

การศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากโครงสร้างกล้ามเนื้อลาย โดยใช้  
แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

STUDY OF PHOTON PROPAGATION FROM SKELETAL MUSCLE  
STRUCTURE USING COMPUTER SIMULATION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)  
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

KMITL-2018-SC-M-030-025

การศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากโครงสร้างกล้ามเนื้อลาย โดยใช้  
แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

STUDY OF PHOTON PROPAGATION FROM SKELETAL MUSCLE  
STRUCTURE USING COMPUTER SIMULATION



กมลทิพย์ แก้วบุญเรือง  
GAMOLTIP KAEWBOONRUENG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)  
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ KMUTL-2018-SC-M-030-025 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

STUDY OF PHOTON PROPAGATION FROM SKELETAL MUSCLE  
STRUCTURE USING COMPUTER SIMULATION



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE  
DEGREE OF MASTER OF SCIENCE IN APPLIED PHYSICS  
DEPARTMENT OF PHYSICS  
FACULTY OF SCIENCE  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2018

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ KMITL-2018-SC-M-030-025 ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2018

FACULTY OF SCIENCE

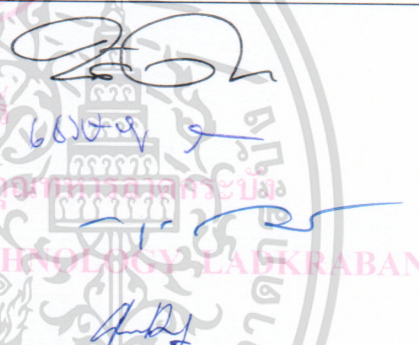
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิทยาศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากโครงสร้างกล้ามเนื้อลายโดยใช้แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์  
STUDY OF PHOTON PROPAGATION FROM SKELETAL MUSCLE STRUCTURE USING COMPUTER SIMULATION

ชื่อนักศึกษา นางสาวกมลทิพย์ แก้วบุญเรือง  
รหัสประจำตัว 59605092  
ปริญญา วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์)  
ภาควิชา ฟิสิกส์  
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.สาหร่าย เล็กชะอุ่ม

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
ดร.บดีรินทร์ ดำรงค์ศักดิ์ ประธานกรรมการ ผศ.ดร.เชรชฐา รัตนพันธ์ อาจารย์บัณฑิตประจำ (ในสาขาวิชาที่เกี่ยวข้อง) ผศ.ดร.กฤษกร ไส้เจริญรัตน์ อาจารย์บัณฑิตประจำ (ในสาขาวิชาที่เกี่ยวข้อง) รศ.สาหร่าย เล็กชะอุ่ม อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	

วัน/ เดือน/ ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 3 กรกฎาคม พ.ศ. 2561 เวลา 09.00-12.00 น.  
สถานที่สอบ ณ ห้อง 307 อาคารจุฬารามวลัยลักษณ์ 1 ชั้น 3

คณะวิทยาศาสตร์รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร.อิทธิพล เจริญชัย)

คณบดีคณะวิทยาศาสตร์

วันที่ 18 เดือน 61 พ.ศ. 61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากโครงสร้างกล้ำเนื้อลาย โดยใช้แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์
ชื่อนักศึกษา	นางสาวกมลทิพย์ แก้วบุญเรือง
รหัสประจำตัว	59605092
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)
ภาควิชา	ฟิสิกส์
พ.ศ.	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ. สาหรัย เล็กชะอุ่ม

### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 3 ชั้น คือ ชั้นผิวหนัง ชั้นไขมัน และชั้นของกล้ำเนื้อลาย โดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ อัลกอริทึมของแบบจำลองจะอาศัยหลักการของมอนติคาร์โลร่วมกับทฤษฎีการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อโดยพารามิเตอร์ที่สำคัญ คือ ดัชนีหักเห สัมประสิทธิ์การดูดกลืน สัมประสิทธิ์การกระเจิง แอนนิฮิเลชันโทปิกแพคเตอร์ และค่าที่ได้จากตัวแปรสุ่ม การประมวลผลของแบบจำลองจะถูกกำหนดจำนวนโฟตอน 100 200 500 1,000 2,000 5,000 10,000 20,000 50,000 และ 100,000 โฟตอน เพื่อหาค่าความกว้างและความลึกของโฟตอนที่กระจายตัวภายในเนื้อเยื่อ ผลจากแบบจำลองพบว่า ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยจากแบบจำลองมีค่าเท่ากับ 0.0697 และ 0.0103 ตามลำดับ เมื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันมีค่าเท่ากับ 7.1347 และ 1.6220 เปอร์เซนต์ ตามลำดับ สรุปได้ว่าแบบจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนภายในเนื้อเยื่อมนุษย์มีความถูกต้องแม่นยำและเป็นที่น่ายอมรับ ในอนาคตแบบจำลองนี้สามารถนำไปประยุกต์เป็นต้นแบบสำหรับการสร้างเครื่องมือวัดทางการแพทย์ด้วยหลักการทางแสงได้

คำสำคัญ : กระบวนการมัลติคาร์โล สัมประสิทธิ์ของความแปรผัน

<b>Thesis Title</b>	Study of Photon Propagation from Skeletal Muscle Structure using Computer Simulation
<b>Student Name</b>	Miss Gamoltip Kaewboonrueng
<b>Student ID</b>	59605092
<b>Degree</b>	Master of Science(Applied Physics)
<b>Department</b>	Physics
<b>Year</b>	2018
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc. Prof. Sarai Lekchaum

### Abstract

This research is aimed to study photon propagation in human tissue. This human tissue in simulation with composed of three layers using mathematical model. First was the skin. Second was the fat. Third was the skeletal muscle. The complicating algorithm of this modelling was programmed using the basic principle of Monte Carlo Method and using the photon propagation theory within human tissue. The important parameters for condition are reflection index, absorption coefficient, scattering coefficient and anisotropy factor. The processing of modelling is defined as 100, 200, 500, 1,000, 2,000, 5,000, 10,000, 20,000, 50,000 and 100,000 photons to find the width and depth value of photon distribution inside human tissue from simulation. The results from the model is that the values of standard deviation mean are 0.0697 and 0.0103 respectively. The values of variation coefficient are 7.1347 and 1.6220 %, respectively. It is concluded that the photon propagation in human tissue modelling is a very good agreement. In further, this simulation can be used to be applied for constructing the medical optical instruments.

**Keywords :** Monte Carlo Method , Variation coefficient

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความอนุเคราะห์ของบุคคลหลายท่าน บุคคลเหล่านั้นไม่เพียงให้คำปรึกษางานวิจัยในระดับปริญญาโทเพียงอย่างเดียวกับข้าพเจ้า แต่ยังส่งเสริมข้าพเจ้าในทุกด้านและบุคคลที่ข้าพเจ้ากำลังจะกล่าวกำลังจะกล่าวถึงนี้มีพระคุณอย่างยิ่งสำหรับชีวิตภายใน และภายนอกสถาบัน ท่านเหล่านี้เปรียบเสมือนคนในครอบครัวของข้าพเจ้าที่คอยแนะนำสิ่งดีๆ และช่วยแก้ปัญหาทางการศึกษาและทางชีวิตของข้าพเจ้าด้วย บุคคลที่ข้าพเจ้ากล่าวถึงมีดังต่อไปนี้

อันดับแรกขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาของข้าพเจ้า รศ. สาหร่าย เล็กชะอุ่ม ที่ให้คำปรึกษา อบรมสั่งสอนข้าพเจ้ามาเป็นนักศึกษาในระดับปริญญาโท นอกจากนั้นยังให้คำปรึกษา อบรมสั่งสอนข้าพเจ้าในด้านวิชาการและในด้านกรดำรงชีวิต ที่สำคัญยิ่งกว่าสิ่งอื่นใดท่านสอนข้าพเจ้าได้รู้จักตัวเองและแก้ไขข้อผิดพลาดของข้าพเจ้าเอง

อันดับที่สองขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.กฤษกร โส้เจริญรัตน์ ซึ่งเป็นอีกท่านหนึ่งที่ข้าพเจ้าเคารพ ที่ท่านได้ช่วยเหลือในด้านการฝึกทักษะการใช้ภาษาอังกฤษ ฝึกการใช้ชีวิตที่เป็นระเบียบขึ้น ซึ่งอาจารย์ก็เป็นอีกหนึ่งแบบอย่างที่ดี ให้อำนาจการแบ่งเวลา ทั้งระเบียบงานระเบียบชีวิต และยังสนับสนุนข้าพเจ้าจนได้ผ่านประสบการณ์การนำเสนอผลงานทางวิชาการในต่างประเทศ

อันดับที่สามขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์จินดา ไชยช่วย ซึ่งเป็นอีกท่านหนึ่งที่ข้าพเจ้าเคารพ ที่ท่านได้ช่วยเหลือในด้านการฝึกทักษะการใช้สมการทางคณิตศาสตร์ การคิดการคำนวณ ให้สามารถมองสมการได้อย่างเข้าใจถึงความรู้ทางวิทยาศาสตร์เมื่อต้องเชื่อมโยงความสัมพันธ์ระหว่างคณิตศาสตร์และวิทยาศาสตร์เข้าด้วยกัน และสุดท้ายท่านยังเป็นตัวอย่างในการใช้ชีวิต ท่านเป็นคนที่งานยุ่งมาก แต่สามารถจัดสรรเวลาได้ ถึงแม้จะเจอปัญหางานเยอะจนไม่ได้หยุดพัก ท่านสามารถยิ้มพร้อมสนทนาได้ต่อนักศึกษาได้อย่างเรียบง่ายและกันเอง

ถัดมาอันดับที่สี่ขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และบรรดาญาติพี่น้องของข้าพเจ้าซึ่งคอยสนับสนุนเงินทางด้านการศึกษาทั้งตั้งแต่วัยเด็กจนถึงปัจจุบัน นอกจากนี้ยังคอยให้กำลังใจและให้คำแนะนำระหว่างที่ข้าพเจ้าได้เป็นนักศึกษาที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ข้าพเจ้ามีความรู้สึกทราบบ้างซึ่งเป็นอย่างยิ่ง

อันดับสุดท้ายขอขอบคุณเพื่อนและน้องในภาควิชาที่ทำงานร่วมกันตลอดหลายปี ที่คอยให้กำลังใจ สนับสนุนและให้ช่วยเหลือในทุกด้านเมื่อข้าพเจ้าประสบกับปัญหาใดๆ บุคคลเหล่านั้นคือนายคณิศชาติ แสยยศ นายกิตติพิศ สงเกียรติวงศ์ นางสาวฐิติภรณ์ เดชโหมด นายจักรพงษ์ คำจันทร์ ข้าพเจ้ารู้สึกทราบบ้างซึ่งเป็นอย่างมาก

กมลทิพย์ แก้วบุญเรือง

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	จ
สารบัญรูป	ฉ
คำย่อ	ช
<b>บทที่ 1 บทนำ</b>	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	3
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
<b>บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง</b>	4
2.1 บทนำ	4
2.2 คุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อ (Tissue optical properties)	4
2.3 สมบัติทางฟิสิกส์และโครงสร้างของเนื้อเยื่อที่ศึกษา	5
2.3.1 ผิวหนัง	5
2.3.2 เนื้อเยื่อไขมัน	6
2.3.3 กล้ามเนื้อ	6
2.4 การเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อ(Photon propagation in tissue)	8
2.4.1 การปลดปล่อยโฟตอน (Photon Launching)	8
2.4.2 การเคลื่อนที่ของโฟตอน (Photon Moving)	8
2.4.3 การดูดกลืนโฟตอน (Photon absorption)	9
2.4.4 การกระเจิงของโฟตอน (Photon scattering)	10
2.4.5 การสะท้อนภายใน (Internal reflection)	11
2.4.6 การสิ้นสุดของโฟตอน (Photon termination)	11
2.5 การคำนวณจำนวนโฟตอน	11
2.5.1 ตัวอย่างการคำนวณค่าจำนวนโฟตอน	12
2.6 การตรวจวัดทางแสงในด้านแพทย์	14
2.6.1 หัวตรวจวัดที่นิยมใช้	14
2.6.2 หัวตรวจวัดแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ	14
2.7 โปรแกรมแมตแล็บ 2016a	16
2.8 ทบทวนบทความที่เกี่ยวข้อง	20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
<b>บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย</b>	22
3.1 ศึกษาและออกแบบแบบจำลองโครงสร้างชั้นเนื้อเยื่อ	22
3.2 การศึกษาทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องเพื่อเขียนโปรแกรมแมตแล็บ โดยวิธีมัลติคอร์โล	23
3.3 ขั้นตอนการออกแบบการเขียนคำสั่งการทำงานโปรแกรม	30
3.4 ขั้นตอนการทดสอบการทำงานของ	33
<b>บทที่ 4 ผลการวิจัยและการอภิปรายผล</b>	35
4.1 ผลการทดสอบแบบจำลองโดยจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว	35
4.2 ผลการทดสอบการทะลุผ่านของโฟตอนโดยใช้ทองคำแทนที่ชั้นของเนื้อเยื่อ กล้ามเนื้อลาย	36
4.3 ผลจากการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนแสดงการเคลื่อนที่ของโฟตอนใน เนื้อเยื่อทั้งสามชั้นที่จำนวนโฟตอนต่างๆ	37
4.4 วิเคราะห์ตำแหน่งเป็นไปได้ที่สามารถนำค่าที่เหมาะสม ไปใช้ในการสร้าง เครื่องมือวัดความเข้มแสงจากเนื้อเยื่อมนุษย์	47
<b>บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ</b>	49
เอกสารอ้างอิง	ณ
ภาคผนวก	ญ
ประวัติผู้เขียน	

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 แสดงขั้นตอนการวิจัยและการดำเนินงาน	3
3.1 แสดงพารามิเตอร์ ความหนา ดัชนีการหักเห และ แอนนิโซโทปิก เฟคเตอร์ ของแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ	22
3.2 แสดงพารามิเตอร์ สัมประสิทธิ์การดูดกลืน และสัมประสิทธิ์การสะท้อน ของแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ	23
4.1 บันทึกผลการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่สามารถทะลุถึงลงไปในพื้นที่ของเนื้อเยื่อได้	40
4.2 บันทึกผลการเคลื่อนที่ของความกว้างของโฟตอนที่ชั้นผิวหนังบนสุด (ที่ $Z = 0$ )	46
4.3 แสดงการเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางเครื่องมือ	47



# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อ (ผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อ)	5
2.2 กล้ามเนื้อลาย	6
2.3 กล้ามเนื้อหัวใจ	7
2.4 กล้ามเนื้อเรียบ	7
2.5 ตำแหน่งเริ่มต้นของโฟตอน	8
2.6 ตัวอย่างการดูดกลืนและกระกระเจิงของแสง	9
2.7 การวางแหล่งกำเนิดแสงกับตัวตรวจจับสัญญาณ	14
2.8 ไดโอดเปล่งแสง และเลเซอร์ไดโอด	15
2.9 โฟโตไดโอด	15
2.10 หน้าต่างการเปิดใช้งานโปรแกรมแมตแล็บ	16
3.1 แสดงโครงสร้างของชั้นเนื้อเยื่อ(ผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อลาย)	22
3.2 แผนภาพแสดงตำแหน่งการวางตัวตรวจจับสัญญาณและแหล่งให้กำเนิดแสง	23
3.3 แสดงโฟลว์ชาร์ตการทำงานของแมตแล็บโปรแกรม	24
3.4 การสุ่มตัวอย่างตัวแปรสุ่ม $x$ บนพื้นฐานของตัวแปรสุ่มแบบกระจาย $\zeta$	27
3.5 การจัดวางตำแหน่งของเครื่องมือและขั้นตอนการดำเนินการของโปรแกรม	28
3.6 หน้าต่างโปรแกรมแมตแล็บ	30
3.7 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อ	33
3.8 หน้าต่างแสดงผลการจำลอง	33
3.9 ตัวอย่างผลการบันทึกผลจากโปรแกรมแมตแล็บ	34
4.1 การเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยวแบบสุ่ม	35
4.2 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่ตำแหน่งทองคำ 0.5 เซนติเมตร	36
4.3 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น	36
4.4 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์	37
4.5 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ที่โฟตอน 10,000 โฟตอน	38
4.6 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 10,000 โฟตอน	39
4.7 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 20,000 โฟตอน	39
4.8 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 50,000 โฟตอน	40
4.9 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 100,000 โฟตอน	40
4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ความลึกของเนื้อเยื่อเกี่ยวกับจำนวนโฟตอนที่ให้ที่จำนวนต่างๆ	41
4.11 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 100,000 โฟตอน	42
4.12 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 10,000 โฟตอน	43
4.13 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 20,000 โฟตอน	43
4.14 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 50,000 โฟตอน	43
4.15 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 10,000 โฟตอน	44
4.16 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 20,000 โฟตอน	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย หน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการศึกษา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
4.17 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 50,000 โฟตอน	45
4.18 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 100,000 โฟตอน	45
4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ความกว้างของโฟตอนที่กระจายตัวบนชั้นผิวหนึ่งกับจำนวนโฟตอนที่ให้ที่จำนวนต่างๆ	46
4.20 การแจกแจงความน่าจะเป็นของระยะการกระจายตัวของโฟตอน	47



# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กล้ามเนื้อลายหรือเรียกว่ากล้ามเนื้อยึดกระดูกหรือกล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle) จัดเป็นกล้ามเนื้อที่พบมากที่สุดในร่างกายโดยจะยึดเกาะอยู่กับกระดูกทั่วทุกส่วนของร่างกาย เช่น ลำตัว แขน ขา ใบหน้า การหดหรือการคลายตัวของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการเลื่อนเข้าหากันจะส่งผลทำให้เกิดการเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ในปัจจุบันโรคหรือกลุ่มอาการปวดเมื่อยกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อพังผืด (Myofascial pain syndrome, MPS) มักพบในผู้ชายมากกว่าผู้หญิงซึ่งจะอยู่ในช่วงอายุ 31-50 ปี โดยเกิดจากอาการที่ผู้ทำงานนั่งอยู่ในท่าใดท่าหนึ่งเป็นเวลานาน ๆ หรืออาจเป็นการใช้กล้ามเนื้อทำงานอย่างหนัก ต่อเนื่องซ้ำ ๆ กันโดยไม่มีการพักร่วมกับความเครียดหรือการพักผ่อนไม่เพียงพอ และยังฝืนทำงานต่อส่งผลให้มีการหดตัวอย่างต่อเนื่องทำให้เกิดการสะสมค้างค้ำส่งผลทำให้มีอาการปวดกล้ามเนื้อมากขึ้น การตรวจสอบสภาพของกล้ามเนื้อก่อนและหลังที่จะรักษาการบำบัดด้วยหลักการทางแสงจะเห็นว่าเป็นวิธีการที่ไม่เป็นอันตรายต่อสุขภาพและเป็นที่น่าสนใจกันอย่างมาก

ในปัจจุบันวิธีการตรวจวัดความเข้มแสงที่สะท้อนกลับ (back scattered) ออกมาจากเนื้อเยื่อในร่างกายจะอาศัยหลักการตรวจวัดทางแสง และอุปกรณ์ที่นิยมใช้กันโดยส่วนมาก คือ หัวตรวจวัดความเข้มการสะท้อนกลับของแสง (Reflectance probes) เป็นวิธีที่ไม่เป็นอันตรายต่อสุขภาพ และตรวจวัดที่ตำแหน่งใด ๆ ของร่างกายได้ อย่างไรก็ตามก็ยังมีข้อจำกัดในด้านการคำนวณค่าที่ต้องการปรับเทียบ(calibration) ก่อนข้างยุ่งยากอันเนื่องมาจากความเข้มของแสงสะท้อนกลับจากชั้นเนื้อเยื่อไม่ได้ขึ้นอยู่กับค่าการดูดกลืนเท่านั้นซึ่งตัวแปรที่มีผลต่อความเข้มการสะท้อนกลับ ได้แก่ องค์ประกอบภายใน โครงสร้าง และ ระดับความลึก ของเนื้อเยื่อ อุณหภูมิของร่างกาย และข้อจำกัดด้านความแม่นยำจากการรบกวนของแสงภายนอก

ด้วยเหตุผลดังกล่าว ในงานวิจัยนี้จึงสนใจที่จะศึกษาการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนและหาระยะทางที่เหมาะสมระหว่างแหล่งกำเนิดกับหัวตรวจวัดที่ใช้สำหรับหาค่าการสะท้อนกลับ(Reflectance) และการส่งผ่าน (Transmittance) ของจำนวนโฟตอนที่เกิดอันตรกิริยาการดูดกลืนและการสะท้อนกลับภายในโครงสร้างของกล้ามเนื้อโครงร่างที่ต้นแขนด้วยวิธีการ Monte Carlo โดยใช้โปรแกรม MAT LAB 2016a ซึ่งการสร้างแบบจำลองเริ่มต้นจากสมการทางแสงที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์ ได้แก่ ระบบคาร์ทีเซียนโคออร์ดิเนตสำหรับการเคลื่อนที่ของโฟตอน (Photon Movement) กฎการกระจายตัวของโฟตอน(The Photon Propagation Rules) คือ ตัวแปรสุ่ม, การปลดปล่อยโฟตอน, ขนาดสเกลของการเคลื่อนที่ของโฟตอน, การเคลื่อนที่ของโฟตอน, การดูดกลืนโฟตอน, การกระเจิงโฟตอน เป็นต้น และเปรียบเทียบผลแบบจำลองทางคณิตศาสตร์นี้กับผลแบบจำลองของ Giov55, Huls80, PKJW89 and WaJa92 [1,2,3] ในอนาคตจากการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของโฟตอนนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างเครื่องมือวัดความเข้มแสงสะท้อนกลับจากกล้ามเนื้อโครงร่างได้เพื่อให้ได้เครื่องมือวัดที่ได้รับการปรับเทียบตำแหน่งวัดความเข้มแสงสะท้อนกลับที่ถูกต้องและแม่นยำสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) เพื่อสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของกล้ามเนื้อโครงร่างที่ต้นแขนสามชั้น ด้วยหลักการการกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อ
- 2) เพื่อหาระยะการกระจายตัวของโฟตอนและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแบบจำลองการกระจายตัวของโฟตอนในชั้นของเนื้อเยื่อทั้งสามชั้นคือ ชั้นผิวหนัง ไขมัน และชั้นกล้ามเนื้อลาย
- 3) เพื่อหาสมการความสัมพันธ์ของระยะห่างที่เหมาะสมสำหรับการวางอุปกรณ์การวัดแสงระหว่างแหล่งกำเนิดแสงกับตัวตรวจจับแสง

## 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1) ศึกษาทฤษฎีและอันตรกิริยาทางแสงในชั้นเนื้อเยื่อ ส่วนที่เป็นบริเวณของกล้ามเนื้อลายบริเวณต้นแขน โดยชั้นเนื้อเยื่อประกอบด้วย (ผิวหนัง ไขมัน และชั้นกล้ามเนื้อลาย)
- 2) ศึกษาการทำงานและวิธีการใช้โปรแกรมแมทแลปโดยใช้วิธีการมัลติคาร์โล ด้วยโปรแกรม แมตแล็บ 2016a
- 3) ศึกษาอุปกรณ์เกี่ยวกับเครื่องมือการแพทย์ การวัดความเข้มแสงสะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อ โดยเลือกใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วง 600-700 นาโนเมตร และโฟโตไดโอดในการตรวจจับสัญญาณ
- 4) สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์การกระจายตัวของโฟตอนในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น

## 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

- |              |  |
|--------------|--|
| ขั้นตอนที่ 1 | ศึกษาและรวบรวมข้อมูลของเครื่องมือวัดทางการแพทย์ โดยหาวัดใช้หลักการสะท้อนแสง และองค์ประกอบของชั้นเนื้อเยื่อ(ผิวหนัง ไขมัน เนื้อเยื่อ)   |
| ขั้นตอนที่ 2 | ศึกษาและรวบรวมข้อมูลของโปรแกรมแมทแลป   |
| ขั้นตอนที่ 3 | ออกแบบซอฟต์แวร์ในการจำลองการกระจายตัวของโฟตอนด้วยโปรแกรมแมทแลป   |
| ขั้นตอนที่ 4 | จำลองการกระจายตัวของแสงที่จำนวนโฟตอนแพ็คเกจต่างกันตั้งแต่ 100 โฟตอน 200 โฟตอน 500 โฟตอน จนถึง 100,000 โฟตอน  |
| ขั้นตอนที่ 5 | บันทึกค่าระยะการกระจายตัวของโฟตอน เพื่อหาระยะห่างที่เหมาะสมสำหรับหาค่าการสะท้อนกลับ และการส่งผ่านของจำนวนโฟตอนของกล้ามเนื้อโครงร่างที่ต้นแขนสามชั้น บันทึกจำนวนสเตปการเคลื่อนของโฟตอน ในแนวระนาบแกนเดียวกับพื้นผิวของผิวหนัง และในแนวความลึกที่โฟตอนสามารถทะลุเข้าสู่เนื้อเยื่อได้ |
| ขั้นตอนที่ 6 | วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง   |
| ขั้นตอนที่ 7 | รวบรวมและจัดทำรูปเล่มรายงานฉบับสมบูรณ์   |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะเวลาในการจัดทำ รวมทั้งสิ้น 11 เดือน โดยเริ่มตั้งแต่เดือนสิงหาคม พ.ศ. 2560 ถึงเดือนมิถุนายน พ.ศ. 2561 ซึ่งมีการดำเนินการดังนี้ จากแนวทางขั้นตอนของการวิจัยและวิธีการดำเนินงานข้างต้น สามารถแสดงระยะเวลาดำเนินงานได้ดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 แสดงขั้นตอนการวิจัยและการดำเนินงาน

ปีการศึกษา	2560					2561					
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.
1. เสนอหัวข้อและสืบหาข้อมูล											
2. ศึกษาหาข้อมูลและรวบรวม											
3. ออกแบบซอฟต์แวร์ในการจำลอง											
4. ทดสอบการทำงานของเครื่องมือ											
5. สร้างแบบจำลองการกระจายตัวของโฟตอน											
6. ออกแบบและสร้างเครื่องมือ											
7. ทดสอบการทำงานของเครื่องมือ											
8. รวบรวมข้อมูลจัดทำรูปเล่ม											

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) เข้าใจและสามารถอธิบายทฤษฎีและอันตรกิริยาของโฟตอนที่เกิดในเนื้อเยื่อได้
- 2) เข้าใจและสามารถประยุกต์ใช้โปรแกรมแมทแลบได้อย่างเข้าใจ
- 3) สามารถสร้างแบบจำลองการกระจายตัวของโฟตอนในชั้นของเนื้อเยื่อได้
- 4) สามารถหาตำแหน่งของการวางอุปกรณ์ในการวัดได้อย่างถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 บทนำ

ในช่วงที่ผ่านมาได้มีการศึกษาคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อ ซึ่งสามารถประยุกต์ใช้ในหลายสาขา และใช้การวินิจฉัยการรักษา เริ่มต้นจากการศึกษาการดูดกลืนและค่าสัมประสิทธิ์การกระเจิงของเนื้อเยื่อ โดยใช้แบบจำลองทางทฤษฎี (The Photon Propagation in Tissue) ทฤษฎีสำหรับการเดินทางของแสงในเนื้อเยื่อ [2,3,4]. การศึกษาทฤษฎีการเดินทางของแสงในเนื้อเยื่อในที่ผ่านมาจะเริ่มศึกษาในชั้นเนื้อเยื่อชั้นเดียว และเนื้อเยื่อหลายชั้น โดยได้ข้อมูลการสะท้อนกลับพบว่าค่าความหนาของชั้นไขมันและชั้นผิวหนังมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่แตกต่างกัน

ความสามารถของแสงที่จะทะลุเนื้อเยื่อและพลังงานสะสมในเนื้อเยื่อเป็นตัวแปรสำคัญที่ใช้ในการประยุกต์การรักษา. ซึ่งความรู้เกี่ยวกับสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อทางชีวภาพต่าง ๆ เป็นสิ่งจำเป็นเนื่องจากประสิทธิภาพของการรักษาด้วยเลเซอร์จะขึ้นอยู่กับการเดินทางของโฟตอน (Photon Propagation) และ Fluence Rate ในเนื้อเยื่อที่ถูกฉายรังสี. การเดินทางของโฟตอน (Photon Propagation) ในเนื้อเยื่อทางชีวภาพเป็นลักษณะของสมบัติทางแสงพื้นฐานของการดูดกลืน การกระเจิง และการหักเหของดัชนีการหักเห(n) คุณสมบัติเหล่านี้จะควบคุมจำนวนโฟตอน(number of photon)ที่ถูกส่งระหว่างจุดบนผิวเนื้อเยื่อและลึกเข้าไปในเนื้อเยื่อ[5].

