

Keyhole 방법을 이용한 MR 온도감시영상의 시간해상도 향상기법

한용희¹ · 김태형¹ · 천송이¹ · 김동혁¹ · 이광식² · 은총기³ · 전재량³ · 문치웅^{1,4}

목적 : 본 연구는 PRF(Proton Resonance Frequency)를 이용한 MR 온도감시 영상에서 시간 해상도를 keyhole방법 적용으로 향상시키고자하였다. 제시된 keyhole방법과 기존 온도영상 방법 사이의 비교를 위해 온도 값에 대한 RMS(Root Mean Square) 오차와 SNR(Signal to Noise Ratio)을 비교하였다.

대상 및 방법 : PRF 방법과 GRE(Gradient Recalled Echo)를 이용하여 MR 온도영상을 구현하였으며 장비로는 임상용 1.5T MRI 장치를 이용하였다. 인체모사 조직인 2% 한천 젤 팬텀과 돼지 근육조직으로 실험을 수행하였다. 2.45GHz대역의 마이크로파 발생장치로 MR호환 동축 슬롯 안테나를 구동하여 MRI장치 내에서 대상 조직과 팬텀을 5분간 가열하였다. 가열 직후 10분 동안에 순차적으로 MR 원 데이터를 획득하였다. 획득된 원 데이터는 PC로 전송되어 전체 위상을 부호화하여 얻은 원 데이터의 바깥영역과 K-space의 중앙 영역을 각각 128, 64, 32, 16으로 위상부호화된 데이터로 keyhole영상을 재구성하였다. 256개로 전체 부호화된 자체-참조 온도영상과 RMS 오차를 비교하였으며, zero-filling 영상과 SNR비교를 하였다.

결과 : keyhole 온도 영상에서 위상부호화 수가 128, 64, 32, 16으로 줄어들수록 RMS 오차로 산출한 온도의 차이가 0.538, 0.712, 0.786, 0.845°C만큼 증가하였으나 SNR 값은 keyhole의 위상부호화 수가 줄어도 유지되었다.

결론 : 본 연구는 고정된 매트릭스 크기에 keyhole 방법 적용을 이용하여 온도 감시에서의 시간 해상도 증가와 SNR 값을 유지하는 결과를 도출하여 성공적인 적용을 보여 주었다. 본 연구를 기반으로 한 다음 연구에서는 최적화된 변수를 이용한 keyhole 방법 적용으로 최소 온도 오차의 실시간 MR 온도 감시가 가능할 것이라 예상된다.

서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 비침습적으로 생체 내부를 영상화 할 수 있는 방법으로 특히 체내의 온도분포를 관찰할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 그 중에서 PRF(Proton Resonance Frequency)방법을 통한 온도 영

상은 가장 많이 활용되고 있다(1, 2). 일반적인 PRF 방법은 위상(phase)영상을 얻은 뒤, 가열을 통해 변화된 위상의 차이를 이용하여 변화된 온도를 영상으로 구현해 낸다. 그리고 이러한 온도변화 영상은 MRI를 이용한 중재적 시술에 많이 응용되고 있다(3, 4). 따라서 빠르고 효율적인 시술을 위해 실시간으로 변하는 온도변화를 정확하게 파악할 필요가 있다. 하지만 위상 영상을 이용하기 때문에 SNR(Signal to noise ratio)이 좋은

대한자기공명영상학회지 13:31-39(2009)

¹인제대학교 의용공학과

²부산백병원 영상의학과

³인제대학교 의과대학 영상의학과

⁴인제대학교 UHRC/의료영상연구소

접 수 : 2009년 6월 3일, 수 정 : 2009년 6월 10일, 채 택 : 2009년 6월 10일

통신저자 : 문치웅, (621-749) 경남 김해시 어방동 607, 인제대학교 의용공학과

Tel. (055)320-3297 Fax. (055) 327-3292 E-mail: mcw@inje.edu

한용희 외

영상을 얻기 위한 방법을 사용하면 여러 가지 변수의 설정에 의해 결과적으로 촬영시간(scan time)이 증가하게 된다.

최근 이러한 문제에 따른 시간적 한계를 극복하기 위한 다양한 연구가 보고되고 있다. 그중에서 FLASH(Fast low angle shot) MRI나 EPI(Echo planar imaging)와 같이 펄스 열(pulse sequence) 변화의 경우에는 촬영 시간을 줄이는 장점을 가져다주는 대신 높은 사양의 하드웨어를 필요로 하며 SNR이 감소하는 단점을 가진다. 그리고 또 다른 방법으로는 SENSE(Sensitivity encoding method)나 SMASH(Simultaneous acquisition of spatial harmonics)같이 병렬 영상(parallel imaging) 방법을 이용한 것으로서 이 방법 역시 촬영 시간은 줄이지만 특수한 하드웨어가 필요하다는 제약을 갖는다.

따라서 본 연구에서는 크기(magnitude) 영상에만 적용해온 기존의 keyhole방법을 위상을 이용하는 PRF 온도영상에도 적용을 시도하여 하드웨어의 제약에 따르지 않고 SNR 또한 최소의 손실을 유지시켜 촬영 시간을 줄이는 방안을 찾고자 하였다(5-7).

재료 및 방법

가. 실험재료

실험재료로는 근육유사모델로 2% agarose gel에 T1 시간을 줄이기 위해 MnCl2 0.6mM/l를 첨가한 조직모사 팬텀과 돼지 고기 뒷다리 근육조직을 이용하였다. 각 팬텀과 조직은 (그림 1)처럼 제작한 아크릴 통 (65×55×95 mm³) 내에 고정시켜 온도에 대한 위상의 변화만을 획득하기 위해 다른 기타 변수에 의해 움직임이 야기되는 인공물(artifact)을 최대한 줄이고자 하였다.

