การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด: การศึกษาด้วยหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ

Evaluation of image quality from three radiofrequency coils: ACR-MRI phantom study

พันธุ์ศักดิ์ สีมูล • วุฒิศักดิ์ บุญผ่องเสถียร • เสาวนิตย์ ธรรมกุล • ศรัณยา จารุชัยนิวัฒน์ • เพชรากร หาญพานิชย์*

ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Pansak Seemoon • Wuttisak Boonphongsathian • Saowanit Thammagul • Saranya Jaruchainiwat • Petcharakorn Hanpanich*

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Khon Kaen University

*Correspondence to: pethan@kku.ac.th (Petcharakorn Hanpanich)

Thai J Rad Tech 2018;43(1): 29-35

บทคัดย่อ

หลักการและวัตถุประสงค์: การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ต้องใช้ขดลวดวิทยุสำหรับรับส่งสัญญาณข้อมูลเพื่อประมวลผลและสร้างภาพ มีการใช้ขดลวดวิทยุหลายชนิดสำหรับการตรวจอวัยวะ เช่น ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า วัตถุประสงค์การศึกษานี้ เพื่อประเมินคุณภาพของภาพจากขดลวด 3 ชนิด กับเกณฑ์มาตรฐานกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข **วิธีการศึกษา:** เก็บภาพ T1 weighted ของหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ ด้วยขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ตามคู่มือข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ทำการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอแปดรายการของเอซีอาร์ เพื่อประเมินคุณภาพของภาพ ในการทดลองนี้ทำการเก็บข้อมูลในช่วงเดือน พฤษภาคม ถึง ตุลาคม พ.ศ. 2559 **ผลการศึกษา:** ผลการศึกษา พบว่าคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ผ่าน 8 หัวข้อของการทดสอบ ขณะที่ภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัวและขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ผ่าน 6 และ 5 จาก 8 รายการของการทดสอบ ตามลำดับ สำหรับเกณฑ์มาตราฐานของขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ **สรุปผลการศึกษา:** ขดลวดวิทยุต่างชนิดได้ใช้ในการตรวจในระบบสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ทุกขดลวดวิทยุได้ออกแบบให้มีจุดเด่นและจุดด้อยที่วัตถุประสงค์ที่หลากหลาย หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอถูกออกแบบให้ใช้ร่วมกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ในการศึกษานี้พบว่า วิธีการทดสอบเอซีอาร์สามารถประยุกต์ใช้ประเมินคุณภาพของภาพกับขดลวดวิทยุอื่นๆได้ แต่ไม่สามารถใช้ในทุกหัวข้อการตรวจ การประเมินคุณภาพนี้สามารถใช้ในการเฝ้าระวังประจำ เพื่อการตรวจหาการเปลี่ยนแปลงของคุณภาพภาพเอ็มอาร์ไอ ก่อนที่จะไปมีผลกระทบต่อภาพทางคลินิก

คำสำคัญ:

Abstract

Background and Objective: Diagnosis from Magnetic Resonance Imaging (MRI) requires radiofrequency coils to transmit and receive data signals for processing and reconstructing on MR image. There are many radiofrequency (RF) coils used for different organs such as head coil, body coil, and anterior surface coil. The objective of this study was to evaluate the qualities of images using three different radiofrequency coils following to the standard quality control provided by Department of Medical Sciences, Ministry of Public Health. **Methods:** The ACR phantom was acquired T1 weighted image by using three RF coils following the scanning instructions of Department of Medical Sciences, Ministry of Public Health. Eight MRI system

performances were tested to estimate the image quality. In this study, the data collection was performed during May to October 2016. **Results:** The results showed that the quality of image using head coil passed all eight system performance evaluations. While the image quality from body coil and anterior surface coil passed 6 and 5 of 8 tests of ACR criteria in head coil, respectively. **Conclusions:** Different types of RF coils are used in MRI systems. Each of RF coil has advantages and disadvantages for various purposes. The ACR MRI phantom is designed to use with a head coil. This study found the ACR tested method can be applied to evaluate the image quality of other RF coils, but not every parameter. The evaluation of image quality can be used as a regular monitoring which provides the detection of changes in performance of the MR images before they can adversely affect clinical images.

