

전립선 MRI에서 사용하는 1.5T 경직장 코일과 3.0T 위상 배열 코일의 성능 비교 평가

조재환*

요 약

1.5T에서 경직장 코일과 3.0T의 위상 배열 코일을 이용하여 신호대 잡음비를 비교하여 3.0T의 위상 배열 코일의 유용성을 제시한다. 전립선암으로 진단받은 환자 40명을 대상으로 1.5T MR scanner에서는 경직장 표면 코일과 3.0T MR scanner에서는 위상 배열 코일을 이용하여 T2 강조 영상, T1 강조 영상, 확산 강조 영상을 각각 획득 후 전립선의 Central Zone(CZ)과 Peripheral Zone(PZ)에서 Right Peripheral Zone(PZ)과 Left Peripheral Zone(PZ) 세 부위에서 신호 강도(signal intensity)측정을 하였다. 정량적 분석방법으로 관심영역의 신호대 잡음비(signal to noise ratio)를 구하고 평균화 하여 1.5T MR scanner로 획득한 그룹과 3.0T MR scanner로 획득한 그룹에서의 신호대 잡음비를 비교하였다. 3.0T MR scanner에서 위상 배열 코일을 사용한 경우 1.5T MR scanner에서 경직장 코일을 사용한 경우보다 신호대 잡음비가 증가됨을 알 수 있었다.

Comparative assessment of a 1.5T endorectal coil and a 3.0T phased-array coil available for prostate MRI

Jae-Hwan Cho*

Abstract

The effectiveness of 3.0T phase array coil images was tested by comparing signal-to-noise ratios for the same coil images relative to 1.5T endorectal coil images. Signal intensities were measured in the three regions of prostate, central and peripheral (right and left) after 40 patients with prostate cancer were imaged during the period between Jan. 2008 and Oct. 2009 with T2 W, T1 W, and DW images obtained respectively using endorectal coil on a 1.5T MR scanner and phase array coil on a 3.0T MR scanner. For quantitative analysis, comparisons of average SNRs for the same ROIs were made between groups scanned with a 1.5T and a 3.0T MR scanner. The signal-to-noise ratios were shown to increase more sharply when using a phase array coil at a 3.0T MR scanner compared to using an endorectal coil at a 1.5T MR scanner.

KeyWords : endorectal coil, phase array coil, signal to noise ratio (SNR)

1. 서 론

전립선암(prostate cancer)은 미국의 경우 성인 남성에서 발생하는 악성 종양 중 가장 흔한 악성 종양이며, 성인 남성에게 있어서 악성 종양으로 인한 사망 원인 중 세 번째의 빈도를 차지한다.⁽¹⁾ 이에 반해 2005년도 보건복지부통계에 의하면 우

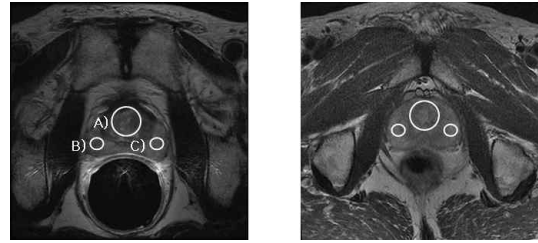
리나라에서 이 암의 빈도는 전체 남성암의 약 2.42% 정도로 상대적으로 비교적 낮은 빈도를 보이고 있다. 하지만 식생활의 서구화 및 급속한 고령화 추세로 볼 때 향후 그 빈도는 계속 증가할 것으로 예상된다. 전립선암의 연령분포를 살펴보면 45세 미만에서는 드물고 50세 이후부터는 고령일수록 그 빈도가 높아져서 십만 명 당 100명 이상으로 증가하며 60대에는 십만 명 당 500명 이상 70대 에서는 800명 이상으로 급격히 증가한다. 전립선암은 그 특성이 다른 종양과는 달리 천천히 성장 하는 특성을 가지고 있으며, 남은 여명이 10년 이상이고 전립선에 국한된 암은 완

※ 제일저자(First Author) : 조재환
접수일:2010년 04월 13일, 수정일:2010년 07월 02일,
완료일:2010년 09월 27일
* 경산1대학 방사선과
8452404@hanmail.net

spin-echo (FSE) 영상법을 이용하여 T2 강조 영상(TR: time of repetition=4000 msec, TE: time of echo=100 msec, NEX: average=4, matrix: 256×256, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm)과 T1 강조 영상(TR: time of repetition=650 msec, TE: time of echo=10 msec, NEX: average=2, matrix: 256×192, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm) 축상면 (Axial plane)영상을 각각 획득하였고 확산 강조 영상은 b value를 600s/mm² 으로 spin-echo EPI 기법을 이용하여 X, Y, Z 세 방향의 확산 강조(TR: 7000 ms, TE: 80 ms, Matrix: 128×128, NEX: 4, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm) 축상면 영상을 획득 하였다.

