

MR 영상에서 대퇴골두 영역의 추출과 무혈성 괴사의 진단에 필요한 인자의 측정

(Extraction of the Femoral Heads in MR Images and Measurement of the Parameters for the Diagnosis of the Avascular Necrosis)

이 경 수 [†] 이 성 기 ^{**}
(Kyungsu Lee)(Sungkee Lee)

요 약 본 논문에서는 대퇴골두 무혈성 괴사의 자동 진단을 위한 효과적인 대퇴골두 영역의 추출 방법을 제안한다. 대퇴골두의 해부학적 특성과 Hough 변환을 이용하여 대퇴골두 영역을 설정하였고, 변형된 영역 확장법을 적용하여 대퇴골두 영역을 분할하였다. 그리고, 분할된 영역으로부터 대퇴골두 무혈성 괴사의 진단에 필요한 인자를 자동으로 측정하였다. 본 논문에서 제안한 영역 추출 방법은 정상적인 대퇴골두와 무혈성 괴사의 초기 단계의 대퇴골두 뿐만 아니라 괴사가 심한 대퇴골두에 대해서도 좋은 결과를 얻을 수 있었고, 본 논문에서 제안한 방법으로 측정된 인자는 대퇴골두 무혈성 괴사의 정량적인 분석 및 진단을 가능하게 한다.

Abstract In this paper, we propose efficient methods to extract the femoral head region in MR images. The femoral head area in MRI is approximated using Hough transform and the anatomical features of the femoral heads. Then, modified region growing method is applied to extract the femoral head region. We measured the parameters for the diagnosis of the avascular necrosis of the femoral heads from the segmented femoral head region. The proposed methods are proved very effective to extract the femoral head of healthy volunteer and of the patient having heavy avascular necrosis. The measured parameters can be used very efficiently for the quantitative analysis and the diagnosis of the avascular necrosis of the femoral heads.

1. 서 론

첨단 기술의 발달에 힘입어 인체의 내부 구조에 대한 시각 정보를 제공하는 의료영상기기가 계속 개발되고 있으며 의료영상을 이용한 질환의 진단 및 예후의 폭이 날로 확대되어 가고 있다[1, 2].

오늘날 많이 사용되는 의료 영상은 X선 영상, CT (Computer Tomography) 영상, 초음파 영상, MRI (Magnetic Resonance Imaging) 등이 있으며 2차원적

으로 주어지는 일련의 영상들을 이용한 3차원 재구성 및 질환의 자동 인식에 대한 연구가 많이 진행되고 있다.

MR 영상은 일반적으로 다른 의료 영상들에 비해 환자의 일반적인 해부학적 상태에 관해서 매우 정확한 정보를 제공해 준다. 그러나, MR 영상을 처리하거나 인식할 때에 그것이 가지는 특성으로 인해 어려운 점이 생길 수 있다. 첫째, 같은 조직이라도 그 조직의 위치와 그 조직 부위에 작용하는 물리적인 요소에 따라 화소값이 달라진다. 둘째, 하나의 영상이 만들어질 때 실제 조직의 일정 영역을 평균하여 영상을 생성하므로 각 픽셀의 화소값이 실제의 위치에 존재하는 조직만의 정보가 될 수 없다[2, 3].

과거에는 뇌 MR 영상이 많이 연구되었으며, 오늘날에는 뇌 뿐만 아니라 인체의 다른 부분의 영상도 연구

· 본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(97-01-02-01-01-3)지원으로 수행되었음.

† 비 회 원 : 경북대학교 컴퓨터학과
leeksmcm@yahoo.co.kr

** 종 신 회 원 : 경북대학교 컴퓨터학과 교수
sklee@knu.ac.kr

논문접수 : 1999년 8월 28일
심사완료 : 2000년 6월 5일

되고 있다. 이러한 연구들 가운데서 뇌 영역의 분할에 대한 연구[4-6]가 많고, 뇌종양의 검출에 대한 연구[7, 8], 심장의 움직임 측정에 대한 연구[9], 가슴 영상에 대한 연구[10], 복부 장기 영역 분할에 대한 연구[11] 등이 있었고, MR 영상의 영상정합(image registration)에 대한 연구[10, 12], 신호대 잡음비 강화에 대한 연구[13] 그리고 3차원 재구성에 대한 연구[14]가 있었으며, 이 외에도 MR 영상에 대한 수많은 연구들이 있었다.

