

자기공명영상을 이용한 근육 단면적 측정법의 활용을 위한 영상왜곡보정

홍철표¹, 이동훈¹, 박지원², 한봉수¹

¹연세대학교 보건과학대학 방사선학과, ²대구가톨릭대학교 물리치료학과

Distortion Correction in Magnetic Resonance Images on the Measurement of Muscle Cross-sectional Area

Cheol-Pyo Hong, MS¹, Dong-Hoon Lee, MS¹, Ji-Won Park, PT, PhD², Bong-Soo Han, PhD¹

¹Department of Radiological Science, College of Health Science, Yonsei University, ²Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Catholic University of Daegu

Purpose: The purpose of this study is to explore the importance of the image distortion correction in the cross sectional area measurement for the iliopsoas muscle, tensor fasciae latae muscle, gluteus maximus muscle and the knee extensor muscles, by using (magnetic resonance imaging) MRI.

Methods: This study was performed using an open 0.32T MRI system. To estimate the image distortion, T1 images for an AAPM homogeneity/linearity phantom were acquired, and the region in which the maximum geometric distortion was less than or equal to the pixel size (1.6 mm) of the images, it was defined as the distortion correction-free region. The T2 images for a human subject's pelvis and thigh in normal positions were obtained. Then, after the regions of interest in the pelvis and thigh were moved into the distortion correction-free region, T2 images for the pelvis and thigh were scanned with the same imaging parameters used in the previous T2 imaging. The cross-sectional areas were measured in the two T2 images that were obtained in the normal position, and the distortion correction-free region, as well as the area error caused by geometric image distortion was calculated.

Results: The geometrical distortion is gradually increased, from the magnet center to the outer region, in axial and coronal plane. The cross-sectional area error of gluteus maximus muscle and the knee extensors was as high as 9.27% and 3.16 % in before and after distortion correction, respectively.

Conclusion: The cross-sectional area of the muscles that suffered from the geometrical distortion is necessary to correct for the estimation of the intervention.

Keywords: Muscle measurement, Magnetic resonance imaging, Cross-section area, Distortion correction

Received March 21, 2012 Revised April 13, 2012

Accepted April 17, 2012

Corresponding author Bong-Soo Han, bshan@yonsei.ac.kr

Copyright © 2012 by The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

인체 근육구조(Muscle architecture) 및 근형태학(Muscle morphometry)은 근기능에 영향을 주는 질병의 진단과 노화의 정도 및 근육강화 훈련의 효과를 평가하는데 유용하다.¹⁻⁴ 근육의 근력과 관계 있는 근육 크기(muscle size)와 근육량(muscle mass)은 근육의 부피나 근육의 해부학적 단면적(anatomical cross sectional area, ACSA)이나 생리학적 단면적(physiological

cross sectional area, PCSA)과 깊게 관련되어 있다. 또한 통증, 퇴행성질환 및 운동치료 효과로 인한 관심근육단면적 변화의 상관관계는 치료를 계획하거나 치료의 효과를 평가하는 데 매우 중요한 해부생리학적 정보로 이용되고 있다.⁵⁻⁷