3.0T MR scanner에서는 fast spin-echo (FSE) 영상법을 이용하여 T2 강조 영상(TR: time of repetition=3000 msec, TE: time of echo=68 msec, NEX: average=4, matrix: 256×192, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm)과 T1 강조 영상(TR: time of repetition=700 msec, TE: time of echo=10 msec, NEX: average=4, matrix: 256×192, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm) 축상면(Axial plane)영상을 각각 획득하였고 확산 강조 영상은 b value를 600s/mm²으로 spin-echo EPI 기법을 이용하여 X, Y, Z 세 방향의 확산 강조(TR: 8000 ms, TE: 70 ms, Matrix: 192×192, NEX: 2, Slice thickness: 3.0 mm, FOV: 160 mm) 축상면 영상을 획득 하였다.

획득한 영상은 Advantage Workstation(Ver 4.3, Revision 4. GE healthcare. Milwaukee. WI)으로 보내져 전립선의 중심 지역(Central Zone:CZ 이하 CZ)과 바깥 지역(Peripheral Zone:PZ 이하 PZ)에서 오른쪽 바깥 지역과 왼쪽 바깥 지역 세 부위에서 신호 강도(signal intensity)측정을 하였다. 이때 관심영역(ROI)은 측정하고자 하는 해부학적 구조물을 최대한 많이 포함하도록 하였다. (그림 2.)



a) 경직장 코일을 사용한 T2 강조 영상 b) 위상 배열 코일을 사용한 T2 강조 영상

(그림 2) 전립선의 중심지역, 오른쪽 바깥 지역, 왼쪽 바깥 지역의 관심영역 위치

- A: 중심 지역 (CZ)
- B: 오른쪽 바깥 지역 (right PZ)
- C: 왼쪽 바깥 지역 (left PZ)

실험에 대한 정량적 분석방법으로 관심영역의 신호대 잡음비(signal to noise ratio)를 구하고 평균화 하여 1.5T MR scanner로 획득한 그룹과 3.0T MR scanner로 획득한 그룹에서의 신호대 잡음비를 비교하였다. 신호대 잡음비는 CZ, PZ 두 부위에서의 신호 강도 값을 백그라운드 표준 편차(background standard deviation)의 신호강도 값으로 나누어 계산하였다. 백그라운드 표준 편차는 신호대 잡음비 효과를 정확하게 하기 위하여 좌상단과 우하단 두 곳에서 측정하여 평균 값과 표준 편차로 나타냈다.

이 실험에 적용된 신호대 잡음비(Signal to noise ratio)을 구하는 식은 다음과 같다.

$$SNR = \frac{SI_{region, surroundingtissues}}{SDN}$$

여기서, SDN : The standard deviation of noise in background

SI : signal intensity

CZ, Right PZ, Left PZ 세 부위에서 획득한 신호대 잡음비의 평균값 차이는 독립표본검정 (Independent samples T-test, SPSS win 12.0)을 통하여 통계적 유의성을 검정하였으며 P값이 0.05 미만인 경우를 통계학적 의미가 있는 것으로 정의하였다.

정성적인 분석방법은 2명의 방사선과 1명의 전문의가 육안적으로 1.5T MR scanner로 획득한 그룹과 3.0T MR scanner로 획득한 그룹에서의 T2강조 축상면 영상에서 CZ부위의 신호강도 차이를 알아보았고 높음(3점), 중간(2점), 낮음(1점)의 구분을 3점 척도로 실시하여 평균값을 측정

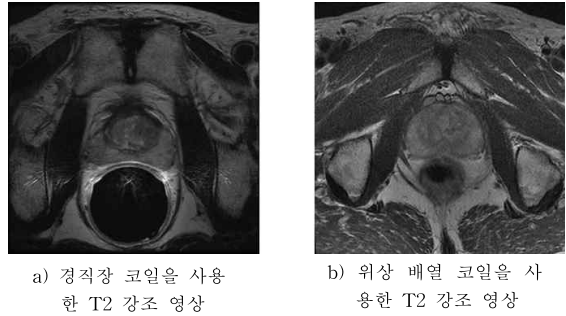
하고 비교하였다.