Keyword: Magnetic Resonance Image, Radiofrequency coil, ACR MRI phantom

บทนำ

ในปัจจุบันการตรวจวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ด้วยเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ (Magnetic resonance imaging; MRI) ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ทันสมัย สามารถสร้างและแสดงภาพได้หลายระนาบ หลายมิติ ช่วยทำให้เห็นภาพความผิดปกติของอวัยวะที่ต้องการตรวจได้เป็นอย่างดี มีความปลอดภัยสูง ไม่มีรังสีที่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย[1, 2] ระหว่างการตรวจวินิจฉัยจะใช้ขดลวดวิทยุ (radiofrequency coils) วางรอบหรือใกล้ชิดกับอวัยวะของผู้ป่วย เพื่อทำหน้าที่รับหรือส่งสัญญาณสำหรับการประมวลผลและสร้างภาพ เช่น การตรวจสมอง จะใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (head coil) การตรวจลำตัว ช่องท้อง จะใช้ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว (body coil) การตรวจตับ จะใช้ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า (anterior surface coil) ร่วมกับขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหลัง (posterior surface coil) การตรวจเต้านม จะใช้ขดลวดสำหรับตรวจเต้านม (breast coil) เป็นต้น จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่ามีขดลวดวิทยุที่รับส่งสัญญาณที่ใช้งานหลายชนิดด้วยกัน ซึ่งผู้ปฏิบัติงานจะเลือกใช้ให้สอดคล้องกับอวัยวะที่ทำการตรวจ[3,4]

เครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอที่มีการใช้งานบ่อยครั้งจำเป็นต้องมีการดูแลบำรุงรักษา รวมถึงการประเมิน ตรวจสอบ และ ควบคุมคุณภาพการทำงานของเครื่องอย่างสม่ำเสมอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย ได้จัดทำคู่มือข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ เพื่อเป็นแนวทางให้ผู้ใช้เครื่องสามารถการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพ[5-8] ตามมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอของราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (The American College of Radiology; ACR) คู่มือดังกล่าว ได้กำหนดการตรวจสอบ และควบคุมคุณภาพด้วยการใช้หุ่นจำลองเอซีอาร์ (ACR phantom) ร่วมกับการใช้ขดลวดวิทยุ สำหรับการตรวจศีรษะเพียงชนิดเดียวเท่านั้น

แต่ในการปฏิบัติงานทางคลินิกการตรวจวินิจฉัย มีการใช้ขดลวดวิทยุหลายชนิดด้วยกัน ดังนั้นผู้ปฏิบัติงานมีความประสงค์จะตรวจสอบคุณภาพของขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ที่ใช้งานบ่อย คือ 1) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ 2) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ 3) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า โดยทำการประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาประเมินคุณภาพของภาพที่ได้จากการใช้งานของขดลวดต่างชนิด แสดงความแตกต่างของภาพที่ใช้ขดลวดต่างชนิด และนำเสนอการพัฒนาคุณภาพการทำงานประจำในรูปแบบการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัย

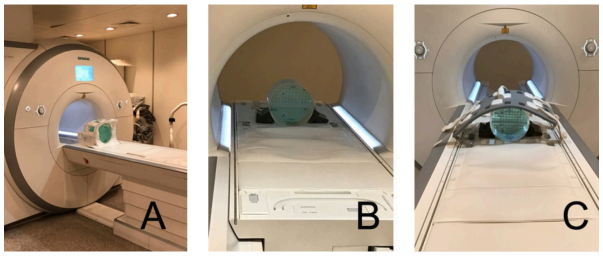
หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ

หุ่นจำลองที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอก ทำจากพลาสติกอะคริลิกใสที่ปิดหัวท้ายทั้งสองด้าน มีความยาว 148 เซนติเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 190 เซนติเมตร ภายในบรรจุสารละลายนิกเกิลคลอไรด์ 10 มิลลิโมล (Nickel chloride 10 mM) และโซเดียมคลอไรด์ 75 มิลลิโมล (Sodium chloride 75 mM)

การสร้างภาพสำหรับประเมินคุณภาพ

จัดวางหุ่นจำลองให้อยู่ในแนวระดับขนานและอยู่กึ่งกลางของขดลวดวิทยุ ต่อเชื่อมสายสัญญาณขดลวดวิทยุเข้ากับเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ บริษัทซีเมนส์ (Siemens) รุ่น Aera ความแรงสนามแม่เหล็ก 1.5 เทสลา (tesla) โดยใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด เริ่มทำการตรวจสอบจาก ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ

ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ตามลำดับ (ดังรูปที่ 1) ทำการสร้างภาพกำหนดตำแหน่ง (localization) สามระนาบ เพื่อตรวจสอบการจัดวางตำแหน่งของหุ่นจำลองเอซีอาร์ ว่าได้ระนาบที่ถูกต้อง ใช้พารามิเตอร์ตามข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข สร้างภาพ จำนวน 12 ภาพ (ดังรูปที่ 2) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้าย-ขวา (Sagittal plane) จำนวน 1 ภาพ และสร้างภาพตัดขวาง (axial images) จำนวน 11 ภาพ แสดงดังรูปที่ 2 โดยสร้างภาพในลักษณะภาพ T1-weighted โดยกำหนดเวลาการกระตุ้นซ้ำ (Repetition time; TR) เท่ากับ 500 มิลลิวินาที และเวลาสัญญาณสะท้อน (Echo time; TE) เท่ากับ 20 มิลลิวินาที ขนาดพื้นที่แสดงภาพ (field of view; FOV) เท่ากับ 250 มิลลิเมตร ความหนาของสไลด์ (slice thickness) เท่ากับ 5 มิลลิเมตร และภาพโดยใช้เมตริก (matrix) เท่ากับ 256 x 256 (ตารางที่ 1)

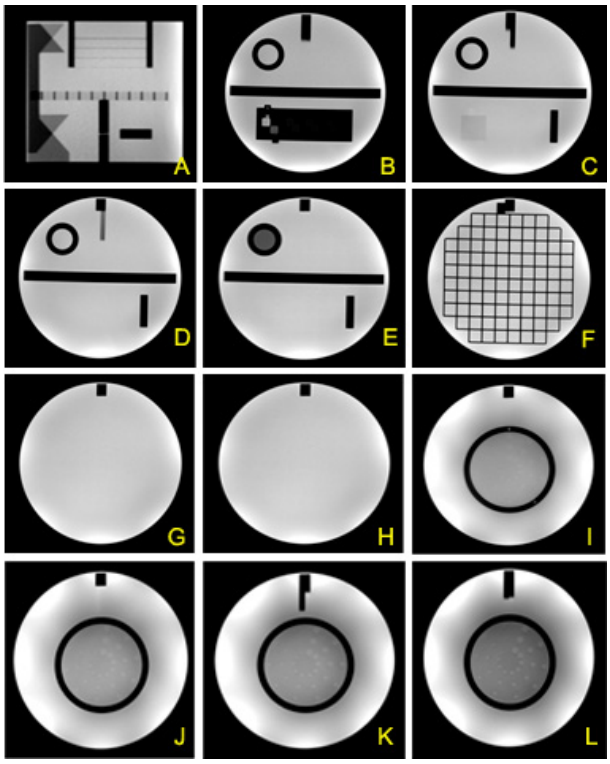


รูปที่ 1 แสดงขดลวดที่ใช้ในการตรวจและหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า