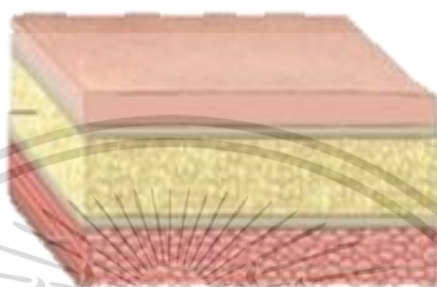
### 2.2 สมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อ (Tissue optical properties)

ในปัจจุบันยังไม่มีแบบจำลองที่แน่นอนของเนื้อเยื่อหลายชั้น (Inhomogeneous) และเนื้อเยื่อผสม(turbid tissue) เนื้อเยื่อจึงถูกแสดงโดยทั่วไปเป็นวัสดุที่มีการดูดซับที่มือนุภาคกระจัดกระจายแบบทัวปริมาตร นอกจากนี้ยังสันนิษฐานว่าเป็นเนื้อเดียวกัน (เช่น มีความหนาแน่นคงที่) ถึงแม้ว่าจะไม่ได้เป็นแบบอย่างที่ดีก็ตาม ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน( $\mu_a$ ) ค่าสัมประสิทธิ์การกระเจิง ( $\mu_s$ ) สัมประสิทธิ์ปฏิสัมพันธ์ ( $\mu_t$ ) ค่า คือผลบวกของค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนกับสัมประสิทธิ์การสะท้อน. ในการประมาณค่าการกระเจิงแบบอิสระ จะกล่าวถึง ค่าเฉลี่ยโคไซน์ของมุมกระเจิงด้วย (g) หรือเรียกว่า the anisotropy parameter และยังหมายถึงทิศทางการแพร่กระจายเฉลี่ยของโฟตอน หลังจากเหตุการณ์การกระเจิง ช่วงของ g จะอยู่ระหว่าง -1 ถึง 1 โดยที่ g = 0 สอดคล้องกับการกระเจิงตัวแบบไอโซโทรปิก (เช่นทุกทิศทางกระเจิงมีความน่าจะเป็นเท่ากัน) , g = +1 สอดคล้องกับการกระเจิงตัวแบบไปข้างหน้าในทางอุดมคติ (เช่น มีการแพร่กระจายแบบตรงไปตรงมา) และเมื่อ g = -1 สอดคล้องกับการกระเจิงตัวแบบย้อนกลับในอุดมคติ (กล่าวคือ ลำแสงสะท้อนกลับ). ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน( $\mu_a$ ) ค่าสัมประสิทธิ์การกระเจิง( $\mu_s$ ) และ g จะอธิบายได้ว่า สัมประสิทธิ์การดูดกลืนและการสะท้อนเท่ากับ ค่าเฉลี่ยของการดูดซึมและการกระเจิงต่อความยาวเส้นทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อตามลำดับ เหตุการณ์กระเจิงเพิ่มเติม มีแนวโน้มที่จะสุ่มทิศทางโฟตอนตามค่าของ g ตัวอย่างเช่น สามารถพบได้ว่าโฟตอนหาทิศทางสุ่มจากความน่าจะเป็นของการกระเจิงประมาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1/(1-g) ซึ่งเป็นเพียง 5 เท่าของ  $g = 0.8$  ซึ่งค่าปกติของ  $g$  ในเนื้อเยื่อชีวภาพจะเปลี่ยนจาก 0.7 เป็น 0.99 [5,6].

## 2.3 สมบัติทางฟิสิกส์และโครงสร้างของเนื้อเยื่อที่ศึกษา (Physical properties and structure of the investigated tissues)



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อ (ผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อ)

### 2.3.1 ผิวหนัง (Skin)

ผิวเป็นชั้นที่มีความแตกต่างกันซึ่งจะมีเม็ดเลือดและเม็ดสีกระจายตัวกันเชิงพื้นที่ด้วยรูปแบบความลึก ผิวประกอบด้วย 3 ชั้นหลัก ชั้นที่มองเห็นได้จากพื้นผิว เรียกว่าชั้น corneum (หนาประมาณ 20 ไมโครเมตร), ชั้นหนังกำพร้า(หนาประมาณ 100 ไมโครเมตร) และ ชั้นหนังแท้(หนา 1- 4 มิลลิเมตร)

#### 2.3.1.1 หนังกำพร้า

คลุ่มอยู่บนหนังแท้ ความหนาของหนังกำพร้าแตกต่างกันตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย หนาตั้งแต่ 0.3 ถึง 1 มิลลิเมตร หนังกำพร้าที่ฝ่ามือ และฝ่าเท้าหนาที่สุด และบางที่สุดที่หนังตา ชั้นนี้ไม่มีหลอดเลือดเลย และประกอบด้วยเซลล์รูปร่างต่างๆ กันหลายชั้น ชั้นตื้นที่สุด ผิวเป็นเซลล์แบนๆ และตายแล้ว จะลอกหลุดออกไปเป็นขี้คล

#### 2.3.1.1 หนังแท้

ประกอบด้วยเส้นใยพังผืดเป็นส่วนใหญ่ประสานไขว้กันไปมา ส่วนตื้นของชั้นนี้ ยื่นเป็นปุ่มนูนขึ้นมาสวมกับช่องทางด้านลึกของหนังกำพร้า ในปุ่มนูนนี้มีหลอดเลือดและปลายประสาทรับความรู้สึก ส่วนลึกของหนังแท้จะมีแต่เส้นใยพังผืดประสานกันค่อนข้างแน่น ความยืดหยุ่นของผิวหนังที่อยู่เส้นใยพังผืด และเนื้อเยื่อใต้หนัง ในคนชรา เส้นใยพังผืดยืดหยุ่นลดน้อยลงจึงเกิดเป็นรอยย่นหย่อนยาน.

สีของผิวหนัง เกิดจากจำนวนเม็ดสีเมลานิน ซึ่งอยู่ในเซลล์ชั้นลึกของหนังกำพร้า ถ้าเม็ดสีเมลานินมีมากก็ มีผิวดำ ถ้าเม็ดสีเมลานินมีน้อยก็มีผิวขาว ในที่บางแห่งผิวหนัง มีสีจัดขึ้น สีของผิวหนังจึงอาจใช้ แบ่งแยกเชื้อชาติได้ เช่น พวกนิโกร มีเม็ดสีเมลานิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากตลอดความหนาของหนังกำพร้าผิวหนังจึงดำมากพวกยุโรปมีเม็ดสีเมลานินน้อยผิวหนังขาว และพวกเอเชียมีเม็ดสีเมลานินปานกลางผิวหนังเหลืองโดยเฉพาะพวกสืบเชื้อสายชาว มองโกเลีย ผิวหนังรอบๆ ทวารหนักจะมีสีดำหรือเขียวมากกว่าส่วนอื่นๆของร่างกาย

### 2.3.2 เนื้อเยื่อไขมัน (Adipose tissue)

เนื้อเยื่อไขมันใต้ผิวหนัง (หนา 1- 6 มิลลิเมตร ขึ้นอยู่กับบริเวณร่างกาย) เกิดจากการรวมตัวของเซลล์ไขมัน (adipocytes) ในรูปแบบของหยดขนาดเล็กสำหรับมนุษย์ปกติ (ไม่เป็นโรคอ้วน) ในช่องว่างระหว่างเซลล์มีเส้นเลือดฝอย (เส้นเลือดและเส้นเอ็น) เส้นประสาท และเส้นใยเชื่อมต่อกันระหว่างเซลล์ และกระบวนการเผาผลาญอาหารของเนื้อเยื่อไขมัน การดูดซึมในชั้นเนื้อเยื่อไขมันของมนุษย์จะถูกกำหนดโดยการดูดซึมของฮีโมโกลบิน ไขมัน และน้ำ (ประมาณ 11 %)[4]

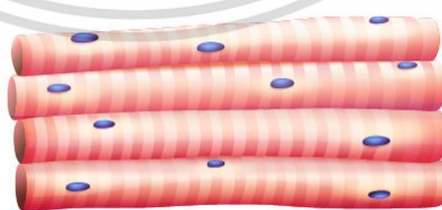
### 2.3.3 กล้ามเนื้อ (Muscle)

กล้ามเนื้อเป็นหนึ่งในเนื้อเยื่อที่อุดมสมบูรณ์ที่สุดในร่างกาย เป็นที่เข้าใจว่ากล้ามเนื้อถูกสร้างขึ้นจากส่วนประกอบต่างๆที่เรียกว่า เส้นใยกล้ามเนื้อ ซึ่งเส้นใยเหล่านี้ประกอบด้วยเยื่อไมโอไฟบริว(myofibrils)มีลักษณะเป็นกระบอกยาวที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางไม่กี่ไมโครเมตร การดูดซึมของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อถูกกำหนดโดยการดูดซึมฮีโมโกลบินและ น้ำ ( 52 %ถึง73 %) ขึ้นกับชนิดของกล้ามเนื้อ [4]

#### 2.3.3.1 ชนิดของกล้ามเนื้อ

ร่างกายแบ่งกล้ามเนื้อออกเป็น 3 ชนิด คือ กล้ามเนื้อยึดกระดูกหรือกล้ามเนื้อลาย (skeletal muscle or striated muscle) กล้ามเนื้อเรียบ (smooth muscle) กล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac muscle) โดยที่กล้ามเนื้อลายนั้นถูกควบคุมอยู่ภายใต้อำนาจจิตใจหรือรีเฟล็กซ์ ส่วนกล้ามเนื้อเรียบและกล้ามเนื้อหัวใจทำงานนอกอำนาจจิตใจ[5]

#### 1. กล้ามเนื้อลายหรือกล้ามเนื้อยึดกระดูก (skeleton muscle)

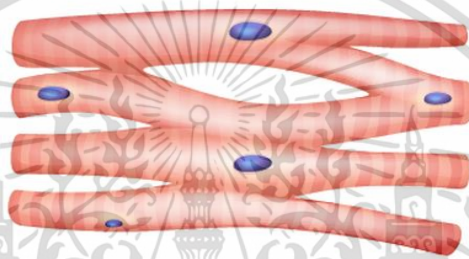


รูปที่ 2.2 กล้ามเนื้อลาย

เป็นกล้ามเนื้อที่เกาะติดกับโครงกระดูกหรือกล้ามเนื้อลาย เช่น กล้ามเนื้อ แขน กล้ามเนื้อขา จึงทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยตรง เมื่อนำเซลล์กล้ามเนื้อเหล่านี้มาศึกษาด้วย กล้องจุลทรรศน์จะมองเห็นเป็นแถบลาย เซลล์กล้ามเนื้อนี้มี

ลักษณะเป็นทรงกระบอกยาว แต่ละเซลล์ มีหลายนิวเคลียสอยู่ที่ขอบของเซลล์ มีลายตามขวางสีเข้มและสีจางสลับกัน ซึ่งเห็นได้ชัดเจนเมื่อย้อมด้วยสีคนที่ออกกำลังเสมอเส้นใยกล้ามเนื้อจะโตขึ้น และหนาขึ้น แต่จำนวนไม่เพิ่มขึ้นการทำงานของกล้ามเนื้อยึดกระดูกควบคุมโดยระบบประสาทโซมาติก การทำงานของกล้ามเนื้อชนิดนี้ ร่างกายสามารถบังคับได้ ซึ่งถือว่าอยู่ในอำนาจจิตใจ โดยกล้ามเนื้อลายมีหน้าที่เคลื่อนไหวร่างกายที่ข้อต่อต่าง ๆ เคลื่อนไหวลูกตาช่วยในการเคี้ยวและการกลืน เคลื่อนไหวลิ้น เคลื่อนไหวใบหน้าแสดงอารมณ์ต่าง ๆ ละยังประกอบเป็นผนังอก และผนังท้องตลอดจนการควบคุมการขับถ่าย ปัสสาวะและอุจจาระ[11]

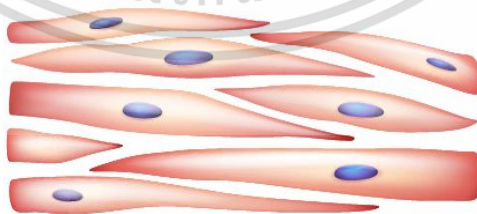
## 2. กล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac muscle)



รูปที่ 2.3 กล้ามเนื้อหัวใจ

กล้ามเนื้อหัวใจประกอบเป็นกล้ามเนื้อหัวใจเพียงแห่งเดียวอยู่นอกอำนาจจิตใจโดยควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติมีลักษณะเป็นเซลล์รูปทรงกระบอกมีลายตามขวางเป็นแถบสีทึบสลับกับสีจางเซลล์กล้ามเนื้อตอนปลายของเซลล์มีการแตกแขนงไปประสานกับแขนงของเซลล์ใกล้เคียงเซลล์ทั้งหมดจึงหดตัวพร้อมกัน และหดตัวเป็นจังหวะตลอดชีวิต

## 3. กล้ามเนื้อเรียบ (smooth muscle)

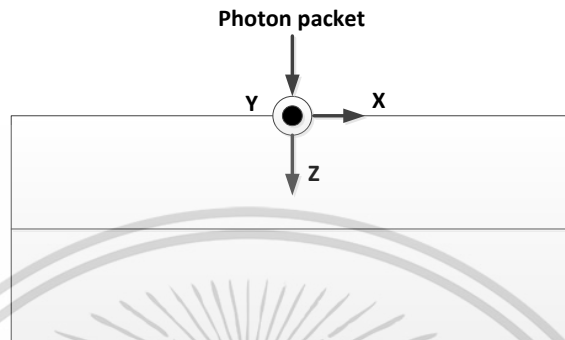


รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อเรียบ

กล้ามเนื้อเรียบเป็นกล้ามเนื้อที่พบอยู่ตามอวัยวะภายในทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอวัยวะย่อยอาหารและอวัยวะภายใน ต่าง ๆ เช่นผนังกระเพาะอาหาร ผนังลำไส้ ผนังหลอดเลือด และม่านตา เป็นต้น กล้ามเนื้อเหล่านี้ ประกอบด้วยเซลล์ที่มีลักษณะยาว หัวท้ายแหลม แต่ละเซลล์มี 1 นิวเคลียส ไม่มีลายพาดขวาง การทำงานของ

กล้ามเนื้อเรียบถูกควบคุมโดยระบบประสาทอิสระ (Autonomies Nervous System) มีลักษณะเป็นเซลล์รูปกระสวย มีนิวเคลียสรูปไข่อยู่ตรงกลาง[11]

## 2.4 การเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อ (Photon propagation in tissue)



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งเริ่มต้นของโฟตอน

### 2.4.1 การปลดปล่อยโฟตอน

เมื่อกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นของโฟตอน ( $x = 0, y = 0, z = 0$ ) โดยมีทิศทางเริ่มต้นที่  $(\mu_x = 0, \mu_y = 0, \mu_z = 1)$ . เมื่อโฟตอนเดินทางเข้าไปสู่ตัวกลาง จะเกิดการสะท้อนบางส่วนเรียกว่า The Specular Reflectance ที่สามารถอธิบายโดย

$$R_{sp} = \frac{(n_i - n_t)^2}{(n_i + n_t)^2} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $i$  คือ มุมตกกระทบ และ  $t$  คือ มุมส่งผ่าน.

และทำให้น้ำหนักโฟตอน (The Photon Weight) ลดลงโดย  $R_{sp}$

$$W = 1 - R_{sp} \quad (2.2)$$

### 2.4.2 การเคลื่อนที่โฟตอน

หลังจากฉีดโฟตอน การแจกแจงความน่าจะเป็นของเส้นทางของโฟตอนแบบอิสระ หรือเรียกว่า the step size จะถูกคำนวณจาก

$$s = -\frac{\ln \sigma}{\mu_t} \quad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่ง

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s$$

และ  $\sigma$  ค่าที่ได้จากการแจกแจงความน่าจะเป็น มีค่าในช่วง (0, 1).

เมื่อพิจารณา the step size ว่าอยู่ในเงื่อนไข ว่าพอที่จะถึงขอบเขตของชั้น(db) หรือไม่ ถ้าไม่ถึงขอบของชั้นถัดไป ตำแหน่งโฟตอนจะเคลื่อนที่ไปยังพิกัดใหม่โดย

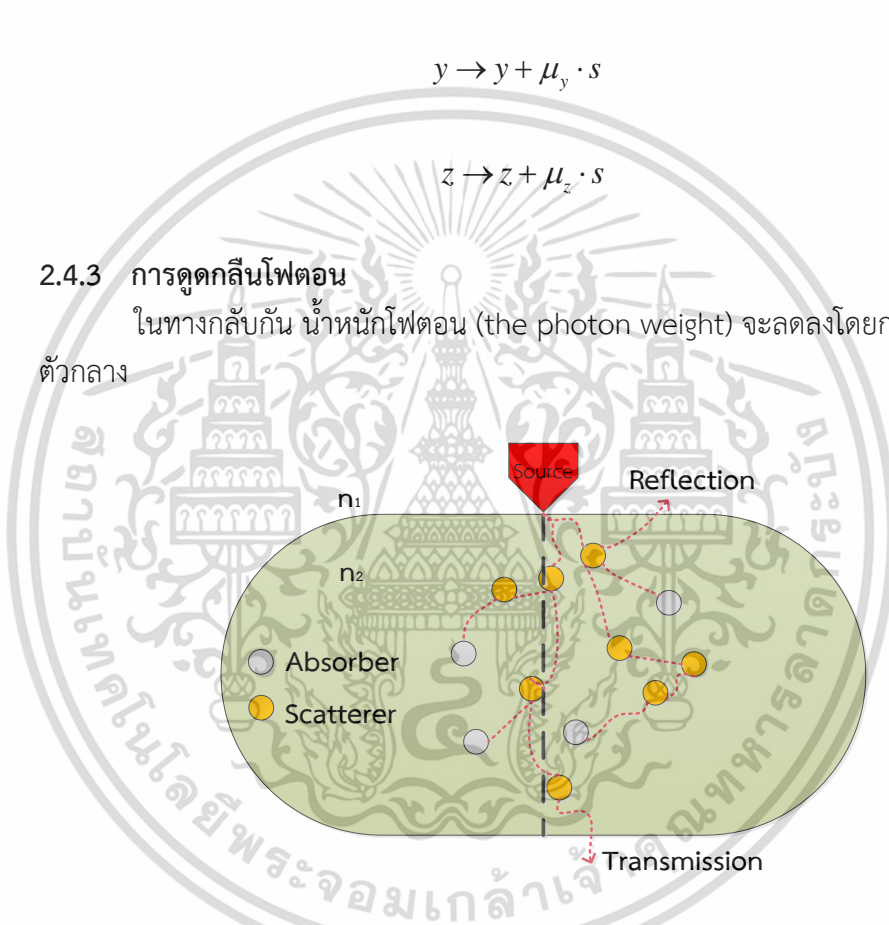
$$x \rightarrow x + \mu_x \cdot s \tag{2.4a}$$

$$y \rightarrow y + \mu_y \cdot s \tag{2.4b}$$

$$z \rightarrow z + \mu_z \cdot s \tag{2.4c}$$

### 2.4.3 การดูดกลืนโฟตอน

ในทางกลับกัน น้ำหนักโฟตอน (the photon weight) จะลดลงโดยการดูดกลืนของตัวกลาง



รูปที่ 2.6 ตัวอย่างการดูดกลืนและกระกระเจิงของแสง

$$\Delta W = (\mu_a / \mu_t)W \tag{2.5}$$

น้ำหนักโฟตอน (the photon weight) จะถูกคำนวณใหม่โดย

$$W \rightarrow W - \Delta W \tag{2.6}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.4.3 การกระเจิงของโฟตอน

เมื่อโฟตอนเคลื่อนที่ และนำหนักโฟตอนถูกลดลง โฟตอนก็พร้อมที่จะกระจัดกระจาย โดยมีมุมเบี่ยงเบน (Deflection angle;  $(0 \leq \theta < \pi)$ ) และมุมอะซิมูท (azimuthal angle;  $(0 < \delta < 2\pi)$ ) เพื่อเป็นตัวสุมทางสถิติในการกระจายความน่าจะเป็นของมุมการเคลื่อนที่ ซึ่งจะถูกริบายโดย ฟังก์ชันของฮันเยน และ กรีนสไตน์ คือ

$$\cos \theta = \frac{1}{2\gamma} \left[ 1 + \gamma^2 - \left( \frac{1 - \gamma^2}{1 - \gamma + 2\gamma\sigma} \right)^2 \right] \quad (2.7)$$

$$\delta = 2\pi\sigma \quad (2.8)$$

และทิศทางของโฟตอนเนื่องจากการกระเจิง สามารถคำนวณโดย

$$\mu'_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_x \mu_z \cos \delta - \mu_y \sin \delta) + \mu_x \cos \theta \quad (2.9a)$$

$$\mu'_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_y \mu_z \cos \delta - \mu_x \sin \delta) + \mu_y \cos \theta \quad (2.9c)$$

$$\mu'_z = (-\sin \theta \cos \delta \sqrt{1 - \mu_z^2}) + \mu_z \cos \theta \quad (2.9c)$$

