



การศึกษาการวัดค่าบิลิรูบินในทารกแรกเกิดทางผิวหนังโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

**Investigation of Transcutaneous Neonatal Bilirubinometry**

**Using Artificial Neural Networks**

ตั๋ย บัณทิสักดิ์

**Tai Bandisak**

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณทิต 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**

**2552**

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาการวัดค่าบิลิรูบินในทารกแรกเกิดทางผิวหนังโดยใช้  
โครงการ่ายประสาทเทียม  
ผู้เขียน นายต๋าย บัณฑิตศักดิ์  
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า  
ปีการศึกษา 2552

### บทคัดย่อ

ภาวะตัวเหลือง (Neonatal Jaundice) หรือดีซ่านเป็นภาวะตัวเหลืองที่พบได้ในทารกแรกเกิดโดยสารกลุ่มบิลิรูบินสูงขึ้นมากกว่าปกติ ระดับบิลิรูบินที่สูงเกินไปจะทำให้สารนี้แพร่เข้าไปที่สมอง ทำให้เด็กมีอาการทางสมองจากภาวะตัวเหลืองได้ (KERNICTERUS) ซึ่งอาจทำให้เด็กอาจมีอันตรายถึงชีวิตได้ ในการวินิจฉัยจำเป็นต้องวิเคราะห์โดยใช้ระดับบิลิรูบินในซีรัมที่ได้จากการเจาะเลือดซึ่งจะต้องเจาะหลายครั้ง ทำให้เกิดความเจ็บปวดต่อเด็กทารกและอาจมีอาการแทรกซ้อนจากการเจาะเลือดได้อีกด้วย การศึกษาการวัดระดับบิลิรูบินผ่านทางผิวหนังเพื่อลดจำนวนครั้งในการเจาะเลือด จึงเป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับการคัดกรองเบื้องต้น งานวิจัยนี้ทำการศึกษาการวัดระดับบิลิรูบินผ่านทางผิวหนังโดยใช้หลักการสะท้อนของแสงจากผิวหนัง โดยที่แหล่งกำเนิดแสงที่ใช้มี 4 ช่วงความยาวคลื่นคือแสงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน โดยที่มีความเข้มของแสงต่ำและไม่เป็นอันตรายจากผิวหนังเด็กทารก การวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบหลักและโครงข่ายประสาทเทียมถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและค่าบิลิรูบินที่ได้จากการวิเคราะห์ค่าบิลิรูบินในซีรัม การวิเคราะห์ข้อมูลจะทำารวิเคราะห์แสงสะท้อนจากหน้าผากและหน้าอก ซึ่งแบ่งเป็น 3 กรณี คือการใช้แหล่งกำเนิดแสง 2, 3 และ 4 ช่วงความยาวคลื่น จากผลการวิเคราะห์พบว่าแสงสะท้อนบริเวณหน้าอก จะให้ผลที่แม่นยำกว่าเมื่อเทียบกับการใช้แสงสะท้อนจากหน้าผาก โดยค่าสหสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนจากหน้าอกในการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสง 2, 3 และ 4 ช่วงความยาวคลื่น คือ 0.916 0.917 และ 0.927 ตามลำดับ จากผลการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าค่า Error of distribution ระหว่างผลต่างของระดับบิลิรูบินในซีรัม (TsB) และการวัดค่าบิลิรูบินทางผิวหนัง(TcB) เท่ากับ  $0.0289 \pm 1.19$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean -0.24 ถึง 0.30 mg/dl การวิเคราะห์ค่า การวัดค่าบิลิรูบินทางผิวหนัง(TcB) ที่หน้าผากและหน้าอกโดยใช้โปรแกรมทางสถิติ พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.000 ซึ่งถือว่าต่ำกว่า 0.01 แสดงว่าค่า การวัดค่าบิลิรูบินทางผิวหนัง(TcB) ที่หน้าผากและหน้าอกมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.823

ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ การวัดค่าบิลิรูบินทางผิวหนัง( TcB) ที่หน้าอกและหน้าผาก เท่ากับ  $-0.1472 \pm 1.646$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean  $-0.39$  ถึง  $0.36$  mg/dl จากการวิเคราะห์พบว่า มีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.939 ซึ่งมากกว่า 0.01 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้ จากผลการวิเคราะห์ค่าบิลิรูบินทางผิวหนัง( TcB) บริเวณหน้าผากและหน้าอกมีความสัมพันธ์กับค่าบิลิรูบินในซีรัม ( TsB ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นการวิเคราะห์โครงข่ายประสาทเทียมสามารถใช้ในการตรวจคัดกรองทารกไทยที่มีภาวะตัวเหลืองได้

คำสำคัญ            การวัดระดับบิลิรูบิน

<b>Thesis Title</b>	Investigation of Transcutaneous Neonatal Bilirubinometry Using Artificial Neural Networks
<b>Author</b>	Mr. Tai Bandisak
<b>Major Program</b>	Electrical Engineering
<b>Academic Year</b>	2009

### ABSTRACT

Neonatal jaundice is a symptom in babies cause by high level of bilirubin. It can lead to brain damage (kernicterus). In the worst case of kernicterrus, the neonate might be die. The standard method of serum bilirubin measurement requires blood specimen taken by heel prick or venepunetue, which involves pain of the newborn and time consuming. The investigation of non-invasive bilirubin concentration measurement is developed to be an alternative method for the reliable screening of hyperbilirubinemia detection. This thesis presents the non-invasive bilirubin concentration measurement method that based on dermal light reflectance from the low intensity light sources. Light emitting diodes (led) consists of infrared red green and blue. Artificial neural networks (ANNs) and principle component analysis were used for analyzing the relationship between dermal light reflectance and bilirubin concentration, measurement area are forehead and chest, and total serum bilirubin level (TSB) measured by direct spectrophotometry in neonates at Songklanagarind Hospital. Dermal light reflectance analysis have 3 cases, the number of light sources are 2, 3 and 4 wavelengths. For the results, dermal light reflectance and total serum bilirubin level (TSB) are statistics significant (the correlation coefficient were 0.916 0.917 and 0.927,  $p < 0.01$ ). Dermal light reflectance measurement had a tendency to overestimate TsB with the mean difference of  $TSB - TCB = 0.0289 \pm 1.19$  mg/dl and 95% confidence interval of the mean -0.24 to 0.30 mg/dl. Comparison between results from forehead and chest are statistic significant, the correlation coefficient was 0.823. The error distribution of TCB to overestimate TSB with the mean difference of  $(TSB - TCB) = -0.1472 \pm 1.646$  mg/dl and 95% confidence interval of the mean -0.39 to 0.36 mg/dl. Neural networks algorithm can be used for noninvasive bilirubin measurement in infants, the results between noninvasive measurement and

total serum bilirubin level are statistic significant . It might be used as a prescreening neonatal jaundice.

Keywords: bilirubin, non-invasive measurement

## กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงคำขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการที่ปรึกษางานวิจัย ผู้ช่วยศาสตราจารย์สาวิตรี ตันตานุชและ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษภักทรานนต์ กรรมการที่ปรึกษางานวิจัยที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา ให้การสนับสนุน การทำวิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่างๆ เป็นอย่างดี รวมทั้งแนวความคิดและกำลังใจในการแก้ปัญหาตลอดจนตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.สุรศักดิ์ สังขทัต ณ อรุชยา ประธาน กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาคำแนะนำ และให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาใน งานวิจัยรวมถึงเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่าง สมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ตันตานุช กรรมการสอบ วิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาคำแนะนำ และให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ นพ.อนุชา ชาติริมมนตรีชัย ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา จัดเตรียมการ เก็บข้อมูลวิจัยและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาให้ทุนการศึกษาแก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และเจ้าหน้าที่ในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่าน ที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ คณะพยาบาลแผนก NICU และแผนกเด็กอ่อนทุกท่าน ที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่าง ๆ

ขอขอบคุณ นายปริญญา บัณฑิตศักดิ์ นายวัชระ ทองรุ่ง นายวรวิทย์ เผือกจีน นายโอฬาร ดาวเวียง รวมถึงพี่ๆ เพื่อน ๆ และน้องๆ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ทุกคนที่ได้ให้ คำแนะนำ คำปรึกษา และกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าน้อมรำลึกถึงพระคุณของบิดามารดาและครอบครัว ที่ส่งเสริมสนับสนุน ให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา ให้กำลังใจ และทุนทรัพย์แก่ข้าพเจ้าตลอดมาจนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จ

ด้าย บัณฑิตศักดิ์

## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(9)
รายการตาราง	(11)
รายการภาพประกอบ	(12)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	5
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	11
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	11
1.5 ขั้นตอนของการวิจัย.....	12
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	15
2.1 ทฤษฎี.....	15
2.2 เครื่องมือ Transcutaneous Bilirubinometer ในปัจจุบัน.....	18
2.3 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks).....	19
2.4 ทฤษฎีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก.....	24
2.5 การออกแบบเครื่องมือวัด.....	26
3. วัสดุ อุปกรณ์และวิธีทดลอง.....	29
3.1 แบบจำลองผิวหนัง.....	29
3.2 การทดลองกับผิวหนังทารก.....	30
3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	31
3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	31
3.5 ปัญหาทางจริยธรรม.....	32
3.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย.....	32
3.7 อุปสรรคที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการวิจัยและมาตรการในการแก้ไข.....	33
3.8 คำถามของการวิจัย.....	33
3.9 ขั้นตอนการทดลอง.....	38
3.10 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	38



สารบัญ (ต่อ)	หน้า
4. ผลการทดลอง.....	41
4.1 ผลการทดลองในแบบจำลองผิวหนัง.....	41
4.2 ผลการทดลองในผิวหนังทารก.....	46
4.3 การทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและค่าบิสิริบิ โครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้กระบวนการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบหลัก.....	47
4.4 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับบิสิริบิเมื่อทำการลด ขนาดลง.....	55
5. สรุปและวิจารณ์.....	62
5.1 การวิเคราะห์ในแบบจำลองผิวหนัง.....	62
5.2 การวิเคราะห์ในเด็กทารก.....	63
5.3 ผลการทดลองการหาความสัมพันธ์ระหว่างระดับบิสิริบิที่ได้จากการตรวจเลือด และแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารก.....	64
5.4 การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสง สะท้อนจากผิวหนังเด็กและระดับความเข้มข้นของบิสิริบิในเลือด.....	67
5.5 การวิเคราะห์โดยการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม.....	72
5.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	75
5.7 สรุปผลการทดลอง.....	80
5.8 ข้อเสนอแนะ.....	83
บรรณานุกรม.....	84
ภาคผนวก.....	87
ภาคผนวก ก.....	88
ภาคผนวก ข.....	95
ภาคผนวก ค.....	111
ภาคผนวก ง.....	115
ภาคผนวก จ.....	125
ภาคผนวก ฉ.....	130
ภาคผนวก ช.....	137
ประวัติผู้เขียน.....	152

รายการตาราง	หน้า	
2-1	คุณลักษณะของไดโอดเปล่งแสงแบบ SURFACE MOUNT LED.....	27
4-1	ค่าแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนึ่ง.....	41
4-2	ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนในแต่ละสี.....	42
4-3	ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนแต่ละสีในอัตราส่วนลอการิทึม.....	43
4-4	สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น.....	49
4-5	สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาด.....	49
4-6	ผลการทดลองในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น.....	52
4-7	ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาด.....	52
4-8	ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่น.....	55
4-9	ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาด.....	55
4-10	สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	57
4-11	สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	59
4-12	สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	61
5-1	ผลการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนึ่งและระดับความเข้มของสีเหลืองในแบบจำลองผิวหนึ่ง.....	63
5-2	ผลการวิเคราะห์สมการถดถอยโดยใช้อัตราส่วนของแสงในการวิเคราะห์.....	64
5-3	การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนบริเวณหน้าผากและความเข้มข้นของบิลิรูบินโดยใช้โปรแกรมทางสถิติ.....	65
5-4	การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนบริเวณหน้าอกและความเข้มข้นของบิลิรูบินโดยใช้โปรแกรมทางสถิติ.....	66

รายการตาราง(ต่อ)	หน้า
5-5 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าของ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้ โครงข่ายประสาทเทียมและค่า Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดในกรณีที่ใช้แหล่ง กำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น.....	77
5-6 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้ โครงข่ายประสาทเทียมและค่า Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดในกรณีที่ใช้แหล่ง กำเนิดแสง สอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น.....	77
5-7 การหาความสัมพันธ์ของค่าบิลิรูบินที่วัดได้บริเวณหน้าผากและหน้าอก.....	78
5-8 การหาความสัมพันธ์ของค่าบิลิรูบินที่วัดได้บริเวณหน้าผากและหน้าอกโดยใช้วิธี paired samples test.....	78
5-9 การเปรียบเทียบค่าสหสัมพันธ์ของโครงข่ายขนาดใหญ่และโครงข่ายขนาดเล็ก.....	82

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2-1 คุณสมบัติของแสงที่มีในผิวหนัง.....	15
2-2 ส่วนประกอบของผิวหนัง.....	16
2-3 สัมประสิทธิ์การสลายตัวในแต่ละองค์ประกอบของผิวหนัง.....	17
2-4 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดค่าบิลิรูบินที่มีใช้ในปัจจุบัน.....	18
2-5 โครงข่ายประสาทเทียม.....	21
2-6 โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ.....	21
2-7 คุณสมบัติการตอบสนองของไดโอดรับแสง.....	27
3-1 แบบจำลองผิวหนัง.....	29
3-2 บล็อกไดอะแกรมของระบบ.....	30
3-3 ลักษณะของการฉายแสงไปยังผิวหนัง.....	34
3-4 เครื่องมือต้นแบบวัดระดับความเข้มข้นของบิลิรูบินผ่านทางผิวหนัง.....	35
3-5 วงจรของเครื่องมือวัดระดับบิลิรูบินผ่านทางผิวหนัง.....	36
3-6 Flow chart การทำงานของโปรแกรม LabVIEWs.....	37
4-1 การเปรียบเทียบระหว่างการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนังและระดับความเข้มข้นของสีเหลืองที่ปะปนอยู่ในแบบจำลองผิวหนังโดยใช้สมการเชิงเส้น(ซ้าย)และสมการลอการิทึม(ขวา).....	44
4-2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนของแสงที่สะท้อนจากผิวหนังในสเกลลอการิทึมกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลตรวจเลือดบริเวณหน้าผาก รูป (ก) และบริเวณหน้าอก รูป(ข).....	46
4-3 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดงและน้ำเงิน โดยโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือดเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	47

ภาพประกอบ(ต่อ)	หน้า
4-4 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดงและน้ำเงิน โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่ มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	48
4-5 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดง เขียว และน้ำเงิน โดยโครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่ มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	50
4-6 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดง เขียว และน้ำเงิน โดยโครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่ มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	51
4-7 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน โดยโครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่ มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	53
4-8 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน โดยโครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับความเข้มข้นของบิลิรูบินที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) ผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่ มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา).....	54
4-9 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นสีแดงและน้ำเงินบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดโครงข่าย.....	56

ภาพประกอบ(ต่อ)	หน้า
4-10 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นคือสีแดงและน้ำเงินบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	57
4-11 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นคือสีแดง เขียวและน้ำเงินบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	58
4-12 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นคือสีแดง เขียวและน้ำเงินบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	59
4-13 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสีเขียวช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	60
4-14 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสีเขียวช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม.....	61
5-1 Error distributions of TSB and TcB.....	79
5-2 Sensitivity of neural networks.....	79
ก-1 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 0 off LED.....	90
ก-2 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 1 on infrared LED.....	90
ก-3 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 2 off LED.....	91
ก-4 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 3 on red LED.....	91
ก-5 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 4 off LED.....	92
ก-6 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 5 on green LED.....	92
ก-7 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 6 off LED.....	93
ก-8 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 7 on blue LED.....	93
ก-9 Block diagram ของโปรแกรม LabVIEW Sequence 8 off LED.....	94
ข-1 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด และสีน้ำเงิน.....	97



<b>ภาพประกอบ(ต่อ)</b>	<b>หน้า</b>
ข-16 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน.....	104
ข-17 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อ แหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน.....	105
ข-18 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิด แสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน.....	106
ข-19 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสง สามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อ แหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดงและน้ำเงิน.....	107
ข-20 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสง สามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อ แหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน.....	108
ข-21 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสง สามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อ แหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง และน้ำเงิน.....	109
ข-22 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสง สามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อ แหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน.....	110



# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

ภาวะตัวเหลือง (Neonatal Jaundice) [1] หรือดีซ่านเป็นภาวะตัวเหลืองที่พบได้ในทารกแรกเกิดถึงร้อยละ 25-50 เกิดจากมีสารกลุ่ม Bilirubin สูงขึ้นมากกว่าปกติซึ่ง Bilirubin มาจากการแยกสลายของฮีโมโกลบินซึ่งได้มาจากเม็ดเลือดแดงที่หมดอายุขัยหรือแตกสลาย Bilirubin ในเลือดส่วนใหญ่จะมาจากการแตกทำลายของเม็ดเลือดแดงได้เป็น Unconjugated Bilirubin (UB) ซึ่งละลายน้ำไม่ได้ ต้องจับกับเอนไซม์อัลบูมินในซีรัมและนำไปที่ตับเกิดการ conjugation ได้เป็น Conjugated Bilirubin (CB) ซึ่งละลายในน้ำได้ จึงถูกขับถ่ายทางน้ำดีและปัสสาวะแต่เมื่อผ่านลงมาในลำไส้ CB อาจถูกย่อยสลายในลำไส้กลายเป็น UB ใหม่ และดูดซึมกลับเข้าสู่กระแสเลือด (entero-hepatic circulation) ภาวะตัวเหลืองแบ่งได้เป็น 2 ประเภทคือ

1. Physiological Jaundice [2] เป็นภาวะตัวเหลืองที่พบวันที่ 2-3 หลังคลอดและลดลงภายในวันที่ 5-7 ซึ่งในเด็กคลอดครบกำหนดจะมีค่า Bilirubin สูงสุดไม่เกิน 12 mg/dl ในทารกคลอดก่อนกำหนดมีค่า Bilirubin ไม่เกิน 15 mg/dl

2. Pathological Jaundice [2] เป็นภาวะตัวเหลืองที่พบได้เร็วภายใน 24 ชั่วโมงหลังคลอด ซึ่งอาจพบค่า Bilirubin อาจสูงถึง 20 mg/dl และทำให้ทารกมีอันตรายถึงชีวิตได้

สาเหตุของภาวะ Bilirubin สูงผิดปกติ (pathological jaundice)

1. มีการสร้าง Bilirubin มากขึ้นกว่าปกติจากภาวะต่าง ๆ ที่ทำให้มีการทำลายเม็ดเลือดแดงได้ง่าย

2. มีการดูดซึมของ Bilirubin จากลำไส้เพิ่มขึ้น

3. ตับสามารถกำจัด Bilirubin ได้น้อยลง

4. ภาวะติดเชื้อในครรภ์ เช่น การติดเชื้อ CMV หรือ rubella

5. ภาวะเด็กคลอดก่อนกำหนดซึ่งเด็กคลอดก่อนกำหนดจะมีระดับ conjugated enzyme ในเลือดต่ำกว่าเด็กคลอดครบกำหนดถ้าเด็กมีภาวะ Bilirubin สูงผิดปกติมากเราจะต้องหาสาเหตุ

เนื่องจากในภาวะเหล่านี้เด็กทารกที่อาจจะมีค่า Bilirubin สูงมากขึ้นได้อาจจะส่งผลให้เกิดอาการ  
สมองพิการได้

ผลเสียของการมีระดับ Bilirubin ที่สูงมากเกินไป

Unconjugated Bilirubin นั้นละลายได้ดีในไขมันไม่ละลายในน้ำจึงสามารถผ่าน blood  
brain barrier เข้าสู่สมองได้ง่าย เมื่อระดับสูงพอจะเข้าสู่สมองโดยเฉพาะบริเวณ basal ganglia ทำให้  
เซลล์สมองบาดเจ็บหรือเสียชีวิต ผู้ป่วยจะมีอาการของ kernicterus ซึ่งจะ让孩子ก็มีภาวะสมอง  
พิการอย่างถาวร

อาการของ kernicterus ได้แก่

ก. Acute phase

Early เช่น ซึม คุณคนไม่ดี ร้องเสียงสูง และไม่ค่อยมีแรง

Late เช่น ชัก เกร็ง ร้องกวนมาก ถ้าอาการหนักมากอาจมีอันตรายถึงชีวิตได้

ข. Chronic phase เช่น หูหนวก พัฒนาการช้า ชัก ตัวเกร็งแข็ง การเคลื่อนไหวผิดปกติ

การดูแลรักษาภาวะ Bilirubin สูงในเลือดในทารกแรกเกิด

การรักษา

1. Phototherapy เป็นการรักษา indirect hyperbilirubinemia ด้วยการ phototherapy นั่นก็  
เนื่องจากแสงสามารถจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางโครงสร้างของโมเลกุลของ Bilirubin ทำให้  
เกิด isomerization ของ unconjugated bilirubin ซึ่งปกติละลายน้ำไม่ได้ให้กลับกลายเป็นสารที่  
ละลายน้ำได้ ทำให้สามารถขับถ่ายได้ทางปัสสาวะและทางอุจจาระได้ โดยทั่วไปการใช้แสงสีขาว  
(polychromatic white light) ในการรักษา unconjugated hyperbilirubin นั้นใช้ได้ผลดี แต่แสงที่เหมาะสม  
กับการรักษาคือแสงสีฟ้าเขียว (blue-green light) ที่มีความยาวคลื่นในช่วงของ 450-480 nm. ซึ่ง  
unconjugated bilirubin เมื่อได้รับแสงในช่วงของแสงสีน้ำเงินจะเกิดกระบวนการทางเคมีทำให้  
unconjugated bilirubin สามารถละลายน้ำได้ แต่ไม่ค่อยได้นำมาใช้ในทางปฏิบัติเนื่องจากแสงสี  
ฟ้าทำให้พยาบาลและแพทย์มีอาการคลื่นไส้หรืออาเจียนได้ ถ้าต้องดูแลเด็กเป็นเวลานานอาจใช้  
หลอดไฟนีออนสีฟ้าสลับกับสีขาวเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาก็ได้โดยที่ความเข้มของแสง

นั้นก็มีความสำคัญยิ่งความเข้มของแสงสูงมากเท่าไรก็จะยิ่งมีประสิทธิภาพในการรักษาเพิ่มขึ้นเท่านั้น ดังนั้นถ้าเราต้องการให้การรักษาได้ผลดีควรให้แสงอยู่ใกล้ตัวเด็กและเพิ่มปริมาณหลอดไฟในการรักษา

2. Blood exchange transfusion เป็นการรักษา jaundice ที่ได้ผลเร็วที่สุดและมีประสิทธิผลสูงสุด ข้อบ่งชี้ในการทำ exchange transfusion สำหรับทารกครบกำหนดคือน้ำหนักแรกเกิดและอายุครรภ์ โดยที่วิธีนี้จะใช้รักษาเมื่อเด็กอยู่ในภาวะ Pathological Jaundice ซึ่งจะต้องได้รับการรักษาทันที

โดยทั่วไปวิธีการรักษาที่เป็นที่นิยมรักษาและปลอดภัยมากที่สุดคือ phototherapy เนื่องจากการถ่ายเลือดนั้นมีความเสี่ยงค่อนข้างสูง การบ่งชี้ในการหยุดทำการส่องไฟขึ้นกับค่า microbilirubin ซึ่งได้จากการเจาะเลือด งานวิจัยนี้จึงได้พัฒนาวิธีการวัดค่าระดับ Bilirubin โดยที่ไม่ต้องเจาะเลือด โดยอาศัยคุณสมบัติเชิงแสงของผิวหนังเพื่อลดอุบัติเหตุจากการเจาะเลือด ในปัจจุบันได้มีการใช้เครื่องมือวัดจาก Minolta และ Bilicheck โดยเครื่องมือวัดที่มีอยู่ตอนนี้มีใช้กันอย่างไม่แพร่หลายเนื่องจากเครื่องมือมีราคาที่สูง นอกจากนั้นค่าที่ได้จากเครื่องมือวัดดังกล่าวยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่เมื่อใช้กับคนไทย จากงานวิจัยของ วาริษา เจนจินดามัย อรพรรณ โพชนุกูล และประสิน จันทรวิทัน [3] ซึ่งทำการวิจัยเรื่องการวัดระดับ Bilirubin ผ่านทางผิวหนังในทารกแรกเกิดครบกำหนด โดยทำการทดลองที่โรงพยาบาล มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จากการวิจัยพบว่าเครื่องมือ Transcutaneous Bilirubinometer เหมาะสำหรับการช่วยตัดสินใจเจาะเลือดทารกแต่ไม่สามารถใช้แทนค่า Bilirubin ในซีรัมได้ เนื่องจากเกณฑ์ในการตัดสินใจรักษาขึ้นอยู่กับค่า Bilirubin ในซีรัมซึ่งถือว่าเป็นค่ามาตรฐาน นอกจากนั้นยังพบว่ามีความคลาดเคลื่อน โดยเฉพาะเมื่อนำมาใช้กับคนไทย

งานวิจัยนี้จึงทำขึ้นเพื่อพัฒนาเครื่องมือการวัดระดับ Bilirubin โดยใช้วิธีเชิงแสงซึ่งทำการศึกษาลักษณะทางกายภาพของ Bilirubin และลักษณะโครงสร้างของผิวหนังมนุษย์ จากการศึกษาพบว่า Bilirubin มีคุณสมบัติในการสลายตัวในช่วงความยาวคลื่นของแสงสีน้ำเงิน ในเบื้องต้นงานวิจัยนี้ จึงใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นไดโอดเปล่งแสงสีแดง เขียวและน้ำเงินตามลำดับซึ่งแสงแต่ละสีมีความเข้มแสงอยู่ในช่วงที่ไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนัง การทดลองจะทำกับแบบจำลองผิวหนังซึ่งถูกกำหนดให้มีลักษณะทางกายภาพคล้ายกับผิวหนังมนุษย์ซึ่งประกอบด้วยแผ่นพลาสติก

ใส่สีแผ่น หุ้มด้วยกระดาษแก้วสีแดง เขียว เหลืองและน้ำเงินเรียงซ้อนกันและทำการสลับชั้นสีเพื่อต้องการทดสอบว่าค่าแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนังสามารถบ่งบอกถึงระดับความเข้มของสีเหลืองในสภาวะที่แตกต่างกันได้ ในขั้นแรกทำการฉายแสงสีแดง เขียวและน้ำเงินไปยังแบบจำลองผิวหนัง จากนั้นทำการวัดแสงสะท้อนเพื่อหาความสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนและระดับความเหลืองที่จำลองขึ้นมาเพื่อใช้เป็นพื้นฐานในการวิเคราะห์ในผิวหนังเด็กต่อไป เมื่อได้แนวทางวิเคราะห์แล้วจึงทำการเก็บข้อมูลกับผิวหนังเด็กทารกโดยทำการฉายแสงที่มีความเข้มต่ำและทำการวัดแสงที่สะท้อนจากผิวหนังด้วยตรงที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก (กระดูกสันอก) ในการศึกษาขั้นนี้ได้ทำการเพิ่มแหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรด เนื่องจากพบว่าการใช้แสงสะท้อนสีแดง เขียวและน้ำเงินนั้นไม่เพียงพอในการวิเคราะห์เนื่องจากผิวหนังมีองค์ประกอบที่ซับซ้อน หลังจากนั้นได้นำค่าแสงสะท้อนจากผิวหนังมาทำการหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับของ Bilirubin ในขั้นแรกได้ทำการวิเคราะห์โดยใช้สมการถดถอยซึ่งจากการศึกษาพบว่าการวิเคราะห์โดยใช้สมการถดถอยไม่สามารถที่จะบ่งบอกค่าระดับของ Bilirubin ในผิวหนังทารกได้อย่างแม่นยำได้เนื่องจากความซับซ้อนของข้อมูล ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการประเมินค่า Bilirubin แต่จากผลการวิเคราะห์พบว่าการใช้โครงข่ายประสาทเทียมเพียงอย่างเดียว สามารถบ่งบอกถึงระดับของบิลิรูบินโดยวิเคราะห์จากค่าแสงสะท้อนได้แต่ยังมีค่าความผิดพลาดที่ค่อนข้างสูง ดังนั้นจึงทำการเพิ่มการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักร่วมกับการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ซึ่งผลการวิเคราะห์พบว่ากระบวนการนี้สามารถที่จะบ่งบอกถึงความสัมพันธ์ของแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับของ Bilirubin ได้แม่นยำกว่าเมื่อเทียบกับสองวิธีแรก ในการวิเคราะห์ได้แบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นสามกรณีด้วยกันคือกรณีที่ใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น

เนื่องจากโครงสร้างโครงข่ายประสาทเทียมที่แม่นยำทำให้โครงข่ายประสาทเทียมมีโครงสร้างขนาดใหญ่และซับซ้อน ทำให้ยากต่อการประยุกต์ใช้กับเครื่องมือแบบพกพาเนื่องจากเครื่องมือแบบพกพานั้นมีข้อจำกัดในเรื่องของหน่วยความจำ ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทลงโดยที่ความแม่นยำในการวิเคราะห์ใกล้เคียงกับโครงข่ายที่มีขนาดใหญ่ จากผลการวิเคราะห์พบว่ากระบวนการนี้สามารถนำไปพัฒนาเพื่อใช้วัดระดับ Bilirubin ผ่านทางผิวหนังในคนไทยและถือเป็นการลดอาการบาดเจ็บที่เกิดจากการเจาะเลือด

## 1.2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

องค์ประกอบของการวิเคราะห์ระดับของ Bilirubin ที่สำคัญคือการสะท้อนของแสงโดยที่งานวิจัยที่เกี่ยวข้องซึ่งได้รับการตีพิมพ์ได้แก่

### 1. การวัดระดับ Bilirubin ผ่านทางผิวหนังในทารกแรกเกิดครบกำหนด [3]

บทความนี้เขียนโดยวาริชา เชนจินคามัย อรพรรณ โปชนุกุล และประสิน จันทร์วิทัน ได้รับการตีพิมพ์เมื่อวันที่ 11 พฤษภาคม 2544 งานวิจัยนี้ทำเพื่อศึกษาดัชนีความเหลืองจากเครื่อง Transcutaneous Bilirubinometer โดยเปรียบเทียบระดับ Bilirubin ในซีรัมเป็นวิธีมาตรฐานซึ่งจะทำการศึกษาในทารกแรกเกิดครบกำหนดอายุตั้งแต่แรกเกิดถึง 7 วันที่มีภาวะตัวเหลืองที่ได้รับการรักษาในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์จำนวน 126 รายโดยทารกเหล่านี้ไม่ได้รับการส่องไฟรักษา (phototherapy) หรือเปลี่ยนถ่ายเลือดมาก่อนทำการตรวจวัดดัชนีความเหลืองที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก แล้วนำค่าดัชนีที่ได้ไปเปรียบเทียบกับระดับ Bilirubin ในเลือดโดยใช้ Pearson's product moment correlation ในการวิเคราะห์ทางสถิติ

ผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยของ Bilirubin ในซีรัมทารกทั้งหมดเท่ากับ  $11.56 \pm 3.4$  mg/dl และพบว่ามีความสัมพันธ์กับดัชนีความเหลืองโดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (coefficient of correlation) ระหว่างดัชนีความเหลืองที่วัดจากหน้าผากและหน้าอกเท่ากับ 0.86 และ 0.88 ตามลำดับ ( $p < 0.01$ ) โดยมีสมการถดถอย (regression equation) คือ  $Y = 11.16 + 0.6 X$  และ  $Y = 10.78 + 0.64 X$  ตามลำดับ (Y คือดัชนีความเหลืองที่บริเวณหน้าผากหรือหน้าอกและ X คือระดับ Bilirubin ในซีรัม)

### 2. Noninvasive transcutaneous Bilirubin as a screening test to identify the need for serum Bilirubin assessment in Pranangklaoh hospital. [4]

บทความนี้เขียนโดย ไพบูลย์ ลักษณะพิศิษฐกุล ตีพิมพ์ในวารสารวิชาการ รพศ/ รพท เขต 4 ปีที่ 8 ฉบับที่ 1 มกราคม- เมษายน 2549 ซึ่งการศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินค่าความแม่นยำของ TcB ซึ่งวัดโดยใช้เครื่องมือ JM103 เทียบกับ TsB ที่ตรวจโดยห้องปฏิบัติการในโรงพยาบาลพระนั่งเกล้าและหาค่า cut-off point ของระดับ TcB ที่บ่งชี้ว่ามีความจำเป็นในการเจาะ

เลือดเพื่อหาค่า TsB โดยทำการศึกษาในทารกคลอดครบกำหนดและใกล้ครบกำหนดจำนวน 100 คน ที่คลอดในโรงพยาบาลพระปกเกล้า ตั้งแต่เดือนสิงหาคม- ธันวาคม พ.ศ. 2548 ได้ตัวอย่างค่า Bilirubin ทางผิวหนัง (TcB) และค่า Bilirubin ในซีรัม (TsB) จำนวน 100 คู่ วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้ข้อมูลเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากการเก็บข้อมูลพบว่า TcB และ TsB มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $r = 0.8, p < 0.01$ ) TcB ที่วัดได้มักต่ำกว่า TsB โดยมีความแตกต่างเฉลี่ยเท่ากับ  $0.199 \text{ mg/dL}$ ,  $SD = 0.16 \text{ mg/dL}$  และค่า 95% Confidence interval of the difference ตั้งแต่ 2.14 ถึง  $6.12 \text{ mg/dL}$  ระดับ TcB ที่ควรเจาะเลือดเพื่อตรวจ Bilirubin คือ 8, 9, 10 และ  $12 \text{ mg/dL}$  เทียบกับ TsB ที่ 10, 12, 13 และ  $15 \text{ mg/dL}$  ซึ่งเป็นระดับที่ควรให้การส่องไฟรักษาตาม อายุที่คิดเป็นชั่วโมง ระหว่าง 25- 36 ชั่วโมง 37- 48 ชั่วโมง 49 -72 ชั่วโมง และมากกว่า 72 ชั่วโมง หรือ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ ซึ่งการเปรียบเทียบค่า Bilirubin ที่วัดทางผิวหนังกับค่าที่วัดในซีรัมมีความแม่นยำอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และสามารถที่จะใช้วัดทางผิวหนังเป็นวิธีคัดกรองที่บ่งบอกถึงความจำเป็นในการเจาะเลือดเพื่อหาค่า Bilirubin ในซีรัมได้

3. Noninvasive transcutaneous Bilirubin as a screening test to identify the need for serum Bilirubin assessment [5]

บทความนี้เขียน สุวิมล สรรพวัฒน์และอิสรรงค์ นุชประยูร ได้รับการตีพิมพ์ในวารสาร J Med Assoc Thai ปี 2004 ฉบับที่ 87 (10) หน้า 1193-8

การศึกษานี้ เพื่อหาความแม่นยำของการวัดค่า Bilirubin ทางผิวหนัง โดยใช้เครื่องมือ JM 103 (Minolta AirShields Jaundice Meter) เปรียบเทียบกับค่า Bilirubin ในซีรัม (Leica Unistat Bilirubinometer) และเพื่อหาจุดตัดของค่า Bilirubin ทางผิวหนังซึ่งบ่งบอกความจำเป็นในการเจาะเลือดเพื่อหาค่า Bilirubin ในซีรัมที่ระดับต่าง ๆ การศึกษาทำในทารกคลอดครบกำหนดและใกล้ครบกำหนด จำนวน 388 คน ได้ตัวอย่าง ค่า Bilirubin ทางผิวหนัง (TcB) และ Bilirubin ในซีรัม (TsB) จำนวน 460 คู่ น้ำหนักแรกเกิดเฉลี่ย  $3117.57 \pm 424.82$  กรัม ค่า Bilirubin ในซีรัมระหว่าง  $4.0 - 19.6 \text{ mg/dl}$  ( $\bar{x} = 10.5$ ,  $SD = 2.46 \text{ mg/dl}$ ) Correlation coefficient ระหว่าง TcB และ TsB มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $r = 0.8, p < 0.001$ ) ค่า TcB ที่วัดได้มักจะต่ำกว่า TsB โดยมีความแตกต่างเฉลี่ย  $0.7 \text{ mg/dl}$ ,  $SD = 1.6 \text{ mg/dl}$  และค่า 95% confidence interval 0.85 และ

0.55mg/dlระดับ TcB ที่ควรเจาะเลือดตรวจBilirubinคือ 8, 9, 10, 12 mg/dlเทียบกับTsB ที่ 10, 12, 13 และ 15 mg/dlซึ่งเป็นระดับที่ควรให้การรักษาด้วย phototherapy ตามอายุที่คิดเป็นชั่วโมงโดยสรุปการเปรียบเทียบค่า Bilirubin ที่วัดทางผิวหนังกับค่าที่วัดในซีรัมมีความแม่นยำอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและสามารถที่จะใช้การวัดทางผิวหนังเป็นวิธีคัดกรองที่บ่งบอกความจำเป็นในการเจาะเลือดเพื่อหาค่า Bilirubin ในซีรัมได้

4. Noninvasive measurement of total serum bilirubin in a multiracial predischarge newborn population to assess the risk of severe hyperbilirubinemia. [6]