그러나 다른 나라 사람보다 우리 나라 사람들에게 많이 나타나는 대퇴골두 무혈성 괴사의 진단을 위한 대퇴골두 영역의 MR 영상에 대한 영상처리 연구는 많지 않았으며, 최근에 C. Klifa 등의 대퇴골두 영역의 3차원 영역 분할과 정량화에 관한 연구가 있었다[15]. 이들은 MRI의 coronal 평면에 대한 영상을 이용하여 반자동으로 대퇴골두 영역을 추출하고, 괴사정도에 관한 정량화를 하였는데, T1 강조영상과 T2 강조영상을 동시에 이용한 다중 스펙트럼 방법을 이용하였고, 영역 분할 방법으로서 K-means clustering 방법을 이용하였다. 이들 연구의 단점은 괴사의 중심점을 사용자로부터 입력받아 반자동으로 영역을 추출한 것과 비교적 영역 추출이 용이한 괴사의 초기 단계 영상만을 고려했다는 점이다.

본 논문에서는 대퇴골두 영역을 촬영한 영상으로부터 MR 영상을 처리할 때의 어려운 점들을 극복하면서 다양한 단계의 대퇴골두 무혈성 괴사의 자동 진단에 적합한 대퇴골두 영역의 추출 방법과 괴사정도의 정량적 진단에 필요한 인자의 자동 측정 방법을 제안한다.

영상처리 분야에서 영역 분할[16, 17]은 가장 중요한 과정 중의 하나이다. 하지만 모든 영상에 일반적으로 잘 적용되는 방법은 존재하지 않으며 주어진 입력 영상의 특징을 잘 반영할 때 좋은 결과를 얻을 수 있다. 그러므로 본 논문에서는 MR 영상의 특징과 대퇴골두의 해부학적 특징 및 대퇴골두 무혈성 괴사에 관한 지식을 잘 반영하는 영역 분할 방법으로서 변형된 영역 확장법을 제안한다.

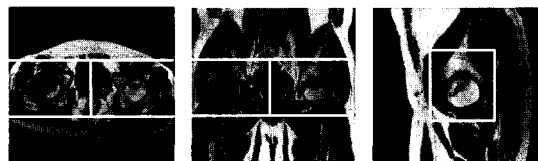
영역 확장법은 영상에서 화소들의 집합이나 부영역(subregion)들을 비슷한 성질을 가지는 것끼리 통합해 가는 과정을 의미하며[17], 영상에서 분할하고자 하는 대상이 특정 영역에 하나로 나타날 때 좋은 결과를 얻을 수 있다. 그러나 대퇴골두 영역에서는 괴사의 정도에 따라 괴사되지 않은 뼈의 영역이 여러 개로 나타나 일정하지 않기 때문에 단순한 영역 확장법을 이용하는 것은 많은 문제점이 있다. 이에, 본 논문에서는 영역 확장을 적용하여 얻은 결과 영역의 히스토그램을 이용하여 괴사영역과 정상영역을 나누는 임계치를 구하여 대퇴골

두 영역을 효과적으로 분할하는 방법을 제시한다.

본 논문에서는 대퇴골두 영역을 효과적으로 추출하기 위해서 영역 분할 단계에 앞서서 대퇴골두 영역의 해부학적 특성과 Hough 변환을 이용하여 대퇴골두 영역을 원으로 설정한 후에 대퇴골두 영역을 분할한다. 그리고 영역 추출 결과를 이용하여 괴사정도를 정량화한다.

대퇴골두 무혈성 괴사의 정량적인 진단에 필요한 인자는 괴사율, 괴사각도 등이 있는데, 본 논문에서는 이러한 인자를 개개의 영상에 대해서 측정하였고, 연속적인 2차원 입력 영상으로부터 각 영상들 사이의 간격을 채우는 보간 영상을 생성하여 입력 영상과 보간영상 모두에 대한 인자값을 측정하고 이것을 가중 평균하여 3차원 측정값으로 하였다. 대퇴골두 무혈성 괴사의 진행 단계는 6단계로 나뉘는데, 5단계와 6단계는 괴사의 마지막 단계로서 진단의 가치가 적으므로 본 논문에서는 1-4단계의 영상에 대해서 실험을 하였다.