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI) 및 X선 컴퓨터단층촬영(X-ray computed tomography, CT)은 근골격계의 구조 및 체성분 구성을 비침습적으로 단면 영상화할 수 있다.⁸⁻¹⁰ 특히 X선 컴퓨터단층촬영은 빠른 시간에 영상획득이 가능하고 골격영상 가시도가 매우 좋다. 하지만 X선 컴퓨터단층촬영은 전리방사선을 사용하기 때문에 피폭 허용 범위에서 제한적으로 사용해야 하고 특히 방사선 민감도가 높은 청소년 및 소아에게 사용이 극히 제한적이다. 또한 연부조직 대조도가 낮기 때문에 근조직의 분할에 일부 제한적이다. 이에 비해 MRI는 전리방사선을 사용하지 않기 때문에 청소년이나 소아에 적용가능하며 반복촬영이 가능하여 종적연구(longitudinal study)에 매우 적합하다. 또한 뛰어난 연부조직 대조도를 통해 근육 분할 및 단면적 측정이 용이하다. 자기공명영상을 이용한 연구에서 순발력 훈련(strength training)과 지구력 훈련(endurance training)의 경우 훈련 전후 허벅지의 신근(extensors), 굴근(flexors) 및 내전근(adductors) 단면적은 증가하지만 자율훈련법(autogenic training)의 경우 훈련 전후 통계적으로 차이가 없음을 단면적 측정을 통해 확인할 수 있다.¹¹ 또한 근육량은 구심성 운동(concentric exercise)보다 원심성 운동(eccentric exercise)에 정비례하여 증가한다고 보고 되는데, 특히 대퇴부 사두근(Quadriceps)은 구심성 운동보다 원심성 운동을 통해 단면적 증가가 크다는 자기공명영상 연구가 보고되었다.¹² 더욱이 최근 소형의 근골격 전용 개방형 자기공명영상기기가 개발 및 보급되고 있어 저비용으로 촬영이 가능하며 하드웨어 성능, 영상획득 및 처리기술의 발전으로 근골격계에 대한 고품질의 자기공명영상 획득 및 활용이 용이하다.¹³

하지만 자기공명영상에서는 X선 컴퓨터단층촬영상에 비해서 기하학적 영상왜곡에 의한 길이나 위치와 같은 물리량들에 대한 정보의 오차가 크다.^{14,15} 따라서 이러한 기하학적 위치 정보 왜곡은 물리치료에 의한 근육면적 변화를 평가하고 검증하는데 커다란 장애요인이 된다.^{16,17}

일반적으로 자기공명영상기기는 자장중심(isocenter)부근에서는 자기장의 균일도가 가장 높기 때문에 자석의 외곽에서 보다 영상의 기하학적 왜곡이 작다. 그런데 상지와 하지 근골격계 등은 해부학적 특성상 자기공명영상기에서 중심축에서 먼 외곽부분에 위치해 있기 때문에 다른 조직에 비해서 기

하학적 위치정보 왜곡에 더 큰 영향을 받게 된다. 또한 요부근육 및 골반영역처럼 영상화 대상이 큰 경우에도 자장중심뿐 만 아니라 외곽 영역도 포함되기 때문에 기하학적 왜곡에 큰 영향을 받는다. 따라서 상하지 및 골반영역의 근골격계 영상화의 경우 단면적 정보왜곡의 최소화 및 보정이 매우 중요하다고 할 수 있다. 즉, 물리치료의 효과를 치료 전과 후의 MRI영상에서 나타나는 근육의 단면적 차이를 이용하여 평가하고자 할 경우 MRI 영상의 기하학적 왜곡 영향을 보정하지 않으면 측정된 단면적의 변화에 영상왜곡의 영향이 섞여 있어서 근육 단면적의 변화가 치료 효과를 반영하는 객관적인 자료로 사용될 수 없게 된다.

따라서 본 연구에서는 자기공명영상기기에서 위치에 따른 기하학적인 영상왜곡의 정도를 팬텀을 통하여 측정하고 이를 기초로 하여 인체의 근골격계의 영상을 정상적인 위치에서 촬영하여 관심근육의 단면적을 측정하고, 영상왜곡이 최소가 되는 위치로 이동시켜 촬영하여 얻어진 영상에서 단면적을 측정하여 영상왜곡에 의한 단면적의 변화를 비교 평가해 보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

기하학적 왜곡은 미국의학물리화학협회의 균일도/선형도 팬텀(model 76-907)을 이용하여 평가하였다. 팬텀의 물리적 크기는 가로 285 mm, 세로 285 mm이며 Figure 1과 같이 격자형태로 구성되었고 격자간 거리는 14 mm이다. 26세의 건강한 성인남자의 골반 및 허벅지 영역을 자기공명영상 촬영하였으며 피험자는 실험 전 연구내용에 대해 동의하고 자발적으로 참여하였다. 피험자는 체질량지수(body mass index)가 27.9로 비만이며 따라서 영상촬영의 관심영역이 크다.