บทความนี้เขียนโดย Vinod K. Bhutani, MD, Glenn R. Gourley, MD, Saul Adler, MD, Bill Kreamer, BS; Chris Dalin; and Lois H. Johnson, MD ได้รับการตีพิมพ์ใน PEDIATRICS Vol. 106 No. 2 August 2000 งานวิจัยนี้ได้ศึกษาเกี่ยวกับการวัดระดับ Bilirubin ทางผิวหนังโดยที่ไม่ต้องเจาะเลือดเพื่อหาค่าที่ปลอดภัยสำหรับ Bilirubin (TcB) การใช้วิธีเชิงแสงในหลายช่วงความยาวคลื่นที่หลากหลายโดยใช้เครื่องมือวัดแบบพกพาของ BiliCheck ในวัดและทำการหาค่าของ Bilirubin ในซีรัม (TsB) ในเด็กหลายๆเชื้อชาติทั้งเด็กที่เกิดครบกำหนดและเด็กที่คลอดก่อนกำหนดเพื่อใช้ในการประเมินความเสี่ยงของการเกิดภาวะ Bilirubin มากผิดปกติต่อไป

งานวิจัยนี้จะทำการประเมินค่าโดยใช้เครื่องมือชนิดที่สามารถพกพาได้ ในการวัดจะใช้หลักการสะท้อนของแสงในหลายๆ ช่วง ในการทดลองจะใช้ตัวอย่างในการ 490 ตัวอย่าง (59.1% เป็นคนผิวขาว , 29.5% เป็นคนผิวดำ, 3.46% เป็นคนผิวแบบลาตินอเมริกา, 4.48% เป็นคนผิวแบบเอเชีย และ 3.46% อื่นๆ )และได้ทำการประเมินค่าโดยทำการแยกเป็น 2 ส่วน โดยใช้หลายๆวิธีเกณฑ์ในการวัดจะทำการวัดในเด็กที่มีอายุระหว่าง 12- 98 ชั่วโมง และมีน้ำหนักตั้งแต่ 2000-5665 กรัม และระยะเวลาในการตั้งครรภ์ควรอยู่ในช่วง 35- 42 สัปดาห์ โดยค่าที่ได้จากการประเมินทั้งหมด เพื่อใช้ในการคำนวณค่า TSB โดยที่ค่า TSB ทั้งหมดจะถูกวิเคราะห์โดยวิธีโครมาโทกราฟี ซึ่งถือได้ว่ามีประสิทธิภาพสูงซึ่งวิธีการนี้จะมีประสิทธิภาพดีเท่ากับการใช้วิธี diazo dichlorophenyldiazonium tetrafluoroborate จากผลการทดลองพบว่าค่าของ TSB (ใช้วิธีของ liquid chromatography) และTCB เป็นเชิงเส้นและมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

5. Non-invasive biomedical system for the quantification of bilirubin in neonates [7]

บทความนี้เขียนโดย Suresh A. Kumar, Prashant R. Bhadri, Fred R. Beyette Jr. Joseph F. Clark, William Wurster ซึ่งนำเสนอใน 48th Midwest Symposium on 7-10 Aug. 2005 ในบทความนี้ได้ศึกษาภาวะตัวเหลืองในเด็กถือได้ว่าเป็นสภาวะในเด็กแรกเกิด เมื่อพบว่าระดับของ Bilirubin ในเลือดมีระดับสูง สภาวะดังกล่าวเรียกว่า hyperbilirubinemia

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาเพื่อการหาปริมาณของ Bilirubin โดยที่ไม่ต้องเจาะเลือดซึ่งทำการศึกษาโดยฉายแสงไปยังผิวหนังแล้วนำค่าการสะท้อนของแสงมาวิเคราะห์หาคำนวนปริมาณของ Bilirubin และเมลานินซึ่งจะเป็นการลดการบาดเจ็บที่เกิดจากการเจาะเลือด

6. Developing an optical fiber reflectance spectrometer to monitor bilirubinemia in neonates. [8]

บทความนี้เขียนโดย Steven L. Jacques , Iyad Saidi , Anne Ladner , David Oelberg ซึ่งเป็นบทความที่เสนอในงานประชุมวิชาการ SPIE Proceedings 2975:115-124, Laser-Tissue Interactions, San Jose, CA Feb. 1997 โดยที่บทความนี้ได้นำเสนอการพัฒนาเครื่องมือในส่วนของใยแก้วนำแสงเพื่อใช้ในการวัดระดับ Bilirubin ในผิวหนังของเด็กทารก เราสามารถที่จะสรุปถึงระดับของ Bilirubin ได้โดยใช้หลักการพื้นฐานการส่งผ่านของแสง ซึ่งวิธีนี้ถือได้ว่าเป็นมาตรฐานที่ดีกว่าเมื่อทำการที่ทดลองในเด็กค่าที่ได้เมื่อเทียบกับค่าระดับของ Bilirubin ที่ได้จากห้องทดลองแสงที่วัดได้มีความสัมพันธ์กับ Bilirubin ในซีรัมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งการวัดโดยใช้วิธีทางแสงนี้จะรายงานค่า Bilirubin ที่อยู่ในผิวหนังได้



### 7. Diagnostic applications of diffuse reflectance spectroscopy [9]

บทความนี้เขียนโดย Lise Lyngsnes Randeberg งานวิจัยนี้เป็นของ submitted to the Department of Electronics and Telecommunications, Norwegian University of Science and Technology, in partial fulfillment of the requirements for the degree of doctor ingenier เขียนเมื่อ มิถุนายน 2005

ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการพัฒนาการวินิจฉัยโรคโดยใช้หลักการสะท้อนของแสง โดยการใช้เครื่องมือและเทคนิคการวัดที่หลากหลายเพื่อพัฒนาการวินิจฉัยโรควิเคราะห์ของพยาธิวิทยาตัวโรคผิวหนังในเด็กและการกำหนดความแน่นอนอายุของแผลถลอกเพื่อใช้ในทางเกี่ยวกับกฎหมาย ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาถึงลักษณะทางกายภาพของผิวหนังและส่วนประกอบต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวัดค่า Bilirubin นอกจากนี้ยังได้ศึกษาทฤษฎีการดูดกลืนของแสงและการสะท้อนของแสง รวมถึงการสร้างแบบจำลองผิวหนัง

### 8. A Study on Skin Optics [10]

บทความนี้เขียนโดย Aravind Krishnaswamy and Gladimir V. G. Baranoski ตีพิมพ์ใน Technical Report CS-2004-01 January, 2004 ในบทความนี้ได้นำเสนอถึงปัญหาที่สามารถวิเคราะห์ได้จากผิวหนังกล่าวคือบทความนี้กล่าวถึงการวิเคราะห์แสงโดยการจำลองแสงแล้วใช้ผลการสะท้อนของแสงมาใช้ในการประเมินค่าต่างๆ ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอแบบจำลองโดยใช้พื้นฐานทางด้านกายภาพของสิ่งมีชีวิตซึ่งสามารถบอกถึงลักษณะการแพร่ของแสงไปยังส่วนต่างๆของชั้นผิวหนังเรียกว่าการสะท้อนที่พื้นผิว การสะท้อนใต้ชั้นผิวหนัง การส่งผ่านของแสง และการดูดกลืนแสงเนื่องจากสารที่ทำให้เกิดสีในชั้นผิวหนังแต่ละชั้น โดยที่แบบจำลองถูกควบคุมภายใต้เทคนิคของ Monte Carlo โดยที่งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณลักษณะของผิวหนังและคุณลักษณะของแสงที่มีต่อผิวหนัง ได้แก่การส่งผ่าน การสะท้อน การดูดกลืนและการกระจายของแสงและได้ทำการวิเคราะห์ถึงลักษณะการดูดกลืนแสงของสารที่ทำให้เกิดสีที่มีอยู่ในเลือดและผิวหนัง ผลจากการศึกษาทำให้สามารถใช้แสงที่วัดได้จากผิวหนังในการหาความเข้มข้นของสารที่ทำให้เกิดสีต่างๆ ในเลือดได้โดยใช้ Beer's Law ซึ่งผลที่ได้จะถูกนำไปใช้เพื่อสร้างแบบจำลองของผิวหนังเพื่อใช้ในการแพทย์ต่อไป

### 9. The appearance of human skin [11]

บทความนี้เขียนโดย Takanori Igarashi, Ko Nishino and Shree K. Nayar ตีพิมพ์ใน Technical Report: CUCS-024-05, June 2005

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาถึงส่วนประกอบต่างๆของผิวหนังและลักษณะของแสงที่มีต่อผิวหนัง โดยทำการศึกษาถึงคุณลักษณะของผิวหนังอย่างละเอียด รวมถึงการแบ่งประเภทของผิวหนัง นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังได้วิจัยเกี่ยวกับคุณสมบัติเชิงแสงของผิว โดยงานวิจัยนี้จะเน้นในเรื่องของส่วนประกอบของผิวหนังโดยที่จะวัดกันที่ละส่วนในเรื่องของแสงในงานวิจัยนี้จะสนใจคุณสมบัติของแสงคือ การส่งผ่าน การสะท้อน การดูดกลืน และการกระจายของแสง ในเรื่องของการนำผลที่ได้จากการสะท้อนแสงมาใช้ในการสร้างแบบจำลองผิวหนังเพื่อใช้ทางการแพทย์

### 10. Melanin and blood concentration in human skin studied by multiple regression analysis [12]

บทความนี้เขียนโดย M Shimada, Y Yamada, M Itoh<sup>4</sup> and T Yatagai ตีพิมพ์เมื่อ 22 สิงหาคม 2001 ในวารสาร PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับกลไกของผิวหนังและทำการวัดความเข้มข้นของเลือดและเมลานินในผิวหนังซึ่งเป็นสิ่งที่จำเป็นสำหรับการวินิจฉัยทางการแพทย์และเครื่องสำอาง การดูดกลืนแสงจากการสะท้อนจากผิวหนังซึ่งอยู่ในช่วงที่สามารถมองเห็นได้จะมีค่าเพิ่มขึ้นภายใต้เงื่อนไขหลายๆข้อเช่น แสงแดดเผา หรือผลที่เกิดจากไฟไหม้ การเปลี่ยนแปลงของการดูดกลืนของแสงขึ้นอยู่กับการกระจายของแสงอีกด้วย ซึ่งความเข้มข้นของเมลานินและเลือดจะถูกประมาณโดยใช้การดูดซับของแสงสะท้อนจากผิวหนังมนุษย์ การทดลองที่ได้ทำการเปรียบเทียบกับหุ่นจำลอง phantom โดยใช้ตามมาตรฐาน vivo

### 11. Clinical evaluation of a new device for transcutaneous bilirubin measurement in japanese infants. [13]

งานวิจัยนี้เขียนโดยToshihiko Nakamura, Daigo Yamada, Yukino Itakura and Yunosuke Ogawa เมื่อปี 2002 โดยที่งานวิจัยนี้ได้ทำการวัดค่า Bilirubin ภายใต้อวัยวะกลุ่มตัวอย่างจำนวน 240 ครั้ง การวัดจะทำสามตำแหน่งคือ หน้าผาก หน้าอก และท่อนแขนด้านบน ทำการวัดกับเด็ก

ทารกญี่ปุ่น 52 คน และทำการเปรียบเทียบการวัดค่าBilirubinในซีรัมที่วัดได้จากการทดลองโดยวิธี direct spectrophotometric method จากการทดลอง 240 ครั้งแบ่งเป็นวัดก่อนทำการรักษา 206 ครั้ง และทำการวัดระหว่างการรักษาจำนวน 36 ครั้ง โดยใช้เครื่องมือวัดของ BiliCheck

จากผลการทดลองพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างการวัด Bilirubin ที่วัดจากการใช้เครื่องมือ จากBiliCheck ระดับ Bilirubin ที่ได้จากการวัดโดยวิธี direct spectrophotometric method ที่ หน้าผาก หน้าอก ที่ต้นแขนมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.925, 0.848, 0.822 ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม ความสัมพันธ์ระหว่าง Bilirubin ที่วัดจากการใช้เครื่องมือจาก BiliCheck และระดับ Bilirubin ที่ได้ จากการวัดโดยวิธี Direct spectrophotometric method จะลดลงระหว่างการรักษาโดยการฉายแสง (phototherapy) เนื่องจากหลังจากรักษาโดยการฉายแสง ลักษณะทางกายภาพของผิวหนังจะเกิดการเปลี่ยนแปลงทำให้ความแม่นยำที่ได้จากการวัดลดลง

### 1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของ Bilirubin กับแสงที่สะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

2. สามารถพัฒนาเครื่องต้นแบบวัดค่าของระดับ Bilirubin ได้อย่างแม่นยำโดยเฉพาะกับ ประชากรไทย

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการเก็บข้อมูลระดับของ Bilirubin ในเด็กแรกเกิด โดยจะทำการเก็บข้อมูล เด็กแรกเกิดภายในโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ แล้วนำค่าแสงสะท้อนที่วัดได้ มาหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการเจาะเลือดโดยใช้ โครงข่ายประสาทเทียม

งานวิจัยนี้จะทำการเก็บข้อมูลโดยมีขอบเขตการวิจัยดังต่อไปนี้

1. หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนออกมาจากผิวหนังกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin โดยวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม

2. พัฒนาเครื่องมือต้นแบบสำหรับวัดค่า Bilirubin ที่สามารถใช้ได้กับคนไทย

## 1.5 ขั้นตอนการวิจัย

### 1 ศึกษาลักษณะทางกายภาพของ Bilirubin

ทำการศึกษาความสำคัญ ที่มาและปัญหาที่เกิดจาก Bilirubin โดยการศึกษาลักษณะทางกายภาพของ Bilirubin ซึ่งจะศึกษาควบคู่ไปกับ โครงสร้างทางสรีระวิทยาของผิวหนังเนื่องจาก โครงสร้างทางผิวหนังนั้นมีผลต่อการวัดค่า Bilirubin รวมถึงคุณสมบัติเชิงแสงซึ่งได้แก่ สมบัติการส่งผ่าน การกระจาย การสะท้อนและการดูดกลืนของแสง นอกจากนี้ยังต้องคำนึงถึงเชื้อชาติของเด็กด้วย จากการศึกษาพบว่า Bilirubin มีคุณสมบัติการสลายตัวเมื่อได้รับแสงในช่วงความยาวคลื่น 460-490 นาโนเมตร นอกจากนี้จากการศึกษาลักษณะทางโครงสร้างของผิวทำให้รู้ว่าปัจจัยในการประเมินค่า Bilirubin ต้องคำนึงถึงลักษณะผิวหนังด้วยเนื่องจากในผิวหนังจะมีสารที่ทำให้เกิดสีที่สำคัญต่อการประเมินค่า Bilirubin คือ ฮีโมโกลบินและเมลานิน นอกจากนี้เชื้อชาติก็ถือได้ว่าเป็นสิ่งสำคัญซึ่งเป็นสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงในการคำนวณเพื่อจะนำไปใช้ในการหาความสัมพันธ์ของปริมาณแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและระดับของ Bilirubin และนำไปสร้างเครื่องมือวัดต่อไป

ในขั้นตอนนี้จำเป็นที่จะต้องรู้ถึงลักษณะทางกายภาพและรู้ถึงคุณลักษณะเชิงแสงของ Bilirubin เนื่องจากบิลิรูบินมีคุณสมบัติการสลายตัวได้ดีในแสงที่มีความยาวคลื่นในช่วงแสงสีน้ำเงิน ทำให้ทราบว่าเมื่อแสงสะท้อน สีน้ำเงินน้อย นั่นแสดงว่ามีระดับความเหลืองมาก งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนกับระดับความเข้มของสีเหลืองที่เกิดจากบิลิรูบิน

### 2 ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานของเครื่องมือวัดที่มีอยู่

ทำการศึกษาเครื่องมือวัดที่มีใช้ในปัจจุบัน โดยศึกษาเครื่องมือวัดจากบริษัท Minolta และ Bilicheck จากการศึกษาพบว่าเครื่องมือวัดที่มีใช้ เป็นเครื่องมือที่ใช้หลักการของการสะท้อนแสง โดยใช้คุณสมบัติของแสงคือสมบัติการส่งผ่าน การกระจาย การสะท้อนและการดูดกลืนของแสง ในเครื่องมือวัดในช่วงแรก ๆ จะใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นหลอดซีนอน โดยใช้ใยแก้วนำแสงเป็นเส้นทางของแสงที่ออกจากแหล่งกำเนิดไปยังผิวหนังและแสงที่สะท้อนจากผิวหนังไปยังเซนเซอร์รับแสงซึ่งใยแก้วนำแสงนี้มีลักษณะพิเศษคือจะต้องทำให้แสงที่มาจากแหล่งกำเนิดแสงและแสงที่สะท้อนจากผิวหนังไปในเส้นทางบนเส้นทางที่ไม่ซ้ำกัน จากวัดค่าการสะท้อนออกมาแล้วนำค่าที่

ได้จากการวัดมาหา ความเข้มข้นของ Bilirubin โดยใช้สมการของ เบียร์ แลมเบิร์ต แต่ก็ยังมีข้อด้อยคือเครื่องมือใช้พลังงานมากจึงไม่สามารถพกพาได้

ดังนั้นทางบริษัทจึงพัฒนาแหล่งกำเนิดแสงเป็นไดโอดเปล่งแสง (LED) เนื่องจากไดโอดเปล่งแสงนั้นใช้พลังงานน้อยและเลือกใช้ชนิดที่ความเข้มแสงไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนังของเด็ก แสงที่ใช้ในเครื่องมือวัดที่ประกอบด้วย แสงสีแดง เขียว และ น้ำเงิน โดยอ้างอิงกับทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับ ผิวหนัง จากที่ศึกษาโครงสร้างของผิวหนังและลักษณะเฉพาะของ Bilirubin พบว่าภายในผิวหนังจะมีเมลานินซึ่งมีความสามารถในการดูดกลืนแสงสีแดงและ Bilirubin มีความสามารถในการดูดกลืนแสงสีน้ำเงิน

จากลักษณะสองข้อนี้ทำให้สามารถหาความสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนกับระดับ Bilirubin ได้ ในปัจจุบันพบว่าเครื่องมือ Transcutaneous Bilirubinometer เหมาะสำหรับการช่วยตัดสินใจเจาะเลือดทารก แต่ไม่สามารถใช้แทนค่า Bilirubin ในซีรัมได้ เนื่องจากเกณฑ์ในการตัดสินใจรักษาขึ้นอยู่กับค่า Bilirubin ในซีรัม ซึ่งถือว่าเป็นค่ามาตรฐาน จากการศึกษาในขั้นตอนนี้จะได้รู้ถึงหลักการทำงาน ข้อดีและข้อด้อย ของเครื่องมือวัด

### 3 ศึกษาลักษณะของผิวหนังและการดูดกลืนแสงของส่วนประกอบต่างๆ ของชั้นผิวหนัง [14]

ทำการศึกษาโครงสร้างของผิวหนังที่มีผลกระทบต่อค่าการประเมินค่าของ Bilirubin ในเบื้องต้นได้ทำการศึกษาลักษณะ โครงสร้างทางกายภาพของผิวหนังและทำการทดลองกับผิวหนังจำลอง ในขั้นแรกเพื่อประเมินระดับ Bilirubin ที่ได้จากการจำลองขึ้นมา หลังจากนั้นจะทำการหาความสัมพันธ์ปริมาณแสงที่สะท้อนกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin เพื่อนำไปใช้ในการวินิจฉัยเมื่อทดลองกับผิวหนังจริงในภายหลัง โดยแบบจำลองที่สร้างขึ้นอยู่ภายใต้พื้นฐานทางกายภาพของผิวหนังจริง ในการศึกษาในขั้นตอนนี้จะทำให้รู้ถึงโครงสร้างของผิวหนังซึ่งมีผลต่อการวัดค่า Bilirubin เนื่องจากผิวหนังมีส่วนประกอบที่มากมายและซับซ้อน นอกจากนั้นในส่วนประกอบที่มีโครงสร้างซับซ้อนนั้น แต่ละส่วนจะมีคุณสมบัติในการส่งผ่าน การกระเจิง การสะท้อน และการดูดกลืนแสงในช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงได้ใช้แหล่งกำเนิดแสงที่

มีความยาวคลื่นที่แตกต่างกันในช่วงความยาวคลื่นแล้วจึงได้ทำการวิเคราะห์เฉพาะแสงแต่ละสีที่สะท้อนจากผิวหนังซึ่งสามารถที่จะวิเคราะห์หาค่าความเหลืองที่เกิดจากบิลิรูบินได้

4. ศึกษาการใช้โปรแกรม LabVIEW ในการเก็บข้อมูลและใช้โครงข่ายประสาทเทียมรูปแบบต่างๆในการหาความสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและระดับของ Bilirubin เพื่อใช้ในการประเมินอัตราเสี่ยงต่อภาวะ Bilirubin มากเกินไป

#### 5. ออกแบบเครื่องมือวัด

เครื่องมือวัดที่ใช้จะใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นไดโอดเปล่งแสงโดยที่แสงจะตกกระทบผิวหนังโดยตรงและรับแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยตรงเช่นกัน ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงที่ใช้มีความเข้มแสงในช่วงที่ไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนัง โดยการออกแบบเครื่องมือวัดจะถูกกำหนดให้สามารถใช้งานได้ปลอดภัยซึ่งจะกล่าวในบทที่ 3 วัสดุ อุปกรณ์และการทดลอง

6. ทดลองวัดค่าการสะท้อนของแสงเพื่อหาค่าการสะท้อนของแสงเพื่อใช้ในการคำนวณความเข้มข้นของ Bilirubin

การทดลองในเบื้องต้นจะทำการทดลองโดยใช้แบบจำลองผิวหนังและทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนและระดับ Bilirubin ที่จำลองขึ้น หลังจากนั้นจึงทำการทดลองกับผิวหนังเด็กทารกเพื่อหาระดับ Bilirubin ที่แท้จริง

7. เปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับเครื่องมือวัดและจากผลการตรวจเลือดเนื่องจากเครื่องมือวัดทั่วไปสามารถบอกได้เพียงค่า Bilirubin ทางผิวหนัง (TcB) แต่ไม่สามารถบ่งบอกถึงค่า Bilirubin ในซีรัม (TsB) ได้ดังนั้นจึงต้องนำค่าที่วัดได้มาเทียบกับผลที่ได้จากการตรวจเลือดเพื่อให้ค่าที่ได้ออกมาคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด

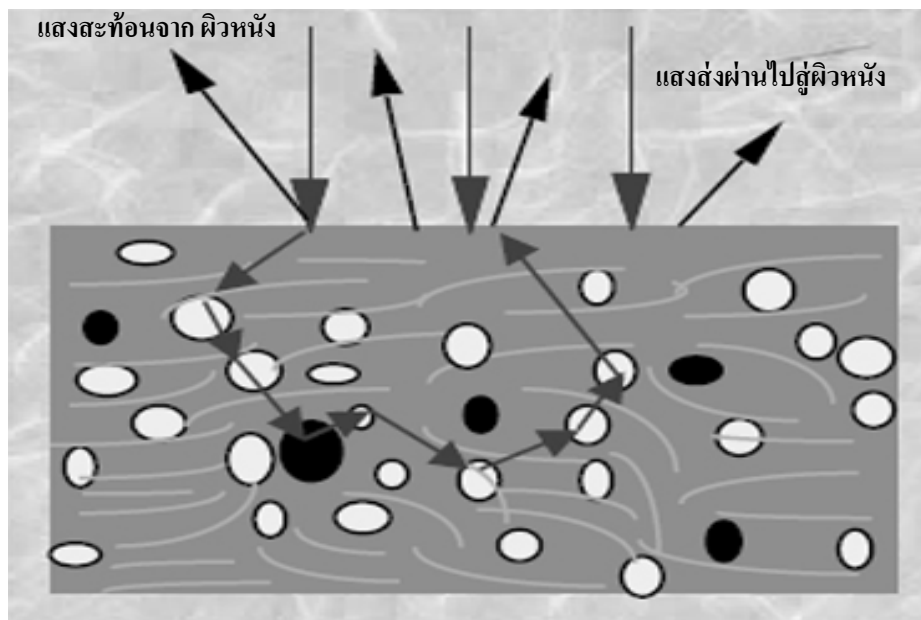
#### 8. ตรวจสอบ สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

## บทที่ 2

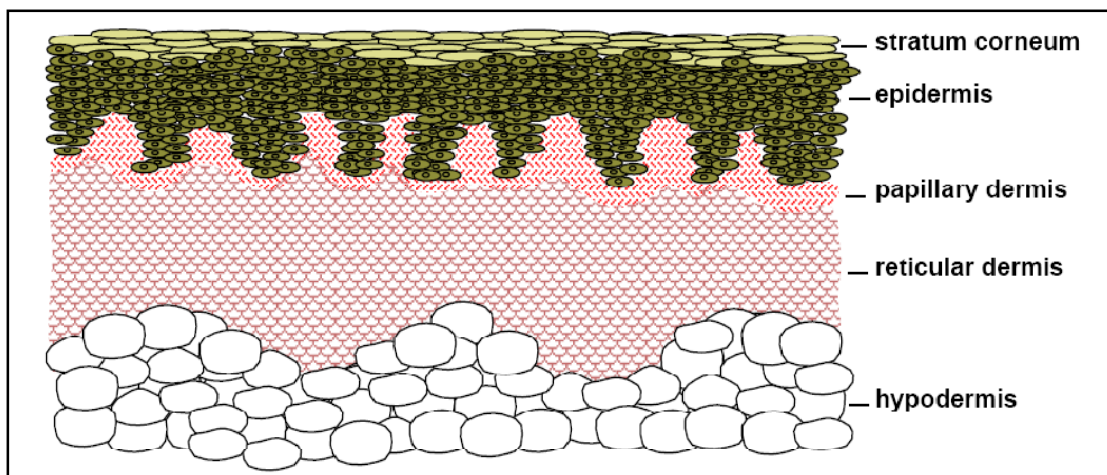
### ทฤษฎีและหลักการ

#### 2.1 ทฤษฎี

งานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นส่วนใหญ่จะอยู่ในลักษณะของการตรวจสอบค่าความแม่นยำของเครื่องมือวัดโดยใช้ตรวจสอบกับเด็กแรกเกิดโดยจะทดสอบภายใน 24 ชั่วโมงหลังจากคลอดแล้ว หลังจากนั้นจะวัดระดับ Bilirubin ทางผิวหนังเป็นระยะๆ โดยเทียบกับค่า microbilirubin ที่อยู่ในซีรัมเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังกับ Bilirubin ซึ่งในงานวิจัยได้กล่าวถึงการตรวจวัดภายใต้เงื่อนไขที่เหมือนกันคือจะใช้เครื่องมือวัดจากบริษัท Bilicheck และ Minolta ทำการวัดกับเด็กทารกเพื่อตรวจสอบถึงความแม่นยำของเครื่องมือ โดยทั่วไปหลักการทำงานของเครื่องมือวัดจะอ้างอิงถึงหลักการของแสงโดยจะมี หลักการส่งผ่าน การสะท้อน การดูดกลืนและการกระเจิงของแสงในแต่ละชั้นผิวหนัง ดังที่แสดงให้เห็นในภาพประกอบ 2-1



ภาพประกอบ 2-1 คุณสมบัติของแสงที่มีต่อผิวหนัง [23]



ภาพประกอบ 2-2 ส่วนประกอบของผิวหนัง [10]

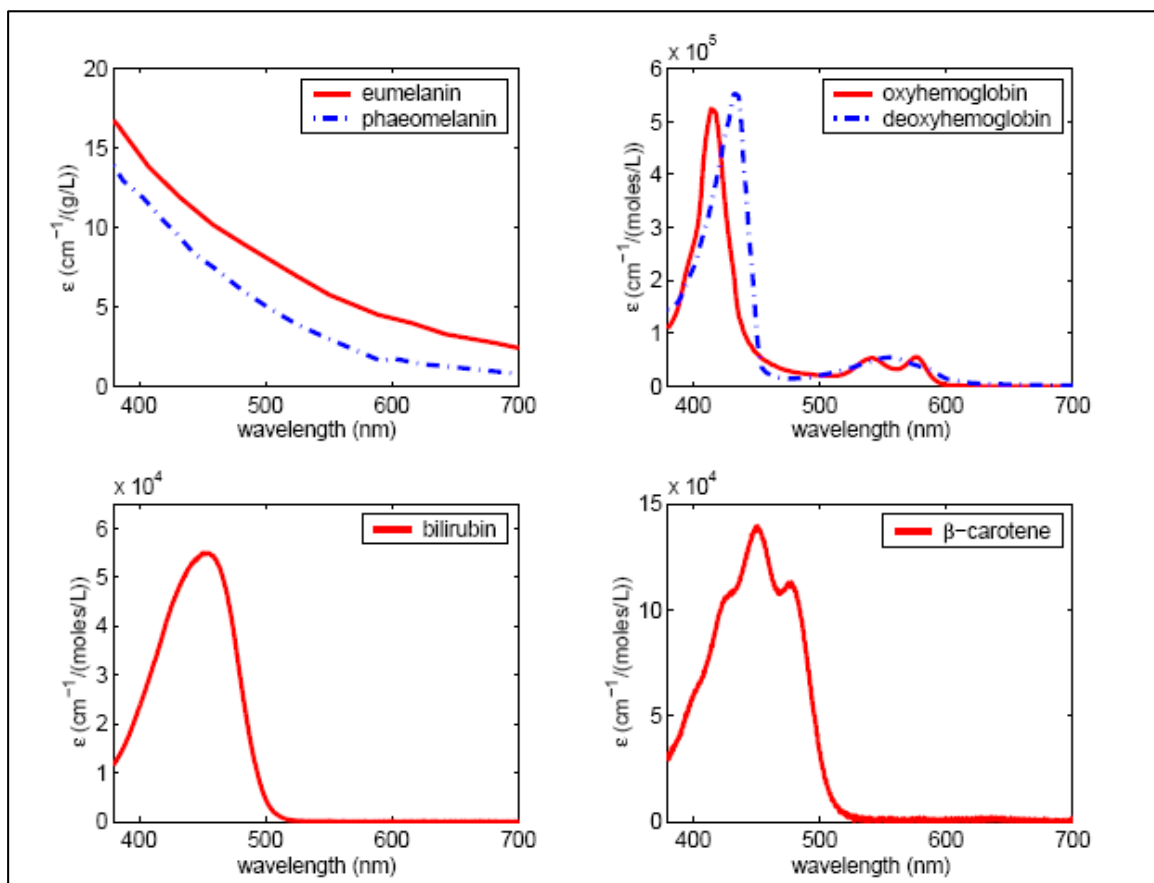
จากภาพประกอบ 2-2 จะเห็นได้ว่าในผิวหนังแต่ละชั้นจะมีคุณสมบัติที่ลักษณะคือ การส่งผ่าน การสะท้อน การดูดกลืน และการกระเจิงของแสง โดยที่ลักษณะทางกายภาพของผิวหนังมีทั้งหมดห้าชั้น[3] คือ stratum corneum, epidermis, papillary dermis, reticular dermis และ hypodermis ในชั้นแรกคือ stratum corneum ซึ่งจะหนาประมาณ 0.01-0.02 mm. ซึ่งจะเป็นผิวหนังชั้นนอกเป็นที่เก็บ corneocytes ในผิวหนังชั้นนี้จะมีการดูดกลืนแสงต่ำ ซึ่งผลรวมของแสงที่ถูกส่งออกไปจะอยู่ในขอบเขตของสเปกตรัมอย่างเห็นได้ชัด

ในชั้นที่สองมีชื่อว่า epidermis ซึ่งมีความหนา 0.027 - 0.15 mm ซึ่งในชั้นนี้จะประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อสี่ชั้น ซึ่งประกอบด้วย stratum basale, stratum spinosum , stratum granulosum, และ stratum lucidum ซึ่งในชั้นเหล่านี้จะมีเมลานินซึ่งจะดูดกลืนแสงโดยที่เมลานินแบ่งออกเป็นสองประเภทคือ pheomelanin ซึ่งมีสีแดงถึงสีเหลือง และ eumelanin ซึ่งจะมีสีน้ำตาลถึงดำ โดยปกติแล้ว melanin จะดูดกลืนสีในช่วงสีแดง

ในชั้นของ dermis จะมีความหนาของชั้น 0.6 - 3 mm. เราสามารถแบ่งออกเป็น papillary dermis และ reticular dermis ซึ่งในชั้นนี้จะมีเม็ดเลือดแดงซึ่งจะมี hemoglobin ซึ่งมีสีแดง โดยปกติความเข้มข้นของ hemoglobin จะมีค่าประมาณ 134-173g/l ในเส้นเลือด arteries 90-95% ของ hemoglobin จะรวมตัวกับออกซิเจนและในเส้นเลือด veins มีมากกว่า 47% ที่รวมตัวกับออกซิเจน โดยทั้งสองชนิดนี้ถูกเรียกว่า oxygenated hemoglobin และ deoxygenated hemoglobin ซึ่งจะมีความสามารถในการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกันนอกจากนั้นยังสามารถที่จะพบเบต้าแคโรทีนและ



Bilirubin ซึ่งจะมีสีเหลืองในบางครั้งเราสามารถสังเกตเห็นเบต้าแคโรทีนในชั้น stratum corneum และ epidermis ซึ่งองค์ประกอบแต่ละตัวจะมีความสามารถในการสลายตัวในช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ดังที่แสดงในภาพประกอบ 2-3



ภาพประกอบ 2-3 สัมประสิทธิ์การสลายตัวของแต่ละองค์ประกอบของผิวหนัง [10]

จากภาพประกอบ 2-3 จะเห็นได้ว่า Bilirubin จะมีความสามารถในการสลายตัวในช่วงของแสงสีน้ำเงิน จึงใช้การดูดกลืนน้ำเงินมาใช้ในการคำนวณหาความเข้มข้นของ Bilirubin

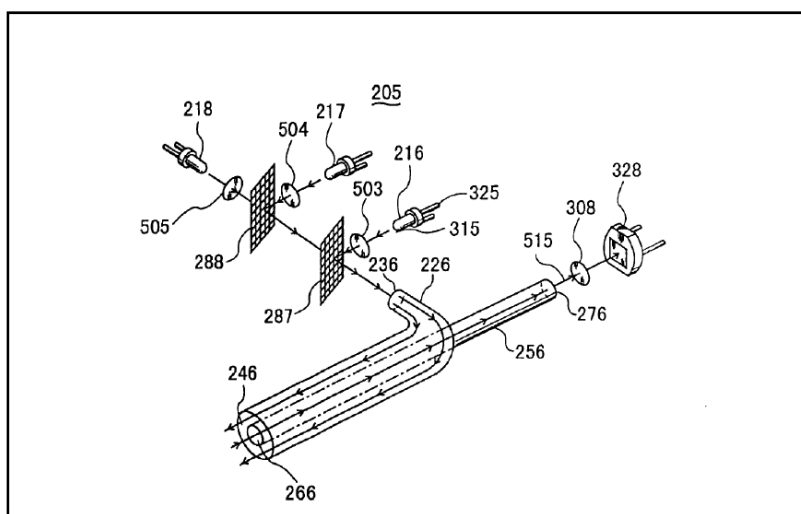
ส่วน Hypodermis เป็นผิวหนังใต้ชั้นไขมัน เนื่องจากชั้นไขมันเป็นชั้นที่หนา ดังนั้นจึงไม่เกิดการดูดกลืนของแสงที่ชั้นนี้

## 2.2 เครื่องมือ Transcutaneous Bilirubinometer ในปัจจุบัน [18]

ในปัจจุบันมีเครื่องมือที่ใช้วัดค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายคือ เครื่องจากบริษัท Minolta และ Bilicheck โดยงานวิจัยในประเทศไทยส่วนใหญ่จะใช้เครื่องจากบริษัท Minolta ส่วนงานวิจัยต่างประเทศจะใช้เครื่องของบริษัท Bilicheck โดยที่เครื่องมือวัดทั้งสองบริษัทมีลักษณะ โครงสร้างและที่คล้ายกันดังนี้

หลักการทำงานของเครื่องมือวัดการวัดการสะท้อนของแสงจะใช้สีทั้งหมดมีสามสีคือ แดง น้ำเงิน เขียว โดยที่ลักษณะของ Bilirubin จะสลายตัวได้ดีในแสงสีน้ำเงิน เมลา닌จะดูดกลืนสีแดง ส่วนเม็ดเลือดแดงจะดูดกลืนแสงในช่วงของสีเหลืองถึงส้ม ดังนั้น จึงใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของการสะท้อนที่ได้จากสีต่าง ๆ มาคำนวณหาความเข้มข้นของ Bilirubin

องค์ประกอบของอุปกรณ์สามารถอธิบายได้จากภาพประกอบ 2-4



ภาพประกอบ 2-4 การส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดค่า Bilirubin ที่มีใช้ในปัจจุบัน [18]

จากภาพประกอบ 2-4 แสดงให้เห็นถึงส่วนประกอบของเครื่องมือวัดที่มีใช้ในปัจจุบัน ประกอบด้วย LED สามสีที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงคือ แดง เขียวและน้ำเงิน คือหมายเลข 216 217 และ 218 ตามลำดับ ซึ่งจะถูกรวมแสงโดยเลนส์แสดงในหมายเลข 503 504 และ 505 จากนั้นมีกระจกซึ่งทำหน้าที่บังคับทิศทางของแสงแสดงในหมายเลขที่ 287 และ 288 ซึ่งแสงจะถูกส่งผ่านใยแก้วนำแสงไปยังผิวหนังแสดงในหมายเลข 226 236 และ 246 ส่วนแสงสะท้อนจะถูกส่งผ่านอีกเส้นทาง

หนึ่งคือหมายเลขที่ 256 266 และ 276 ซึ่งเป็นคนละเส้นทางกับแสงที่ถูกส่งไปยังผิวหนัง เมื่อแสงสะท้อนถูกส่งมาตามใยแก้วนำแสงแล้ว เนื่องจากแสงที่สะท้อนจากผิวหนังนั้นมีการกระจาย ดังนั้นจึงต้องทำการรวมแสงโดยใช้เลนส์หมายเลข 308 หลังจากนั้นแสงจึงถูกส่งต่อไปยังไดโอดรับแสง หมายเลข 328 ซึ่งใช้ในการแปลงแสงสะท้อนเป็นแรงดันเพื่อนำไปใช้คำนวณต่อไปโดยใช้สมการของ เบียร์ แลมเบิร์ตในการหาค่าความเข้มข้นของบิลิรูบิน ซึ่งในการหาค่าความเข้มข้นโดยใช้สมการของ เบียร์ แลมเบิร์ตนั้นจำเป็นต้องคำนวณถึงค่าคงที่ของการสะท้อน การส่งผ่านและการกระเจิงของแสงโดยจะพิจารณาจากชั้นผิวแต่ละชั้น

