บทที่ 5
อภิปรายและสรุปผลการศึกษา

การรักษาผู้ป่วยมะเร็งต่อมไทรอยด์ชนิด well differentiated cell ด้วยสารรังสีไอโอดีน-131 เริ่มตั้งแต่ปีค.ศ. 1948 โดย Seidlin และคณะ[6] โดยผลการรักษาเป็นที่ยอมรับและใช้กันอย่างแพร่หลายจนถึงปัจจุบัน วิธีการรักษาด้วยสารรังสีไอโอดีน-131 ขนาดความแรงรังสีคงที่ในผู้ป่วยแต่ละรายเป็นวิธีที่แพทย์นิยมใช้มากที่สุด เพราะสะดวก รวดเร็ว ไม่ยุ่งยากซับซ้อน แต่ผลการรักษาได้ผลประมาณร้อยละ 50 ทำให้ผู้ป่วยต้องได้รับการรักษาซ้ำ ในกรณีผู้ป่วยมีการแพร่กระจายของมะเร็งไปปอดต้องเพิ่มความละเอียดรอบคอบในการให้ปริมาณกัมมันตภาพรังสีมากกกว่าเดิมเนื่องจาก มีโอกาสที่จะทำให้ไม่สามารถควบคุมโรคได้และเนื้อเยื่อของปอดอาจได้รับรังสีมากเกินไป การศึกษาวิจัยนี้ได้คำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดโดยประยุกต์หลักการคำนวณปริมาณรังสีภายในร่างกายตามวิธีของ MIRD โดยใช้วิธีคำนวณด้วยมือและโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ศึกษาในกลุ่มตัวอย่างผู้ป่วยโรคมะเร็งต่อมไทรอยด์ที่มีการแพร่กระจายของมะเร็งไปที่ปอดจำนวน 10 ราย จากผู้ป่วยโรคมะเร็งต่อมไทรอยด์ที่เข้ารับการรักษาด้วยสารรังสีไอโอดีน-131 เป็นครั้งแรกจำนวน 315 ราย ในหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในระหว่างเดือนมกราคม พ.ศ.2549 – เดือนเมษายน พ.ศ.2553

การหาปริมาณรังสีดูดกลืนตามวิธีของ MIRD คำนวณจากค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ และค่า $S_{(T\leftarrow S)}$ ตามสมการ $\overline{D}_{(T)} = \widetilde{A}_{(S)} S_{(T\leftarrow S)}$ ค่าปริมาณรังสีสะสมในอวัยวะต้นกำเนิดรังสี $\widetilde{A}_{(S)}$ ขึ้นอยู่กับค่าครึ่งชีวิตยังผล (effective half life) และค่ากัมมันตภาพรังสีที่เวลาศูนย์วินาที ส่วนค่าครึ่งชีวิตยังผลเป็นค่าจำเพาะของผู้ป่วยแต่ละราย หาได้จากการวัดค่ากัมมันตภาพรังสีในอวัยวะตั้งแต่เวลาศูนย์วินาทีจนกระทั่งปริมาณรังสีลดลงเหลือครึ่งหนึ่งโดยทำการวัดกัมมันตภาพรังสีในอวัยวะที่ต้องการจากชุดภาพสแกนที่ช่วงเวลาต่าง ๆ กัน ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้คือปอดและต่อมไทรอยด์ที่เหลือหลังการผ่าตัด แต่เนื่องจากเป็นการศึกษาข้อมูลแบบย้อนหลัง ภาพสแกนที่เวลา 5-8 วันหลังจากที่ผู้ป่วยได้รับสารรังสีไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกายได้จากการสแกนครั้งเดียว ทำให้ได้ค่ากัมมันตภาพรังสี ณ เวลาที่สแกนเท่านั้น จึงต้องใช้ค่าครึ่งชีวิตยังผลของปอดและต่อมไทรอยด์ที่อ้างอิงจากการศึกษาวิจัยอื่น[13,34] คำนวณหาค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ ในผู้ป่วยทุกราย ค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ จึงอาจคลาดเคลื่อนจากค่าจริงได้ถึงร้อยละ 30[36] ซึ่งมีโอกาสเกิดขึ้นเสมอกับการวัดปริมาณรังสีแบบภายใน ส่วนการคำนวณด้วยโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ต้องใช้ข้อมูลเป็นร้อยละของการจับไอโอดีนรังสี

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

คำนวณจากค่ากัมมันตภาพรังสีที่เวลาศูนย์วินาที ในปอดและต่อมไทรอยด์ต่อปริมาณสารรังสีไอโอดีน- 131 ที่ให้ผู้ป่วย ค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ และค่าร้อยละของการจับไอโอดีนรังสีจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับค่ากัมมันตภาพรังสีที่วัดได้จากภาพสแกน ความถูกต้องของค่ากัมมันตภาพรังสีในภาพสแกนจะขึ้นอยู่กับค่ากัมมันตภาพรังสีพื้นหลัง (background activity) ค่าลดทอนรังสี (μ_e) ของปอดหรือต่อมไทรอยด์และ ค่าปรับเทียบระบบสร้างภาพ (C)