그림 1은 환자의 대퇴부를 세 평면으로 촬영한 T1 강조 MR 영상이고, 그림 2는 그림 1(b)와 같이 coronal 평면에서 나타나는 대퇴부를 간략히 나타낸 것으로서 대퇴골두와 그 주위에 있는 해부학적 객체의 이름을 나타낸다. 그림 3은 자동으로 대퇴골두 영역을 추출하고, 진단에 필요한 인자를 측정하는 시스템의 구성을 그림으로 나타낸 것이다. 대퇴부 영상을 입력받아 대퇴골두 영역을 설정하고, 그 영역안에서 영역분할의 과정을 거친 다음, 그 결과를 이용하여 진단에 필요한 인자를 측정한다. 이 때, 영역설정과 진단에 필요한 인자를 측정할 경우에 서로 다른 평면 영상의 정보를 이용해야 하므로 영역설정 과정에 앞서서 각 평면의 영상들을



(a) axial 평면 (b) coronal 평면 (c) sagittal 평면

그림 1 대퇴부를 촬영한 MR 영상

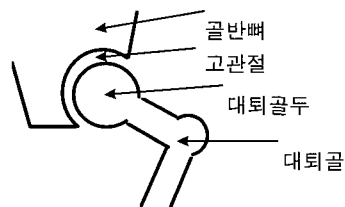


그림 2 대퇴골두와 그 주위의 해부학적 객체의 이름

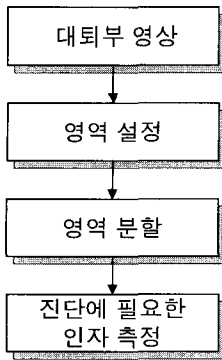


그림 3 전체 시스템의 구성

dicom file의 헤더부분 정보와 이차 선형 보간법을 이용하여 해상도를 통일하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 제2절에서는 대퇴골두 영역을 설정하는 방법을 제안하고, 제3절에서는 대퇴골두 영역을 분할하는 방법을 제안한다. 제4절에서는 피사의 정량적 진단에 필요한 인자를 측정하는 방법과 결과를 보인다. 끝으로 제5절에서 결론을 맺는다.

2. 대퇴골두 영역의 설정

대퇴골두 영역을 효과적으로 분할하기 위해서 우선 대퇴골두가 있을 것으로 예상되는 영역을 결정할 필요가 있다. 피사된 대퇴골두의 경우에 현재는 피사되고 없지만 원래 대퇴골두가 존재했었던 부분을 예측하여 대퇴골두 무혈성 피사의 진단에 이용해야 하기 때문이다.

T1 강조영상에서 대퇴골두 영역을 살펴 보면 대퇴골두와 골반뼈가 만나는 부분에 존재하는 고관절이 어둡게 나타난다. 이것은 대퇴골두의 피사 여부와는 무관하게 항상 존재하며, 거의 원에 가까운 모양으로 나타난다. 그러므로 이 영역 내부를 대퇴골두 영역으로 가정할 수 있으며 Hough 변환을 이용하여 대퇴골두 영역을 포함하는 원을 찾을 수 있다.

Hough 변환을 이용하여 원을 찾을 때는 그 과정을 두 가지 단계로 나눌 수 있는데, 첫번째 단계는 원의 중심을 찾는 것이고, 두번째 단계는 찾아진 중심으로부터 반지름을 결정하는 것이다[18, 19].

첫째, 원의 중심을 찾는 단계에서 원 위의 각 점에서 법선벡터가 존재하는 데 이 벡터는 모두 그 원의 중심에서 만난다. 영상에서 물체의 경계로 생각되는 점의 법선벡터는 Sobel 연산자와 같은 지역적 gray-level 에지 연산자를 이용하여 추정할 수 있다.

에지 연산자를 이용하면 그 점에서의 법선벡터를 구

할 수 있으며 이 법선벡터를 기울기로 하고 그 점을 지나는 직선을 구할 수 있다. 영상의 각 점에 대해 같은 방법으로 직선을 구한 다음 많은 직선들이 교차하는 점을 원의 중심으로 한다.

둘째, 반지름을 결정하는 단계에서는 원의 방정식에 앞에서 구하여진 중심을 대입하여 반지름에 대한 히스토그램을 구하고 그 히스토그램의 최대값을 반지름으로 한다.