การเก็บและวิเคราะห์ข้อมูล

ทำการสร้างภาพและเก็บข้อมูลติดต่อกัน ระยะเวลา 6 เดือน เริ่มจาก เดือน พฤษภาคม ถึง เดือน ตุลาคม พ.ศ. 2559 ข้อมูลภาพที่ได้จากการใช้ขดลวด ทั้ง 3 ชนิด นำมาวิเคราะห์ร่วมกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์จากเครื่องสร้างภาพ เอ็มอาร์ไอ ดำเนินการโดย อาจารย์และนักรังสีการแพทย์ ที่มีประสบการณ์ใช้เครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ไม่น้อยกว่า 10 ปี จำนวน 3 คน โดยนำข้อมูลที่ได้มาสรุปและวิเคราะห์ผลร่วมกัน (ตารางที่ 2) ตามหัวข้อที่ทำการทดสอบ จำนวน 8 หัวข้อ ได้แก่

1. การตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรงเรขาคณิต (geometric accuracy) ค่ามาตรฐาน ได้กำหนดความถูกต้องระยะความยาวจากด้านบนถึงด้านล่างเท่ากับ 148 มิลลิเมตร และ เส้นผ่านศูนย์กลางของแบบจำลอง เท่ากับ 190 มิลลิเมตร ค่าที่วัดได้ มีค่าแตกต่างจากค่าจริงหรือค่าที่กำหนด ต้องไม่เกิน 2 มิลลิเมตร (รูปที่ 2A และ 2F)
2. การตรวจสอบค่าความละเอียดในด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง (high–contrast spatial resolution) โดยผู้สังเกตสามารถขยายภาพ เพื่อให้เห็นจุดขนาดต่างๆ ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 มิลลิเมตร 1.0 มิลลิเมตร และ 1.1 มิลลิเมตร โดยมาตรฐานได้กำหนดให้ความละเอียดจุดที่เห็น ไม่มากกว่า 1.0 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B)
3. ความถูกต้องของความหนาของสไลด์ (slice thickness accuracy) ขนาดความหนาที่ทำการประเมินในครั้งนี้ คือ 5 มิลลิเมตรโดยค่ามาตรฐานได้กำหนด ความหนาที่ประเมินได้มีค่าแตกต่างจากค่าจริงหรือค่าที่กำหนด ต้องไม่เกิน 0.7 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B)
4. การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง (slice position accuracy) ค่ามาตรฐานได้กำหนด ระยะทางของตำแหน่งเริ่มต้นและระยะสุดท้ายที่ประเมิน มีแตกต่างจากที่กำหนด ต้องไม่เกิน 5.0 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B และ 2L)
5. ความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (image intensity uniformity) ค่ามาตรฐานได้กำหนด ค่าความสม่ำเสมอที่ได้ต้องมากกว่า 82.0% (รูปที่ 2H)
6. การตรวจสอบสัญญาณรบกวน (percent-signal ghosting) ค่ามาตรฐานได้กำหนด คือ ค่าที่คำนวณได้ต้องมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.025 (รูปที่ 2H)
7. การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (low-contrast object detectability) จุดที่กำหนด ทั้งหมด มีจำนวน 40 จุด สำหรับค่ามาตรฐานได้กำหนด คือ จะต้องสังเกตพบเห็นจำนวนจุดสีขาว ได้อย่างน้อย 37 จุดจากจำนวน 40 จุด (รูปที่ 2I-2L)
8. ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio; SNR) สำหรับค่า SNR ไม่ได้มีการกำหนดค่ามาตรฐาน ในการตรวจสอบนี้ จึงพิจารณาจากการทดสอบในแต่ละครั้งว่าค่า SNR ที่ได้ในแต่ละครั้งมีความใกล้เคียงกันหรือแตกต่างกันมากเพียงใด (รูปที่ 2G)



รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างภาพหุ่นจำลองจากเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ จำนวน 12 ภาพ ที่ใช้ประกอบการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ

ตารางที่ 1 แสดงพารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจสอบและควบคุมตามมาตรฐานศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์