2. 실험방법

1) 자기공명영상 파라미터

모든 자기공명영상은 개방형 0.32 T MRI system (Magfinder2, Genpia Co., 한국)을 이용하여 획득하였다. 위 자기공명영상기기는 H-형태의 수직자계를 갖는 시스템으로 환자테이블이 자장 중심으로부터 좌우로 최대 120 mm 이동할 수 있으며 환자 구경은 1,370 mm이다. 팬텀의 격자 영역을 TR=400 ms, TE=15 ms, matrix=256×256, FOV=320 mm, slice thickness=5 mm, bandwidth=52.6 kHz 를 이용하여 2D T1 강조영상을 획득하였다. 성인은 TR=3,800 ms, TE=120 ms, matrix=256×

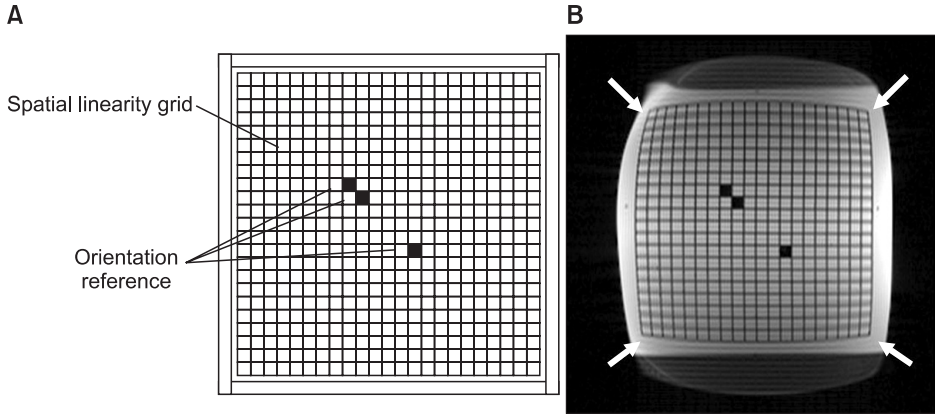


Figure 1. MRI Phantom for spatial linearity/homogeneity (A), the grid phantom coronal images acquired at the isocentric plane (B). The white arrows indicate geometrical distortion in peripheral region.

256, FOV=500 mm slice thickness=5 mm, number of signal average=2의 파라미터를 사용하여 골반 및 허벅지 영역에 대한 T2 강조영상을 획득하였다.

2) 기하학적 왜곡평가 및 보정

(1) 왜곡 평가

기하학적 왜곡은 균일도/선형도 팬텀 내 격자교차 지점을 제어점(control points)로 지정하고 영상의 중심을 기준으로 자기공명영상에서 각 제어점의 가로 세로 좌표값과 실제 물리적 길이에 의한 대응제어점의 좌표값과의 차이로 평가된다. 즉, 영상에서의 좌표값과 물리적 실제값과의 차이를 통해 왜곡을 평가하며 값의 차이가 클수록 왜곡은 커지게 된다. 기하학적 왜곡은 실제 물리적 길이가 수축하거나 확장되어서 영상에 표현되는데 본 연구에서는 확장과 수축을 구분하지 않고 모두 왜곡으로 절대 평가하였다. 또한 주어진 반경에서의 분산값들 중 왜곡의 최대값(maximum absolute deviation)을 측정하였다.