나. 가열 방법 및 영상의 획득

가열방법으로는 자체 제작한 MR 호환 마이크로파 동축슬롯 안테나(microwave coaxial-slot antenna)를 이용하여 (그림 2)와 같이 MRI 주 자석 내에서 조직모사 팬텀 및 돼지 근육조직을 5분간 가열한 뒤, 열이 식는 10분간의 시간동안 촬영을 실시하였다(8, 9). 장비로는 임상용 1.5T MR system(Echo



그림 1. 제작된 아크릴 상자에 넣은 돼지 근육조직

speed, General Electronics Co., MI, USA)를 이용하였으며 수신코일로는 상용화된 무릎 코일을 사용하였다. 팬텀과 조직의 MR 변수는 (표 1)에 나타내었다.

다. 온도영상의 구현

복소수형태로 수집된 MR 원데이터(raw data)를 PC로 전송하여 위상영상으로 재구성한 뒤 위상영상의 겹쳐진(wrap) 부분을 자체 개발한 2D unwrap algorithm을 이용하여 위상을 보정하였다. 이 방법을 이용하여 $-\pi$ 부터 $+\pi$ 범위의 제한된 값을 가지는 위상을 선형적으로 나타내어 위상이 겹치는 현상을 보완할 수 있도록 한다(10-12). 그리고 위상변화에 따른 온도 변화를 나타내기 위해 [식 1]의 PRF 방법을 이용하여 MR 온도영상을 구현하였다.

$$\Delta T = \frac{\Delta \phi}{\gamma \alpha B_0 TE}, \tag{식 1}$$

[식 1]에서 ΔT 는 온도변화를 나타내고, $\Delta \phi$ 는 위상변화를, γ 는 자기 회전비(gyro magnetic ratio)를, B_0 는 외부자기장을, TE 는 echo time을 각각 나타내며, α 는 화학적 이동의 단위로 ppm/°C로 표현된다.

라. keyhole방법을 적용한 온도영상의 구현

일반적인 keyhole 방법은 k-space 영역에서 낮은 공간 주파수 영역이 많은 변화를 포함하고 높은 공간 주파수 영역에서는 고려할만한 큰 변화가 없다고 가정하고 있다. 이러한 점에 착안하여 촬영시간동안 낮은 공간 주파수 영역의 신호만을 우선적으로 선택하여 획득하거나 마지막에 획득한 높은 공간 주파수 영역과의 조합으로 전체의 신호를 얻지 않고서도 영상전체를 구성할 수 있다고 설명하고 있다. 결국 선택적으로 획득한 신호는 위상 부호화(phase encoding) 수에 따라 결정되기 때문에 촬영시간 또한 위상 부호화 수를 줄인 만큼 감소하게 된다.

영상의 재구성에 있어 일반적인 영상 modeling은 다음의 [식 2]와 같이 할 수 있다.

$$Y_n = A_n X_n, \tag{식 2}$$

여기서 아래첨자 n은 각 영상 수(frame)를, X_n 은 위상부호

표 1. MR Parameters

	Phantom	Tissue
sequence	GRE (Gradient recalled echo)	GRE
FOV(Field of view)	12 mm	12 mm
Flip angle	60°	60°
NEX(Number of excitation)	1	1
Matrix size	256×128	256×256
TR/TE	300/15 ms	300/2.6 ms
scan time	40"	1" 19"

화에 의한 열벡터(column vectors)를, A_n 은 실제 대상의 영상을, Y_n 은 측정된 데이터(measured data)를 각각 나타낸다. X_n^H 를 X_n 의 역벡터라고하면 위의 [식 2]를 이용하여 재구성된 영상은 다음의 [식 3]과 같이 나타낼 수 있다.

$$\hat{A}_n = Y_n X_n^H = A_n X_n X_n^H \quad \text{[식 3]}$$

여기서 \hat{A}_n 는 재구성된 영상을 의미한다. 따라서 keyhole방법이 적용된 재구성은 [식 3]을 이용하여 다음의 [식 4]와 같이 표현할 수 있다.

$$\hat{A}_n = A_n X_n X_n^H + A_0(I - X_n X_n^H) \quad \text{[식 4]}$$

위의 [식 4]에서 등호 오른쪽 첫 번째 항은 새로운 n 개만큼의 낮은 공간 주파수를 선택적으로 획득한 부분을 나타내며, 두 번째 항은 reference로 사용될 영상으로 높은 공간 주파수 영상을 의미한다. 따라서 재구성될 영상은 새로운 n 개만큼의 낮은 공간 주파수를 선택적으로 획득하여 조합한 후, 영상을 재구성하게 된다. 이러한 과정을 그림 3에 나타내었다.

본 연구에서는 전체 위상 부호화 수(n)를 조직의 경우 256으로, 팬텀의 경우 128로 두어 낮은 공간 주파수의 영역을 128,

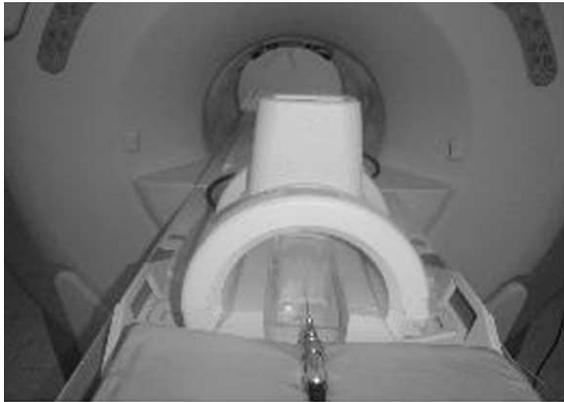


그림 2. 조직/팬텀과 MR 호환 동축슬롯 안테나를 RF 코일 내에 설치하여 MRI 장치 내에 넣는 사진

64, 32, 16, 8, 그리고 4로 바뀌가며 부호화하여 각각의 경우에 따른 온도영상을 재구성하였다.