เห็นได้ว่าโครงสร้างของเครื่องมือวัดมีความซับซ้อนโดยเฉพาะในส่วนของใยแก้วนำแสงที่ต้องกำหนดให้แสงตกกระทบกับแสงสะท้อนเดินทางในเส้นทางที่ต่างกันซึ่งถือได้ว่าเป็นเครื่องมือที่มีความยุ่งยาก นอกจากปัญหาทางด้านโครงสร้างที่ซับซ้อนแล้วผลจากการวิจัยพบว่าค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้ยังมีความคลาดเคลื่อนเมื่อใช้กับประชากรไทย

งานวิจัยนี้จึงทำเพื่อสร้างเครื่องมือวัดที่สามารถวัดระดับ Bilirubin ได้อย่างแม่นยำ โดยเฉพาะเมื่อใช้กับประชากรไทยและลดปัญหาทางด้านโครงสร้างเนื่องจากเครื่องมือวัดมีราคาที่ยากสูงจึงทำให้มีใช้กันอย่างไม่แพร่หลาย

## 2.3 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks) [16]

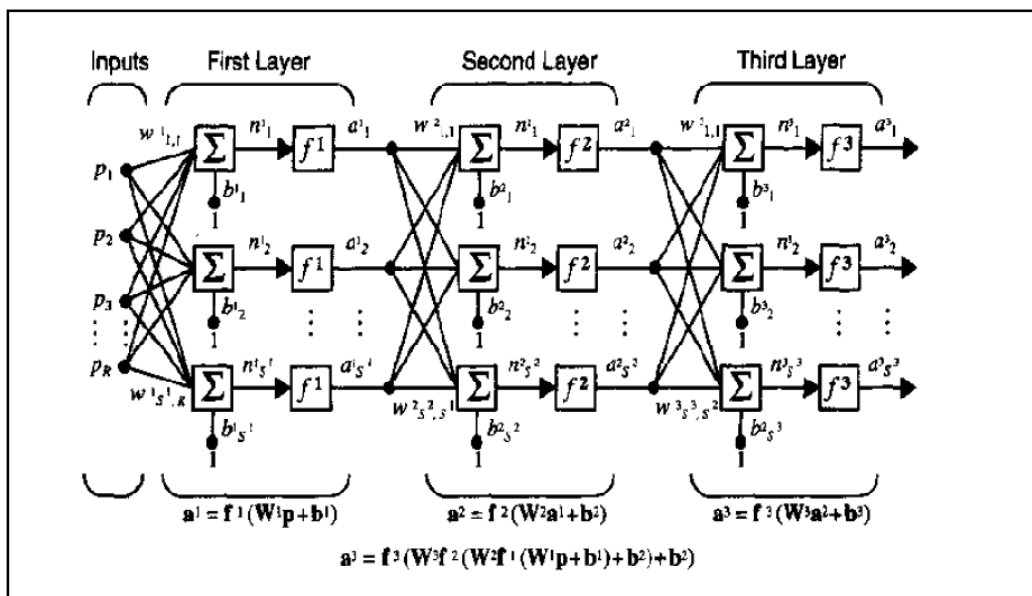
โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks) หรือที่มักจะเรียกสั้น ๆ ว่า โครงข่ายประสาท (Neural Networks หรือ Neural Net) เป็นหนึ่งในเทคนิคของการทำเหมืองข้อมูล (Data Mining) โครงข่ายประสาทเทียมเป็นโมเดลทางคณิตศาสตร์สำหรับประมวลผลสารสนเทศด้วยการคำนวณแบบคอนเนกชันนิสต์ (Connectionist) เพื่อจำลองการทำงานของเครือข่ายประสาทในสมองมนุษย์ ด้วยวัตถุประสงค์ที่จะสร้างเครื่องมือซึ่งมีความสามารถในการเรียนรู้การจดจำรูปแบบ (Pattern Recognition) และการสร้างความรู้ใหม่ (Knowledge Extraction) เช่นเดียวกับความสามารถที่มีในสมองมนุษย์ แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาโครงข่ายไฟฟ้าชีวภาพ (Bioelectric Network) ในสมอง ซึ่งประกอบด้วย เซลล์ประสาท หรือ "นิวรอน" (Neurons) และ "จุดประสานประสาท" (Synapses) แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า "เดนไดรต์" (Dendrite) ซึ่งเป็น input และปลายในการส่งกระแสประสาทเรียกว่า "แอกซอน" (Axon) ซึ่งเป็นเหมือน output ของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์

เข้าสู่นิวเคลียสซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอนของมัน

นักวิจัยส่วนใหญ่ในปัจจุบันเห็นตรงกันว่าโครงข่ายประสาทเทียมมีโครงสร้างแตกต่างจากโครงข่ายในสมอง แต่ก็ยังเหมือนสมอง ในแง่ที่ว่าโครงข่ายประสาทเทียม คือการรวมกลุ่มแบบขนานของหน่วยประมวลผลย่อย ๆ และการเชื่อมต่อนี้เป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดสติปัญญาของโครงข่าย เมื่อพิจารณาขนาดแล้วสมองมีขนาดใหญ่กว่าโครงข่ายประสาทเทียมอย่างมาก รวมทั้งเซลล์ประสาทยังมีความซับซ้อนกว่าหน่วยย่อยของโครงข่าย อย่างไรก็ตามหน้าที่สำคัญของสมอง เช่นการเรียนรู้ยังคงสามารถถูกจำลองขึ้นอย่างง่ายด้วยโครงข่ายประสาทนี้

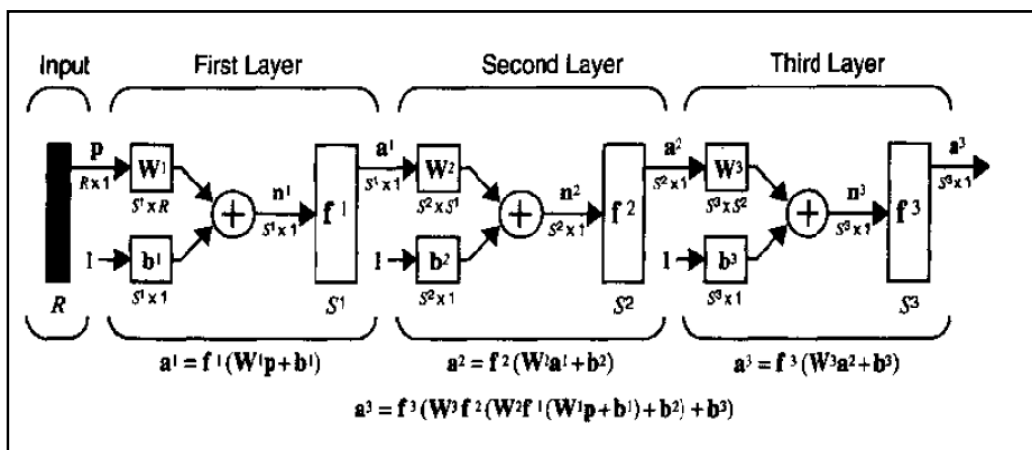
สำหรับในคอมพิวเตอร์ Neurons ประกอบด้วย input และ output เหมือนกัน โดยจำลองให้ input แต่ละอันมี weight เป็นตัวกำหนดน้ำหนักของ input โดย neuron แต่ละหน่วยจะมีค่า threshold เป็นตัวกำหนดว่าน้ำหนักรวมของ input ต้องมากขนาดไหนจึงจะสามารถส่ง output ไปยัง neurons ตัวอื่นได้ เมื่อนำ neuron แต่ละหน่วยมาต่อกันให้ทำงานร่วมกันการทำงานนี้ ในทางตรรกะแล้วก็จะเหมือนกับปฏิกิริยาเคมีที่เกิดในสมอง เพียงแต่ในคอมพิวเตอร์ทุกอย่างเป็นตัวเลขเท่านั้นเอง

การทำงานของ โครงข่ายประสาทเทียม คือเมื่อมี input เข้ามายัง network ก็เอา input มาคูณกับ weight ของแต่ละขา ผลที่ได้จาก input ทุก ๆ ขาของ neuron จะเอามารวมกันแล้วก็เอามาเทียบกับ threshold ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่า threshold แล้ว neuron ก็จะส่ง output ออกไป output นี้ก็จะถูกส่งไปยัง input ของ neuron อื่น ๆ ที่เชื่อมกันใน network ถ้าค่าน้อยกว่า threshold ก็จะไม่เกิด output สิ่งสำคัญคือเราต้องทราบค่า weight และ threshold สำหรับสิ่งที่เราต้องการเพื่อให้คอมพิวเตอร์รู้จัก ซึ่งเป็นค่าที่ไม่แน่นอน แต่สามารถกำหนดให้คอมพิวเตอร์ปรับค่าเหล่านั้นได้โดยการสอนให้มันรู้จัก pattern ของสิ่งที่เราต้องการให้มันรู้จักเรียกว่า "Back propagation" ซึ่งเป็นกระบวนการย้อนกลับของการรู้จัก ในการฝึก feed-forward neural networks จะมีการใช้อัลกอริทึมแบบ Back-propagation เพื่อใช้ในการปรับปรุงน้ำหนักคะแนนของเครือข่าย (Network Weight) หลังจากใส่รูปแบบข้อมูลสำหรับฝึกให้แก่เครือข่ายในแต่ละครั้งแล้ว ค่าที่ได้รับ (output) จากเครือข่ายจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับผลที่คาดหวัง แล้วทำการคำนวณหาค่าความผิดพลาด ซึ่งค่าความผิดพลาดนี้จะถูกส่งกลับเข้าสู่เครือข่ายเพื่อใช้แก้ไขค่าน้ำหนักต่อไป แสดงในภาพประกอบ 2-5 [18]



ภาพประกอบ 2-5 โครงข่ายประสาทเทียม [16]

อัลกอริทึมการแพร่กลับ (Back-propagation)



ภาพประกอบ 2-6 โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ [16]

การพัฒนาอัลกอริทึมการแพร่กลับจะใช้โครงข่าย 3 ชั้นดังแสดงในภาพประกอบ 2-6 สำหรับโครงข่ายหลายชั้น เอาท์พุทของชั้นหนึ่งจะกลายเป็นอินพุทของชั้นถัดไป ซึ่งสามารถอธิบายได้ด้วยสมการต่อไปนี้

$$a^{m+1} = f^{m+1}(w^{m+1} a^m + b^{m+1}) \quad \text{เมื่อ } m = 0, 1, 2, \dots, n-1 \quad (1)$$

เมื่อ  $m$  คือจำนวนชั้นของโครงข่าย และเซลล์ประสาทชั้นที่หนึ่งจะรับอินพุตจากภายนอก

$$a^0 = p \quad (2)$$

เอาต์พุตของเซลล์ประสาทของชั้นสุดท้ายคือเอาต์พุตของโครงข่าย

$$a = a^m \quad (3)$$

เมื่อ  $a$  = สัญญาณของโครงข่าย

$w$  = ค่าน้ำหนัก

$b$  = ไบอัส

ดัชนีสมรรถนะ

อัลกอริทึมการแพร่กลับสำหรับโครงข่ายหลายชั้นจะใช้ดัชนีสมรรถนะโดยใช้ค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดยกกำลังสองโดยให้กลุ่มตัวอย่างในการเรียนรู้คือ

$$\{p_1, t_1\}, \{p_2, t_2\}, \dots, \{p_n, t_n\}$$

เมื่อ  $p$  = อินพุต

$t$  = เอาต์พุตเป้าหมาย

เมื่อป้อนอินพุตให้กับโครงข่าย เอาต์พุตของโครงข่ายจะถูกเปรียบเทียบกับเป้าหมาย อัลกอริทึมจะทำการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของโครงข่ายเพื่อให้ค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสองมีค่าน้อยที่สุด โดยค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสองเท่ากับ

$$F(x) = E[e^2] = E[(t - a)^2] \quad (4)$$

เมื่อ  $x$  คือเวกเตอร์ของน้ำหนักและไบอัส

$e$  คือค่าความผิดพลาด

ถ้าโครงข่ายมีหลายเอาต์พุตสมการทั่วไปคือ

$$F(x) = E[e^T e] = E[(t - a)^T (t - a)] \quad (5)$$

$$\hat{F} = (t(k) - a(k))^T (t(k) - a(k)) = e^T(k) e(k) \quad (6)$$

เมื่อ expectation ของความผิดพลาดกำลังสองถูกแทนด้วยความผิดพลาดกำลังสองรอบที่  $k$  ซึ่ง steepest descent algorithm สำหรับการหาค่าเฉลี่ยของความผิดพลาดกำลังสองคือ

$$w_{i,j}^m(k+1) = w_{i,j}^m(k) - \alpha \frac{\partial \hat{F}}{\partial w_{i,j}^m} \quad (7)$$

$$b_i^m(k+1) = b_i^m(k) - \alpha \frac{\partial \hat{F}}{\partial b_i^m} \quad (8)$$

เมื่อ  $\alpha$  คือ อัตราการเรียนรู้

เราสามารถเขียนสมการของความไวด้วยเมทริกซ์โดยใช้ Chain rule ดังสมการที่ 9

$$S^m = \frac{\partial \hat{F}}{\partial n^m} = \left[ \frac{\partial n^{m+1}}{\partial n^m} \right] \frac{\partial \hat{F}}{\partial n^{m+1}} = F^{.m}(n^m)(w^{m+1})^T \frac{\partial n^{m+1}}{\partial n^m} = F^{.m}(n^m)(w^{m+1})^T s^{m+1} \quad (9)$$

เมื่อ  $S^m$  คือความไวของ  $\hat{F}$  สำหรับเซลล์ประสาทของเน็ตอินพุตที่ชั้น  $m$

จะเห็นได้ว่าความไวของอัลกอริทึมแบบแพร่กลับจะแพร่จากชั้นสุดท้ายไปยังชั้นแรกของโครงข่าย

$$s^M \rightarrow s^{M-1} \rightarrow \dots \rightarrow s^2 \rightarrow s^1$$

สุดท้ายจะได้ค่าน้ำหนักดังสมการที่ 10 และ 11

$$W^m(k+1) = W^m(k) - \alpha s^m (a^{m-1})^T \quad (10)$$

$$b^m(k+1) = b^m(k) - \alpha s^m \quad (11)$$

## 2.4 ทฤษฎีการวิเคราะห์องค์ประกอบ [17]

วิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis:PCA) เป็นวิธีการทางสถิติใช้สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวนร่วม (Covariance Matrix) จากข้อมูลภาพ ถูกนำไปใช้ในการบีบอัดข้อมูลและการสร้างภาพใบหน้าไอเกน (Eigen Faces) เรานำการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักมาใช้ลดขนาดข้อมูล ข้อมูลของแพคเกจนั้นอยู่ในรูปของเวกเตอร์ 1 มิติอยู่แล้ว นำเวกเตอร์ของทุกชุดข้อมูลมาจัดให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์โดยเวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 1 จะเป็นแถวที่ 1 ของเมทริกซ์ เวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 2 จะเป็นแถวที่ 2 ของเมทริกซ์จนถึง เวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ n จะเป็นแถวที่ n ของ เมทริกซ์ ดังนั้นจะได้เมทริกซ์ A มีมิติ n เป็น i และ j โดยที่ i หมายถึงข้อมูลชุดที่ และ j หมายถึงมิติที่ ดังสมการที่ 12

$$\begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{1m} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{2m} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{3m} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ A_{n1} & A_{n2} & A_{n3} & \cdot & \cdot & \cdot & A_{nm} \end{bmatrix} \quad m = w * h; n = \text{จำนวนรูปแบบ} \quad (12)$$

หลังจากเตรียมข้อมูลเรียบร้อยแล้ว สามารถทำการคำนวณได้ตามขั้นตอนดังนี้



2.1 คำนวณค่าเฉลี่ยของภาพในแต่ละหลัก

$$M_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_{ij} \quad 1 \leq j \leq m \quad (13)$$

2.2 คำนวณค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพใบหน้า

$$C_{ij} = A_{ij} - M_j \quad 1 \leq i \leq n, 1 \leq j \leq m \quad (14)$$

2.3 สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวน

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i C_i^T \quad (15)$$

2.4 คำนวณค่าไอเกน

$$\lambda = SS^T \quad (16)$$

2.5 คำนวณเวกเตอร์ไอเกน

$$e = \frac{CS}{\sqrt{\lambda}} \quad \text{เมื่อ} \quad C = [C_{ij}] \quad (17)$$

ผลลัพธ์จะได้ค่าไอเกน และเวกเตอร์ไอเกน ข้อมูลทั้ง 2 มีความสมนัยกัน (Correspondence) ซึ่งกันและกัน เวกเตอร์ไอเกนเป็นข้อมูลที่เปลี่ยนรูปแล้ว ไม่สามารถเห็นเป็นเวกเตอร์แพกเก็ตแบบเดิมได้ การนำข้อมูลเดิมกลับมาต้องนำเวกเตอร์ไอเกนมาคำนวณอีกครั้ง ดังสมการที่ 18

$$F_k = e_k^T (A - M) \quad (18)$$

เมื่อ  $A = [A_{ij}] , M = [M_j]$

ไอเกนแพคเกจแรก (1<sup>st</sup> Eigen Package) คือการเลือกเวกเตอร์ไอเกนแรกของทุกเวกเตอร์ข้อมูลมาคำนวณ ส่วนไอเกนแพคเกจอื่นๆก็ทำในรูปแบบเดียวกัน

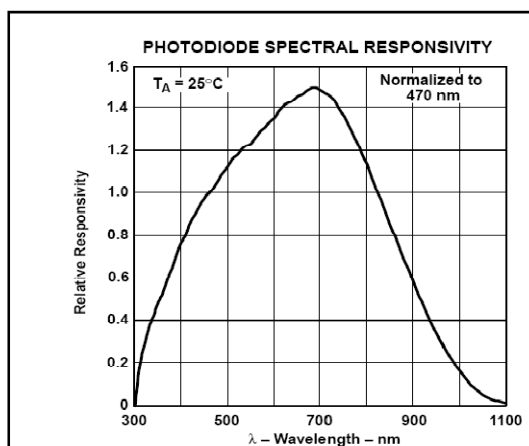
## 2.5 การออกแบบเครื่องมือวัด

เครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลองนี้จะใช้การส่งและรับแสงที่ผิวหนังโดยตรงเนื่องจาก Bilirubin มีอยู่ในเลือดดังนั้นในการทดลองจะต้องคำนึงถึงความสัมพันธ์ของความยาวคลื่นและค่าความเข้มของแสง ในการทดลองนี้จะใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นไดโอดเปล่งแสง (LED) ซึ่งมีขนาดช่วงความยาวคลื่นอยู่ในช่วงที่ไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนังของผู้ใช้ พารามิเตอร์ต่างๆได้แสดงไว้ในตารางที่ 2-1

ตารางที่ 2-1 คุณสมบัติของไดโอดเปล่งแสงแบบ SURFACE MOUNT LED [ภาคผนวก]

ชนิดของ ไดโอดเปล่งแสง	สี	ความยาวคลื่น (nm)
SMD LED	แดง	630
SURFACE MOUNT LED	เขียว	525
CHIP LED	น้ำเงิน	468
WATER CLEAR LENS	อินฟราเรด	950

จากตารางที่ 2-1 แสงที่ใช้มีความยาวคลื่น ที่ไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนัง ส่วนของตัวรับแสง เป็น ไดโอดรับแสง (Photodiode) รุ่น TSL257 ซึ่งเป็นตัวรับแบบที่มีประสิทธิภาพสูงและสัญญาณรบกวนต่ำ ซึ่งจะแปลงค่าแสงที่วัดได้เป็นแรงดันเพื่อส่ง คุณสมบัติของตัวรับแสงได้แสดงในภาพประกอบ 2-7 ซึ่งเข้ากันได้กับแหล่งกำเนิดแสง



ภาพประกอบ 2-7 คุณสมบัติการตอบสนองของไดโอดรับแสง [ภาคผนวก]

ในการวัดจะต้องคำนึงถึงส่วนประกอบต่างๆของผิวหนังดังที่แสดงในภาพประกอบ 2-2 แต่ละชั้นจะมีลักษณะทางกายภาพจะได้ว่าชั้นของผิวหนังมีทั้งหมด 5 ชั้น[5]คือ stratum corneum, epidermis, papillary dermis, reticular dermis และhypodermis ซึ่งในแต่ละชั้นจะมีองค์ประกอบต่างดังที่มีความสัมพันธ์กับคุณสมบัติของแสงคือ eumelanin, phaen melanin, hemoglobin, bilirubin และ beta carotene ซึ่งส่วนประกอบที่กล่าวมาได้แสดงคุณสมบัติเกี่ยวกับแสง ได้แสดงไว้ในภาพประกอบ 2-1

ในศึกษาการวัดค่า Bilirubin ด้วยวิธีเชิงแสงจะใช้หลักการสะท้อนของแสงจากผิวหนังโดยตรง ในการทดลองจะใช้แหล่งกำเนิดแสงจาก LED ทั้งหมดที่ช่วงความยาวคลื่นคืออินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงิน โดยฉายครั้งละช่วงความยาวคลื่นและใช้ไดโอดรับแสง TSL257 จากนั้นค่าที่วัดได้จะส่งผ่าน NI-USB-6009 เป็นตัวแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลและนำไปคำนวณต่อด้วยโปรแกรม LabVIEW

สัญญาณที่อ่านได้นี้จะแปรผันความเข้มของแสง ( $I$ ) ตามความสัมพันธ์

$$I = I_0 e^{-A_\lambda} \quad (19)$$

เมื่อ  $I_0$  คือความเข้มแสงของแสงกำเนิด  
 $A_\lambda$  คือการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น  $\lambda$

และสามารถหาความสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนกับความเข้มของสีเหลืองที่เจือปนอยู่ในแบบจำลองผิวหนัง แสดงในสมการ (20)-(23)

$$\ln \frac{I_R}{I_{R0}} = -K_1 A_R \quad (20)$$

$$\ln \frac{I_G}{I_{G0}} = -K_2 A_G \quad (21)$$

$$\ln \frac{I_B}{I_{B0}} = -K_3 A_B \quad (22)$$

$$\ln \frac{I_{IR}}{I_{IR0}} = -K_4 A_{IR} \quad (23)$$

เมื่อ  $I_R$ ,  $I_G$ ,  $I_B$  และ  $I_{IR}$  คือความเข้มแสงของแสงกำเนิดที่มีความยาวคลื่นในช่วงของอินฟราเรดแดง เขียวและน้ำเงิน

$A_R$ ,  $A_G$ ,  $A_B$  และ  $A_{IR}$  คือ การดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นในช่วงของอินฟราเรดแดง เขียวและน้ำเงิน

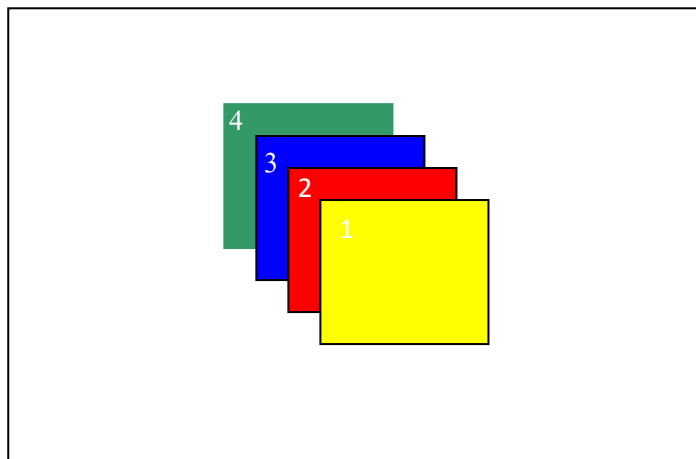
### บทที่ 3

## วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการทดลอง

การทดลองแบ่งการทดลองเป็นสองส่วนด้วยกันคือ

### 3.1 แบบจำลองผิวหนัง

ทำการทดลองโดยใช้แบบจำลองผิวหนังเพื่อหาความสัมพันธ์ของปริมาณแสงที่สะท้อนกับระดับของความเหลือง ในขั้นต้นได้ทำการทดลองโดยใช้แบบจำลองผิวหนังซึ่งเป็นแผ่นพลาสติกใสหุ้มด้วยกระดาษแก้ว สีแดง เขียว เหลือง น้ำเงินตามลำดับ ดังที่แสดงในภาพประกอบ 3-1 เพื่อทำการศึกษาเบื้องต้นโดยจำลองสภาวะที่ซับซ้อนโดยทำการสลับชั้นสีเพื่อต้องการวิเคราะห์หาความเข้มของสีเหลืองที่สภาวะที่แตกต่างกัน



ภาพประกอบ 3-1 แบบจำลองผิวหนัง

เมื่อลำดับที่ 1 2 3 และ 4 คือแผ่นสีเขียว น้ำเงิน แดงและเหลืองตามลำดับ

สมมติฐาน

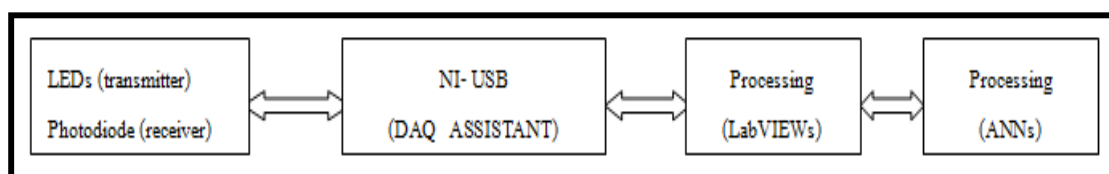
- 1.การใช้แสงสีแดง เขียว และ น้ำเงิน ส่องผ่านแบบจำลองผิวหนังสามารถบ่งบอกถึงระดับความเข้มของสีเหลืองได้ที่ปะปนอยู่ได้
- 2.วิธีการหาสมการถดถอยสามารถใช้หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนังและระดับความเข้มของสีเหลืองในสภาวะต่างๆได้

### วิธีการทดลอง

1. ทำการฉายแสงไปยังแบบจำลองผิวหนัง สีแดง เขียว และน้ำเงินตามลำดับ
2. ทำการสลับชั้นสีทั้งสี่ชั้นเพื่อทำการหาความเข้มของสีเหลืองในสภาวะที่แตกต่างกัน
3. นำค่าแสงสะท้อนได้มาหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนังและความเข้มของสีเหลืองในแต่ละกรณี

### 3.2 การทดลองกับผิวหนังทารก

การวิจัยในเด็กทารกจำนวน 82 คนที่เกิดในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ อายุตั้งแต่ 1-5 วัน โดยมีอายุครรภ์ 36-40 สัปดาห์โดยที่เครื่องมือวัดประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสงที่มีความเข้มต่ำในช่วงความยาวคลื่นคืออินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน เนื่องจากต้องคำนึงถึงความปลอดภัยในการฉายแสงดังนั้นการทดลองกับผิวหนังจริงโดยที่กำหนดความเข้มแสงภายใต้มาตรฐานขององค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกาซึ่งถูกกำหนดความเข้มแสงอยู่ระหว่าง 35- 50  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  [ภาคผนวก] การวิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลโดยวิธีการฉายแสงไปที่ผิวหนังของเด็กทารกสองตำแหน่งคือบริเวณหน้าผากและหน้าอก (บริเวณกระดูกสันอก) การฉายแสงจะเริ่มจากแสงอินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงินตามลำดับ การเก็บค่าแสงสะท้อนจะทำการเก็บค่าในขณะที่ฉายแสงนั้นๆ เวลาในการฉายแสงแต่ละครั้งคือ 1 มิลลิวินาที และเวลาในการหยุดฉายแสงคือ 100 มิลลิวินาที เนื่องจากผลการทดลองพบว่าเวลาในการฉายและหยุดฉายแสงนี้เป็นค่าที่เสถียรที่สุด แสงที่สะท้อนจากผิวหนังถูกแปลงสัญญาณจากแรงดันเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยอุปกรณ์ NI-DAQ โดยใช้ โปรแกรม LabVIEW ในการแสดงค่าการสะท้อนในแต่ละสี หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลตรวจที่ได้จากการเจาะเลือด การทำงานของระบบแสดงในบล็อกไดอะแกรม ดังภาพประกอบ 3-2



ภาพประกอบ 3-2 บล็อกไดอะแกรมของระบบ

### 3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล

การเก็บข้อมูลในงานวิจัยนี้เป็นการเก็บปริมาณแสงที่สะท้อนจากผิวหนังทารกแรกเกิดในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ จำนวน 82 คน ที่มีอายุครรภ์ระหว่าง 36 – 40 สัปดาห์ มีอายุตั้งแต่ 24 – 120 ชั่วโมง ที่คลอดระหว่างเดือนพฤศจิกายน พ.ศ. 2551 ถึงเดือนกุมภาพันธ์ พ.ศ. 2552 โดยที่ใช้เครื่องมือวัดต้นแบบในการเก็บข้อมูลโดยการฉายแสงไปยังผิวหนัง แล้วทำการวัดค่าของแสงที่สะท้อนจากผิวหนังทารก แล้วนำค่าที่ได้เก็บไว้ในหน่วยความจำเพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปประเมินระดับของ Bilirubin ต่อไป

ในเบื้องต้น ทางผู้วิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลโดยใช้ข้อมูลจากแบบจำลองผิวหนังก่อน จากนั้นจึงนำเครื่องมือวัดมาใช้กับผิวหนังมนุษย์ซึ่งจะให้ทางโรงพยาบาลสงขลานครินทร์เป็นผู้เก็บข้อมูล

### 3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล

ในการวิเคราะห์ของงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม LabVIEW 8.6 ในการสั่งการฉายแสงและทำการเก็บค่าแสงสะท้อนและทำการประมวลผลโดยใช้ Neural Network Toolbox ในโปรแกรม MATLAB R2007 b โดยหน่วยประมวลผลของคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ AMD Turion (tm) 64x2 Mobile Technology TI-52 ในงานวิจัยนี้จะทำการวิเคราะห์เฉพาะแสงสะท้อนจากผิวหนัง ซึ่งการทดลองนั้นได้ทำการฉายแสงความเข้มต่ำไปยังผิวหนังเด็กทารกทั้งหมดในช่วงความยาวคลื่น เนื่องจากภายในผิวหนังมีโครงสร้างที่ซับซ้อนและส่วนประกอบที่มีคุณสมบัติทางแสงที่แตกต่างกัน นอกจากนั้นส่วนประกอบภายในผิวหนังบางส่วนยังมีคุณสมบัติในการดูดกลืนแสงในช่วงที่มีความยาวคลื่นใกล้เคียงกัน ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์โดยใช้แสงที่สะท้อนจากผิวหนังที่มีหลายช่วงความยาวคลื่นจึงสามารถบ่งบอกถึงระดับความเหลืองที่เกิดจาก Bilirubin ได้ ข้อมูลที่วัดได้จากการสะท้อนแสงแต่ละสีจะถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำของโปรแกรม หลังจากนั้นนำค่าความสัมพันธ์ที่ได้มาวิเคราะห์หาค่าความเข้มข้นของ Bilirubin โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมและนำมาเปรียบเทียบกับค่าจริงที่ได้จากการเจาะเลือด

เบื้องต้นการวิเคราะห์ค่าความเข้มข้นของ Bilirubin โดยใช้แบบจำลองผิวหนัง แสดงผลโดยใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อความสะดวก การแสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์แล้วนำค่าที่ได้จากการสะท้อนมาหาความสัมพันธ์ของปริมาณแสงที่สะท้อนออกมาจากผิวหนังกับปริมาณ

ของ Bilirubin โดยใช้วิธีวิเคราะห์โดยใช้สมการถดถอย ซึ่งสามารถบ่งบอกถึงระดับความเหลือง ในสถานะที่แตกต่างกันเนื่องจากการสลับชั้นสีได้แต่ไม่สามารถบ่งบอกระดับของ Bilirubin ได้ อย่างแม่นยำ ดังนั้นในการศึกษาในผิวหนังเด็กค่าแสงสะท้อนได้นำมาวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับร่วมกับการใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก โดยที่โครงสร้างของโครงข่ายประกอบด้วยโครงข่ายห้าชั้นแบ่งเป็นชั้นอินพุตหนึ่งชั้น ชั้นซ่อนสามชั้นและชั้นเอาพุตหนึ่งชั้น จากผลการวิเคราะห์พบว่ากระบวนการนี้สามารถที่บ่งบอกถึงระดับของระดับ Bilirubin ในเลือด (TsB) โดยใช้แสงสะท้อนจากผิวหนังได้ เนื่องจากโครงข่ายมีโครงสร้างที่ซับซ้อนและมีขนาดใหญ่มากยากต่อการพัฒนาไปสู่การสร้างเครื่องมือแบบพกพาที่มีข้อจำกัดในเรื่องของหน่วยความจำ ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์การลดขนาดและความซับซ้อนของโครงข่ายลงโดยการปรับเปลี่ยนโครงสร้างของโครงข่าย ซึ่งมีความแม่นยำใกล้เคียงกับโครงข่ายขนาดใหญ่เพื่อให้สามารถพัฒนาเป็นเครื่องมือแบบพกพาได้

### 3.5 ปัญหาทางจริยธรรม

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยที่มีความสำคัญเนื่องจากการวินิจฉัยถึงการเกิดอาการ kernicterus ซึ่งจะทำให้เกิดอันตรายถึงชีวิต ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงต้องทำวิจัยกับเด็กทารก ในการวิจัยจะทำการส่องแสงจากแหล่งกำเนิดแสงซึ่งเป็น LED ซึ่งมีความเข้มแสงต่ำและไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนัง โดยที่ไม่เป็นอันตรายต่อตัวเด็กเองด้วย โดยเทียบกับมาตรฐานของคณะกรรมการอาหารและยาโดยที่อ้างอิงกับเครื่องมือวัดที่มีใช้ในปัจจุบันซึ่งกำหนดให้ใช้ความเข้มแสงในช่วง  $35-50 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  ซึ่งได้ผ่านการรับรองแล้วว่าไม่เป็นอันตรายต่อผิวหนัง [ภาคผนวก] งานวิจัยนี้ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมโรงพยาบาลสงขลานครินทร์

### 3.6 ประโยชน์ที่คิดว่าจะได้รับการวิจัย

- 1.สามารถสร้างเครื่องมือวัดระดับของ Bilirubin ที่สามารถวัดค่าได้อย่างแม่นยำโดยเฉพาะเมื่อใช้กับคนไทย
- 2.การวัด โดยที่ไม่ต้องเจาะเลือดจึงสามารถลดการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นจากการเจาะเลือดได้



### 3.7 อุปสรรคที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการวิจัยและมาตรการในการแก้ไข

1. ในการวัดของเครื่องมือวัดในปัจจุบันจะพบปัญหาคือในการวัดจะต้องให้เด็กอยู่ในช่วงที่สงบ เนื่องจากในขณะที่ทำการวัดถ้าเด็กเกิดร้องขึ้นมาจะทำให้เลือดมาเลี้ยงที่ใบหน้ามากทำให้เด็กหน้าแดง ทำให้การวัดเกิดการคลาดเคลื่อน

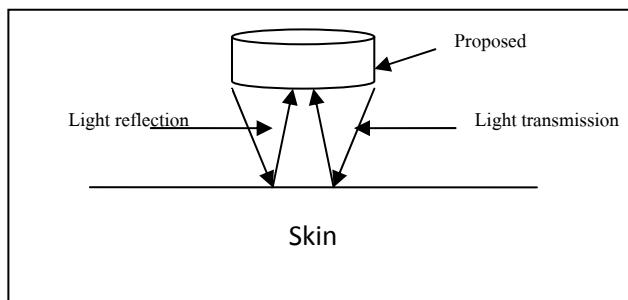
2. ในการวัดจะต้องทำการป้องกันเรื่องแสงที่รบกวนจากสิ่งแวดล้อมรอบๆ เนื่องจากแสงรบกวนมีผลต่อการคำนวณระดับ Bilirubin ดังนั้นเครื่องมือวัดจึงได้ทำการออกแบบเพื่อป้องกันแสงรบกวน

3. ลักษณะเชื้อชาติ และสีผิว ถือได้ว่าเป็นองค์ประกอบที่สำคัญสำหรับการวัด ในการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างระดับความเหลืองและค่าแสงสะท้อนพบว่า การใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นนั้นสามารถบ่งบอกได้ในกลุ่มกว้าง ๆ คือสามารถบ่งบอกได้ในคนที่มีผิวขาวและผิวเข้ม ส่วนในกรณีที่ผิวเหลืองนั้นไม่สามารถที่จะบ่งบอกได้ ดังนั้นจึงได้ทำการทดลองเพิ่มแหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรด ซึ่งผลการทดลองพบว่า การเพิ่มแหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรดสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับความเหลืองในกลุ่มคนที่มีผิวเหลืองได้ ดังนั้นแสงที่ใช้ในการวัดจึงใช้สีช่วงความยาวคลื่นคือ แสงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน

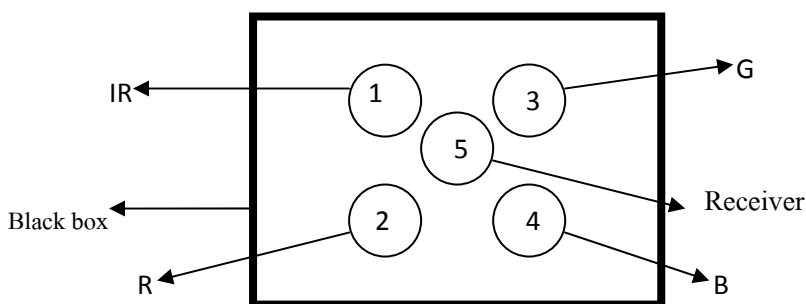
### 3.8 คำถามของการวิจัย

1. สามารถที่จะสร้างเครื่องมือวัดระดับ Bilirubin ที่มีความแตกต่างกับเครื่องที่มีขายอยู่ได้อย่างไร