Parameters	Axial (T1-weighted image)
Pulse sequence	Spin Echo
TR (ms)	500
TE (ms)	20
FOV(mm)	250
Number of slice	11
Slice thickness (mm)	5
Slice gap (mm)	5
NEX	1
Matrix	256 x 256

ผลการศึกษา

การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด คือ 1) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ 2) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ 3) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า โดยใช้ตามข้อกำหนด กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข เก็บข้อมูลติดต่อกันระยะเวลา 6 เดือน (ตารางที่ 2) พบว่า

ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ผลการตรวจสอบมีความถูกต้อง สามารถทำได้ครบ ทั้ง 8 รายการตรวจ และทุกรายการตรวจสอบอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนด

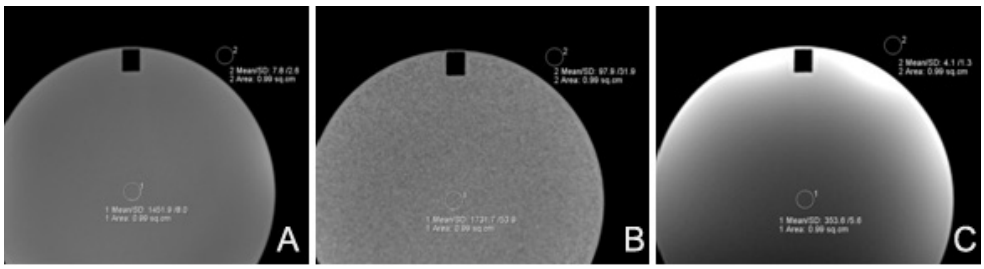
ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว ผลการตรวจสอบความถูกต้อง และ คุณภาพของภาพที่ได้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน 6 รายการ และมี 2 รายการ ไม่อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน คือ การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ ภาพที่แสดงไม่สามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้ และ การตรวจสอบค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (มีค่าอยู่ระหว่าง 49-50) ซึ่งมีอัตราส่วนที่ต่ำ เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (มีค่าอยู่ระหว่าง 402-519)

ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ผลการตรวจสอบความถูกต้อง และ คุณภาพของภาพที่ได้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน 5 รายการ และมี 2 รายการ ไม่อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน คือ การตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ ภาพที่ปรากฏสามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้เพียง 25 จุด จากทั้งหมด 40 จุด และ การตรวจสอบความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ มีค่าร้อยละความสม่ำเสมออยู่ประมาณ 34-54 สำหรับ และมีอีก 1 รายการ คือ ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน มีค่าค่อนข้างต่ำ คือ มีค่าอยู่ระหว่าง 191-211 ซึ่งแตกต่างจากขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ที่มีค่าอยู่ระหว่าง 418-519

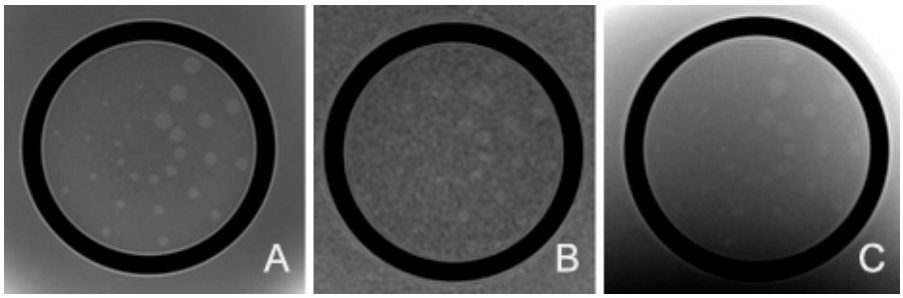
การศึกษานี้ ทำให้ได้เห็นภาพความแตกต่างจากการใช้หุ่นจำลองและการใช้เทคนิคการประเมินคุณภาพเดียวกัน ด้วยการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ที่แตกต่างกัน เช่น การกระจายของสัญญาณที่สม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ (รูปที่ 3) ความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำที่แตกต่างกัน (รูปที่ 4) และความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพที่แตกต่างกัน (รูปที่ 5)