สำหรับกรณีเกิดมุมเข้าใกล้เนื้อเยื่อมนุษย์มาก ๆ จะถูกคำนวณจาก

$$\mu'_x = \sin \theta \cos \delta \quad (2.10a)$$

$$\mu'_y = \sin \theta \sin \delta \quad (2.10b)$$

$$\mu'_z = (\mu_z / |\mu_z|) \cos \theta \quad (2.10c)$$

### 2.4.4 การสะท้อนภายใน

ถ้า ขนาดของระยะการเคลื่อนที่ (s) ยาวพอที่จะชนขอบของชั้นแรก โฟตอนจะเข้าไปยังขอบเขตของชั้นถัดไป ความเป็นไปได้ที่จะเกิดการสะท้อนภายในจะเกิดขึ้นเมื่อโฟตอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้ามไปยังชั้นถัดไป เนื่องจากค่าดัชนีหักเหที่แตกต่างกัน ความน่าจะเป็นที่โฟตอนจะสะท้อนภายในถูกกำหนดโดย

สมการเฟรสเนล คือ

$$R_i = \frac{1}{2} \left[ \frac{\sin^2(\lambda_i - \lambda_t)}{\sin^2(\lambda_i + \lambda_t)} + \frac{\tan^2(\lambda_i - \lambda_t)}{\tan^2(\lambda_i + \lambda_t)} \right] \quad (2.11)$$

เมื่อ  $\lambda_i$  คือ มุมตกกระทบ

$$\lambda_i = \cos^{-1} \mu_z$$

และ  $\lambda_t$  คือ มุมส่งผ่าน โดย กฎของสเนล.

$$n_i \sin(\lambda_i) = n_t \sin(\lambda_t)$$

#### 2.4.5 การสิ้นสุดของโฟตอน

การสิ้นสุดของโฟตอน หลังจากการฉีดโฟตอน สามารถเกิดการสิ้นสุดได้โดยธรรมชาติโดยการสะท้อนหรือการส่งผ่านจากเนื้อเยื่อ หากโฟตอนที่อยู่ในเนื้อเยื่อ กล่าวคือน้ำหนักของโฟตอนลดลง จะถูกพิจารณาโดยเทคนิครูเล็ต ( the roulette technique) เมื่อโฟตอนแพ็คเกิดมีโอกาส ในตัวแปร  $m$  ( ตัวอย่าง  $m = 100$  ) ที่ยังสามารถอยู่และยังมีน้ำหนักโฟตอน คือ  $mW$ . ถ้าโฟตอนแพ็คเกิดมีน้ำหนักโฟตอนลดลงเป็นศูนย์ โฟตอนจะถูกสิ้นสุดลง

$$W = \begin{cases} mW & \text{if } \sigma \leq 1/m \\ 0 & \text{if } \sigma > 1/m \end{cases} \quad (2.12)$$

## 2.5 การคำนวณจำนวนโฟตอน

$$\text{Number of photon} = \frac{\text{Total energy}}{\text{Energy of one photon}} \quad (2.13)$$

โฟตอนทุกตัวมีพลังงานเกี่ยวข้อง พลังงานจะขึ้นกับความถี่ โดยสมการที่ใช้ในการคำนวณเกี่ยวกับความยาวคลื่น ความถี่ เพื่อหาพลังงาน และพลังงานของโฟตอนเดียว สามารถหาจำนวนพลังงานทั้งหมดได้ ในทางกลับกัน เมื่อทราบพลังงานทั้งหมด ก็สามารถคำนวณหาจำนวนโฟตอนได้ ดังสมการ (13) และสมการที่เกี่ยวข้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$c = \lambda \nu \quad (2.14)$$

$\lambda$  คือ ความยาวคลื่น  $\nu$  คือ ความถี่  $c$  คือ ความเร็วของแสง เท่ากับ  $3 \times 10^8 \text{ m/s}$

และสามารถคำนวณค่าพลังงานของโฟตอนเดี่ยวจากสมการ

$$E = h\nu \quad \text{หรือ} \quad E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.15)$$

เมื่อ  $h$  คือ ค่าคงตัวของพลังค์ เท่ากับ  $6.63 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$

### 2.5.1 ตัวอย่างการหาค่าจำนวนโฟตอน

เมื่อเลือกเลเซอร์ทั่วไปที่มีความยาวคลื่น 1.0 มิลลิวัตต์ ที่ความยาวคลื่น 670 นาโนเมตร จงคำนวณจำนวนโฟตอน (Number of photon)

#### วิธีคำนวณ

จากสมการที่ 13

$$\text{Number of photon} = \frac{\text{Total energy}}{\text{Energy of one photon}}$$

คำนวณค่า พลังงานของโฟตอนหนึ่งตัว โดยสมการที่ 15

$$\begin{aligned} E &= \frac{hc}{\lambda} \\ &= \frac{6.63 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s} \times 3.0 \times 10^8 \text{ m/s}^{-1}}{670 \times 10^{-9} \text{ m}} = 2.965 \times 10^{-3} \text{ J}\cdot\text{s}^{-1} \end{aligned}$$

ค่าพลังงานงานรวม คือ

$$\begin{aligned} \text{Total energy} &= 1.0 \times 10^{-3} \text{ W} \times \frac{1 \text{ J}\cdot\text{s}^{-1}}{1 \text{ W}} \\ &= 1.0 \times 10^{-3} \text{ J}\cdot\text{s}^{-1} \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนค่าทั้งสองในสมการที่ 13

$$\begin{aligned} \text{Number of photon} &= \frac{\text{Total energy}}{\text{Energy of one photon}} \\ &= \frac{1.0 \times 10^{-3} \text{ J} \cdot \text{s}^{-1}}{2.965 \times 10^{-19} \text{ J}} \\ &= 3.4 \times 10^{15} \text{ photons} \end{aligned}$$

### 2.5.2 ตัวอย่างการหาค่าจำนวนโฟตอน

เมื่อเลือกเลเซอร์ทั่วไปที่มีความยาวคลื่น 1.0 มิลลิวัตต์ ที่ความยาวคลื่น 670 นาโนเมตร จงคำนวณจำนวนโฟตอน (Number of photon)

#### วิธีคำนวณ

จากสมการที่ 13

$$\text{Number of photon} = \frac{\text{Total energy}}{\text{Energy of one photon}}$$

คำนวณค่า พลังงานของโฟตอนหนึ่งตัว โดยสมการที่ 15

$$\begin{aligned} E &= \frac{hc}{\lambda} \\ &= \frac{6.63 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s} \times 3.0 \times 10^8 \text{ m/s}^{-1}}{670 \times 10^{-9} \text{ m}} \\ &= 2.965 \times 10^{-19} \text{ J} \cdot \text{s}^{-1} \end{aligned}$$

ค่าพลังงานรวม คือ

$$\begin{aligned} \text{Total energy} &= 1.0 \times 10^{-3} \text{ W} \times \frac{1 \text{ J} \cdot \text{s}^{-1}}{1 \text{ W}} \\ &= 1.0 \times 10^{-3} \text{ J} \cdot \text{s}^{-1} \end{aligned}$$

แทนค่าทั้งสองในสมการที่ 13

$$\text{Number of photon} = \frac{\text{Total energy}}{\text{Energy of one photon}}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1.0 \times 10^{-3} \text{ J} \cdot \text{s}^{-1}}{2.965 \times 10^{-19} \text{ J}} \\
 &= 3.4 \times 10^{15} \text{ photons}
 \end{aligned}$$

## 2.6 การตรวจวัดทางแสงในด้านการแพทย์

### 2.6.1 หัววัดที่นิยมใช้ในการหาค่าองค์ประกอบต่าง ๆ บริเวณร่างกาย มี 2 ชนิด

คือ หัวตรวจแบบตรวจรับค่าการส่งผ่าน (Transmittance Probes) และ หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes) สำหรับหัวตรวจวัดแบบรับค่าการส่งผ่าน จะมีรูปแบบคือ ตัวให้กำเนิดแสง(Light source) และตัวตรวจจับสัญญาณ (Detector)จะอยู่คนละด้านตรงข้ามกันของวัตถุที่ต้องการวัด ส่วนหัวตรวจวัดแบบการสะท้อนกลับ จะมีรูปแบบคือ ตัวให้กำเนิดแสง(Light source) และตัวตรวจจับสัญญาณ (Detector)จะอยู่ฝั่งเดียวกันของวัตถุที่ต้องการวัด ในการออกแบบหัวตรวจ(Probe)วัดต้องคำนึงถึง สิ่งรบกวนจากแสงภายนอกที่อาจผ่านหรือเล็ดลอดไปยังตัวตรวจจับ(Detector) อุณหภูมิ และอื่น ๆ [12]

### 2.6.2 หัวตรวจแบบตรวจจับค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance Probes)

หัววัดชนิดนี้เหมาะกับการตรวจวัดตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น บริเวณขมับ ข้อมูลหรือบริเวณอื่นของร่างกายที่ไม่สามารถใช้หัวตรวจแบบรับค่าการส่งผ่านได้

สำหรับหัวตรวจวัดแบบวัดค่าการสะท้อนกลับ จะตรวจวัดปริมาณความเข้มของแสงจากการสะท้อนกลับของตัวให้กำเนิดแสงที่ส่งไปยังเนื้อเยื่อของร่างกาย

ข้อดีของหัวตรวจแบบนี้คือ สามารถตรวจวัดได้ทุกตำแหน่งบนร่างกาย แต่มีข้อเสียคือ ยากต่อการคำนวณหาค่าที่ต้องการ การปรับเทียบ(calibration) และข้อจำกัดด้านความแม่นยำ (accuracy) ซึ่งเป็นปัญหาหลักของหัวตรวจวัดหาค่าการสะท้อนกลับจากผิวหนัง มีปัจจัยที่เกิดจาก องค์ประกอบภายในเลือด โครงสร้างของเนื้อเยื่อ สีของผิวหนัง ตำแหน่งการวางแหล่งกำเนิดกับตัวรับสัญญาณ การรบกวนของแสงภายนอก อุณหภูมิที่เนื้อเยื่อ โดยปกติสามารถชื้อขายได้ทั่วไปแต่ไม่สามารถบ่งบอกได้ว่าเมื่อวางตำแหน่งสลับหรือผิดตำแหน่งจะเกิดข้อผิดพลาด หรือมีประสิทธิภาพลดลงอย่างไร[12]



รูปที่ 2.7 การวางแหล่งกำเนิดแสงกับตัวตรวจจับสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.2.1 อุปกรณ์กำเนิดแสง (Light source) และตัวรับแสง(Detector)

#### อุปกรณ์ที่ใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสง (Transmitter Devices)

อุปกรณ์ที่นิยมใช้ในการสื่อสารทางแสงมีอยู่ 2 ชนิด คือ ไดโอดเปล่งแสง(Light Emitting Diode : LED) และเลเซอร์ไดโอด (Laser Diode : LD)[13]



รูปที่ 2.8 ไดโอดเปล่งแสง และเลเซอร์ไดโอด

#### ประเภทของแหล่งกำเนิดแสงที่นิยมใช้ในทางการแพทย์

ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode) วิธีการเลือกใช้เริ่มจากการศึกษาพื้นฐานการทำงานและคุณสมบัติของไดโอดเปล่งแสง และมีกำลังงานแสงประมาณ 1 mW มีกระแสไบอัสตรงประมาณ 2 มิลลิแอมป์ แต่ก็สามารถใช้ความเข้มที่มากกว่านี้ได้ แต่ต้องมีค่าความเข้มแสงไม่เกิน 10 มิลลิวัตต์ ขนาดของไดโอดเปล่งแสงมีขนาดพื้นที่ประมาณ 1 ตารางมิลลิเมตร

#### อุปกรณ์ที่ใช้เป็นตัวรับแสง (Receiver Devices)

เป็นอุปกรณ์เปลี่ยนสัญญาณแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยอุปกรณ์ที่นิยมใช้ในการสื่อสารทางแสงมี 2 ชนิด คือ โฟโตไดโอด (Photo Diode :PD) และอวาแลนซ์โฟโตไดโอด (Avalanche Photo Diode : APD)



รูปที่ 2.9 โฟโตไดโอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเลือกโฟโตไดโอด ควรเลือกโฟโตไดโอดที่สามารถตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงได้ดี นอกจากนี้การตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงของโฟโตไดโอด ยังสามารถจัดความยาวคลื่นแสงช่วงที่ไม่ต้องการโดยการใส่ฟิลเตอร์ (Filter) โดยมีการตอบสนองต่อความยาวคลื่นในช่วงที่ต้องการได้แม่นยำขึ้น[13]

## 2.7 โปรแกรมแมตแล็บ R2016a (Monte Carlo method)

แมตแล็บ เป็นซอฟต์แวร์ในการคำนวณและการเขียนโปรแกรม หรือเป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูง ที่สามารถคิด คำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ที่มีความซับซ้อนได้อย่างถูกต้อง และรวดเร็ว ทำให้เหมาะกับการนำไปใช้ในการคำนวณเชิงตัวเลข (Numerical Computer) การแสดงผลแบบรูปภาพ หรือกราฟฟิกแบบต่างๆ และเขียนแอปพลิเคชัน เราสามารถหาผลลัพธ์ พัฒนาหรือปรับปรุงอัลกอริทึม การสร้างแบบจำลอง และสร้างแอปพลิเคชันขึ้นมาได้อย่างง่าย สะดวก และรวดเร็ว เนื่องจากภายในตัวแมตแล็บ ประกอบด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ (Toolbox) กลุ่มฟังก์ชันสำเร็จรูปในหลากหลายสาขาวิชาที่พร้อมใช้ได้ทันที และฟังก์ชันพื้นฐานจำนวนมาก



รูปที่ 2.10 หน้าต่างการเปิดใช้งานโปรแกรมแมตแล็บ

เราสามารถประยุกต์ใช้แมตแล็บได้กับสาขาวิชาต่างๆ ทั้งด้านการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing) ด้านการคำนวณทางด้านเศรษฐศาสตร์ (Economic) ด้านการสื่อสาร (communication) ) ด้านระบบควบคุม (Control System) ด้านการประมวลผลจากภาพและวิดีโอ (Image and Video Processing)ด้านการวัดและควบคุม (Instruments and Control) ด้านการคำนวณทางชีวภาพ (Biology) และด้านอื่นๆ

การจำลองสถานการณ์ (Simulation) คือ การรวบรวมวิธีการต่างๆที่ใช้จำลองสถานการณ์จริงหรือพฤติกรรมของระบบ ต่างๆมาไว้บนคอมพิวเตอร์โดยการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Software) เข้ามาช่วย เพื่อที่จะศึกษาการไหลของกิจกรรมในรูปแบบต่างๆ โดยมีการเก็บข้อมูล และทำการวิเคราะห์หารูปแบบที่ถูกต้องจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อปรับปรุงในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากในการปฏิบัติงานจริงไม่สามารถที่จะทำการทดลองหรือปรับเปลี่ยนกระบวนการทำงานได้จนกว่าจะมองเห็นถึงประโยชน์ที่จะได้รับ อาทิเช่น การขจัดปัญหาที่อยู่นอกเหนือความคาดหมายที่เกิดขึ้น ทำให้กระบวนการผลิตช้าลง ดังนั้นการจำลองสถานการณ์ (Simulation) จะช่วยให้สามารถวิเคราะห์สภาพที่เป็นอยู่ในปัจจุบันของระบบ และช่วยหาแนวทางหรือทางเลือก (Scenario) ที่เหมาะสมก่อนนำไปใช้กับสถานการณ์หรือการปฏิบัติงานจริง ซึ่งจะช่วยให้ลดความเสี่ยงในการเกิดความผิดพลาด หรือความล้มเหลวได้ นอกจากนี้ยังช่วยให้ประหยัดทั้งค่าใช้จ่าย และเวลาได้อีกทางด้วย

ในปัจจุบันนี้การจำลองสถานการณ์เป็นที่นิยมอย่างมาก เนื่องจากระบบโปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง จึงทำให้การจำลองสถานการณ์สามารถนำมาไปประยุกต์ใช้ได้กับหลากหลายอุตสาหกรรม อาทิเช่น อุตสาหกรรมในโรงงาน, การขนส่ง, การกระจายสินค้าหรือแม้กระทั่งการให้บริการทางธุรกิจต่างๆ เช่น ธนาคาร โรงพยาบาล เป็นต้น

จากประสบการณ์ของผู้เชี่ยวชาญการจำลองสถานการณ์ พบว่าสิ่งสำคัญหรือข้อดีของการจำลองสถานการณ์คือมีความสมเหตุสมผล และสามารถพิสูจน์ได้ภายใต้ปัจจัยการนำเข้า (Input) และนำมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์ (Output) ที่ระบบประมวลออกมา

#### ประเภทของแบบจำลอง มี 5 ประเภท

- (1) แบบจำลองทางกายภาพ (Physical or Iconic Models) - แบบจำลองที่มีลักษณะเหมือนกับระบบงานจริง โดยอาจมีขนาดเท่ากับของจริงหรือมีขนาดเล็กกว่าหรือใหญ่กว่า (Scaled Models) กว่อาจเป็นแบบจำลองในมิติใดมิติหนึ่งหรือ 3 มิติ
- (2) แบบจำลองอนาล็อก (Analog Models) - แบบจำลองที่มีพฤติกรรมเหมือนระบบงานจริง แต่อาจมีรูปลักษณะไม่เหมือนกับระบบงานจริง
- (3) เกมการบริหาร (Management Games) - แบบจำลองการตัดสินใจ (Decision Models) ในกิจการต่าง ๆ เช่น ธุรกิจ การลงทุน สงคราม ฯลฯ เป็นแบบจำลองที่ใช้แสดงผลเปรียบเทียบเมื่อมีการตัดสินใจในแบบต่าง ๆ เพื่อใช้เป็นข้อมูลสำหรับการตัดสินใจ
- (4) แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ (Computer Simulation Models) - แบบจำลองที่อยู่ในรูปของโปรแกรมคอมพิวเตอร์
- (5) แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Mathematical Models) - แบบจำลองที่ใช้สัญลักษณ์และฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์แทนองค์ประกอบในระบบจริง เช่น X แทนค่าใช้จ่ายในการผลิต Y แทนจำนวนสินค้าที่ผลิต และแทนค่าลงในสูตรการคำนวณต่าง ๆ

สามารถจำแนกประเภทของสถานการณ์จำลอง (Simulation Classification) ออกเป็น 3-ประเภท ดังนี้

#### 1) Static และ Dynamics

- Static คือ การเกิดของเหตุการณ์ในระบบการทำงาน ที่คงที่กับเวลาเสมอ
- Dynamic คือ การเปลี่ยนแปลงของเวลาจะมีความสำคัญและมีผลกระทบต่อเหตุการณ์ต่างๆหรือตัวแปรที่กำลังสนใจ

#### 2) Continuous และ Discrete

- Continuous คือ สภาวะการณ์ของระบบที่สามารถเปลี่ยนแปลงได้อย่างต่อเนื่องตลอดเวลา
- Discrete คือ สภาวะการณ์ของระบบที่สามารถเปลี่ยนแปลงได้ ณ จุดหนึ่งจุดใดของเวลา โดยมีความน่าจะเป็น (Probability) เข้ามาเกี่ยวข้อง

#### 3) Deterministic และ Stochastic

- Deterministic คือ เหตุการณ์ที่เกิดขึ้นทั้งหมดจะเกิดขึ้นภายใต้กฎเกณฑ์ที่แน่นอน และได้มีการกำหนดเวลาที่แน่นอน
- Stochastic คือ เวลาจะมีผลกระทบมาจากความน่าจะเป็นหรือความแปรปรวนจากการมาของเวลาที่ไมคงที่

### การประยุกต์ใช้ Simulation Model มี 11 ขั้นตอนดังนี้

- 1) ศึกษาปัญหา (Problem Formulation)
- 2) สร้างโมเดล (Model Building)
- 3) เก็บรวบรวมข้อมูล (Data Collecting)
- 4) สร้างตัวแปร (Coding)
- 5) พิสูจน์โมเดล (Verification)
- 6) พิสูจน์ผลว่าสามารถใช้ได้หรือไม่ (Validation)
- 7) ออกแบบการทดลอง (Experimental Design)
- 8) ทำการประมวลผล (Production Runs)
- 9) วิเคราะห์ผล (Analysis of Results)
- 10) แปลงและแสดงผลรายงาน (Document Program และ Report Results)
- 11) ดำเนินการ (Implementation)

### สิ่งที่จำเป็นในการทำ Simulation

1. ข้อมูลในอดีต
2. โมเดลทางคณิตศาสตร์ คือ แบบจำลองที่ใช้สัญลักษณ์และฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์แทนองค์ประกอบในระบบจริง เช่น X แทนค่าใช้จ่ายในการผลิต Y แทนจำนวนสินค้าที่ผลิต และแทนค่าลงในสูตรการคำนวณต่าง ๆ
3. การสรุปรายงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประโยชน์ของ Simulation

คือ ช่วยจำลองการทำงานที่ซับซ้อน ลดต้นทุนในการทำธุรกิจหรืออุตสาหกรรม ช่วยในการตัดสินใจ อย่างเช่น โปรแกรม Over Booking ทำการจำลองการจองตั๋วเครื่องบิน สมมติว่า สายการบินเรามีที่นั่งต่อเที่ยวบิน 100 ที่นั่ง ถ้าเราเปิดให้จอง เราจะได้รายได้จากการจอง ครั้งละ \$100 แต่จากข้อมูลในอดีตที่เรามี พบว่าถ้ามีการจอง 100 ที่นั่ง จะมีผู้โดยสารไม่มา 15 ที่นั่ง ดังนั้นเราอาจจะเปิดให้จองเกินจำนวนที่นั่งจริง ๆ ที่มีก็ได้ แต่ถ้ามีผู้โดยสารมาเกินจำนวนที่นั่งที่มี เราจะต้องเสียค่าใช้จ่ายเพิ่มขึ้นอีก \$400 ต่อที่นั่ง ดังนั้นเราควรจะเปิดให้จองเกินเป็นจำนวนเท่าไร เราจึงจะได้กำไรสูงสุด? เราสามารถใช้ มาช่วยจำลองและหาคำตอบให้เราได้ง่าย และให้ผลที่น่าเชื่อถือ Simulation

### เหตุผลในการใช้แบบจำลองสถานการณ์

1. แบบจำลองสถานการณ์สามารถใช้ศึกษากระบวนการหรือระบบที่ต้องการศึกษา
2. การแก้ปัญหาการตัดสินใจที่ไม่สามารถสร้างแบบจำลองคณิตศาสตร์ได้
3. การทดลองกับระบบหรือกระบวนการจริงจะเสียค่าใช้จ่ายสูง
4. การทดลองกับระบบจริง อาจใช้เวลายาวนานเกินกว่าที่จะรอคอยคำตอบได้
5. การทดลองกับระบบจริง อาจทำให้เกิดความยุ่งยากมาก

### ข้อจำกัดในการใช้แบบจำลองสถานการณ์

1. คำตอบที่ได้จากแบบจำลองสถานการณ์ไม่มีความเที่ยงตรงในเชิงคณิตศาสตร์ เพราะคำตอบที่ได้มีค่าเปลี่ยนแปลงไป
2. แบบจำลองสถานการณ์ที่ดีและสามารถให้คำตอบที่ใกล้เคียงกับสภาพที่เป็นจริงของระบบนั้นต้องใช้ค่าใช้จ่ายและเวลาในการศึกษามาก
3. แบบจำลองสถานการณ์ไม่สามารถใช้แก้ปัญหาได้ทุกลักษณะเพราะปัญหาที่ทำการศึกษานั้นเกี่ยวข้องกับความเสี่ยงที่ไม่แน่นอน
4. แบบจำลองสถานการณ์จะให้คำตอบภายใต้สภาวะการณ์ต่าง ๆ ที่ผู้บริหารสามารถนำไปประเมินผลและเปรียบเทียบหาสภาวะการณ์ที่เหมาะสมที่สุดแต่ไม่สามารถให้แนวทางหรือกลยุทธ์ที่จะนำไปสู่สภาวะการณ์ที่ต้องการได้

### การประยุกต์ใช้แบบจำลองกับระบบงานจริง (Areas of Application)

ตัวแบบจำลองปัญหา สามารถนำไปแก้ปัญหาต่าง ๆ ได้หลายระบบงาน ตัวอย่างเช่น

- (1) การจำลองระบบงานด้านอุตสาหกรรม เช่น ระบบสินค้าคงคลัง ระบบแถวคอย ระบบการสื่อสารระบบการรับ-จ่ายสินค้า
- (2) การจำลองระบบงานด้านบริหารธุรกิจและเศรษฐศาสตร์ เช่น ศึกษาภาวะการตลาด ภาวะเงินเฟ้อ พฤติกรรมของผู้บริโภค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- (3) การจำลองสถานการณ์ในการรบ
- (4) การจำลองปัญหาด้านการจราจร ระยะเวลา การเปิดสัญญาณไฟ
- (5) การจำลองปัญหาด้านการจัดการคมนาคมทางอากาศ การกำหนดระดับการบินให้กับเครื่องบินลำต่าง ๆ เพื่อป้องกันอุบัติเหตุเครื่องบินชนกัน
- (6) การฝึกหัดบิน
- (7) การจำลองการแข่งขันด้านธุรกิจ ด้วยการทดลองใช้แผนธุรกิจรูปแบบต่าง ๆ
- (8) การจำลองเกี่ยวกับระบบการบำบัดน้ำเสียของโรงงานอุตสาหกรรม
- (9) การจำลองผลกระทบทางเศรษฐกิจ ในการใช้นโยบายเศรษฐกิจทางด้านต่าง ๆ

ปัจจุบันโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการสร้างสถานการณ์จำลอง (Simulation Packages) จะแบ่งเป็น 2 กลุ่ม คือ Simulation languages และ Application-Oriented Simulator ข้อได้เปรียบของ Simulation languages คือ มีความยืดหยุ่นมากกว่า Application-Oriented Simulator แต่การใช้งานจะทำได้ยากกว่า Application-Oriented Simulator (Maria, 1997)

### 1. การจำลองแบบมอนติคาร์โล (Monte Carlo Simulation)

เป็นการจำลองสถานการณ์เพื่อใช้กับระบบที่ค่าของตัวแปรเกิดขึ้นด้วยความน่าจะเป็นต่าง ๆ กันโดยใช้เลขสุ่ม เป็นเครื่องมือ มีวิธีการดังนี้

1. กำหนดตัวแปรสำคัญของระบบ
2. ระบุการแจกแจงความน่าจะเป็นของตัวแปรสำคัญแต่ละตัว
3. สร้างตารางการแจกแจงความน่าจะเป็นสะสมของตัวแปรสำคัญแต่ละตัว
4. กำหนดช่วงของเลขสุ่มสำหรับตัวแปรแต่ละตัว
5. สร้างเลขสุ่ม
6. ดำเนินการจำลองสถานการณ์

## 2.8 ทบทวนบทความที่เกี่ยวข้อง

### 2.8.1 การจำลองการเดินทางแสงในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรมแมทแล็บ

บทความนี้จะเกี่ยวข้องกับการส่องผ่านของแสง การโคจรของโฟตอน และการเกิดรังสีในเนื้อเยื่อ แบบจำลองของบทความนี้ได้ดำเนินการโดยโปรแกรมแมทแล็บ เพื่อพิจารณาปฏิสัมพันธ์ของโฟตอนกับเนื้อเยื่อ วัตถุประสงค์เพื่อวัดค่าความอ้อมตัวของออกซิเจนในครรภ์ของทารกของมารดา ซึ่งหนึ่งในวัตถุประสงค์คือ ความชัดเจนในว่ามีภาระเสี่ยงเพียงพที่จะครอบคลุมเนื้อเยื่อของมารดาและทารกในครรภ์ บทความนี้จะสำรวจเส้นทางการโคจรของโฟตอน และวิเคราะห์จำนวนโฟตอนอยู่ในเนื้อเยื่อ และการกระจายรังสี และสิ่งที่จำเป็นต่อแบบจำลองคือ หลักการพื้นฐานและกฎการเดินทางของแสง ผลสุดท้ายของบทความนี้จะเปรียบเทียบกับบทความอื่นๆ[1]

## 2.8.2 In vivo determination of the optical properties of muscle with time-resolved reflectance using a layered model.

บทความนี้ได้หาค่าสัมประสิทธิ์แสงในเนื้อเยื่อด้วยการวัดการสะท้อนแสงโดยใช้ชั้นแบบจำลอง การแก้ปัญหาสมการการแพร่กระจายระหว่าง 2 ชั้น และผลนี้เพียงพอที่จะคำนวณโดยวิธีการมัลติคาร์โล ผ่านชั้น ผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อ ข้อมูลผลการสะท้อนที่สัมพันธ์กันในระยะห่างสองชั้นสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์แสงของแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ และพบความหนาของชั้นเนื้อเยื่อทั้ง 3 ชั้น ซึ่งความหนาของเนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้องถูกกำหนดโดยอัลตราซาวด์ ค่าสัมประสิทธิ์แสงได้มาจากการใช้แบบจำลองการกระจายตัว 2 ชั้น [6]

## 2.8.3 Analysis of photon transport in biological tissue and the subsequent heating effects

บทความนี้ได้วิเคราะห์ปฏิสัมพันธ์ของเลเซอร์กับสสาร ได้กล่าวถึงความเป็นไปได้ในการทำงานด้านอุตสาหกรรมและการรักษา บทความวิจัยนี้ได้ใช้ทฤษฎีเกี่ยวกับปฏิสัมพันธ์ของแสงเลเซอร์กับเนื้อเยื่อชีวภาพ นำเสนอการวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการกระจายและการขนส่งโฟตอนในเนื้อเยื่อ และผลกระทบทางความร้อนจากเนื้อเยื่อชีวภาพ วิธีการมอนติคาร์โลถูกนำมาใช้เพื่อจำลองการกระจายของโฟตอนและความว่องไวของโฟตอนด้วยระยะทางและตำแหน่งของปฏิสัมพันธ์รวมทั้งกำลังของเลเซอร์และความหนาของเนื้อเยื่อ สำหรับความยาวคลื่นที่เฉพาะเจาะจง การเปลี่ยนแปลงของค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงแบบกระจาย มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่แตกต่างกันของค่าแอนนิโซโทรปี(anisotropy factor) นอกจากนี้ยังจำลองการถ่ายเทความร้อนทางชีวภาพ เพื่อให้ได้รูปแบบอุณหภูมิที่มีความลึกของความร้อน และในทางตรงกันข้ามได้ใช้วิธี FDM ในการจำลองสมรรถนะทางความร้อนจากลำแสงเลเซอร์ที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อตามสมการความร้อนทางชีวภาพ(PEN-NE equation) ร่วมกับค่าของโฟตอนและการกระจายตัวของโฟตอนที่ได้จากวิธีมัลติคาร์โล ผลกระทบที่เกิดจากลำแสงของเลเซอร์และความเสียหายที่เกิดจากความร้อนได้แสดงให้เห็น ผลวิจัยนี้สามารถใช้เป็นเกณฑ์อ้างอิงในการทำงานทางด้านการแพทย์ต่างๆของเลเซอร์[9]

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินงานวิจัย

การศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากชั้นเนื้อเยื่อ โดยประกอบด้วยชั้นของผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อลาย มี 3 ขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

**ขั้นตอนที่ 1** ศึกษาพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อมนุษย์ที่เกี่ยวข้อง และออกแบบแบบจำลองโครงสร้างชั้นเนื้อเยื่อที่ต้องการวิเคราะห์

**ขั้นตอนที่ 2** การศึกษาทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อ และศึกษาวิธีทางคณิตศาสตร์โดยโปรแกรมแมตแล็บ เพื่อเขียนโปรแกรมการคำนวณโดยวิธีมัลติคาร์โล

**ขั้นตอนที่ 3** ขั้นตอนการออกแบบการเขียนคำสั่งการทำงานโปรแกรม

**ขั้นตอนที่ 4** ขั้นตอนการสร้างและทดสอบการทำงานของแบบจำลอง

#### 3.1 ศึกษาแบบจำลองโครงสร้างชั้นเนื้อเยื่อที่ต้องการวิเคราะห์ และออกแบบแบบจำลองโครงสร้างเนื้อเยื่อ

ตารางที่ 3.1 แสดงพารามิเตอร์ ความหนา ดัชนีหักเห และ แอนนิโซโทรปีค เฟคเตอร์ ของแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ [6,7,8]

Layer#	Thickness ( $d$ )	Refractive index ( $n$ )	Anisotropy factor ( $\gamma$ )
1: Skin	0.12 cm	$n_1 = 1.39$	0.81
2: Fat	0.38 cm	$n_2 = 1.44$	0.85
3: Skeletal muscle	$\infty$	$n_3 = 1.37$	0.90



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของชั้นเนื้อเยื่อ (ผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อลาย)

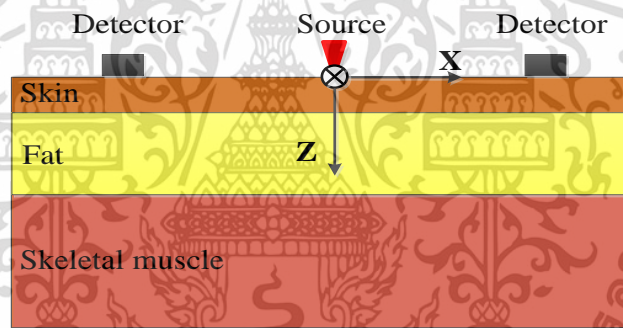
จากการศึกษาโครงสร้างเนื้อเยื่อของมนุษย์ (ชั้นผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อลาย) โดยมีพารามิเตอร์ที่สำคัญดังนี้ คือ ความหนาของชั้นเนื้อเยื่อ (Thickness) ค่าดัชนีหักเห (Refractive index ( $n$ )) ค่า Anisotropy factor สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสง และสัมประสิทธิ์การสะท้อนแสง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พารามิเตอร์เหล่านี้จะถูกใช้ในการกำหนดค่าตัวแปรในจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนโดยวิธีมอนติคาร์โลของโปรแกรมแมตแล็บ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 และตารางที่ 3.1 และ 3.2

ตารางที่ 3.2 แสดงพารามิเตอร์ สัมประสิทธิ์การดูดกลืน และสัมประสิทธิ์การสะท้อนของแต่ละชั้นเนื้อเยื่อ[6,7,8]

Layer#	Absorption coefficient ( $\mu_a$ )	Scattering coefficient ( $\mu_s$ )
1: Skin	2.70 $\text{cm}^{-1}$	187.00 $\text{cm}^{-1}$
2: Fat	3.60 $\text{cm}^{-1}$	171.00 $\text{cm}^{-1}$
3: Skeletal Muscle	11.20 $\text{cm}^{-1}$	530.00 $\text{cm}^{-1}$

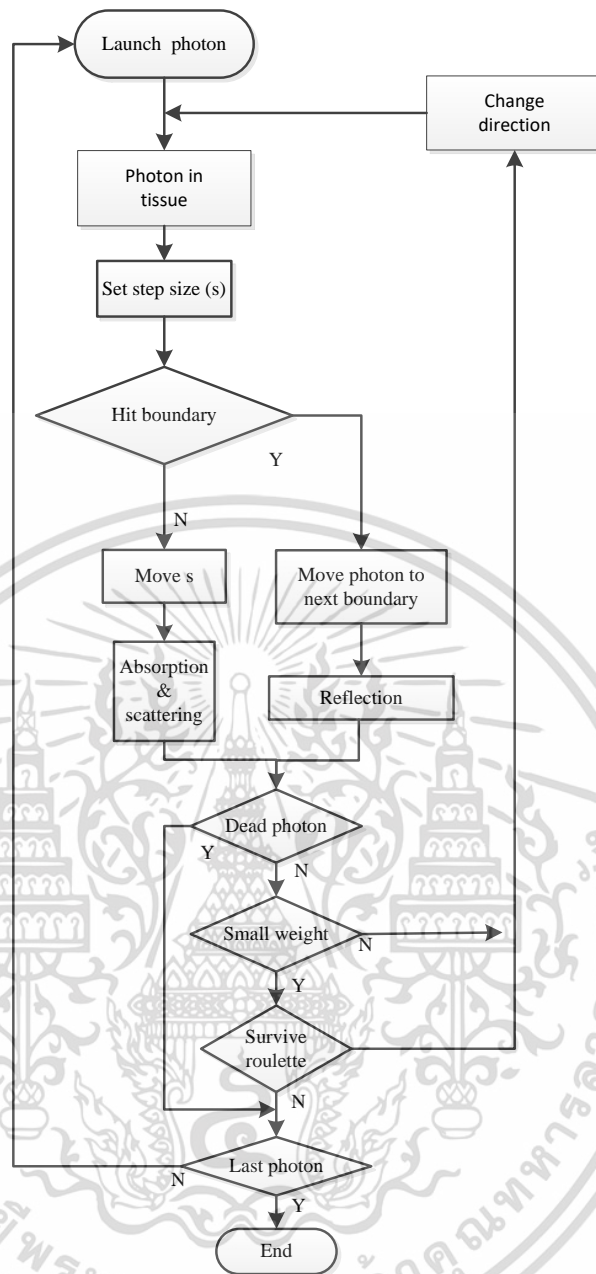
3.2 การศึกษาทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อ และศึกษาวิธีทางคณิตศาสตร์โดยโปรแกรมแมตแล็บ เพื่อเขียนโปรแกรมการคำนวณโดยวิธีมอนติคาร์โล



รูปที่ 3.2 แผนภาพแสดงตำแหน่งการวางตัวตรวจจับสัญญาณและแหล่งให้กำเนิดแสง

หลังจากการศึกษาโครงสร้างพื้นฐานของเนื้อเยื่อมนุษย์ จำเป็นต้องการศึกษาทฤษฎีการเคลื่อนที่ของโฟตอน เริ่มการจากศึกษาระบบพิกัดการเคลื่อนที่ เพื่อตั้งค่าจุดของแหล่งกำเนิดแสงเป็นจุดเริ่มต้น ที่ตำแหน่ง  $x = 0, y = 0, z = 0$  ด้วยทิศทางการเคลื่อนที่

เมื่อศึกษาทฤษฎีการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่เกี่ยวข้อง จึงได้สร้างแผนภาพจำลองการทำงานของโปรแกรมแมตแล็บ โดยกำหนดจำนวนโฟตอนที่มีน้ำหนัก เมื่อโฟตอนมีปฏิสัมพันธ์กับตัวกลาง(เนื้อเยื่อ) จะทำให้น้ำหนักโฟตอนถูกดูดกลืนไปบางส่วนและน้ำหนักโฟตอนส่วนที่เหลือจะกระจายไปยังส่วนอื่นๆของเนื้อเยื่อ โฟตอนแต่ละตัวจะเกิดกระบวนการนี้ซ้ำๆจนกว่าจะสิ้นสุด เกิดการสะท้อนหรือส่งผ่าน และจะวนกระบวนการซ้ำจนกระทั่งโฟตอนเท่ากับจำนวนโฟตอนที่กำหนด ซึ่งจะบันทึกเส้นทางการเดินทางของโฟตอน สำหรับโฟตอนหนึ่งตัวก็มีสถิติการเคลื่อนที่หลายสแต็ปขึ้นกับน้ำหนักของโฟตอนนั้นๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แสดงโฟลว์ชาร์ตการทำงานของเมตแล็บโปรแกรม

### 3.2.1 วิธีจำลองคาร์โลซิโมมูลชัน

ใช้อธิบายสำหรับกระบวนการของแสงในเนื้อเยื่อ 3 ชั้น โดยแต่ละชั้นมีความกว้างเป็นอนันต์ และมีพารามิเตอร์หลายตัวซึ่งกำหนดให้ ดัชนีหักเหของสิ่งแวดล้อมคือ อากาศถึงแม้ว่าเนื้อเยื่อที่แท้จริงจะไม่สามารถกว้างได้อย่างมากมายแต่ก็สามารถอธิบายได้ถ้ามีขนาดใหญ่กว่าพื้นที่เชิงเส้นของการกระจายตัวโฟตอน

ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน ( $\mu_a$ ) หมายถึงความน่าจะเป็นของการดูดซับโฟตอนต่อหน่วยความยาวที่สั้นที่สุด และค่าสัมประสิทธิ์การกระเจิง ( $\mu_s$ ) เป็นความน่าจะเป็นของการกระจายตัวของโฟตอนต่อหน่วยความยาวของเส้นทางที่กว้างใหญ่ไพศาล การจำลองนี้จะเลือกบันทึกโฟตอนแบบ

อาร์เรย์ 2 มิติ ถึงแม้ว่าการเคลื่อนที่ของโฟตอนของแบบจำลองนี้จะดำเนินการใน 3 มิติ ระบบพิกัดไม่จำกัดใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คาร์ทีเซียนถูกใช้เพื่อติดตามโฟตอนแพ็คเก็ต โดยจุดกำเนิดของระบบพิกัด คือ จุดโฟตอนที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวเนื้อเยื่อ แกน  $z$  เป็นแกนชี้ไปด้านในของเนื้อเยื่อ เมื่อ  $A$  คือมุมระหว่างทิศทางโฟตอนออกและแกนปกติ ( $-z$  แกนสำหรับแกนสะท้อน และ  $z$  สำหรับการส่งผ่าน) ไปยังพื้นผิวของเนื้อเยื่อ ซึ่งแกน  $z$  สอดคล้องกับทิศทางโฟตอนแบบไดนามิก ใช้สำหรับการสุ่มตัวอย่างการเปลี่ยนทิศทางเคลื่อนที่ของโฟตอนแพ็คเก็ต มุม Deflection & Azimute เนื่องจากการกระเจิงครั้งแรก จากนั้นทิศทางของโฟตอนจะเปลี่ยนตามทิศทางโคไซน์ในระบบพิกัดคาร์ทีเซียน หน่วยที่เหมาะสมในการใช้คือ cm เป็นหน่วยพื้นฐานตลอด เพื่อความสม่ำเสมอ ตัวอย่างเช่น ความหนาของแต่ละชั้น มีหน่วยเป็นเซนติเมตร และสัมประสิทธิ์การดูดกลืน และสัมประสิทธิ์การกระเจิง ในหน่วยเปอร์เซ็นต์

### 3.2.2 ตัวแปรสุ่ม ( $\xi$ )

เป็นสิ่งจำเป็นสำหรับกระบวนการมัลติคาร์โลซิมูเลชันของโฟตอนในเนื้อเยื่อวิธีมัลติคาร์โล ก็หมายถึงการโยนลูกเต๋า ขึ้นอยู่กับการสุ่มตัวอย่างของตัวแปรจากการแจกแจงความน่าจะเป็นอย่างดี เมื่อพิจารณาตัวแปรสุ่ม ( $\chi$ ) ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญสำหรับการจำลองแบบมัลติคาร์โลของการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อ ตัวแปรนี้จะเป็นตัวขนาดการเดินทางของโฟตอนแต่ละขั้น (The step size or mean free part) ที่โฟตอนจะใช้ระหว่างปฏิสัมพันธ์ของโฟตอนกับเนื้อเยื่อ หรือมุม deflection ของการกระเจิง มีฟังก์ชันความหนาแน่นความน่าจะเป็น ที่กำหนดการกระจายของ  $\chi$  ในช่วง  $(a,b)$  ซึ่งมีฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น ดังนี้

$$\int_a^b p(\chi) d\chi = 1 \quad (3.1)$$

ในการจำลองการเคลื่อนที่ ต้องการที่จะสามารถเลือกค่าสำหรับ ( $\chi$ ) ซ้ำ ๆ และสุ่มขึ้นอยู่กับตัวสร้างเลขสุ่มเทียม (อังกฤษ: *pseudorandom number generator: PRNG*) .โดยคอมพิวเตอร์มีตัวแปรสุ่ม ( $\xi$ ) ซึ่งมีการกระจายสม่ำเสมอในช่วง  $(0,1)$  ฟังก์ชันการแจกแจงสะสมของตัวแปรสุ่มแบบกระจายตัวสม่ำเสมอนี้ คือ

$$F_\xi(\xi) = \begin{cases} 0 & \text{if } \xi \leq 0 \\ \xi & \text{if } 0 < \xi \leq 1 \\ 1 & \text{if } \xi > 1 \end{cases} \quad (3.2)$$

การสุ่มตัวอย่างฟังก์ชันกระจายทั่วไป  $p(\chi)$  เราสมมติว่ามีฟังก์ชันไม่ลดลำดับ  $\chi = F(\xi)$  โดยที่  $\xi \in (0,1)$  ถึง  $\chi \in (a,b)$  (รูปที่ 3.4) ตัวแปร  $\chi$  และ  $\xi$  มีความสัมพันธ์แบบตัวต่อตัว ซึ่งจะทำให้เกิดความเสมอภาคของความน่าจะเป็นดังต่อไปนี้

$$P \{ f(0) < \chi \leq f(\xi) \} = P \{ 0 < \xi \leq \xi_1 \} \quad (3.3a)$$

$$P \{ a < \chi \leq \chi_1 \} = P \{ 0 < \xi \leq \xi_1 \} \quad (3.3b)$$

จากนิยามของฟังก์ชันการแจกแจงแบบสะสม ในสมการที่ (3.3b) สามารถเขียนเป็นสมการของฟังก์ชันการกระจายสะสมได้

$$F_x(x_1) = F_\xi(\xi_1) \quad (3.4)$$

อธิบายฟังก์ชันการแจกแจงการสะสม ในส่วนที่เกี่ยวข้องฟังก์ชันความหนาแน่นจากสมการที่ 3.4 และสมการที่ 3.2 ทำให้สมการที่ 3.4 เป็น

$$\int_a^{x_1} p(x) dx = \xi_1 \text{ for } \xi_1 \in (0,1) \quad (3.5)$$

สมการที่ 3.5 ถูกใช้อธิบาย  $x_1$  ในฟังก์ชัน  $f(\xi_1)$  ถ้าฟังก์ชัน  $x = f(\xi)$  สันนิษฐานว่าเป็น nonincreasing นำไปสู่การเทียบในสมการที่ 3.5 คือ

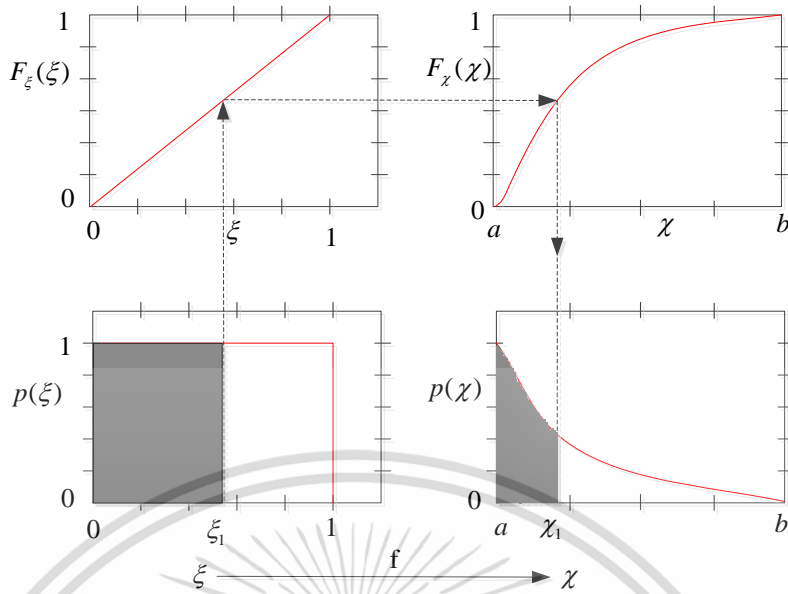
$$\int_a^{x_1} p(x) dx = 1 - \xi_1 \text{ for } \xi_1 \in (0,1) \quad (3.6)$$

อย่างไรก็ตาม เนื่องจาก  $1 - \xi_1$  และ  $\xi_1$  มีการกระจายตัวแบบเดียวกัน จึงทำให้สามารถสลับกันได้ ดังนั้น สมการที่ 3.5 และ สมการที่ 3.6 มีค่าเท่ากัน ซึ่งจะกล่าวต่อไป สมการที่ 3.5 จะเป็นการเรียกซ้ำสำหรับการสุ่มตัวอย่างตัวแปรการเคลื่อนที่ของโฟตอน

กระบวนการสุ่มทั้งหมดสามารถเข้าใจได้จากรูป 3.4 ตัวสำคัญของวิธีมัลติคาร์โลในการเลือก  $x$  โดยใช้  $\xi$  คือความน่าจะเป็นที่  $\xi$  ในช่วง  $[0, \xi_1]$  ในความเป็นไปได้ที่  $x$  อยู่ในช่วง  $[a, x_1]$  ในรูปที่ 3.4 จะได้พื้นที่ที่แรเงาคือ อินทิเกรตของ  $p(x)$  บนช่วง  $[0, x_1]$  กับ พื้นที่ที่แรเงา อินทิเกรต  $p(\xi)$  บนช่วง  $[0, \xi_1]$  และให้รู้ไว้ว่าพื้นที่ทั้งหมดภายใต้เส้นโค้ง  $p(x)$  และ  $p(\xi)$  แต่ละตัวมีความเหมือนเท่าเทียมกันตามความเหมาะสมสำหรับฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น

ผลที่ตามมาคือการทำแผนที่แบบหนึ่งต่อระหว่างขอบเขตบน  $x_1$  และ  $c_1$  ตามความเท่าเทียมกันของพื้นที่ที่แรเงาในรูปที่ 2. ในคำอื่น ๆ เราได้เท่ากับ  $F_c(c_1)$  กับ  $F_x(x_1)$  (Eq. 3.4) ซึ่ง เทียบเท่ากับสมการ 3.5 ขั้นตอนการแปลง  $c_1 = f(x_1)$  จะแสดงโดยลูกศร

สำหรับแต่ละ  $x_1$   $c_1$  จะถูกเลือกเพื่อให้ฟังก์ชันการแจกแจงสะสมสำหรับ  $x_1$  และ  $c_1$  มีค่าเท่ากันตามลำดับพื้นที่ที่ฟักมีความเท่าเทียมกัน นอกจากนี้ยังสามารถเห็นได้จากรูปที่ 2.1 ว่าฟังก์ชัน monotonic  $f(x)$  มีอยู่เสมอเนื่องจากฟังก์ชันการแจกแจงสะสมของ  $x$  และ  $c$  เป็นแบบ monotonic