일반적으로 대퇴골두 영역을 촬영한 영상에서 대퇴골두 영역은 그림 1과 같이 입력 영상의 1/4되는 사각형 안에 나타난다. 그러므로 입력 영상으로부터 각 평면마다 골두를 포함하는 사각형을 간단한 방법으로 잡을 수 있으며 이 사각형 영역 안에서 Hough 변환을 적용하면 영상 전체에 적용한 것보다 속도가 빨라지고 좋은 결과를 얻을 수 있다.

그러나, Hough 변환으로 찾은 원은 항상 대퇴골두를 포함하는 것은 아니다. 특히 피사 정도가 심한 대퇴골두의 경우에는 대퇴골두의 피사가 매우 불규칙한 모양을 가지기 때문에 대퇴골두를 완전히 포함하기는 어렵다.

그러므로 Hough 변환으로 구한 원의 중심 좌표(A, B)와 반지름(R)을 이용하여 작은 정수 α, β, γ 에 대해 $A - \alpha < a < A + \alpha$, $B - \beta < b < B + \beta$, $R - \gamma < r < R + \gamma$ 의 범위에서 $F(a, b, r)$ 을 최소화 시키는 a, b, r을 구하여 대퇴골두 영역을 정확히 포함하는 원을 구할 수 있다.

$$F(a, b, r) = \frac{1}{n(X)} \sum_{(x,y) \in X} [Z(x,y) - (Z(O(x,y)) - Z(x,y))] \quad (1)$$

$$X = \{(x,y) \mid (x-a)^2 + (y-b)^2 = r^2\}$$

$$O(x,y) : (x,y) + ((x-a)/r, (y-b)/r)$$

여기서, $Z(x,y)$ 는 (x,y) 에서의 화소값을 의미한다. 또한, 이와 같이 설정된 대퇴골두 영역을 이용하여 서로 다른 평면의 연속 영상의 앞부분과 뒷부분에 존재하는, 대퇴골두 영역을 벗어난 영상을 제거할 수 있다. 그림 4에서 그림 7은 무혈성 피사 1단계에서 4단계 영상에 대해서 대퇴골두 영역을 설정한 결과로서 대퇴골두 영역을 포함하는 원을 나타내며, Hough 변환을 사용할 때 입력으로 주어지는 점들은 Sobel 연산자를 이용해서 구했다.



(a) axial (b) coronal (c) sagittal

그림 4 1단계 영상의 영역 설정 결과

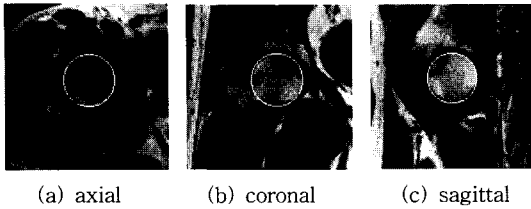


그림 5 2단계 영상의 영역 설정 결과

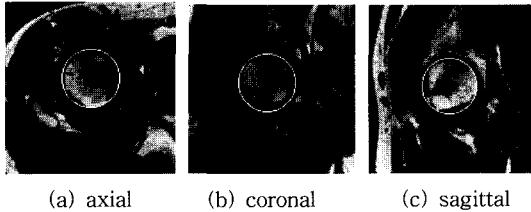


그림 6 3단계 영상의 영역 설정 결과

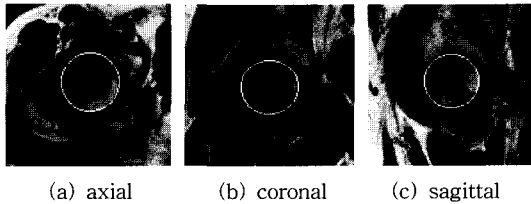


그림 7 4단계 영상의 영역 설정 결과

3. 대퇴골두 영역의 분할

본 논문에서는 앞에서 제안한 방법으로 설정된 영역 내에서 가장 밝은 점을 시작점으로 하여 영역확장법을 적용하고, 그 결과영역의 히스토그램을 이용하여 임계치를 결정한 후, 영상을 이진화하는 방법으로 대퇴골두 영역을 분할한다. 이와 같은 방법은 분할하고자 하는 영역의 히스토그램의 모양에 상관없이 좋은 임계치를 결정할 수 있으며, 특히 다양한 괴사단계의 대퇴골두 영상에 적합하다.