ในการสร้างเครื่องมือวัดนี้จะไม่ใช้การเดินทางของแสงผ่านทางใยแก้วนำแสงเนื่องจากมีความซับซ้อนในด้านโครงสร้าง งานวิจัยนี้ได้ทำการแก้ปัญหาโดยการใช้การส่งและรับแสงจากผิวหนังโดยตรงดังที่แสดงในภาพประกอบ 3-3



ก



ข

ภาพประกอบ 3-3 ลักษณะของการฉายแสงไปยังผิวหนัง (ก) และการจัดวางส่วนประกอบของเครื่องมือวัด(ข)

จากภาพประกอบ 3-3 จะเห็นได้ว่าเครื่องมือไม่มีความซับซ้อนทางด้านโครงสร้างทำให้ลดปัญหาด้านวัสดุ โดยที่หลักการทำงานคือแหล่งกำเนิดแสงแสง LED ทั้งหมดสี่ช่วงความยาวคลื่นคือ แสง อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน ดังแสดงในภาพประกอบ 1 คือ หมายเลข 1 2 3 และ 4 ตามลำดับ ซึ่งแสงที่สะท้อนจากผิวหนังจะถูกส่งผ่านไดโอดรับแสงทำหน้าที่เป็นตัว receiver จากภาพประกอบ 1 คือหมายเลข 5 เพื่อนำค่าที่ได้แปลงสัญญาณแรงดันเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อนำไปคำนวณต่อไป

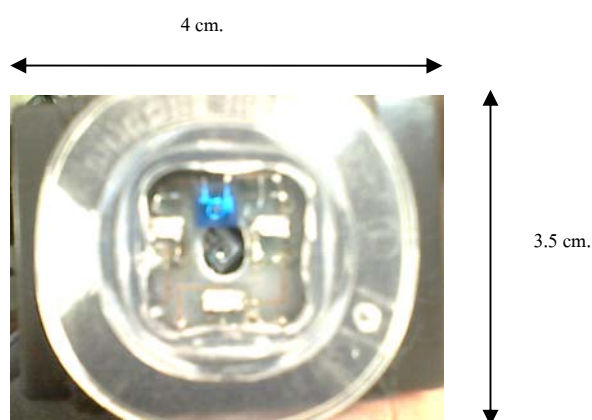
## 2. วิธีที่ใช้ในการคำนวณค่าความเข้มข้นของ Bilirubin

ในการคำนวณหาค่าระดับความเข้มข้นระดับ Bilirubin ในงานวิจัยนี้ในขั้นแรกจะต้องหาความสัมพันธ์ของความเข้มข้นของ Bilirubin กับแสงที่สะท้อนจากผิวหนังก่อน หลังจากนั้นจะใช้โครงข่ายประสาทเทียม ในการประเมินค่าความเข้มข้น โดยจะนำผลที่ได้มาเทียบกับค่าจริงที่วัดได้จากการเจาะเลือด วัตถุประสงค์เพื่อที่จะทำให้ค่าของระดับ Bilirubin ที่วัดได้มีค่าแม่นยำและสามารถใช้ได้โดยไม่ต้องนำค่าไปเทียบกับค่า Bilirubin ในซีรัมเพื่อลดจำนวนการเจาะเลือดและลดความเสี่ยงต่อการเกิดโรคกระดูกอักเสบ

### เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

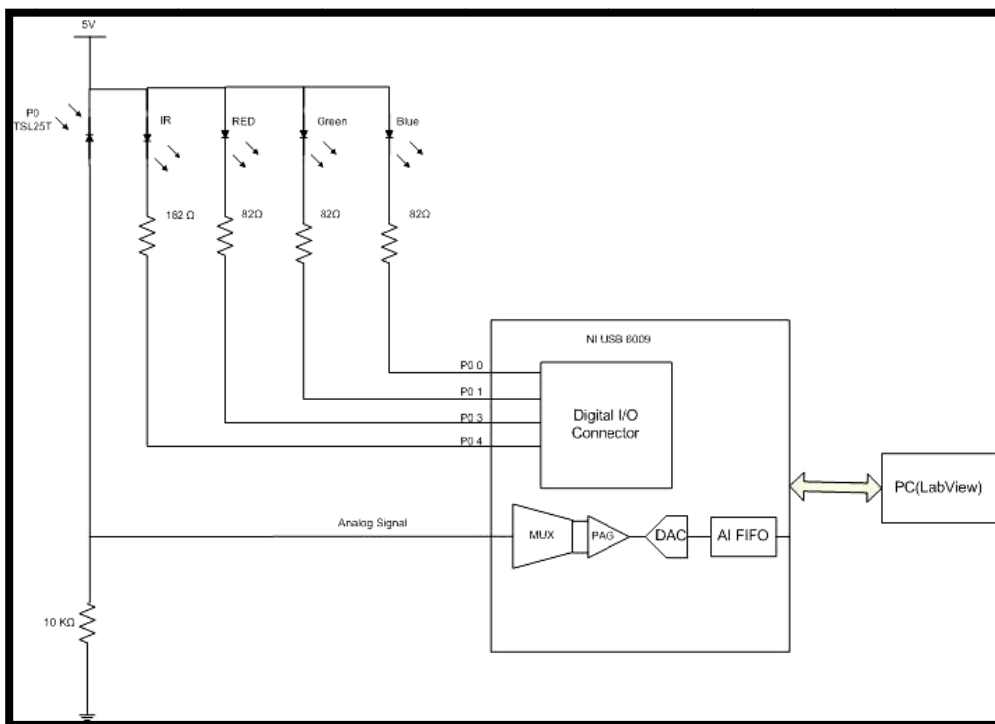
การทดลองกับผิวหนังจริงโดยที่กำหนดความเข้มแสงภายใต้มาตรฐานขององค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกาโดยค่าความเข้มแสงอยู่ในช่วง  $35 - 50 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  โดยความเข้มของแสงในการทดลองจะมีค่าต่ำกว่ามาตรฐาน การทดลองใช้เครื่องมือวัดดังที่แสดงในภาพประกอบ

3-4

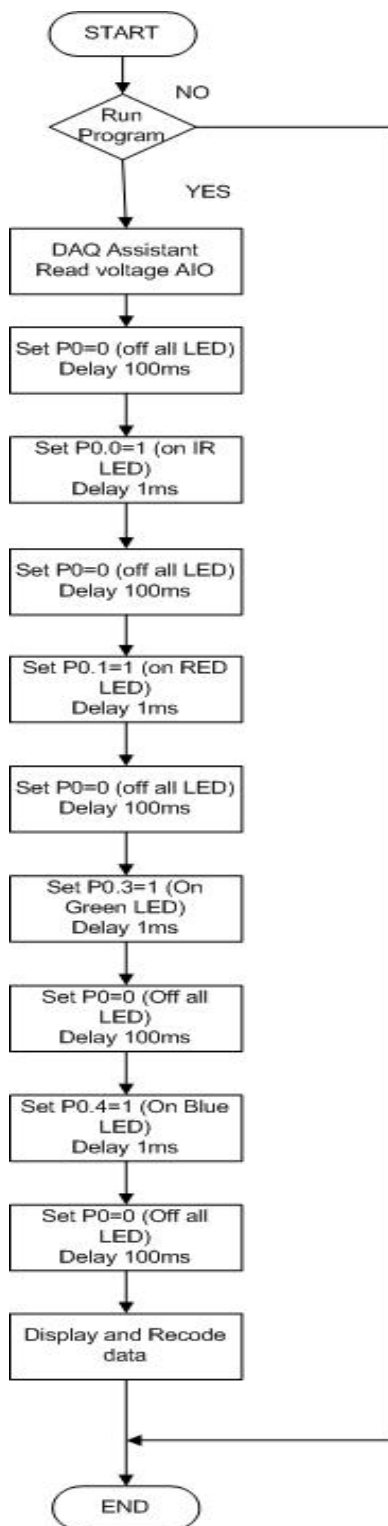


ภาพประกอบ 3-4 เครื่องมือต้นแบบวัดระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ผ่านทางผิวหนัง

ภาพประกอบ 3-4 แสดงให้เห็นถึงเครื่องมือวัดประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสงที่มีความเข้มต่ำที่ ช่วงความยาวคลื่นคือ อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน ซึ่งมีคุณสมบัติดังที่แสดงในตารางที่ 2-1 โดยที่วงจรรอย่างง่าย ได้แสดงในภาพประกอบ 3-5



ภาพประกอบ 3-5 วงจรของเครื่องมือวัดระดับ Bilirubin ผ่านทางผิวหนัง การวิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลโดยวิธีการฉายแสงไปที่ผิวหนังของเด็กทารกสองตำแหน่งคือ บริเวณหน้าผากและหน้าอก ซึ่งเวลาในการฉายแสงแต่ละครั้งคือ 1 มิลลิวินาที แสงที่สะท้อนจากผิวหนังถูกแปลงสัญญาณจากแรงดันเป็นสัญญาณดิจิทัลโดย อุปกรณ์ NI-DAQ โดยใช้โปรแกรม LabVIEW ในการควบคุมการฉายแสงไปยังผิวหนังและเก็บค่าการสะท้อนในแต่ละสี หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลตรวจที่ได้จากการเจาะเลือด โดยที่จะเลือกใช้ไดโอดเปล่งแสงชนิดที่มีความเข้มแสงต่ำดังที่แสดงในตารางที่ 2-1 การควบคุมการฉายแสงเป็นไปตามภาพประกอบ 3-6



ภาพประกอบ 3-6 Flow chart การทำงานของโปรแกรม LabVIEW

### 3.9 ขั้นตอนการทดลอง

1. ทำการฉายแสงไปยังผิวหนังของเด็ก โดยที่เวลาในการฉายแสงคือ 1 มิลลิวินาทีและหยุดการฉาย 100 มิลลิวินาทีที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก ในการเก็บข้อมูลจะต้องทำการวัดเมื่อเด็กอยู่ในสภาวะปกติ

2. นำผลค่าแสงสะท้อนมาทำการวิเคราะห์โดยใช้สมการถดถอยเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและระดับ Bilirubin ที่ได้จากเลือด

#### สมมติฐาน

1. สามารถบ่งบอกถึงระดับความเหลืองของผิวหนังได้โดยวัดจากแสงสะท้อนจากผิวหนัง
2. ผลที่ได้จากการวัดแสงสะท้อนบริเวณหน้าผาก และ หน้าอก สามารถบ่งบอกได้ถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ได้
3. การวิเคราะห์สมการถดถอยสามารถใช้ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและค่า Bilirubin ได้

### 3.10 การวิเคราะห์ข้อมูล

1. การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากเลือด

นำค่าแสงสะท้อนที่ได้จากผิวหนังมาหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากเลือด โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม การวิเคราะห์มี 3 กรณีคือ กรณีที่มีแหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่นที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก โดยใช้สีแดงและน้ำเงินเป็นพื้นฐานในการวิเคราะห์

#### สมมติฐาน

ข้อมูลมีความซับซ้อนมากเนื่องจากภายใต้ผิวหนังมีส่วนประกอบหลายชนิดทำให้การใช้วิธีวิเคราะห์สมการถดถอยได้ค่าที่มีความแม่นยำน้อย เพื่อเพิ่มความแม่นยำของการประมวลผล จึงต้องใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่าง แสงที่สะท้อนจากผิวหนังและค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากเลือด

2. กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักร่วมกับโครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากเลือด

เนื่องจากการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเพียงอย่างเดียวไม่สามารถคัดแยกข้อมูลได้อย่างถูกต้อง ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์โดยใช้ กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก(Principal Component Analysis) เพื่อการวิเคราะห์ข้อมูลที่ถูกต้อง

โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งถูกออกแบบให้มีจำนวนห้าชั้น จำนวนองค์ประกอบในชั้นแรกขึ้นกับจำนวนข้อมูลอินพุตในแต่ละกรณีคือ สอง สามและสี่โหนด ในชั้นที่สองมีจำนวนสิบแปดโหนด ชั้นที่สามมีจำนวนยี่สิบโหนด ชั้นที่สี่มีจำนวนสิบห้าโหนด และชั้นที่ห้ามีหนึ่งโหนด โดยที่ชั้นที่ หนึ่ง สอง สามและสี่มีทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันเป็น tansig ในชั้นที่ห้ามีทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันเป็น purelin

สมมติฐาน

การวิเคราะห์โดยใช้กระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักร่วมกับการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมสามารถทำให้ผลการวิเคราะห์แม่นยำมากขึ้น

3.การวิเคราะห์โดยการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

เนื่องจากโครงข่ายที่ใช้มีขนาดที่ใหญ่มาก ทำให้ไม่สะดวกในการประยุกต์ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการประมวลผล จึงได้ทำการลดขนาดของโครงข่าย โครงข่ายที่ได้หลังการวิเคราะห์มีลักษณะ 4 ชั้น แบ่งเป็นชั้นอินพุตหนึ่งชั้น ชั้นซ่อนสองชั้นและชั้นเอาต์พุตหนึ่งชั้น โดยที่ ฟังก์ชันถ่ายโอน คือ tansig ในชั้นอินพุตและชั้นซ่อน และ purelin ในชั้นเอาต์พุต ในการวิเคราะห์จะทำการวิเคราะห์สามกรณี คือ กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสง สอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่นในบริเวณที่หน้าผากและหน้าอก

สมมติฐาน

การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเพื่อประยุกต์ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถทำได้ โดยที่ค่าความแม่นยำใกล้เคียงกับโครงข่ายขนาดใหญ่

#### 4. การใช้โปรแกรมทางสถิติ (SPSS) ในการวิเคราะห์

หลังจากทำการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม ทางผู้วิจัยได้ทำการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมทางสถิติ (SPSS) เพื่อเป็นการยืนยันผลการวิเคราะห์ที่ได้จากโครงข่ายประสาทเทียม

#### 5. ทำการหาค่า Error distributions ระหว่าง TSB และ TcB

#### 6. ทำการวิเคราะห์หาค่า Sensitivity ของ โครงข่ายประสาทเทียม



## บทที่ 4 ผลการทดลอง

### 4.1 ผลการทดลองในแบบจำลองผิวหนัง

การทดลองได้ทำการฉายแสงไปยังแบบจำลองผิวหนังแล้วทำการวัดแสงสะท้อน ซึ่งทำการเปลี่ยนลักษณะการรูปแบบของแบบจำลองผิวหนัง โดยการสลับแผ่นสีเพื่อทดสอบว่าแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนังสามารถที่จะบ่งบอกถึงความเข้มของสีเหลืองในสภาวะที่แตกต่างกันได้ ซึ่งผลที่ได้แสดงในตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-1 ค่าแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหนัง

ลำดับการจัดวาง แบบจำลองผิวหนัง	ค่าแสงสะท้อน		
	Red	Green	Blue
bgry	0.031	1.852	0.052
bgyr	0.034	1.866	0.055
bryg	0.034	1.719	0.048
byrg	0.035	1.922	0.064
gbry	0.035	1.346	0.023
gbyr	0.035	1.383	0.025
gryb	0.034	1.192	0.022
gybr	0.033	1.309	0.023
rgby	0.054	0.624	0.021
rgyb	0.056	0.632	0.022
rybg	0.074	0.496	0.020
rygb	0.077	0.571	0.022
ybgr	0.055	1.564	0.023
ybrg	0.051	1.609	0.023
ygbr	0.055	1.641	0.023
yrgb	0.079	1.351	0.024

เมื่อ r=สีแดง g=สีเขียว y=สีเหลือง b=สีน้ำเงิน

Light reflectance เป็นค่าที่ได้มาจากโคโอดีรับแสงซึ่งค่าแสงสะท้อนที่ได้ถูกแปลงเป็นแรงดัน [ภาคผนวก]

จากตารางที่ 4-1 ลำดับการจัดวางแบบจำลองสีหนึ่งเป็นการเรียงแผ่นสีในลักษณะที่แตกต่างกันเพื่อเป็นการทดสอบว่าการใช้แสงสะท้อนสามารถบ่งบอกถึงความเข้มของสีเหลืองได้ เมื่อนำผลการทดลองจากตารางที่ 4-1 มาหาความสัมพันธ์ของแต่ละสีเพื่อนำไปสู่การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนและความเข้มของสีเหลืองในแบบจำลองสีหนึ่งแสดงในตารางที่ 4-2 และ 4-3

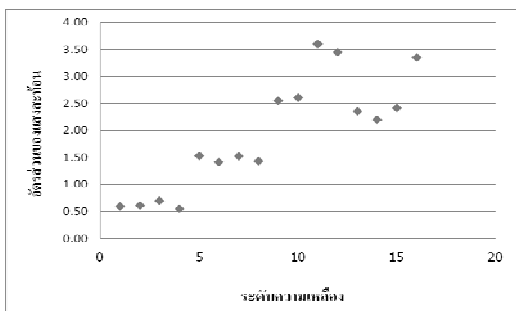
ตารางที่ 4-2 ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนในแต่ละสี

ลำดับการจัดวางแบบจำลองสีหนึ่ง	อัตราส่วนของแสงสะท้อน					
	r/b	r/g	g/r	g/b	b/g	b/r
bgry	0.596	0.017	60.277	35.947	0.028	1.677
bgyr	0.615	0.018	55.649	34.198	0.029	1.627
bryg	0.700	0.020	50.863	35.589	0.028	1.429
byrg	0.552	0.018	54.533	30.090	0.033	1.812
gbry	1.533	0.026	38.919	59.656	0.017	0.652
gbyr	1.415	0.025	39.594	56.035	0.018	0.707
gryb	1.527	0.028	35.316	53.928	0.019	0.655
gybr	1.434	0.026	39.117	56.086	0.018	0.697
rgby	2.552	0.087	11.557	29.490	0.034	0.392
rgyb	2.610	0.089	11.217	29.274	0.034	0.383
rybg	3.602	0.148	6.738	24.271	0.041	0.278
rygb	3.449	0.135	7.415	25.577	0.039	0.290
ybgr	2.357	0.035	28.240	66.566	0.015	0.424
ybrg	2.198	0.032	31.561	69.385	0.014	0.455
ygbr	2.417	0.033	29.960	72.427	0.014	0.414
yrgb	3.352	0.058	17.141	57.452	0.017	0.298

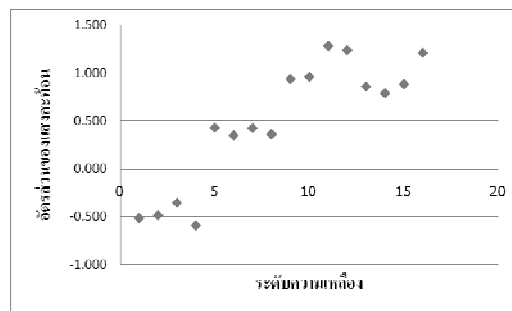
ตารางที่ 4-3 ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนแต่ละสีในอัตราส่วนลอการิทึม

ลำดับการจัดวาง แบบจำลองผิวหน้า	อัตราส่วนของแสงสะท้อนในอัตราส่วนลอการิทึม					
	$\ln(r/b)$	$\ln(r/g)$	$\ln(g/r)$	$\ln(g/b)$	$\ln(b/g)$	$\ln(b/r)$
bgry	-0.517	-4.099	4.099	3.582	-3.582	0.517
bgyr	-0.487	-4.019	4.019	3.532	-3.532	0.487
bryg	-0.357	-3.929	3.929	3.572	-3.572	0.357
byrg	-0.595	-3.999	3.999	3.404	-3.404	0.595
gbry	0.427	-3.661	3.661	4.089	-4.089	-0.427
gbyr	0.347	-3.679	3.679	4.026	-4.026	-0.347
gryb	0.423	-3.564	3.564	3.988	-3.988	-0.423
gybr	0.360	-3.667	3.667	4.027	-4.027	-0.360
rgby	0.937	-2.447	2.447	3.384	-3.384	-0.937
rgyb	0.959	-2.417	2.417	3.377	-3.377	-0.959
rybg	1.282	-1.908	1.908	3.189	-3.189	-1.282
rygb	1.238	-2.003	2.003	3.242	-3.242	-1.238
ybgr	0.857	-3.341	3.341	4.198	-4.198	-0.857
ybrg	0.788	-3.452	3.452	4.240	-4.240	-0.788
ygbr	0.883	-3.400	3.400	4.283	-4.283	-0.883
yrgb	1.209	-2.842	2.842	4.051	-4.051	-1.209

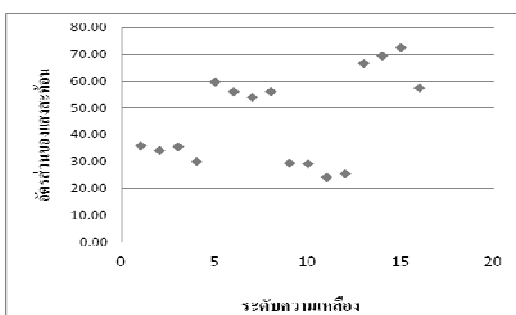
นำการทดลองที่ได้จากตารางที่ 4-2 และ 4-3 ใช้ในการหาค่าความสัมพันธ์ของแสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวหน้าและ ระดับความเข้มของสีเหลืองในสภาวะต่างๆ ได้แสดงในภาพประกอบ



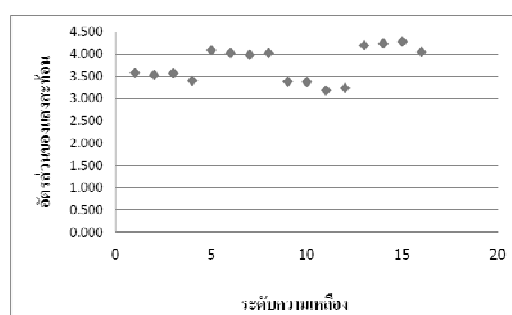
ก



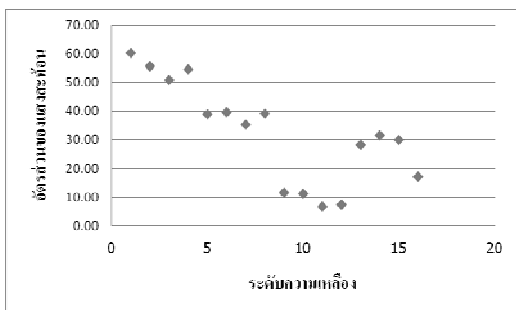
ข



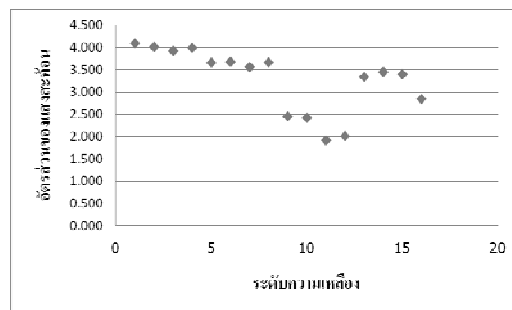
ค



ง



จ



ฉ

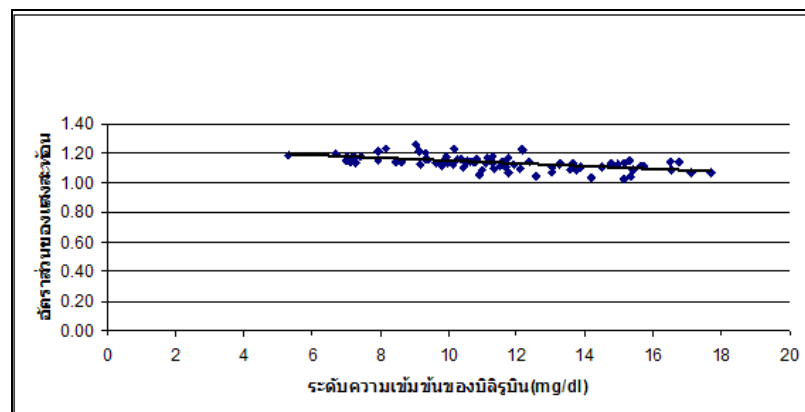
ภาพประกอบ 4-1 การเปรียบเทียบระหว่างการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแสงสะท้อนจากแบบจำลอง  
ผิวหนังและระดับความเข้มของผิวหนังโดยใช้สมการเชิงเส้น(ซ้าย)และสมการลอการิทึม(ขวา)

จากภาพประกอบ 4-1(ก) กราฟอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีแดงกับสีน้ำเงิน ซึ่งมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = 0.1856x + 0.3541$  และมีค่า  $R^2 = 0.722$  ภาพประกอบ 4-1 (ข) กราฟอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีแดงกับสีน้ำเงิน ซึ่งมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = 0.7386\ln(x) - 0.9312$  และมีค่า  $R^2 = 0.795$  ภาพประกอบ 4-1 (ค) กราฟอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีเขียวกับสีน้ำเงิน ซึ่งมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = 1.5024x + 33.227$  และมีค่า  $R^2 = 0.178$  ภาพประกอบ 4-1 (ง) กราฟอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีเขียวกับสีน้ำเงิน ซึ่งมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = 0.1444\ln(x) + 3.4846$  และมีค่า  $R^2 = 0.088$  ภาพประกอบ 4-1 (จ) กราฟอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีเขียวกับแดง ซึ่งมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = -2.8156x + 56.314$  และมีค่า  $R^2 = 0.571$  ภาพประกอบ 4-1 (ฉ) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนสีเขียวกับสีแดงซึ่งมีสมการความสัมพันธ์  $y = -0.5942\ln(x) + 4.4158$  และมีค่า  $R^2 = 0.418$  จากผลการทดลองสามารถบ่งบอกได้ถึงระดับความเข้มของสีเหลืองที่อยู่ในสภาวะการจัดเรียงของชั้นสีที่แตกต่างกันโดยใช้วิธีการวิเคราะห์สมการถดถอยได้ การวิเคราะห์ในโดยใช้ความสัมพันธ์เชิงเส้นพบว่าค่าความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนกับความเข้มของสีเหลืองน้อยกว่าการวิเคราะห์โดยใช้สมการลอการิทึม จากผลการทดลองทำให้ทราบว่า การวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแบบจำลองผิวน้ำสามารถที่จะบ่งบอกระดับความเข้มของสีเหลืองในสภาวะที่แตกต่างกันได้ โดยที่แสงสีแดงและน้ำเงินเป็นองค์ประกอบสำคัญในการวิเคราะห์ความเข้มของสีเหลืองซึ่งจะได้นำหลักการวิเคราะห์ในการทดลองในผิวน้ำเด็กทารกต่อไป

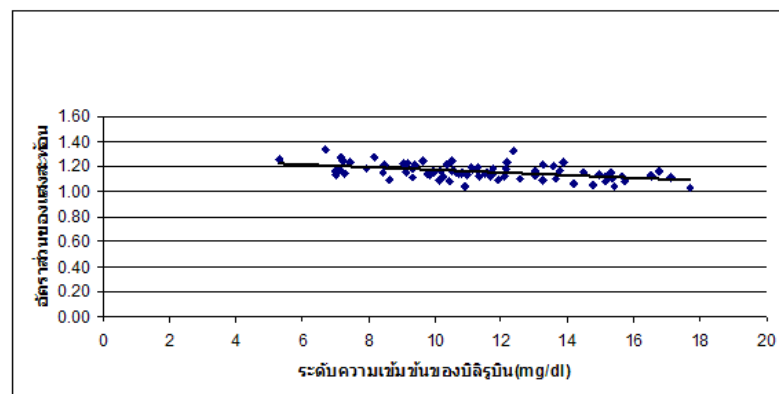
## 4.2 ผลการทดลองในผิวหนังทารก

ผลการทดลองวัดค่า Bilirubin ที่ผิวหนังเด็กทารก

นำผลการทดลองที่ได้มาหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าแสงสะท้อนและค่าของ Bilirubin โดยวิเคราะห์หาสมการถดถอย ดังที่แสดงในภาพประกอบ 4-2



ก



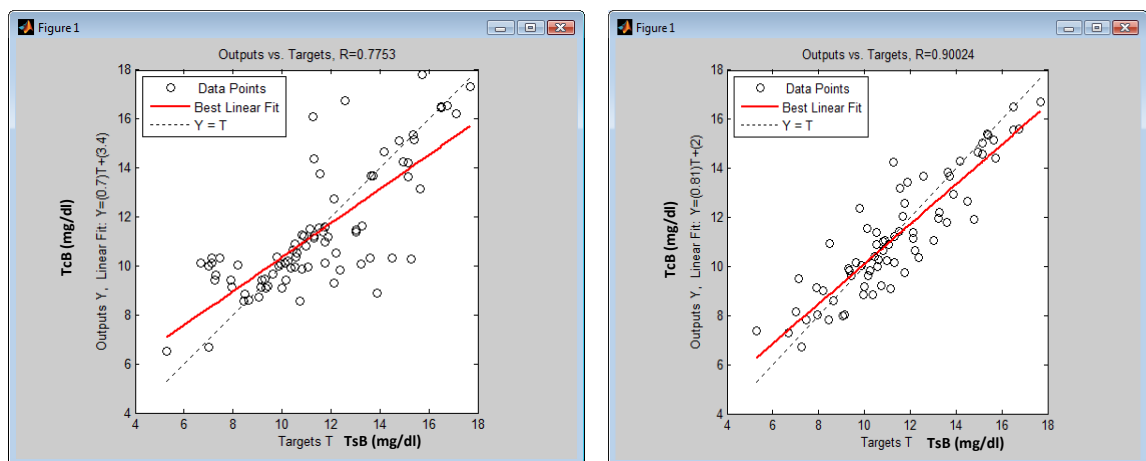
ข

จากภาพประกอบ 4-2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนของแสงที่สะท้อนจากผิวหนังในสเกลลอการิทึมกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลตรวจเลือดบริเวณหน้าผาก รูป (ก) และบริเวณหน้าอก รูป (ข)

#### 4.3 การทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและค่า Bilirubin โดยใช้ โครงข่ายประสาทเทียมโดยร่วมกับกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis)

ผลการวิเคราะห์แบ่งเป็นบริเวณหน้าผากและหน้าอก ซึ่งการวิเคราะห์ในแต่ละส่วนจะแบ่งเป็นการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงจำนวนสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น ซึ่งจะแบ่งเป็นสองกรณีคือการวิเคราะห์โดยใช้ข้อมูลทั้งหมดและการวิเคราะห์โดยทำการตัดข้อมูลที่เกิดการผิดพลาดออก ซึ่งข้อมูลที่ผิดพลาดเกิดมาจากเด็กที่ร้องในขณะที่ทำการวัดทำให้ค่าที่วัดได้ผิดพลาด

ผลการทดลองการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้ข้อมูลทั้งหมดในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสง 2 ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากแสดงดังในภาพประกอบ 4-3

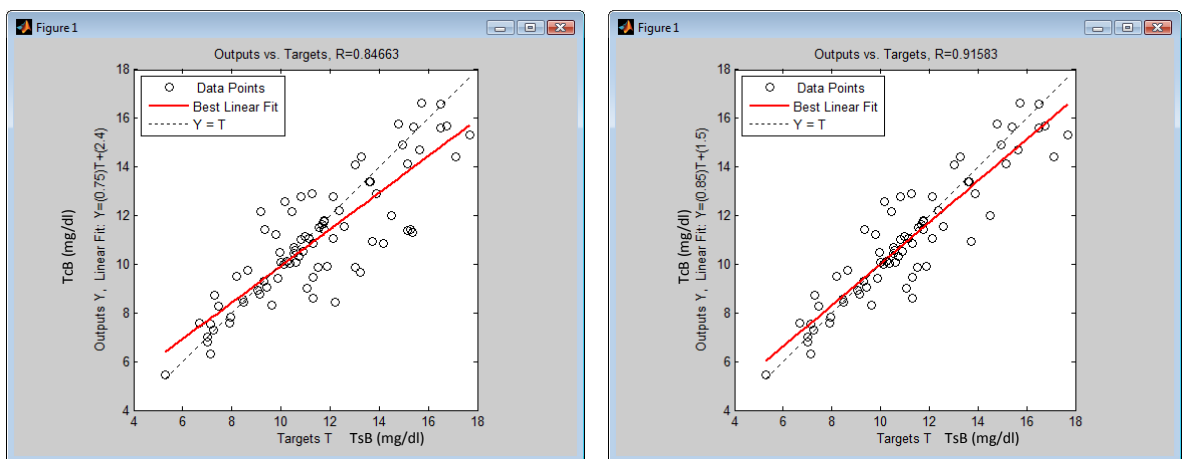


ภาพประกอบ 4-3 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผากซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดงและน้ำเงินซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด (ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดโดยที่แกนตั้งเป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และแกนนอนเป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าในสามารถใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความ

เข้มข้นของ Bilirubin ได้ จากการวิเคราะห์พบว่าแสงสะท้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่แสงสะท้อนสีแดงและน้ำเงินมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.775 เมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์ จำนวน 73 ข้อมูล โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.900

ผลการทดลองการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสง 2 ช่วง ความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกแสดงในภาพประกอบ 4-4



ภาพประกอบ 4-4 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก โดยแหล่งกำเนิดแสงคือแดงและน้ำเงิน ซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด(ซ้ำ) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด โดยที่แกนตั้งเป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และแกนนอนเป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าสามารถใช้โครงข่ายประสาทในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin โดยการวิเคราะห์พบว่าแสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและสีน้ำเงินและ



ระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.846 เมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์ จำนวน 74 ข้อมูลซึ่งมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.915 ผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4-4 และ 4-5

ตารางที่ 4-4 สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น

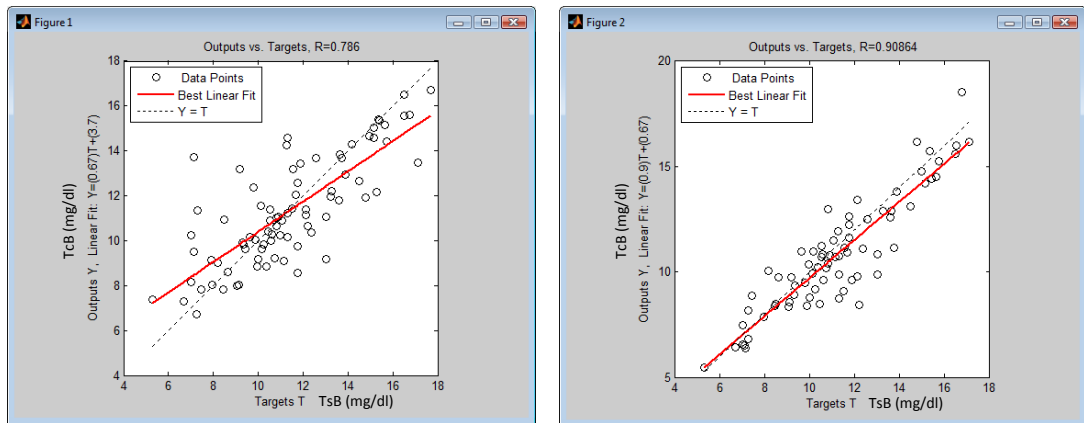
บริเวณที่ทำการวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสหสัมพันธ์
หน้าผาก	อินฟราเรด - น้ำเงิน	0.693
	อินฟราเรด - เขียว	0.546
	อินฟราเรด - แดง	0.594
	เขียว - น้ำเงิน	0.773
	แดง - เขียว	0.688
	แดง - น้ำเงิน	0.775
หน้าอก	อินฟราเรด - แดง	0.604
	เขียว - น้ำเงิน	0.768
	อินฟราเรด - น้ำเงิน	0.777
	อินฟราเรด - เขียว	0.629
	แดง - เขียว	0.620
	แดง - น้ำเงิน	0.846

ตารางที่ 4-5 สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาด

บริเวณที่ทำการวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสหสัมพันธ์
หน้าผาก	แดง - น้ำเงิน	0.900
หน้าอก	แดง - น้ำเงิน	0.915

ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากแสดงในภาพประกอบ

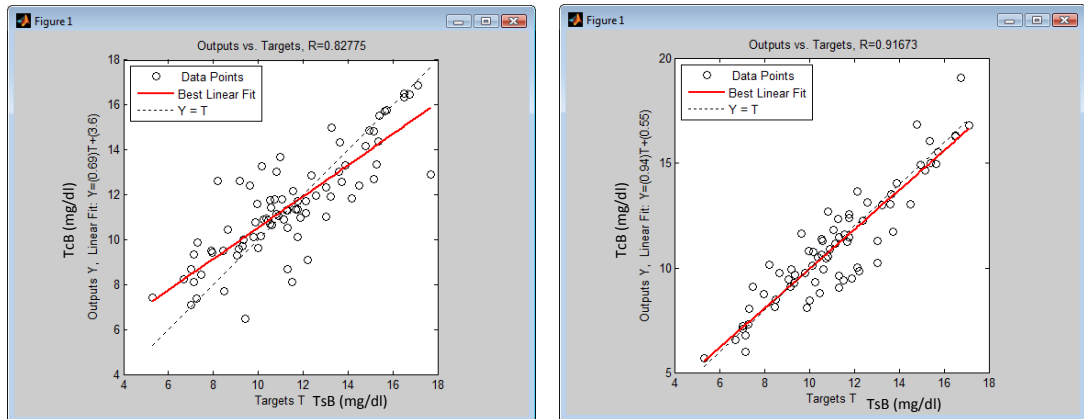
4-5



ภาพประกอบ 4-5 ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดง เขียวและน้ำเงินซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด (ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดบริเวณหน้าผาก โดยที่แกนตั้งเป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และแกนนอนเป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าสามารถใช้โครงข่ายประสาทในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin จากการวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดง สีเขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.786 เมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์จำนวน 74 ข้อมูลซึ่งมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.908

ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเปรียบเทียบกับแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกแสดงในภาพประกอบ 4-6



ภาพประกอบ 4-6 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือแดง เขียว และน้ำเงิน ซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดบริเวณหน้าอก โดยที่เกณฑ์เป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และเกณฑ์เป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าสามารถใช้โครงข่ายประสาทในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin โดยที่แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดง เขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.827 และเมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์จำนวน 74 ข้อมูลทำให้มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916

จากผลการทดลองสามารถที่จะสรุปได้ดังที่แสดงในตารางที่ 4-6 และ 4-7

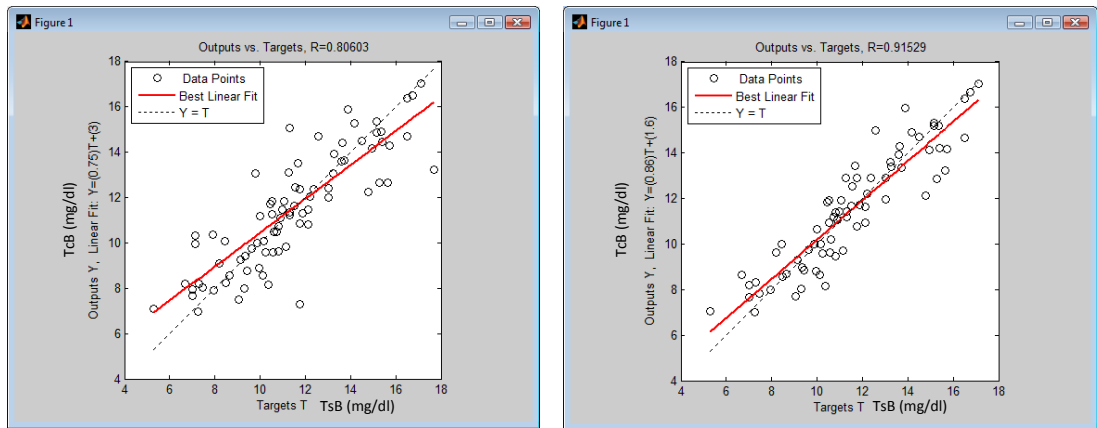
ตารางที่ 4-6 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น

บริเวณที่ทำกรวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสัมพันธ
หน้าผาก	อินฟราเรด-แดง - น้ำเงิน	0.798
	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.786
	อินฟราเรด-แดง - เขียว	0.612
	อินฟราเรด -เขียว- น้ำเงิน	0.802
หน้าอก	อินฟราเรด-แดง - น้ำเงิน	0.777
	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.827
	อินฟราเรด-แดง - เขียว	0.680
	อินฟราเรด -เขียว- น้ำเงิน	0.827

ตารางที่ 4-7 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดแล้ว

บริเวณที่ทำกรวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสัมพันธ
หน้าผาก	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.908
หน้าอก	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.916

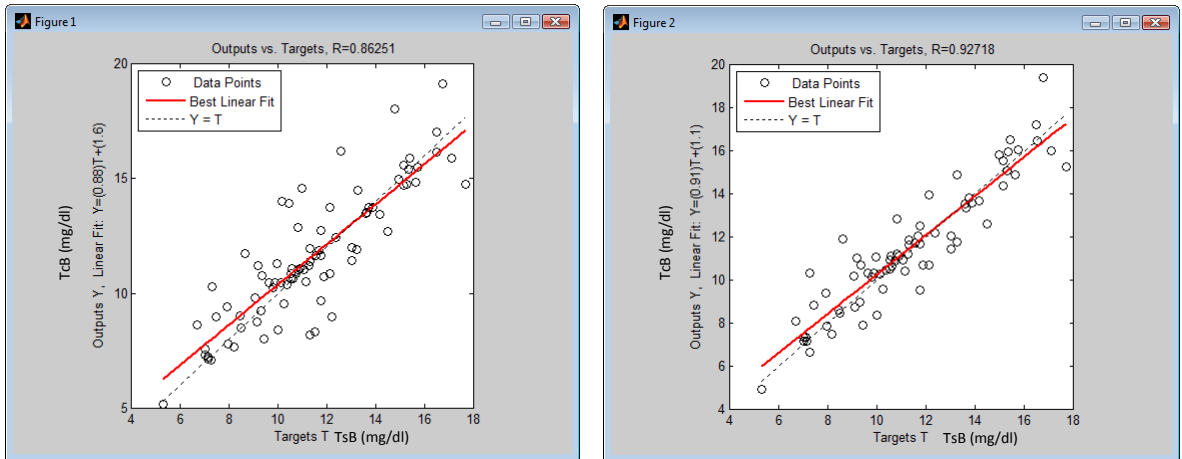
ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก แสดงในภาพประกอบ 4-7



ภาพประกอบ 4-7 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงิน ซึ่งเป็นผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด(ซ้าย) และผลการวิเคราะห์หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด โดยที่แกนตั้งเป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และแกนนอนเป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าสามารถใช้โครงข่ายประสาทในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin การวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดในช่วงความยาวคลื่นของอินฟราเรด แดง เขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.806 เมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์ จำนวน 74 ข้อมูลมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.915

ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกแสดงในภาพประกอบ 4-8



ภาพประกอบ 4-8 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน(ซ้าย) เปรียบเทียบกับผลการทำนายของโครงข่ายประสาทเทียมเทียบกับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลเลือด หลังจากทำการตัดข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl (ขวา)

จากภาพประกอบ 4-8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่โครงข่ายทำนายได้กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลการตรวจเลือด โดยที่แกนตั้งเป็นค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมทำนายได้ (mg/dl) และแกนนอนเป็นผลที่ได้จากการตรวจเลือด (mg/dl) พบว่าสามารถใช้โครงข่ายประสาทในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่นในช่วงอินฟราเรด สีแดง เขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.862

เมื่อทำการลดทอนข้อมูลที่มีความผิดพลาดจากความเป็นจริงมากกว่า 3 mg/dl จะได้ผลการวิเคราะห์จำนวน 74 ข้อมูลมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927

ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังที่แสดงในตารางที่ 4-8 และ 4-9

ตารางที่ 4-8 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่น

บริเวณที่ทำการวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสัมพัทธ์
หน้าผาก	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.806
หน้าอก	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.862

ตารางที่ 4-9 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการตัดข้อมูลที่ผิดปกติแล้ว

บริเวณที่ทำการวัด	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสัมพัทธ์
หน้าผาก	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.915
หน้าอก	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.927

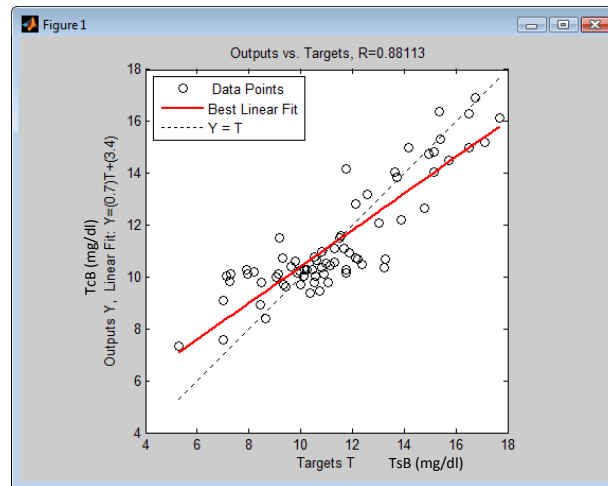
#### 4.4 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับ Bilirubin เมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม

จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมในหัวข้อที่ 4.3 ทำให้ทราบว่า การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากผิวหนังในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นให้ความแม่นยำมากกว่าการใช้แหล่งกำเนิดแสงสองและสามช่วงความยาวคลื่น ส่งผลให้โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมมีขนาดใหญ่และซับซ้อน โครงข่ายประสาทเทียมที่มีขนาดใหญ่ขึ้นยากต่อการพัฒนาเป็นเครื่องมือแบบพกพาได้ เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ทำหน้าที่ประมวลผลนั้นมีข้อจำกัดในส่วนของหน่วยความจำและประสิทธิภาพในการประมวลผล

เพื่อความสะดวกในการประยุกต์ใช้ ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการลดขนาดและความซับซ้อนของโครงข่ายประสาทเทียมลง โดยใช้วิธีทดสอบแล้ววิเคราะห์หาลักษณะโครงข่ายประสาทเทียมที่ดีที่สุดและเหมาะสมสำหรับกรณีที่มีแหล่งกำเนิดแสง สอง สาม และสีช่วงความยาวคลื่น สามารถแบ่งการวิเคราะห์ได้ดังนี้

1. ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผากเมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีแดงและน้ำเงินและมีลักษณะ โครงข่ายประสาทเทียมคือ

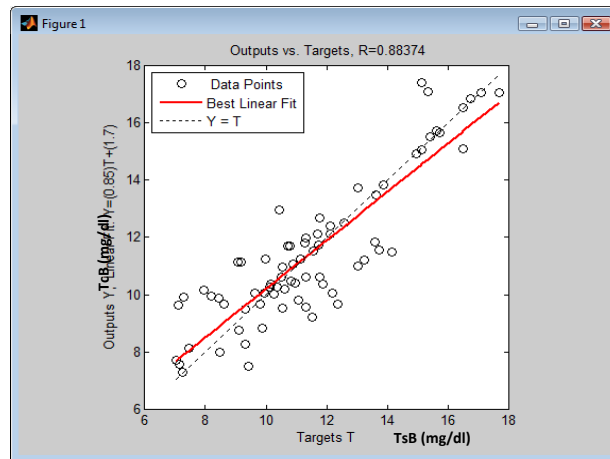
2- 12- 4 -1 แสดงในภาพประกอบ 4-9



ภาพประกอบ 4-9 ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม



2.ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีแดงและน้ำเงิน มีลักษณะ โครงข่ายประสาทเทียมคือ2-12-4-1 แสดงในภาพประกอบ 4-10



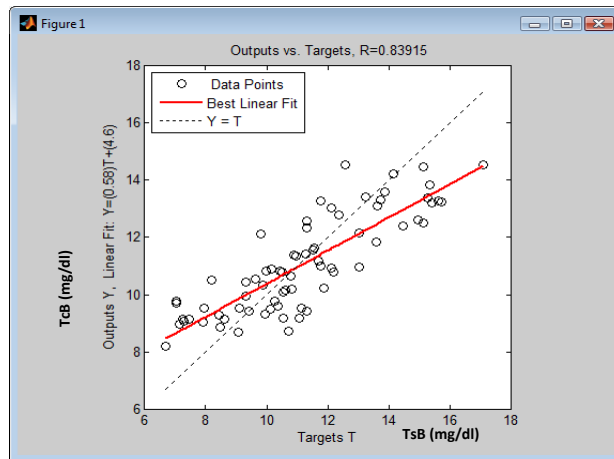
ภาพประกอบ 4-10 ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังแสดงในตารางที่ 4-10

ตารางที่ 4-10 สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม

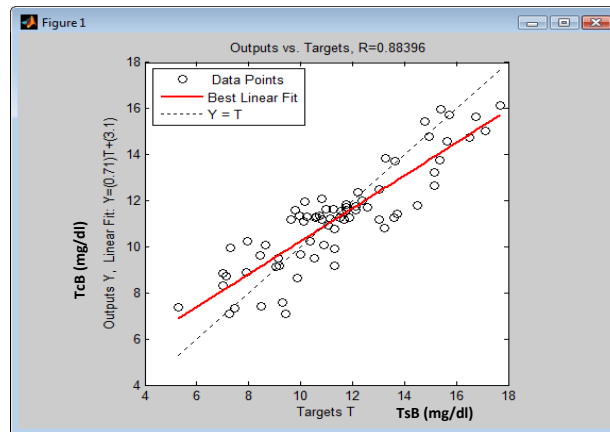
บริเวณที่ทำการวัด	โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสหสัมพันธ์
หน้าผาก	2-12-4-1	แดง - น้ำเงิน	0.881
	2-12-4-1	เขียว - น้ำเงิน	0.790
หน้าอก	2-12-4-1	แดง - น้ำเงิน	0.883
	2-12-4-1	เขียว - น้ำเงิน	0.792

3. ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผาก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีแดง เขียวและน้ำเงิน มีลักษณะโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-9-18-1 แสดงในภาพประกอบ 4-11



ภาพประกอบ 4-11 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

4.ผลการวิเคราะห์ที่แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีแดง เขียวและน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายประสาทเทียมคือ 3-9-6-1 แสดงในภาพประกอบ 4-12

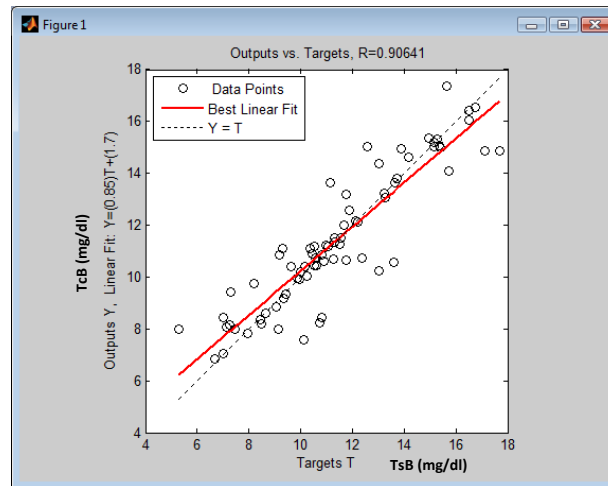


ภาพประกอบ 4-12 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังแสดงในตารางที่ 4-11 ตารางที่ 4-11 สรุปผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม

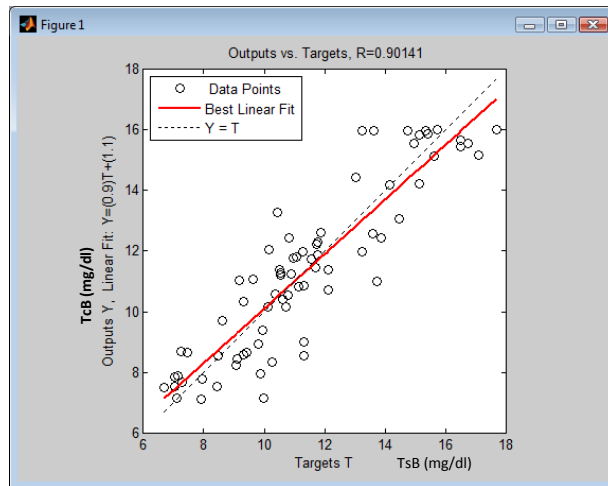
บริเวณที่ทำการวัด	โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสหสัมพันธ์
หน้าผาก	3-9-18-1	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.839
	3-12-2-1	อินฟราเรด-แดง - น้ำเงิน	0.855
	3-9-6-1	อินฟราเรด - เขียว-น้ำเงิน	0.842
หน้าอก	3-9-6-1	แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.884
	3-12-2-1	อินฟราเรด-แดง - น้ำเงิน	0.839
	3-18-9-1	อินฟราเรด - เขียว-น้ำเงิน	0.883

5.ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผาก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-12-3-1 แสดงในภาพประกอบ 4-13



ภาพประกอบ 4-13 ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

6.ผลการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงที่ช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายประสาทเทียมคือ 4-12-3-1 แสดงในภาพประกอบ 4-14



ภาพประกอบ 4-14 ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงที่ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเมื่อทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังแสดงในตารางที่ 4-12

ตารางที่ 4-12 สรุปผลการทดลองเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงที่ช่วงความยาวคลื่นเมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียม

บริเวณที่ทำการวัด	โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียม	แหล่งกำเนิดแสง	ค่าสหสัมพันธ์
หน้าผาก	4-12-3-1	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.906
หน้าอก	4-12-3-1	อินฟราเรด-แดง - เขียว-น้ำเงิน	0.901

## บทที่ 5

### สรุปและวิจารณ์

จากการศึกษาข้างต้นในการศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin สามารถสรุปการวิจัยได้ดังนี้

#### 5.1 การวิเคราะห์ในแบบจำลองผิวหนัง

ขั้นแรกเป็นการศึกษาถึงคุณลักษณะต่างๆ ของผิวหนัง และคุณสมบัติต่างๆ ที่มีต่อแสง ประกอบด้วยคุณสมบัติการสะท้อน การส่งผ่าน การกระจาย และการดูดกลืนของแสง ในงานวิจัยนี้ จะทำการวิเคราะห์เฉพาะคุณสมบัติการสะท้อน การทดลองฉายแสงในแบบจำลองผิวหนังโดยการนำแหล่งกำเนิดแสงที่เป็นไดโอดเปล่งแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ซึ่งการวัดค่าความในกรณีต่างๆ แสดงอัตราส่วนของแสงที่สะท้อนแต่ละสีเพื่อหาความสัมพันธ์ทางสถิติ จากการทดลองพบว่าอัตราส่วนของแสงสีแดงและสีน้ำเงิน ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังสมการ  $y = 0.1856x + 0.3541$  และมีค่า  $R^2 = 0.722$  สามารถบ่งบอกนัยสำคัญของการแบ่งกลุ่มของข้อมูลได้ในขณะที่อัตราส่วนของสีเขียวกับสีน้ำเงินไม่สามารถบ่งบอกถึงนัยสำคัญทางสถิติ ได้เนื่องจากข้อมูลมีการกระจายมากเกินไป อัตราส่วนของสีเขียวและสีแดงสามารถบ่งบอกถึงนัยสำคัญได้เช่นกันแต่ค่าความแม่นยำจะน้อยกว่าอัตราส่วนของสีแดงและสีน้ำเงิน เพื่อความแม่นยำในการจัดกลุ่มของข้อมูลจึงทำการความสัมพันธ์โดยใช้ความสัมพันธ์ของแสงที่สะท้อนกับความเข้มของสีเหลืองที่เจือปนอยู่ในแบบจำลองผิวหนังแสดงในสมการที่ 20-23 ซึ่งความสัมพันธ์เป็นไปตามสมการ จากการทดลองพบว่าเมื่อทำการวิเคราะห์อัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเหลืองในแบบจำลองผิวหนังมีความสัมพันธ์แบบมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งมีสมการคือ  $y = 0.7386\ln(x) - 0.9312$  และมีค่า  $R^2 = 0.795$  จากรูปจะเห็นได้ว่ามีความเป็นไปได้ที่จะแบ่งกลุ่มข้อมูลโดยแบ่งจากความเข้มของสีเหลืองที่เจือปนอยู่ การแบ่งกลุ่มจะทำการแบ่งเป็นสามกลุ่มคือกลุ่มที่มีความเข้มของสีเหลืองเจือปนอยู่น้อย ปานกลางและมากตามลำดับผลการวิเคราะห์แสดงในตารางที่ 5-1

ตารางที่ 5-1 ผลการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มของสีเหลืองในแบบจำลองผิวหนัง

อัตราส่วนของแสงสะท้อน	เชิงเส้น		ลอการิทึม	
	ค่าสหสัมพันธ์ (R)	R <sup>2</sup>	ค่าสหสัมพันธ์ (R)	R <sup>2</sup>
แดง - น้ำเงิน	0.84	0.722	0.89	0.795
เขียว - น้ำเงิน	0.421	0.178	0.29	0.088
เขียว - แดง	0.755	0.571	0.646	0.4186

## 5.2 การวิเคราะห์ในเด็กทารก

การวิจัยในเด็กทารก จำนวน 82 คน ที่เกิดในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ อายุตั้งแต่ 1-5 วัน โดยมีอายุครรภ์ 36-40 สัปดาห์โดยที่เครื่องมือวัดประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสงที่มีความเข้มต่ำในช่วงความยาวคลื่นคืออินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน เนื่องจากต้องคำนึงถึงความปลอดภัยในการฉายแสง ดังนั้นการทดลองกับผิวหนังจริงโดยที่กำหนดความเข้มแสงภายใต้มาตรฐานขององค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกาซึ่งกำหนดให้อยู่ระหว่าง 35- 50  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$

การวิจัยได้ทำการเก็บข้อมูลโดยวิธีการฉายแสง ไปที่ผิวหนังของเด็กทารก 2 ตำแหน่งคือบริเวณหน้าผากและหน้าอก โดยที่เวลาในการฉายแสงแต่ละครั้งคือ 1 มิลลิวินาที แสงที่สะท้อนจากผิวหนังถูกแปลงสัญญาณจากแรงดันเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยอุปกรณ์ NI-DAQ โดยใช้โปรแกรม LabVIEW ในการแสดงค่าการสะท้อนในแต่ละสี หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลตรวจที่ได้จากการเจาะเลือด

ผลการวิเคราะห์โดยใช้วิธีการหาสมการถดถอย จากภาพประกอบ 4-2 พบว่าความอัตราส่วนระหว่างแสงสะท้อนสีเขียวและสีน้ำเงิน มีค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์มากที่สุดในตำแหน่งที่ทำการวัดคือหน้าผากและหน้าอก ทำให้ทราบว่าปริมาณแสงที่สะท้อนจากผิวหนังมีความสัมพันธ์กับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่บริเวณหน้าผากมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = -0.009x + 1.2389$  และมีค่า  $R^2 = 0.295$  ที่บริเวณ

หน้าอกมีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = -0.0109x + 1.2807$  และมีค่า  $R^2 = 0.251$  ดังที่แสดงในตารางที่ 5-2

ตารางที่ 5-2 ผลการวิเคราะห์ที่ใช้การวิเคราะห์สมการถดถอยโดยใช้อัตราส่วนของแสงสะท้อนใช้ในการวิเคราะห์

บริเวณที่ทำการวัด	$R^2$	ค่าสหสัมพันธ์(R)
หน้าผาก	0.295	0.54
หน้าอก	0.252	0.50

**5.3 ผลการทดลองการหาความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด และแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารก**

การใช้โปรแกรมทางสถิติ

ผลการทดลองการหาความสัมพันธ์ระหว่างระดับ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดและแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารกโดยการวัดจะทำการวัด 2 ตำแหน่ง คือหน้าผากและหน้าอกซึ่งได้ทำการเปรียบเทียบ โดยใช้จำนวนของแหล่งกำเนิดแสงที่แตกต่างกัน

จากการใช้โปรแกรมวิเคราะห์ทางสถิติทำการหาความสัมพันธ์ของแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารกและระดับของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด แสดงในตารางที่ 5-3 และ 5-4



ตารางที่ 5-3 ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนบริเวณหน้าผากและความเข้มข้นของ Bilirubin

		IR	R	G	B	TsB
IR	Pearson Correlation	1	.381**	.443**	-.856**	.516**
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000
	N	82	82	82	82	82
R	Pearson Correlation	.381**	1	.488**	-.074	.578**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.506	.000
	N	82	82	82	82	82
G	Pearson Correlation	.443**	.488**	1	-.243*	.511**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.028	.000
	N	82	82	82	82	82
B	Pearson Correlation	-.856**	-.074	-.243*	1	-.352**
	Sig. (2-tailed)	.000	.506	.028		.001
	N	82	82	82	82	82
TsB	Pearson Correlation	.516**	.578**	.511**	-.352**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.001	
	N	82	82	82	82	82

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

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

จากตารางที่ 5-3 พบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับของ Bilirubin (TSB) มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.516 0.578 0.511 และ -0.352 ตามลำดับซึ่งมีระดับนัยสำคัญที่ระดับ 0.01 แสดงว่าค่าแสงสะท้อนในช่วงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน มีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากผลการตรวจเลือด

ตารางที่ 5-4 ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนบริเวณหน้าอกและความเข้มข้นของ Bilirubin

		IR	R	G	B	TsB
IR	Pearson Correlation	1	.734**	.526**	-.767**	.608**
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000
	N	82	82	82	82	82
R	Pearson Correlation	.734**	1	.494**	-.350**	.627**
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.001	.000
	N	82	82	82	82	82
G	Pearson Correlation	.526**	.494**	1	-.347**	.439**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.001	.000
	N	82	82	82	82	82
B	Pearson Correlation	-.767**	-.350**	-.347**	1	-.478**
	Sig. (2-tailed)	.000	.001	.001		.000
	N	82	82	82	82	82
TsB	Pearson Correlation	.608**	.627**	.439**	-.478**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	
	N	82	82	82	82	82

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

จากตารางที่ 5-4 พบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังแสงอินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงิน และระดับของ Bilirubin (TSB) มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.608 0.627 0.439 และ -0.478 ตามลำดับ ซึ่งมีระดับนัยสำคัญที่ระดับ 0.01 แสดงว่าค่าแสงสะท้อนในช่วงอินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงิน มีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด

จากผลการทดสอบทางสถิติพบว่าแสงสะท้อนในช่วงของอินฟราเรด แดง เขียว และ น้ำเงิน มีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin แบบมีนัยสำคัญทางสถิติ ในบริเวณหน้าผากและหน้าอก ในการทดลองได้ทำการทดลองบริเวณหลังมือด้วยแต่เนื่องจากไม่สามารถวิเคราะห์หาค่าความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและ TsB ได้ดีเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณหน้าผากและหน้าอก ดังนั้นจึงทำการนำเสนอเพียงสองตำแหน่งคือบริเวณหน้าผากและหน้าอก โดยที่ทั้งสองตำแหน่งพบว่าค่าสหสัมพันธ์ของแสงสะท้อนสีน้ำเงินเป็นลบแสดงว่าค่าแสงสะท้อนสีน้ำเงินจะแปรผกผันกับความเข้มข้นของ Bilirubin ซึ่งตรงกับสมมติฐานที่ตั้งไว้ในขั้นแรก เนื่องจาก Bilirubin นั้นมีความสามารถสลายตัวในช่วงของแสงสีน้ำเงิน ดังนั้นถ้าแสงสะท้อนสีน้ำเงินมาก

ความเข้มข้นของ Bilirubin ก็จะต่ำในทางกลับกันเมื่อแสงสะท้อนสีน้ำเงินต่ำความเข้มข้นของ Bilirubin ก็จะสูงแต่ไม่สามารถใช้แสงสีน้ำเงินสีเดียวในการวิเคราะห์ได้เนื่องจากในผิวหนังมีองค์ประกอบที่มีความสามารถในการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกันดังนั้นจึงต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงสีสีเพื่อหาค่าที่ดีที่สุดในการวิเคราะห์ เนื่องจากผลการทดสอบทางสถิติพบว่าแสงสะท้อนในช่วงของอินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin แบบมีนัยสำคัญทางสถิติในบริเวณหน้าผากและหน้าอก ดังนั้นในการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมจึงทำการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่นที่ตำแหน่งหน้าผากและหน้าอก

#### 5.4 การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ในเลือด

ผลที่ได้จากการทดลองคือปริมาณแสงที่สะท้อนจากผิวหนังจะถูกนำไปหาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณแสงที่สะท้อนจากผิวหนังและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ (Backpropagation) ในช่วงแรกพบว่าผลการทดลองนำข้อมูลมาหาความสัมพันธ์พบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังกับค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดมีความสัมพันธ์กับแบบมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่จากผลการทดลองพบว่าบริเวณหน้าผากมีแนวโน้มความเป็นไปได้ที่จะหาค่าความสัมพันธ์ได้มากที่สุดโดยที่มีสมการความสัมพันธ์คือ  $y = -30.765x + 64.4$  และมีค่า  $R^2 = 0.303$  หลังจากนั้นนำข้อมูลที่ได้อามาหาความสัมพันธ์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการเปรียบเทียบระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดโดยใช้โปรแกรม MATLAB โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับ (Backpropagation) โดยเพิ่มการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) ร่วมกับโครงข่ายประสาทเทียมแล้วทำการเปรียบเทียบสองตำแหน่งคือหน้าผากและหน้าอก จากการวิเคราะห์พบว่าในบริเวณหน้าผากและหน้าอกมีความแม่นยำสูงโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.806 และ 0.862 ตามลำดับ การวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมได้แบ่ง

การวิเคราะห์ออกเป็นสามกรณีคือกรณีที่ใช่แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความคลื่นโดยที่จะทำการวิเคราะห์บริเวณหน้าผากและ หน้าอก ผลการวิเคราะห์สามารถแบ่งได้ดังนี้

#### 1. วิเคราะห์ในกรณีที่ใช่แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น

##### การวิเคราะห์ที่หน้าผาก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช่แหล่งกำเนิดแสง 2 ตัว บริเวณหน้าผาก พบว่าในการใช้โครงข่ายประสาทเทียมสามารถใช้ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin โดยมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.775 หลังจากนั้นได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl ออกไป เนื่องจากในการเก็บข้อมูลในเด็กทารก มีข้อจำกัดหลายอย่างที่ทำให้ผลการทดลองคลาดเคลื่อนคือในกรณีที่เด็กบางคนร้องขณะทำการวัด หรือร้องก่อนที่จะทำการวัด ซึ่งการที่เด็กร้องจะทำให้เลือดถูกสูบฉีดมากขึ้นทำให้เด็กเกิดลักษณะตัวแดง จากการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดทำให้ผลที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.900

##### การวิเคราะห์ที่หน้าอก

จากการวิเคราะห์บริเวณหน้าอกพบว่า โครงข่ายประสาทเทียมสามารถใช้ในการวิเคราะห์แหล่งกำเนิดแสงสะท้อนสีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.846 และได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl ออกไป พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916 จากการใช้โปรแกรมทางสถิติวิเคราะห์เพื่อเปรียบเทียบการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารก ในกรณีที่ใช่แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นพบว่าการวัดบริเวณหน้าอกสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ได้โดยใช้แสงสะท้อนสีแดงและน้ำเงิน ในการวัดซึ่งมีค่าแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916

## 2. วิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น

### การวิเคราะห์ที่หน้าผาก

การวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก พบว่าในการใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ในการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสีแดง เขียว น้ำเงินและความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.786 หลังจากนั้นได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.908

### การวิเคราะห์ที่หน้าอก

การวิเคราะห์บริเวณหน้าอกพบว่า การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสะท้อนสีแดง เขียวและสีน้ำเงิน และระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.827 และเมื่อได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl ออกไป พบว่าแสงสะท้อนสีแดง เขียว และน้ำเงิน มีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญของทางสถิติโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916

ดังนั้นในการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารก ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นพบว่าการวัดบริเวณหน้าอกสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ได้ดีกว่าบริเวณหน้าผาก โดยที่แสงสะท้อนสีแดง เขียว และน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916

### 3. วิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่น

#### การวิเคราะห์ที่หน้าผาก

การวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีช่วงความยาวคลื่นที่บริเวณหน้าผาก การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นอินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่ามีความสัมพันธ์กับแสงสะท้อนในช่วงความยาวคลื่นของอินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงิน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.806 หลังจากนั้นได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl ออกไปเนื่องจากในการเก็บข้อมูลในเด็กทารก มีข้อจำกัดหลายอย่าง ทำให้ผลการทดลองคลาดเคลื่อนคือในกรณีที่เด็กบางคนร้องขณะทำการวัดหรือร้องก่อนที่จะทำการวัด ซึ่งการที่เด็กร้องจะทำให้เลือดถูกสูบลึกมากขึ้นทำให้เด็กเกิดลักษณะตัวแดงทำให้ผลที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อน เมื่อทำการตัดข้อมูลที่คลาดเคลื่อนแล้วพบว่าแสงสะท้อนในช่วงของ อินฟราเรด แดง และน้ำเงิน มีความสัมพันธ์กันกับค่า Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.915 จากการวิเคราะห์ทางสถิติของการวัดค่า Bilirubin ผ่านทางผิวหนัง(TcB) และระดับ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด (TsB) การวิเคราะห์ค่า ผลต่างของ TsB และ TcB เท่ากับ 0.012  $\pm$  1.10 mg/dl และ 95% confidence interval of the mean -0.26 ถึง 0.24 mg/dl

#### การวิเคราะห์ที่หน้าอก

จากการวิเคราะห์บริเวณหน้าอกพบว่า การใช้โครงข่ายประสาทเทียมวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงความยาว คลื่น อินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงินกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กับแสงสะท้อนที่อยู่ในช่วงความยาวคลื่นของ อินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงิน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.862 และเมื่อได้ทำการตัดข้อมูลที่ผิดพลาดมากกว่า 3 mg/dl ออกไป พบว่าแสงสะท้อนในช่วงของ อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927 การวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมทางสถิติพบว่า การวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังเด็กทารก ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิด

แสงสีช่วงความยาวคลื่น คืออินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงิน พบว่าการวัดบริเวณหน้าอกสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ได้ มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.001 และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927 ผลการวิเคราะห์ค่า ผลต่างของ TsB และ TcB เท่ากับ  $0.013 \pm 1.10$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean -0.12 ถึง 0.39 mg/dl

#### วิเคราะห์ผลการทดลอง

การวิจัยพบว่าระบบโครงข่ายประสาทเทียมมีความสามารถบ่งบอกถึงความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังทารกและระดับ Bilirubin ในเลือดได้ และผลจากการวิเคราะห์ระดับความเข้มข้นของ Bilirubin ในเด็กทารกพบว่าการใช้แหล่งกำเนิดแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นสีช่วงซึ่งได้แก่ แสงอินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงิน โดยบริเวณที่แม่นยำที่สุดคือบริเวณหน้าอกซึ่งมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927

ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น พบว่าบริเวณที่แม่นยำที่สุดคือบริเวณหน้าอกซึ่งแสงสะท้อนสีแดง เขียว และ น้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916

ส่วนในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นคือ สีแดงและน้ำเงิน พบว่าบริเวณที่แม่นยำที่สุดคือบริเวณหน้าอก ซึ่งแสงสะท้อนสีแดงและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.915

การวิเคราะห์ค่า TcB ที่หน้าผากและหน้าอกพบว่ามีค่าสหสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 แสดงว่าค่า TcB ที่หน้าผากและหน้าอกมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.823

ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ TcB ที่หน้าอกและหน้าผาก เท่ากับ  $0.0147 \pm 1.64651$  mg/dl และ ค่า 95% confidence interval of the mean -0.39 ถึง 0.36 mg/dl จากการวิเคราะห์พบว่าค่าที่วัดได้จากหน้าผากและหน้าอกไม่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.939 ซึ่งมากกว่า

0.01 และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.823 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

### 5.5 การวิเคราะห์โดยการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียม

เนื่องจากโครงข่ายประสาทเทียมมีขนาดที่ใหญ่มากจึงทำให้ไม่สะดวกต่อการประยุกต์ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงได้ทำการลดขนาดของโครงข่ายลง โดยที่โครงข่ายเป็นแบบแพร่กลับมีขนาดสี่ชั้นประกอบด้วย ชั้นอินพุต สองชั้นซ่อน และหนึ่งชั้น เอาต์พุต โดยที่ฟังก์ชันถ่ายโอน คือ tansig ในชั้นอินพุตและชั้นซ่อน และ purelin ในชั้นเอาต์พุต ในการวิเคราะห์จะทำการวิเคราะห์ สามกรณี คือ กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสง สอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น ในบริเวณที่หน้าผากและหน้าอก

#### 1. ผลการวิเคราะห์โดยมีแหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น

##### บริเวณหน้าผาก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก พบว่าในการใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนของแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและสีน้ำเงิน พบว่าแสงสะท้อนสีแดงและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.881

ในการวิเคราะห์ใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีเขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนสีเขียวและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.790



### บริเวณหน้าอก

การวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก การใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนสีแดงและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.883

ในการวิเคราะห์ใช้แหล่งกำเนิดแสงสีเขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนสีเขียวและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.792

## 2. ผลการวิเคราะห์โดยมีแหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่น

### บริเวณหน้าผาก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก พบว่าในการใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดแสงสีแดง เขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.839

การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสง อินฟราเรด สีแดงและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนในช่วงของ อินฟราเรด แดงและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.855

การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรด สีเขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนในช่วงของแสงอินฟราเรด เขียวและน้ำเงินมี

ความสัมพันธ์กันกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.842

#### บริเวณหน้าอก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก พบว่าในการใช้โครงข่ายประสาทเทียมในการหาความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนสีแดง เขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.839

การวิเคราะห์โดยใช้แสงสะท้อนจากแหล่งกำเนิดแสง อินฟราเรด สีแดง และสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้น ของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนในช่วงของแสงอินฟราเรด แดงและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กันกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.855

การวิเคราะห์โดยใช้ แหล่งกำเนิดแสง อินฟราเรด สีเขียวและสีน้ำเงินและระดับความเข้มข้น ของ Bilirubin พบว่าแสงสะท้อนในช่วงของแสงอินฟราเรด เขียวและน้ำเงินมีความสัมพันธ์กันกับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.883

### 3.ผลการวิเคราะห์โดยมีแหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่น

#### บริเวณหน้าผาก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสี่ช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่น อินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงินพบว่าระดับ ความเข้มข้นของ Bilirubin กับแสงสะท้อนจากผิวหนังมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.906

### บริเวณหน้าอก

จากการวิเคราะห์ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก การวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่น อินฟราเรด แดง เขียว และสีน้ำเงิน พบว่าระดับความเข้มข้นของ Bilirubin และแสงสะท้อนจากผิวหนังมีความสัมพันธ์กัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.001 โดยที่ มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.901

### 5.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

การวิเคราะห์โดยการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมพบว่า ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นพบว่าที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก พบว่าแสงสะท้อนสีแดงและสีน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin แบบมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.881 และ 0.883 ตามลำดับ กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นพบว่าที่บริเวณหน้าผากและหน้าอก แสงสะท้อนสีแดง สีเขียวและสีน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin แบบมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.839และ0.884 ตามลำดับ