(2) 왜곡 보정

기하학적 왜곡은 획득한 공간왜곡지도를 바탕으로 각각의 위치에서 왜곡정도의 역변환벡터를 이용하여 보정한다. 이를 위해 왜곡 평가에 기술한 것과 같이 물리적 길이를 알고 있는 선형도 측정 팬텀을 확장하여 영상화 영역을 모두 포함할 수 있는 3차원 팬텀을 이용하는 보정하는 방법이 일반적이다. 이러한 보정방법은 크기가 큰 3차원 팬텀을 이용하고 추가적으로 복잡한 영상후처리 과정이 필요하기 때문에 자기공명영상기기 제조업체에 사용을 요청해야 한다. 또 다른 방법으로는 왜곡을 감쇄시킬 수 있는 축영상화(on-axis imaging) 영상법을 이용하는 것이다. 자기공명영상기기는 일반적으로 자장축중심에서 영상왜곡이 가장 작다. 이 방법은 특히 개방형 자기공

명영상기에서 쉽게 적용할 수 있는데 관심영상화대상을 자기장의 중심에 위치한 뒤 영상화하는 방법이다. 대신 자장중심점을 기준으로 거리에 따른 왜곡정도를 알고 있어야 하는데 이는 크기가 큰 3차원 팬텀 이용 없이 자기공명영상 품질정도 관리에 사용하는 팬텀을 이용하여 손쉽게 획득할 수 있다. 본 연구에서는 축영상화왜곡 억제방법을 이용하여 왜곡을 보정하였다. 이러한 축영상화영상법을 사용할 경우 관심근육을 자장 중심으로 이동하여 영상화할 경우 관심근육의 크기에 따른 단면적 왜곡정도를 예측할 수 있는데 본 연구에서는 최대 왜곡오차가 화소값 이내(~1.6 mm)를 갖는 왜곡영역인 자장중심으로부터 반경 90 mm 이내로 관심근육을 이동시켜 영상화하였다.

3) 근육 단면적 측정

성인 남자 근육의 단면적 측정은 골반영역 및 허벅지 자기공명가로영상(axial image)에 대해 실시하였다. 관심근육영역은 장요근(Iliopsoas muscle), 대퇴근막 장근(Tensor fasciae latae muscle), 대둔근(Gluteus maximus muscle) 및 무릎 신근(knee extensors)이며 특히 자장중심에서 벗어난 축이탈영역(off-axis anatomy)에 대한 단면적 측정은 3번 반복하여 평균하였다. T1강조영상에서는 지방조직이 가장 밝은 신호로 나타나며 근육조직은 지방에 비해 신호의 강도가 상대적으로 작다. 이에 비해 T2강조영상에서는 유체 및 물 신호가 가장 큰 신호로 나타난다. 따라서 획득영상의 각 조직 대조도를 이용하여 관심근육영역을 자기공명 가로영상에서 찾아 해당부위에 대한 경계면 대조도가 최대가 되도록 윈도우 width와 level을 맞춘 뒤 관심근육영역을 분할하고 지정한다. 분할된 관심근육영역의 단면적은 단위화소값의 가로, 세로 길이 및 포함된 화소값의 곱으로 나타낸다. 분할된 각 근육의 단면적은 축영상화(on-axis imaging)왜곡 억제방법을 이용하여 기하학적 왜곡을

감쇄시켰다. 그리고 기하학적 왜곡에 의한 근육단면적 차이를 검증하기 위해 보정 전, V 과 후, V' 의 관심근육영역 단면적을 비교하여 변화율, $\sqrt{((V - V')/V')^2}$ 을 계산하였다.

III. 결과

1. 조직의 단면적 왜곡

Figure 1은 균일도/선형도 팬텀의 모식도(A)와 기하학적으로 왜곡된 자기공명관상영상(B)이다. 물리적으로 선형인 팬텀의 격자가 Figure 1의 (B)와 같이 자기공명영상의 관상면에서는 바렐(barrel)왜곡 형태로 영상이 획득된다. 특히 자장 중심에서 외곽으로 갈수록 왜곡의 정도가 심해져서 흰색 화살표와 같이 자장 외곽에서는 화소 정보가 겹치는 현상이 발생하며 단면적 정보가 수축되어 측정되게 된다.