3. 결 과

영상의 정량적 분석결과 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 T2 강조영상에서 각각의 신호대 잡음비는 CZ 부위에서 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(34.28±4.13)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(51.23±3.21)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.027(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Right PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(43.67±3.98)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(56.42±4.19)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.039(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Left PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(48.12±4.21)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(61.57±3.35)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.024(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. (표 1.) (그림 3.)

<표 1> 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 T2 강조 영상에서의 신호대 잡음비

그룹	1.5T MR scanner 그룹 (경직장 코일)	3.0T MR scanner 그룹 (위상 배열 코일)	유의 확률 (p value)
CZ	34.28±4.13	51.23±3.21	p= 0.027
PZ (right)	43.67±3.98	56.42±4.19	p= 0.031
PZ (left)	48.12±4.21	61.57±3.35	p= 0.024



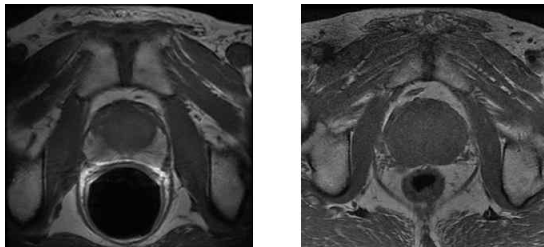
(그림 3) 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 T2 강조 영상

T1 강조영상에서 각각의 신호대 잡음비는 CZ 부위에서 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(45.28±3.81)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(62.19±4.13)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.019(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Right PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(48.67±4.27)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(69.42±5.19)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.028(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Left PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(52.12±4.83)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(72.57±5.53)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.037(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. (표 2.) (그림 4.)

<표 2> 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 T1 강조 영상에서의 신호대 잡음비

그룹	1.5T MR scanner 그룹 (경직장 코일)	3.0T MR scanner 그룹 (위상 배열 코일)	유의 확률 (p value)
CZ	45.28±3.81	62.19±4.13	p= 0.019

PZ (right)	48.67±4.27	69.42±5.19	p= 0.028
PZ (left)	52.12±4.83	72.57±5.53	p= 0.037



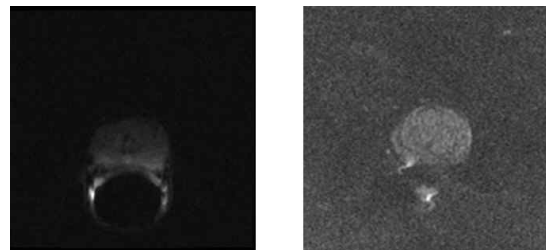
a) 경직장 코일을 사용한 확산 강조 영상 b) 위상 배열 코일을 사용한 확산 강조 영상

(그림 4) 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 T1 강조 영상

확산강조영상에서 각각의 신호대 잡음비는 CZ 부위에서 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(51.43±3.47)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(65.35±5.39)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.024(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Right PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(56.76±4.62)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(72.32±5.14)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.017(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. Left PZ 부위에서는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(61.55±5.39)가 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 평균 신호대 잡음비(78.67±4.59)보다 작게 나타났고 평균 신호대 잡음비의 차이에 대한 독립표본검정결과 유의확률은 0.035(p <0.05)으로써 통계적으로 신호대 잡음비의 차이는 유의한 것으로 나타났다. (표 3.) (그림 5.)

<표 3> 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 확산 강조 영상에서의 신호대 잡음비

그룹	1.5T MR scanner 그룹 (경직장 코일)	3.0T MR scanner 그룹 (위상 배열 코일)	유의 확률 (p value)
CZ	51.43±3.47	65.35±5.39	p= 0.024
PZ (right)	56.76±4.62	72.32±5.14	p= 0.017
PZ (left)	61.55±5.39	78.67±4.59	p= 0.035



a) 경직장 코일을 사용한 T1 강조 영상 b) 위상 배열 코일을 사용한 T1 강조 영상

(그림 5) 1.5T MR scanner와 3.0T MR scanner로 획득한 확산 강조 영상

결과적으로 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 경우 T2 강조영상, T1 강조영상, 확산강조영상에서 모두 신호대 잡음비가 1.5T MR scanner로 획득한 그룹보다 크게 나타났다. 정성적 분석 결과 1.5T MR scanner로 획득한 그룹의 경우 1.73±0.27, 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 경우 2.31±0.41로 나타났으며 유의확률은 0.023(p <0.05)으로써 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. (표 4.)