การวิเคราะห์ที่หน้าผากและหน้าอกโดยใช้ แหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรด สีแดงและสีน้ำเงินพบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.855 และ 0.839 ตามลำดับ การวิเคราะห์ที่หน้าผากและหน้าอกโดยใช้ แหล่งกำเนิดแสง อินฟราเรด สีเขียว และสีน้ำเงิน พบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังและระดับความเข้มข้นของ Bilirubin มีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.842 และ0.883 ตามลำดับ ในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นพบว่าค่าที่วัดได้เมื่อนำไปเทียบกับผลเลือดแล้วถือได้ว่าแม่นยำที่สุด โดยที่แสงสะท้อนอินฟราเรด แดง สีเขียว และสีน้ำเงินมีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin แบบมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่มีค่าสหสัมพันธ์ที่บริเวณหน้าผากและหน้าอกเท่ากับ 0.906 และ 0.901 ตามลำดับ

การวิเคราะห์โดยใช้วิธีการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมพบว่าการใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงความยาวคลื่นให้ความแม่นยำมากที่สุดโดยค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.906 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าโครงข่ายที่มีขนาดใหญ่ในตอนแรก เนื่องจากการลดขนาดโครงข่ายทำให้ความแม่นยำลดลงไปด้วย

โดยรวมพบว่าบริเวณที่สามารถบ่งบอกถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin คือ บริเวณหน้าอก ซึ่งให้ผลดีกว่าบริเวณหน้าผาก

การวิเคราะห์ค่า Error of distribution ระหว่างผลต่างของ TsB และ TcB เท่ากับ  $0.0289 \pm 1.19$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean -0.24 ถึง 0.30 mg/dl ในส่วนของค่า Sensitivity ของโครงข่ายประสาทเทียมได้ทำการวิเคราะห์โดยการป้อน error input ทีละ input โดยเรียงจาก อินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงินตามลำดับ แล้ว ทำการวิเคราะห์ค่าเอาต์พุต พบว่าระบบมีความสามารถในการที่จะปรับค่าต่างๆ ตามค่า error input ได้ และเมื่อทำการป้อนค่า error input พร้อมๆกันทั้งสี่สี พบว่าโครงข่ายประสาทเทียมมีความสามารถในการพัฒนาตนเอง ทำให้ค่า ที่ได้ ออกมามีค่าใกล้เคียงกัน

การวิเคราะห์ค่า Sensitivity ของโครงข่ายประสาทเทียม ทำให้ทราบว่าโครงข่ายประสาทเทียมมีความสามารถในการที่จะปรับตัวตามสภาพอินพุตที่ใส่เข้าไปในขั้นตอนการทดสอบระบบ

ในการวิจัยได้ทำการวิเคราะห์ที่บริเวณหน้าผากและหน้าอกพบว่าบริเวณหน้าอกจะให้ผลที่แม่นยำมากกว่าบริเวณหน้าผากเนื่องมาจากการอ่านค่าที่บริเวณหน้าผาก ในขณะที่ทารกร้องจะทำให้ค่าที่ได้สูงกว่าความเป็นจริง ซึ่งเกิดจากขณะร้องจะมีเลือดไหลเวียนมาที่หน้าผากมากกว่าปกติจากการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากทั้งสองตำแหน่งพบว่า การวัดที่หน้าผากหรือที่กึ่งกลางกระดูกสันอกไม่แตกต่างกัน แต่มีข้อแนะนำคือขณะวัดควรทำขณะทารกสงบเพื่อที่จะได้ค่าที่ถูกต้อง ผลการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมทางสถิติสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 5-5 และ 5-6

ตารางที่ 5-5 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าของ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมและค่า Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น

### Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 Chest_TcB_2LEDs & Chest_TsB_2LEDs	74	.916	.000
Pair 2 Forehead_TcB_2LEDs & Forehead_TsB_2LEDs	72	.874	.000
Pair 3 Chest_TcB_3LEDs & Chest_TsB_3LEDs	74	.917	.000
Pair 4 Forehead_TcB_3LEDs & Forehead_TsB_3LEDs	73	.900	.000
Pair 5 Chest_TcB_4LEDs & Chest_TsB_4LEDs	74	.927	.000
Pair 6 Forehead_TcB_4LEDs & Forehead_TsB_4LEDs	74	.915	.000

ตารางที่ 5-6 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของระดับ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมและค่า Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือดในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น

### Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair 1 Chest_TcB_2LED & Chest_TsB_2LED	.15319	1.12379	.13064	-.41355	.10718	-1.173	73	.245
Pair 2 Forehead_TcB_2LED & Forehead_TsB_2LED	.10892	1.36556	.16093	-.42981	.21198	-.677	71	.501
Pair 3 Chest_TcB_3LED & Chest_TsB_3LED	.10195	1.12783	.13111	-.36325	.15935	-.778	73	.439
Pair 4 Forehead_TcB_3LED & Forehead_TsB_3LED	.16461	1.18044	.13816	-.44003	.11081	-1.191	72	.237
Pair 5 Chest_TcB_4LED & Chest_TsB_4LED	.13455	1.10719	.12871	-.12196	.39106	1.045	73	.299
Pair 6 Forehead_TcB_4LED & Forehead_TsB_4LED	.01262	1.10067	.12795	-.26763	.24238	-.099	73	.922

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ TcB และTsB จากตารางที่ 5-6 สามารถสรุปได้ว่า ค่า TcB และ TsB มีนัยสำคัญทางสถิติที่มากกว่า 0.01 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

เมื่อทำการเปรียบเทียบระดับ Bilirubin ที่หน้าผากและหน้าอกแสดงในตารางที่

5-7 และ 5-8

ตารางที่ 5-7 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าของ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมบริเวณหน้าผากและหน้าอก

**Paired Samples Correlations**

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	TcB_Chest & TcB_Forehead	74	.823	.000

ตารางที่ 5-8 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าของ Bilirubin ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมบริเวณหน้าผากและหน้าอก

**Paired Samples Test**

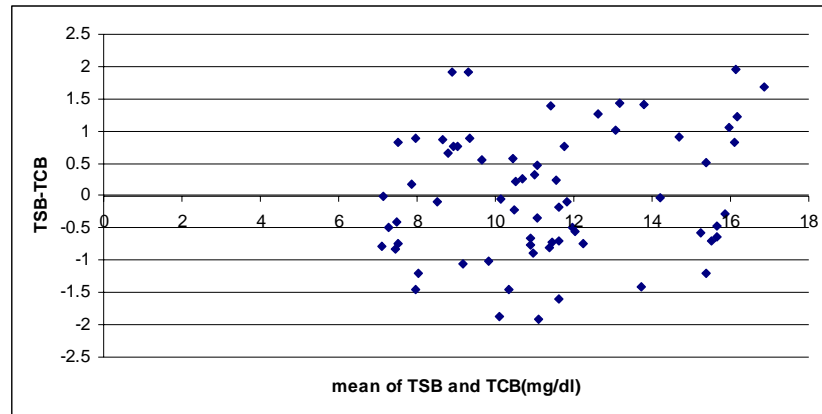
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	TcB_Chest - TcB_Forehead	-.01472	1.64651	.19140	-.39619	.36675	-.077	73	.939

ผลการวิเคราะห์ค่า TcB ที่หน้าผากและหน้าอกโดยใช้โปรแกรมทางสถิติ พบว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ต่ำกว่า 0.01 แสดงว่าค่า TcB ที่หน้าผากและหน้าอกมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.823

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ TcB ที่หน้าอกและหน้าผากเท่ากับ

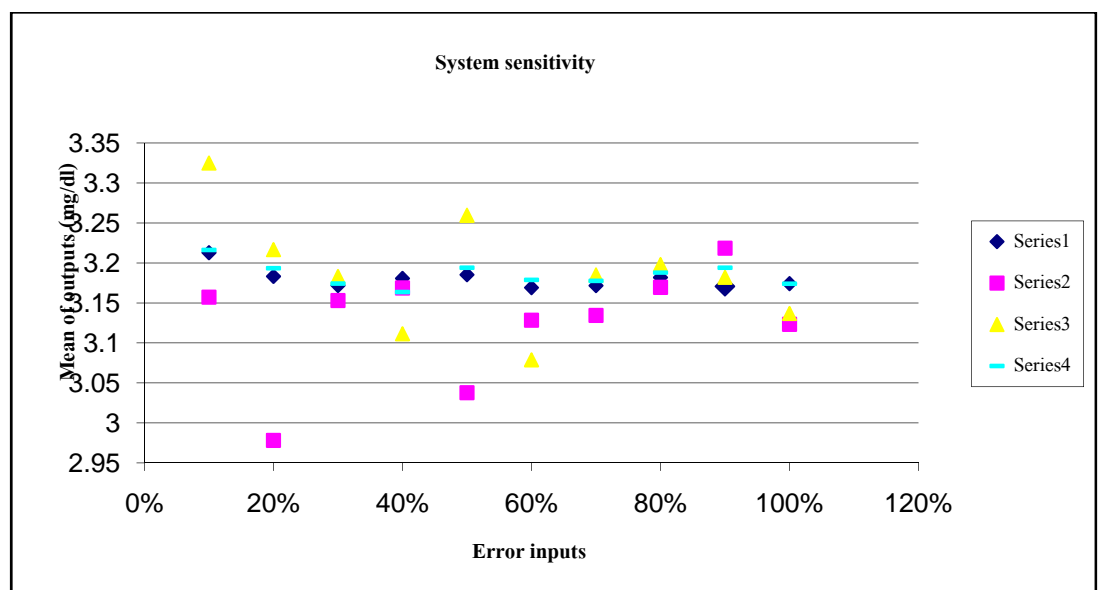
$-0.1472 \pm 1.646$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean  $-0.39$  ถึง  $0.36$  mg/dl จากการวิเคราะห์พบว่า มีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.939 ซึ่งมากกว่า 0.01 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการตรวจเลือด (TsB) และค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากแสงสะท้อนจากผิวหนัง (TcB) พบว่า การกระจายของค่าความผิดพลาดเป็นดังที่แสดงในภาพประกอบ 5-1



ภาพประกอบ 5-1 Error distributions of TSB and TcB

จากภาพประกอบ 5-1 แสดง Error distributions of TSB and TcB ซึ่งมีค่าอยู่ที่  $\pm 2$  mg/dl ภาพประกอบ 5-2 แสดง Sensitivity of neural networks ซึ่งแกนนอนคือค่า error input แกนตั้งคือค่าเฉลี่ยของ output



ภาพประกอบ 5-2 Sensitivity of neural networks

จากภาพประกอบ 5-2 แสดงค่า input error และ output error โดยที่ ชุดข้อมูลที่ 1 2 3 และ 4 คือ แสงสะท้อน อินฟราเรด เขียว น้ำเงิน และแดงตามลำดับ แกนตั้งคือ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาด แกน นอนคือ input errors จากผลการวิเคราะห์แสดงใช้ทราบว่าในการเป็นค่า input error ในระดับต่างๆ ตั้งแต่ 10% - 100% พบว่าโครงข่ายประสาทเทียมสามารถที่จะปรับเปลี่ยนตามค่า input ได้ โดยดูจากค่า output ซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกันมาก

### 5.7 สรุปผลการทดลอง

การวิจัยนี้เบื้องต้นได้ตั้งสมมติฐานว่าแสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยที่แหล่งกำเนิดแสงประกอบด้วยแสงสีแดง เขียวและ น้ำเงินสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับ ความเข้มข้นของ Bilirubin ได้

จากการทดลองโดยใช้แบบจำลองผิวหนังพบว่าสามารถหาความสัมพันธ์โดยใช้วิธีวิเคราะห์หาสมการถดถอยได้โดยที่ลักษณะข้อมูลสามารถที่จะจัดกลุ่มได้ตามระดับความเข้มของสีเหลือง

การทดลองในผิวหนัง จากการวิเคราะห์พบว่าแสงสีแดง เขียว และน้ำเงินสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับของความเหลืองได้ ในเฉพาะบุคคลที่มีผิวขาวและผิวเข้มเท่านั้น ในกรณีที่ตัวอย่างเป็นคนที่มีเชื้อสายอื่นๆเช่นผิวเหลือง ไม่สามารถที่จะบ่งบอกได้เพราะว่าลักษณะของผิวหนังมีโครงสร้างที่ซับซ้อนและแตกต่างกันมาก จากการวิเคราะห์แสงสะท้อนจากผิวหนังทารกพบว่าแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่นในช่วงของอินฟราเรดเป็นองค์ประกอบที่จำเป็นในการวิเคราะห์เมื่อทำการเพิ่มแหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรดปรากฏว่าสามารถที่จะบ่งบอกถึงระดับความเหลืองได้ สอดคล้องกับผลการทดลองในเด็กทารกโดยทำการวิเคราะห์เป็นสามกรณีคือ กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น พบว่าเมื่อทดลองใช้แหล่งกำเนิดแสงในกลุ่มคือแสงสีแดง และ สีน้ำเงิน กลุ่มที่สองคือ แสงสีแดง เขียว และน้ำเงิน กลุ่มที่สามคือแสง อินฟราเรด แดง เขียว และน้ำเงินพบว่า ระดับความเข้มข้นของ Bilirubin กับแสงสะท้อนจากผิวหนัง มีความสัมพันธ์กับระดับความเข้มข้นของ Bilirubin อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.001 โดยที่โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.916 0.917 และ 0.927 ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าเมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงอินฟราเรดเพิ่มเข้ามาทำให้มีความถูกต้องของข้อมูลมากขึ้น โดยที่การออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมได้แบ่งเป็น



สามกรณี คือ กรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสอง สามและสี่ช่วงความยาวคลื่น เพื่อต้องการหาโครงข่ายประสาทเทียมที่เหมาะสมที่สุด โครงข่ายประสาทเทียมได้รับการออกแบบโดยใช้กระบวนการแปรกลับซึ่งเพิ่มกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) ทำให้มีความสามารถในการปรับปรุงระบบได้ทำให้ระบบค่อนข้างเสถียรเมื่อได้พบกับ error input ในระดับที่แตกต่างกันไป ในโครงข่ายประสาทเทียมแรกเป็นโครงข่ายที่ใหญ่มากผลการวิเคราะห์ที่ได้สามารถบอกได้ว่าค่า TsB และค่า TcB ความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927 ( $p < 0.001$ ) ที่บริเวณหน้าอก โดยที่ความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ TcB ที่หน้าอกและหน้าผาก เท่ากับ  $0.0147 \pm 1.64651$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean -0.39 ถึง 0.36 mg/dl จากการวิเคราะห์พบว่ามีความสำคัญทางสถิติที่ 0.939 ซึ่งมากกว่า 0.01 และมีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.823 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

เนื่องจากโครงข่ายประสาทเทียมมีขนาดใหญ่ไม่สะดวกที่จะนำไปพัฒนาใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ จึงทำการลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมลงซึ่งผลการวิจัยพบว่าค่า TcB บริเวณหน้าอกและระดับของ Bilirubin มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยที่ค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.906 ( $p < 0.001$ ) และความสัมพันธ์ระหว่างผลต่างของ TcB ที่หน้าอกและหน้าผากเท่ากับ  $0.094 \pm 1.512$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean อยู่ระหว่าง -0.27 ถึง 0.46 mg/dl จากการวิเคราะห์พบว่ามีความสำคัญทางสถิติที่ 0.617 ซึ่งมากกว่า 0.01 แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติแสดงว่าสามารถใช้แทนกันได้

ผลการวิเคราะห์ค่า Error of distribution ระหว่างผลต่างของ TsB และ TcB จากโปรแกรมทางสถิติเท่ากับ  $0.00357 \pm 0.975$  mg/dl และ 95% confidence interval of the mean อยู่ระหว่าง -0.23 ถึง 0.24 mg/dl ในส่วนของค่า Sensitivity ของโครงข่ายประสาทเทียมได้ทำการวิเคราะห์โดยการป้อน error input ทีละ input โดยเรียงจาก อินฟราเรด แดง เขียวและน้ำเงินตามลำดับ แล้วทำการวิเคราะห์ค่าเอาท์พุท พบว่าระบบมีความสามารถในการที่จะปรับค่าต่างๆ ตามค่า error input ได้ และเมื่อทำการป้อนค่า error input พร้อมๆกันทั้งสี่ช่วงความยาวคลื่น พบว่าโครงข่ายประสาทเทียมมีความสามารถในการปรับปรุงตนเองทำให้ค่าที่ได้ออกมามีค่าใกล้เคียงกัน

การวิเคราะห์ค่า Sensitivity ของโครงข่ายประสาทเทียมทำให้ทราบว่าโครงข่ายประสาทเทียมเมื่อผ่านการเรียนรู้แล้วทำให้มีความสามารถในการที่จะปรับตัวตามสภาพอินพุตที่ใส่เข้าไปในขั้นตอนการทดสอบระบบ

จากผลการทดลองสามารถระบุได้ว่าการใช้โครงข่ายประสาทเทียม ที่มีกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) สามารถที่ใช้ในการวัดระดับของ Bilirubin ทางผิวหนังได้โดยที่ค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่วัดได้ทางผิวหนัง (TcB) โดยใช้ระบบโครงข่ายประสาทเทียมและระดับของความเข้มข้นของ Bilirubin ที่วัดได้จากเลือดมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังแสดงในตารางที่ 5-9

ตารางที่ 5-9 ผลการทดลองในกรณีที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงที่แตกต่างกันในกรณีที่ใช้โครงข่ายประสาทเทียมที่มีขนาดใหญ่

จำนวนของแหล่งกำเนิดแสง	บริเวณที่ทำกรวัด	ค่าสหสัมพันธ์โครงข่ายประสาทเทียมที่มีขนาดใหญ่	ค่าสหสัมพันธ์โครงข่ายประสาทเทียมขนาดเล็ก
2	หน้าอก	0.915	0.883
	หน้าผาก	0.900	0.881
3	หน้าอก	0.916	0.884
	หน้าผาก	0.908	0.839
4	หน้าอก	0.927	0.901
	หน้าผาก	0.915	0.906

การใช้โครงข่ายประสาทเทียมแบบแพร่กลับซึ่งมีกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) ในการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่ได้จากการวัดจากผิวหนัง (TcB) และความเข้มข้นของ Bilirubin ที่วัดได้จากการตรวจเลือด (TsB) พบว่าโครงข่ายประสาทเทียมสามารถใช้ในการบ่งบอกถึงระดับความเข้มข้นของ Bilirubin จากการวัดจากผิวหนัง (TcB) ได้โดยที่มีความแม่นยำในบริเวณหน้าอกโดยที่ค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่วัดได้จากการวัดจากผิวหนัง (TcB) และค่าความเข้มข้นของ Bilirubin ที่วัดได้จาก

การตรวจเลือด(TsB) มีความสัมพันธ์แบบมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.001 ที่มีค่าสหสัมพันธ์เท่ากับ 0.927 แสดงว่าสามารถนำการใช้โครงข่ายประสาทเทียมซึ่งมีกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) ในการวัดระดับของ Bilirubin ทางผิวหนัง และสามารถใช้ในการคัดกรอง (screening test) ทารกที่มีภาวะตัวเหลืองได้โดยที่การวัดที่บริเวณหน้าผากและหน้าอกไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติ

## 5.8 ข้อเสนอแนะ

ในการวัดค่า Bilirubin ในเด็กทารกผ่านทางผิวหนังจะต้องทำการวัดขณะเด็กนิ่ง สงบ ไม่มีอาการร้อง เนื่องจากเมื่อเด็กร้องจะทำให้เลือดสูบฉีดมากกว่าปกติทำให้ผลการวัดเกิดการคลาดเคลื่อน งานวิจัยนี้สามารถที่จะนำไปใช้ในการคัดกรองเด็กที่มีสภาวะตัวเหลืองได้ ในการพัฒนาโครงข่ายประสาทเทียมควรมีการเพิ่ม อายุครรภ์ อายุของเด็ก เพศและน้ำหนักเป็นข้อมูลอินพุตของโครงข่าย เพื่อที่จะพัฒนาเครื่องมือให้สามารถวินิจฉัยโรคได้แม่นยำมากขึ้น

## บรรณานุกรม

- [1] สุชีวา วิชัยกุล, “ภาวะตัวเหลืองในทารกแรกเกิด”:  
<http://www.bangkokhealth.com/cimages/pediatric/pediatric.asp>, DEC.2, 2007.
- [2] สราวุธ สุภาพรรณชาติ, “ภาวะตัวเหลืองในทารกแรกเกิด”:  
<http://library.ra.mahidol.ac.th/Lecture/Biliru~1.htm>, Dec.2, 2007.
- [3] W. Janjindamai, A. Pochanukul, P. Chanvitan. “Transcutaneous Bilirubin measurements in full-term neonate”, *Songkla Med J*, vol 19(2): pp.61-67. 2001.
- [4] P. Lucksanapisitkul. “Noninvasive transcutaneous Bilirubin as a screening test to identify the need for serum Bilirubin assessment in Pranangkla hospital”, *วารสารวิชาการ รพศ/ รพท เขต 4 ปีที่ 8 ฉบับที่ 1 มกราคม- เมษายน 2549* .
- [5] S. Sanpavat , I.Nuchprayoon . “Noninvasive transcutaneous Bilirubin as a screening test to identify the need for serum Bilirubin assessment”. *J Med Assoc Thai* , vol 87(10), pp 1193-8, 2004.
- [6] V.K. Bhutani ,et al. “Noninvasive Measurement of Total Serum Bilirubin in a Multiracial Predischarge Newborn Population to Assess the Risk of Severe HyperBilirubinemia”. *PEDIATRICS*, vol. 106 No. 2 August 2000.
- [7] S.A. Kumar, et al. “Non-invasive biomedical system for the quantification of bilirubin in neonates”. *48th Midwest Symposium* ,7-10 Aug. 2005.

- [8] S. L. Jacques , et al. “Developing an optical fiber reflectance spectrometer to monitor Bilirubinemia in neonates”. *SPIE Proceedings*, 2975:115-124, *Laser-Tissue Interactions*, San Jose, CA Feb. 1997.
- [9] L. L. Randeberg. “Diagnostic applications of diffuse reflectance spectroscopy”. DOCTORAL THESIS, Norwegian University of Science and Technology, Norway, 2005
- [10] A. Krishnaswamy , V. G. Baranoski. “A Study on Skin Optics”. Technical Report CS-2004-01. Natural Phenomena Simulation Group, School of Computer Science, University of Waterloo, Canada 2004
- [11] T. Igarashi, K. Nishino, S. K. Nayar. Technical Report: CUCS-024-05 Department of Computer Science Columbia University, New York, USA . 2005
- [12] M. Shimada,et al. “Melanin and blood concentration in human skin studied by multiple regression analysis” . *Phys. Med. Biol* , vol 46 ,pp2385–2395, 2001.
- [13] T. Nakamura, et al. “Clinical evaluation of a new device for transcutaneous Bilirubin measurement in japanese infants”. *J Saitama Med School* , vol29 ,pp245-249,2002.
- [14] S. Sanpavat. “Comparison of two transcutaneous Bilirubinometer - Minolta airshields jaundice meter JM103 and spectrx bilicheck – in thai neonate”. *SOUTHEAST ASIAN J TROP MED PUBLIC HEALTH*, vol 36 No. 6 November 2005.

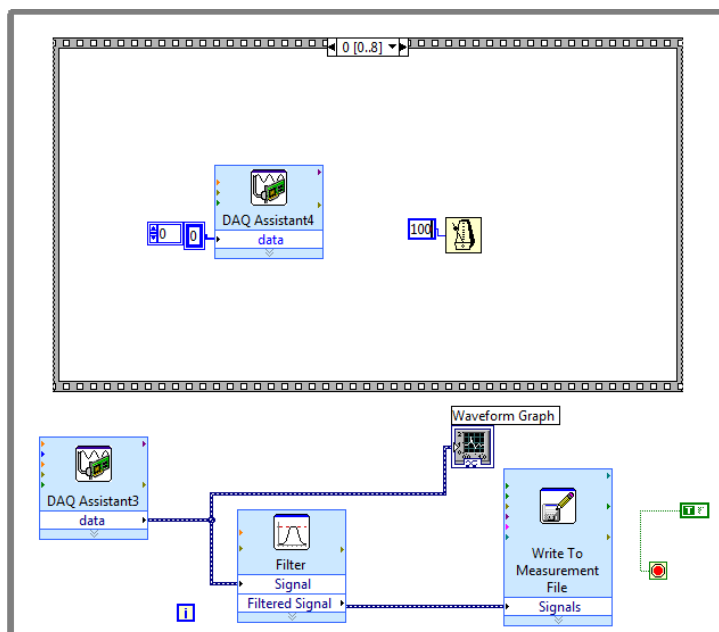
- [15] N. T. Hagan, *Neural network design*, Boston : Thomas/Learning, 1996.
- [16] Jacquest et al. Method and apparatus for optical measurement of bilirubin in tissue, US patent 5,353,790. Patent and Trademark Office, 1994.
- [17] A. Yamanishi .Transcutaneous Bilirubin concentration measuring apparatus and a measurement data checking plate for use with the same, US patent 6,847,835 B1, Patent and Trademark Office, 2005.
- [18] American Academy of Pediatrics, Provisional Committee for Quality Improvement and subcommittee on HyperBilirubinemia. Practice parameter: management of hyperBilirubinemia in the healthy term newborn. *Pediatrics*, 1994; 94: (4), 558 – 565.
- [19] MJ .Maisels,et al. “Evaluation of a new transcutaneous Bilirubinometer”. *Pediatrics*, vol 113: (6), pp 1628-1635,2004.
- [20] American Academy of Pediatrics. “Clinical practice guideline Management of hyperBilirubinemia in the newborn infant 35 or more weeks of gestation”. *Pediatrics*, vol 114: (1), pp 297-316,2004.
- [21] American Academy of Pediatrics. “An evidence based review of important issues concerning neonatal hyperBilirubinemia”. *Pediatrics*, vol 114: (1), e130, 2004.
- [22] L. I . Smith. “*A tutorial on Principal Components Analysis*”. [Online]. Available: [http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student\\_tutorials/principal\\_components.pdf](http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student_tutorials/principal_components.pdf) [Dec 3 2007].
- [23] E. G. Salerud. “*Biomedical Optics I*”. [Online]. Available: <http://hlab.ee.tut.fi/video/bme/evicab/alecture/07saleru/slide/00.pdf> [Dec 3 2007].

ภาคผนวก

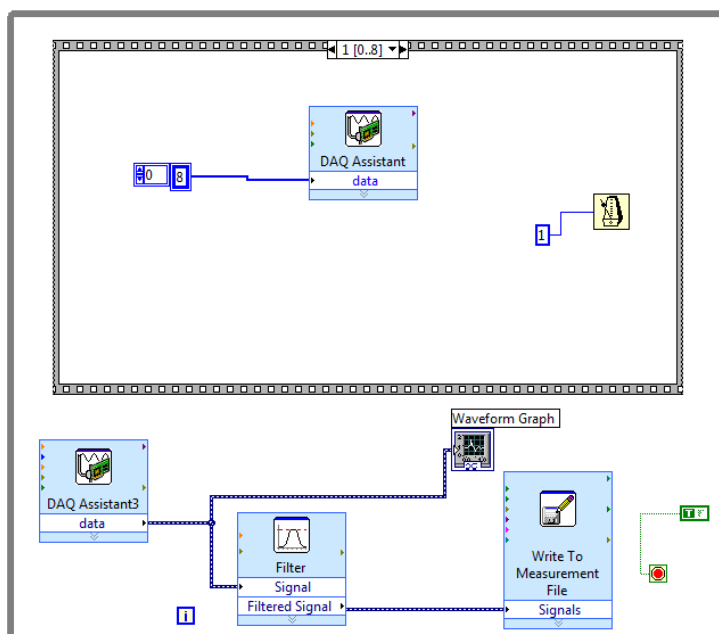
ภาคผนวก ก



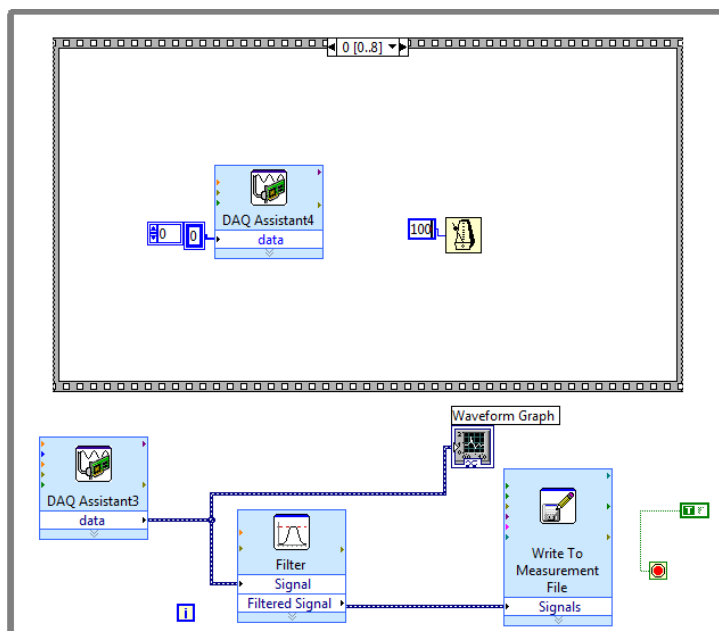
ลำดับของโปรแกรม LabVIEWs



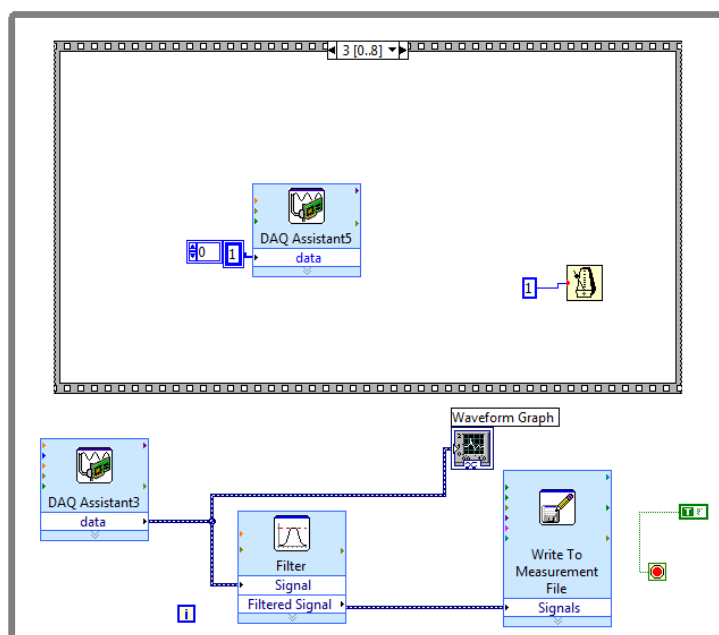
ภาพประกอบ ก-1 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 0 off LED



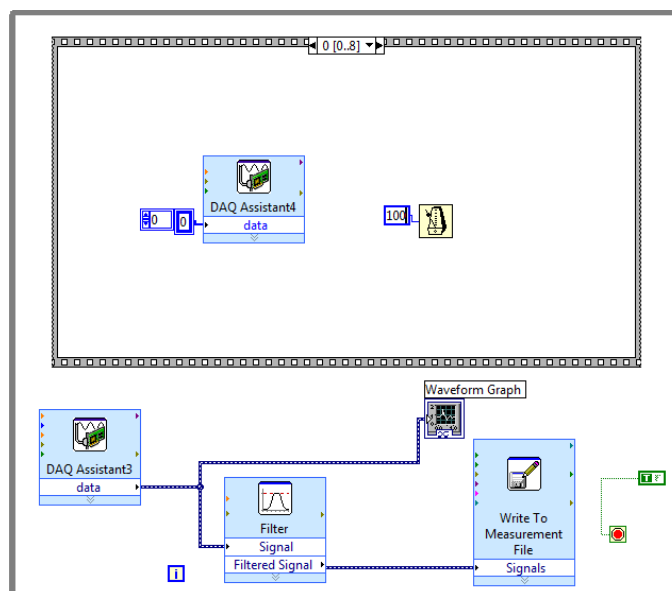
ภาพประกอบ ก-2 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 1 on infrared LED



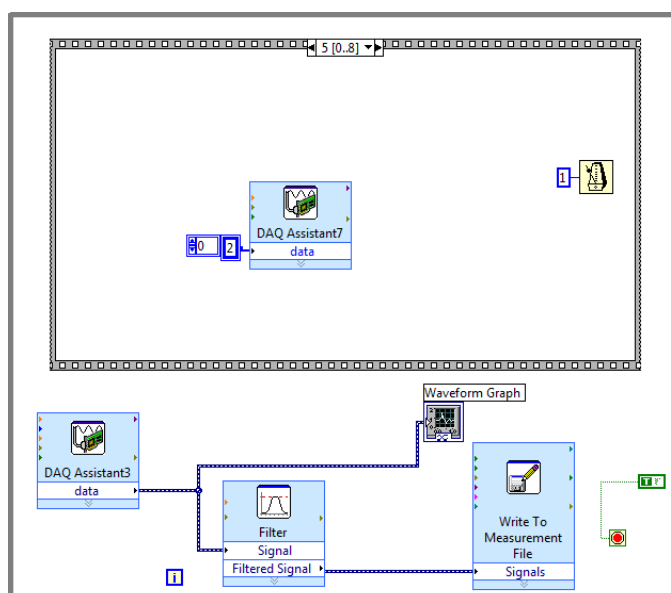
ภาพประกอบ ก-3 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 2 off LED



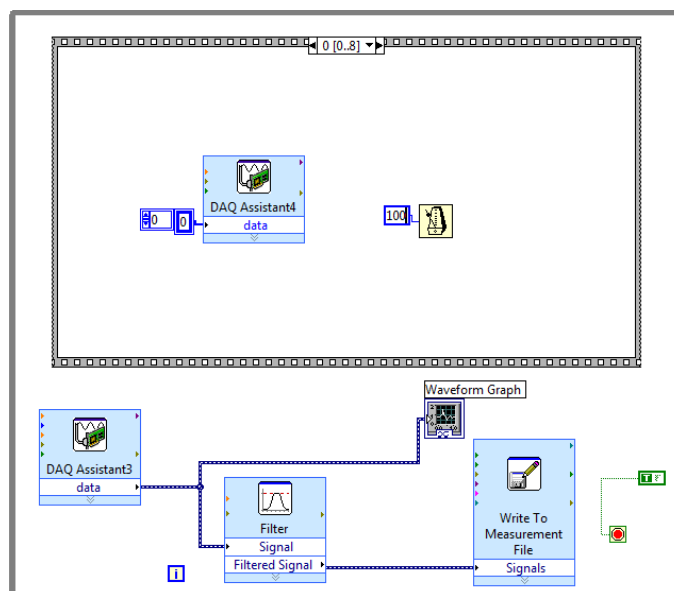
ภาพประกอบ ก-4 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 3 on red LED



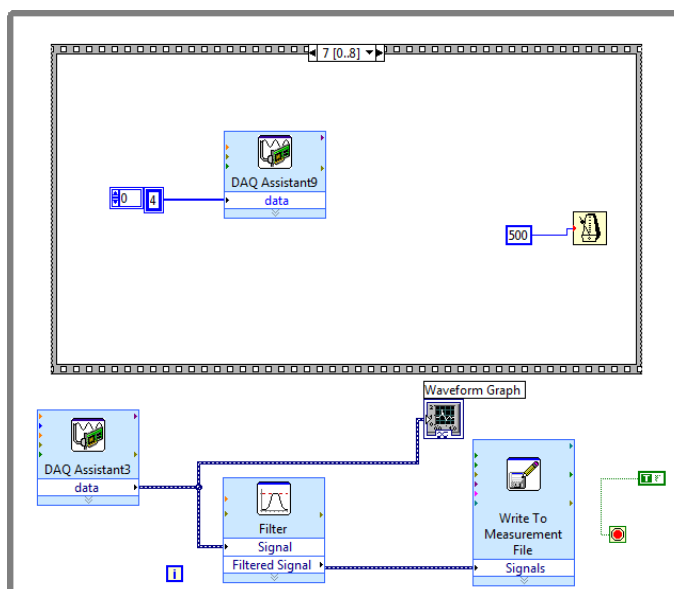
ภาพประกอบ ก-5 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 4 off LED



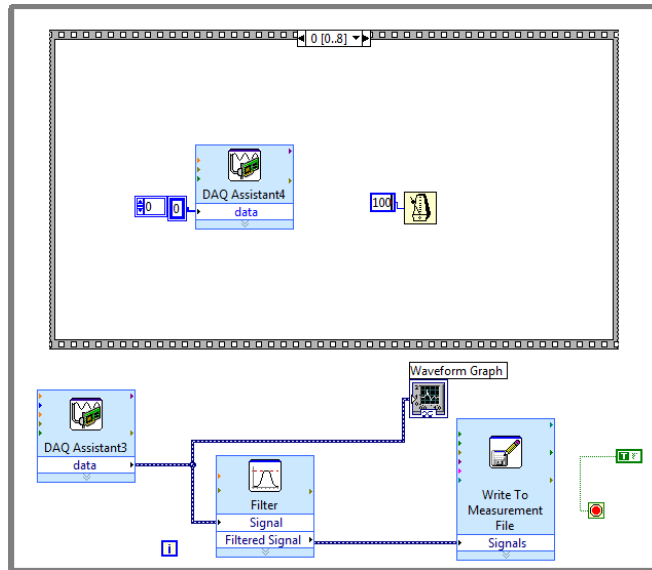
ภาพประกอบ ก-6 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 5 on green LED



ภาพประกอบ ก-7 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 6 off LED



ภาพประกอบ ก-8 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 7 on blue LED