마. 영상의 평가

Keyhole방법으로 재구성된 영상과의 온도 차이 비교를 위해 영상간의 RMS error를 이용하였으며, 비교대상으로는 256(팬텀의 경우 128)으로 전체가 위상 부호화된 영상을 self-reference로 두어 비교하였다. 또한 SNR 비교를 위해서는 keyhole 방법에서 쓰인 높은 공간 주파수 영역을 조합하는 대신에 '0'으로 채운(zero filling) 영상과의 차이를 비교하였다.

결과 및 토의

가. 시간에 따른 온도변화 영상

마이크로파 동축슬롯 안테나를 이용하여 5분 동안 가열한 뒤, 10분 동안 열이 식는 과정에서 위상 전체를 부호화시킨 시간에 따른 온도변화 영상을 구현하였다. 이 영상들은 아래의 평가에 쓰일 대조군으로 두었으며 이하 self-reference라 하였다. 팬텀의 경우 40초 간격으로 조직의 경우 80초 간격으로 얻은 영상을 재구성하였으며, 각각 영상들의 온도 차이는 가열 전에 얻은 위상영상과의 차이를 PRF방법으로 그림 4와 그림 5에 각각 나타내었다. 각 그림에서 영상의 온도는 최소 0°C(파란색)부터 50°C(빨간색)까지 각 영상의 오른쪽에 위치한 온도 표시 막대를 이용하여 나타내었으며 배경(background)은 0°C로 처리하였다. 그림 5 (h)는 가열 후 8분에서의 돼지 근육조직의 MR magnitude 영상이다. 영상에서 팬텀의 가운데 부분에 어두운 작은 원 부분은 안테나의 tip부분이 삽입된 위치이다. 그림 4 (a)~(p)와 그림 5 (a)~(g)를 보면 안테나의 tip을 중심으로 높은 온도 분포를 보이고 있어 가열 안테나의 국소 가열 특성을 잘 보여주고 있다. 그림 4와 그림 5 모두 조직 모사 팬텀과 돼지 근육조직에서 가열되었던 안테나 tip 주변이 시간이 지남에 따라 점점 식어가는 모습을 잘 보여주고 있다.