Figure 2A는 자장 중심에서 방사거리(radial distance)에 따른 최대왜곡분산이다. 자장 중심에서 거리가 멀어질수록 왜곡의 정도가 선형적으로 증가하게 된다. 이에 따른 조직의 단면적 왜곡은 중심에서부터 반경 50 mm일 때 1%, 반경 100 mm에서는 4%, 그리고 반경 150 mm에서는 최대 25%의 단면적 정보 왜곡이 발생한다. 이에 따라 Figure 2B에서 자장중심인 흰색 점선에서 멀어질수록 단면적 정보의 왜곡은 증가하게 된다.

2. 근육단면적 비교

1) 골반영역

Figure 3은 골반영역의 자기공명 가로영상이다. (A)영상은 단면적 정보왜곡 보정 전의 영상이며 (B)영상은 왜곡 보정 후의 영상이며 흰색 사각형 점선 내 관심근육의 단면적을 비교하였다. 장요근, 대퇴근막 장근은 왜곡 보정 전 후에 2~3% 단면적 차이를 보이는데 특히 축이탈영역인 대둔근의 경우 9.27% 근육단면적 차이가 발생하였다. 검은색 화살표에서처럼 영상의

위치정보 왜곡이 일어나 장요근, 대퇴근막 장근과 대둔근의 수축과 확장이 발생하여 왜곡된 단면적 정보가 측정된다. 또한 화살표 위쪽의 지방조직의 경우 신호크기정보의 왜곡으로 다른 지방조직과 비교하여도 신호의 밝기 변화가 심하다.

2) 허벅지영역

Figure 4는 넓적다리의 자기공명 가로영상이다. (A)영상은 단면적 정보왜곡 보정 전의 영상이며 (B)영상은 왜곡 보정 후의 영상이다. 오른쪽 넓적다리의 전방 부근 무릎 신근(knee extensors)의 단면적은 왜곡 보정 전후 3.16% 차이를 나타냈다. 특히 검은색 화살표처럼 신근의 단면적이 수축되어 저평가된다. 또한 화살표 부근의 지방조직의 경우 크기정보의 왜곡으로 같은 지방조직과 비교하여도 신호의 밝기 변화가 크다.

IV. 고찰

본 연구에서는 자기공명영상기기를 이용하여 관심근육의 단면적을 측정하고자 할 때 기기적 특성에 기인한 골반 및 허벅지 영역의 면적 정보왜곡에 대해 살펴보았다. 또한 물리적 길이가 알려진 팬텀을 통해 왜곡 정도에 따른 단면적 오류예측에 대해 알아보았다. 자기공명영상에서는 기기적 특성에 의해 위치, 길이 등의 물리적 정보가 왜곡된 관상 및 가로영상이 구성되는데 영상화 부위에 따라 단면적 왜곡이 서로 다르다. 특히 축이탈영역과 관심영역이 큰 조직의 경우 기하학적 왜곡에 의한 단면적 정보 왜곡이 반드시 발생한다. Figure 2처럼 요부 근육부피 측정의 경우 자장중심에서 먼 단면을 선택하여 단면적 측정할 경우 중심에서 멀어진 거리만큼 단면적 정보왜곡이 발생하여 정확도가 감소하게 된다. 본 실험에 사용한 자기공명영상기기를 이용하여 왜곡보정 없이 요부근육 단면적을 측

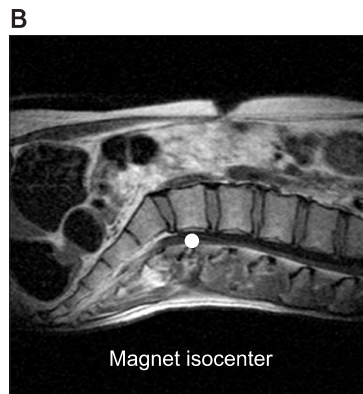
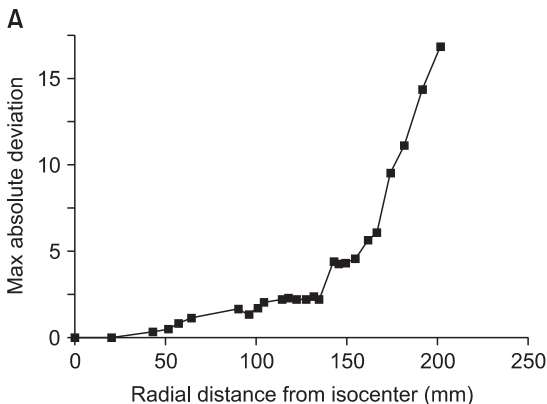


Figure 2. Geometrical distortion value as a function of radial distance (A). MR sagittal image of the lumbar spine region (B). The distortion is gradually increased from the isocenter of magnet to outer region of magnet in axial plane.