ภาพประกอบ ก-9 block diagram ของโปรแกรมLabVIEW Sequence 8 off LED

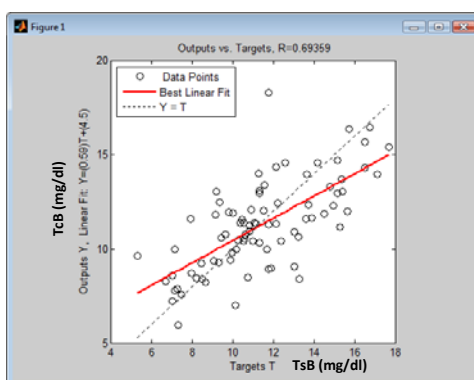
ภาคผนวก ข

ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียม



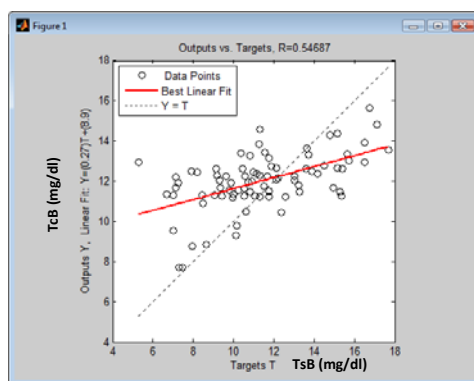
## ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก

แหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรด และสีน้ำเงินแสดงในภาพประกอบ ข-1



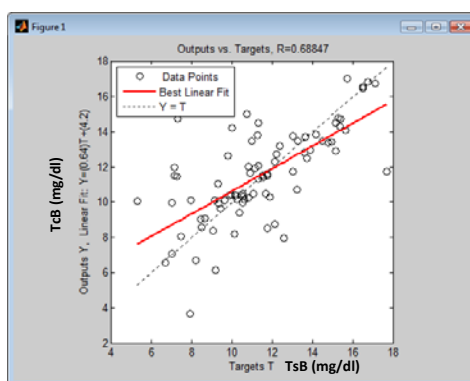
ภาพประกอบ ข-1 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด และสีน้ำเงิน

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด และสีเขียวแสดงในภาพประกอบ ข-2



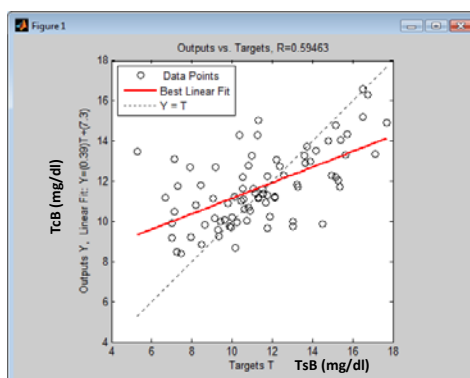
ภาพประกอบ ข-2 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด และสีเขียว

แหล่งกำเนิดแสงคือแดงและสีเขียว แสดงในภาพประกอบ ข-3



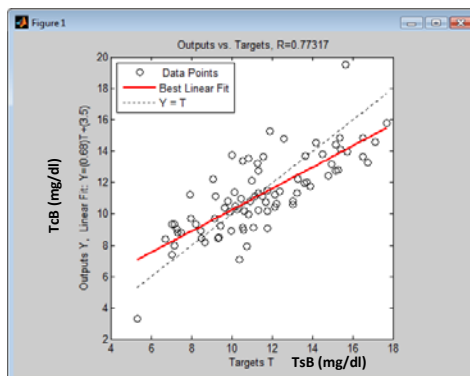
ภาพประกอบ ข-3 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก แหล่งกำเนิดแสงคือแดง และสีเขียว

แหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรดและแดง แสดงในภาพประกอบ ข-4



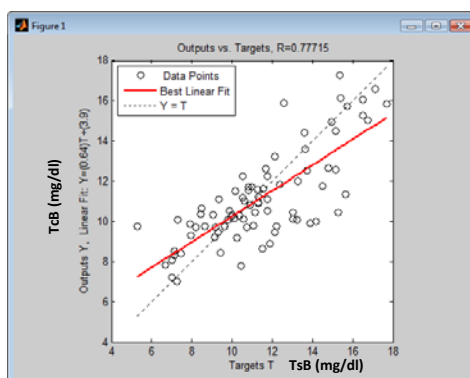
ภาพประกอบ ข-4 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก แหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรดและแดง

แหล่งกำเนิดแสงคือเขียวและน้ำเงินแสดงในภาพประกอบ ข-5



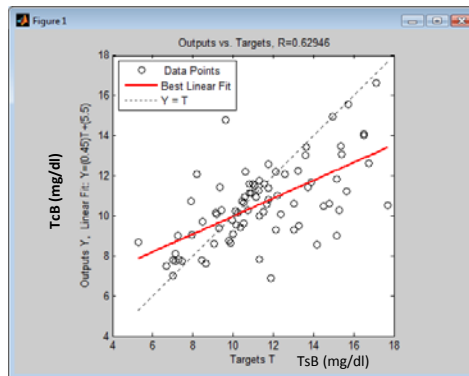
ภาพประกอบ ข-5 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าผาก แหล่งกำเนิดแสงคือสีเขียวและน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าอก แหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรด และสีน้ำเงินแสดงในภาพประกอบ ข-6



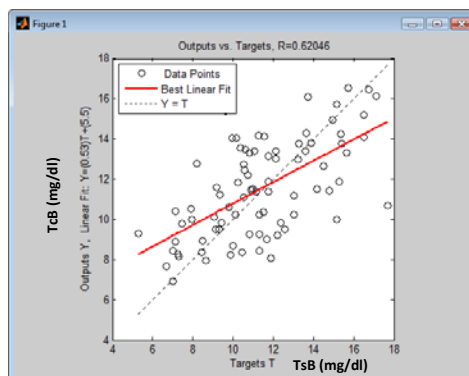
ภาพประกอบ ข-6 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าอก แหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรดและสีน้ำเงิน

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด และเขียว แสดงในภาพประกอบ ข-7



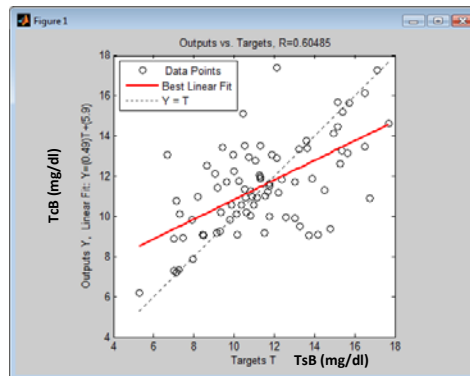
ภาพประกอบ ข-7 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่น บริเวณหน้าอก แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรดและเขียว

แหล่งกำเนิดแสงคือ แดง และเขียวแสดงในภาพประกอบ ข-8



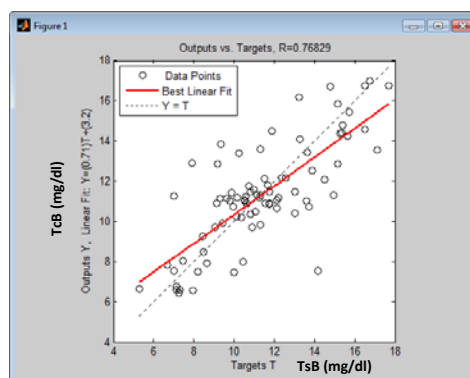
ภาพประกอบ ข - 8 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก แหล่งกำเนิดแสงคือ แดงและเขียว

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรดและแดง แสดงในภาพประกอบ ข-9



ภาพประกอบ ข - 9 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรดและแดง

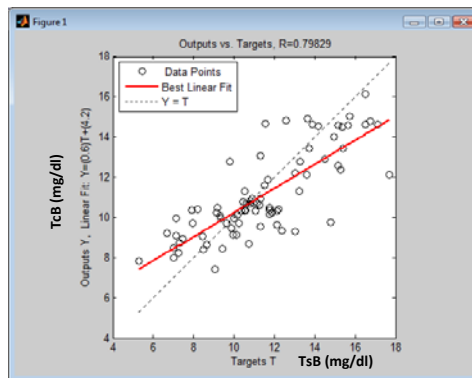
แหล่งกำเนิดแสงคือเขียวและน้ำเงิน แสดงในภาพประกอบ ข-10



ภาพประกอบ ข – 10 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ เขียวและน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้  
แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก

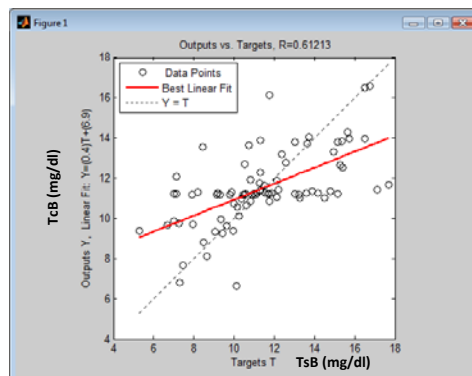
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ น้ำเงิน แสดงในภาพประกอบ ข-11



ภาพประกอบ ข-11 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ น้ำเงิน

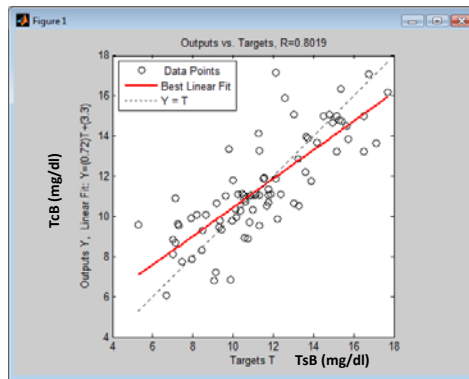
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ เขียวแสดงในภาพประกอบ ข-12



ภาพประกอบ ข-12 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ เขียว

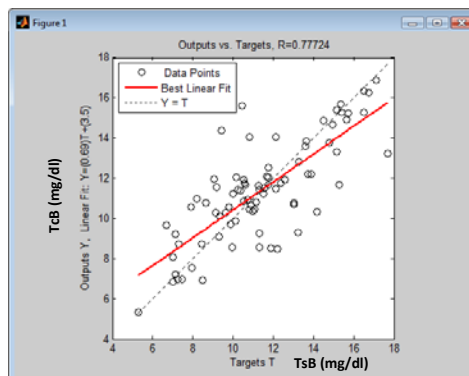
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด เขียวและน้ำเงิน แสดงในภาพประกอบ ข-13



ภาพประกอบ ข-13 ผลการวิเคราะห์ที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผาก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด เขียวและน้ำเงิน

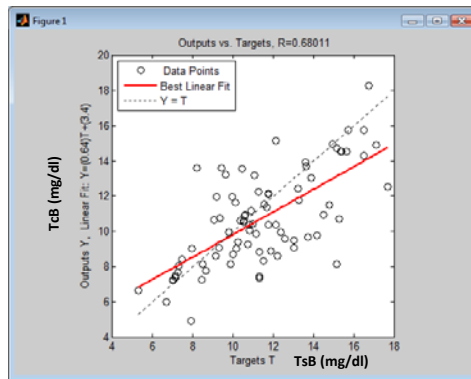
ผลการวิเคราะห์ที่ใช้โครงข่ายประสาทเทียมโดยเปรียบเทียบแสงสะท้อนจากผิวหนัง โดยใช้  
แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ น้ำเงิน แสดงในภาพประกอบ ข-14



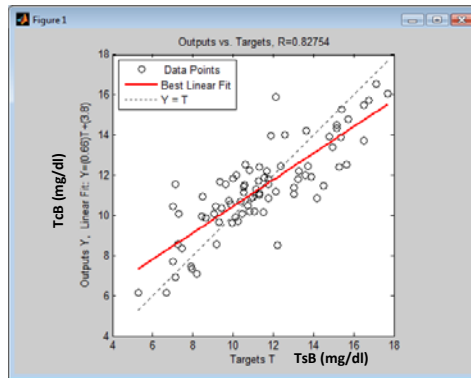
ภาพประกอบ ข-14 ผลการวิเคราะห์ที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ น้ำเงิน

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และ เขียว แสดงในภาพประกอบ ข-15



ภาพประกอบ ข-15 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด แดง และเขียว

แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน แสดงในภาพประกอบ ข-16

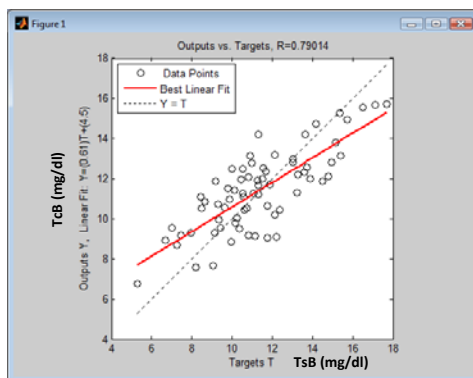


ภาพประกอบ ข-16 ผลการวิเคราะห์โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอก  
แหล่งกำเนิดแสงคือ อินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน



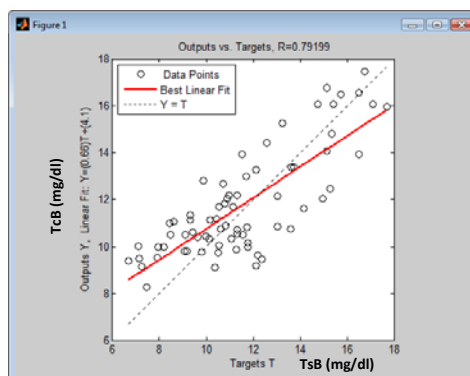
การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างแสงสะท้อนและระดับ Bilirubin เมื่อทำการลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมลง

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผาก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 2-12-4-1



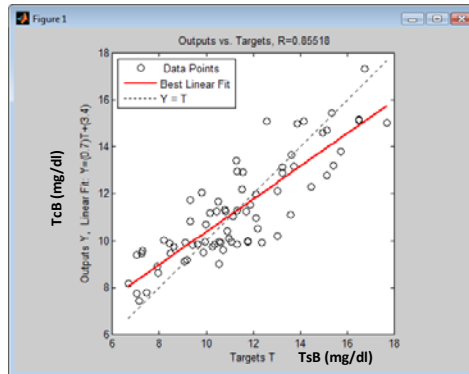
ภาพประกอบ ข-17 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 2-12-4-1



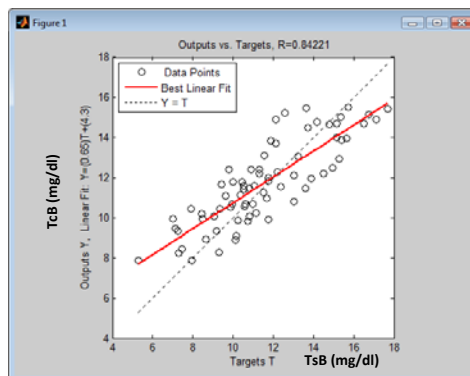
ภาพประกอบ ข-18 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสองช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงสีเขียวและน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผาก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 3-12-2-1



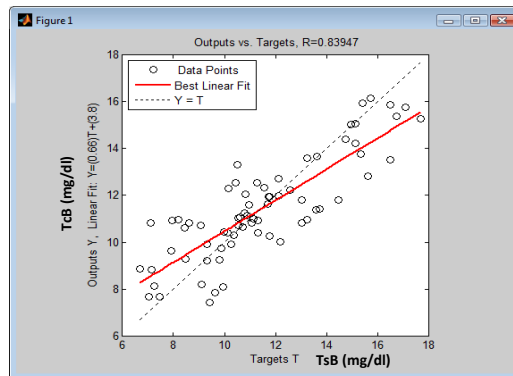
ภาพประกอบ ข-19 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดงและน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าผาก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 3-9-6-1



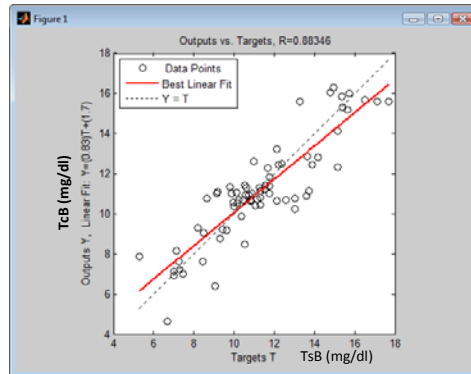
ภาพประกอบ ข-20 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าผากเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคืออินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 3-12-2-1



ภาพประกอบ ข-21 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด แดง และน้ำเงิน

ผลการวิเคราะห์เมื่อใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นที่หน้าอก เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน ลักษณะโครงข่ายคือ 3-18-9-1



ภาพประกอบ ข-22 ผลการวิเคราะห์การลดขนาดของโครงข่ายประสาทเทียมโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงสามช่วงความยาวคลื่นบริเวณหน้าอกเปรียบเทียบกับระดับของ Bilirubin เมื่อแหล่งกำเนิดแสงคือแสงอินฟราเรด เขียว และน้ำเงิน

ภาคผนวก ค

ข้อมูลสิทธิบัตร





US005353790A

**United States Patent** [19]  
**Jacques et al.**

[11] **Patent Number:** 5,353,790  
 [45] **Date of Patent:** Oct. 11, 1994

- [54] **METHOD AND APPARATUS FOR OPTICAL MEASUREMENT OF BILIRUBIN IN TISSUE**
- [75] **Inventors:** Steven L. Jacques; David G. Oelberg; Iyad Saidi, all of Houston, Tex.
- [73] **Assignee:** Board of Regents, The University of Texas System, Austin, Tex.
- [21] **Appl. No.:** 822,461
- [22] **Filed:** Jan. 17, 1992
- [51] **Int. Cl.<sup>5</sup>** ..... A61B 6/00
- [52] **U.S. Cl.** ..... 128/633; 128/664; 128/665; 606/3; 250/574; 356/39; 356/51; 356/317
- [58] **Field of Search** ..... 128/633, 664, 665, 653.1; 606/3; 356/39-41; 250/574, 226, 228

[56] **References Cited**

**U.S. PATENT DOCUMENTS**

3,569,721	3/1971	Goldberg et al.	356/39
3,874,794	4/1975	Schmitt et al.	356/39
4,029,085	6/1977	DeWitt et al.	
4,267,844	5/1981	Yamanishi	
4,423,736	1/1984	DeWitt et al.	128/633
4,852,025	7/1989	Herpichböhm	128/633
4,856,527	8/1989	Karcher et al.	128/665
4,997,769	5/1991	Lundsgaard	356/39
5,172,693	12/1992	Doody	128/633
5,259,382	11/1993	Kronberg	128/665

- OTHER PUBLICATIONS**
- Electronics Engineers' Handbook, FIG. 11-5 "Spectrum of a typical clear mercury lamp", 1982.
  - Brochure, "Conference on Lasers and Electro-Optics 1990 Technical Digest Series vol. 7," distributed by Optical Society of America, May 21-25, 1990 (Anaheim, Calif.).
  - Brochure, "Conference on Lasers and Electro-Optics 1991 Technical Digest Series vol. 10," distributed by Optical Society of America, May 12-17, 1991 (Baltimore, Md.).
  - Alexander, et al., "Determining Skin Thickness with Pulsed Ultrasound," *The Journal of Investigative Dermatology*, 72(1):17-19, 1979.
  - Anderson, et al., "The Optics of Human Skin," *The Journal of Investigative Dermatology*, 77(1):13-19, 1981.
  - Andreozzi, G. M., "New Methods for the Diagnosis of

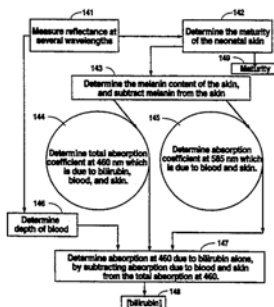
- Vasculopathies: Reflexion Light Rheography and Transcutaneous Oximetry," *Cardiologia*, 32(11):1431-1439, Nov. 1987.
  - Ballowitz, et al., "Spectral Reflectance of the Skin," *Biology of the Neonate*, 15:348-360, 1970.
  - Blois, M. S., "On the Spectroscopic Properties of Some Natural Melanins," *The Journal of Investigative Dermatology*, 47(2):162-166, 1966.
  - Bohren et al., "Ch. 1, Introduction," Ch. 9, Classical Theories of Optical Constants, Ch. 10, Measured Optical Properties, *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*, 1983.
  - Boulois, J. L., "Photophysical Processes in Recent Medical Laser Developments: a Review," *Lasers in Medical Science* 1(1):47-66, 1986.
  - Burgeson, R. E., "The Collagens of the Skin," *Curr. Probl. Derm.*, 17:61-75, (Karger, Basel 1987).
  - Carr, K., "Integrating Sphere Flux Calculations," *Technical Notes*, by Labsphere, No. 1, Sep. 1, 1988.
  - Cheong, et al., "A Review of the Optical Properties of Biological Tissues," *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 26(12):2166-2185, Dec. 1990.
- (List continued on next page.)

*Primary Examiner*—K. M. Pfaffle  
*Attorney, Agent, or Firm*—Arnold, White & Durkee

**ABSTRACT**

[57] A method and apparatus for the determination of bilirubin concentration in tissue such as skin, particularly neonatal skin. Light reflected from the skin under test is analyzed to determine bilirubin concentration in the skin, corrected for maturity-dependent optical properties of the skin, the amount of melanin in the skin and the amount of blood in the skin. Reflected red to infrared light is used to determine maturity-dependent optical properties, reflected red light is used to determine melanin content, and reflected yellow-orange light is used to determine the amount of blood in the skin. Then, these quantities are used, in combination with reflected blue light, to calculate cutaneous bilirubin concentration.

13 Claims, 34 Drawing Sheets





(12) **United States Patent**  
Yamanishi

(10) **Patent No.:** US 6,847,835 B1  
(45) **Date of Patent:** Jan. 25, 2005

(54) **TRANSCUTANEOUS BILIRUBIN CONCENTRATION MEASURING APPARATUS AND A MEASUREMENT DATA CHECKING PLATE FOR USE WITH THE SAME**

6,134,458 A \* 10/2000 Rosenthal ..... 600/310

**FOREIGN PATENT DOCUMENTS**

JP 2-116533 5/1990  
JP 4-127036 4/1992  
JP 4-332535 11/1992

**OTHER PUBLICATIONS**

Pages 195-202 of the Journal "Pediatrics" vol. 65, No. 2, published on Feb. 1980.

Page 275 of the Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering, vol. 36 issued on May, 1998 by Japan Soc. ME & BE.

(75) Inventor: **Akio Yamanishi**, Hyogo-Ken (JP)

(73) Assignee: **Minolta Co., Ltd.**, Osaka (JP)

(\* ) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 0 days.

\* cited by examiner

(21) Appl. No.: **09/536,762**

(22) Filed: **Mar. 28, 2000**

(30) **Foreign Application Priority Data**

Mar. 31, 1999 (JP) ..... 11-092632

*Primary Examiner*—Eric F. Winakur  
*Assistant Examiner*—Matthew Kremer  
(74) *Attorney, Agent, or Firm*—McDermott Will & Emery LLP

(51) **Int. Cl.**<sup>7</sup> ..... **A61B 5/00**

(52) **U.S. Cl.** ..... **600/315; 600/322; 600/310**

(58) **Field of Search** ..... 600/309-310, 600/315, 316, 322, 326, 336, 473-476; 356/39-42

(57) **ABSTRACT**

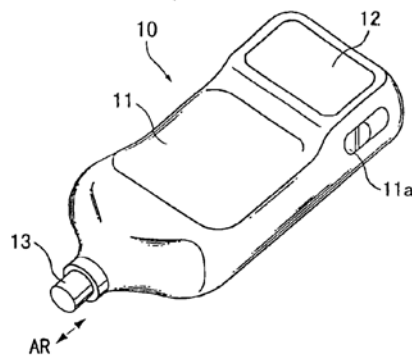
Luminous fluxes from a xenon tube are introduced from one end of an optical fiber to an other end thereof and emerge therefrom. These luminous fluxes are incident of a skin of a person to be measured, and those diffused in the skin are incident on one end of an optical fiber through a first incident port and on one end of an optical fiber through a second incident port. The luminous fluxes from the one end are split by a dichroic mirror. The luminous fluxes reflected by the dichroic mirror are received by a photoelectric conversion element via a blue filter, and those having transmitted through the dichroic mirror are received by a photoelectric conversion element via a green filter. A concentration of bilirubin pigmented in fat of subcutaneous tissues can be accurately measured without being influenced by a difference in the thicknesses of epidermis and derma.

(56) **References Cited**

**U.S. PATENT DOCUMENTS**

4,236,826 A 12/1980 Yamanishi  
4,267,844 A 5/1981 Yamanishi  
5,297,554 A \* 3/1994 Glynn et al. .... 600/476  
5,353,790 A 10/1994 Jacques et al.  
5,513,642 A \* 5/1996 Ostrander ..... 600/334  
5,770,454 A \* 6/1998 Essenpreis et al. .... 436/164  
5,791,345 A \* 8/1998 Ishihara et al. .... 600/368  
5,825,488 A \* 10/1998 Kohl et al. .... 356/342  
5,830,132 A \* 11/1998 Robinson ..... 600/310  
5,879,294 A \* 3/1999 Anderson et al. .... 600/310  
5,983,120 A \* 11/1999 Groner et al. .... 600/310

**18 Claims, 17 Drawing Sheets**



ภาคผนวก ง

ผลการทดลองการวัดแสงที่หน้าอกและหน้าผาก

ตาราง ง-1 ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าผาก

ir	g	b	r	TsB
1.148	0.130	0.161	0.382	11.510
0.932	0.146	0.166	0.446	11.760
1.118	0.190	0.233	0.605	10.620
1.293	0.184	0.207	0.611	17.700
1.223	0.191	0.233	0.619	9.620
1.260	0.172	0.214	0.619	11.280
1.179	0.207	0.237	0.621	11.320
1.260	0.181	0.222	0.629	14.770
1.217	0.194	0.242	0.639	10.250
1.291	0.171	0.204	0.657	15.740
1.192	0.181	0.209	0.670	16.520
1.293	0.202	0.260	0.683	5.300
1.281	0.174	0.212	0.685	13.630
1.333	0.214	0.261	0.689	7.020
1.354	0.222	0.273	0.703	9.420
1.301	0.210	0.241	0.707	12.110
1.356	0.233	0.275	0.740	11.080
1.356	0.233	0.275	0.740	10.530
1.311	0.227	0.273	0.744	8.470
1.301	0.218	0.274	0.747	7.250
1.273	0.221	0.266	0.749	8.630
1.331	0.209	0.252	0.751	9.990
1.316	0.202	0.252	0.751	9.330

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าผาก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.322	0.223	0.258	0.759	13.020
1.235	0.200	0.251	0.761	10.830
1.317	0.224	0.270	0.764	10.730
1.344	0.227	0.242	0.767	15.340
1.362	0.207	0.252	0.767	10.800
1.379	0.219	0.247	0.768	15.410
1.382	0.212	0.263	0.772	10.360
1.348	0.212	0.254	0.777	10.520
1.264	0.231	0.274	0.778	7.280
1.337	0.222	0.266	0.779	8.430
1.265	0.242	0.283	0.782	10.120
1.278	0.204	0.247	0.782	16.500
1.347	0.218	0.232	0.786	12.570
1.321	0.212	0.252	0.789	14.970
1.318	0.231	0.278	0.795	12.360
1.331	0.235	0.283	0.797	15.290
1.352	0.221	0.275	0.800	11.770
1.466	0.242	0.260	0.802	10.900
1.415	0.212	0.235	0.805	17.120
1.413	0.237	0.247	0.807	14.170
1.331	0.219	0.260	0.810	13.260
1.345	0.230	0.291	0.811	6.700
1.352	0.232	0.314	0.812	9.070
1.413	0.240	0.270	0.815	10.970

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าผาก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.403	0.247	0.278	0.820	13.580
1.253	0.227	0.283	0.824	7.440
1.377	0.242	0.282	0.825	9.800
1.443	0.252	0.303	0.825	10.560
1.382	0.242	0.298	0.830	7.150
1.410	0.245	0.252	0.830	15.150
1.372	0.247	0.283	0.830	14.490
1.393	0.204	0.247	0.830	11.550
1.412	0.223	0.277	0.837	11.150
1.405	0.242	0.278	0.838	10.450
1.412	0.232	0.268	0.840	11.690
1.305	0.223	0.280	0.842	9.950
1.408	0.242	0.311	0.845	9.120
1.326	0.242	0.311	0.845	7.950
1.372	0.248	0.304	0.852	11.740
1.382	0.245	0.288	0.861	13.250
1.398	0.222	0.293	0.866	8.180
1.454	0.245	0.293	0.873	9.860
1.441	0.251	0.275	0.875	13.030
1.530	0.242	0.273	0.891	13.740
1.522	0.260	0.306	0.894	7.120
1.428	0.242	0.314	0.894	12.190
1.385	0.275	0.326	0.896	7.920
1.293	0.252	0.326	0.896	10.160

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าผาก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.339	0.270	0.314	0.901	11.890
1.324	0.236	0.295	0.905	7.020
1.400	0.245	0.280	0.912	13.890
1.433	0.209	0.255	0.914	16.770
1.338	0.259	0.326	0.921	9.320
1.488	0.263	0.322	0.922	11.310
1.533	0.273	0.311	0.947	15.630
1.494	0.270	0.316	0.957	15.140
1.492	0.270	0.316	0.960	11.310
1.376	0.258	0.333	0.973	12.130
1.456	0.305	0.347	0.997	9.180



ตาราง ง-2 ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าอก

ir	g	b	r	TsB
0.962	0.176	0.204	0.560	10.120
1.309	0.245	0.314	0.769	9.420
1.334	0.191	0.222	0.789	13.630
1.314	0.242	0.252	0.802	17.700
1.273	0.212	0.255	0.830	16.500
1.270	0.245	0.270	0.830	15.150
1.276	0.263	0.307	0.853	7.020
1.371	0.218	0.294	0.857	9.620
1.291	0.254	0.333	0.860	7.250
1.367	0.237	0.255	0.879	14.770
1.353	0.241	0.286	0.882	9.800
1.252	0.249	0.325	0.883	7.440
1.354	0.260	0.311	0.891	9.120
1.354	0.255	0.301	0.891	11.510
1.405	0.247	0.283	0.901	9.330
1.309	0.214	0.265	0.912	16.770
1.338	0.269	0.330	0.917	9.320
1.298	0.248	0.303	0.936	9.950
1.439	0.259	0.272	0.937	15.410
1.301	0.283	0.314	0.940	11.890

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าอก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.461	0.245	0.280	0.942	17.120
1.370	0.270	0.310	0.946	10.250
1.436	0.261	0.311	0.949	10.620
1.423	0.247	0.301	0.952	13.740
1.408	0.255	0.324	0.955	10.360
1.413	0.291	0.334	0.957	9.860
1.512	0.237	0.263	0.960	15.740
1.470	0.261	0.301	0.961	12.110
1.421	0.252	0.293	0.978	15.140
1.392	0.272	0.326	0.983	13.020
1.461	0.283	0.352	0.985	8.470
1.372	0.268	0.314	0.997	10.730
1.471	0.260	0.311	1.001	11.550
1.436	0.301	0.342	1.006	11.320
1.423	0.268	0.324	1.006	10.560
1.473	0.258	0.311	1.007	11.280
1.426	0.273	0.331	1.008	11.150
1.380	0.252	0.312	1.018	12.130
1.525	0.265	0.331	1.024	13.580
1.449	0.287	0.350	1.029	11.310
1.454	0.260	0.319	1.036	11.760

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าอก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.432	0.301	0.352	1.040	8.430
1.573	0.293	0.334	1.046	11.690
1.533	0.316	0.405	1.049	7.150
1.436	0.301	0.358	1.049	7.020
1.536	0.291	0.325	1.055	12.570
1.563	0.293	0.342	1.057	10.800
1.423	0.280	0.331	1.062	15.290
1.589	0.296	0.380	1.067	5.300
1.459	0.273	0.303	1.072	13.260
1.527	0.291	0.354	1.074	11.310
1.525	0.311	0.362	1.074	9.990
1.507	0.283	0.362	1.082	10.530
1.563	0.334	0.354	1.090	14.170
1.473	0.330	0.377	1.097	11.770
1.563	0.293	0.339	1.100	10.970
1.772	0.336	0.352	1.102	10.900
1.535	0.289	0.361	1.106	13.250
1.530	0.283	0.324	1.108	16.520
1.457	0.305	0.377	1.113	9.070
1.513	0.258	0.312	1.113	10.520
1.545	0.280	0.316	1.118	15.340

ผลการทดลองผลการสะท้อนที่หน้าอก(ต่อ)				
ir	g	b	r	TsB
1.520	0.307	0.410	1.118	12.360
1.578	0.266	0.353	1.119	8.180
1.563	0.296	0.359	1.130	11.080
1.482	0.291	0.347	1.136	10.160
1.652	0.314	0.372	1.136	7.120
1.571	0.326	0.358	1.136	8.630
1.529	0.317	0.365	1.139	7.280
1.634	0.311	0.372	1.141	7.950
1.477	0.303	0.354	1.143	14.490
1.601	0.314	0.390	1.143	12.190
1.478	0.301	0.353	1.146	10.830
1.525	0.344	0.405	1.151	7.920
1.561	0.303	0.344	1.156	15.630
1.545	0.314	0.357	1.161	13.030
1.527	0.298	0.375	1.174	13.890
1.614	0.338	0.445	1.175	6.700
1.624	0.263	0.306	1.199	14.970
1.631	0.328	0.357	1.225	10.450
1.543	0.301	0.354	1.227	11.740
1.594	0.301	0.375	1.259	9.180

ภาคผนวก จ

เอกสารรับรองจริยธรรมและเอกสารเชิญชวนเข้าร่วมวิจัย



SUB.EC 51-067-19-2-3

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
 ตำบลคอหงส์ อำเภอหาดใหญ่  
 จังหวัดสงขลา 90110

**หนังสือรับรองนี้ให้ไว้เพื่อแสดงว่า**

**โครงการวิจัยเรื่อง :** การออกแบบและพัฒนาตัวตรวจรูปแบบอิเล็กทรอนิกส์เชิงแสงสำหรับการประเมินค่าบีโวลูมินใน  
 ทารกแรกเกิดโดยการใช้ภาพเอกซเรย์ร่างกาย

**หัวหน้าโครงการ :** ผู้ช่วยศาสตราจารย์สาวิตรี ตัดสินบุตร

**ภาควิชาคณะ :** คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ได้ผ่านกระบวนการพิจารณารับรองจากคณะอนุกรรมการพิจารณาจริยธรรมด้านวิจัยเกี่ยวกับการทรมาน  
 ผู้ป่วย สิ่งส่งตรวจและสิ่งผสมสารชีวการแพทย์ ของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ แล้ว

ให้ไว้ ณ วันที่ 6 พฤศจิกายน 2551

ประธานอนุกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์วีระพล จันทร์ดีเยี่ยม)

รองคณบดีฝ่ายวิจัย

## เอกสารเชิญชวนเข้าร่วมโครงการวิจัย

### หนังสือเชิญชวนเข้าร่วมโครงการวิจัย (สำหรับผู้ป่วย)

เรื่อง ขอเชิญเข้าร่วมโครงการวิจัยเพื่อศึกษาวิถีตรวจวัดระดับบิลิรูบินโดยไม่ต้องเจาะเลือด  
เรียน ท่านผู้อ่านที่นับถือ

พวกเราคณะผู้วิจัยใคร่ขอเสาะถึงโครงการวิจัยที่กำลังทำอยู่ และขอเชิญชวนท่านเข้าร่วมในโครงการนี้ เป็นที่ทราบกันดีว่า ปัจจุบันภาวะตาเหลืองตัวเหลืองที่เกิดจากการมีบิลิรูบินมากในเลือดเป็นปัญหาสำคัญในทารกแรกคลอด จึงมีวิศวกร แพทย์และพยาบาลจำนวนหนึ่ง ได้รวมกันเป็นกลุ่มคณะผู้วิจัยเพื่อศึกษาการนำเครื่องมีวัดความเหลืองผ่านผิวหนังมาใช้เพื่อวัดค่าบิลิรูบินในทารกแรกเกิด ถ้างานวิจัยนี้สำเร็จจะเป็นประโยชน์แก่ผู้ป่วยจำนวนมาก การวิจัยนี้จำเป็นต้องมีผู้ป่วยจำนวนมากเข้าร่วมในโครงการ พวกเราคณะผู้วิจัยจึงใคร่ขอเชิญชวนบุตรของท่านเข้าร่วมในโครงการนี้

ถ้าท่านตัดสินใจเข้าร่วมในโครงการนี้จะมีขั้นตอนของการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับบุตรของท่าน คือนอกจากการได้รับการรักษาตามวิธีมาตรฐานอย่างครบถ้วนแล้ว ผู้วิจัยจะนำหัวตรวจความเหลืองมาวัดค่าบิลิรูบิน โดยหัวตรวจนี้จะวางบนผิวหนังเป็นเวลา 1 วินาที ไม่มีการเจ็บปวดและอันตรายใดๆ แสงที่ใช้อยู่ในย่านความถี่ที่ปลอดภัยตามมาตรฐานของสำนักงานอาหารและยา ประเทศสหรัฐอเมริกา

ไม่ว่าท่านจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้หรือไม่ ท่านจะยังคงได้รับการรักษาที่ดีเช่นเดียวกับผู้ป่วยคนอื่นๆ และถ้าท่านต้องการที่จะถอนตัวออกจากการศึกษาเมื่อใด ท่านก็สามารถกระทำได้อย่างอิสระ

ถ้าท่านมีคำถามใดๆ ก่อนที่จะตัดสินใจเข้าร่วมในโครงการนี้ โปรดซักถามคณะผู้วิจัยได้อย่างเต็มที่ ตามสถานที่ ภาควิชากุมารเวชศาสตร์ หมายเลขโทรศัพท์ 074-451250 ในเวลาราชการ/ตลอดเวลา

ขอขอบคุณอย่างสูง

ลงชื่อ นพ. อนุชา ชาติธรมันตรีชัย

ตัวแทนคณะผู้วิจัย



**แบบฟอร์ม**  
**ใบยินยอมเข้าร่วมโครงการ/ใบยินยอมรับการรักษา**

ชื่อโครงการ การออกแบบและพัฒนาตัวตรวจรู้แบบอิเล็กทรอนิกส์เชิงแสงสำหรับการประเมินค่าบีลี  
รูปินในทารกแรกเกิด โดยภาควิทยาศาสตร์รังกาย

ข้าพเจ้า (นาย นาง นางสาว) ..... (นามสกุล) .....

ผู้ปกครอง (เด็กชาย/เด็กหญิง) .....