รูปที่ 3.4 การสุ่มตัวอย่างตัวแปรสุ่ม  $\chi$  บนพื้นฐานของตัวแปรสุ่มแบบกระจาย  $\xi$

ตัวอย่างเช่น พิจารณาการสุ่มตัวอย่างของ ขนาดขั้นตอน(step size) สำหรับการเคลื่อนที่ของโฟตอน ซึ่งจะกล่าวถึงอย่างเต็มที่ในหัวข้อต่อไป ความหนาแน่นของฟังก์ชันจะได้รับ:

$$P(s) = \mu_t \exp(-\mu_t s) \tag{3.7}$$

ที่สัมพันธ์กับการปฏิสัมพันธ์ ( $\mu_t$ ) เท่ากับผลรวมระหว่างสัมพันธ์การดูดกลืนกับสัมพันธ์การกระเจิง ( $\mu_a + \mu_s$ ) ใช้ฟังก์ชันนี้ในสมการ 3.5 นิพจน์สำหรับค่าที่สุ่มตัวอย่าง  $s_1$  ขึ้นอยู่กับจำนวนสุ่ม  $\xi$

$$\xi = \int_0^{s_1} P(s) ds = \int_0^{s_1} \mu_t \exp(-\mu_t s) ds = 1 - \exp(-\mu_t s_1) \tag{3.8}$$

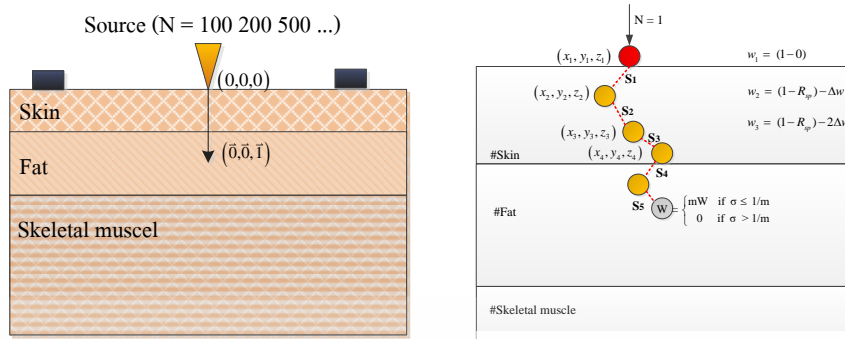
การแก้ค่า  $S_1$

$$S_1 = \frac{-\ln(1-\xi)}{\mu_t} \tag{3.9a}$$

ตามที่ได้อธิบายไว้ในสมการ 2.6 นิพจน์ข้างต้นจะเท่ากับ:

$$S_1 = \frac{-\ln(\xi)}{\mu_t} \tag{3.9b}$$

### 3.2.3 กฎการเคลื่อนที่ของโฟตอน



รูปที่ 3.5 (ก) แสดงการจัดวางตำแหน่งของเครื่องมือ  
(ข) แสดงขั้นตอนการดำเนินการของโปรแกรม

#### 3.2.3.1 การปลดปล่อยโฟตอน

เมื่อกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นของแหล่งกำเนิดแสงที่พิกัด (0, 0, 1) และ (0, 0, 1) เป็นทิศทางเริ่มต้นโดยทำมุมตั้งฉากกับเนื้อเยื่อตัวอย่าง เมื่อโฟตอนเดินทางพุ่งเข้าสู่ชั้นเนื้อเยื่อที่มีเงื่อนไขต่างกัน รวมถึงค่าดัชนีหักเหที่ต่างกัน ทำให้อาจเกิดบางเหตุการณ์ หรือเกิดค่า specular reflectance ( $R_{sp}$ ) ซึ่งหาได้จากสมการ [2-3]

$$R_{sp} = \frac{(n_i - n_t)^2}{(n_i + n_t)^2} \tag{3.10}$$

และน้ำหนักของโฟตอนจะลดลงโดย  $R_{sp}$  ดังสมการ

$$W = 1 - R_{sp} \tag{3.11}$$

#### 3.2.3.2 การเคลื่อนที่ของโฟตอน

หลังจากยิงโฟตอนเข้าสู่เนื้อเยื่อ แต่ละระยะทางเฉลี่ยของโฟตอน (the step size ( $s$ ) or mean free path of photon) แต่ละระยะของโฟตอนจะคำนวณขึ้นกับการสุ่มตัวอย่างของการกระจายความน่าจะเป็นของเส้นทางอิสระ ซึ่ง  $s$  คำนวณจาก [2-3]

$$s = -\ln \sigma / \mu_t \tag{3.12}$$

โดยที่  $\mu_t$  คือ  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  ผลรวมระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน  $\mu_a$  กับสัมประสิทธิ์การกระเจิง  $\mu_s$  มี  $\sigma$  เป็นพารามิเตอร์ที่ได้จากการสุ่ม ซึ่งมีการกระจายตัวในช่วง (0,1) ซึ่งจะพิจารณาขนาดของ  $s$  ยาวพอที่จะถึงขอบเขตหรือไม่ ถ้าโฟตอนไม่ถึงขอบเขต โฟตอนจะย้ายตำแหน่งโดย [2-3].

$$\begin{aligned}
 x &\rightarrow x + \mu_x \cdot s \\
 y &\rightarrow y + \mu_y \cdot s \\
 z &\rightarrow z + \mu_z \cdot s
 \end{aligned}
 \tag{3.13}$$

ในทางกลับกัน เมื่อโฟตอนเคลื่อนที่ภายในเนื้อเยื่อ น้ำหนักโฟตอนจะลดลงเนื่องจากการดูดกลืนตัวแปรค่าน้ำหนักโฟตอนที่เปลี่ยนแปลง ( $\Delta W$ ) จาก  $\Delta W = (\mu_a / \mu_t) W$  สามารถหาน้ำหนักที่เปลี่ยนไปโดย

$$W \rightarrow W - \Delta W \tag{3.14}$$

สำหรับการกระเจิงของโฟตอน จะเกิดมุมหักเห ( $0 \leq \theta < \pi$ ) และมุมแอสิมัท ( $0 < \delta < 2\pi$ ) โดยที่

$$\cos \theta = \frac{1}{2\gamma} \left[ 1 + \gamma^2 - \left( \frac{1 - \gamma^2}{1 - \gamma + 2\gamma\sigma} \right)^2 \right] \tag{3.15}$$

$$\delta = 2\pi\sigma \tag{3.16}$$

ซึ่งใช้ในการหาทิศทางในการเคลื่อนที่ใหม่

$$\mu'_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_x \mu_z \cos \delta - \mu_y \sin \delta) + \mu_x \cos \theta \tag{3.17a}$$

$$\mu'_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_y \mu_z \cos \delta - \mu_x \sin \delta) + \mu_y \cos \theta \tag{3.17b}$$

$$\mu'_z = \left( -\sin \theta \cos \delta \sqrt{1 - \mu_z^2} \right) + \mu_z \cos \theta \tag{3.17c}$$

หรือหากเกิดกรณีที่โฟตอนเกิดมุมเล็กมาก จะหาทิศทางเคลื่อนที่โดย

$$\mu'_x = \sin \theta \cos \delta \tag{3.18a}$$

$$\mu'_y = \sin \theta \sin \delta \tag{3.18b}$$

$$\text{และ } \mu'_z = (\mu_z / |\mu_z|) \cos \theta \tag{3.18c}$$

ถ้าเกิดกรณีที่ S ยาวพอชนขอบเขต โฟตอนจะข้ามไปยังขอบเขตของชั้นที่ถัดไป ความน่าจะเป็นของการสะท้อนภายใน คัดจากสมการของสเนล [2-3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_i = \frac{1}{2} \left[ \frac{\sin^2(\lambda_i - \lambda_i)}{\sin^2(\lambda_i + \lambda_i)} + \frac{\tan^2(\lambda_i - \lambda_i)}{\tan^2(\lambda_i + \lambda_i)} \right] \quad (3.19)$$

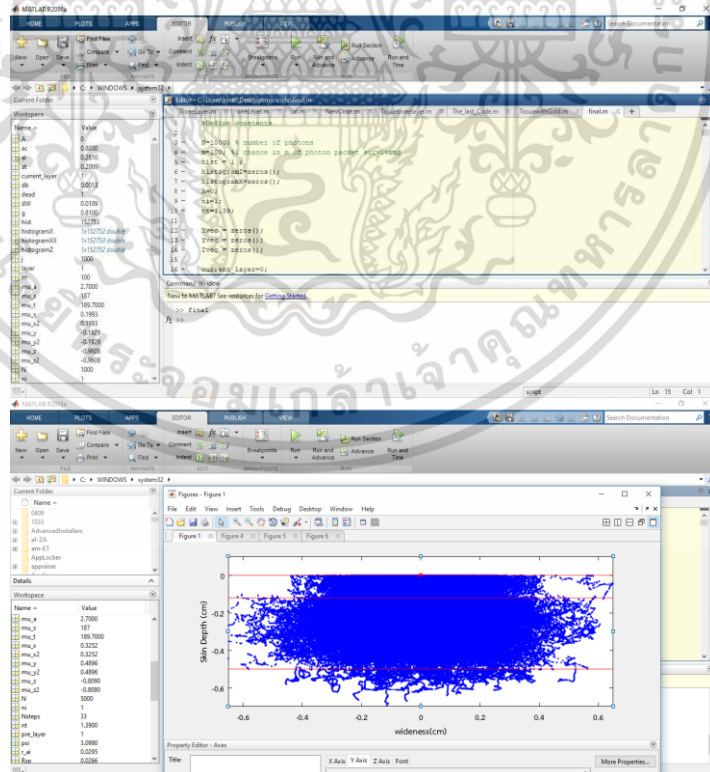
$\lambda_i$  คือ มุมตกกระทบ ( $\lambda_i = \cos^{-1} \mu_z$ ) และ  $\lambda_i$  คือ มุมส่งผ่าน พิจารณาจาก  $n_i \sin(\lambda_i) = n_t \sin(\lambda_t)$  เป็นไปตามกฎของสเนล.

### 3.2.3.3 การสิ้นสุดของโฟตอน (Photon terminate)

$$W = \begin{cases} mW & \text{if } \sigma \leq 1/m \\ 0 & \text{if } \sigma > 1/m \end{cases} \quad (3.20)$$

เกิดขึ้นเนื่องจากการสะท้อนหรือการส่งผ่านของเนื้อเยื่อ จะกล่าวถึงเทคนิคของรูเลตให้โฟตอนมีโอกาส(m)มากขึ้น(กำหนดให้  $m = 100$ )ในการอยู่รอดที่มีน้ำหนักเท่ากับ  $mW$  ถ้าโฟตอนไม่ผ่านเทคนิครูเลต น้ำหนักของโฟตอนจะลดลงเป็นศูนย์ และสิ้นสุดโฟตอน [2-3]