정할 경우 자장 중심에서 100 mm 떨어진 단면을 선택하여 단면적을 측정한다면 최대 4%의 단면적정보 왜곡이 발생하게 된다.

그리고 Figure 3과 같이 선택단면의 중심이 자장중심에 위치하여도 관심영역이 큰 골반과 복부의 경우에는 동일 영상단면 내에서도 자장중심보다 멀리 있는 근육의 단면적정보가 왜곡된다. 자장중심축에 있는 근육의 단면적의 경우 왜곡에 덜 민감하지만 중심에서 멀어질수록 기하학적 왜곡이 최대 10%까지 발생한다. 또한 상지와 하지의 경우 대표적인 자장중심축이탈 영상화 영역이기 때문에 자기공명영상을 이용한 단면적측정에서 영상 왜곡에 의한 단면적측정 정확도 감소가 자주 발생한다. Figure 4와 같이 넓적다리의 경우 해부학적 구조상 자기공명영상기기 내에서 항상 축이탈영역에 위치하게 되며 영상에서 측정된 근육단면적이 실제 단면적보다 수축 혹은 확장되어 측정되게 된다. 즉, 이러한 요소를 고려하지 않고 자기공명영상에서 추출한 단면적정보를 이용하여 치료 전과 후 관심근육의 단면적을 비교하여 물리치료적 효과를 평가하거나 검증하고자 한다면 관심근육의 변화가 치료적 효과에 의한 근

육의 물리적 정보변화인지 아니면 기기적 특성에 의해 왜곡되거나 영상촬영 시 환자의 위치 변화에 따른 단면적 변화인지 구분이 어렵게 된다. 특히 자기공명영상을 이용한 근육단면적 측정연구에서 원심성운동이 근육량의 증가와 정비례한다는 결과가 재현성 있게 보고되는 것은 아니다. 유사한 실험설계와 치료에서도 원심성운동 전후의 단면적 측정이 항상 일치된 결과를 나타내는 것은 아닌데 그 원인은 명확하지 않은 것으로 보고되었다. 물론 이러한 원인이 자기공명영상왜곡에 의한 것이라고 단정지을 수는 없지만 본 연구 결과에서와 같이 치료 외적인 혼입효과가 영상연구에서 반드시 발생하기 때문에 자기공명영상 촬영 및 분석에서 주의를 기울여야 한다.¹⁸

자기공명영상에서 단면적정보 왜곡의 가장 큰 원인은 기기적인 주자기장 불균일 및 경사자기장의 비선형성이다. 특히 자장중심에서 멀어질수록 불균일과 비선형성이 증가하기 때문에 이에 따른 위치정보왜곡이 크게 된다. 하지만 자기공명영상기기의 중요한 특징이 자장의 중심에서는 경사자기장의 비선형이 없고 자장균일도가 가장 높기 때문에 자장중심에 위치한 조직의 단면적정보는 왜곡되지 않는다. 특히 근골격계

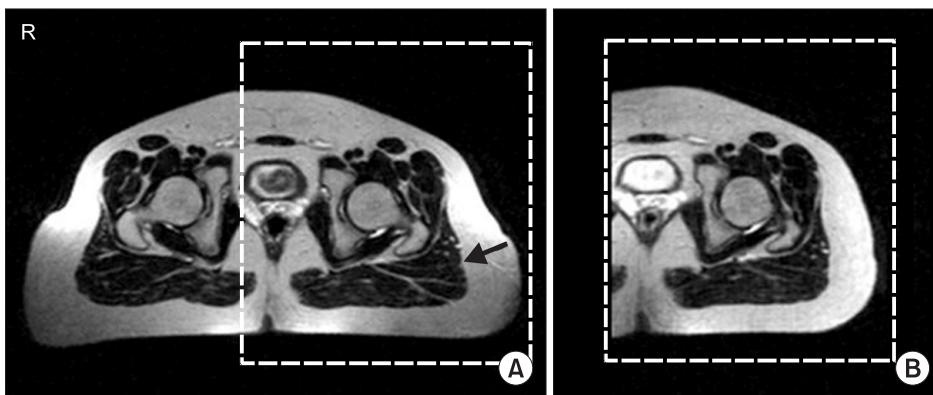


Figure 3. The uncorrected pelvis axial image (A) and distortion-corrected image (B). The black arrow in the white box shows stretched gluteus maximus muscle.

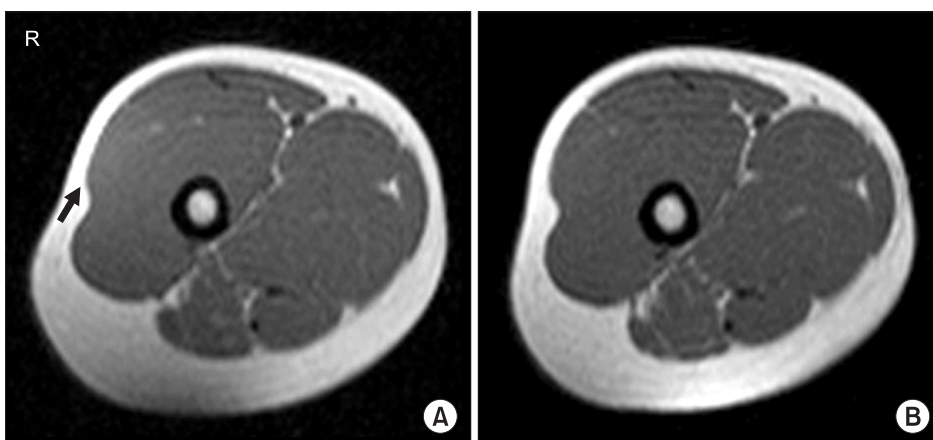


Figure 4. The uncorrected thigh axial images (A) and distortion-corrected image (B). The black arrow shows compressed knee extensors.

영상화에서 자주 사용되는 개방형 자기공명영상기기는 높은 개방성 및 자유로운 환자테이블 이동성으로 측이탈영역에 있는 관심근육을 자장중심으로 이동하여 영상을 획득할 수 있다. 이러한 특성을 이용하여 상지와 하지를 자장중심에서 영상화할 경우 단면적정보 왜곡을 최소화시킬 수 있게 된다.

일반적으로 정확한 근육의 부피측정은 3차원 영상화를 통해 영상에서 근육을 분할추출하고 근육의 방향코사인으로 보정한 정밀한 해부학적 단면적을 기반으로 획득할 수 있다. 자기공명 3차원영상화는 1 mm 이하의 해상도로 영상을 획득할 수 있으며 2차원 영상에 비해 단면선택영역에서 발생하는 영상왜곡은 발생하지 않기 때문에 상대적으로 기기적 왜곡에 덜 민감하다. 하지만 영상화 시간이 긴 단점이 있다.

따라서 본 연구에서 제안하는 자기공명영상을 이용한 정확한 관심근육의 단면적 측정법은 첫 번째로 가능한 관심근육을 자장 중심에 위치시켜 자장 불균일에 따른 기하학적 위치정보 왜곡을 최소화시켜야 한다. 이를 위해 자기공명영상기기의 환자테이블을 움직여서 자장중심에서 영상화를 실시해야 한다. 그리고 제조업체에서 제공한 왜곡보정 알고리즘을 적용하여 반드시 위치정보 왜곡을 복원한 뒤 단면적을 측정해야 정확한 근육단면적정보를 획득할 수 있다. 특히 중단연구를 통한 훈련효과를 검증할 때 환자 영상을 일정한 시간간격으로 반복 촬영하게 되는데 기기 내에서 환자의 위치정보도 함께 기록하여 항상 동일위치에서 영상을 획득하도록 노력해야 한다. 또한 사전에 자기공명기기의 왜곡지도를 획득하여 단면적왜곡에 대한 예측을 실시해야 한다.

결론적으로 자기공명영상을 이용한 근골격계의 물리치료적 효과에 대한 정확한 평가와 검증을 위해서는 이러한 영상기기의 왜곡정보가 혼입되는 요소를 최소화해야 한다.

Author Contributions

Research design: Hong CP
 Acquisition of data: Lee DH
 Analysis and interpretation of data: Hong CP, Park JW, Lee DH
 Drafting of the manuscript: Hong CP, Lee DH
 Research supervision: Han BS

Acknowledgements

이 연구는 2003년 연세대학교 학술연구비의 부분적인 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고문헌

1. Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P et al. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: Changes in muscle architecture. *J Physiol.* 2001;534(Pt. 2):613-23.
2. Kawakami Y, Abe T, Kuno SY et al. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;72(1-2):37-43.
3. Lexell J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995;50 Spec:11-6.
4. Visser M, Kritchevsky SB, Goodpaster BH et al. Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: The health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc.* 2002;50(5):897-904.
5. Kim SY. Changes in cross-sectional area of lumbar muscle in patients with chronic back pain. *J Korean Soc Phys Ther.* 2010;22(5):39-47.
6. Kim SH, Lee WH. Effects of spinal stabilization exercises on the cross-sectional areas of the lumbar multifidus and psoas major muscles of patients with degenerative disc disease. *J Korean Soc Phys Ther.* 2010;22(3):9-15.
7. Han SW, Lee JW. Effects of isokinetic exercise on muscular performance and thickness of the quadriceps muscle. *J Korean Soc Phys Ther.* 2010;22(4):49-55.
8. Lang T, Cauley JA, Tylavsky F et al. Computed tomographic measurements of thigh muscle cross-sectional area and attenuation coefficient predict hip fracture: The health, aging, and body composition study. *J Bone Miner Res.* 2010;25(3):513-9.
9. Leroy-Willig A, Willig TN, Henry-Feugeas MC et al. Body composition determined with mr in patients with duchenne muscular dystrophy, spinal muscular atrophy, and normal subjects. *Magn Reson Imaging.* 1997;15(7):737-44.
10. Scott SH, Engstrom CM, Loeb GE. Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging. *J Anat.* 1993;182 (Pt 2):249-57.
11. Hudelmaier M, Wirth W, Himmer M et al. Effect of exercise intervention on thigh muscle volume and anatomical cross-sectional areas--quantitative assessment using MRI. *Magn Reson Med.* 2010;64(6):1713-20.
12. Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL 3rd et al. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol.* 1996;81(5):2173-81.
13. Masciocchi C, Barile A, Satragno L. Musculoskeletal MRI: dedicated systems. *Eur Radiol.* 2000;10(2):250-5.
14. Wang D, Strugnell W, Cowin G et al. Geometric distortion in clinical MRI systems part II: correction using a 3d phantom. *Magn Reson Imaging.* 2004;22(9):1223-32.
15. Wang D, Strugnell W, Cowin G et al. Geometric distortion in clinical MRI systems part I: evaluation using a 3d phantom. *Magn Reson Imaging.* 2004;22(9):1211-21.
16. Tracy BL, Ivey FM, Jeffrey Metter E et al. A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps

- muscle volume. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(3):425-33.
17. Eng CM, Abrams GD, Smallwood LR et al. Muscle geometry affects accuracy of forearm volume determination by magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech.* 2007;40(14):3261-6.
 18. Roig M, O'Brien K, Kirk G et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2009;43(8):556-68.