ยินยอมรับการตรวจตามวิธีการที่นายแพทย์/แพทย์หญิง.....

ได้อธิบายให้ข้าพเจ้าทราบ (ดังใบเชิญชวนให้ร่วมโครงการวิจัยที่แนบมานี้) หากข้าพเจ้ามีข้อสงสัย  
เกี่ยวกับการรักษาข้าพเจ้ามีสิทธิซักถามแพทย์ได้ในระหว่างการรักษา หากการกระทำและค่าใช้จ่าย  
ของแพทย์ผู้รักษายังไม่เป็นที่พอใจ ข้าพเจ้ามีสิทธิแจ้งต่อประธาน กรรมการพิจารณาจริยธรรมการ  
วิจัยในคน (คนบตี คณะแพทยศาสตร์ โทร.074-451100) หรือ ผู้อำนวยการโรงพยาบาล  
สงขลานครินทร์ (โทร.074-451010) ได้ และหากข้าพเจ้าไม่พอใจในการ รักษาข้าพเจ้ามีสิทธิ  
ปฏิเสธการรักษาวิธีนี้ได้ทันที โดยไม่เสียสิทธิในการรับการรักษาในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์  
ต่อไป

ข้าพเจ้าได้อ่านและเข้าใจเกี่ยวกับการรักษาทั้งหมดตามคำอธิบายข้างต้นแล้ว ข้าพเจ้า  
ยินยอมรับการรักษาตามวิธีดังกล่าว

.....

( ..... )  
(ลายเซ็นผู้ป่วย/ผู้ปกครอง)  
(วัน/เดือน/ปี)

.....

( ..... )  
(ลายเซ็นนักวิจัย)  
(วัน/เดือน/ปี)

.....

( ..... )  
(ลายเซ็นพยาน)  
(วัน/เดือน/ปี)

ภาคผนวก จ

เอกสารรับรองของเครื่องมือที่ใช้ในปัจจุบัน

K05356  
1 of 2**BiliSoft Phototherapy System**

APR 17 2006

## 510(k) Summary

**Submitter Information**

Lumitex, Inc.  
 8443 Dow Circle  
 Strongsville, OH 44136  
 Phone : 440-243-8401  
 Fax : 440-243-8402  
 Contact Person : Jeff Williams, VP Engineering  
 Email: jwilliams@lumitex.com  
 Date Prepared : September 30<sup>th</sup>, 2005

**Device Names**

Classification name: Unit, Neonatal Phototherapy  
 Common Name: Phototherapy light, Bili Light  
 Trade Name: BiliSoft™ Phototherapy System

**Predicate Device Information**

The BiliSoft phototherapy System is substantially equivalent to the following, legally marketed products:

- Ohmeda Medical, a division of Datex-Ohmeda– BiliBlanket Plus High Output Phototherapy System
- Natus – neoBLUE LED Phototherapy
- Medela – Bili Phototherapy Unit

**Indications for Use**

The Bili-Soft Phototherapy System provides light therapy for the treatment of hyperbilirubinemia, commonly known as neonatal jaundice, during the newborn period in the hospital or home setting. The Bili-Soft Phototherapy System emits a narrow band of blue light considered to be the most effective in the treatment of hyperbilirubinemia.

**Product Description**

The Bili-Soft Phototherapy System is a mobile phototherapy device that delivers high intensity blue light using blue light emitting diodes (LEDs) that transmit light to a fiber optic pad.

The device consists of a light source box and one of two different size fiber optic pads. The light source operates in a single light intensity mode and includes features such as an over temperature indicator with automatic LED shutoff and an hour meter to indicate life. The light source has an automatic universal voltage selection of 90-264 VAC at 47-63 Hz.

Fiber optic pad covers are made of a clear, medical grade, hypoallergenic and latex-free material. The smaller fiber optic pad emits an average output of 35  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  through a typical snugly/pad cover, and the larger fiber optic pad emits an average output of 50  $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  through a typical snugly/pad cover. Disposable fiber optic pad covers are available to help comfortably position the baby on the fiber optic pad and to prevent cross contamination of bodily fluids between infants.

LED's have very little light degradation over their lifetime with proper use and care. During normal operating conditions the device is expected to last for approximately 10,000 hours. Once the LED's have reached the end of their life a replaceable LED module is available for purchase. LED's emit no appreciable energy in the ultraviolet (UV) region of the spectrum, so there is no concern for UV exposure to the infant. In addition, LED's emit no significant energy in the infrared (IR) region of the spectrum; therefore there is no concern for excessive warming of the infant due to IR energy.

#### **Performance Data**

Since the treatment of neonatal hyperbilirubinemia with phototherapy is a well establish clinical practice, clinical or animal testing to demonstrate safety and effectiveness is not necessary. The product has been subject to extensive bench testing, and the requirement of 21 CFR 820, Subpart C – Design Controls – were satisfied.

#### **Sterilization Information**

The BiliSoft Phototherapy system is not intended to be supplied sterile. Cleaning and disinfecting instructions can be found in the Operation and Maintenance Manual.



DEPARTMENT OF HEALTH &amp; HUMAN SERVICES

Public Health Service

Food and Drug Administration  
9200 Corporate Boulevard  
Rockville MD 20850

APR 17 2006

Mr. Jeff Williams  
Vice President of Engineering  
Lumitex, Incorporated  
8443 Dow Circle  
Strongsville, Ohio 44136

Re: K053568  
Trade/Device Name: BiliSoft Phototherapy System  
Regulation Number: 880.5700  
Regulation Name: Neonatal phototherapy unit  
Regulatory Class: II  
Product Code: LBI  
Dated: March 16, 2006  
Received: March 17, 2006

Dear Mr. Williams:

We have reviewed your Section 510(k) premarket notification of intent to market the device referenced above and have determined the device is substantially equivalent (for the indications for use stated in the enclosure) to legally marketed predicate devices marketed in interstate commerce prior to May 28, 1976, the enactment date of the Medical Device Amendments, or to devices that have been reclassified in accordance with the provisions of the Federal Food, Drug, and Cosmetic Act (Act) that do not require approval of a premarket approval application (PMA). You may, therefore, market the device, subject to the general controls provisions of the Act. The general controls provisions of the Act include requirements for annual registration, listing of devices, good manufacturing practice, labeling, and prohibitions against misbranding and adulteration.

If your device is classified (see above) into either class II (Special Controls) or class III (PMA), it may be subject to such additional controls. Existing major regulations affecting your device can be found in the Code of Federal Regulations, Title 21, Parts 800 to 898. In addition, FDA may publish further announcements concerning your device in the Federal Register.


Page 2 – Mr. Jeff Williams

Please be advised that FDA's issuance of a substantial equivalence determination does not mean that FDA has made a determination that your device complies with other requirements of the Act or any Federal statutes and regulations administered by other Federal agencies. You must comply with all the Act's requirements, including, but not limited to: registration and listing (21 CFR Part 807); labeling (21 CFR Part 801); good manufacturing practice requirements as set forth in the quality systems (QS) regulation (21 CFR Part 820); and if applicable, the electronic product radiation control provisions (Sections 531-542 of the Act); 21 CFR 1000-1050.

This letter will allow you to begin marketing your device as described in your Section 510(k) premarket notification. The FDA finding of substantial equivalence of your device to a legally marketed predicate device results in a classification for your device and thus, permits your device to proceed to the market.

If you desire specific advice for your device on our labeling regulation (21 CFR Part 801), please contact the Office of Compliance at (301) 594-4618. Also, please note the regulation entitled, "Misbranding by reference to premarket notification" (21CFR Part 807.97). You may obtain other general information on your responsibilities under the Act from the Division of Small Manufacturers, International and Consumer Assistance at its toll-free number (800) 638-2041 or (301) 443-6597 or at its Internet address <http://www.fda.gov/cdrh/dsma/dsmamain.html>

Sincerely yours,



Chiu Lin, Ph.D.

Director

Division of Anesthesiology, General Hospital,

Infection Control and Dental Devices

Office of Device Evaluation

Center for Devices and

Radiological Health

Re: K053568  
Trade Name: BiliSoft Phototherapy System

K053568  
(of)

### Indications for Use

510(k) Number (if known): \_\_\_\_\_

**Device Name:** BiliSoft Phototherapy System

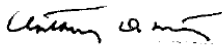
**Indications for Use:**

The BiliSoft Phototherapy System provides light therapy for the treatment of hyperbilirubinemia, commonly know as neonatal jaundice, during the newborn period in the hospital or home setting. The BiliSoft Phototherapy System emits a narrow band of blue light considered to be the most effective in the treatment of hyperbilirubinemia.

Prescription Use   X   AND/OR Over-The-Counter Use \_\_\_\_\_  
(Part 21 CFR 801 Subpart D) (21 CFR 801 Subpart C)

(PLEASE DO NOT WRITE BELOW THIS LINE-CONTINUE ON ANOTHER PAGE OF NEEDED)

Concurrence of CDRH, Office of Device Evaluation (ODE)

  
\_\_\_\_\_  
Product Manager, General Hospital  
Medical Devices  
K053568



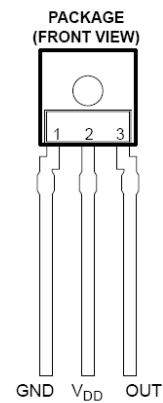
ภาคผนวก ช

Datasheet ທຸກໆ LEDs ແລະ photodiode



**TSL257**  
**HIGH-SENSITIVITY**  
**LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER**  
 TAOS023A – JULY 2000

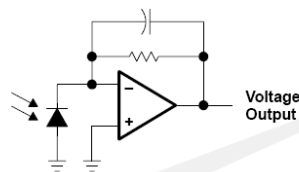
- Converts Light Intensity to Output Voltage
- Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Operational Amplifier, and Feedback Components
- High Sensitivity
- Single Voltage Supply Operation (2.7 V to 5.5 V)
- Low Noise (200  $\mu$ Vrms Typ to 1 kHz)
- Rail-to-Rail Output
- High Power-Supply Rejection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



#### 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 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.

#### Functional Block Diagram



#### Terminal Functions

TERMINAL NAME	NO.	DESCRIPTION
GND	1	Ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
OUT	3	Output voltage
V <sub>DD</sub>	2	Supply voltage

## TSL257 HIGH-SENSITIVITY LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER

TAOS023A – JULY 2000

### Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Supply voltage, $V_{DD}$ (see Note 1)	6 V
Output current, $I_O$	$\pm 10$ mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C	5 s
Operating free-air temperature range, $T_A$	–25°C to 85°C
Storage temperature range, $T_{stg}$	–25°C to 85°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	240°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTE 1: All voltages are with respect to GND.

### Recommended Operating Conditions

	MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, $V_{DD}$	2.7	5.5	V
Operating free-air temperature, $T_A$	0	70	°C

### Electrical Characteristics at $V_{DD} = 5$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $\lambda_p = 470$ nm, $R_L = 10$ k $\Omega$ (unless otherwise noted) (see Notes 2 and 3)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
$V_D$ Dark voltage	$E_e = 0$	0		15	mV
$V_{OM}$ Maximum output voltage swing	$V_{DD} = 4.5$ V, No Load		4.49		V
	$V_{DD} = 4.5$ V, $R_L = 10$ k $\Omega$	4	4.2		
$V_O$ Output voltage	$E_e = 1.54$ $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ , $\lambda_p = 470$ nm, Note 5	1.6	2	2.4	V
$\alpha_{VD}$ Temperature coefficient of dark voltage ( $V_D$ )	$T_A = 0^\circ\text{C}$ to 70°C		–15		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
$N_e$ Irradiance responsivity	$\lambda_p = 428$ nm, see Notes 4 and 8		1.18		V/( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ )
	$\lambda_p = 470$ nm, see Notes 5 and 8		1.30		
	$\lambda_p = 565$ nm, see Notes 6 and 8		1.58		
	$\lambda_p = 645$ nm, see Notes 7 and 8		1.68		
PSRR Power supply rejection ratio	$f_{ac} = 100$ Hz, see Note 9		55		dB
	$f_{ac} = 1$ kHz, see Note 9		35		dB
$I_{DD}$ Supply current	$E_e = 1.54$ $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ , $\lambda_p = 470$ nm, Note 5		1.9	3.5	mA

NOTES: 2. Measured with  $R_L = 10$  k $\Omega$  between output and ground.

3. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from a light-emitting diode (LED) optical source.

4. The input irradiance is supplied by a GaN/SiC light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 428$  nm, spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 65$  nm.

5. The input irradiance is supplied by an InGaN light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 470$  nm, spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 35$  nm.

6. The input irradiance is supplied by a GaP light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 565$  nm, spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 28$  nm.

7. The input irradiance is supplied by an AlGaAs light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength  $\lambda_p = 645$  nm, spectral halfwidth  $\Delta\lambda_{1/2} = 25$  nm.

8. Irradiance responsivity is characterized over the range  $V_O = 0.1$  V to 4.5 V. The best-fit straight line of Output Voltage  $V_O$  versus Irradiance  $E_e$  over this range will typically have a positive extrapolated  $V_O$  value for  $E_e = 0$ .

9. Power supply rejection ratio PSRR is defined as  $20 \log (\Delta V_{DD}(f)/\Delta V_O(f))$  with  $V_{DD}(f = 0) = 5$  V and  $V_O(f = 0) = 2$  V.



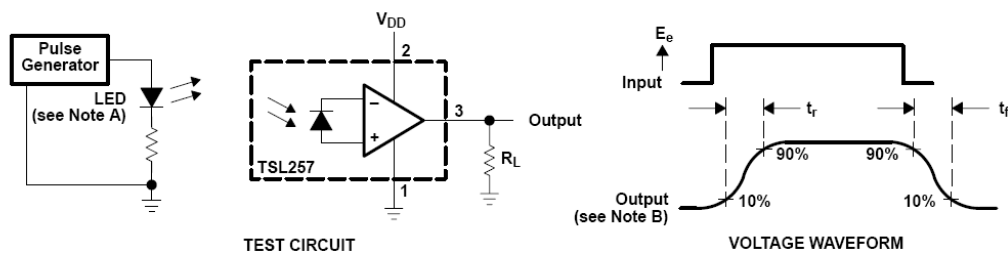
**TSL257**  
**HIGH-SENSITIVITY**  
**LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER**  
 TAOS023A – JULY 2000

Switching Characteristics at  $V_{DD} = 5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $\lambda_p = 470\text{ nm}$ ,  $R_L = 10\text{ k}\Omega$  (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
$t_r$ Output pulse rise time, 10% to 90% of final value	See Note 10 and Figure 1		160	250	$\mu\text{s}$
$t_f$ Output pulse fall time, 10% to 90% of final value	See Note 10 and Figure 1		150	250	$\mu\text{s}$
$t_s$ Output settling time to 1% of final value	See Note 10 and Figure 1		330		$\mu\text{s}$
$V_n$ Output noise voltage, rms	Integrated noise voltage	$f = \text{dc to } 1\text{ kHz}$ $E_e = 0$	200		$\mu\text{Vrms}$
		$f = 10\text{ Hz}$ $E_e = 0$	6		$\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
		$f = 100\text{ Hz}$ $E_e = 0$	6		
		$f = 1\text{ kHz}$ $E_e = 0$	7		

NOTE 10: Switching characteristics apply over the range  $V_O = 0.1\text{ V}$  to  $4.5\text{ V}$ .

**PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION**



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

**Figure 1. Switching Times**

**TSL257**  
**HIGH-SENSITIVITY**  
**LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER**  
 TAOS023A – JULY 2000

**TYPICAL CHARACTERISTICS**

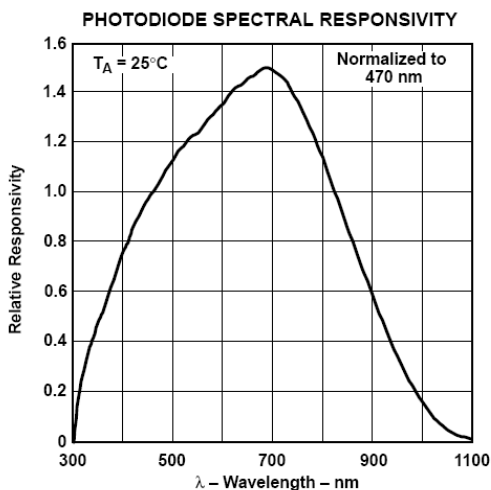


Figure 2

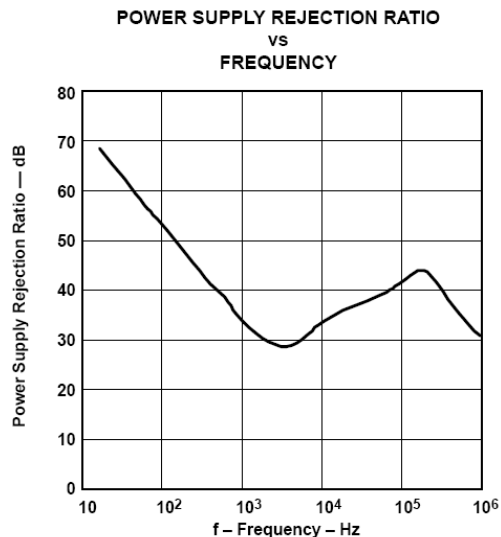


Figure 3

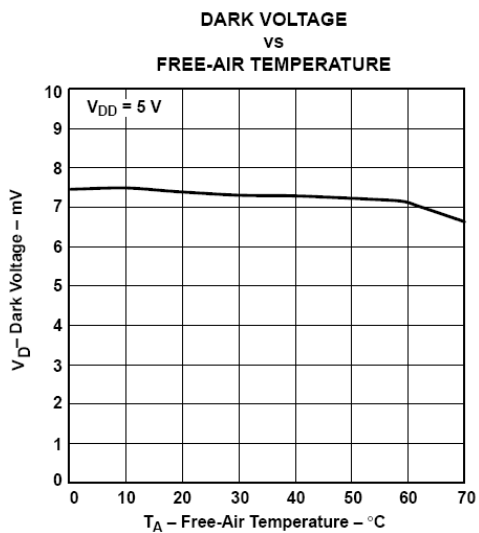


Figure 4

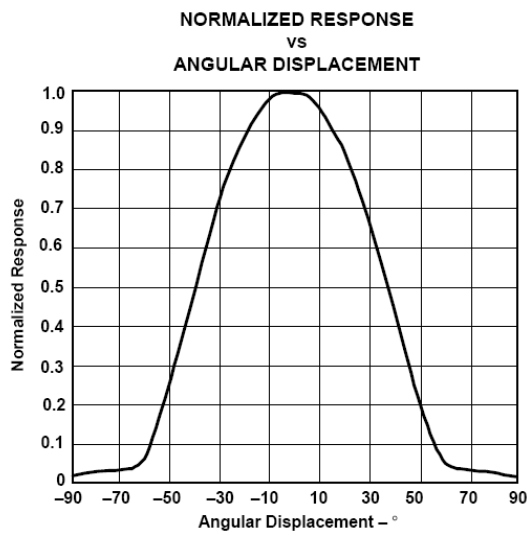


Figure 5



## TSKS5400S

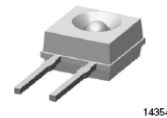
Vishay Semiconductors

### Infrared Emitting Diode, 950 nm, GaAs

#### Description

TSKS5400S is a standard GaAs infrared emitting diode in a flat sideview molded plastic package. A small recessed spherical lens provides high radiant intensity in a low profile package.

The package is compatible to TEKT5400S phototransistor and TEKS5400 Photo Schmitt Trigger. Assembled on PWB, pairs of emitters and detectors operate as transmissive sensors and reflective sensors.



14354

#### Features

- High radiant intensity
- Peak wavelength  $\lambda_p = 950$  nm
- Side view package with spherical lens
- Angle of half sensitivity  $\varphi = \pm 30^\circ$



- Package compatible with TEKT5400S and TEKS5400
- Lead (Pb)-free component in accordance with RoHS 2002/95/EC and WEEE 2002/96/EC

#### Parts Table

Part	Ordering code	Remarks
TSKS5400S	TSKS5400S	MOQ: 2000 pcs in Plastic Bags
	TSKS5400S-ASZ	MOQ: 2000 pcs, Ammopack, 2.54 mm pin distance (lead to lead), 16 mm height of taping

#### Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Value	Unit
Reverse voltage		$V_R$	6	V
Forward current		$I_F$	100	mA
Surge forward current	$t_p \leq 100 \mu\text{s}$	$I_{FSM}$	2	A
Power dissipation		$P_V$	170	mW
Junction temperature		$T_j$	100	$^\circ\text{C}$
Operating temperature range		$T_{amb}$	- 40 to + 85	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range		$T_{stg}$	- 40 to + 100	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature	$t \leq 5$ s, 2 mm from body	$T_{sd}$	260	$^\circ\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient		$R_{thJA}$	450	k/W

# TSKS5400S

Vishay Semiconductors



## Basic Characteristics

T<sub>amb</sub> = 25 °C, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit
Forward voltage	I <sub>F</sub> = 100 mA, t <sub>p</sub> ≤ 20 ms	V <sub>F</sub>		1.3	1.7	V
Reverse voltage	I <sub>R</sub> = 10 μA	V <sub>R</sub>	6			V
Junction capacitance	V <sub>R</sub> = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C <sub>J</sub>		50		pF
Radiant intensity	I <sub>F</sub> = 50 mA, t <sub>p</sub> ≤ 20 ms	I <sub>e</sub>	2		7	mW/sr
Radiant power	I <sub>F</sub> = 50 mA, t <sub>p</sub> ≤ 20 ms	φ <sub>e</sub>		10		mW
Temp. coefficient of φ <sub>e</sub>	I <sub>F</sub> = 50 mA	TKφ <sub>e</sub>		- 1.0		%K
Angle of half sensitivity		φ		± 30		°
Peak wavelength	I <sub>F</sub> = 50 mA	λ <sub>p</sub>		950		nm
Spectral bandwidth	I <sub>F</sub> = 50 mA	Δλ		50		nm
Rise time	I <sub>F</sub> = 1 A, t <sub>F</sub> /T = 0.01, t <sub>p</sub> ≤ 10 μs	t <sub>r</sub>		400		ns
Fall time	I <sub>F</sub> = 1 A, t <sub>F</sub> /T = 0.01, t <sub>p</sub> ≤ 10 μs	t <sub>f</sub>		450		ns

## Typical Characteristics

T<sub>amb</sub> = 25 °C, unless otherwise specified

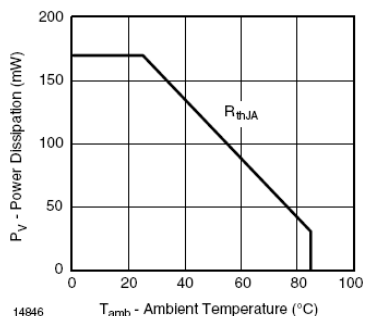


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

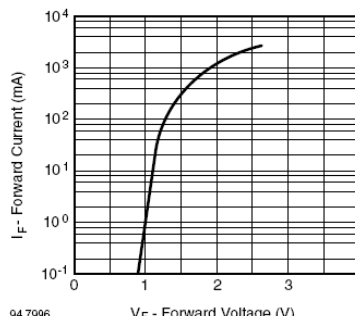


Figure 3. Forward Current vs. Forward Voltage

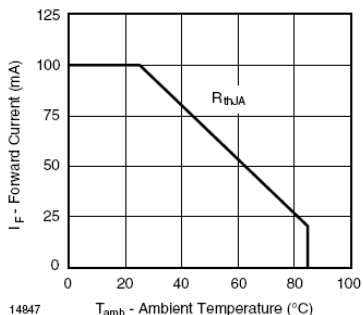


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature

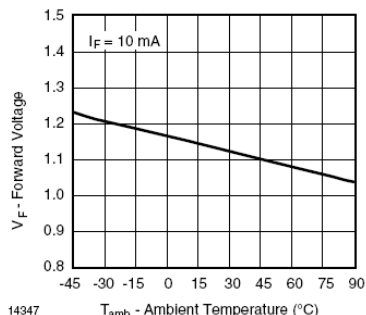


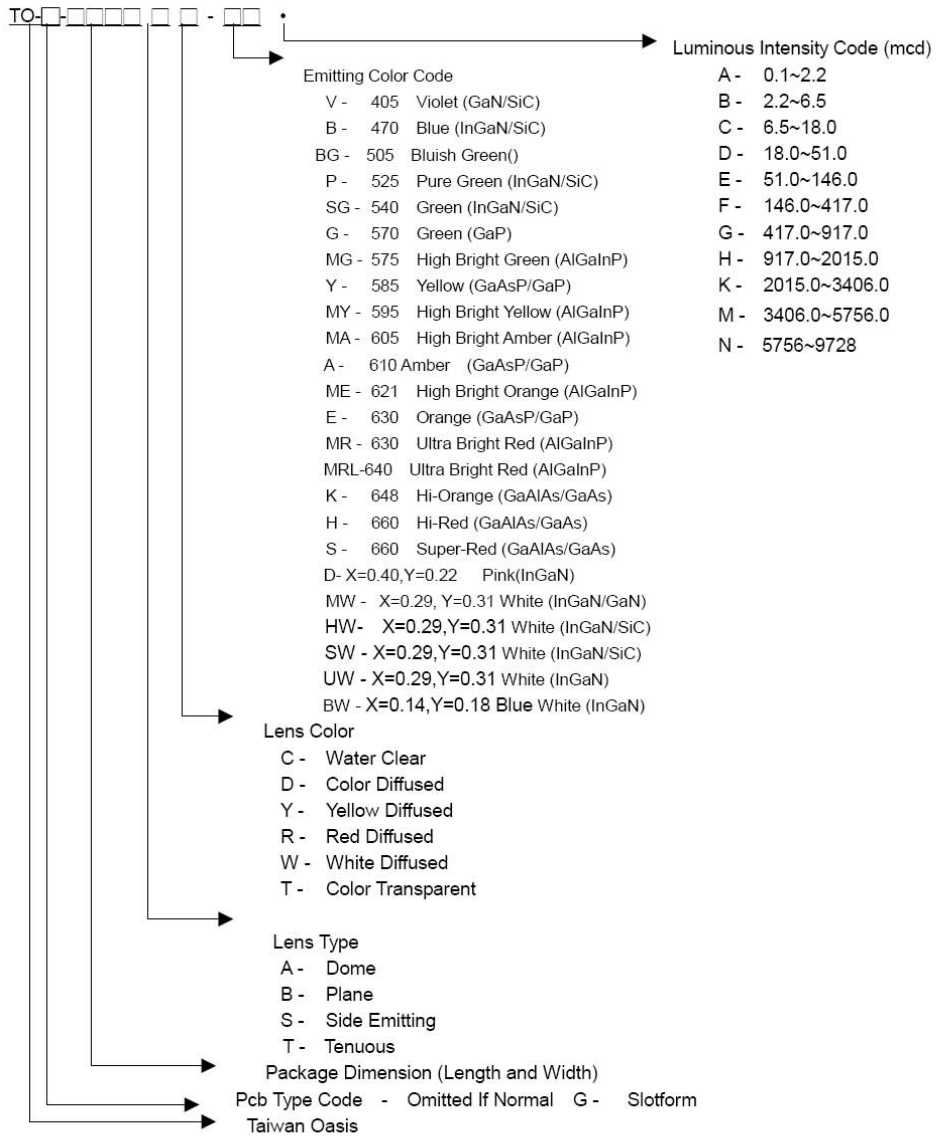
Figure 4. Forward Voltage vs. Ambient Temperature





## TO-3216BC-MRE Technical Data Sheet Surface Mount Device LED

**Part Number Designations**



APPROVED:  
DS-LS-00119  
2003/4/12  
REV.4

CHECKED:

PREPARED: L.H.M  
Page 1 of 6



### Features

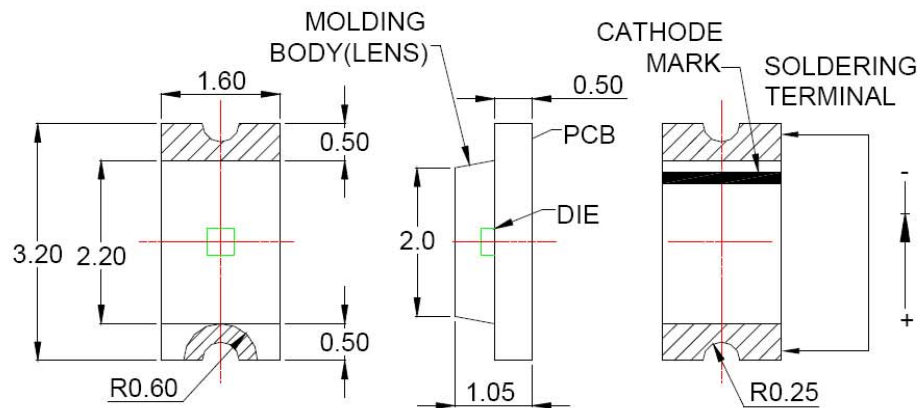
- IC compatible.
- Compatible with automatic placement equipment.
- Compatible with infrared and vapor phase reflow solder process.
- Mono-color type.
- Package in 8mm tape on 7" diameter reel.

### Luminous Intensity Group (Bin Code Range)

Code	Iv	Code	Iv	Code	Iv	Code	Iv	Code	Iv
A1	0.10~1.00	C1	6.50~8.00	E1	51.00~66.00	G1	417.00~542.00	M1	3406.00~4428.00
A2	1.01~1.30	C2	8.00~10.50	E2	66.00~86.00	G2	542.00~705.00	M2	4428.00~5756.00
A3	1.30~1.70	C3	10.50~14.00	E3	86.00~112.00	G3	705.00~917.00	N1	5756.00~7483.00
A4	1.70~2.20	C4	14.00~18.00	E4	112.00~146.00	H1	917.00~1192.00	N2	7483.00~9728.00
B1	2.20~2.9	D1	18.00~23.00	F1	146.00~190.00	H2	1192.00~1550.00		
B2	2.9~3.8	D2	23.00~30.00	F2	190.00~247.00	H3	1550.00~2015.00		
B3	3.8~5.00	D3	30.00~39.00	F3	247.00~321.00	K1	2015.00~2620.00		
B4	5.00~6.50	D4	39.00~51.00	F4	321.00~417.00	K2	2620.00~3406.00		

Note: The standard shipping format for serial types includes a lower or upper family group of 3 or 4 individual groups. Individual half groups are not available. No packing unit 1 tape ever contains more than one luminous intensity half group.

### Package Dimensions



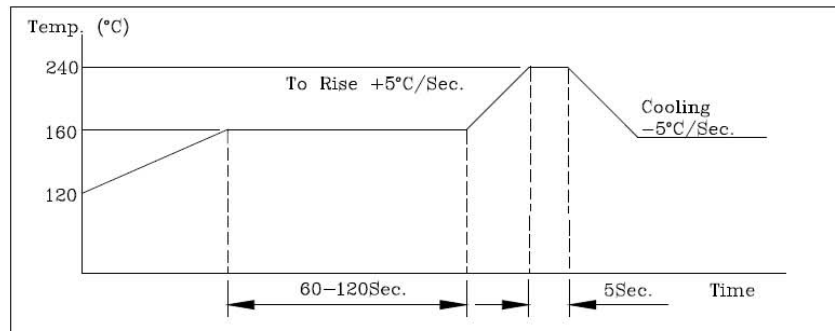
### Note:

1. All dimensions are in millimeters.
2. Tolerance is  $\pm 0.1$ mm unless otherwise noted.



### Absolute Maximum Ratings at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Maximum Rating	Unit
Peak Forward Current (1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width)	80	mA
Continuous Forward Current	30	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating Temperature Range	-25°C to +85°C	
Storage Temperature Range	-30°C to +100°C	
Lead Soldering Temperature [ 1.6mm ( .063" ) From Body ]	260°C for 5 Seconds	



### Electrical / Optical Characteristics at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit	Test Condition
Luminous Intensity	$I_v$	18		51	mcd	$I_F=20\text{mA}$
Viewing Angle	$2\theta_{1/2}$		140		deg	$I_F=20\text{mA}$
Dominant Wavelength	$\lambda_d$		630		nm	$I_F=20\text{mA}$
Spectral Line Half-Width	$\Delta\lambda$		15		nm	$I_F=20\text{mA}$
Power Dissipation	$P_d$		*	75	mW	
Forward Voltage	$V_F$	1.7	2.0	2.3	V	$I_F=20\text{mA}$
Reverse Current	$I_R$			100	$\mu\text{A}$	$V_R=5\text{V}$



**TAIWAN OASIS**  
[Http://www.taiwanoasis.com.tw](http://www.taiwanoasis.com.tw)

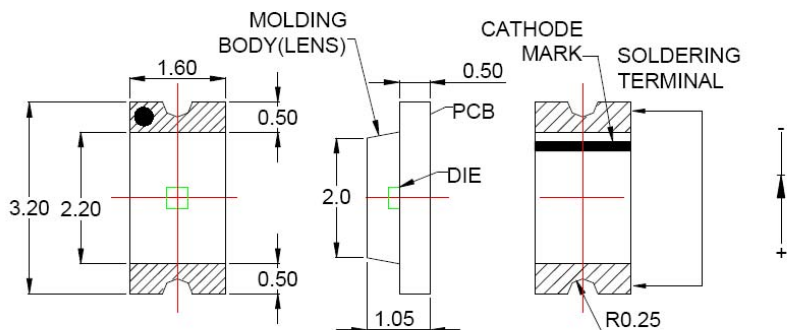
**Technical Data**

**TO-3216BC-MGE**  
**Surface Mount Device LED**

**Features**

- IC compatible.
- Compatible with automatic placement equipment.
- Compatible with infrared and vapor phase Reflow solder process.
- Top View TYPE.
- Package in 8mm tape on 7" diameter reel.
- Lead-Free Package (According to RoHS).

**Package Dimensions**



**Note:**

1. All dimensions are in millimeters.
2. Tolerance is  $\pm 0.1$ mm unless otherwise noted.



**TAIWAN OASIS**  
[Http://www.taiwanoasis.com.tw](http://www.taiwanoasis.com.tw)

## Technical Data

### Absolute Maximum Ratings at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Maximum Rating	Unit
Peak Forward Current (1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width)	80	mA
Power Dissipation	75	mW
Continuous Forward Current	25	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating Temperature Range	-55°C to +85°C	
Storage Temperature Range	-55°C to +105°C	
IR Reflow Soldering Profile For Lead Free Soldering	260°C	

### Electrical / Optical Characteristics at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit	Test Condition
Luminous Intensity	$I_v$	51		146	mcd	$I_F=20\text{mA}$
Viewing Angle	$2\theta_{1/2}$		140		deg	$I_F=20\text{mA}$
Dominant Wavelength	$\lambda_d$		572		nm	$I_F=20\text{mA}$
Spectral Line Half-Width	$\Delta\lambda$		15		nm	$I_F=20\text{mA}$
Forward Voltage	$V_F$		2.0	2.3	V	$I_F=20\text{mA}$
Reverse Current	$I_R$			10	$\mu\text{A}$	$V_R=8\text{V}$



**TAIWAN OASIS**  
[Http://www.taiwanoasis.com.tw](http://www.taiwanoasis.com.tw)

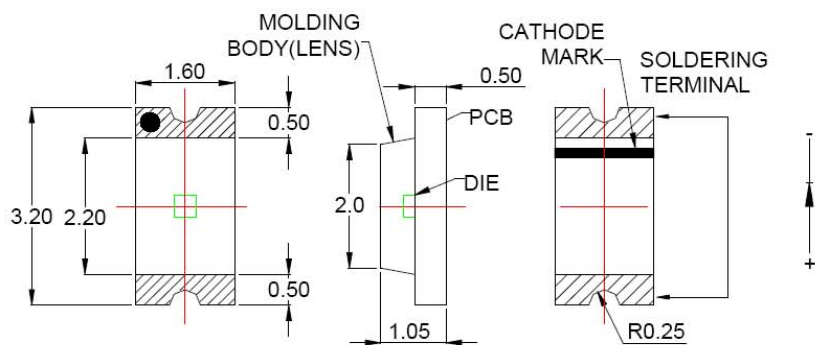
## Technical Data

### **TO-3216BC-BE** **Surface Mount Device LED**

#### **Features**

- IC compatible.
- Compatible with automatic placement equipment.
- Compatible with infrared and vapor phase Reflow solder process.
- Top View TYPE.
- Package in 8mm tape on 7" diameter reel.
- Lead-Free Package (According to RoHS).

#### **Package Dimensions**



#### **Note:**

1. All dimensions are in millimeters.
2. Tolerance is  $\pm 0.1$ mm unless otherwise noted.



**TAIWAN OASIS**  
[Http://www.taiwanoasis.com.tw](http://www.taiwanoasis.com.tw)

## Technical Data

### Absolute Maximum Ratings at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Maximum Rating	Unit
Peak Forward Current (1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width)	80	mA
Power Dissipation	105	mW
Continuous Forward Current	25	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating Temperature Range	-55 $^\circ\text{C}$ to +85 $^\circ\text{C}$	
Storage Temperature Range	-55 $^\circ\text{C}$ to +105 $^\circ\text{C}$	
IR Reflow Soldering Profile For Lead Free Soldering	260 $^\circ\text{C}$	

### Electrical / Optical Characteristics at $T_A=25^\circ\text{C}$

Parameter	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Unit	Test Condition
Luminous Intensity	$I_V$	51		146	mcd	$I_F=20\text{mA}$
Viewing Angle	$2\theta_{1/2}$		140		deg	$I_F=20\text{mA}$
Dominant Wavelength	$\lambda_d$		468		nm	$I_F=20\text{mA}$
Spectral Line Half-Width	$\Delta\lambda$		26		nm	$I_F=20\text{mA}$
Forward Voltage	$V_F$		3.2	3.4	V	$I_F=20\text{mA}$
Reverse Current	$I_R$			10	$\mu\text{A}$	$V_R=8\text{V}$

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายด้าย บัณฑิตศักดิ์	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5010120022	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2550

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนศึกษยก้นกุฎิ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์