<표 4> T2강조 축상면 영상에서 CZ부위의 신호강도(높음(3점), 중간(2점), 낮음(1점))

그룹	관찰자			평균
	전문의	방사선사	방사선사	
1.5T MR scanner 그룹 (경직장 코일)	1.75±0.29	1.65±0.23	1.79±0.43	1.73±0.27
3.0T MR scanner 그룹 (위상배열 코일)	2.43±0.35	2.19±0.47	2.32±0.27	2.31±0.41

즉 3.0T MR scanner로 획득한 그룹의 경우 CZ 부위의 신호강도는 1.5T MR scanner로 획득한 그룹 보다 높게 나타났다.

4. 고찰 및 결론

진립선암을 진단 방법 중 경직장 코일을 이용한 MRI검사는 진립선의 영상이 정확해지고, 신호강도 대 잡음비(signal-to-noise ratio: SNR)와 공간분해능(spatial resolution)이 좋아졌다. Hussian 등⁽¹³⁾은 경직장 초음파영상 및 경직장 자기공명영상을 수술소견과 비교하여 진단의 정확도가 각각 36%와 64%로 경직장 자기공명영상이 더 우수하다고 하였다. 또한 Stoker 등⁽¹⁴⁾은 경직장 코일을 이용한 MRI의 경우 우수한 신호 대 잡음비(signal to noise ratio) 때문에 체부 코일(body surface coil)이나 위상 배열 코일(phased array coil)을 사용한 경우 보다 진단에 더욱 유용한 것으로 보고하였다. 하지만 검사부위가 골반에만 국한되고 경직장 코일을 직접 향문에 삽입하게 되어 고통을 유발할 수 있어 검사 자체가 쉽지 않고⁽¹²⁾ 코일로부터 멀어 질수록 급격히 신호강도가 약해지므로 역시 주변이나 원격 전이부분을 평가 하는 데에는 한계가 있다. de Lange 등⁽¹⁵⁾은 해상력을 향상시키기 위하여 체부코일 대신에 경직장 코일의 하나인 Helmholtz코일을 이용하였는데, 직장 벽 침범 정도의 정확도는 90% 정도로 높은 결과를 얻었으나 림프절 전이 유무에 대한 정확도에는 한계를 보여, 전체적인 병기 결정의 정확도는 65% 정도로 그리 만족스럽지 못하다고 보고하였다. 경직장 코일을 이용하여 MRI를 시행함으로써 해상력을 향상시키고 있는데, Chan 등⁽¹⁶⁾은 직장 벽 침범 정도를 12명중 11명에서 정확히 평가하였고, 림프절 전이 유무에 대한 민감도는 57%로 보고하였다. 또 Schnall 등⁽¹⁷⁾도 경직장 코일을 이용하여 직장 벽 침범 정도의 정확도를 81%로, 림프절 전이 유무에 대한 정확도를 78%, 민감도를 81%로 보고하여, 경직장 코일을 이용함으로써 수술 전 병기 결정에 있어 정확도를 향상시킬 수 있다고 하였다. 그러나 고가장비인 경직장 코일이 일회용으로 소모품이며, S자결장암이나 내경이 좁아져있는 직장암에서는 사용이 불가능하다. 최근에는

소프트웨어와 하드웨어의 발전으로 3.0T의 자기장 세기의 장치를 이용하고 위상 배열 코일(phase array coil)등을 사용하므로 인해 직접 향문에 코일을 삽입하지 않고 적절한 신호강도를 얻을 수 있게 되었다.^(18,19) Halligan 등⁽²⁰⁾은 직장 치루 환자에 있어서 경직장 코일을 이용한 경우 보다 체표면 코일을 이용한 경우 일차적으로 치루 자체뿐만 아니라 이차적으로 치루의 진행과 동반된 농양을 더 잘 볼 수 있어 정확도가 각각 68%와 96%로 체부 코일의 우수성을 주장하고 있다. 위에 제시한 연구는 1.5T MR scanner기기를 이용하였으며 질환의 발견률을 기준으로 유용성을 제시 하였다. 본 저자는 1.5T MR scanner기기가 아닌 3.0T MR scanner기기에 다 채널 코일을 이용한 연구를 하였으며 질환의 발견률이 아닌 두기기의 신호대 잡음비를 비교하였다. 다 채널 코일에 관한 연구는 신경계와 근 골격계 분야에서 많은 연구가 이루어져 왔다. Gass 등⁽²¹⁾은 다 채널을 이용한 시진경 검사시 높은 해상력과 신호대 잡음비를 높여 진단율을 높일 수 있다고 보고하고 있다.

연구 결과 3.0T MR scanner에서 위상 배열 코일 코일을 사용한 경우 1.5T MR scanner에서 경직장 코일을 사용한 경우보다 신호대 잡음비가 증가되고 정성적 분석 결과 진단율에 크게 영향을 미치는 신호 강도가 증가됨을 알 수 있었다. 이는 위상 배열 코일을 이용한 MRI의 유용성에 대한 재평가가 필요하리라고 생각된다. 본 연구에는 몇 가지 문제점을 가지고 있는데, 첫째로 데이터 획득시 동일한 기기를 사용하지 않고 1.5T MR scanner기기와 3.0T MR scanner기기를 사용하였으며 신호대 잡음비의 크기를 비교하는데 있어서 큰 오류가 있었다. 하지만 본 연구는 1.5T MR scanner기기인 경우 경직장 코일을 직접 삽입하여 환자의 통증을 유발시키고 큰 불편감을 유발 할 수 있지만 3.0T MR scanner기기를 사용하는 다채널인 경우는 코일을 직접 삽입하지 않아 환자의 통증을 유발시키지 않으면서도 신호대 잡음비와 해상도가 크게 향상되었다. 정성적 분석 결과에서도 다 채널을 사용한 경우 신호 강도가 증가됨을 알 수 있어 고자장의 3.0T MR scanner기기에 다 채널 코일을 사용하는 검사의 유용성에 주안점을 두어 연구를 하였다. Hussian 등⁽¹³⁾은 경직장 코일

을 사용 시 정확도가 증가 하였다고 보고하고 있다. 본 연구에서는 동일 한 기기에서 경직장 코일의 사용 전후의 신호대 잡음비를 비교 하지는 않았지만 위의 연구 결과를 봤을 때 경직장 코일 사용이 신호대 잡음비가 증가 될 수 있다고 사료된다. 둘째로 다른 기기를 사용하였기 때문에 동일한 영상변수를 두지 않아 신호대 잡음비의 크기를 비교하는데 있어서 큰 어려움이 있었다. 셋째로 연구 대상에서 전립선암의 병변 크기, 위치와 병기를 동일시하지 않아 신호대 잡음비의 크기를 비교하는데 있어서 문제점이 있었으며 Byun 등⁽²²⁾은 전립선암의 병기에 따라 진단률이 다르다고 보고 하였으며 이는 연구에 큰 제한점을 두고 있다.