나. phase encoding별 온도 영상

제시한 keyhole방법을 적용하여 k-space영역에서 낮은 공

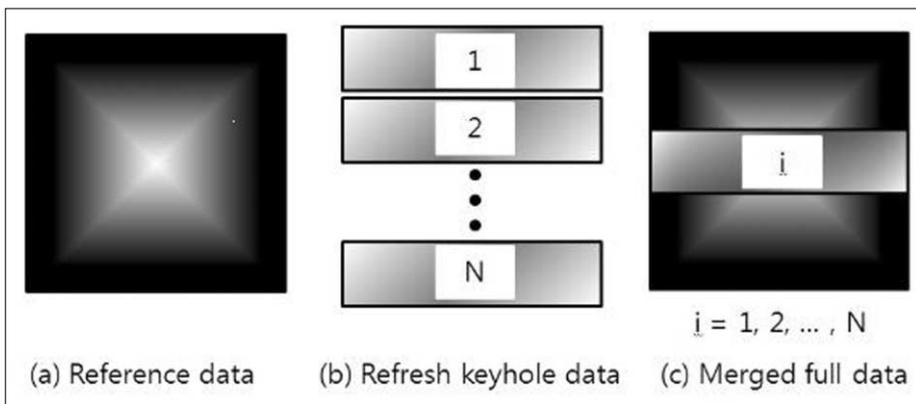


그림 3. 일반적인 keyhole 재구성 방법

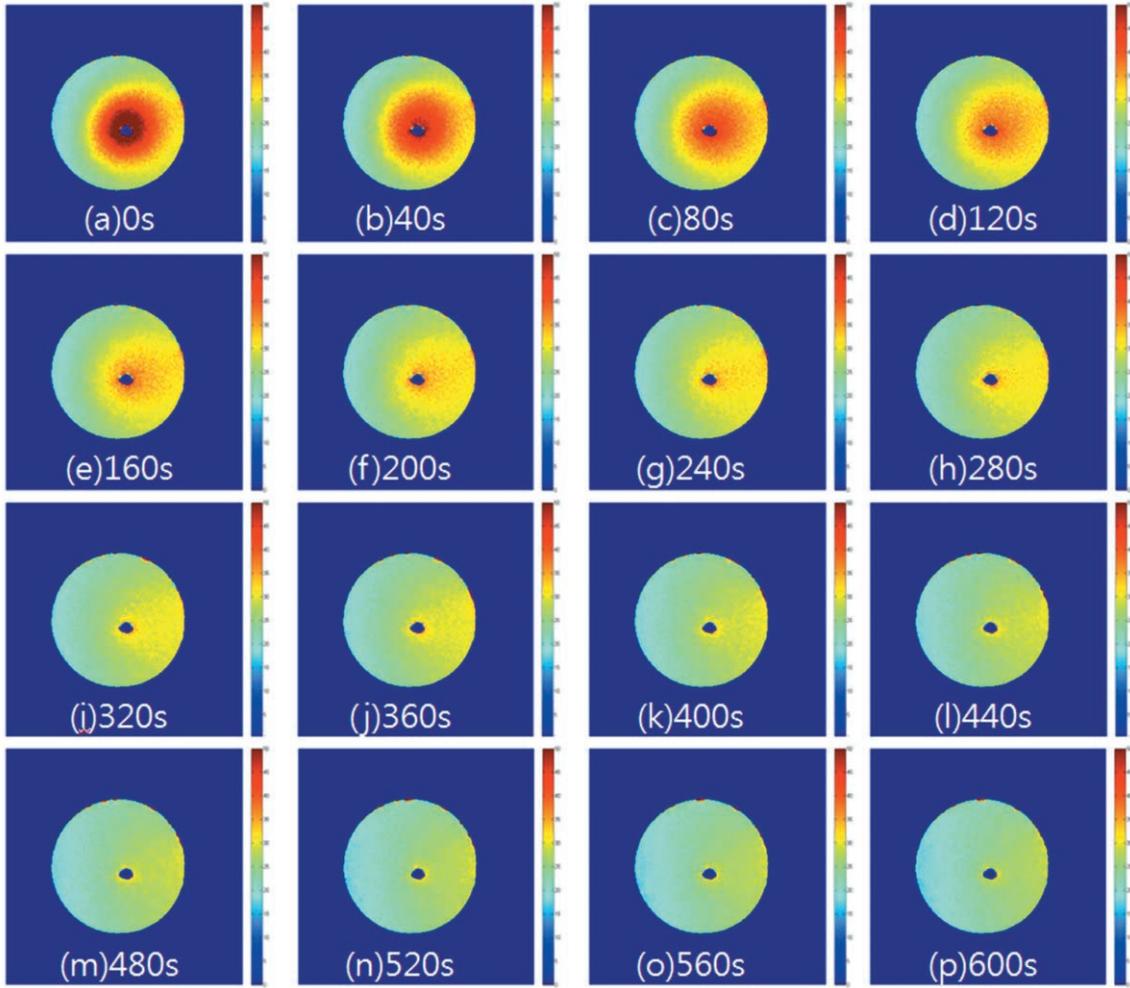


그림 4. a-p. 시간에 따른 조직모사 팬텀의 온도변화

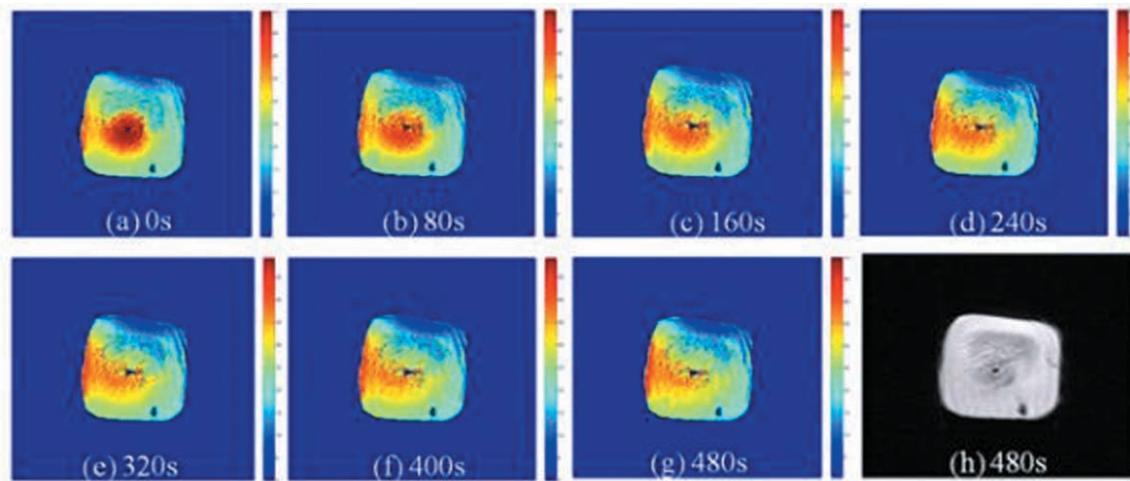


그림 5. a-g. 시간에 따른 돼지 근육 조직의 온도변화. h. 480초의 크기(magnitude) 영상

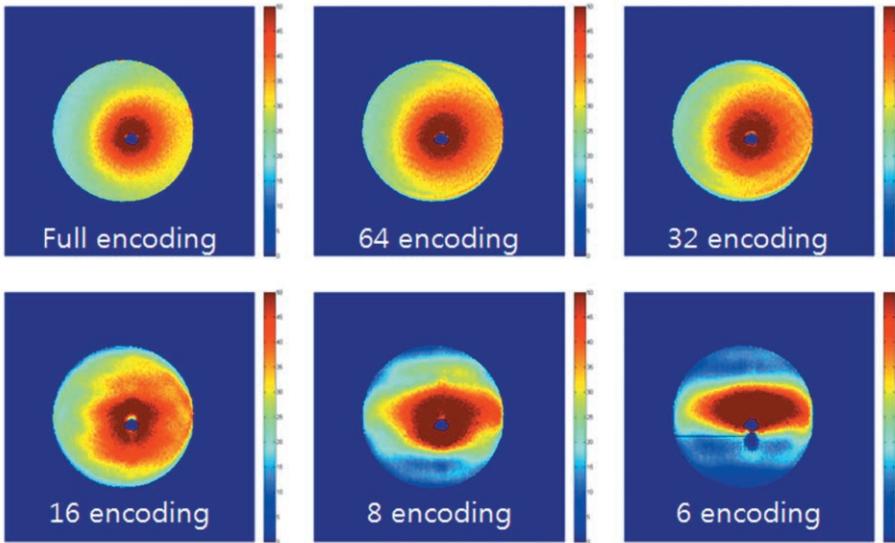


그림 6. 그림 4의 (a)에 대한 팬텀의 위상 부호화 수에 따른 keyhole 온도 영상

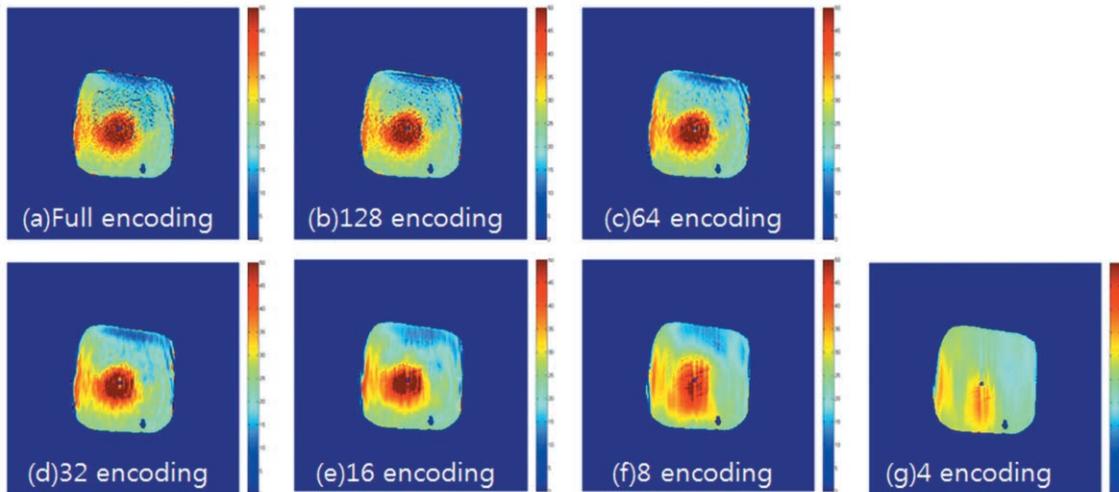


그림 7. 그림 5의 (a)에 대한 돼지 근육 조직의 위상 부호화 수에 따른 keyhole 온도 영상

간 주파수에 해당하는 중앙에서부터의 위상 부호화 수를 각각 128, 64, 32, 16, 8, 그리고 4로 바꿔가며 시간에 따른 팬텀과 조직의 온도변화 영상을 재구성하였다. 그림 6에서는 그림 4의 (a)를 이용하여 조직모사 팬텀 전체(128)의 부호화부터 그 수를 6까지 감소시켜 재구성하였다. 그림 10에서와 같이 부호화의 수가 6이하일 때는 128로 부호화된 위상영상에 비해 6%이상의 상대적인 오차를 가지기 때문에 온도영상의 의미가 없다고 판단되었다. 