ค่ากัมมันตภาพรังสีพื้นหลัง(background activity) เป็นค่าที่เกิดจากปริมาณกัมมันตภาพรังสีในอวัยวะใกล้เคียง รังสีกระเจิง (scatter radiation) และรังสีอื่นที่มีอยู่ในธรรมชาติ (background radiation) จึงจำเป็นต้องวาด ROI ของพื้นหลัง เป็นรูปลักษณะตัวซี (C) ในตำแหน่ง ด้านบนหรือด้านล่างใกล้ ๆ กับ ROI ของปอดและต่อมไทรอยด์ จากนั้นนำค่านับวัดที่ได้มาลบจากค่านับวัดใน ROI ของของปอดและต่อมไทรอยด์ เพื่อให้ได้ปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด

ค่าลดทอนรังสี (μ_e) ของปอดและต่อมไทรอยด์ สำหรับสารรังสีไอโอดีน-131 เป็นค่าเฉพาะสำหรับผู้ป่วยแต่ละคน เนื่องจากมีความแตกต่างของรูปร่างและขนาดร่างกาย นอกจากนี้ค่า μ_e ยังขึ้นอยู่กับ เครื่องถ่ายภาพสแกน และ ชนิดคอลลิเมเตอร์ (collimator) ที่ใช้ในการตรวจสแกน ดังนั้นในการหาค่าลดทอนรังสี (μ_e) จึงควรใช้ค่าจริงของ ความหนาของปอดและต่อมไทรอยด์ของผู้ป่วยแต่ละคน แต่การศึกษาแบบย้อนหลังไม่สามารถทำได้จึงปรับใช้ข้อมูลค่า μ_e จากงานวิจัยของ Brown และคณะ (2008)[35] เป็นค่า μ_e ที่ใช้ในการคำนวณหาค่ากัมมันตภาพรังสีจากภาพสแกน

การปรับเทียบเพื่อหาอัตรานับวัดต่อความแรงรังสีจากภาพสแกน phantom ปอดและคอและใช้ standard point source ในการวิจัยนี้วัดที่กึ่งกลางของ phantom โดยใช้ค่าอ้างอิงจากค่าเฉลี่ยความหนาหน้าอกของผู้ป่วยที่เข้ารับบริการในหน่วยรังสีวินิจฉัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ความหนาของคออ้างอิงจากค่าเฉลี่ยความหนาคอของอาสาสมัครจำนวน 30 คน เพื่อให้ได้ความหนาของหน้าอกและคอที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด ช่วยลดความคลาดเคลื่อนของการปรับเทียบเครื่อง

การหาค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ ให้มีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดควรใช้ค่า T_{eff} ของผู้ป่วยแต่ละรายโดยทำการตรวจสแกนเป็นชุด ทดลองหาค่าลดทอนรังสีและปรับเทียบเครื่องมือให้มีความถูกต้องแม่นยำมากที่สุด แต่ในการศึกษานี้มีข้อจำกัดเนื่องจากเป็นการศึกษาย้อนหลัง ทำให้ต้องอ้างอิงข้อมูลจากการวิจัยอื่นซึ่งอาจส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีสะสมในอวัยวะต้นกำเนิดรังสีได้

การศึกษาเปรียบเทียบค่า S-value ของสารรังสีไอโอดีน-131 โดยใช้มวลปอดของหุ่นจำลอง คริสตี้-แอกเคอร์-สตาบิน และมวลปอดของคนไทย ทั้งจากการคำนวณด้วยมือและ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

โปรแกรมรังสีคณิต OLINDA พบว่าค่า S-value จากต่อมไทรอยด์ไปปอดและค่า S-value จากปอดไปปอด จากการใช้มวลปอดของคนไทย มีค่าสูงกว่าค่า S-value ที่ใช้มวลปอดของหุ่นจำลอง คริสตี้-แอกเคอร์-สตาบิน เนื่องจากมวลปอดของคนไทยมีค่าน้อยกว่า S-value ของคนไทย จึงมีค่าสูงกว่าเมื่อใช้มวลปอดจาก หุ่นจำลองคริสตี้-แอกเคอร์-สตาบิน แสดงให้เห็นว่าค่ามวลของอวัยวะภายในมีผลต่อค่า S-value

เมื่อนำค่า S-value ของหุ่นจำลอง คริสตี้-แอกเคอร์แมน-สตาบิน มาคำนวณหาค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดเปรียบเทียบระหว่างวิธีคำนวณด้วยมือและโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA พบว่า ค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอด จากการคำนวณทั้งสองวิธี ไม่มีความแตกต่างกันเช่นเดียวกับปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดที่ใช้ค่า S-value ของคนไทยในการคำนวณ ดังแสดงในตาราง 4.9 และ 4.10 ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าวิธีการคำนวณด้วยมือและโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ให้ผลการคำนวณเหมือนกันไม่ว่าตัวแปร S-value จะเปลี่ยนแปลงไปอย่างไร