결론적으로 3.0T MR scanner에서 위상 배열 코일을 사용한 경우 1.5T MR scanner에서 경직장 코일을 사용한 경우보다 신호대 잡음비가 증가 됨을 알 수 있었다. 따라서, 앞으로 더 많은 연구가 이루어져야 하겠지만, 위상 배열 코일을 이용한 3.0T MRI는 전립선암의 진단에 있어서 유용한 검사 방법으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] Silverberg E, Boring CC, "Squires TS: Cancer statistics, Cancer," J Clin, Vol. 40, No. 1, pp. 9-26, 1990.
- [2] Tae Joo Jeon, "18F-FDG-PET/CT in Prostate Cancer, Nucl Med Mol Imaging," Vol. 42, No. 0, pp. 116-120, 1992.
- [3] Epstein JI, Walsh PC, Carmichael M, et al," Pathologic and clinical findings to predict tumor extent of nonpalpable(stage T1c) prostate cancer," JAMA, Vol. 271, No.5, pp. 368-374, 1994.
- [4] Anast JW, Andriole GL, Bismar TA, et al," Relating biopsy and clinical variables to radical prostatectomy findings: can insignificant and advanced prostate cancer be predicted in a screening population?," Urology, Vol. 64, No. 3, pp. 544-50, 2004.
- [5] Augustin H, Hammerer PG, Graefen M, et al," Insignificant prostate cancer in radical prostatectomy specimen: time trends and preoperative prediction," Eur Urol, Vol. 43, No. 5, pp. 455-60, 2003.
- [6] Salo JO, Kivisaari L, Rannikko S, et al, "Computerized tomography and transrectal ultrasound in the assessment of local extension of prostatic carcinoma before radical retropubic prostatectomy," J Urol, Vol. 137, No. 0, pp. 435-438, 1987
- [7] Tiguert R, Gheiler EL, Tefilli MV, et al," Lymph node size does not correlate with the presence of prostate cancer metastasis," Urol, Vol. 53, No. 2, pp. 367-371, 1999.
- [8] Yu KK, Hricak H, "Imaging Prastate cancer," Radiol Clin North, Vol. 38, No. 3, pp. 59-85, 2000.
- [9] Bezzi M, Kressel HY, Allen KS, et al," Prostatic carcinoma: staging with MR imaging at 1.5T," Radiology, Vol. 169, No. 2, pp. 339-346, 1998.
- [10] Martin JF, Hajek P, Baker L, et al, "Inflatable surface coil for MR imaging of the prostate," Radiology, Vol. 167, No. 1, pp. 268-270, 1998.
- [11] Schnall MD, Lenkinski RE, Pollack HM, et al, "Prostate : MR imaging with an endorectal surface coil," Radiology, Vol. 172, No. 2, pp. 570-574, 1989.
- [12] Chen CC, Lee RC, Lin JK, et al, "How accurate is magnetic resonance imaging in restaging rectal cancer in patients receiving preoperative combined chemoradiotherapy?," Dis Colon Rectum, Vol. 48, No. 4, pp. 722-728, 2005.
- [13] Hussian SM, Stoker J, Schouten WR, et al, "Fistula in ano : Endoanal sonography versus endoanal MR imaging in classification," Radiology, Vol. 200, No. 2, pp. 475-481, 1996.
- [14] Stoker J, Hussian SM, Van Kempen D, et al, "Endorectal coil in MR imaging of anal fistula," AJR Am J Roentgenol, Vol. 166, No. 13, pp. 360-362, 1996.
- [15] de Lange EE, Fechner RE, Edge SB, et al, "Preoperative staging of rectal carcinoma

with MR imaging: surgical and histopathologic correlation," Radiology, Vol. 176, No. 1, pp. 623-628, 1990.

[16] Chan TW, Kressel HY, Milestone B, et al, "Rectal carcinoma: staging at MR imaging with endorectal surface coil," Radiology, Vol. 181, No. 2, pp. 461-467, 1991.

[17] Schnall MD, Furth EE, Rosato EF, et al, "Rectal tumor stage: correlation of endorectal MR imaging and pathologic findings," Radiology, Vol. 190, No. 3, pp. 709-714, 1994.

[18] Sotak CH, "New NMR measurements in epilepsy. Diffusion weighted magnetic resonance imaging of spreading depression," adv Neurol, Vol. 79, pp. 925-929, 1999.

[19] Rowley HA, Grant PE, Roberts TP, "Diffusion MR imaging: theory and applications," Neuro-imaging Clin, Vol. 9, No. 2, pp. 343-361, 1999.

[20] Halligan S, Bartram CI, "MR imaging of fistula in ano: Are endoanal coils the gold standards?," AJR, Vol. 171, pp. 407-412, No. 1, 1998.

[21] A Gass, G J Barker, D MacManus, M Sanders, "High resolution magnetic resonance imaging of the anterior visual pathway in patients with optic neuropathies using fast spin echo and phased array local coils," J Neurol Neurosurg Psychiatry, Vol. 58, pp. 562-569, No. 1, 1995

[22] Jae Ho Byun, Kyeong Sik Cho, Cheol Ho Son, et al, "전립선암의 경직장 코일 자기공명영상 :근치적 전립선 절제술 소견과의 비교," 대한방사선의학회지, Vol. 40, No. 5, pp.47-951 1999.



조 재 환

2010년 : 순천향대학교 대학원
(의료정보학석사)

2010년 : 순천향대학교 대학원
(컴퓨터공학과 의료영상처리 박사 과정중)

2002년~2010년 : 순천향대학교 부천병원 영상의학과

2010년~현재 : 경상1대학 방사선과 교수
관심분야 : 정보보호(Personal Information), 의료정보