그리고 그림 7에서는 그림 5의 (a)를 이용하여 돼지 근육 조직 전체(256)의 부호화부터 그 수를 4까지 감소시켜 재구성하였다. 마찬가지로 부호화의 수가 4이하일 때도 위상영상의 오차가 128로 부호화된 위상영상에 비해 6%이상의 상대적인 오차를 가지기 때문에 온도영상의 의미가 없다고 판단되었다. 그림 6과 그림 7에서 위상 부호화 수를 줄일수록 온도의 분포가 왜곡되는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 그림 10에서

keyhole 방법이 적용된 영상의 해당되는 픽셀 값과 전체를 부호화한 영상의 픽셀 값과의 차이 역시 위상부호화 수가 줄어들수록 증가하는 분포를 가진다는 것을 살펴볼 수 있었다.

다. Thermal error

제시된 keyhole 방법의 평가를 위해 각각의 해당 위상 부호화 수로 획득된 영상과 self-reference와의 차이를 영상으로 구성하였다. 그림 8은 조직모사 팬텀을 이용하여 keyhole 위상부호화 수를 16으로 하여 얻은 온도감시 영상과 해당 self-reference와의 차이를 시간의 순서대로 나타내었다. 이러한 차이들은 안테나의 끝 부분을 중심으로 하는 ROI(64×64)에서 영상의 강도(intensity)에 대한 평균값을 구하여 그림 10의 그래프로 나타내었다. 오차의 평균값은 위상 부호화 수가 줄어들수록 커지는 것을 확인할 수 있으며 keyhole의 위상부호화 수