ค่า S-value ที่เหมาะสมสำหรับการคำนวณด้วยวิธี MIRD ควรมีการศึกษาโดยละเอียดในแต่ละกลุ่มชาติพันธุ์ เนื่องจากรูปร่างและขนาดของร่างกายมีผลต่อค่า SAF และค่า S-value จากการศึกษานี้จะพบว่าค่า S-value ของคนไทยมีค่าสูงกว่าที่ใช้ในหุ่นจำลอง ซึ่งค่า S-value ที่ต่างกันมีผลทำให้การคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนในผู้ป่วยแตกต่างไปด้วย ดังนั้นเพื่อความถูกต้องแม่นยำในการให้สารกัมมันตรังสีเพื่อการรักษา จึงควรศึกษาค่า S-value และค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ ในผู้ป่วยแต่ละรายด้วยวิธีที่มีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด จากการศึกษาโดย คณะทำงานของ Division of Medical Imaging Physics, Johns Hopkins Medical Institutions (2009)[37] พบว่าการหาค่า $\widetilde{A}_{(S)}$ จากภาพสเปก (SPECT) หรือ เพ็ตสแกน (PET) สามมิติ จะมีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าการหาด้วยภาพสแกนสองมิติ และการหามวลอวัยวะ ตำแหน่ง รูปร่าง ความหนาอวัยวะด้วยภาพ CT สามมิติจะเพิ่มความถูกต้องในการคำนวณหา S-value

การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าปริมาณสารรังสีไอโอดีน-131 ที่ให้กับผู้ป่วย ในปริมาณที่เท่ากันระหว่างคนไทยและคนอเมริกัน คนไทยจะได้รับปริมาณรังสีดูดกลืนที่สูงกว่า เนื่องจากค่า *S-value* ของคนไทยมีค่าสูงกว่าคนอเมริกัน ดังนั้นในการคำนวณค่าปริมาณรังสีดูดกลืนทั้งวิธีการคำนวณด้วยมือหรือโปรแกรมสำเร็จรูป จึงควรเลือกใช้ค่า S-value ให้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละคนเพื่อที่จะได้นำไปประยุกต์ทางคลินิกให้ผู้ป่วยมะเร็งได้รับปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่เหมาะสมและลดความเสี่ยงต่อรังสีของอวัยวะภายในอื่น ๆ

ค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดจากการคำนวณด้วยมือและโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ด้วยค่า S-value เดียวกัน โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติด้วย student pair t-test พบว่าไม่มีความแตกต่างกัน ($p > 0.05$) และมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ด้วยค่า r เท่ากับ 0.9999 แสดงว่าการคำนวณทั้งสองวิธีใช้แทนกันได้ โดยการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนด้วยโปรแกรมรังสี

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

คณิต OLINDA นั้น มีข้อมูลของค่า S-value ในหลายกลุ่มอายุให้เลือกและสามารถเปลี่ยนแปลงค่ามวลของอวัยวะภายในให้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละคน โดยโปรแกรมจะคำนวณอัตโนมัติ ทำให้มีความสะดวก และรวดเร็วในการคำนวณ ซึ่งเป็นข้อได้เปรียบของโปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ข้อเสียคือมีค่าใช้จ่ายในการจัดหาโปรแกรมที่มีราคาแพง ส่วนการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนด้วยมือนั้นไม่ต้องเสียค่าใช้จ่าย แต่มีความยุ่งยากในการคำนวณหาค่า S-value ให้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละคน และการหาค่าตัวแปรต่าง ๆ ที่มีผลต่อค่ากัมมันตภาพรังสีที่ได้จากภาพสแกน จึงทำให้เกิดความล่าช้าในการคำนวณ ดังนั้นในการเลือกใช้วิธีการคำนวณแบบใดจึงขึ้นอยู่กับดุลยพินิจของผู้ใช้งานในด้านความสะดวก รวดเร็วหรือต้องการประหยัดค่าใช้จ่ายในการทำงาน

สรุป : ปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดจากการคำนวณด้วยมือจากภาพสแกนสองมิติ และจากการใช้โปรแกรมรังสีคณิต OLINDA ไม่แตกต่างกันเมื่อใช้ข้อมูลชุดเดียวกัน และพบว่าค่า S-value มีอิทธิพลต่อปริมาณรังสีดูดกลืนที่ปอดสูงมากในกรณีที่ผู้ป่วยมีมวลอวัยวะแตกต่างกัน จึงจำเป็นต้องคำนวณปริมาณดูดกลืนในร่างกายสำหรับผู้ป่วยเป็นรายบุคคล ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ทางคลินิกเพื่อให้ผลการรักษามีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved