



การควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอโดยใช้เนื้อเยื่อจำลอง ACR phantom Quality Assurance of MRI Scanner Using ACR Phantom

ปณัสดา อวิคุณประเสริฐ^{1*}, เพชรกร หาญพานิชย์, จีรานุช จำปา¹, พันธุ์ศักดิ์ สีมุส²,
ศรัณยา จารุชัยนิวัฒน์¹ และวุฒิศักดิ์ บุญผ่องเสถียร²

Panatsada Awikunprasert^{1*}, Petcharakorn Hanpanich², Jeeranuch Jumpa¹,
Pansak Seemoon², Saranya Jaruchainiwat² and Wuttisak Boonphongsathien²

¹ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

² ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

* Correspondent author: panaaw@kku.ac.th

บทคัดย่อ

การควบคุมคุณภาพและการตรวจสอบประสิทธิภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ มีความสำคัญในการตรวจหา
เฝ้าระวังและป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น รวมถึงการแก้ไขปัญหาในเบื้องต้น โดยเฉพาะเครื่องที่มีความถี่
ในการใช้งานมากและอายุการใช้งานนาน วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อทำการตรวจสอบคุณภาพในการสร้างภาพ
ของเครื่องเอ็มอาร์ไอยี่ห้อ PHILIPS รุ่น Achieva3.0T ของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น การตรวจสอบ
ประกอบด้วย 8 หัวข้อ โดย 7 หัวข้อแรกอ้างอิงจากราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (The American College
of Radiology, ACR) โดยผลที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR และอีก 1 หัวข้ออ้างอิง
จากศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์แห่งประเทศไทย โดยวิเคราะห์เปรียบเทียบค่าที่จากการวัดทั้งสามครั้งเพื่อหาความ
แปรปรวน ผลที่ได้ คือ การตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรงมีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ (± 2.0 มม.) การตรวจสอบ
ค่าความละเอียดในด้านที่มีค่าเปรียบเทียบสูง (High-contrast spatial resolution) สามารถอ่านค่าความละเอียดได้ทั้งสาม
ค่า คือ 0.9 มม., 1.0 มม., 1.1 มม. ซึ่งอยู่ในช่วงที่เป็นค่ามาตรฐาน (1.0 มม.) ความหนาของสไลด์ได้ค่าเท่ากับ 5.3 มม.
มีค่าความถูกต้องในช่วงมาตรฐาน (5.0 ± 0.7 มม.) การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งได้เท่ากับ 4.6 มม. พบว่า
มีค่าอยู่ในช่วงมาตรฐาน (ค่าที่ได้ต้องน้อยกว่า 5.0 มม.) ความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ จากการวัดและคำนวณ
ได้เท่ากับ 89.1% เมื่อเทียบกับค่ามาตรฐาน พบว่าอยู่ในค่าที่ยอมรับได้ ($> 82.0\%$) การตรวจสอบสัญญาณรบกวนได้
ค่าเท่ากับ 0.0041 (ค่ามาตรฐาน < 0.025) การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบเทียบต่ำได้อยู่
ในช่วงที่ยอมรับได้ 39 จุด จากมาตรฐานที่กำหนดไว้ว่าต้องตรวจพบอย่างน้อย 37 จุด และการคำนวณค่าอัตราส่วน
สัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน พบว่าจากการทดสอบเป็นระยะเวลา 3 เดือน ค่าที่ได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ
($p < 0.05$) จากการศึกษาี้ สรุปได้ว่า เครื่องเอ็มอาร์ไอในขณะที่ทำการตรวจสอบนี้มีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้และ
ผ่านมาตรฐาน ACR

Abstract

The importance of quality control and performance assessment of MRI is to monitor and prevent errors that may occur, including of early problem solving, particularly for the frequently used and a long lifetime machine. The purpose of this study is to examine the quality of PHILIPS MRI Achieva 3.0T belonging to Faculty of Medicine, Khon Kaen University. Seven quantitative tests recommended by The American College of Radiology (ACR) were used in the study. In addition, the measures of signal-to-noise ratio recommended by medical science centre, Thailand were recorded. The results were compared with the ACR recommended ranges. The variations of SNR were observed. The results showed that the measures of geometric accuracy were in the acceptable range (± 2.0 mm). The resolution of 0.9 mm, 1.0 mm, and 1.1 mm were able to detect in the high-contrast spatial resolution slice where the recommended value is 1.0 mm. The accuracy test of slice thickness was within the acceptable range of $5.0 \text{ mm} \pm 0.7 \text{ mm}$ where the measured thickness was 5.3mm. The results of slice position accuracy was 4.6 mm which is in the acceptable range (< 5.0 mm). The measures of image intensity uniformity were 89.1% which is higher than the recommended range of $\geq 82.0\%$. The percent-signal ghosting was equivalent to 0.0041 (recommended value is less than 0.025). The results also showed that 39 low-contrast objects (spokes) were detectable where the standard number should be more than 37 spokes. The measures of signal-to-noise-ratio indicated that the mean signal intensity ratio was related to the previous measures. In conclusion, the assessment results of the MRI were in the acceptable ranges and passed the ACR phantom tests.

คำสำคัญ: การควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอ เนื้อเยื่อจำลอง

Keywords: quality control, MRI, ACR phantom

1. บทนำ

ในปัจจุบันการตรวจวินิจฉัยโรคมีหลากหลายทางเลือก โดยทางเลือกหนึ่งที่ไม่มีการใช้รังสีเอกซ์ที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย คือการใช้สนามแม่เหล็กแรงสูงเรียกอย่างย่อว่า เอ็มอาร์ไอ (Magnetic resonance imaging, MRI) สำหรับการสร้างภาพเอ็มอาร์ไอใช้หลักการกำทอนของนิวเคลียสของโปรตอนในสนามแม่เหล็กแรงสูง เรียกอย่างย่อว่า เอ็นเอ็มอาร์ (Nuclear magnetic resonance, NMR) ซึ่งอาศัยอันตรกิริยาระหว่างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและคุณสมบัติของนิวเคลียสบางชนิดในสนามแม่เหล็กและค่าความถี่คลื่นวิทยุที่ตรงกันกับความถี่ของสารหรือนิวเคลียสของอะตอมของอวัยวะที่ต้องการ โดยการส่งคลื่นความถี่วิทยุไปยังผู้ป่วยที่อยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กแรงสูง ความถี่ที่ส่งเข้าไปจะสะท้อนกลับมายังอุปกรณ์รับสัญญาณ โดยสัญญาณที่ได้จะขึ้นกับคุณสมบัติ

ของเนื้อเยื่อภายในร่างกาย เช่น นิวเคลียสของอะตอมไฮโดรเจนซึ่งเป็นองค์ประกอบสำคัญในน้ำและไขมันในร่างกาย เมื่อนิวเคลียสของไฮโดรเจนวางอยู่ในสนามแม่เหล็กภายนอก (B) นิวเคลียสซึ่งมีโมเมนต์ดัมเชิงมุมจะส่ายรอบสนามแม่เหล็กด้วยความถี่ค่าหนึ่งเรียกว่า “ความถี่ลามอร์” จากนั้นนิวเคลียสจะดูดกลืนพลังงานที่ได้รับจากคลื่นวิทยุที่มีความถี่ตรงกับความถี่ลามอร์ทำให้เกิดเรโซแนนซ์และให้สัญญาณออกมา และผ่านเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล แปลงเป็นภาพและจัดเก็บข้อมูลต่อไป ซึ่งในปัจจุบันเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอมีบทบาทที่สำคัญในการช่วยตรวจวินิจฉัยโรคทางกายภาพมากขึ้น

การควบคุมคุณภาพและการตรวจสอบประสิทธิภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ มีความสำคัญในการตรวจหาและป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในกรณีที่มีความผิดพลาดเกิดขึ้น(1) สามารถดำเนินการ

แก้ไขปัญหานั้นเบื้องต้นได้ โดยเฉพาะเครื่องที่มีความถี่ในการใช้งานมาก และอายุการใช้งานนาน จำเป็นต้องผ่านการตรวจสอบคุณภาพ สำหรับอุปกรณ์หลักที่ใช้ในการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ คือ เนื้อเยื่อจำลอง (phantom) จากรายงานของ IHALAINEN(2554) พบว่า ACR phantom (The American college of radiology, Virginia, United State)(2) กำหนดโดยราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา มีข้อได้เปรียบกว่า MagNet phantom (MagNet Manetic Resonance Imaging Consultancy, Imperial College, London, United Kingdom)(3) ในด้านของความเร็วในการเก็บข้อมูลใช้งานง่าย และสามารถใช้แทน Magnet phantom ได้(4)

วัตถุประสงค์หลักของการศึกษานี้ เพื่อทำการตรวจสอบและวิเคราะห์ประสิทธิภาพและคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ ยี่ห้อ PHILIPS รุ่น Achieva3.0T ของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นในระยะเวลา 3 เดือน เดือนละ 1 ครั้ง ในช่วงเดือนกรกฎาคมถึงตุลาคม 2555 ซึ่งเป็นช่วงที่มีความถี่ในการใช้งานเครื่องเอ็มอาร์ไอมากขึ้นกว่าปกติ (ประมาณ 11-13 ชั่วโมงต่อวัน) ดังนั้น เพื่อเฝ้าติดตามการทำงานของเครื่อง คณะผู้วิจัยได้ทำการตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยอ้างอิงวิธีการทดสอบและใช้เนื้อเยื่อจำลองที่กำหนดโดยราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา

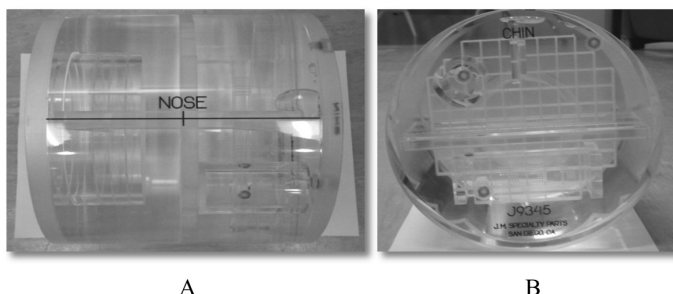
2. วิธีวิจัย

การตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ประกอบด้วย การทดสอบ 7 หัวข้อ ได้แก่ 1) การตรวจสอบ

ความถูกต้องของรูปทรงเรขาคณิต (geometric accuracy) 2) การตรวจสอบค่าความละเอียดในด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง (high-contrast spatial resolution) 3) ความถูกต้องของความหนาของสไลด์ (slice thickness accuracy) 4) การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง (slice position accuracy) 5) ความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (image intensity uniformity) 6) การตรวจสอบสัญญาณรบกวน (percent-signal ghosting) และ 7) การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (low-contrast object detectability) โดยอ้างอิงและใช้ phantom ที่กำหนดโดยราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา(2) นอกจากนั้น ผู้วิจัยได้บันทึกค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio) ทั้งสามครั้งเพื่อวิเคราะห์หาความแปรปรวนที่เกิดขึ้น

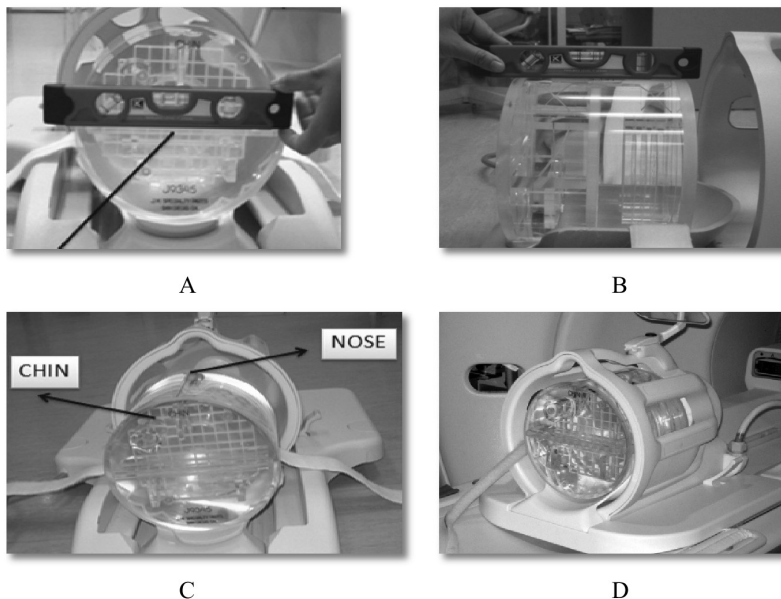
2.1 คุณสมบัติและการจัดวาง ACR phantom ในเครื่องเอ็มอาร์ไอ

เนื้อเยื่อจำลอง (ACR phantom) ที่ใช้ในการศึกษานี้ มีลักษณะเป็นทรงกระบอกทำจากพลาสติกอะคริลิกใสถูกปิดทั้งสองด้าน มีความยาว 148 ซม. เส้นผ่านศูนย์กลาง 190 ซม. ภายในบรรจุสารละลายนิกเกิลคลอไรด์ 10 มิลลิโมลาร์และโซเดียมคลอไรด์ 75 มิลลิโมลาร์ (nickel chloride 10 millimolar NiCl_2 and sodium chloride 75 millimolar) ภายนอกมีอักษรกำกับเพื่อช่วยในการกำหนดตำแหน่งในการจัดวาง phantom (“NOSE” และ “CHIN”) ที่สอดคล้องกับการจัดตำแหน่งของร่างกายมนุษย์ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ACR phantom มีอักษรกำกับ “NOSE”(A) และ “CHIN”(B) โดยวางให้สัมพันธ์กับศีรษะ

การจัดวาง ACR phantom โดยใช้อุปกรณ์ปรับ ขดลวดรับส่งสัญญาณสำหรับการตรวจศีรษะ (head coil) ระดับเพื่อจัดให้ phantom อยู่ในแนวระดับขนานกับ ที่ต่อเข้ากับเครื่องเอ็มอาร์ไอ ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 การใช้อุปกรณ์ปรับระดับเพื่อการจัดวาง phantom ให้อยู่ในแนวระดับที่ขนานกับขดลวดรับส่งสัญญาณ (A) วางขนานแนวตัดขวางของขดลวด (B) ขนนานแนวยาวของขดลวด (C) ส่วนแบบจำลองในขดลวด สำหรับการตรวจศีรษะ (head coil) (D) เมื่อจัดแบบจำลองได้ระดับที่เหมาะสมแล้ว เตรียมนำแบบจำลองเข้าทดสอบ

2.2 การเก็บข้อมูล

2.2.1 โปรโตคอลที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

การเก็บข้อมูลอ้างอิงโปรโตคอลของ ACR โดยปรับตั้งค่าขนาดว็อกเซล (voxel) ให้เท่ากับ 0.7 มม. เมทริก (matrix) = 256x256 และขนาดพื้นที่แสดงภาพ (field of view, FOV) เท่ากับ 250 มม. ความหนาของสไลด์เท่ากับ 5 มิลลิเมตร โดย TR/TE = 500/20 มิลลิ

วินาที สำหรับภาพ T1-weighted image สำหรับการตั้งค่าโปรโตคอลในการเก็บข้อมูลอื่นๆ แสดงในตารางที่ 1 (2)

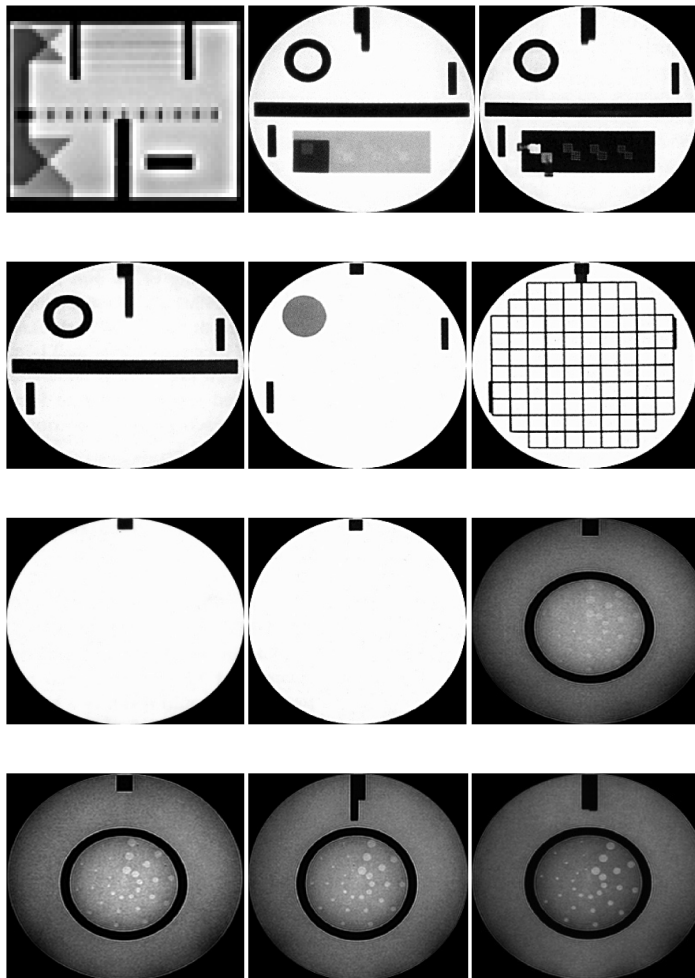
จากนั้นใช้พารามิเตอร์ T1-weighted image และพารามิเตอร์ T2-weighted image ในการเก็บข้อมูลภาพที่ได้ประกอบด้วย 12 สไลด์ เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา (sagittal plane) จำนวน 1 ภาพ และภาพระนาบตัดขวาง (axial plane) จำนวน 11 ภาพ ดังรูปที่ 3

ตารางที่ 1 แสดงพารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจสอบตามแนวทางของ ACR (2)

Study	Pulse sequence	TR (ms)	TE (ms)	FOV (cm)	Number of Slices	Slice Thickness (mm)	Slice Gap (mm)	NEX	Matrix
ACR Sagittal Localizer	SE	20	20	25	1	20	N/A	1	256x256
ACR Ax T1	SE	500	20	25	11	5	5	1	256x256
ACR Ax PD+T2	SE	2,000	20/80	25	11	5	5	1	256x256

ตารางที่ 2 แสดงผลการทดสอบโดยใช้ Phantom ในระยะเวลา 3 เดือน ตั้งแต่ กรกฎาคม - ตุลาคม 2555

เดือน	Geometric Accuracy		High-contrast spatial resolution (mm)	Slice thickness Accuracy (mm)	Slice position Accuracy (mm)	Image intensity uniformity (%)	Percent-signal ghosting	Low-contrast object detestability (spoke)	Signal-to-noise ratio(SNR)
	Localizer (mm)	Diameter (mm)							
ACR suggested value	148.0 mm	190.0 mm	[ACR $\geq$ 1.0]	[ACR 5.0 $\pm$ 0.7]	[ACR $\leq$ 5.0]	[ACR 82.0%]	[ACR 0.025]	[ACR $\geq$ 37]	-
ก.ค. 2555 (12:00 น.)	148	190	0.9, 1.0, 1.1	5.39	5.0	87.95	0.0044	37 spoke	303.98
ก.ย. 2555 (20:00 น.)	147.6	189.7	0.9, 1.0, 1.1	5.35	4.3	90.43	0.0037	40 spoke	443.65
ต.ค. 2555 (12:00 น.)	148	188.6	0.9, 1.0, 1.1	5.52	4.7	88.72	0.006	40 spoke	343.16

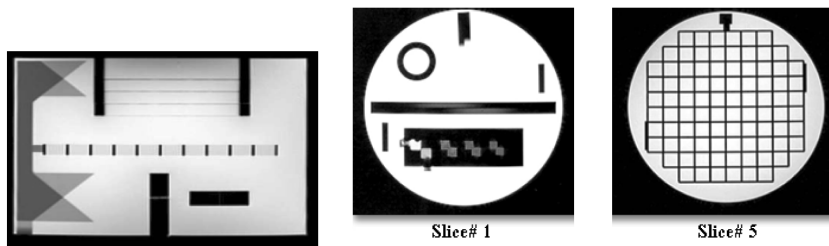


รูปที่ 3 ภาพ T1-weighted ของ phantom ลักษณะตัดขวางแสดงรายละเอียดต่างๆที่อยู่ในแบบจำลอง ACR เพื่อใช้ในการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

2.2.2 การตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

ประกอบด้วย 8 หัวข้อดังนี้ (โดย 7 หัวข้อแรกอ้างอิงจากราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา และหัวข้อสุดท้ายอ้างอิงจากศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์แห่งประเทศไทย)

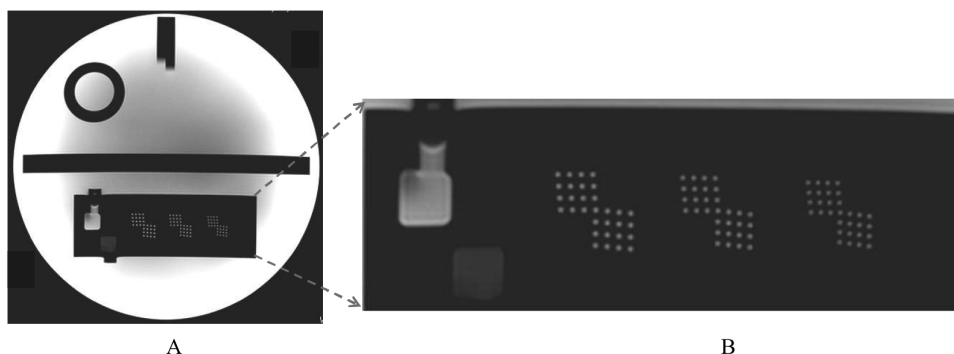
ก) การตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรงเรขาคณิต (Geometric accuracy) โดยการวัดเส้นผ่านศูนย์กลางของ phantom และความยาวจากด้านบนถึงด้านล่าง (end-to-end) จากนั้น นำค่าที่วัดได้เทียบกับค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR เส้นผ่านศูนย์กลางของ phantom ต้องมีค่าในช่วงเท่ากับ 190 ± 2 มม. และความยาวจากด้านบนถึงด้านล่างมีค่าในช่วง 148 ± 2 มม. ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 การตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรง โดยใช้ภาพ Localizer (A) และสไลด์ที่ 1 (B) และ 5 (C)

ข) การตรวจสอบค่าความละเอียดของด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง (High-contrast spatial resolution) คือ การตรวจสอบความคมชัดของภาพหรือความสามารถในการแยกความแตกต่างระหว่างจุดสองจุดที่อยู่ใกล้กัน

โดยผู้สังเกตสามารถขยายภาพเพื่อให้เห็นจุดขนาดต่างๆ ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 มม. 1.0 มม. และ 1.1 มม. ได้ โดยมาตรฐาน ACR กำหนดให้ความละเอียดไม่มากกว่า 1.0 มม. หรือต้องน้อยกว่า 1.0 มม. ดังรูปที่ 5



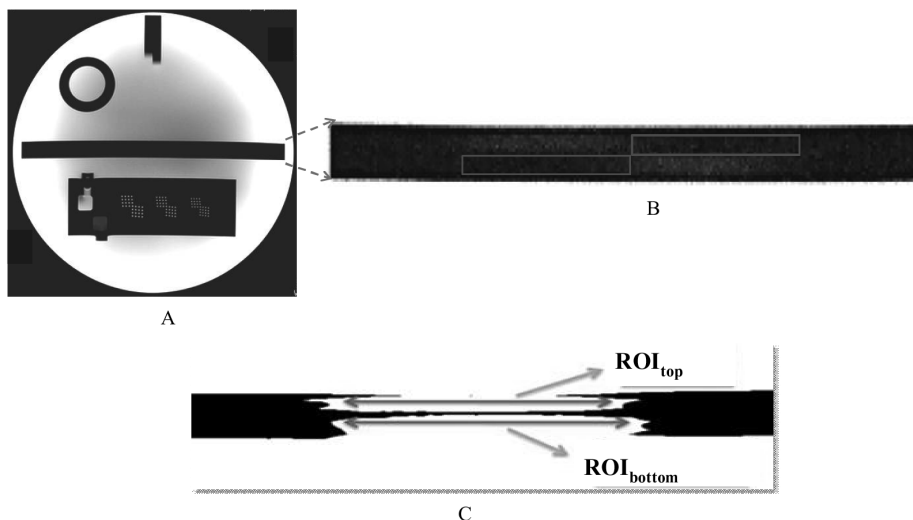
รูปที่ 5 การตรวจสอบค่าความละเอียดของด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง ภาพตัดขวางที่ปรากฏ (A) ภาพขยายบริเวณจุดขนาดต่างกัน 0.9, 1.0 และ 1.1 มม. (เรียงลำดับจากซ้ายไปขวา) (B) เพื่อใช้ในการตรวจประเมินความละเอียดของภาพ

ค) การตรวจสอบความถูกต้องของความหนาของสไลด์ (Slice thickness accuracy) โดยการวัดจากสไลด์ที่ 1 โดยใช้โปรแกรมที่มากับเครื่องเอ็มอาร์ไอที่คำนวณความเข้มของสัญญาณภาพ (image signal intensity) จากการใช้เคอร์เซอร์ (cursor) สร้างพื้นที่รูปทรงสี่เหลี่ยมให้ครอบคลุมบริเวณที่สนใจศึกษา (region of interest, ROI) คือ บริเวณภาพลาดเอียง (ramp) ของแบบจำลองที่ปรากฏด้านบน (top) และล่าง (bottom) เพื่อบันทึกค่าสัญญาณเฉลี่ยของสัญญาณ ดังรูปที่ 6 โดยวาง ROI สี่เหลี่ยม (ภาพ B) บริเวณที่เป็นรูปลาดเอียง (ramp) ด้านบน (top) และล่าง (bottom) เพื่อบันทึกค่าสัญญาณ

เฉลี่ยจาก ROI ทั้งสอง จากนั้น ปรับค่า window width ให้เท่ากับ 1 และปรับค่า window level ให้เท่ากับ ค่าเฉลี่ยหารด้วย 2 จะได้ผลดังรูป 6C จากนั้น วัดความยาวของบริเวณสีขาวภายในรูปลาดเอียง (C) และนำค่าที่ได้มาคำนวณหาความหนาของสไลด์นำค่าที่บันทึกได้ไปคำนวณหาความหนาของสไลด์ จากสมการ

$$\text{slice thickness} = 0.2 \times \frac{(\text{top} \times \text{bottom})}{(\text{top} + \text{bottom})}$$

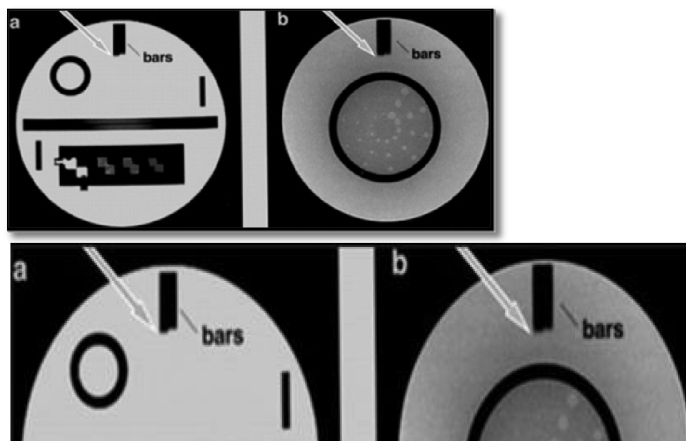
โดยค่ามาตรฐานที่ ACR กำหนดต้องมีค่าในช่วง 5.0 มม. ± 0.7 มม.)(2)



รูปที่ 6 การตรวจสอบความถูกต้องของความหนาของสไลด์ โดยใช้ภาพในสไลด์ที่ 1 (A-B) การวาง ROI สี่เหลี่ยมในบริเวณที่เป็นรูปลาดเอียง (ramp) ด้านบน (top) และล่าง (bottom) เพื่อบันทึกค่าสัญญาณเฉลี่ยจาก ROI ทั้งสอง และ (C) การวัดความยาวของบริเวณสีขาวภายในรูปลาดเอียง

ง) การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง (Slice position accuracy) โดยใช้ภาพในสไลด์ที่ 1 และ 11 โดยการวัดความแตกต่างของขอบบนและล่างของ

แท่ง (bar) บริเวณที่ถูกสกรีนของทั้งสองสไลด์ ค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR ต้องมีความแตกต่างน้อยกว่า 5.0 มม. ดังรูปที่ 7



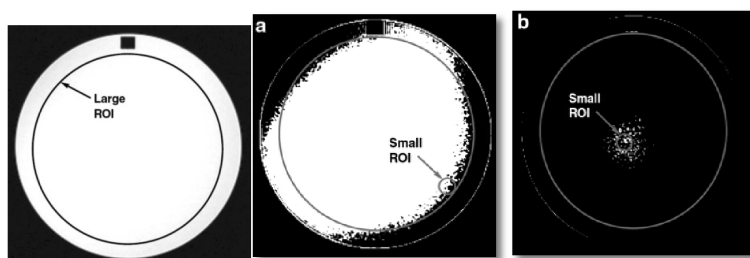
รูปที่ 7 การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง โดยสังเกตจากแท่งสี่เหลี่ยม (bars) ในภาพสไลด์ที่ 1 (a) และ 11 (b) โดยภาพล่างเป็นภาพขยาย

จ) การตรวจสอบความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (Image intensity uniformity) โดยการสร้าง ROI รูปวงกลมให้ครอบคลุมบริเวณที่สนใจศึกษาให้คลุมพื้นที่บนภาพในสไลด์ที่ 7 ปรับค่า window width = 1 และลดค่า window level ลงเรื่อยๆ จนกระทั่งเห็นจุดดำและพื้นที่สีขาว วัดค่าความเข้มเฉลี่ยที่ได้ใน ROI (กำหนดให้เป็น low) จากนั้น เพิ่มค่า window level ขึ้นไป จนกระทั่งพื้นที่เป็นสีดำและจุดเป็นสีขาว ดังรูปที่ 8 อ่านค่าความเข้มเฉลี่ย (กำหนดให้เป็น high) นำค่าความเข้ม

เฉลี่ยที่ได้จาก ROI ทั้งสองมาคำนวณหาค่า PIU จากสมการ

$$\%PIU = 100 \times \left\{ 1 - \frac{(high - low)}{(high + low)} \right\}$$

ค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR คือ ค่าความสม่ำเสมอที่ได้ต้องมากกว่า 82.0% (สำหรับเครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีความเข้มสนามแม่เหล็กเท่ากับ 3 Tesla)



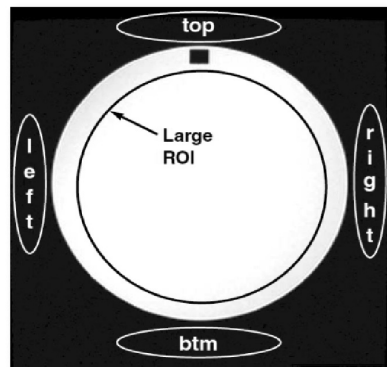
รูปที่ 8 วาง ROI วงใหญ่ครอบคลุมพื้นที่ในสไลด์ที่ 7 (ซ้าย) จากนั้น วัดค่า Low-signal โดยปรับค่า window width ให้เท่ากับ 1 และลดค่า window level ลงจนกระทั่งเห็นจุดดำใน ROI บันทึกค่า mean intensity ของ ROI วงเล็กที่คลุมบริเวณจุดสีดำและพื้นที่สีขาว เป็นค่า ROI ของ low-signal (a) การวัดค่า High-signal ทำได้โดย เพิ่มค่า window level ขึ้นไป จนกระทั่งพื้นที่เป็นสีดำ และจุดเป็นสีขาวบันทึกค่า mean intensity ของ ROI วงเล็กที่คลุมบริเวณจุดสีขาวและพื้นที่สีดำ เป็นค่า ROI ของ high signal (b)

จ) การตรวจสอบสัญญาณรบกวน (Percent-signal ghosting) คือ การตรวจสอบความผิดปกติของภาพที่ออกจากตำแหน่งจริงที่เกิดจากการสุมข้อมูลและเกิดจากการรบกวน (artifact) บริเวณด้านข้างของภาพสามารถวัดได้จากสไลด์ที่ 7 โดยการวัดความเข้มเฉลี่ยในวงกลม ROI ขนาดใหญ่ (large ROI) และ ROI บริเวณด้านบน (top) ด้านล่าง (bottom) ซ้าย (left) และขวา

(right) ดังรูปที่ 9 จากนั้น นำค่าความเข้มที่วัดได้ แทนค่าในสมการ เพื่อหาค่าสัญญาณรบกวน

$$\text{ghosting} = \frac{(\text{top} + \text{bottom}) - (\text{left} + \text{right})}{(2 \times (\text{large ROI}))}$$

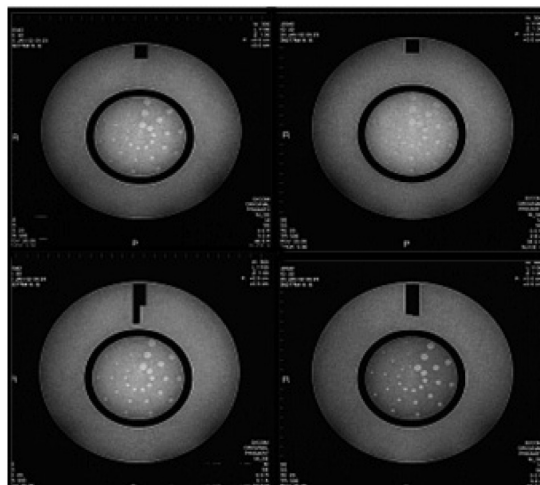
ค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR คือ ค่าที่คำนวณได้ต้องมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.025



รูปที่ 9 วัดค่าเฉลี่ยความเข้มของสัญญาณ (mean intensity) ของ ROI ที่วางด้านบน (top) ล่าง (bottom) ซ้าย (left) และขวา (right) ของภาพในสไลด์ที่ 7

ข) การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (Low-contrast object detectability) ทำได้โดยการนับจุดสีขาวที่ปรากฏในภาพ

(spoke) ในสไลด์ที่ 8-11 รวมทั้งหมด 40 จุด สำหรับค่ามาตรฐานที่กำหนดโดย ACR คือ จะต้องสังเกตพบจำนวนจุดสีขาวได้น้อย 37 จุด ดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 นับจุดสีขาว (spoke) ทั้งหมดที่เห็นในสไลด์ที่ 8-11

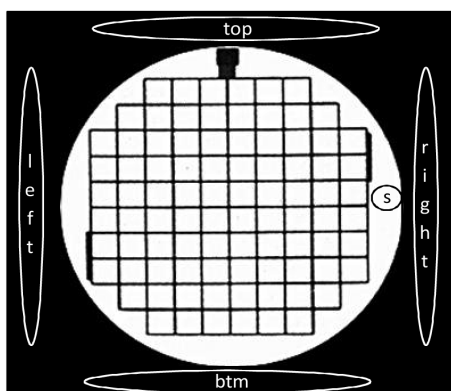
ซ) การคำนวณค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-noise ratio, SNR) ซึ่งสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นนี้ อาจมาจากเครื่องมือหรือผู้ป่วย ค่า SNR จะเพิ่มขึ้น ถ้าเพิ่มสัญญาณที่ต้องการ โดยภาพที่มีค่า SNR สูงจะมีคุณภาพของภาพดีกว่าภาพที่มี SNR ต่ำ การคำนวณหาค่า SNR ทำได้โดยการวาง ROI บริเวณด้านบน (Top) ล่าง (Bottom) ซ้าย (Left) และขวา (Right) บนสไลด์ที่ 5 และบันทึกค่าความเข้มเฉลี่ย จากนั้น นำค่าที่บันทึกได้มาคำนวณหาค่าเฉลี่ย และค่า SNR จากสมการ

$$\bar{X} = \frac{\bar{X}_{Top} + \bar{X}_{Btm} + \bar{X}_{Left} + \bar{X}_{Right}}{4}$$

จากนั้น วัดค่าความเข้มของสัญญาณในบริเวณพื้นที่น้ำซึ่งมีความสม่ำเสมอ (กำหนดให้เป็นค่า) คำนวณหาค่า SNR จากสมการ

$$SNR = \frac{S - \bar{X}}{\bar{X}}$$

สำหรับค่า SNR ไม่ได้มีการกำหนดค่ามาตรฐาน ในการตรวจสอบนี้จึงพิจารณาเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการทดสอบในแต่ละครั้งว่าค่า SNR ที่ได้ในแต่ละครั้งมีความใกล้เคียงกันหรือแตกต่างกันมากเพียงใด



รูปที่ 11 ใช้ภาพในสไลด์ที่ 5 เพื่อการคำนวณหาค่า SNR โดยบันทึกค่าความเข้มเฉลี่ยของ ROI ที่วางใน phantom ในบริเวณที่เป็นน้ำ โดยกำหนดให้เป็นค่าของสัญญาณ (signal) และวาง ROI บริเวณด้านบน (top) ล่าง (bottom) ซ้าย (left) และขวา (right) โดยกำหนดเป็นค่าสัญญาณรบกวน (noise)

3. ผลการวิจัยและอภิปรายผล

ผลการตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ ทั้ง 8 หัวข้อ (ตารางที่ 2) โดยเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานที่กำหนดโดยราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งประเทศไทย

ผลการตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรงเรขาคณิต (Geometric accuracy) พบว่าค่าเฉลี่ยความยาวของเส้นผ่านศูนย์กลางของ phantom เท่ากับ 147.9 มม. และค่าเฉลี่ยความยาวจากด้านบนถึงด้านล่างเท่ากับ 189.4 มม. ซึ่งเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวจากด้านบนถึงด้านล่างที่วัดได้จากภาพ phantom มีค่าอยู่ในช่วง 190 ± 2 มม. และ 148 ± 2 มม. แม้ว่าค่าที่วัดได้จากภาพจะไม่ตรงกับวัตถุจริง อาจเนื่องมาจากการเทคนิคการจางหรือติดตั้ง

phantom ให้อยู่ในแนวระดับที่เหมาะสม ซึ่งมีความสำคัญในการจางเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรง หรือความไม่เสถียรของ Gradient ในระนาบ X, Y, หรือ Z ของเครื่องอาจส่งผลให้เกิดความผิดพลาดในการกำหนดความหนาของสไลด์เพื่อสร้างภาพ เมื่อทำการวัดความยาวบนภาพอาจทำให้ค่าที่วัดได้มีค่ามากหรือน้อยกว่าความเป็นจริง ดังนั้น ควรจ่ายไฟให้กับขดลวดที่ปล่อยสนามแม่เหล็ก (Gradient coil) ก่อนที่จะทำการตรวจสอบคุณภาพ ประมาณ 30 นาที ถึง 1 ชั่วโมง

ผลการตรวจสอบค่าความละเอียดในด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง (High-contrast spatial resolution) พบว่าค่าที่ได้จากการทดสอบอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ 1.0 มม.

การตรวจสอบความถูกต้องของความหนาของสไลด์ (Slice thickness accuracy) พบว่าในระยะ 3 เดือน ค่าความหนาของสไลด์มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 5.4 มม. ค่าที่ได้จากการทดสอบอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ คือ 5.0 ± 0.7 มม. สำหรับความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นอาจเป็นผลมาจากความไม่เป็นเชิงเส้นของอุปกรณ์ขยายสัญญาณ ความถี่วิทยุ เป็นผลให้สัญญาณที่ได้มีรูปร่างที่ผิดแปลกไป ดังนั้น ควรปรับเทียบอุปกรณ์ขยายสัญญาณให้ถูกต้องก่อนการตรวจสอบ

การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งของสไลด์ (Slice position accuracy) พบว่า ค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนในการวัดทั้ง 3 ครั้ง มีค่าเท่ากับ 3.8 มม. ซึ่งอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ น้อยกว่า 5.0 มม. ความคลาดเคลื่อนของการตรวจสอบตำแหน่งอาจเกิดจากการจัดวาง phantom ที่ไม่อยู่ในแนวระดับ

ค่าความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (Image intensity uniformity) ในการตรวจสอบทั้ง 3 ครั้ง มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 89.1% ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นอาจมาจากปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์รับสัญญาณ เนื่องจากการสแกนในช่วงเวลาที่ต่างกัน สัญญาณที่เกิดขึ้นจากการสแกนแต่ละครั้ง (แม้จะให้พารามิเตอร์เดียวกัน) แต่สัญญาณที่เกิดขึ้นย่อมไม่เท่ากัน อย่างไรก็ตาม ค่าที่วัดได้อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ มากกว่า 82.0%

การตรวจสอบสัญญาณรบกวน (Percent-signal ghosting) พบว่า มีค่าเฉลี่ยของสัญญาณ เท่ากับ 0.0047 ค่าที่ได้อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ น้อยกว่า 0.025 การเกิดสัญญาณรบกวน (ghosting) ที่เกิดขึ้น ทำให้เกิดภาพไม่พึงประสงค์นั้น อาจเกิดขึ้นมาจากความผิดพลาดของเครื่องมืออุปกรณ์รับส่งสัญญาณ หรือขบวนการสุ่มข้อมูลของระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการแปลงภาพ

ความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (Low-contrast object detectability) ค่าเฉลี่ยที่ได้เท่ากับ 39 จุด ซึ่งช่วงที่ยอมรับได้คือ มากกว่า 37 จุด การทดสอบนี้ หากเครื่องสามารถแสดงความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันน้อยมาก ให้เห็นได้อย่างชัดเจน จะช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้ดีขึ้น

ค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-noise ratio) จากการเปรียบเทียบค่า SNR ในแต่ละเดือน พบว่า ค่าเฉลี่ยเท่ากับ 363.6 จากการสังเกตพบว่า SNR จะมีค่าสูง ถ้าหากเครื่องเอ็มอาร์ไอได้ใช้งานหรือเปิดใช้งานเครื่องนานกว่า 2 ชั่วโมง ในขณะที่การทดสอบเครื่องเอ็มอาร์ไอที่เปิดใช้งานน้อยกว่า 2 ชั่วโมง ค่า SNR ที่วัดได้จะมีค่าต่ำ ดังนั้น ในการทดสอบค่า SNR ควรคำนึงถึงเรื่องนี้ด้วย

จากรายงานของ Chen (ปี พ.ศ.2547) พบว่า การตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอโดยใช้ ACR phantom ควบคู่ไปกับการบำรุงรักษาเชิงป้องกัน (Preventive maintenance, PM) ของวิศวกรบริษัทนั้น จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการปฏิบัติงานและการแก้ปัญหาของวิศวกรในการซ่อมเครื่องได้ โดยกำหนดความถี่ในการตรวจสอบคุณภาพเป็น 2 ครั้งภายใน 3 เดือน ซึ่งสอดคล้องกับความถี่ในการบำรุงรักษาเชิงป้องกันของวิศวกร (1)

ในงานวิจัยนี้ไม่ได้ทำการควบคุมคุณภาพโดยใช้โปรโตคอลการสร้างภาพ diffusion tensor imaging (DTI) ซึ่งเป็นโปรโตคอลที่มีการใช้เป็นประจำ ดังนั้น จำเป็นต้องมีการตรวจสอบเพิ่มเติม อย่างไรก็ตาม การควบคุมคุณภาพโดยใช้โปรโตคอล DTI ร่วมกับการใช้ ACR phantom นั้น มีข้อจำกัด คือเกิดการบิดเบี้ยวของภาพ (distortion) ประมาณ 10 มิลลิเมตร จากกระแสไหลวน (eddy current) ซึ่งเกิดจาก diffusion-encoding gradient (5) เป็นผลให้ภาพ DTI และภาพทางกายวิภาคไม่ซ้อนทับกัน ในกรณีของ DTI เป็นสิ่งที่ไม่ต้องการนอกจากนั้น การแพร่ภายในเนื้อเยื่อจำลองควรจะเหมือนกับการแพร่ของเนื้อเยื่อสมองมนุษย์ อย่างไรก็ตาม การแพร่ภายใน ACR phantom มีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อของสมองมนุษย์เนื่องจากของเหลวภายใน ACR phantom มีการกระจายอย่างสม่ำเสมอในทุกทิศทาง (isotropy) แต่ในการทดสอบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอเมื่อมีการใช้โปรโตคอล DTI ต้องการให้การแพร่ของของเหลวมีค่าต่างกันในแต่ละทิศทาง (anisotropy) ดังนั้น การตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอโดยใช้โปรโตคอลอื่นๆ เช่น fMRI (functional MRI) และ DTI (diffusion tensor imaging)

จำเป็นต้องมีขั้นตอนและวิธีการตรวจสอบเหมาะสมกว่าวิธีการที่กำหนดโดย ACR(6, 7) รวมถึงการสร้างและออกแบบเนื้อเยื่อจำลองที่เหมาะสมกับการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอในกรณีที่ใช้โปรโตคอล DTI หรือ fMRI เป็นต้น

นอกจากการใช้โปรโตคอลที่แนะนำโดย ACR แล้ว ควรใช้ค่าโปรโตคอลของแต่ละโรงพยาบาลที่ใช้ในทางคลินิก เพื่อตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอโดยการเก็บข้อมูลด้วยพารามิเตอร์ T1-weighted image และ T2-weighted image และทำการตรวจสอบตามหัวข้อที่ได้กล่าวมาทั้งหมด

4. สรุป

การควบคุมคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอขนาด 3 เทสลา ยี่ห้อ PHILIPS รุ่น Achieva 3.0 T โดยอ้างอิงมาตรฐานการทดสอบของราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา(The American College of Radiology, ACR) และศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ ทั้ง 8 หัวข้อในระยะเวลา 3 เดือน พบว่าเครื่องเอ็มอาร์ไอในขณะที่ทำการตรวจสอบนี้มีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้และผ่านมาตรฐาน ACR สำหรับการเปรียบเทียบค่าอัตราส่วน SNR ทั้ง 3 เดือน มีค่าไม่แตกต่างกัน ($p < 0.05$) ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากการศึกษาครั้งนี้เกิดขึ้นได้จากหลายๆปัจจัยเช่น จากตัวเครื่องเอง จากตัวผู้ทำการศึกษาจากเทคนิคและวิธีการศึกษาเอง ดังนั้น ผู้ที่จะทำการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ควรที่จะผ่านการฝึกฝนฝึกทักษะจนมีความชำนาญ เพื่อช่วยลดความผิดพลาดของข้อมูลที่ได้ และการได้ผลตรวจสอบมีความถูกต้องมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ การตรวจสอบคุณภาพเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่ทำให้ผู้ใช้งาน และผู้รับบริการเกิดความมั่นใจในคุณภาพและประสิทธิภาพของเครื่องมือที่ใช้งาน

5. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้ทำวิจัยขอขอบคุณคณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยขอนแก่นที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือในการวิจัยในครั้งนี้

6. เอกสารอ้างอิง

- (1) Chen, C.C., et al., Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: Preliminary results. Journal of Digital Imaging, 2004. 17(4): p. 279-284.
- (2) American College of Radiology. Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program 2005 [cited 2012; Available from: <http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/Accreditation/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>.
- (3) Radiology American College. Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program., 2005.
- (4) MagNet Magnetic Resonance Imaging Consultancy. Quality Assurance, Specification and Safety. 2009 [cited 2013 18 May 2013]; Available from: <http://www.magnet-mri.org/index.htm>.
- (5) Ihalainen, T.M., et al., MRI quality assurance using the ACR phantom in a multi-unit imaging center. Acta Oncologica, 2011. 50(6): p. 966-972.
- (6) Hagmann, P., et al., Understanding diffusion MR imaging techniques: From scalar diffusion-weighted imaging to diffusion tensor imaging and beyond. Radiographics, 2006. 26(SPEC. ISS.): p. S205-S223.
- (7) Zhiyue, J.W. and S. Youngseob, A quality assurance protocol for diffusion tensor imaging using the head phantom from American College of Radiology. Med. Phys., 2011. 38(7): p. 4415-21.