### 3.3 ขั้นตอนการออกแบบการเขียนคำสั่งการทำงานโปรแกรม



รูปที่ 3.6 หน้าต่างโปรแกรมแมตแล็บ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างโปรแกรมโค้ด

```

%%%%%%Head Code%%%%%%%%%%
N=1000; % number of photons
m=100; %1 chance in m of photon packet surviving

%%%%%%%%&&%%%%%%%%%%
กำหนดตัวแปรเริ่มต้น เมื่อเริ่มการจำลองปฏิสัมพันธ์ของแสงกับเนื้อเยื่อ
%%%%%%%%Initialize %%%%%%%%%%

x=0; % initialize position at x
y=0; % initialize position at y
z=0; % initialize position at z

mu_x=0; % initialize direction at x
mu_y=0; % initialize direction at y
mu_z=1; % initialize direction at z
W=1; % initialize photon weight

%%%%%%%%&&%%%%%%%%%%
ตัวอย่างการกำหนดขอบเขตและเงื่อนไขในชั้นเนื้อเยื่อ (ชั้นผิวหนัง) %%%%%%%%%%

if (0 <= z)&& (z < 0.12) %boundary of skin
mu_a=2.7; %absorption coefficient
mu_s=187; %scattering coefficient
g=0.81; %expected value of cos theta %
ni=1;
nt=1.39;

%%%%%%%%&&%%%%%%%%%%
%%%%%%%%&&%%%%%%%%%%
ตัวอย่างการประกาศสมการที่ใช้%%%%%%%%%%

mu_t=mu_a+mu_s;

Rsp=(ni-nt)^2/(ni+nt)^2;

theta=acos((1/(2*g))*(1+(g^2)-((1-g^2)/(1-g+2*g*rand))^2));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

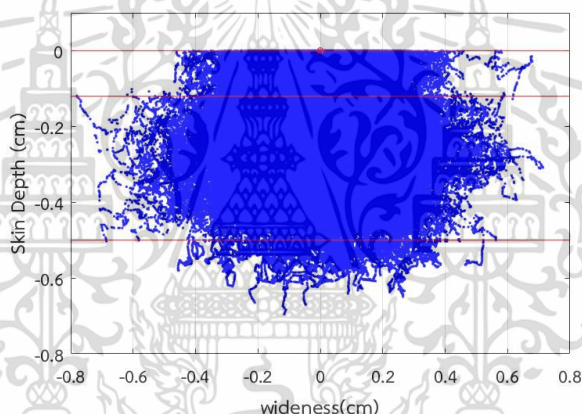


### 3.4 ขั้นตอนการทดสอบการทำงานของแบบจำลอง

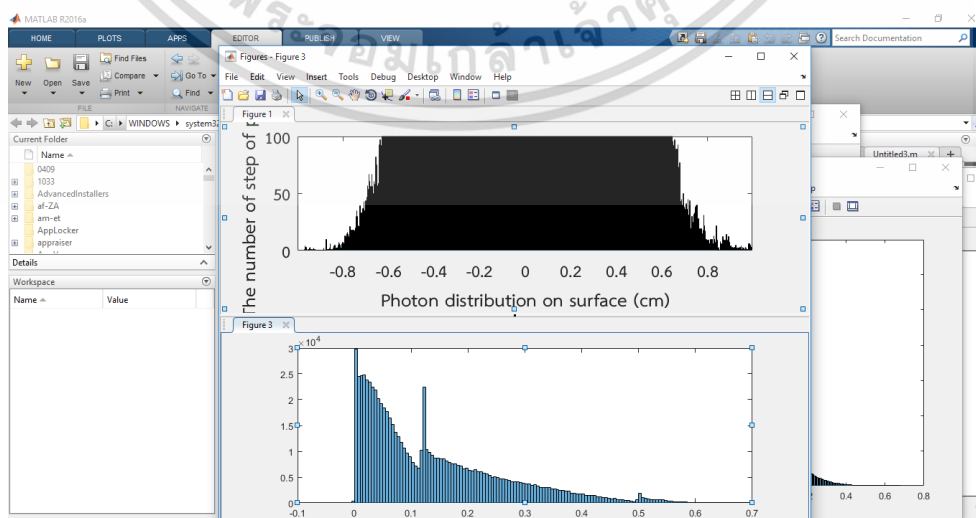
#### ตอนที่ 1

- 3.4.1 ทดสอบแบบจำลองโดยจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว
- 3.4.2 ทดสอบแบบจำลองโดยการเปรียบเทียบผลการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนในชั้นของเนื้อเยื่อ 3 ชั้น กับ เนื้อเยื่อแบบเดียวกันแต่ชั้นที่ 3 เป็นชั้นของทองคำ
- 3.4.3 สร้างแบบจำลองของเนื้อเยื่อสามชั้น ประกอบด้วยชั้นผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อลาย โดยบันทึกการเคลื่อนที่ของโฟตอน ที่จำนวนโฟตอนต่างๆที่กำหนด โดยเพิ่มจาก 100 โฟตอน 200 โฟตอน 500 โฟตอน 1,000 โฟตอน จนถึง 100,000 โฟตอน และวิเคราะห์ค่าที่ได้ ดังนี้

- ระยะเวลากว้างการกระจายตัวของแสงที่ชั้นผิวหนัง
- ระยะเวลากว้างการกระจายตัวของแสงที่ชั้นไขมัน
- ระยะเวลากว้างการกระจายตัวของแสงที่ชั้นกล้ามเนื้อ
- ระยะเวลาลึกลงของแสงที่สามารถทะลุเข้าไปในชั้นเนื้อเยื่อได้



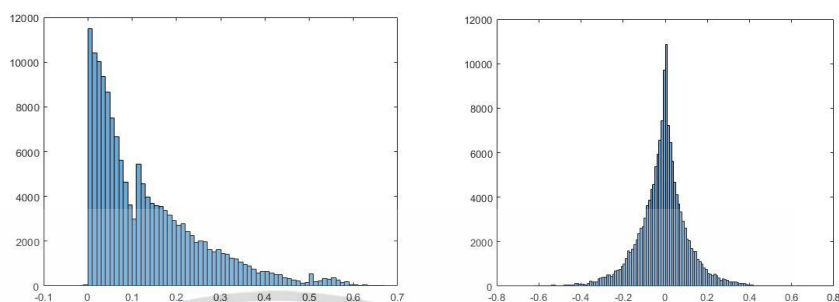
รูปที่ 3.7 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อ



รูปที่ 3.8 หน้าต่างแสดงผลการจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในองค์กรเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 3.4.5 หาค่าจำนวนและวิเคราะห์จำนวนสเตปของโฟตอนในเนื้อเยื่อ โดยวิเคราะห์ตามแนวความลึกที่แสงเคลื่อนที่เข้าสู่เนื้อเยื่อ และความกว้างในเนื้อเยื่อ และตามแนวพื้นผิวที่ชั้นผิวหนัง



รูปที่ 3.9 ตัวอย่างผลการบันทึกผลจากโปรแกรมแมตแล็บ

- 3.4.6 บันทึกและวิเคราะห์ผล เพื่อหาความสัมพันธ์ของระยะการกระจายตัวของโฟตอนบนชั้นผิวหนัง เพื่อหาตำแหน่งการวางอุปกรณ์การวัดทางแสง เป็นต้น



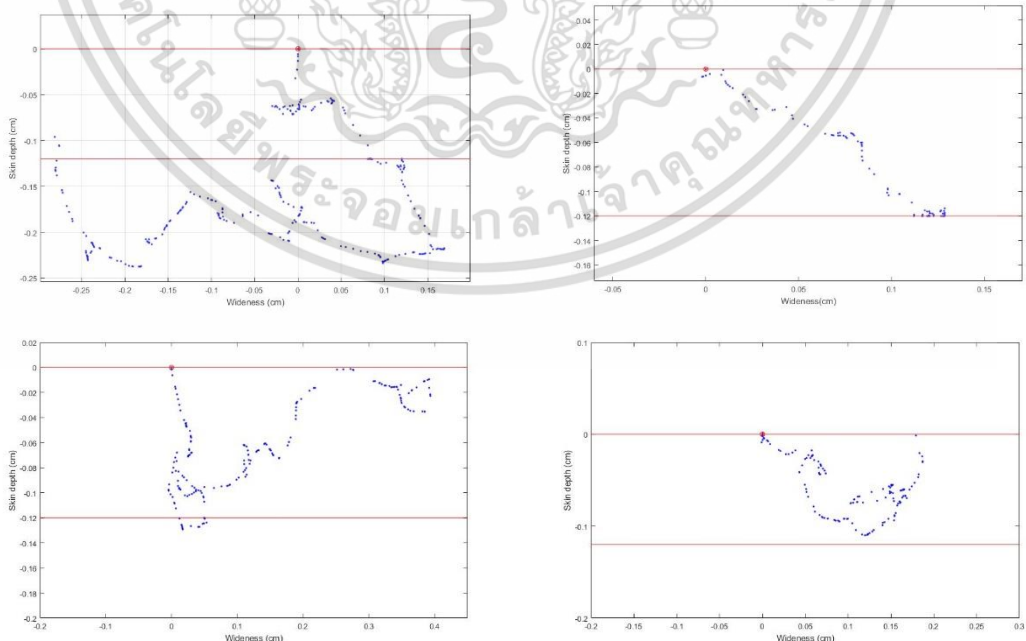
## บทที่ 4

### ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

ผลการทดสอบแบบจำลองด้วยคอมพิวเตอร์นั้นถูกแบ่งออกเป็น 3 ตอน คือ ตอนที่ 1 ทดสอบแบบจำลองโดยจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว ตอนที่ 2 ทดสอบแบบจำลองโดยการเปรียบเทียบผลการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนในชั้นของเนื้อเยื่อ 3 ชั้น กับ เนื้อเยื่อแบบเดียวกัน แต่ชั้นที่ 3 เป็นชั้นของทองคำ ตอนที่ 3 สร้างแบบจำลองของเนื้อเยื่อสามชั้น ประกอบด้วยชั้นผิวหนัง ไขมัน และกล้ามเนื้อ โดยบันทึกการเคลื่อนที่ของโฟตอน ที่จำนวนโฟตอนต่างๆที่กำหนดโดยเพิ่มจาก 100 โฟตอน 200 โฟตอน 500 โฟตอน 1,000 โฟตอน จนถึง 100,000 โฟตอน และวิเคราะห์ค่าที่ได้ เพื่อหาการกระจายการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ในส่วนของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งจะทดสอบเพื่อวิเคราะห์ระยะการกระจายการเดินทางของโฟตอน 3 ลักษณะ คือ ระยะความลึกที่โฟตอนสามารถทะลุเข้าไปในชั้นของชั้นเนื้อเยื่อได้ ระยะการแผ่กระจายของโฟตอนในแนวความกว้างแต่ละระดับชั้นเนื้อเยื่อ และระดับพื้นผิวหนัง หาสมการความสัมพันธ์เมื่อเลือกแหล่งกำเนิดแสงต่าง ๆ เพื่อหาระยะที่เหมาะสมในการจัดวางตำแหน่งของเครื่องมือวัดเมื่อต้องการสร้างเครื่องมือ

#### 4.1 ผลการทดสอบแบบจำลองโดยจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว

โดยแบบจำลองนี้เราจะใช้โฟตอนเดี่ยวหนึ่งตัว ซึ่งในแต่ละครั้งของการจำลอง รูปแบบการเคลื่อนที่ของโฟตอนจะมีลักษณะการเคลื่อนที่แบบสุ่ม เป็นไปตามกฎการกระจายตัวของโฟตอน (Photon propagation in tissue) ซึ่งแน่นอนที่มีพารามิเตอร์  $\sigma$  เป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญในการสร้างแบบจำลอง หมายถึง ระยะการเคลื่อนที่ของโฟตอนแต่ละสแต็ป  $s$  ทิศทาง มุมของการเคลื่อนที่ และน้ำหนักโฟตอนที่เหลือถึงจุดสิ้นสุด ดังรูปที่ 4.1

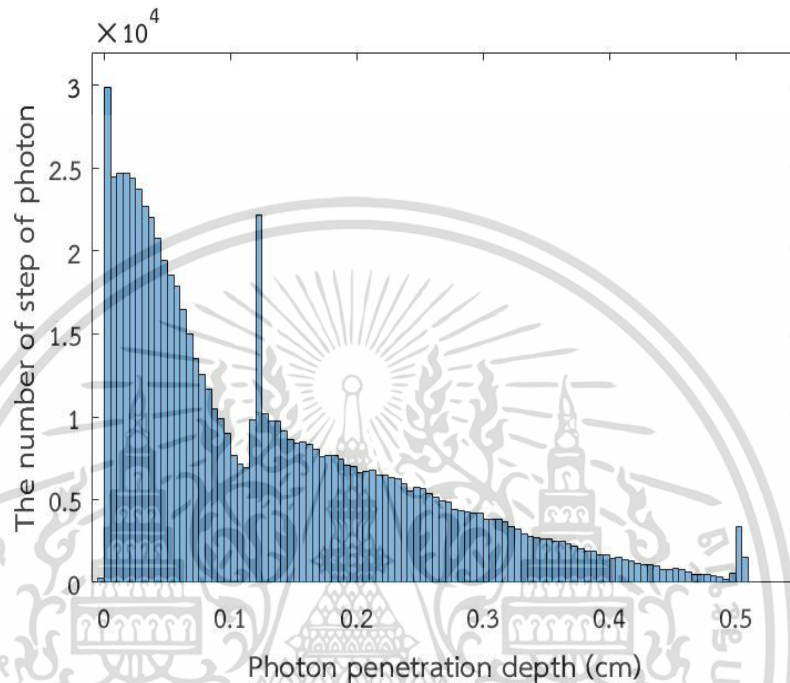


รูปที่ 4.1 การเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยวแบบสุ่ม

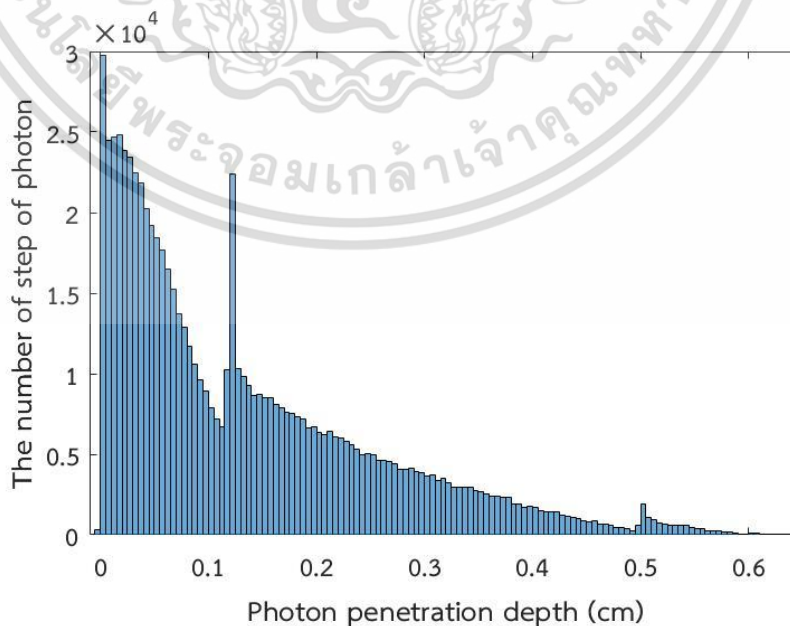
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2 ผลการทดสอบการทะลุผ่านของโฟตอนโดยใช้ทองคำแทนที่ชั้นของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลาย

การทดสอบแบบจำลองนี้ เราได้ทำการแทนค่าพารามิเตอร์ของชั้นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลายเป็นพารามิเตอร์ของทองคำ ซึ่งด้วยคุณสมบัติของทองคำที่มีความสามารถในการสะท้อนรังสีได้ดี เมื่อเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ที่เป็นค่าของทองคำในชั้นที่ 3 ที่ความลึก 0.5 เซนติเมตร ผลการจำลองพบว่าโฟตอนไม่สามารถทะลุเข้าไปสู่ชั้นของเนื้อเยื่อทองคำได้ ดังรูปที่ 4.2 ถึง 4.3



รูปที่ 4.2 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่ตำแหน่งทองคำ 0.5 เซนติเมตร



รูปที่ 4.3 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3 ผลจากการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนแสดงการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้นที่จำนวนโฟตอนต่างๆ

4.3.1 ผลการกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อในระนาบ (X,Z)

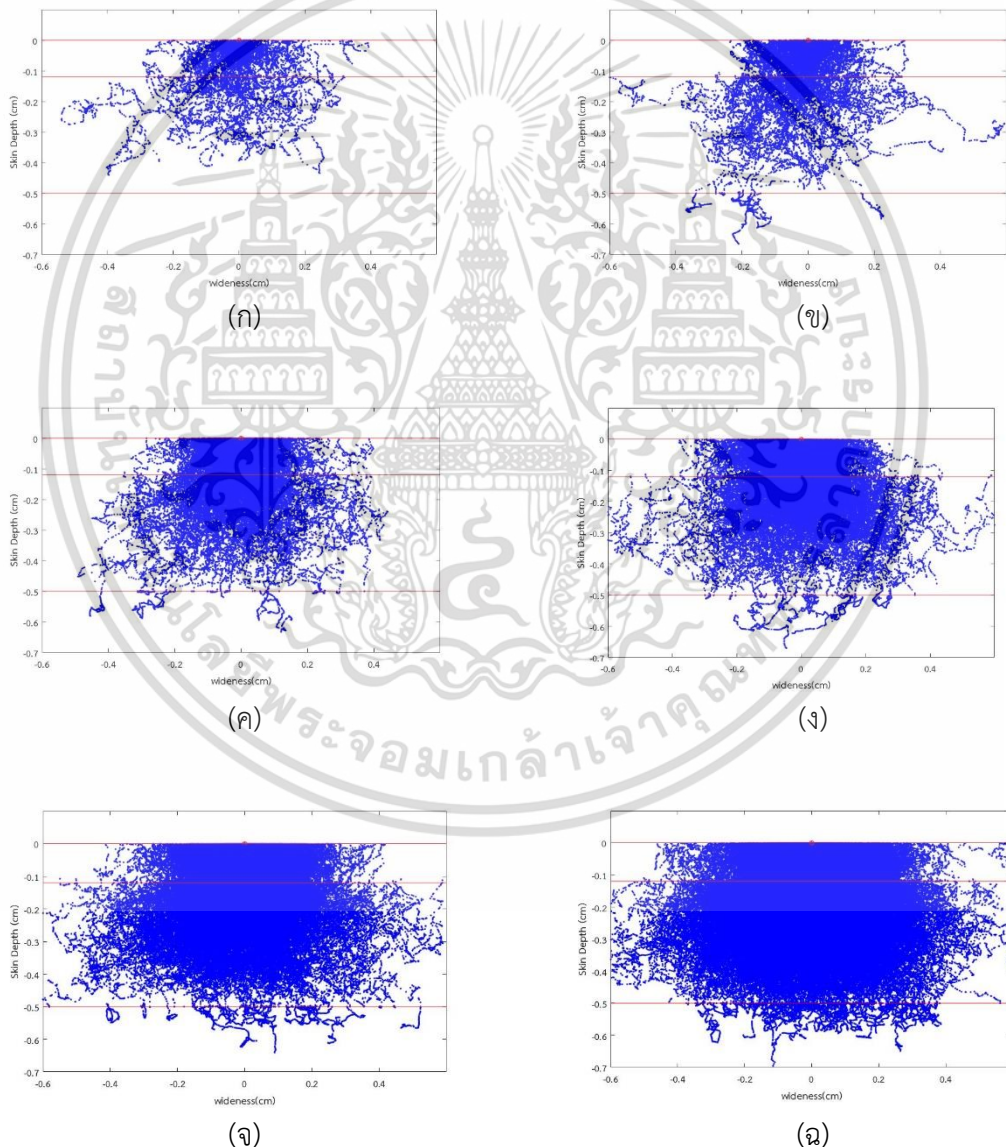
4.3.2 ผลการบันทึกจำนวนสตีปของโฟตอนในแต่ละระดับความลึก (แกน Z)

4.3.3 ผลการบันทึกจำนวนสตีปของโฟตอนในแนวแกน X

4.3.4 ผลการบันทึกจำนวนสตีปของโฟตอนที่ชั้นผิวหนังบนสุด (ที่  $Z = 0$ )

##### 4.3.1 ผลการกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อในระนาบ (X,Z)

ผลจากการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนในแต่ละครั้ง ที่แสดงการกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ ดังรูปที่ 4.4 โดยให้จำนวนโฟตอน คือ 100, 200, 500, 1,000, 2,000, 5,000 10,000 และ 50,000

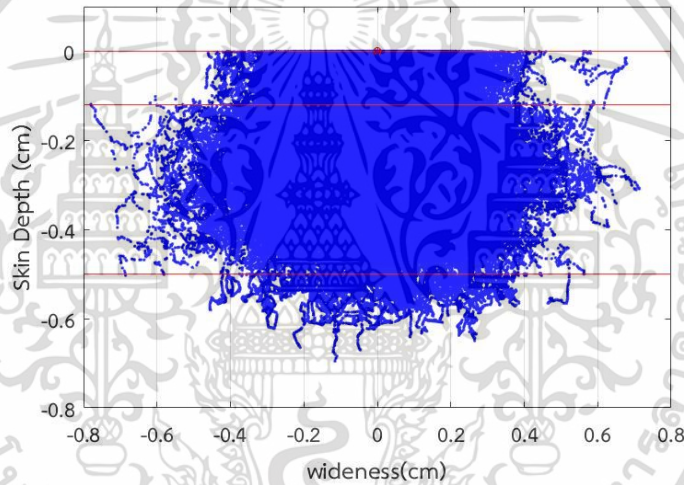


รูปที่ 4.4 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์

(ก) 100 โฟตอน (ข) 200 โฟตอน (ค) 500 โฟตอน

(ง) 1000 โฟตอน (จ) 2000 โฟตอน (ฉ) 5000 โฟตอน

จากรูปที่ 4.4 สังเกตได้ว่าเมื่อจำนวนโฟตอนเพิ่มขึ้น ความสามารถในการกระจายตัวของโฟตอนมีการกระจายตัวเพิ่มขึ้น ซึ่งมีความสอดคล้องกันในหัวข้อที่ 2.5 กล่าวถึงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับพลังงานคือ เมื่อจำนวนโฟตอนเพิ่มขึ้น พลังงานก็เพิ่มขึ้น ทำให้ความสามารถในการกระจายตัวการเคลื่อนที่ของโฟตอนมีค่าเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งระยะการกระจายตัวของโฟตอนทั้งสองทิศทางจะขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน และสัมประสิทธิ์การสะท้อนของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท ซึ่งเมื่อแบบจำลองใช้พารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อผิวหนัง ไขมัน และเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อลาย พบว่าระยะการกระจายตัวของโฟตอนอยู่ในระดับ 0 ถึง 2 เซนติเมตร ที่จำนวนโฟตอน 100 โฟตอน ถึง 100,000 โฟตอน และความลึกที่โฟตอนสามารถทะลุเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ สังเกตจากรูปที่ 4.3 พบว่าที่จำนวนโฟตอนน้อย 1000 โฟตอน ยังไม่สามารถทะลุเข้าไปยังชั้นของกล้ามเนื้อลาย แต่ที่จำนวนโฟตอนตั้งแต่ 10,000 โฟตอนพบว่า โฟตอนสามารถทะลุเข้าไปถึงชั้นกล้ามเนื้อลาย ซึ่งเมื่อเราต้องการที่จะศึกษาการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่ชั้นกล้ามเนื้อลายจะสามารถวิเคราะห์ได้ที่จำนวนโฟตอนมากกว่า 10,000 โฟตอน ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ ที่โฟตอน 10,000 โฟตอน

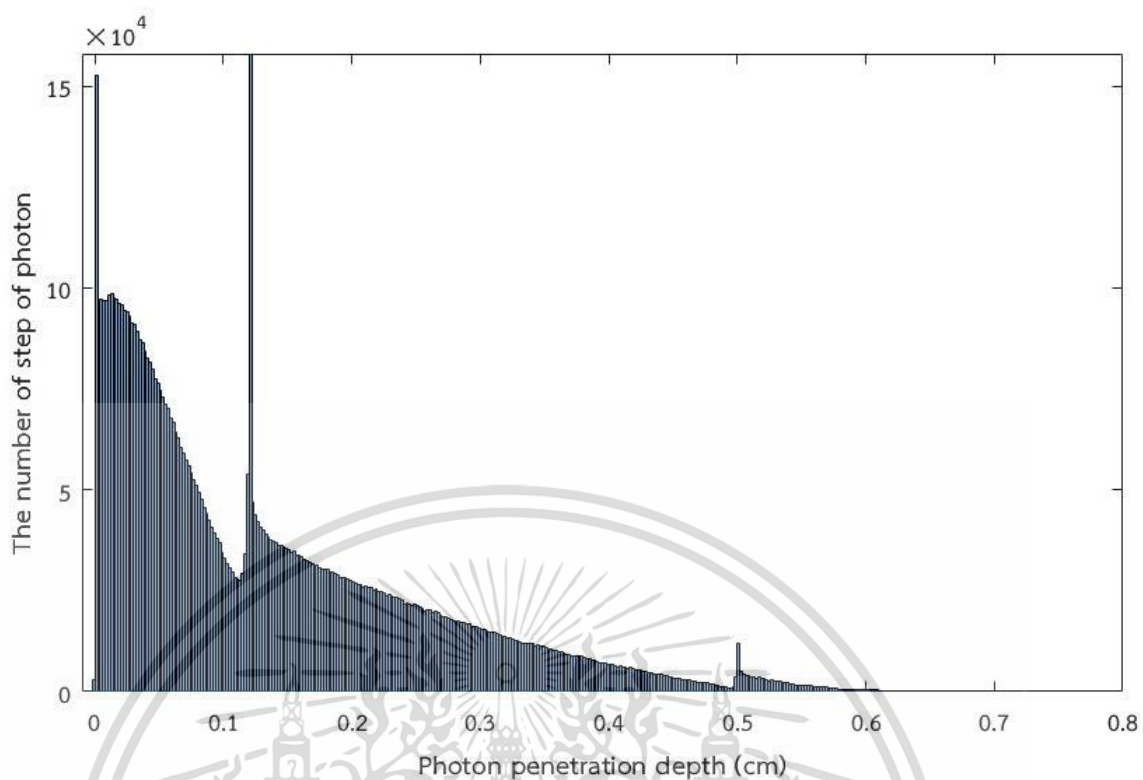
#### 4.3.2 ผลของจำนวนสแต็บของโฟตอนในแต่ละระดับความลึก (แกน Z)

ผลจากการสร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนจากผลการทดลองที่ 4.1 จะเห็นว่าการเคลื่อนที่ของโฟตอนหนึ่งตัว จะมีขั้นตอนหรือสแต็บการเคลื่อนที่หลายสแต็บขึ้นตอน ซึ่งโฟตอนแต่ละตัวก็จะมีสแต็บการเคลื่อนที่ ทิศทางและขนาดที่ไม่เหมือนกัน จึงมีการบันทึกผลการสร้างแบบจำลองโดยบันทึกเป็นจำนวนสแต็บของโฟตอนในแต่ละระดับความลึกลงไปเนื้อเยื่อ

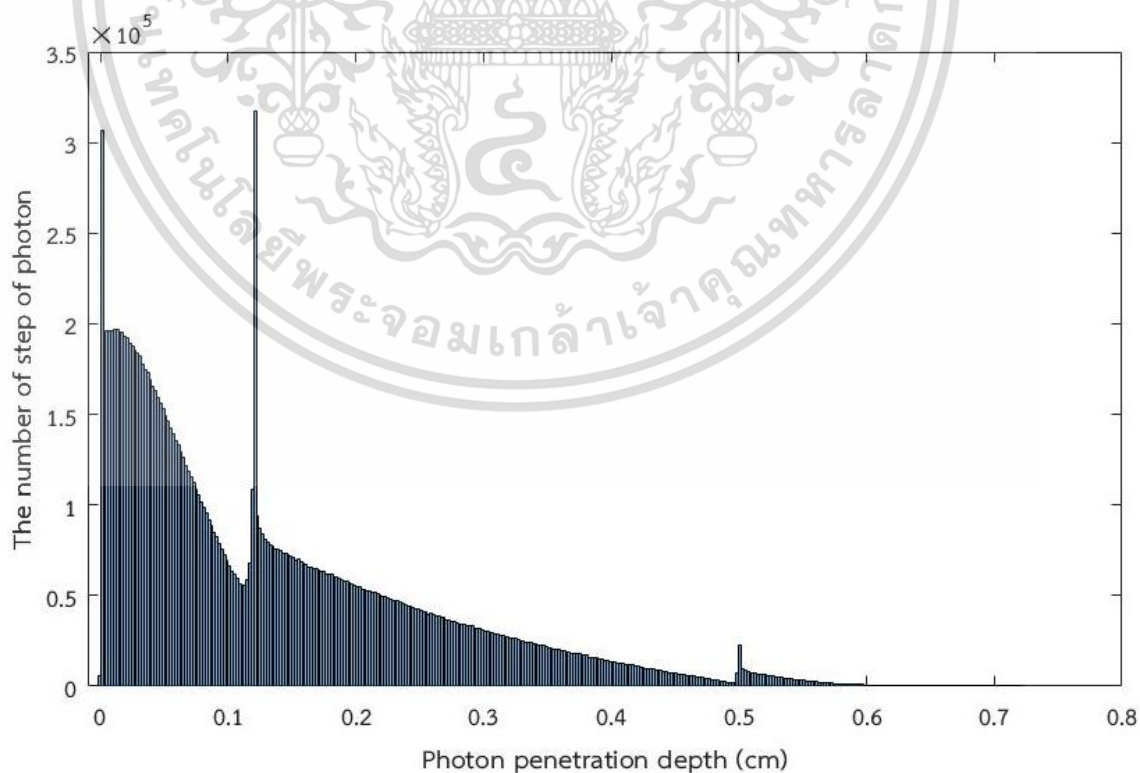
จากรูปที่ 4.6 ถึง 4.9 สังเกตได้ว่าจำนวนของสแต็บโฟตอนจะมีค่ามากที่ส่วนของชั้นบนคือชั้นผิวหนัง และค่อยๆลดลงตามชั้นถัดไปคือ ไขมันและชั้นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลายจะพบน้อยสุด แต่พบว่าในช่วงขอบเขตระหว่างชั้น รอยต่อระหว่างชั้นผิวหนังกับชั้นไขมัน และรอยต่อระหว่างชั้นไขมันกับชั้นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลาย เกิดความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัดเนื่องจากความแตกต่างของดัชนีหักเหของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.8 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 50,000 โฟตอน



รูปที่ 4.9 โฟตอนกระจายตัวลึกลงในชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น ที่โฟตอน 100,000 โฟตอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลจากการสร้างแบบจำลอง เมื่อโฟตอนเคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อทั้ง 3 ชั้น จากแบบจำลอง เราสามารถบอกได้ว่า โฟตอนสามารถทะลุผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ดังตารางที่ 4.1

**ตารางที่ 4.1** บันทึกผลการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่สามารถทะลุถึงลงไปในพื้นที่ของเนื้อเยื่อได้

จำนวนโฟตอน	การเคลื่อนที่ของโฟตอนที่สามารถทะลุถึงลงไปในพื้นที่ของเนื้อเยื่อ(เซนติเมตร)							
	1	2	3	4	5	...	10	เฉลี่ย
100	0.620	0.520	0.620	0.620	0.560	...	0.620	0.593
200	0.630	0.630	0.640	0.640	0.630	...	0.630	0.633
500	0.620	0.620	0.640	0.670	0.640	...	0.670	0.643
1000	0.650	0.640	0.680	0.650	0.650	...	0.650	0.653
2000	0.680	0.645	0.645	0.675	0.680	...	0.675	0.667
5000	0.700	0.675	0.700	0.675	0.700	...	0.675	0.688
10000	0.696	0.696	0.696	0.684	0.696	...	0.684	0.692
20000	0.696	0.696	0.696	0.695	0.696	...	0.695	0.696
50000	0.722	0.722	0.722	0.722	0.722	...	0.722	0.722
100000	0.722	0.722	0.722	0.722	0.722	...	0.722	0.722

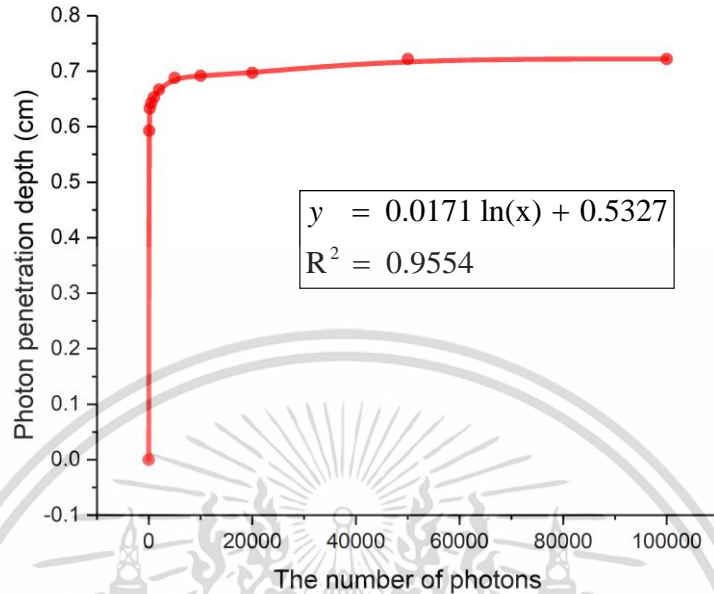
จากตารางที่ 4.1 เมื่อนำข้อมูลที่ได้มาคำนวณหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละจำนวนโฟตอนที่ให้ มีค่า 0.03 0.00 0.01 0.01 0.01 0.01 0.00 0.00 0.00 และ 0.00 ตามลำดับ เมื่อคิดเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันของการให้จำนวนโฟตอนที่แตกต่างกันแต่ละกัน จะได้สัมประสิทธิ์ความแปรผัน เป็น 6.15 0.69 2.95 1.76 2.14 1.68 0.75 0.06 0.00 0.00 เปอร์เซ็นต์ สังเกตได้ว่าที่จำนวนโฟตอนตั้งแต่ 10,000 โฟตอน ผลการจำลองของโฟตอนแต่ในครั้งมีค่าแปรผันจากค่ามาตรฐานน้อยมาก ส่วนที่จำนวนโฟตอน 50,000 โฟตอน และ 100,000 โฟตอน ค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันมีค่าเป็น 0.00 เปอร์เซ็นต์ เมื่อคำนวณเป็นค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ย คือ 0.01 และ ค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันเฉลี่ย 1.62 เปอร์เซ็นต์ แสดงให้เห็นว่าแบบจำลองมีความถูกต้องและน่าเชื่อถือ เหมาะกับการจำลองการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อต้นแบบ

ผลจากการสร้างแบบจำลองเมื่อพิจารณา ผลจากการบันทึกเนื่องจากการสร้างแบบจำลองด้วยแมทแลบบนคอมพิวเตอร์ มีขีดจำกัดตามความสามารถของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งเมื่อเทียบกับแหล่งกำเนิดแสงจริง จะใช้จำนวนโฟตอนมากกว่า 100,000 โฟตอน เมื่อสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับความลึกของโฟตอนในเนื้อเยื่อดังรูปที่ 4.10 ได้สมการความสัมพันธ์ คือ

$$y = 0.0171 \ln(x) + 0.5327 \quad (4.1)$$

สามารถนำสมการนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์ระยะการกระจายตัวของโฟตอนที่ทะลุเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ เมื่อมีแหล่งกำเนิดแสงที่ต้องการใช้งาน ซึ่ง ตัวแปร  $y$  ระยะการกระจายตัวที่ต้องการทราบ ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

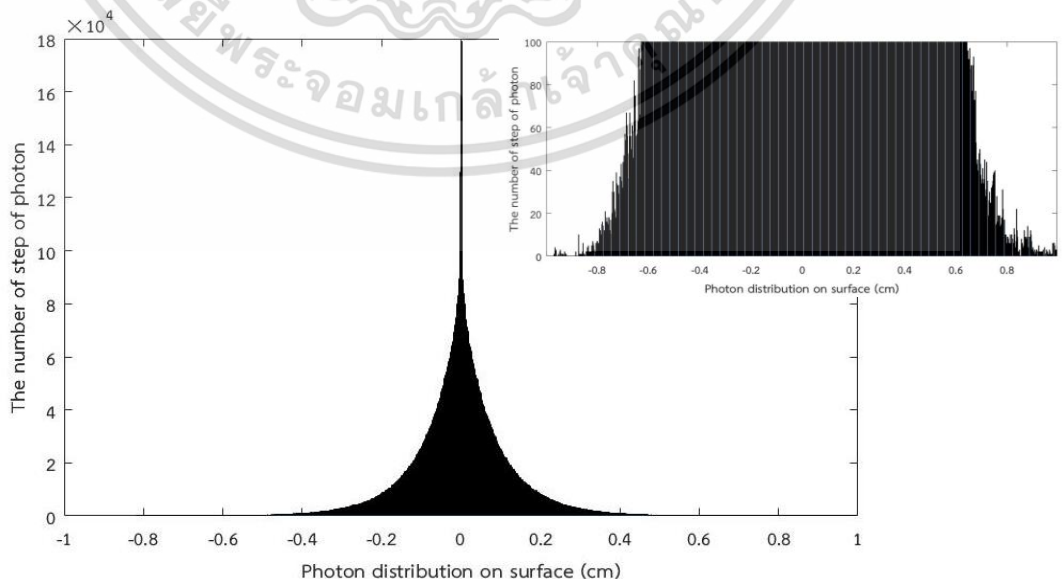
และตัวแปร  $x$  เป็นค่าแหล่งกำเนิดแสงที่ต้องการใช้โดยคิดเป็นจำนวนโฟตอนที่ใช้ให้กับแบบจำลองแทนในสมการที่ 4.1



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ความลึกของเนื้อเยื่อกับจำนวนโฟตอนที่ให้ที่จำนวนต่าง ๆ

#### 4.3.3 ผลของจำนวนสเต็มโฟตอนในแนวแกน X

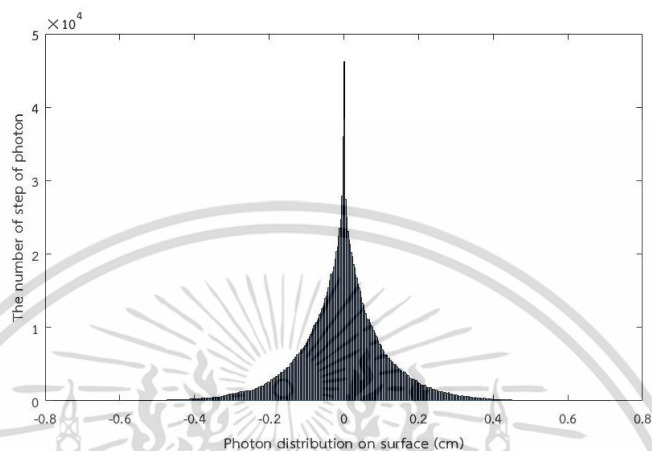
รูปที่ 4.11 แสดงจำนวนสเต็มโฟตอนที่กระจายตัวในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้น ในแนวกว้าง จากผลการจำลองเมื่อพิจารณาที่ จำนวนโฟตอน 100,000 โฟตอน พบว่าโฟตอนกระจายตัวภายในเนื้อเยื่อมีความกว้างการกระจายตัวอยู่ที่ 1.96 เซนติเมตร



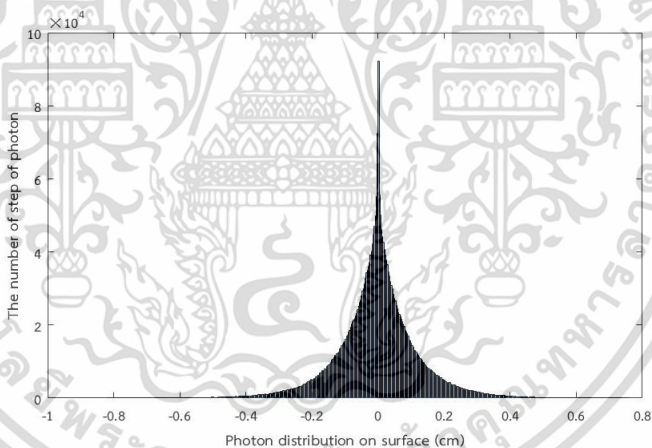
รูปที่ 4.11 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 100,000 โฟตอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

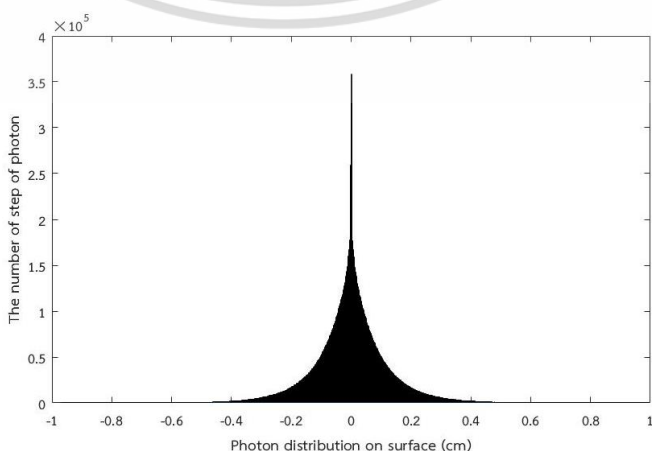
ผลการประมวลทางคอมพิวเตอร์ของจำนวนสแต็ปโฟตอนที่กระจายตัวในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้นในแนวกว้าง(x) สังเกตได้ว่าที่ตำแหน่ง  $x = 0$  จุดที่วางแหล่งกำเนิดโฟตอนมีจำนวนสแต็ปโฟตอนมากที่สุด เมื่อพิจารณาการเคลื่อนที่ของโฟตอนปกติจะเดินทางเป็นเส้นตรงหากไม่เจอสิ่งกีดขวาง และเกิดการกระจายตัวในระยะข้างเคียงโดยจำนวนสแต็ปโฟตอนก็ลดลงตามแนวระยะข้างเคียง และสังเกตผลเพิ่มเติมได้ว่า เมื่อจำนวนโฟตอนมากขึ้น ที่ตำแหน่ง  $x = 0$  เซนติเมตร มีจำนวนสแต็ปโฟตอนเพิ่มขึ้นเช่นกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.12 ถึง 4.14



รูปที่ 4.12 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 10,000 โฟตอน