ตารางที่ 2 ตารางแสดงแสดงหัวข้อประเมินคุณภาพ 8 หัวข้อ ตามระยะเวลาที่ประเมินช่วง พฤษภาคม ถึง ตุลาคม พ.ศ.2559 ตามชนิดขดลวดที่ใช้สร้างภาพ

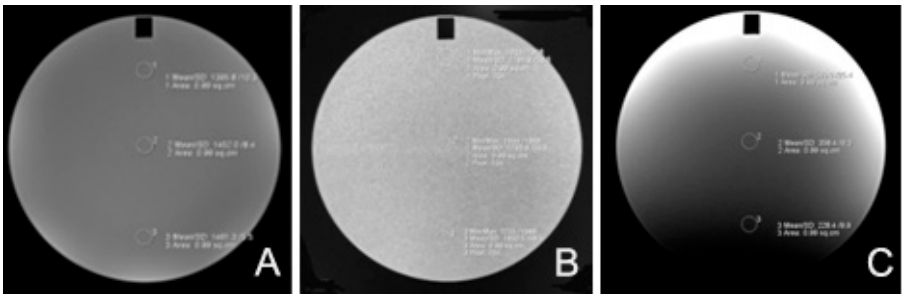
Month	Type of Coil	Standard parameters for quality control from department of medical sciences, ministry of public health										
		1			2	3	4		5	6	7	8
		Geometric accuracy			High Contrast Resolution	Slice Thickness	Slice Position		%uniformity	%signal ghosting	Low contrast Resolution	SNR
		X	Y	Z			Bar 1	Bar 2				
May	Head	146.1	190.4	189.6	1	4.75	0.22	0.18	95.38	0.0070	37	418.19
	Body	147.5	190.9	191.1	1	5.30	0	0	96.90	0.0036	no	50.90
	Surface	146.4	191.0	191.3	1	5.19	0.12	0.07	54.07	-0.0021	25	211.30
June	Head	146.1	190.3	189.6	1	5.15	0	0	95.70	0.0020	37	406.20
	Body	148.0	190.6	190.6	1	4.95	0	0	96.78	0.0070	no	53.11
	Surface	146.9	191.1	191.6	1	5.34	-0.10	-0.11	37.69	-0.0040	25	191.69
July	Head	146.1	190.6	190.3	1	5.45	0.21	0.18	96.00	0.0020	37	402.20
	Body	148.0	190.8	190.4	1	5.10	0.22	0.23	95.78	0.0040	no	53.94
	Surface	148.0	191.4	191.6	1	5.36	0	0	39.39	-0.0025	25	204.70
August	Head	146.4	190.1	189.8	1	5.16	0	-0.17	95.81	0.0004	37	513.82
	Body	147.5	190.9	190.6	1	5.38	0.11	0.13	96.93	0.0031	no	53.15
	Surface	147.5	191.7	191.9	1	5.19	0.18	0.20	36.58	-0.0030	25	196.18
September	Head	146.0	190.9	191.1	1	5.16	0.00	-0.08	95.94	0.0004	37	465.65
	Body	147.2	190.3	190.6	1	5.41	0.17	0.17	98.08	0.0022	no	53.30
	Surface	148.0	191.6	191.9	1	5.38	0	0	34.72	-0.0046	25	199.24
October	Head	147.5	190.3	190.6	1	5.15	-0.14	-0.19	95.75	0.0007	37	519.01
	Body	147.2	190.6	191.1	1	5.38	-0.16	-0.18	96.24	0.0025	no	49.05
	Surface	146.9	191.1	191.1	1	5.37	-0.27	-0.32	37.65	-0.0053	25	205.94



