

論文2003-40SC-3-10

## 자기 공명영상 시스템의 수소원자 공명 주파수법을 이용한 생체 내 열 전달 관찰

### (In-Vivo Heat Transfer Measurement using Proton Resonance Frequency Method of Magnetic Resonance Imaging)

曹智連 \*\*, 趙淙雲 \*\*, 李鉉勇 \*\*\*, 愼云緯 \*\*\*,  
殷忠基 \*\*\*\*, 文治雄 \*

(J.Y. Cho, J.W. Cho, W.J. Shin, H.Y. Lee, C.K. Eun, and C.W. Mun)

#### 요약

본 연구에서는 자기공명영상(MRI)에서 수소 원자핵의 공명주파수(PRF) 방법을 기반으로 인체 종아리 근육 외부의 열원에 의해 근육 내부로 열원이 전달되는 과정을 비침습적으로 관찰하는 방법을 제시한다. 열 전달과정을 온도 변화로 측정하였는데 온도 영상의 안정성 및 보정 실험은 phantom을 이용하였고 온도의 변화는 phantom과 인체 모두에서 측정하였다. Phantom 실험은 agarose gel을 중탕하여 약 50℃까지 가열시킨 후 1시간의 냉각과정 동안 매 3분마다 데이터를 획득하였다. 인체 실험에서는 지원자의 종아리(the calf)에 hot pack을 이용하여 열을 전달하였다. Hot pack을 발열시키기 전에 기준 데이터를 1번 획득하고, 발열시킨 후부터 매 2분마다 30분 동안 데이터를 획득하였다. 획득된 영상 데이터는 위상차 영상으로 재구성된 다음 각 ROI에서의 평균 위상차를 관측하였다. 온도를 34.2~50.2℃의 범위에서 변화시켰을 때 phantom의 위상차는 온도 변화에 대해 선형적으로 변화하였다. 이 범위에서 측정된 온도의 해상도는 0.0457 radian/℃(0.0038 ppm/℃) 였다. 인체 실험에서는 각 영상에서 hot pack과 가까운 위치의 평균 위상차가 hot pack과 먼 위치의 평균 위상차보다 작은 값을 나타냈다. 이를 통해 같은 영상 단면에서도 열원(heat source)과의 거리에 따라서 온도 변화가 다르게 나타나는 것을 관찰할 수 있었다.본 연구를 통해 PRF방법을 이용하여 MRI에서도 비침습적으로 인체 내부의 열전달과정을 관측하였고 이로서 온열치료 시 MRI가 임상적 이용 가능성이 있음을 확인하였다.

#### Abstract

The purpose of this study is to observe the heat transfer process in in-vivo human muscle based on Proton Resonance Frequency(PRF) method in Magnetic Resonance Imaging(MRI). MRI was obtained to measure the temperature variation according to the heat transfer in phantom and in-vivo human calf muscle. A phantom(2% agarose gel) was used in this experiment. MR

\* 正會員, \*\* 學生會員, 仁濟大學校 醫用工學科

(Department of Biomedical Engineering, Inje University, Korea)

\*\*\* 正會員, 釜山白病院 診斷放射線科

(Dept. of Diagnostic Radiology, Busan Paik Hospital, Korea)

\*\*\*\* 正會員, 仁濟大學校 醫科大學 診斷放射線科

(Dept. of Diagnostic Radiology, College of Medicine, Inje University, Korea)

※ 이 논문은 2001년도 한국과학재단 지역대학 우수과학자 지원연구 사업의 지원(과제번호: R05-2001-000-01382-0)으로 이루어졌습니다.

接受日: 2002년 12월 10일, 수정완료일: 2003년 3월 20일

temperature measurement was compared with the direct temperature measurement using a T-type thermocouple. After heating agarose gel to more than 50°C in boiling hot water, raw data were acquired every 3 minutes during one hour cooling period for a phantom case. For human study heat was forced to deliver into volunteer's calf muscle using hot pack. Reference data were once acquired before a hot pack emits heat and raw data were acquired every 2 minutes during 30minutes. Acquired raw data were reconstructed to phase-difference images with reference image to observe the temperature change. Phase-difference of the phantom was linearly proportional to the temperature change in the range of 34.2°C and 50.2°C. Temperature resolution was 0.0457 radian /°C(0.0038 ppm/°C) in phantom case. In vivo-case, mean phase-difference in near region from the hot pack is smaller than that in far region. Different temperature distribution was observed in proportion to a distance from heat source.

**Keyword :** Guaranteed cost control, robust control, time delay, parameter uncertainty, LMI

I. 서 론

자기공명(Magnetic Resonance: MR) 현상 중 수소원자 공명주파수(Proton Resonance Frequency: PRF) 방법은 1966년 Hindman에 의해 처음으로 밝혀졌고 이후 1995년 Ishihara<sup>[1]</sup>에 의해 자기공명영상(MR Imaging: MRI)를 도입하여 온도를 측정하는데 이용된 후 지금까지 많은 연구들이 선행되어져 왔다. 많은 연구자에 의하여 MRI를 이용한 온도 측정 방법에 관한 연구가 선행되어 왔으나 온도 측정 방법의 가능성에 관한 연구가 주를 이루었다<sup>[2]</sup>. 온도 해상도와 정밀도는 아직 기존 온도 측정법에 비해 떨어지지만 인체 내부의 온도를 비침습적(non-invasive)으로 측정할 수 있는 장점 때문에 많은 국부온열치료(local hyperthermia) 분야 연구자들의 관심을 끌고 있다<sup>[3]</sup>.

PRF 방법으로 온도를 측정하는 원리를 간단히 설명하면 다음과 같다<sup>[4]</sup>. 공간상의 위치 r에서의 원자핵 스핀이 경험하는 자장세기  $B_{nuc}$ 는 자장분포 Br와 화학 천이(chemical shift,  $\sigma$ )의 합으로 나타내진다. 여기서  $\sigma$ 는 온도에 따라 변하여 온도의 함수  $\sigma(T)$ 로 나타낼 수 있다. 따라서  $B_{nuc}$  역시 온도의 함수로 식 (1)처럼 쓸 수 있다.

$$B_{nuc}(T) = [1 + \sigma(T)]B_r, \tag{1}$$

화학 천이에 의한 신호의 변화는 신호의 위상변화  $\Phi(T)$ 로 나타나는데 RF-spoiled gradient echo sequence에서 식 (2)와 같이 신호의 위상을 계산할 수 있다.

$$\Phi(T) = \gamma\sigma(T)TEB_r, \tag{2}$$

$\Phi(T)$ 는 영상신호의 위상을,  $\gamma$ 는 자기회전비(gyro-magnetic ratio)를,  $TE$ 는 echo time을 나타낸다. 화학 천이에 의한 온도를 측정하기 위해서는 기준 온도에서의 영상의 위상을 측정 후 측정하고자 하는 온도에서 영상의 위상을 구해야한다. 온도 T의 공간상 분포를  $T(r)$ 이라고 하고 이를 수식으로 나타내면 식 (3)과 같다.

$$\Delta T(r) = T(r) - T_{ref}(r) = \frac{\Phi(T(r)) - \Phi(T_{ref}(r))}{\alpha\gamma TEB_r} \tag{3}$$

$\alpha$ 는 온도에 관련된 물의 화학천이를 나타내는 것으로 ppm·°C<sup>-1</sup>의 단위를 사용한다. 이 방법의 최대 장점은 조직의 구성에 거의 영향을 받지 않는다는 점이다. 이 방법은 중자장 이상( $\geq 0.5T$ )의 MR에서 선형성이 뛰어나고 감도가 높을 뿐만 아니라 서로 다른 생체 조직에 따른 측정치의 차이가 매우 적어 현재로는 가장 유력한 방법이다<sup>[5]</sup>.

인체 내 장기 및 근육에서의 열 전달과정을 관찰하기 위해 단층촬영(tomograph) 기술과 온도 측정 기술이 접목이 되면 영상 신호의 세기가 온도에 대응 되는 온도영상을 얻을 수 있다. 온열치료에서 요구되는 주요한 기능 중 하나는 시술 중에 각 부위의 열전달을 비 침습적(non-invasive)으로 정확하게 모니터링 하는 것이다. MRI 장치를 이용한 온도 지도화(temperature mapping) 방법을 이용하면 이러한 기능을 수행할 수 있다<sup>[6]</sup>. 온열 치료 중에 온도를 모니터링하기 위해서는 시간적 해상도가 중요한데 MRI를 이용한 온도 측정에는 아직 온열 치료로서 만족할 만큼의 높은 시간적 해상도를 갖지 못하고 있는 실정이다. MRI를 이용한 온

도 측정이 온열 치료에 적용되기 위해서는 시간적 해상도 외에도 선형성, 신뢰성, 온도 해상도 등을 들 수 있지만 아직 만족할 만한 수준이 아니다. MRI를 이용한 온도 측정 방법을 이론적으로 유도한 결과와 실험에서 측정된 결과를 분석하여 각 방법에 대한 최적의 MR 변수를 찾아내고 각 방법들의 정밀도, 안정성, 측정 한계 등에 대한 연구는 MRI를 온열 치료에 적용하기 위해 해결해야 할 중요한 분야이다.

본 연구에서는 MRI를 이용하여 실제 인체의 열전달 관찰에 적용될 수 있는 정도의 시간적 해상도를 갖는 온도 측정 protocol들을 확립하고 정밀도 및 측정 한계에 대해 정밀한 분석을 하고자 한다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. Phantom 실험

#### (1) Phantom 제작

본 연구에서는 2% agarose gel을 사용하여 온도를 변화를 관찰하기 위한 phantom을 제작하였다. Phantom은 300ml 부피의 비이커(외경: 80mm, 내경: 76mm, 높이: 93mm)에 온도변화를 주지 않는 기준 phantom과 온도변화를 가하는 가열 phantom 2개를 제작하였다. 가열 phantom은 물로 중탕하여 온도를 약 50°C까지 높인 후 사용하였다. 가열 phantom과 기준 phantom 사이의 온도차로 인해서 기준 phantom에 온도 변화가 가해지는 것을 방지하기 위하여 단열재로 두 phantom 사이의 열전도를 차단하였다(그림 1).

#### (2) 온도 측정 H/W 제작

일반적으로 온도측정에 광범위하게 사용되는 열전쌍을 phantom 내의 온도를 측정하는 온도 센서로 사용하였다. 본 연구에서 측정하고자 하는 온도의 범위(30~50°C) 내에서 선형적인 특성을 나타내고 MRI 시스템 내에서도 사용이 가능하여 susceptibility artifact가 적은 T-type의 열전쌍을 사용하였다<sup>[7]</sup>. 온도 측정 후  $\mu V$  단위의 작은 기전력을 증폭하는 증폭기와 주위의 온도 변화에 대한 보상회로(Cold junction compensation circuit)가 내장되어 있는 열전쌍 증폭기 AD596 IC를 사용하였다. AD596은 온도 변화에 따라 달라지는 열전쌍 기전력에 대해 10mV/°C의 출력을 나타낸다. 그리고 약 8Hz의 차단 주파수(cut of frequency:  $f_c$ )를 가

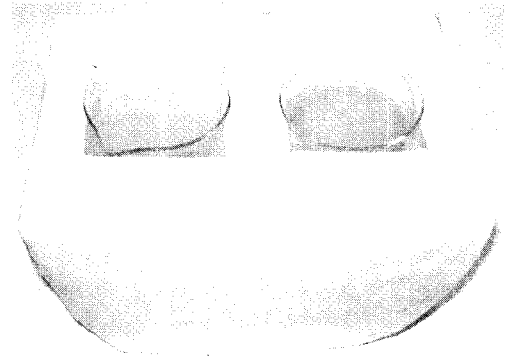


그림 1. 기준 phantom(왼쪽)과 가열 phantom(오른쪽)  
Fig 1. The reference phantom(left) and the heating phantom(right).

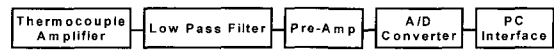


그림 2. 온도 측정용 H/W의 구성도  
Fig. 2. The block diagram of temperature measurement H/W.

지는 1차 저역통과필터를 구성하여 잡음을 제거하였다. 전치증폭기를 이용하여 증폭비(Amplifier Gain:  $A_v$ )를 5배로 하여 증폭한 뒤에 A/D 변환기를 이용해 디지털 신호로 변환한 후 PC로 병렬 연결하여 전송하였다(그림 2).

#### (3) 온도 변화 데이터 획득

본 연구에서는 부산 백병원에 설치되어 있는 1.5T Signa Echospeed MRI(GE Medical Systems, Milwaukee, WI, U.S.A.)를 사용하였다. Head coil을 사용하였으며 SPGR sequence를 이용하여 영상을 획득하였다<sup>[8]</sup>. 사용된 영상 변수는 TR/TE=150/30msec, Flip angle=60°, Frequency encoding=256, Phase encoding=160, NEX=4, FOV=220mm, Slice thickness=10mm, Spacing=3mm로 하였다<sup>[9]</sup>. 영상 획득면은 Coronal plan으로 하여 1 slice만 획득하였다. Phantom 두 개를 단열재로 제작된 지지대에 넣은 후 T-type의 열전쌍을 가열 phantom내에 삽입한다. 이 때 열전쌍은 phantom 중앙에 오도록 하며 주 자장(main magnetic field)과는 수직인 방향으로 삽입하여 susceptibility artifact를 최소화시킨다<sup>[10]</sup>. 또한 열전쌍을 통해 온도측정 장치 내에서 발생하는 잡음, 컴퓨터의 디지털 잡음, 외부의 고주파 잡음 신호들이 MR 장치의 코일에 전달되어 온도 측정 결과에 오차를 발생시킬 수 있으므로 phantom 내에 삽입되는 부분을 제외하고 열전쌍을 모두 알루미늄판

으로 싸서 고주파를 차폐시켰다. MR head coil 내에 지지대와 phantom을 설치하고, 온도 측정용 H/W와 연결되어 온도 값을 저장하는 노트북은 고주파 차폐실 외부에 설치하여 잡음을 최소화하였다. 스캔 영역은 열전쌍으로부터 약 2cm 이상 떨어진 위치에서 1 slice만 선택하여 열전쌍에 의한 자화율 영향으로 발생하는 온도 측정의 오차를 최소화하였다.

1시간 동안 가열 phantom이 자연 냉각되는 동안 (cooling period) 데이터를 획득하였다. 본 연구에서 사용한 SPGR sequence로 한 번 영상을 얻는 영상 획득 시간은 1분 37초였다. 영상을 획득하는 동안에는 열전쌍을 통해 다른 여러 종류의 잡음이 코일 내에 전달되므로 영상 획득 시간동안에는 온도를 측정하지 않았다. 그리고 각 영상 신호의 획득이 끝나는 시점에서 약 20~30초 동안 온도를 측정하였다. 그래서 첫 영상을 획득한 시간으로부터 매 3분마다 각 영상을 획득하고 약 20~30초 동안 온도를 측정하는 방법을 사용하였다.

2. 인체 실험

인체 실험에서는 지원자의 종아리(the calf)에 hot pack의 발열 과정 시의 방출되는 열을 이용하여 온도를 변화시켰다<sup>[11]</sup>. Hot pack의 온도는 발열 시 약 40℃였다. Quadrature 형태의 사지코일(extremity coil) 내에 발열 전 액체상태의 hot pack을 먼저 놓은 후에 지원자의 다리를 위치시켜서 종아리의 뒷부분에 열이 전달되도록 하였다(<그림 3, 4>). 기준 phantom은 phantom 실험에서 사용한 것과 같이 2% agarose gel로 50ml 플라스틱 병에 제작하였다. 이 기준 phantom은 총 영상 획득 시간동안 MRI실 내부의 온도 변화를 알아보고 온도 측정에서 기준을 잡기 위한 것이다. SPGR sequence를 이용하여 TR/TE=100/30msec, Flip angle=60°, BandWidth=31.25Hz, Frequency encoding=

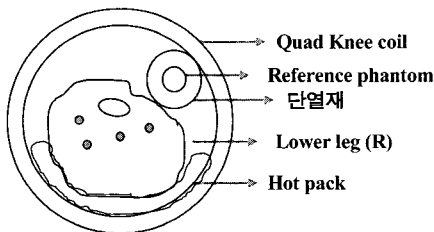


그림 3. 코일 내의 Hot pack과 지원자의 종아리 위치 설정

Fig. 3. Setting up the position of a hot pack and the volunteer's calf inside the coil

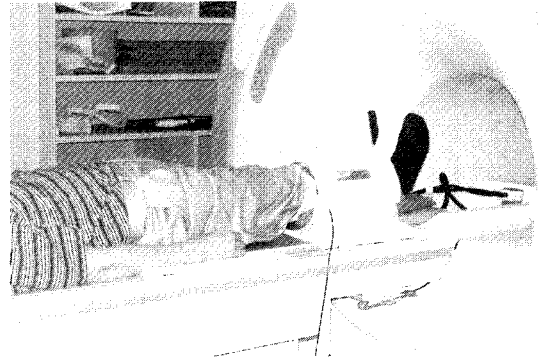


그림 4. Hot pack, 지원자, 기준 phantom과 열전쌍의 설치

Fig. 4. Setting up a hot pack, volunteer, reference phantom and thermocouple.

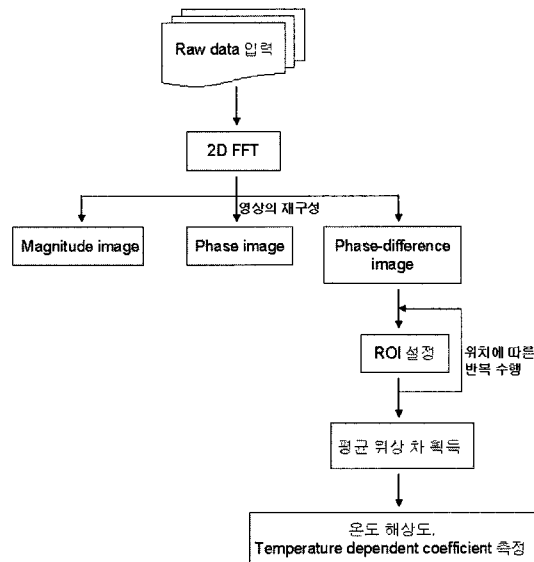


그림 5. 위상 데이터 처리 과정

Fig. 5. The process of phase data.

256, Phase encoding=192, NEX=2, FOV=200mm, Slice thickness=10mm, Spacing=3mm으로 영상을 획득하였다. 각 영상 획득 시간은 39 초였고, 30분 동안 매 2분마다 영상을 획득하였다.

3. 위상 데이터 처리 S/W 개발

자기공명영상장치에서 획득된 raw data를 PC로 옮긴 후 후처리(post-processing)를 한 다음 결과를 분석하였다. 이를 위해 온도 변화에 따른 위상 데이터를 구할 수 있는 S/W를 Visual C++6.0(Microsoft, Redmond, WA)를 이용하여 개발하였다. 본 연구에서 개발한 S/W는 raw file을 읽어 들어서 2D Fast Fourier

Transform(FFT) 과정을 거친 후 크기영상, 위상영상, 위상차영상을 재구성(reconstruction)하였다. 또한 원하는 위치의 ROI(region of interest)내에서 화소(pixel)값들을 읽어서 평균 위상 값과 영상들 사이의 위상 차이를 구하였다. <그림 5>는 Raw data로부터 온도영상을 재구성하고 분석하는 과정을 나타내는 순서도이다.

4. 데이터 분석

(1) Phantom 실험

가열된 phantom을 식히면서 매 3분마다 1시간 동안 획득된 위상영상 중에서 제일 마지막에 획득한 영상과 나머지 영상의 각 화소(pixel) 값을 빼서 위상차 영상을 생성하였다. 이들 중의 한 위상 차 영상 중앙에서 5×5 크기의 ROI를 설정하고 이를 이용하여 모든 위상차 영상들로부터 평균값(평균 위상차)을 구하였다. 이렇게 얻어진 값들을 온도 변화와 영상의 위상변화 사이의 관계를 그래프로 나타내었다. 또한 추세선을 구하여 온도 변화와 영상의 위상변화 사이의 관계식과 선형성 등에 대한 분석을 하였다. 온도 T에 대한 위상차(ΔΦ)의 민감도를 나타내는 온도 종속계수(Temperature dependent coefficient)는 온도와 위상 차 사이의 비례상수로 다음과 같은 관계를 갖는다.

$$\Delta\Phi = a T \tag{4}$$

(2) 인체 실험

인체 실험에서는 hot pack을 발열시키기 전 상태의 평균 위상과 hot pack을 발열시킨 과정에서 구한 가열 상태의 평균 위상을 감산하여 위상 변화를 관찰하였다. 인체 실험에서는 5×5 크기의 ROI 6개를 <그림 6>과

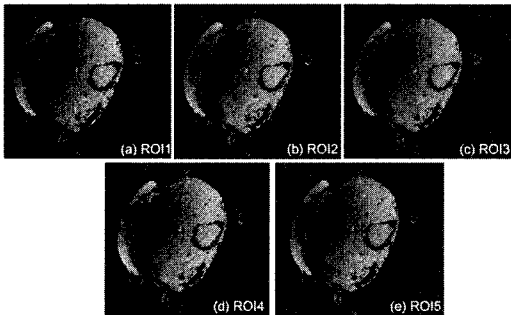


그림 6. 종아리의 중앙선을 따라 체표면에서 내부 방향으로 ROI를 설정  
Fig. 6. Setting up ROIs through a center line from skin to inner part in the calf.

같이 정상인 종아리의 중앙선을 따라서 체표면에서 중앙쪽으로 이동시키면서 위상차의 변화를 관찰하였다. 그리고 hot pack과 가까운 종아리의 surface면에 있더라도 좌·우 위치에 따라서 평균 위상차에 차이가 나는 지를 알아보기 위해 종아리의 체표면을 따라 좌(left)에서 우(right) 방향으로 이동하면서 5개의 ROI를 설정하였다.

IV. 결 과

1. Phantom 실험

중탕을 한 가열 phantom 중앙의 초기 온도는 50.2℃였으며, 1 시간 6분 후 마지막으로 측정된 온도는 34.2℃였다. <그림 7>은 매 3분마다 획득된 데이터로 후처리 과정을 통해 생성된 위상차 영상이다. <그림 7>(a)는 냉각 과정의 마지막 영상과 기준 영상과의 위상차영상이고, <그림 7(b)>는 중탕 후 실험 시작 시에 획득한 영상과 기준 영상과의 위상차 영상이다. 기준 phantom은 온도 변화가 없어 <그림 7(a), (b)>에서 거의 같은 밝기를 보이는 반면 가열 phantom은 온도 차이만큼 밝기가 달라짐을 알 수 있다. <그림 8(a)>는 위상차영상으로부터 측정된 평균 위상차와 실제 열전쌍으로 측정된 온도 사이의 관계를 나타내는 그래프이다. 이 그래프에서 온도 변화에 대한 위상 차 변화의  $R^2=0.9413$ 으로 선형적인 비례 관계를 가지고 변하는 것을 알 수 있다. 총 1시간 6분 동안의 온도 변화는 16℃였으며 평균 위상차의 변화는 0.731523 radian 이었다. 이를 바탕으로 획득한 데이터의 온도 해상도(temperature resolution)는 0.0457 radian/℃임을 알 수

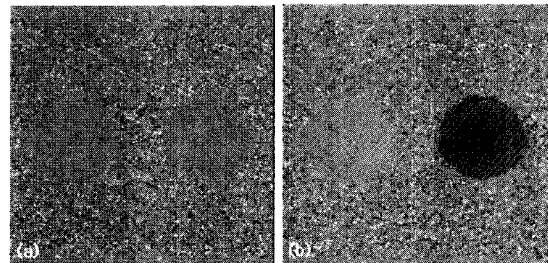
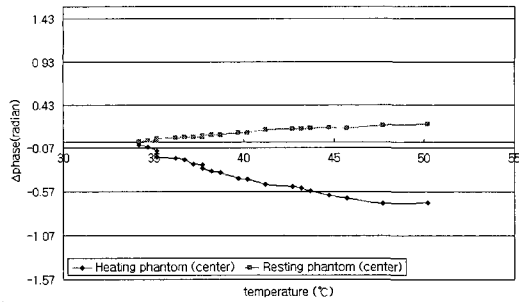
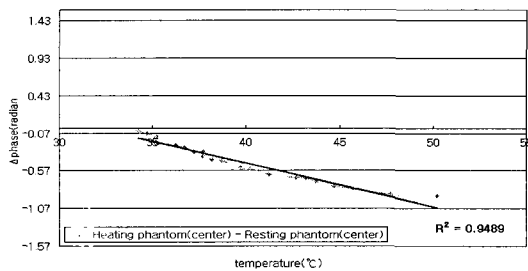


그림 7. 온도변화와 위상차영상 (a) 냉각 1시간 6분 후 (b) 가열 직 후  
Fig. 7. Temperature change and phase-difference image (a) after 1 hour 6 minutes cooling (b) just after heating(t=0 minute).



(a)



(b)

그림 8. (a) 측정 온도에 따른 ROI 내의 평균 위상차 변화 그래프 (b) 측정된 온도와 평균 위상차의 선형도

Fig. 8. (a) The graph of mean phase-difference in ROI through measured temperature (b) The graph represents linear relationship between measured temperature and mean phase difference.

있었다. 가열 phantom과 기준 phantom 사이의 온도에 따른 평균 위상차 차이를 나타내는 것이 <그림 8(b)>이다. 온도가 높을수록 두 phantom간의 평균 위상차 차이가 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 이 차이는 온도 변화에 대해서  $R^2=0.9489$ 로 선형적인 비례관계를 보이고 있다.

2. 인체 실험

인체 실험에서 획득한 데이터 이용하여 구한 위상차 영상을 <그림 9>에 나타내었다. <그림 9(a)>는 hot pack의 발열 전에 획득한 위상영상과 hot pack의 발열 과정 후 처음으로 획득한 데이터의 위상영상과 차이를 나타낸 것이다. 그리고 <그림 9(c)>는 26분 후 획득한 데이터의 위상영상과의 차이를 나타낸 것이다. <그림 10>은 각 위상차영상들에서 5개의 ROI 위치를 선정하여 구한 평균위상차를 나타낸 그래프이다. ROI1은 hot pack과 가장 가까운 체표면 쪽의 ROI이고 ROI5는 거

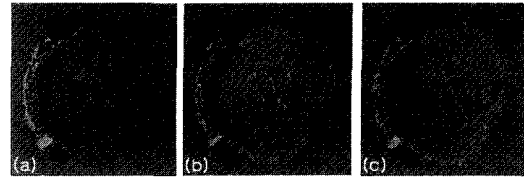


그림 9. 인체 종아리 근육의 온도분포영상 (a) t=0분 (b) 14분 후 (c) 26분 후

Fig. 9. Temperature imaging of in-vivo human calf muscle (a) t=0min (b) after 14min (c) after 26min.

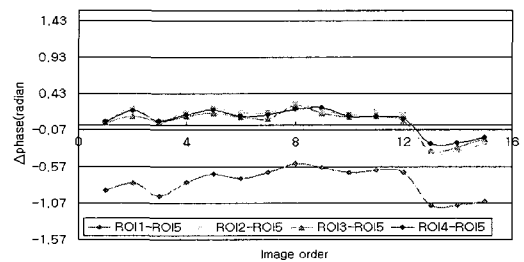


그림 10. 인체 종아리 근육의 각 ROI에서 구한 평균 위상차 그래프

Fig. 10. The mean phase-difference graph in each ROI of human calf muscle.

리가 가장 먼 것이다. 그러므로 번호가 높을수록 hot pack에서는 거리가 멀어진다. 그래프에서 알 수 있듯이 hot pack에서 거리가 멀어질수록 평균 위상차의 경사가 (mean phase-difference gradient)가 생기는 것을 알 수 있다. hot pack과 가까운 ROI1의 평균 위상차의 경사가 가장 크고, ROI5의 평균 위상차가 가장 작게 나타났다. 그러므로 hot pack을 통해서 인체의 종아리에 열을 전달시켰을 때 각 단면에서는 열원(the source of heat)과의 거리에 따라서 위상차 즉 온도변화가 차이가 난다는 것을 알 수 있다.

V. 결론

본 연구에서 MRI와 proton resonance frequency 방법을 이용한 온도 측정법을 phantom 실험에 적용하였을 때 34.2~50.2°C의 범위에서 온도 해상도 0.0457 radian/°C(0.0038 ppm/°C)를 가지고 온도 변화에 대해 선형적인 위상 변화를 나타내었다. 또한 최적화된 변수 설정을 하여 사용한 SPGR sequence의 시간 해상도(temporal resolution)는 3분이었다. 이 결과를 바탕으로 MRI와 온열 치료가 결합된 기술을 할 때, PRF 방법을

이용하여 위상 변화를 관찰하면 비침습적으로 시술 부위의 온도 변화를 측정하는 것이 가능함을 알 수 있다.

Phantom에 적용했던 PRF 방법을 이용하여 실제 인체에서도 적용 가능한지를 알아보기 위한 인체 실험도 수행하였다. 정상인의 종아리 근육에 NaCl hot pack을 이용하여 열을 전달하고 이 때 획득된 영상데이터는 phantom 실험의 후처리 방법과 동일하게 하여서 평균 위상차를 구하였다. Hot pack과 가장 가까운 종아리의 체표면 부근부터 멀어지는 방향으로 중앙선을 따라서 5개의 ROI를 설정하여서 각각의 평균 위상차를 구하였다. 각 위상차영상 별로 이 값들을 나타낸 결과 hot pack과 가까운 ROI에서 구한 평균 위상차가 hot pack과 거리가 먼 위치의 ROI에서 구한 평균 위상차보다 작다는 것을 알 수 있었다. 이로 인해 각 위상차영상에는 중앙선을 따라서 평균 위상차의 경사(mean phase-difference gradient)가 생겼다. 즉 각 위치에서의 위상은 hot pack과의 거리에 따라서 다르다는 것을 알 수 있었다. 따라서 PRF방법을 기반으로 한 MR 온도 측정 은 인체에도 적용이 가능하다는 것을 알 수 있었다.

본 연구가 온열치료에 응용되기 위해서는 다음과 같은 몇 가지 문제점을 보완할 필요가 있다. 그 첫째가 일반 온도 측정 장치와 MRI 장치 사이에 간섭을 제거하는 것이다. 본 연구에서는 금속재료인 열전쌍을 사용하여 susceptibility artifact가 발생하였으나 유리섬유(Fiber optic)를 이용한 온도 측정 장치를 사용하면 이러한 문제를 해결할 수 있을 것으로 예상된다. 둘째, 온도 측정의 시간 해상도를 높이는 것이다. 본 연구에서 온도 측정 간격을 2-3분으로 하였다. 본 연구가 시행된 조건에서 온도의 변화는 매우 느리기 때문에 2-3분 간격의 측정이 실시간 온도 측정이라 해도 되지만 실제 종양 제거 수술에 이용될 때에는 정상 조직과 종양 조직의 온도 변화를 빨리 관찰할 수 있어야 하므로 보다 빠른 온도 측정법의 개발이 앞으로의 과제이다. 셋째, 인체 실험을 할 경우에는 flow artifact와 motion artifact에 주의해야 한다. 혈액의 흐름에 의한 flow artifact는 영상 획득 과정에서 flow compensation 방법을 추가하여 보완이 가능하다. 하지만 motion artifact는 소프트웨어나 기계적으로 보완하기가 매우 어려운 실정이다. 영상 대상 조직의 조금만 움직임에도 측정된 결과에는 크게 영향을 끼칠 수 있기 때문에 이를 보상할 수 있는 대안이 마련되어야 할 것이다<sup>[12]</sup>. 넷째, 지방은 물보다 온도 변화에 대해서 선형적인 특성을

갖지 않는다. 그러므로 지방이 있는 조직에 이 방법이 이용될 경우 잘못된 데이터를 측정할 수 있으므로 지방의 영향을 줄일 수 있는 실험 방법이 앞으로 연구되어야 할 것이다<sup>[13]</sup>.

종양세포가 열에 취약함을 이용 하여 체온보다 높은 온도로 종양을 치료하는 온열치료법(Hyperthermia)은 비용이 적게 들고 환자에 충격을 최소화하면서도 성공률이 높은 새로운 minimal invasive procedure로 소개되고 있으나 아직까지 가열 방법, 온도 조절 방법 등 개선해야 할 많은 여지가 있다. 특히 치료 부위 근처의 온도 측정이 쉽지 않아 환자의 치료에 어려움이 있어 여러 연구자들에 의해 국부 온열치료(local hyperthermia)와 MRI를 결합하려는 시도가 되고 있다. 이러한 시도는 laser, microwave, radio frequency(RF), 또는 focused ultrasound(FUS) 등에 의한 국부 온열치료에 많은 관심이 집중되어 암 조직의 제거(tumor ablation), 심장 세동의 치료, local drug delivery, 유전자 치료 등에 응용되고 있다. 적외선을 이용한 온도 측정 장치도 국내에서 개발되어 시판되었으나 이 장치는 체표면의 온도를 측정하기 때문에 온열치료에 적용되기 어려운 실정이다.

## 참 고 문 헌

- [1] Y. Ishihara et al, "A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift", Magn. reson. med., vol.34, no.6, pp. 814~823, 1995.
- [2] R.M. Botnar et al, "Temperature quantification using the proton frequency shift technique: in vitro and in vivo validation in an open 0.5 tesla interventional MR scanner during RF ablation", J. magn. reson imaging, vol.13, no.3, pp. 437~444, 2001.
- [3] Q. Zhang et al, "A method for simultaneous RF ablation and MRI", J. magn. reson. imaging, vol.8, no.1, pp. 110~114, 1998.
- [4] B. Quesson et al, "Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy", J. magn. reson. imaging, vol.12, no.4, pp. 525~533, 2000.
- [5] J. De Poorter et al, "The proton-resonance-

- frequency-shift method compared with molecular diffusion for quantitative measurement of two-dimensional time-dependent temperature distribution in a phantom”, J. magn. reson. Series B, vol.103, no.3, pp. 234~241, 1994.
- [6] Y.C. Chung et al, “Temperature measurement using Echo-Shifted FLASH at low field for interventional MRI”, J. magn. reson. imaging, vol.9, no.1, pp. 138~145, 1999.
- [7] Shankaranarayanan, A. et al, “Developing a multichannel temperature probe for interventional MRI”, J. magn. reson. imaging., vol.8, no.1, pp. 197~202, 1998.
- [8] R.V. Mulkern et al, “Tissue temperature monitoring with multiple Gradient-echo imaging sequence”, J. magn. reson. imaging, vol.8, no.2, pp. 493~502, 1998.
- [9] A.H. Chung et al, “Optimization of Spoiled Gradient-Echo phase imaging for in vivo localization of a focused ultrasound beam”, Magn. reson. med., vol.36, no.5, pp. 745~752, 1996.
- [10] R.D. Peters et al, “Heat-source orientation and geometry dependence in proton-resonance frequency shift magnetic resonance thermometry”, Magn. reson. med., vol.41, no.5, pp. 909~918, 1999.
- [11] J. De Poorter et al, “Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency(PRF) method: in vivo results in human muscle”, Magn. reson. med., vol.33, no.1, pp. 74~81, 1995.
- [12] J.A. De Zwart et al, “On-line correction and visualization of motion during MRI-controlled hyperthermia”, Magn. reson. med., vol.45, no.1, pp. 128~137, 2001.
- [13] J.A. De Zwart et al, “Fast lipid-suppressed MR temperature mapping with Echo-Shifted Gradient-Echo imaging and Spectral-Spatial Excitation”, Magn. reson. med., vol.42, no.1, pp. 53~59, 1999.

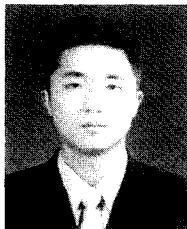
저 자 소 개



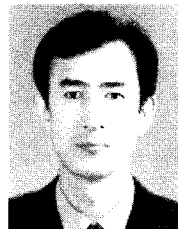
曹 智 連(學生會員)  
2001년 8월 : 인제대학교 의용공학과(학사). 2002년 3월~현재 : 인제대학교 의용공학과 석사 2년. <주관심분야 : 자기공명영상시스템, 디지털 영상처리>



李 鉉 勇(正會員)  
1989년 1월 : 부산백병원 방사선과 근무(현). 1994년 2월 : 방송통신대학 법학과(학사). 1997년 8월 : 인제대 보건대학원(석사). 1998년 3월 : 부산 가톨릭대학교 방사선학과 시간강사(현). <주관심분야 : 자기공명영상술, 방사선사진기술, 디지털방사선영상술>



趙 淙 雲(正會員)  
2001년 2월 : 인제대학교 의용공학과(학사). 2003년 2월 : 인제대학교 의용공학과(석사). 2003년 1월~현재 : (주) Medinus 근무. <주관심분야 : 자기공명영상시스템, RF 시스템>



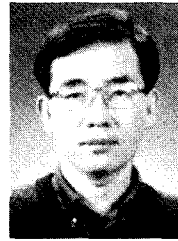
愼 云 緜(正會員)  
1981년 2월 : 부산백병원 방사선과 근무(현). 1988년 2월 : 인제대학교 물리학과(학사). 1990년 8월 : 인제대학교 보건대학원(석사). 2002년 2월 : 인제대학교 보건학과 박사(수료). 1996년 2월 : 마산대학 방사선과 겸임교수(현). <주관심분야 : 방사선기술학, 자기공명영상술, 디지털방사선영상술>





殷忠基(正會員)

1973년 2월 : 경북대학교 의과대학 의학과(학사). 1978년 2월 : 중앙대학교 대학원 의학과(석사). 1984년 9월 : 중앙대학교 대학원 의학과(박사). 1980년 1월~1984년 6월 : 경희대학교 의과대학 전임강사 및 조교수. 1984년 7월~1992년 3월 : 인제대학교 의과대학 부교수. 1992년 4월~현재 : 인제대학교 의과대학 교수. 1994년 3월~1996년 8월 : 인제대학교 대학원장보. 1998년 9월 ~현재 : 인제대학교 일반대학원 원장. 2002년 3월~현재 : 대한방사선의학회 부산경남지회장. <주관심분야 : 신경두경부 방사선학, 자기공명영상학 및 전산화 단층촬영>



文治雄(正會員)

1983년 2월 : 서강대학교 전자공학과(학사). 1985년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(석사). 1991년 8월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(박사). 1991년 9월~1995년 12월 : 서울 아산 병원 아산 생명과학연구소 근무. 1996년 1월~1999년 2월 : 삼성종합기술원 근무. 1999년 3월~현재 : 인제대학교 의용공학과 조교수. <주관심분야 : 자기공명영상시스템, 방사선 기기, 생체신호 및 영상 시스템>