รูปที่ 4.13 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 20,000 โฟตอน

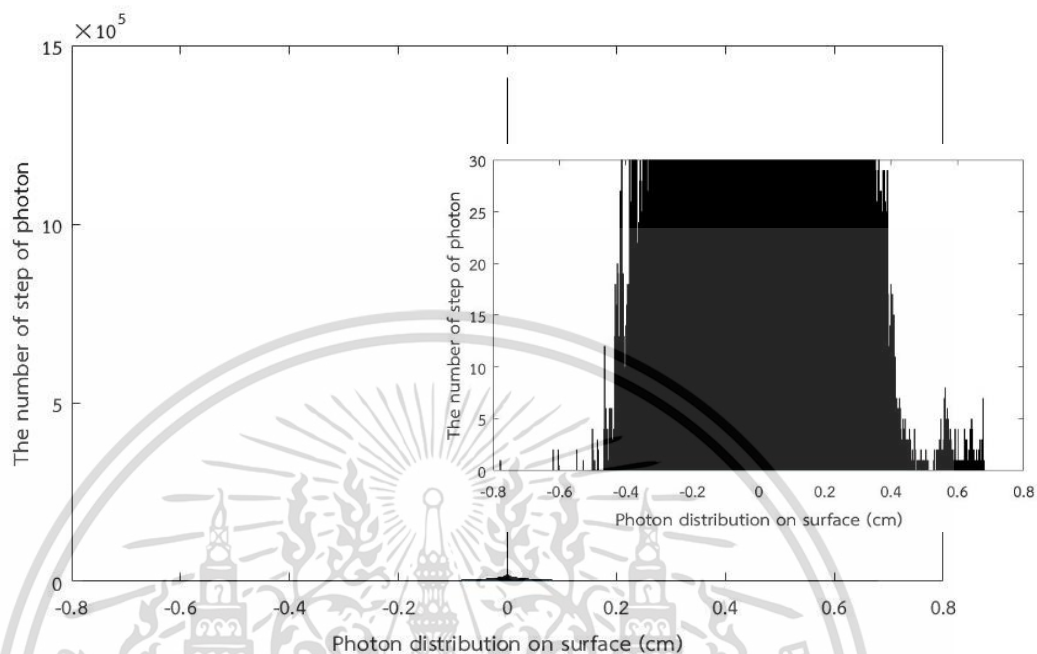


รูปที่ 4.14 การกระจายตัวของโฟตอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ 50,000 โฟตอน

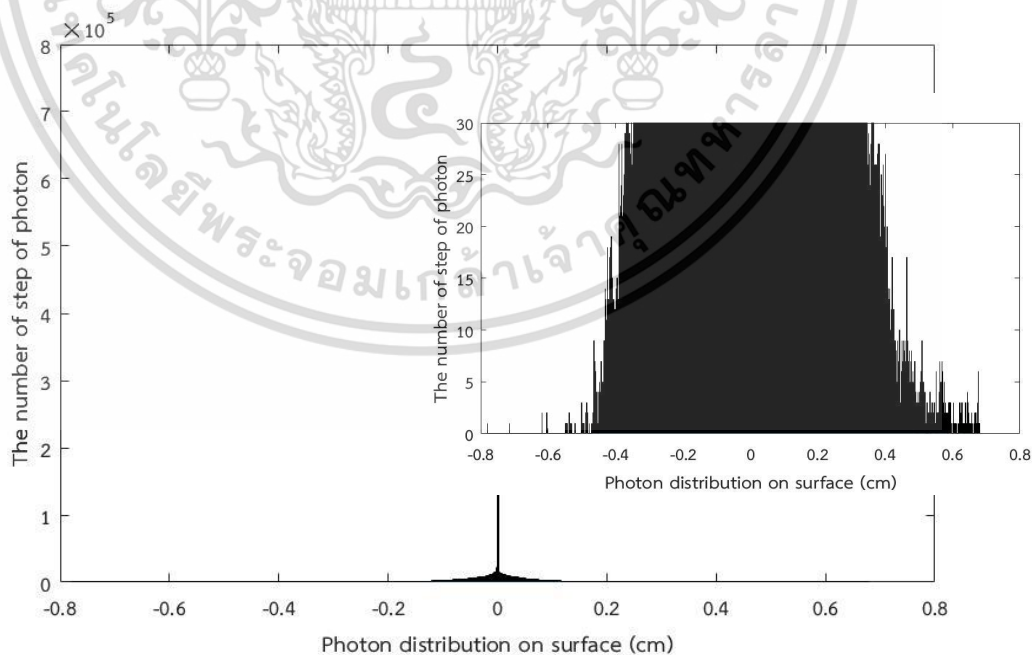
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อมีผู้ใดเห็นประโยชน์หรือข้อผิดพลาดในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3.4 ผลของจำนวนสถิติของโฟตอนที่ชั้นผิวหน้าบนสุด (ที่ $Z = 0$ )

ผลจากการจำลองวิเคราะห์ค่าการกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นของผิวหน้าแสดงดังรูปที่ 4.15 ถึง 4.18 เพื่อสามารถประยุกต์หาตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางอุปกรณ์การวัดที่เกี่ยวข้องกับการแสง

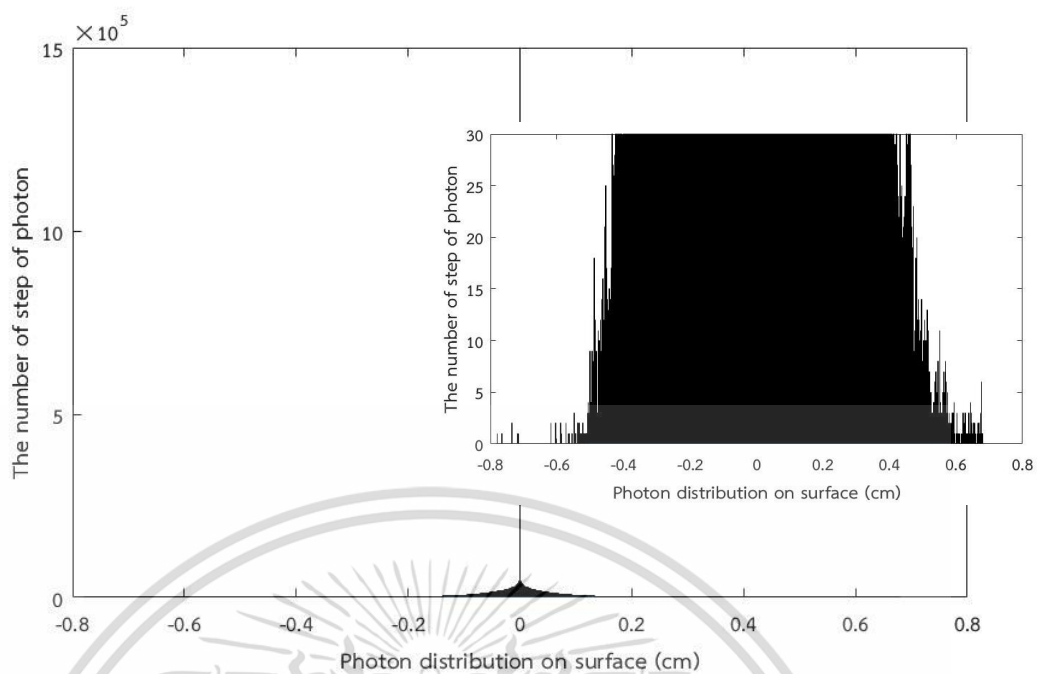


รูปที่ 4.15 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 10,000 โฟตอน

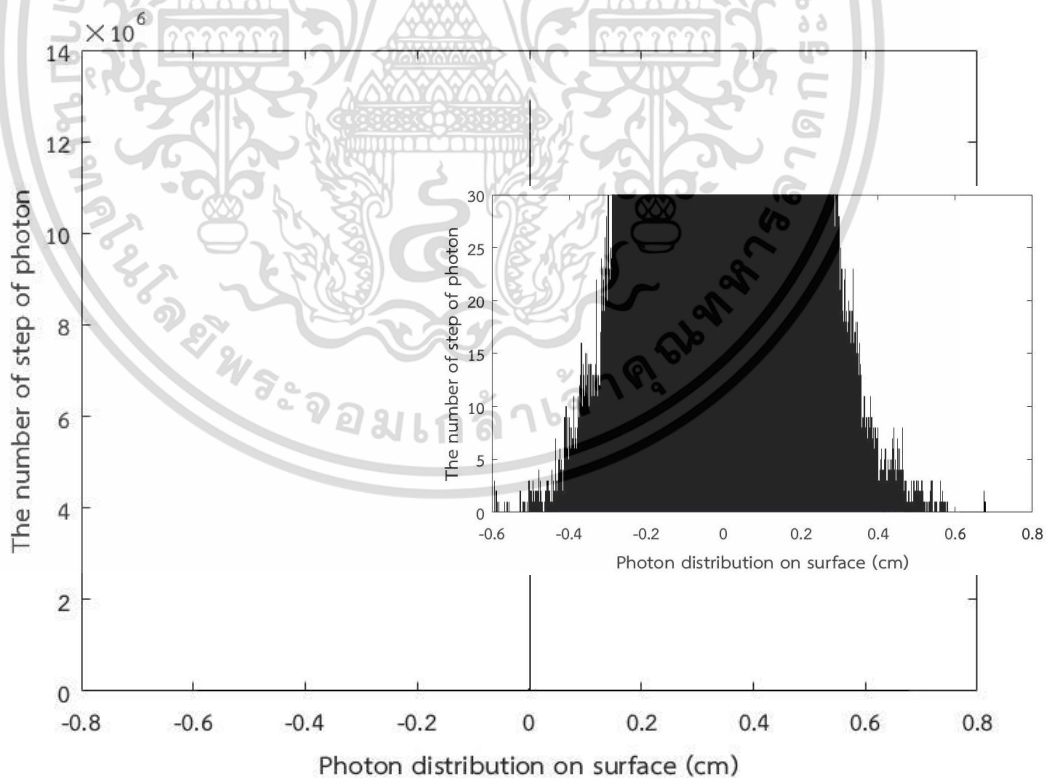


รูปที่ 4.16 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 20,000 โฟตอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.17 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 50,000 โฟตอน



รูปที่ 4.18 การกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นเนื้อเยื่อ ( $z = 0$ ) 100,000 โฟตอน

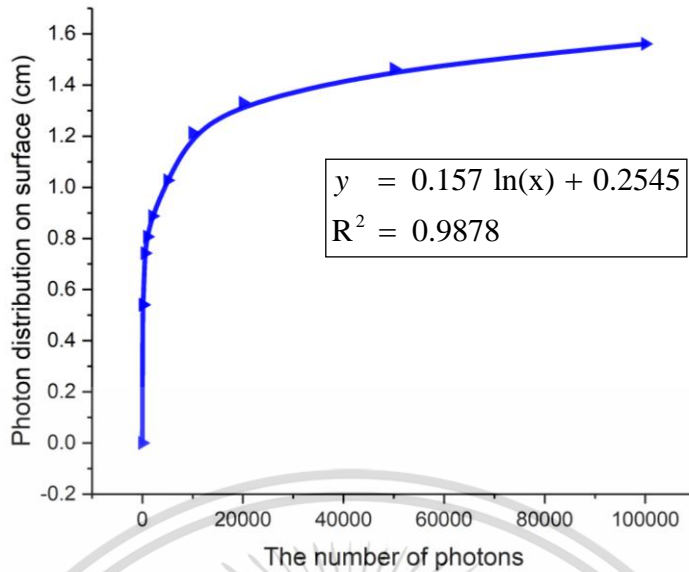
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำผลจากแบบจำลองบันทึกตารางที่ 4.2 จากตาราง เมื่อนำข้อมูลที่ได้มาคำนวณหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละจำนวนโฟตอนที่ให้ มีค่า 0.02 0.00 0.00 0.03 0.12 0.21 0.10 0.15 0.007 และ 0.00 ตามลำดับ เมื่อคิดเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันของการให้จำนวนโฟตอนที่แตกต่างกันแต่ละกัน จะได้สัมประสิทธิ์ความแปรผัน เป็น 5.21 1.71 0.98 4.87 14.68 22.03 8.93 12.40 0.50 0.02 เปอร์เซนต์ สังเกตได้ว่าที่จำนวนโฟตอนแต่ละค่า ผลการจำลองของโฟตอนแต่ในครั้งมีค่าแปรผันจากค่ามาตรฐานของการกระจายตัวของโฟตอนในแนวกว้างมีค่ามากกว่าค่าการกระจายตัวของโฟตอนในแนวลึกเข้าสู่เนื้อเยื่อจากตารางที่ 4.1 แต่ที่จำนวนโฟตอน 50,000 โฟตอน และ 100,000 โฟตอน มีค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันน้อยที่สุด 0.00 เมื่อคำนวณเป็นค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ย คือ 0.06 เซนติเมตร และ ค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันเฉลี่ย 7.13 เปอร์เซนต์ แสดงให้เห็นว่า แบบจำลองเหมาะสมกับการจำลองการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อต้นแบบที่จำนวนโฟตอนมากกว่า 10,000 โฟตอน

ตารางที่ 4.2 บันทึกผลการเคลื่อนที่ของความกว้างของโฟตอนที่ชั้นผิวหนังบนสุด (ที่  $Z = 0$ )

จำนวนโฟตอน	การกระจายตัวของโฟตอนบนชั้นผิวหนัง (เซนติเมตร)							
	1	2	3	4	5	...	10	เฉลี่ย
100	0.5040	0.5900	0.504	0.561	0.540	...	0.561	0.540
200	0.5350	0.5350	0.535	0.542	0.555	...	0.542	0.555
500	0.7400	0.7400	0.750	0.730	0.750	...	0.730	0.750
1000	0.8340	0.7930	0.790	0.861	0.756	...	0.861	0.756
2000	0.9560	0.8010	0.801	1.116	0.763	...	1.116	0.763
5000	1.1160	0.8560	0.850	1.458	0.856	...	1.458	0.856
10000	1.1395	1.1395	1.163	1.460	1.163	...	1.460	1.163
20000	1.1390	1.4580	1.458	1.460	1.139	...	1.460	1.139
50000	1.4590	1.4590	1.459	1.480	1.459	...	1.480	1.459
100000	1.5610	1.5610	1.561	1.560	1.561	...	1.560	1.561

ผลจากการสร้างแบบจำลองเมื่อพิจารณา ผลที่จากการบันทึกเนื่องจากการสร้างแบบจำลองด้วยแมทแลบบนคอมพิวเตอร์ มีขีดจำกัดตามความสามารถของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งเมื่อเทียบกับแหล่งกำเนิดแสงจริง จะใช้จำนวนโฟตอนมากกว่า 100,000 โฟตอน ดังนั้นเราจึงสร้างความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ โดยหาสมการความสัมพันธ์จากกราฟในรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ความกว้างของโฟตอนที่กระจายตัวบนชั้นผิวหนังกับจำนวนโฟตอนที่ให้ที่จำนวนต่าง ๆ

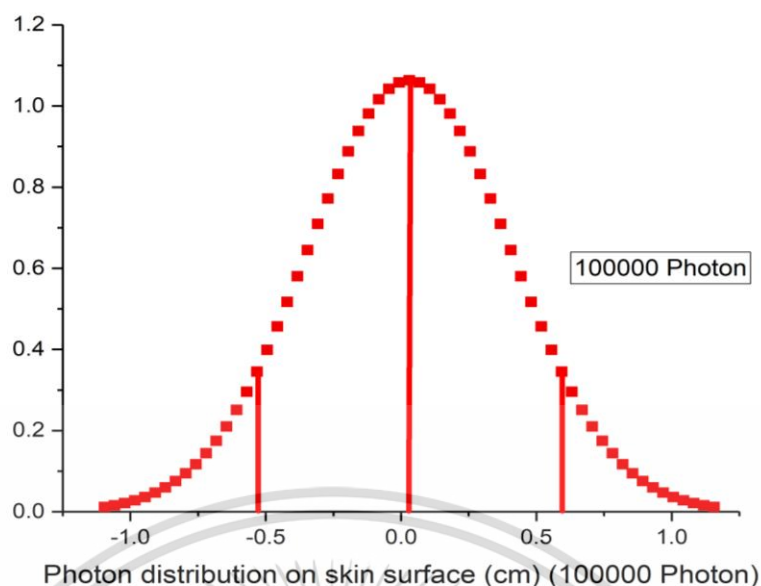
เมื่อสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับความกว้างของโฟตอนบนเนื้อเยื่อผิวหนัง ได้สมการความสัมพันธ์ คือ

$$y = 0.157 \ln(x) + 0.2545 \quad (4.2)$$

สามารถนำสมการนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์หาระยะการกระจายตัวของโฟตอนที่ทะลุเข้าไปเนื้อเยื่อได้

#### 4.4 วิเคราะห์ตำแหน่งเป็นไปได้ที่สามารถนำค่าที่เหมาะสม ไปใช้ในการสร้างเครื่องมือวัดความเข้มแสงจากเนื้อเยื่อมนุษย์

ผลจากตารางที่ 4.2 สามารถวิเคราะห์เพื่อหาระยะการกระจาย เมื่อเลือกใช้แหล่งกำเนิดแสงที่มีความเข้มพลังงานที่มากเกินความสามารถของกระบวนการทางคณิตศาสตร์บนคอมพิวเตอร์ ดังนั้นเมื่อเลือกใช้แหล่งกำเนิดแสงที่มีจำนวนโฟตอนมากกว่า 100,000 โฟตอน เราสามารถนำค่าการกระจายตัวของโฟตอนที่ชั้นผิวหนัง โดยใช้วิธีทางสถิติดังรูปที่ 4.20 เพื่อเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางอุปกรณ์ตรวจวัด



รูปที่ 4.20 การแจกแจงความน่าจะเป็นของระยะการกระจายตัวของโฟตอน

ตารางที่ 4.3 แสดงการเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางเครื่องมือ

N	Z-Scale			Distance	SD	Mean
	-1.5	0.0	1.5			
100	-0.238	0.060	0.358	0.597	0.199	0.060
200	-0.254	0.025	0.304	0.558	0.186	0.025
500	-0.287	0.032	0.352	0.640	0.213	0.032
1000	-0.328	0.020	0.368	0.697	0.232	0.020
2000	-0.376	-0.006	0.364	0.740	0.246	-0.006
5000	-0.407	-0.006	0.395	0.802	0.267	-0.006
10000	-0.503	-0.000	0.494	0.998	0.338	-0.000
20000	-0.371	0.102	0.618	0.990	0.341	0.089
50000	-0.435	0.080	0.595	1.031	0.343	0.080
100000	-0.532	0.030	0.593	1.125	0.375	0.030

เมื่อหาสมการความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางเครื่องมือ  
วัดแสงจะได้  $y = 0.0825 \ln(x) + 0.1439$  มีค่า  $R^2$  คือ 0.9665 เป็นค่าที่ยอมรับได้

## บทที่ 5

# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการวิจัย

#### 5.1.1 ผลการทดสอบแบบจำลองโดยจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว

ผลจากการสร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้น โดยทดสอบการเคลื่อนที่ของโฟตอนเดี่ยว การเคลื่อนที่ของโฟตอนจะมีทิศทางแบบสุ่ม ขึ้นกับค่าตัวแปรที่ได้จากการสุ่มนั่นเอง ทำให้สเถียรการเคลื่อนที่ของโฟตอนของแต่ละโฟตอนในแต่ละครั้งมีทิศทางและขนาดไม่เหมือนกัน

#### 5.1.2 ผลการทดสอบการทะลุผ่านของโฟตอนโดยใช้ทองคำแทนที่ชั้นของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลาย

เมื่อทดสอบแบบจำลองกับทองคำที่แทนที่ในชั้นกล้ามเนื้อลาย ผลคือโฟตอนไม่สามารถทะลุผ่านชั้นของทองคำได้

#### 5.1.3 ผลจากการจำลองการเคลื่อนที่ของโฟตอนแสดงการเคลื่อนที่ของโฟตอนในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้นที่จำนวนโฟตอนต่างๆ

##### 5.1.3.1 ผลการบันทึกโฟตอนในเนื้อเยื่อในระนาบ (X,Z)

จากความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับพลังงานคือ เมื่อจำนวนโฟตอนเพิ่มขึ้น พลังงานก็เพิ่มขึ้น ทำให้ความสามารถในการกระจายตัวการเคลื่อนที่ของโฟตอนมีค่าเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งระยะการกระจายตัวของโฟตอนทั้งสองทิศทาง จะขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน และสัมประสิทธิ์การสะท้อนของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท ซึ่งเมื่อแบบจำลองใช้พารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อผิวหนัง ไขมัน และเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อลาย พบว่าระยะการกระจายตัวของโฟตอนอยู่ในระดับ 0 ถึง 1.96 เซนติเมตร ที่จำนวนโฟตอน 100 โฟตอน ถึง 100,000 โฟตอน

##### 5.1.3.2 ผลการบันทึกจำนวนสเถียรของโฟตอนในแต่ละระดับความลึก (แกน Z)

เมื่อจำนวนของสเถียรโฟตอนจะมีค่ามากที่สุดของชั้นบนคือชั้นผิวหนัง และค่อยๆลดลงตามชั้นถัดไปคือ ไขมันและชั้นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลายจะพบน้อยสุด แต่พบว่าในช่วงขอบเขตระหว่างชั้นรอยต่อระหว่างชั้นผิวหนังกับชั้นไขมัน และรอยต่อระหว่างชั้นไขมันกับชั้นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อลาย เกิดความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัดเนื่องจากความแตกต่างของดัชนีหักเหของเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ทำให้เกิดการสะท้อนกับบางส่วน ทำให้มีจำนวนสเถียรโฟตอนมีการกระจายบริเวณนั้นเพิ่มขึ้นแล้วลดลงเมื่ออยู่ระหว่างชั้นเนื้อเยื่อนั้นๆ เมื่อบันทึกค่าระดับความลึกของแต่ละจำนวนโฟตอน แล้วคำนวณหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละจำนวนโฟตอนที่ให้ มีค่า 0.03 0.00 0.01 0.01 0.01 0.01 0.00 0.00 0.00 และ 0.00 ตามลำดับ เมื่อคิดเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันของการให้จำนวนโฟตอนที่แตกต่างกันแต่ละกัน จะได้สัมประสิทธิ์ความแปรผัน เป็น 6.15 0.69 2.95 1.76 2.14 1.68 0.75

0.06 0.00 0.00 เปอร์เซ็นต์ สังเกตได้ว่าที่จำนวนโฟตอนตั้งแต่ 10,000 โฟตอน ผลการจำลองของโฟตอนแต่ในละครั้งมีค่าแปรผันจากค่ามาตรฐานน้อยมาก ส่วนที่จำนวนโฟตอน 50,000 โฟตอน และ 100,000 โฟตอน ค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันมีค่าเป็น 0.00 เปอร์เซ็นต์ เมื่อคำนวณเป็นค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ย คือ 0.01 และ ค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรผันเฉลี่ย 1.62 เปอร์เซ็นต์ แสดงให้เห็นว่า แบบจำลองมีความถูกต้องและน่าเชื่อถือ เหมาะกับการจำลองการเดินทางของโฟตอนในเนื้อเยื่อต้นแบบ และพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับความลึกของโฟตอนในเนื้อเยื่อ ได้สมการความสัมพันธ์ คือ  $y = 0.0171 \ln(x) + 0.5327$

### 5.1.3.3 ผลการบันทึกจำนวนสเต็มของโฟตอนในแนวแกน X

จำนวนสเต็มโฟตอนที่กระจายตัวในเนื้อเยื่อทั้งสามชั้น ในแนวกว้าง จากผลการจำลองเมื่อพิจารณาที่ จำนวนโฟตอน 100,000 โฟตอน พบว่าโฟตอนกระจายตัวภายในเนื้อเยื่อมีความกว้างการกระจายตัวอยู่ที่ 1.966 เซนติเมตร

### 5.1.3.4 ผลการบันทึกจำนวนสเต็มของโฟตอนที่ชั้นผิวหนังบนสุด (ที่ $Z = 0$ )

ผลจากการสร้างแบบจำลองเมื่อพิจารณา ผลที่จากการบันทึกเนื่องจากการสร้างแบบจำลองด้วยแมทแลบบนคอมพิวเตอร์ มีขีดจำกัดตามความสามารถของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งเมื่อเทียบกับแหล่งกำเนิดแสงจริง จะใช้จำนวนโฟตอนมากกว่า 100,000 โฟตอน เมื่อสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับความกว้างของโฟตอนบนเนื้อเยื่อผิวหนัง ได้สมการความสัมพันธ์ คือ  $y = 0.157 \ln(x) + 0.2545$  สามารถนำสมการนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์หาระยะการกระจายตัวของโฟตอนที่ทะลุเข้าไปในเนื้อเยื่อได้

### 5.1.4 ผลการวิเคราะห์ตำแหน่งเป็นไปได้ที่สามารถนำค่าที่เหมาะสม ไปใช้ในการสร้างเครื่องมือ

สามารถหาสมการความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนโฟตอนกับตำแหน่งที่เหมาะสมในการวางเครื่องมือวัดแสงจะได้  $y = 0.0825 \ln(x) + 0.1439$  มีค่า  $R^2$  คือ 0.9665 เป็นค่าที่ยอมรับได้

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการสร้างแบบจำลองนี้มีขีดจำกัดในการประมวลผลสูงสุดที่ จำนวนโฟตอน 100,000 โฟตอนเท่านั้น ทำให้สมการที่ได้นั้น เป็นสมการต้นแบบในการคำนวณหาค่าระยะการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่ต้องการใช้ในการศึกษาในด้านของเนื้อเยื่อหรือในด้านตรวจวัดและเครื่องมือการรักษาได้.

## เอกสารอ้างอิง

- [1] D. Jurovata, J. Kurnatova, S. Ley, D. Laqua, P. Vazan, P. Husar, Research Papers of Slovak University of Technology in Bratislava, Slovak, 2013.
- [2] L. Wang, S.L. Jacques, L. Zheng, MCML- Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues, Comp. Method & Programs in Biomed. 47 (1995) 131-146.
- [3] S.A. Prahl, M. Keijzer, S.L. Jacques, A.J. Welch, A Monte Carlo model of light propagation in tissue, SPIE Proceedings of Dosimetry of Laser Radiation in Med. Biol. 5 (1989) 102-111.
- [4] W.-F. Cheong, S.A. Prahl, A.J. Welch, A review of the optical properties of biological tissues, IEEE J. Quantum Electronics. 26(12) (1990) 2166-2185.
- [5] G.Romano, A.Conti,A. Gnerucci,P.Imperiale,F.Fusi. Laser tissues interaction principles: tissue optical properties in the light therapeutic window. Energy for Health
- [6] A. Kienle, T. Glanzmann, In vivo determination of the optical properties of muscle with time-resolved reflectance using a layered model, Phys. Med. Biol. 44(11) (1999) 2689-2702.
- [7] A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin, Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review, J. Innovative Optical Health Sci. 4(1) (2011) 9-38.
- [8] A. Kienle, T. Glanzmann, In vivo determination of the optical properties of muscle with time-resolved reflectance using a layered model, Phys. Med. Biol. 44(11) (1999) 2689-2702.
- [re9] M.M.A. Fadhali.Analysis of photon transport in biological tissue and the subsequent heating effects.International Journal of Thermal Sciences 98 (2015) 60-67
- [10] สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชนสำหรับเยาวชน. เล่มที่ 8 เรื่อง 2 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยา ,ระบบผิวหนัง [Online]. Available : [http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/other\\_sub.php?file=contactus/contactus.html](http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/other_sub.php?file=contactus/contactus.html)
- [11] Muscle tissue.[Online]. Available : <https://www.scientistcindy.com/muscle-tissue.html>

## เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

[12] ไดโอดเปล่งแสง โฟโตไดโอด วงจรขยายสัญญาณและรูปแบบของหัวตรวจ

[Online]. Available :

[http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:YQPYbR-hPfoJ:doi.nrct.go.th/ListDoi/Download/202661/f3bee6c731b850520ce5d727f70be5a5%3FResolve\\_DOI%3D10.14457/KMITL.res.2012.90+%&cd=8&hl=en&ct=clnk&gl=th](http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:YQPYbR-hPfoJ:doi.nrct.go.th/ListDoi/Download/202661/f3bee6c731b850520ce5d727f70be5a5%3FResolve_DOI%3D10.14457/KMITL.res.2012.90+%&cd=8&hl=en&ct=clnk&gl=th)

[13] อุปกรณ์กำเนิดแสงและรับแสง, พุทธที่ 20 กุมภาพันธ์ 2556

[Online]. Available : <http://tassanai16.blogspot.com/2013/01/wireless.html>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Monte Carlo Simulation of Photon-Skeletal Muscle Interaction in Human Tissue Model