รูปที่ 3 ภาพตัดขวางแสดงการวัดค่าสัญญาณภาพบริเวณจุดกึ่งกลางและด้านนอกหุ่นจำลอง เพื่อนำมาหาค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ สัญญาณสม่ำเสมอทั่วพื้นที่หุ่นจำลอง (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว สัญญาณไม่สม่ำเสมอกระจายทั่วพื้นที่หุ่นจำลอง และ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า สัญญาณแตกต่างกันโดยด้านบนที่สว่างคือบริเวณใกล้ชิดกับขดลวด ระยะห่างจากขดลวดสัญญาณจะจางลง



รูปที่ 4 ภาพตัดขวางแสดงการตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (low-contrast object detectability) (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ สามารถมองเห็นจุดต่างๆชัดเจน (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว ไม่สามารถมองเห็นจุดต่างๆได้ และ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้าสามารถมองเห็นจุดต่างๆได้บางจุด



รูปที่ 5 ภาพตัดขวางแสดงการตรวจหาความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (image intensity uniformity) (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว มีสัญญาณรบกวนในภาพ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ด้านบนในภาพที่สว่าง คือ บริเวณใกล้ชิดขดลวดระยะห่างจากขดลวดสัญญาณจะจางลง

วิจารณ์และสรุปผลการศึกษา

จากข้อกำหนดของราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา และ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย ได้กำหนดการตรวจสอบ และควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ โดยใช้หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ ร่วมกับการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ในการศึกษานี้ได้นำวิธีการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพตามข้อกำหนดดังกล่าวมาประยุกต์ใช้กับขดลวดอีก 2 ชนิด คือ ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัวและขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า พบว่า สามารถใช้ตรวจสอบแต่ไม่สามารถใช้ได้ครบครั้ง 8 รายการ ข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้สามารถนำมาใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในประเมินคุณภาพขดลวดที่ใช้งานทางคลินิกครั้งต่อๆไปได้

ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ มีลักษณะเป็นขดลวดคล้ายกรงนก (bird cage)[9] เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 200 มิลลิเมตร ขดลวดแบบนี้สามารถครอบคลุมและใกล้ชิดกับแบบจำลอง ทำให้มีประสิทธิภาพในการรับส่งสัญญาณและสร้างภาพออกมามีคุณภาพได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว เป็นขดลวดที่มีขนาดใหญ่ศูนย์กลางประมาณ 650 มิลลิเมตร ขดลวดแบบนี้สามารถคลุมหุ่นจำลองได้ แต่ไม่ได้อยู่ใกล้ชิดกับหุ่นจำลอง ระยะห่างระหว่างหุ่นจำลองกับขดลวดที่ห่างกันมากกว่า 300 มิลลิเมตร เมื่อหุ่นจำลองอยู่ไกลจากขดลวดทำให้มีการสูญเสียหรือจางหายของสัญญาณหรือข้อมูลได้[10,11] ด้วยเหตุนี้จึงทำให้ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวนมีค่าที่ต่ำ เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ และความสามารถในการแสดงภาพที่จะแยกภาพที่รายละเอียดของจุดกลมที่มีค่าเปรียบต่างต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 2-8 จึงทำไม่ได้

ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า มีลักษณะขดลวดมีลักษณะแบนราบเรียงต่อกัน ในระหว่างการตรวจจะนำขดลวดชนิดนี้วางทับบนผิวของอวัยวะที่ตรวจ ทำให้ขดลวดใกล้ชิดกับอวัยวะเฉพาะบางส่วน แต่ไม่สามารถครอบคลุมรอบอวัยวะได้ เมื่อทำการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพด้วยหุ่นจำลอง ไม่สามารถทำการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบเทียบต่ำ ภาพที่ปรากฏสามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้บางส่วน โดยสามารถมองเห็นในส่วนที่มีค่าเปรียบเทียบต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 6-8 ได้ แต่ค่าเปรียบเทียบต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 4 สามารถมองเห็นบางจุด ร้อยละ 2 ไม่สามารถมองเห็นจุดต่างในภาพได้อย่างชัดเจน และ การตรวจสอบความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ ไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน เนื่องจาก มีสัญญาณแรงบริเวณใกล้ผิว และลดลงในระยะที่ไกลออกไป และ ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน มีค่าค่อนข้างต่ำ

การควบคุมคุณภาพและการตรวจสอบประสิทธิภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ มีความสำคัญในการตรวจหา เฝ้าระวังและป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น สัญญาณภาพที่ไม่ดีบกพร่องส่วนหนึ่งเกิดจากประสิทธิภาพของขดลวดวิทยุที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัย โดยเฉพาะขดลวดในการใช้งานมากและอายุการใช้งานนาน ในการศึกษานี้แสดงให้เห็นวิธีการควบคุมคุณภาพขดลวดที่ใช้งานทางคลินิกโดยใช้หุ่นจำลองเอซีอาร์- เอ็มอาร์ไอได้ แต่มีบางรายการไม่สามารถทำได้ ดังนั้นหากต้องการควบคุมคุณภาพขดลวดชนิดต่างๆในส่วนที่ไม่สามารถใช้หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ อาจจะต้องสร้างหุ่นจำลองมาให้สอดคล้องกับขนาดหรือรูปร่างของขวดลวด รวมถึงผู้ที่จะทำการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอควรที่ทักษะในการตรวจสอบคุณภาพ เพราะคุณภาพเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่ทำให้ผู้ใช้งาน และผู้รับบริการเกิดความมั่นใจในคุณภาพและประสิทธิภาพของเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัย

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้ทำการวิจัยขอขอบคุณ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือในการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. McGowan JC. Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging. Neuroimaging Clin N Am. 2008;18(4):623–36.
2. Maehara T. MRI: Imaging techniques and clinical indications. Brain Nerve. 2002;54(10):841–9.
3. Möllenhoff K, Oros-Peusquens A-M, Shah NJ. Introduction to the basics of magnetic resonance imaging. Neuromethods. 2012;71:75–98.
4. Shah B, Anderson SW, Scalera J, Jara H, Soto JA. Quantitative MR imaging: Physical principles and sequence design in abdominal imaging. Radiographics. 2011;31(3):857–75.
5. Chen C-C, Wan Y-L, Wai Y-Y, Liu H-L. Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: Preliminary results. J Digit Imaging. 2004;17(4):279–84.
6. กรมวิทยาศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข. ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ. 1st ed. Vol.2558. โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย; 32 p.
7. American College of Radiology. Phantom test guidance for the ACR MRI accreditation program; 2005.
8. American College of Radiology. Magnetic resonance imaging quality control manual. 2004
9. Park B-J, Kim K-Y, Kim SJ. Design of RF coils for magnetic resonance imaging. Inf Jpn. 2015;18(12):5117–21.
10. Sohn S-M, DelaBarre L, Gopinath A, Vaughan JT. RF head coil design with improved RF magnetic near-fields uniformity for magnetic resonance imaging (MRI) systems. IEEE Trans Microw Theory Tech. 2014;62(8):1784–9.
11. Callaghan PT, Eccles CD. Sensitivity and resolution in NMR imaging. J Magn Reson 1969. 1987;71(3):426–45.

วารสารรังสีเทคนิค
The Thai Journal of Radiological Technology

การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด: การศึกษาด้วยหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ

Evaluation of image quality from three radiofrequency coils: ACR-MRI phantom study

พันธุ์ศักดิ์ สีมูล • วุฒิศักดิ์ บุญผ่องเสถียร • เสาวนิตย์ ธรรมกุล • ศรัณยา จารุชัยนิวัฒน์ • เพชรากร หาญพานิชย์

Thai J Rad Tech 2018;43(1):29-35

วารสารรังสีเทคนิค
วารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย
ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล
แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700

PHILIPS
Philips (Thailand) Ltd.