorbance				pH reference
	A1	A2	A3	A4	
Max	0.664	1.218	0.765	-0.275	7.577
Min	-0.408	0.161	0.031	-1.101	7.038
Mean	0.180	0.707	0.397	-0.623	7.432
Std.	0.254	0.227	0.187	0.180	0.101

C. Software System

Software system was developed to predict pH of the sample by train the neural network using data at the ratio of absorbance using the trained neural network.

ANN is the mathematical model that interconnected network of simple processing with adjust weights, compose of the neural structure an organize in layer. The general structure of ANN has weight input, summation and activation function and output [13].

In this study, the multilayer perception (MLP) is a feedforward artificial neural network which leaning rule utilizes the backpropagation (BP) algorithm for training the network. The attendance technique involves an ANN estimate the pH (output) when a desired absorbance was given as input. The

original data input was collected by our device. Some redundant variable might be affected to the model. To have appropriate optimal of input, for reducing dimension of data input by Principle component analysis (PCA), so the superlative PCA is used as the input of BP-ANN [14].

After several demonstration with different network configuration and with learning algorithms, the most suitable network conformation is 4x3x22x1 with LM algorithms. Figure 3 was showed the illustration of ANN structure to analyze the effect of absorbance on pH. This mean , the neural network has one input layer with four neurons, two hidden layer with tree neurons and twenty two neurons were used hyperbolic tangent sigmoid transfer function and one output layer was used Linear transfer function.

Evaluation criteria : the prediction accuracy was described by R (correlation coefficient) and RMSE (root mean square error) between the estimation and actual pH, and estimated measurement error , which was calculated by RMSE, described in Eq.2[13][15].

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\hat{y}_i - y_i)^2}{N}} \quad (2)$$

Where \hat{y}_i and y_i are absorbance estimated and referred to pH values, successively, and N is the number of sample. A good model estimation ability present by A high R and low RMSE.

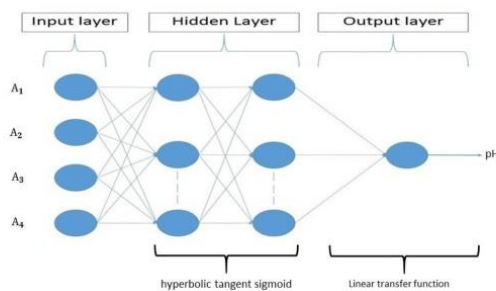


Figure 3 ANN structure to analyze the effects of absorbance on pH.

III. RESULT AND DISCUSSION

Data summation of training set, validation set and testing set with the ratio 4:1:1, 32 samples were selected for training set, 8 samples were selected for validation set and 8 samples were selected for testing set.

The optimal of neuron number in hidden layer based on the criteria of lowest value of root mean square error (RMSE). Figure 4 was showed the RMSE of the different neurons in hidden layer. Concerning at figure 4, if the neuron numbers

increase in the second hidden layer, the RMSE will decrease. Exceeding the RMSE, the estimated output is far away from the actual value.

The optimal BP-ANN estimated the output for absorbance inputs. The pH prediction by BP-ANN in validation process with actual values by automatic blood gas analyzer (BGA) was showed in figure 5. The correlation coefficient (R) was 0.992, standard error of validation was 0.015, and relative error was 1.81%. Testing set actually test the model predict the output of pH, figure 6 was showed the result between BGA and estimated by BP-ANN in testing process. The correlation coefficient (R) was 0.919, standard error of test was 0.023, and relative error was 1.99%.

The results showed that a good point of The PCA with BP-ANN model. It was high because sample set and pH showed a good correlation, noticed from above figure. Furthermore, relative analytical error under 3% in validation and testing observed that is no significant differences the results and validation, and testing results. It was presented that we can select of network parameter, algorithms and proper trained network, there tends to give appropriate answer, when the network has not seen inputs before. However, several samples were predicted further away from the regression line then others. The reason for this problem is a light scattering that is influenced on oxygen changed on hemoglobin to have effect on the spectral data in this wavelength range. This will be improved the next section.

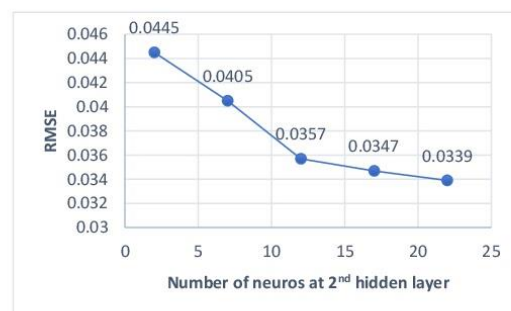


Figure 4 RMSE of the different neurons in hidden layer.

IV. CONCLUSION

This study dealt with the analysis of the ratio of absorbance on pH in human blood through the syringe. Researchers applied to instrument with 5LEDs source are simple, cheap, and effective to develop a system for detecting and predicting pH in human blood through the syringe. In addition, using the optimum section of BP-ANN combined with PCA that were used for establishing four neurons in the input layer, one neuron in the output layer and two hidden layers for the number of neurons in the first hidden layer is three neurons and the second hidden layer is twenty two neurons. The analysis

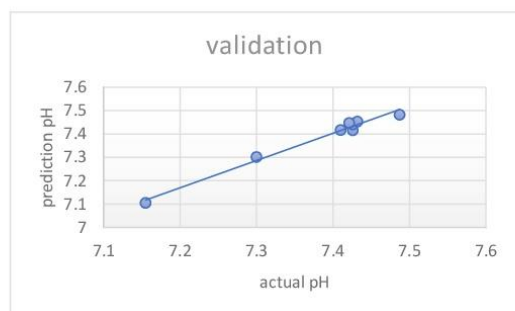


Figure 5 pH prediction by neural network in validation process with actual values by automatic blood gas analyzer (BGA).

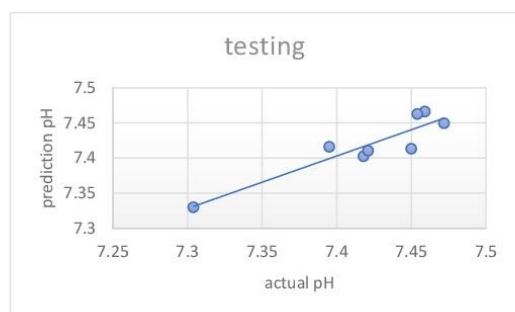


Figure 6 pH prediction by neural network in testing process with actual values by automatic blood gas analyzer (BGA).

-results confirmed that the method can be comprehend the pH human blood through the syringe. The accuracy is congenial but at clinical applications, the system is not instantly suitable. For all above reasons, we suggest that continue subdivide inputs in 2 inputs and 3 inputs to reduce cost of LEDs in field of instrumentation ,the mechanical robustness and measurement including repression method of scatter interference should be improved to get a progressive result and accomplish the technology at clinical application in the future.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by Prince of Songkla University Graduate Studies Grant as well as by Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University. The authors would

like to thank blood gas technician of Songklanagarind Hospital, Thailand for providing access to the spectral data signals acquired pH in blood gas analyzer Service and Research.

REFERENCES

- [1] Ashfaq Hasan. "Acids and Base" in *Handbook of blood Gas/Acid-Base Interpretation*, 2nd ed., London: Springer, 2013, pp.95-122.
- [2] Thomas Krarup. "New QC process validates new blood gas technology at each measurement", *Clinica Chimica Acta*, vol.307, pp.75-85, May 2001.
- [3] Nicolas Boaltha, Jesper Wandrup, Lasse Larsson, Peter A Frischau, Finn C Lundsgaard, Willy L Andersena, Niels-Henrik Jensena, Rolf Singera, Carl P Troldborga, Gitte Lundinga. "Blood gases and oximetry: calibration-free new dry-chemistry and optical technology for near-patient testing", *Clinica Chimica Acta*, vol.307, pp.225-233, May 2001.
- [4] Weizhong Jin, Lingxiang Wu, Yuanlin Song. "Continuous Intra-Arterial Blood pH Monitoring by a Fiber-Optic Fluorosensor", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.58, pp.1232 – 1238, 2011.
- [5] F.J.F. Martin, J.C.C. Rodriguez, J.C.A. Anton, J.C.V. Perez, I. Sanchez-Barragan, J.M. Costa-Fernandez, A. Sanz-Medel. "Design of a low-cost optical instrument for pH fluorescence measurements", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 55, pp. 1215 – 1221, Aug. 2006.
- [6] Yordan Kostov, Govind Rao. "Low-cost optical instrumentation for biomedical measurements", *Review of Scientific Instruments*, vol.71, pp.4361-4374, Nov. 2000.
- [7] Noah A. Rosen, William E. Charash, Erwin F. Hirsch. "Near-Infrared Spectrometric Determination of Blood pH", *Journal of Surgical Research*, vol. 106, pp. 282-286, Aug.2002.
- [8] Luca Ferrari, Luigi Rovati, Paola Fabbri, Francesco Pilati. "Disposable Fluorescence Optical pH Sensor for Near Neutral Solutions", *sensors*, vol.13, pp.484-499, Dec. 2012.
- [9] NI engineers. National Instruments Corporation. Internet: <http://www.ni.com/datasheet/pdf/en/ds-218> [2014].
- [10] Luca Ferrari, Luigi Rovati, Paola Fabbri, Francesco Pilati. "Continuous haematic pH monitoring in extracorporeal circulation using a disposable fluorescence sensing element", *Journal of biomedical Optics*, vol.18, pp. 027002, Feb. 2013.
- [11] Xudong Ge, Yordan Kostov, Robert Henderson, Nicholas Selock, Govind Rao. "A Low-Cost Fluorescent Sensor for pCO₂ Measurements", *chemosensors*, vol.2, pp. 108-120, Apr. 2014.
- [12] Soller BR, Yang Y, Lee SM, Wilson C, Hagan RD. "Noninvasive determination of exercise-induced hydrogen ion threshold through direct optical measurement", *Journal of Applied Physiology*, vol. 104, pp. 837-844, Mar.2008.
- [13] K. Danisman, I Dalkiran, F.V. Celebi. "Design of high precision temperature measurement system based on artificial neural network for different thermocouple types", *Measurement* 36, vol.39, pp.659–700, Oct. 2006.
- [14] Haiquan Ding, Qipeng Lu, Hongzhi Gao, Zhongqi Peng. "Non-invasive prediction of hemoglobin levels by principal component and back propagation artificial neural network", *Biomed Opt Express*, vol.5, pp.1145-1152, Apr. 2014.
- [15] F. Sarmadian, R. Taghizadeh Mehrjardi, A. Akbarzadeh. "Modeling of some soil properties using artificial neural network and multivariate regression in Gorgan province", *North of Iran. Australian Journal of Basic and Applied Sciences* 3, vol.1, pp.323–329, Jan. 2009.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายณัฐากร มีเงิน		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5710120023		
วุฒิการศึกษา			
	วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2556

ทุนการศึกษา

ทุนบัณฑิตศึกษาวิศวกรรมศาสตร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
ทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

N. Meengoen, B. Wongkittisuksa, and S. Tanthanuch, “ Measurement Study of Human Blood pH based on Optical Technique by Back Propagation Artificial Neural Network” in *Proceedings of 5th International Electrical Engineering Congress, Pattaya, Thailand, 8-10 March 2017*