Gamoltip Kaewboonrueng<sup>1,a</sup>, Yiğiter Özmen<sup>2,b</sup>, Sarai Lekchaum<sup>1,c</sup>,  
Kitsakorn Locharoenrat<sup>1,d\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Physics, Faculty of Science, King Mongkut's Institute of Technology,  
Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand

<sup>2</sup>Department of Electronics and Communications Engineering, Faculty of Electrical and Electronics  
Engineering, Yıldız Technical University, Istanbul 34220, Turkey

<sup>a</sup>59605092@kmitl.ac.th, <sup>b</sup>11412113@std.yildiz.edu.tr, <sup>c</sup>sarai.le@kmitl.ac.th,  
<sup>d</sup>kitsakorn.hokudai@gmail.com

**Keywords:** Photon propagation, Reflection, Absorption, Scattering, Tissue, Monte Carlo

**Abstract.** We have investigated a possibility of photon propagation into the human tissue model (skin, fat, and skeletal muscle) by Monte Carlo method using Matlab program. There were some parameters of each tissue layer effecting on the light packet, for instance the absorption coefficient, scattering coefficient, anisotropy factor and thickness. It was found that the photon distribution on the surface of the human tissue and photon penetration into the human tissue under the propagation of 100,000 photons were - 0.8580 cm to + 0.7030 cm (served as two detection points) and 0.7220 cm respectively. Therefore, the simulation result gave the photon penetration depth of 0.2220 cm at the skeletal muscle. These numbers could be primarily used as a standard for design and construction of the tissue diagnostic instrument.

### Introduction

The optical probes, such as the transmission and reflection probes have been widely used for the biophotonic applications. In the biomedical point of view, the reflection probe is generally used to detect the reflection of photon intensity from the biological tissue. However, the reflection probe is not easy to calibrate correctly and accurately, because the reflection of photon intensity depends on the light absorption and tissue structures. Several studies have been tried to simulate the photon behavior in a few layers of human tissue based on a principle of photon propagation using Matlab [1-3]. Since the simulation model for measurement of the photon reflection intensity from tissue structure is suggested as a guideline to setup the position of point source and detector on the human tissue, this research is aimed to study the simulation model of light-human tissue interaction under the visible regime. The simulation of the photon propagation is expected to use for the precise measurement of skeletal muscle conditions, such as contraction and relaxation in the human tissue.

### Monte Carlo Simulation Model

Human tissue model was consisted of skin, fat and skeletal muscle, in the order, as shown in Fig. 1. Geometrical parameters of each tissue layer were summarized in Table 1 [4-6]. The incident plane and propagation direction were defined as x-y axis and z axis, respectively. The visible light with a number of photon  $N = 100, 200, \dots, 100,000$  was defined as a point source. The photon distribution served as the detection points was observed on the tissue surface. Photon propagation in the human tissue was calculated by a PC code of Monte Carlo simulation model using Matlab program as shown in Fig. 2.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

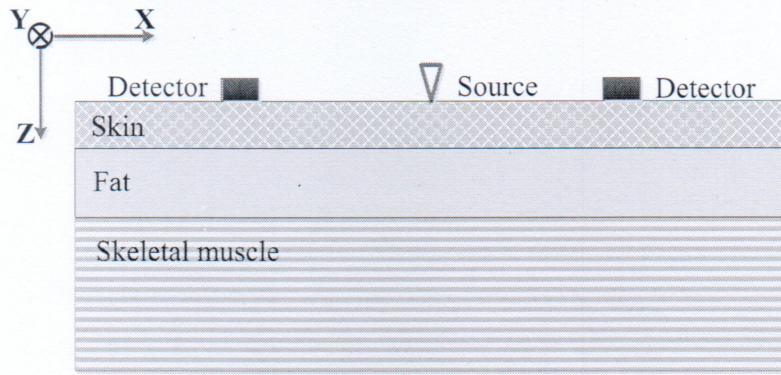


Fig. 1 Cartesian coordinate system for the photon-human tissue interaction.

Table 1 Geometrical parameters of the human tissue model.

Layer#	Thickness ( $d_z$ )	Refractive index ( $n$ )	Anisotropy factor ( $\gamma$ )	Absorption coefficient ( $\mu_a$ )	Scattering coefficient ( $\mu_s$ )
1: Skin	0.12 cm	$n_1 = 1.39$	0.81	$2.70 \text{ cm}^{-1}$	$187.00 \text{ cm}^{-1}$
2: Fat	0.38 cm	$n_2 = 1.44$	0.85	$3.60 \text{ cm}^{-1}$	$171.00 \text{ cm}^{-1}$
3: Muscle	$\infty$	$n_3 = 1.37$	0.90	$11.20 \text{ cm}^{-1}$	$530.00 \text{ cm}^{-1}$

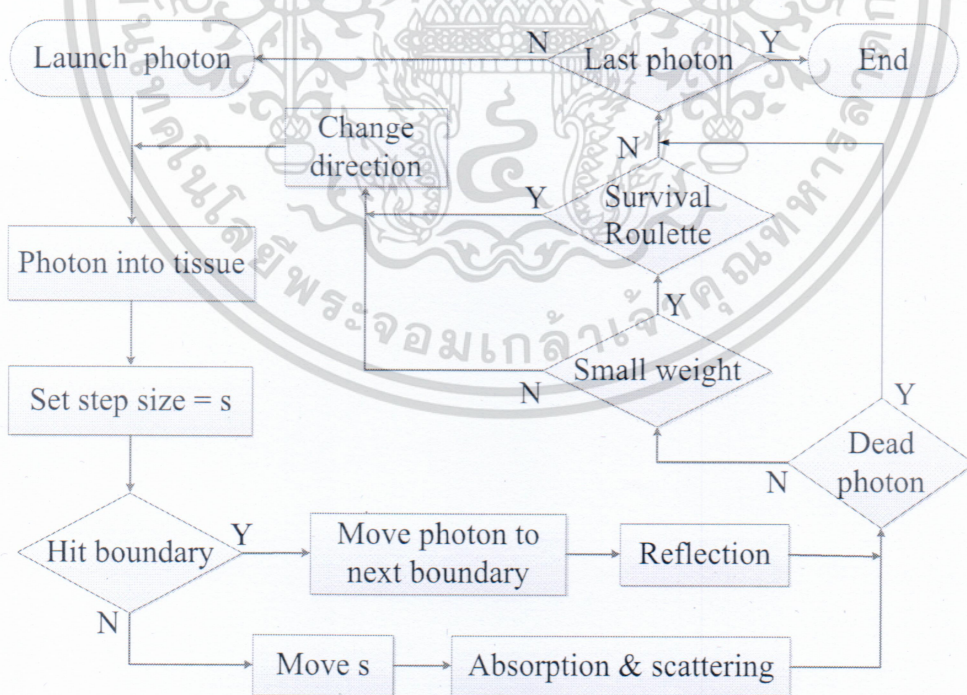


Fig. 2 Flowchart of Monte Carlo simulation for the photon-human tissue interaction.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

In detail, the initial photon was positioned at  $(x = 0, y = 0, z = 0)$  with initial photon direction  $(\mu_x = 0, \mu_y = 0, \mu_z = 1)$ . When the photon packet was propagated into a medium, the specular reflectance at the interface was determined as follow [2, 3]

$$R_{sp} = \frac{(n_i - n_t)^2}{(n_i + n_t)^2} \quad (1)$$

where the subscript  $i$  and  $t$  represent the incidence and transmission, respectively. The probability density function  $p(\sigma)$  is defined as a distribution of random variable  $\sigma$  over the interval  $(0, 1)$ . The sampling probability distribution of the photon's free path  $s$  ( $0 \leq s < \infty$ ) indicating a step size of the photon packet was calculated by  $s = -\ln \sigma / \mu_t$ , where  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ . When this step size was moved forward, the position of photon packet was updated by  $x \rightarrow x + \mu_x \cdot s$ ,  $y \rightarrow y + \mu_y \cdot s$  and  $z \rightarrow z + \mu_z \cdot s$ . On the other hand, the fraction of photon weight ( $\Delta W = (\mu_a / \mu_t)W$ ) was decreased by the medium absorption. The photon weight was therefore updated by  $W \rightarrow W - \Delta W$ . Photon weight ( $W$ ) was initialized to 1 and it was decreased by  $R_{sp}$  ( $W = 1 - R_{sp}$ ). The photon packet with a new weight was possibly suffered by the scattering process. Deflection angle ( $0 \leq \theta < \pi$ ) and azimuthal angle ( $0 < \delta < 2\pi$ ) of the scattered photon were thus calculated by Henyey and Greenstein function as follows [2, 3]

$$\cos \theta = \frac{1}{2\gamma} \left[ 1 + \gamma^2 - \left( \frac{1 - \gamma^2}{1 - \gamma + 2\gamma\sigma} \right)^2 \right] \quad (2)$$

$$\delta = 2\pi\sigma \quad (3)$$

Photon directions due to the scattering were calculated as follows [2, 3]

$$\mu'_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_x \mu_z \cos \delta - \mu_y \sin \delta) + \mu_x \cos \theta \quad (4)$$

$$\mu'_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_y \mu_z \cos \delta - \mu_x \sin \delta) + \mu_y \cos \theta \quad (5)$$

$$\mu'_z = \left( -\sin \theta \cos \delta \sqrt{1 - \mu_z^2} \right) + \mu_z \cos \theta \quad (6)$$

For a normal angle to the human tissue, Eqs. 4-6 were simplified as  $\mu'_x = \sin \theta \cos \delta$ ,  $\mu'_y = \sin \theta \sin \delta$  and  $\mu'_z = (\mu_z / |\mu_z|) \cos \theta$ , respectively [2, 3].

If a step size was long enough to hit the first boundary, a photon would cross over into the next boundary. The probability of internal reflection was calculated by Fresnel's formulas as follow [2, 3]

$$R_i = \frac{1}{2} \left[ \frac{\sin^2(\lambda_i - \lambda_t)}{\sin^2(\lambda_i + \lambda_t)} + \frac{\tan^2(\lambda_i - \lambda_t)}{\tan^2(\lambda_i + \lambda_t)} \right] \quad (7)$$

where  $\lambda_i$  is the incidence angle ( $\lambda_i = \cos^{-1} \mu_z$ ) and  $\lambda_t$  is the transmission angle as well as  $n_i \sin(\lambda_i) = n_t \sin(\lambda_t)$  by Snell's law.

Photon termination was dependent of the photon weight according to the Roulette formula as [2, 3]

$$W = \begin{cases} mW & \text{if } \sigma \leq 1/m \\ 0 & \text{if } \sigma > 1/m \end{cases} \quad (8)$$

The current photon got a chance in  $m$  ( $m = 100$  for this study) for surviving with a photon weight of  $mW$ . The photon packet was completely terminated when the photon weight was decreased to zero. Photon absorption and/or scattering was still executed if the photon weight was higher than a defined threshold inside of the tissue (e.g.,  $W = 0.0001$ ).

## Results and Discussion

Computational results in terms of the photon termination point and photon distribution at a tissue surface by single photon propagation into an ideal tissue model are agreement well with Dominika et.al. [7]. Computational results by 10,000 photons propagation into the human tissue (skin, fat, and skeletal muscle) are shown in Fig 3. Fig. 3(a) and (b) show a difference between the propagation contour of the bared tissue and tissue together with gold at the 3<sup>rd</sup> layer. The PC code is highly accurate because the photon distributions cannot penetrate into the gold layer. A difference of propagation contour from layer# 1 to 3 is also remarkably observed as a result of a variety of the refractive indices for each tissue layer.

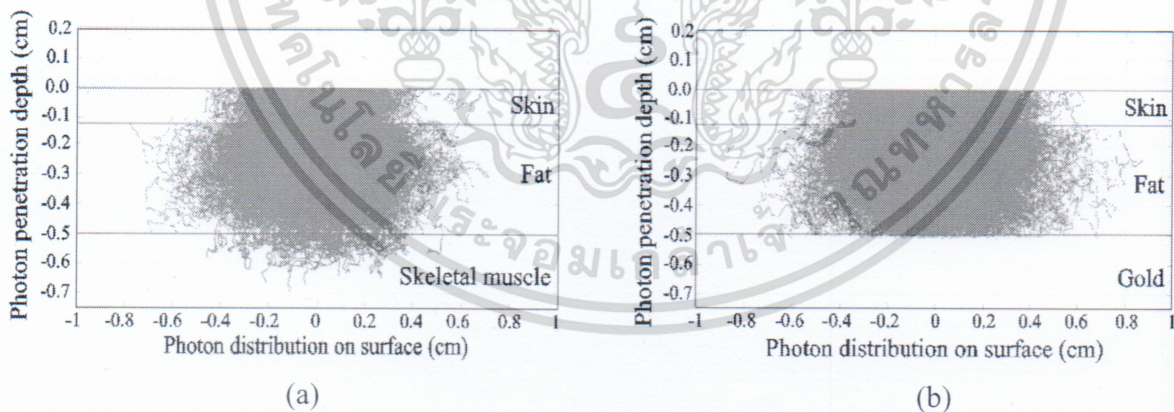


Fig. 3 Photon propagation in the human tissue (a) and in the human tissue with gold (b).

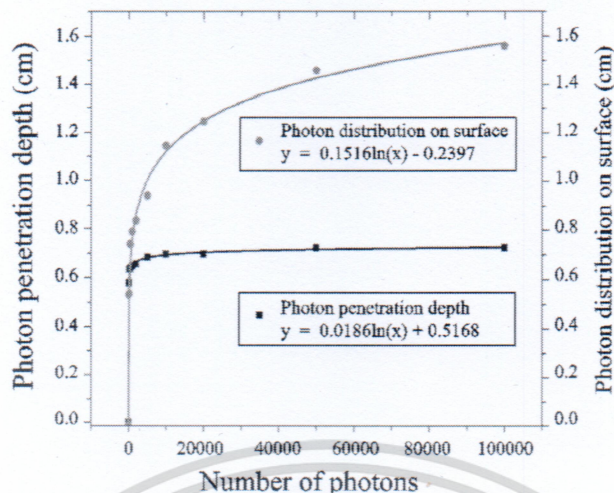


Fig. 4 Relationship between the number of photons and photon penetration depth as well as photon distribution on surface of the human tissue.

After a validation is confirmed, the computational results by using the different photon numbers ( $N$ ) propagated in the human tissue are displayed in Fig. 4. The benefit of this simulation model is to use it as a guideline to setup the position of point source and photodiode on the human tissue. By using the mathematical models of Fig. 4, the two detectors are suggested to place at  $-0.8580$  cm to  $+0.7030$  cm on the human skin surface under a light source of 100,000 photons. Photon packet can penetrate into the skeletal muscle at  $0.7220 - 0.5000 = 0.2220$  cm depth. However, in practice, the light source in visible region gives much more photon numbers than this simulation. Substituting the required photon numbers (i.e.  $3.3202 \times 10^{15}$  photons at wavelength of 660 nm) in the mathematical models of Fig. 4, we get the precise position of point source and detector. For example, the two detectors are suggested to place at  $-1.0570$  cm to  $+1.0570$  cm on the human skin surface. Therefore, precise diagnostic measurement of skeletal muscle conditions, such as contraction and relaxation in the human tissue is possibly investigated because the photon can deeply penetrate into the skeletal muscle at  $0.8050 - 0.5000 = 0.3050$  cm depth.

### Summary

Photon propagation in a multilayer of the human tissue model has been simulated and calibrated to check the PC code of Monte Carlo implementation. The number of photons at a point source results in a change of the photon distribution and penetration depth in the human tissue. The computational result was indicated that the photon distribution at the tissue surface under the propagation of 100,000 photons was  $-0.8580$  cm and  $+0.7030$  cm respectively. The photon distribution at the tissue surface was definitely recommended to use as a position of photodetector. On the other hand, the photon penetration depth into the tissue was  $0.7220$  cm. Therefore, the photon packet could penetrate into the skeletal muscle at  $0.2220$  cm depth. This number was enough to observe the contraction and relaxation states of the skeletal muscle.

### References

- [1] A. K. Bansal, S. Hou, O. Kulyk, E. M. Bowman, I. D. W. Samuel, Wearable organic optoelectronic sensors for medicine, *Adv. Mater.* 27 (2015) 7638-7644.
- [2] L. Wang, S. L. Jacques, L. Zheng, MCML- Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues, *Comp. Method & Programs in Biomed.* 47 (1995) 131-146.
- [3] S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch, A Monte Carlo model of light propagation in tissue, *SPIE Proceedings of Dosimetry of Laser Radiation in Med. Biol.* 5 (1989) 102-111.

- [4] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. V. Tuchin, Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: A review, *J. Innov. Opt. Health. Sci.* 4(1) (2011) 9-38.
- [5] A. Kienle, T. Glanzmann, In vivo determination of the optical properties of muscle with time-resolved reflectance using a layered model, *Phys. Med. Biol.* 44(11) (1999) 2689-2702.
- [6] W. F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch, A review of the optical properties of biological tissues, *IEEE J. Quantum Electr.* 26(12) (1990) 2166-2185.
- [7] D. Jurovata, J. Kurnatova, S. Ley, D. Laqua, P. Vazan, P. Husar, *Research Papers of Slovak University of Technology in Bratislava, Slovak*, 2013.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นางสาวกมลทิพย์ แก้วบุญเรือง  
วัน เดือน ปีเกิด 6 กุมภาพันธ์ 2537  
ที่อยู่ปัจจุบัน 178/1 หมู่ 2 ตำบล ชมพู อําเภอ เมืองลำปาง จังหวัด ลำปาง 52100  
ประวัติการศึกษา (2559) วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย 3.39  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
(2561) วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย 3.72  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ทุนการศึกษาที่ได้รับ ทุนค่าครองชีพคณะวิทยาศาสตร์  
ผลงานทางวิชาการ 1. Monte Carlo Simulation of Photon Skeletal Muscle Interaction  
in Human Tissue Model, AMR, vol.1147, pp 12-17.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้