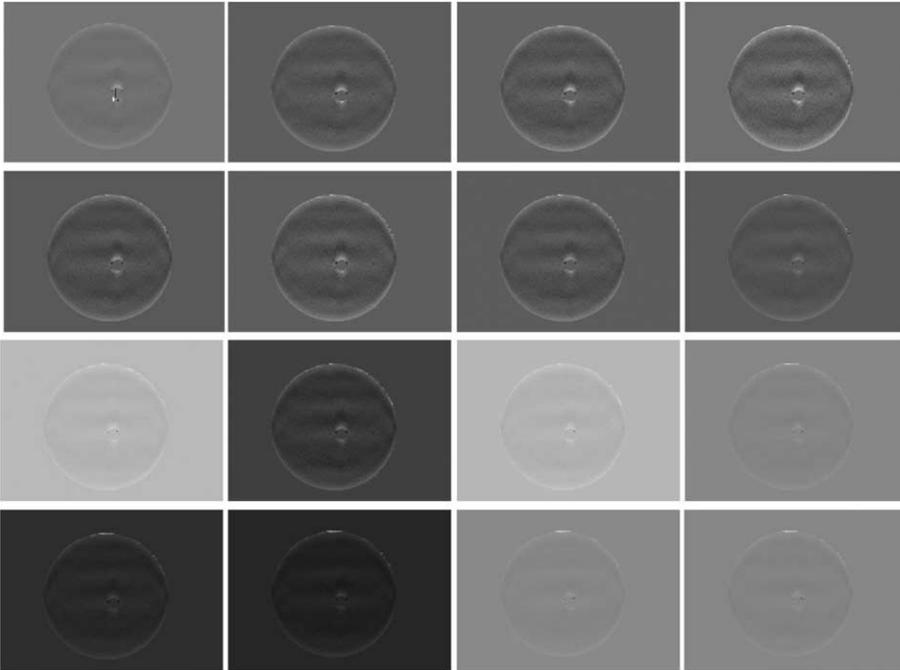


그림 8. 팬텀을 16개로 부호화한 위상영상과 해당 기준영상과의 차이를 나타내는 영상

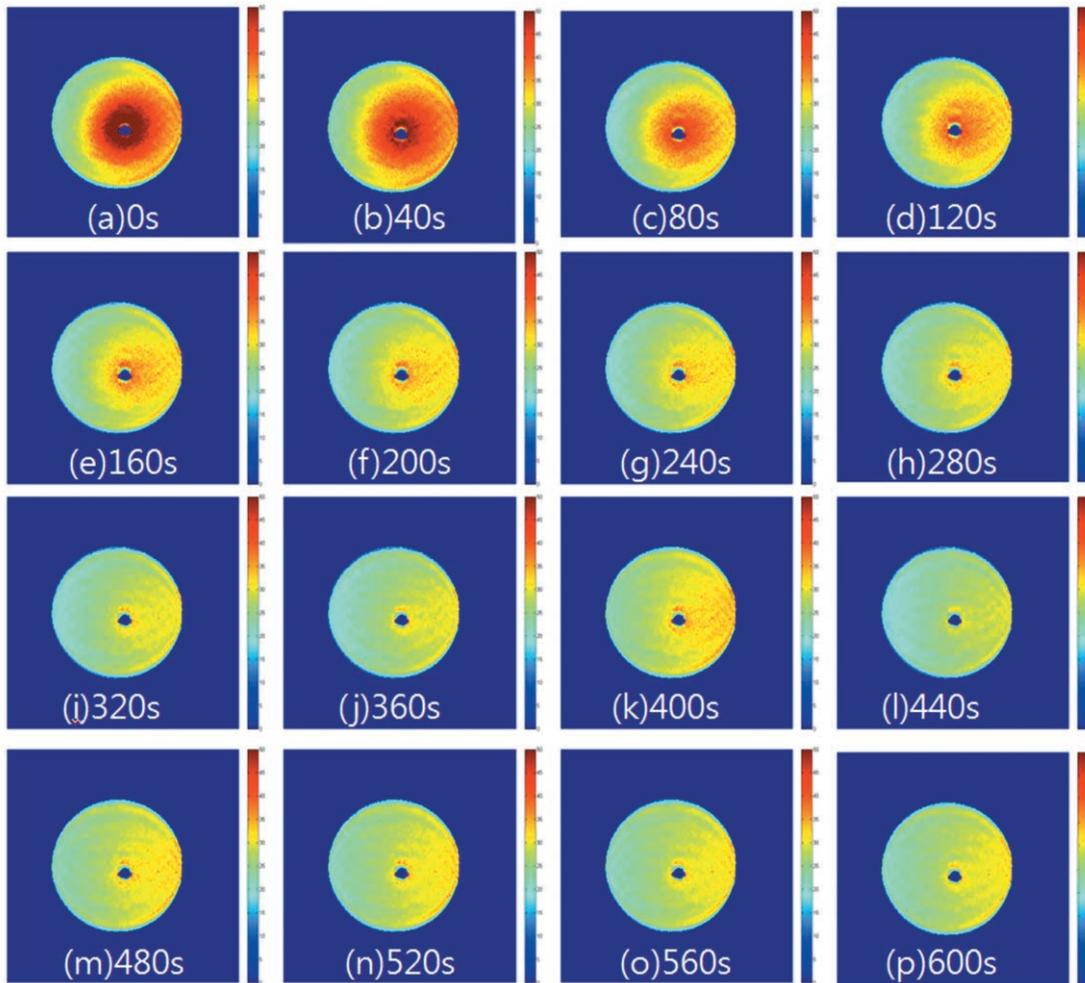


그림 9. keyhole 32개의 수로 부호화된 시간에 따른 조직모사 팬텀의 온도변화

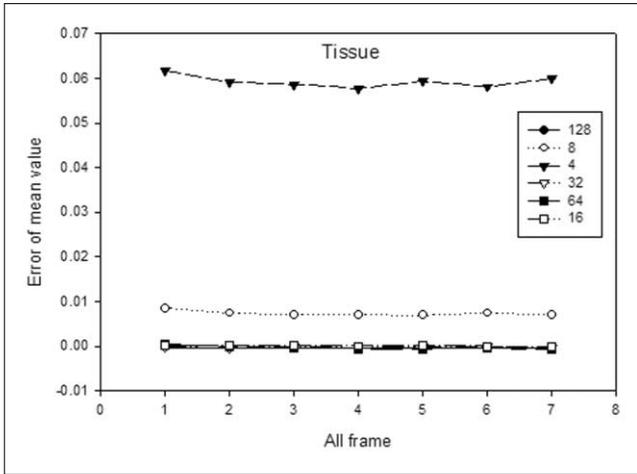


그림 10. 조직의 위상 부호화 수에 따른 오차의 평균값

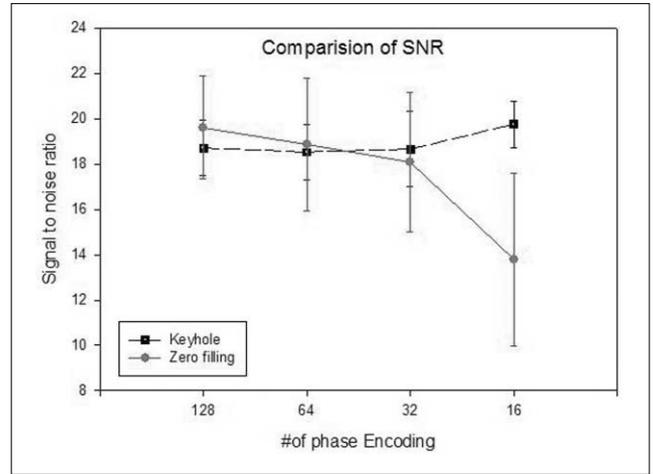


그림 12. Keyhole방법으로 재구성한 팬텀영상과 zero filling하여 얻은 팬텀영상과의 SNR 비교

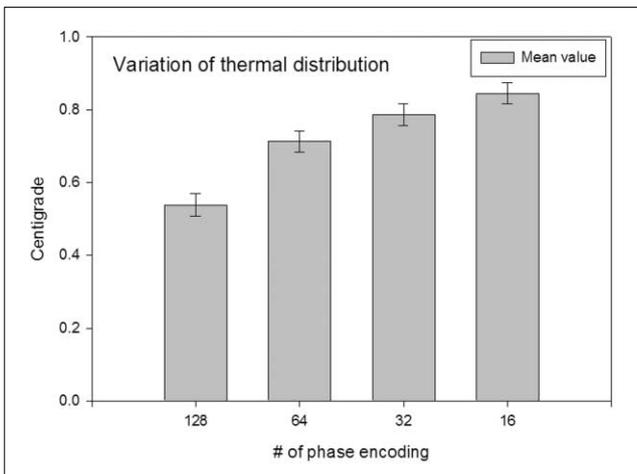


그림 11. RMS 오차로부터 변환된 온도오차

가 32 미만이면 평균오차가 급격히 커지는 것을 알 수 있다. ROI 내에서 keyhole 온도 영상의 RMS 오차를 구하여 이를 온도 측정 오차 그래프로 그림 11에 나타내었다. 역시 keyhole 위상부호화 수가 작을수록 온도측정 오차가 커지며 keyhole 위상부호화 수가 16일 때 평균 0.9℃보다 작음을 알 수 있다. 본 연구의 결과를 바탕으로 위상 부호화 수를 최소 32개까지 감소시키면 촬영 시간을 32/full만큼(전체 부호화 수가 256일 때는 1/8, 128일 때는 1/4) 줄일 수 있는 결과를 도출할 수 있게 된다. 즉 감소된 촬영 시간동안 $\{32/\text{full}\}^{-1}$ 의 개수만큼 영상을 더 획득할 수 있어 시간해상도를 증가시킬 수 있게 된다. 그림 9에서는 그림 4에 나타난 전체 부호화 온도 영상을 바탕으로 keyhole 방법을 적용하여 부호화 수를 32개로 줄여 구현한 온도 영상을 나타낸다. 그림 4의 위상부호화 수를 256으로 온도 변화를 측정된 결과와 마찬가지로 위상부호화 수를 32로 하여도 안테나 tip 부분이 시간이 지남에 따라 큰 온도의 오차없이 식어가는 모습을 잘 보여주고 있다.

라. SNR

각 영상들의 SNR 비교를 위해 적용된 keyhole방법의 영상의 SNR과 k-space영역에서 높은 공간 주파수를 채우지 않고 '0'으로 채운(zero filling) 뒤 재구성한 영상의 SNR을 keyhole위상부호화수에 따른 변화를 그림 12에 그래프로 나타내었다. SNR 비교를 통해서 위상 부호화 수가 줄어들수록 zero filling 영상과 제시된 keyhole 방법으로 구성된 영상의 SNR 차이가 점점 크게 차이가 나는 것을 확인할 수 있었다.

결론

Keyhole방법은 현재 MRI에서 긴 촬영시간을 줄이기 위한 방법으로 많이 이용되고 있다. 하지만 거의 대부분이 해부학적 구조의 관찰이나 병변의 진단을 위한 목적으로 한 크기영상(magnitude image)에 주로 적용하고 있다. 본 연구에서는 keyhole방법을 PRF 방법에 의한 MR 온도영상처럼 위상영상에 초점을 맞춰 접근하여 그 실효성과 가능성에 대해 살펴보았다.

적용된 keyhole방법은 촬영시간에서 위상 부호화 수를 줄일 수 있기 때문에 그 만큼의 촬영시간을 단축시켜 시간해상도를 높일 수 있고 같은 시간동안은 보다 많은 고해상도 영상을 획득할 수 있다. 또한 정보의 변화가 적은 높은 공간 주파수 영역을 새로 획득할 부분과 조합함으로써 matrix size를 고정하였기 때문에 SNR을 유지시킬 수 있는 장점을 가진다. 따라서 다음 연구에서는 최적화된 변수를 이용하여 오차의 손실을 최소화하는 유의수준을 검증하여 진단에 적합한 변수로 촬영 시간을 단축시켜 실시간 온도영상의 구현에 대한 가능성을 기대할 수 있을 것이다. 또한 본 연구에서는 GRE만을 이용한 제한적인 연구였지만, 차후 GRE이외의 다른 펄스열에 대한 지속적인 연구를 통해 대상에 따른 다양한 방법과 용도로 사용할 수 있을 것

한용희 외

이라 예상된다.

본 연구를 진행한 MRI 장치는 GRE 영상법에서 위상부호화수를 64 이하로 줄일 수 없게 고정되어 있어 실제로 위상부호화를 변화시키지 못하며 keyhole 영상을 얻지 못하였다. 대신 일정한 간격으로 256 위상부호화 영상을 얻은 다음 전처리 데이터에서 위상부호화수를 바꿔가며 keyhole 영상들을 재구성하였다. 본 연구의 결과를 바탕으로 높은 하드웨어 사양 없이도 keyhole 방법을 이용하여 보다 높은 시간해상도의 온도감시 기술을 구현할 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 인제대학교 06교내학술연구조성비(00012006303-00)의 지원을 받아 수행되었습니다. 고주파 동축슬롯안테나 정합에 필요한 장비 사용을 허락해주신 서울삼성병원 영상의학과 이정희 박사님과 삼성생명과학연구소(SBRI) 분자세포영상센터 연구원들의 협조에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al, A precise and fast temperature mapping method using water proton chemical shift, *Magn Reson Med*, 1995;34:814-823.
2. J. De Poorter, C. De Wagter, Y. De Deene, C. Thomsen, F. Stahlberg, and E. Achten, Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: In vivo results in human muscle, *Magn Reson Med*, 1995;33:74-81.
3. R. Salomir, J. Palussiere, N. Grenier, E. Dumont, B. Quesson, and T. Tsukamoto, Local hyperthermia with focused ultrasound (FUS) or interstitial laser applicator (LITT) under PRF-based MR-temperature monitoring in the living kidney of the rabbit, *Proceedings of the 10th Annual Meeting of ISMRM, Honolulu, Hawaii*, 2002;2202.
4. S. Morikawa, T. Inubushi, Y. Kurumi, S. Naka, V. Seshan, and T. Tsukamoto, Feasibility of simple respiratory triggering in MR-guided interventional procedures for liver tumors under general anesthesia, *Proceedings of the 10th Annual Meeting of ISMRM, Honolulu, Hawaii*, 2002;2240.
5. Igor Serš, Jure Medic, Katarina Beravs, et al, Fast keyhole MR Imaging using optimized k-space data acquisition, *Electro and Magnetobiology*, 1998;17:307-321
6. Zhaolin Chen, Jingxin Zhang, and Khee K. Pang, Adaptive keyhole methods for dynamic magnetic resonance image reconstruction, *Computerized Medical Image and Graphics*, 2007;31:458-468.
7. Mikio Suga, Tetsuya Matsuda, Masaru Komori, Kotaro Minato, and Takashi Takahashi, Keyhole method for high-speed human cardiac cine MR imaging, *J Mag Reson Imaging*, 1999;10:778-783.
8. T.H. Kim, K.C. Tan, S.I. Chun, K.S. Choi, Y.H. Han, and C.W. Mun, Computer simulation and temperature measurement for MR hyperthermia therapy using coaxial-slot antenna, *Proceedings of the 17th Annual Meeting of ISMRM, Hawaii*, 2009; 4413.
9. Schwarzmaier HJ, and Kahn T. Magnetic Resonance Imaging of microwave induced tissue heating, *Magn Reson Med*, 1995;33:729-731
10. D. Ghiglia and M. Pritt, *Two-Dimensional Phase Unwrapping: Theory, Algorithms, and Software*, 1998, John Wiley & Sons, New York
11. J. Bioucas-Dias and G. Valadão, Phase Unwrapping via graph cuts, *IEEE Transactions on Image Processing*, 2007;16:698-709.
12. Kee Chin Tan, Tae Hyung Kim, Song I Chun, et al, Preliminary study on the MR temperature mapping using center array-sequencing phase unwrapping algorithm, *J Korean Soc Magn Reson Med*, 2008;12:131-141.

Time Resolution Improvement of MRI Temperature Monitoring Using Keyhole Method

Yong Hee Han¹, Tae Hyung Kim¹, Song-I Chun¹, Dong Hyeuk Kim¹, Kwang Sig Lee²,
Choong Ki Eun³, Jae Ryang Jun³, Chi Woong Mun^{1,4}

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Gyeongnam, Republic of Korea

²Department of Radiology, Pusan Paik Hospital, Busan, Republic of Korea

³Department of Diagnostic Radiology, School of Medicine, Inje University, Busan, Republic of Korea

⁴UHRC/Medical image research center, Inje University, Gimhae, Gyeongnam, Republic of Korea

Purpose : This study proposes the keyhole method in order to improve the time resolution of the proton resonance frequency (PRF) MR temperature monitoring technique. The values of Root Mean Square (RMS) error of measured temperature value and Signal-to-Noise Ratio (SNR) obtained from the keyhole and full phase encoded temperature images were compared.

Materials and Methods : The PRF method combined with GRE sequence was used to get MR temperature images using a clinical 1.5T MR scanner. It was conducted on the tissue-mimic 2% agarose gel phantom and swine's hock tissue. A MR compatible coaxial slot antenna driven by microwave power generator at 2.45GHz was used to heat the object in the magnetic bore for 5 minutes followed by a sequential acquisition of MR raw data during 10 minutes of cooling period. The acquired raw data were transferred to PC after then the keyhole images were reconstructed by taking the central part of K-space data with 128, 64, 32 and 16 phase encoding lines while the remaining peripheral parts were taken from the 1st reference raw data. The RMS errors were compared with the 256 full encoded self-reference temperature image while the SNR values were compared with the zero filling images.

Results : As phase encoding number at the center part on the keyhole temperature images decreased to 128, 64, 32 and 16, the RMS errors of the measured temperature increased to 0.538, 0.712, 0.768 and 0.845 °C, meanwhile SNR values were maintained as the phase encoding number of keyhole part is reduced.

Conclusion : This study shows that the keyhole technique is successfully applied to temperature monitoring procedure to increase the temporal resolution by standardizing the matrix size, thus maintained the SNR values. In future, it is expected to implement the MR real time thermal imaging using keyhole method which is able to reduce the scan time with minimal thermal variations.

Index words : Keyhole

Temperature mapping

Phase unwrapping

Phase encoding

Coaxial-slot antenna heating

Address reprint requests to : Chi Woong Mun, Department of Biomedical Engineering, Inje University,
Gimhae, Gyeongnam 621-749, Korea.

Tel. 82-55-320-3297 Fax. 82-55-327-3292 E-mail: mcw@inje.edu