3.1 변형된 영역 확장법

MRI에서 T1 강조영상은 지방성분이 존재하는 부분이 밝게 나타나는데, 인체의 뼈 속에는 특히 지방성분이 존재하므로 T1 강조영상에서 밝게 나타난다. 그리고 뼈가 괴사된 부분은 지방성분이 존재하지 않으므로 어둡게 나타난다. 그래서 본 논문에서는 MR 영상에서 대퇴골두 영역을 추출하기 위해 기본적으로 임계치 방법을 이용한다. 그러나, 일반적으로 많이 사용되고 있는 단순한 임계치 방법을 이용해서는 대퇴골두 영역과 같이 괴사의 정도에 따라 히스토그램의 모양이 다양하며 정상

영역이 불규칙하게 나타나는 경우에는 그 영역을 효과적으로 분할하는 것이 어렵다. 이 때, 다음과 같이 하나의 특정 영역을 잘 분할하는 영역 확장법을 이용하여 가장 유력한 정상 영역을 찾아내고 이 영역의 히스토그램 정보를 이용하여 적용적으로 임계치를 결정하는 방법을 이용하면 대퇴골두 영역을 효과적으로 분할할 수 있다.

설정된 대퇴골두 영역 안에서 밝은 부분은 괴사되지 않고 남은 뼈이고, 어두운 부분은 괴사된 부분이다. 그러므로 대퇴골두 영역 안에서 가장 밝은 점은 괴사되지 않고 남은 뼈 부분에서 찾을 수 있다. 이 점을 시작점으로 영역 확장을 하여 하나의 영역을 구한다. 여기서, 영역 확장을 하기 위해 결정해야 하는 것이 두 가지 있는데 바로 유사성 척도와 영역 확장을 끝내기 위한 조건이다. 유사성 척도는 이미 정의되어 있는 영역의 평균 화소값과 현재 고려하고 있는 화소값과의 차이로 하며 이 차이가 임계치 T보다 작을 때 영역에 포함시키고, 임계치 T보다 클 때는 포함시키지 않는 것이다. 또한 영역 확장을 끝내기 위한 조건은 더 이상 영역 확장을 진행시킬 화소가 존재하지 않을 때로 한다. 이것을 간단한 의사 code로 나타내면 다음과 같다.

R = {seed point}

repeat

for each outer boundary pixel p of R

if (average intensity of all pixels in R) - p < T

then R = R ∪ {p}

else next pixel

until no more pixel to be examined

위의 의사 code에서 R은 현재까지 영역 확장이 진행된 영역이고, T는 유사성 척도를 나타내는 임계치이다. T는 입력 영상에 따라서 다르게 설정되어야 한다. 왜냐하면 대퇴골두 영역 안에서 대조도(contrast)가 큰 영상은 정상영역으로 생각되는 화소값의 범위가 넓고, 반대로 대조도가 작은 영상은 뼈로 생각되는 화소값의 범위가 좁기 때문이다. 또한, 대퇴골두 영역에는 항상 0에 가까운 화소값이 존재하므로 그 영역의 시작점의 화소값(최대화소값)이 클수록 그 영역의 대조도가 크다고 할 수 있으며, 그렇지 않을수록 대조도가 작다고 할 수 있다. 즉, 대퇴골두의 괴사 정도가 적은 것이나 괴사되지 않은 대조도가 큰 영상의 경우에는 시작점의 화소값이 상대적으로 크며, 대퇴골두의 괴사 정도가 심한 대조도가 작은 영상의 경우에는 시작점의 화소값이 상대적으로

로 작다. 그러므로 T값은 그 영역에서 시작점의 화소값에 의해 결정되어야 한다. 대퇴골두 영역의 특성상 시작점의 화소값의 변화에 따른 정상영역으로 생각되는 화소값의 범위의 변화가 시작점의 화소값의 크기가 작은 경우에는 작으며 시작점의 크기가 큰 경우에는 크기 때문에 본 논문에서 T값은 다음의 식(2)로 결정하였다.

$$T = \frac{(\text{Max Intensity})^2}{C} \quad C: 상수 \quad (2)$$

식 (2)에서 C는 950으로 하였다. 이렇게 구해진 영역 확장의 결과영역에 대해서 히스토그램을 구하면 대체로 가운데가 볼록하고 좌우가 대칭된 모양이다. 그러므로 이 히스토그램을 정규분포로 가정할 수 있다. 정규분포는 평균(m)과 표준편차(σ)에 의해서 결정되므로 주어진 히스토그램 (H)의 평균(m)과 분산(σ^2)을 식(3)로써 구할 수 있다.

$$m = \frac{\sum_{i=0}^{255} i \cdot H(i)}{\sum_{i=0}^{255} H(i)} \quad \sigma^2 = \frac{\sum_{i=0}^{255} (i-m)^2 \cdot H(i)}{\sum_{i=0}^{255} H(i)} \quad (3)$$

주어진 히스토그램으로부터 가정된 정규분포곡선의 평균과 표준편차를 이용하여 정규분포곡선의 왼쪽의 적당한 위치를 임계치로 한다. 본 논문에서는 정규분포곡선에서 왼쪽으로부터 0.1%되는 $m - 3\sigma$ 를 임계치로 하였다.

3.2 영역 분할 방법의 보완

앞에서 제안한 방법은 피사가 심한 영상에 대비한 것으로 좋은 영역 분할 결과를 얻을 수 있지만 항상 그런 것은 아니다. T1 강조영상에서 뼈가 밝게 나타나는 이유는 뼈 속에 지방성분이 포함되어 있기 때문인데, 뼈의 중앙 부분은 많은 압력을 받으므로 가장자리보다 지방성분의 함유량이 떨어지기 때문에 약간 어둡게 나타난다. 정상적인 영상이나 피사의 초기 단계에 있는 환자의 영상에서는 영역 분할에 지장을 줄 정도는 아니지만, 피사가 심한 경우에는 압력을 받아서 지방성분이 적은 것이외에 피사로 인해서 지방성분이 줄어들었기 때문에 정상적인 뼈라고 생각되는 부분도 상당히 어둡게 나타난다. 그러므로, 앞서 제시한 영역 확장 과정에서는 시작점을 가장 밝은 값으로 하기 때문에 정상적인 뼈가 존재하는 부분이 피사된 것으로 처리되는 오류가 발생하며 이것을 보완하여야 한다.

피사가 심한 경우에는 임계치가 전체영역의 평균 화소값보다 크게 나타난다. 그리고, 영역 확장의 결과가 가장자리 영역에 치우쳐 있다면 가운데 부분에 전체영역의 평균화소값과 앞서 구한 임계치의 사이의 밝기로

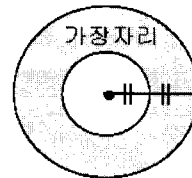
정상적인 뼈가 존재한다고 가정할 수 있으며 가장자리 영역의 면적이 클수록 정상적인 뼈가 많이 존재한다고 할 수 있다. 따라서, 식(4)와 같이 영역 확장의 결과 영역 중 가장자리 영역(그림 8의 (c))에 속한 영역의 크기에 비례하여 전체영역의 평균 화소값과 앞서 구한 임계치의 범위내에서 임계치를 줄이면 좋은 결과를 얻을 수 있다. 그리고, 드문 경우이지만 가운데 부분도 이미 피사되어 정상적인 뼈가 존재하지 않는 경우가 있는데 이 경우에는 임계치를 전체영역의 평균 화소값보다 더 줄이지 않으므로 문제가 생기지 않으며, 피사의 진행이 적은 경우에는 임계치가 전체영역의 평균 화소값보다 작기 때문에 고려하지 않는다. 그림 8의 (a), (b)는 그림 7의 (b)를 앞에서 제안한 방법을 이용한 결과와 보완한 영역 분할 방법을 이용한 결과를 나타낸다.

$$T_{new} = T_{old} - k \cdot \frac{R_{border}}{R_{all}} \cdot (T_{old} - I_{ave}) \quad (4)$$

- T_{old} : 이미 구한 임계치
- T_{new} : 새로운 임계치
- R_{all} : 영역 확장 결과 영역
- R_{border} : 결과 영역 중 가장자리에 속한 영역
- I_{ave} : 대퇴골두 영역의 평균 화소값
- k : 상수



(a) 영역 분할 결과 (b) 보완한 영역 분할 결과



(c) 대퇴골두 영역의 구분

그림 8 피사가 심한 경우의 영역 분할 (그림 7의 (b))

3.3 영역 분할 결과와 정확도

그림 9에서 그림 12는 각각 그림 4에서 그림 7의 대퇴골두 영역 내에서 영역 분할한 결과이다[20, 21]. 그리고, 표 1은 실험에 사용한 대퇴골두 영상들에 대한 영역 분할 결과의 정확도이다[20]. 영역 분할 결과의 정확도는 본 논문에서 제안한 방법의 결과와 대퇴골두 무혈성 피사에 관한 전문지식을 가진 사람이 수작업으로 영

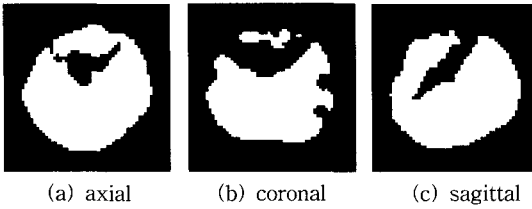


그림 9 1단계 영상의 영역 분할 결과

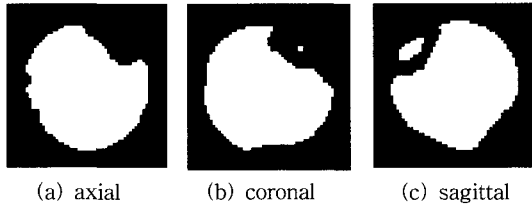


그림 10 2단계 영상의 영역 분할 결과



(a) axial (b) coronal (c) sagittal

그림 11 3단계 영상의 영역 분할 결과



(a) axial (b) coronal (c) sagittal

그림 12 4단계 영상의 영역 분할 결과

표 1 영역 분할 결과의 정확도

	axial	coronal	sagittal
1단계 영상	98%	95%	99%
2단계 영상	93%	97%	97%
3단계 영상	95%	92%	94%
4단계 영상	94%	91%	97%

역 분할한 결과를 비교하여 구하였다. 두 가지의 결과 영상에서 전체의 화소의 수에 대한 서로 같은 화소의 비를 영역 분할의 정확도로 하였으며 각 평면에 대하여 순차적으로 촬영한 9개의 대퇴골두 영상들의 결과를 평

균한 값이다. 표 1에 나타난 바에 의하면 각각의 경우에 모두 90%이상의 정확도를 가지고, 괴사 정도가 약한 우측 대퇴골두가 상대적으로 높은 정확도를 가지며 평면별로는 sagittal 평면의 영상에서 더 높은 정확도를 가진다.

4. 무혈성 괴사의 진단에 필요한 인자의 측정

제안한 방법으로 추출된 대퇴골두 영역으로부터 진단에 필요한 인자를 측정한다. 대퇴골두 영역 내부에 존재하는 경계선들을 찾아내어 그것들로부터 괴사영역과 정상영역을 나누는 경계선을 결정하고, 괴사율과 괴사각도를 측정한다. 그림 13은 대퇴골두 무혈성 괴사의 간단한 모형을 나타낸다.

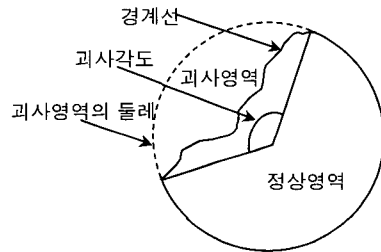


그림 13 대퇴골두 무혈성 괴사의 모형

4.1 전처리

추출된 대퇴골두 영역에 이진 중간값 필터링을 적용하여 경계선을 단순화하고, 같은 행 위에 있는 연속된 점들의 집합(run)을 기반으로 하는 영역 채우기 방법[22]으로 대퇴골두 영역을 부 영역들로 나눈 후 그 중에서 오류 영역을 제거한다.

대퇴골두 영역 내에 존재하는 각각의 부 영역에 대해서 오류 영역의 여부를 판단해야 하는데 오류 영역의 여부를 판단할 수 있는 근거는 영역의 크기이며 영역의 크기는 일반적으로 영역에 포함된 화소의 개수로 한다. 하지만 영역에 포함된 화소의 개수는 작으나 둘레가 긴 영역은 대퇴골두 영역 내부에 존재하는 경계선이 될 수 있으므로 본 논문에서는 대퇴골두 영역 내에서 오류 영역의 판단 근거로서 영역의 넓이보다는 영역을 둘러싸는 최소의 사각형(bounding box)을 정의하여 그것의 가로와 세로 중에서 최대값을 사용한다.

4.2 괴사영역과 정상영역을 나누는 경계선의 결정

전처리를 거친 대퇴골두 영역의 이진 영상에서 내부에 존재하는 경계선들을 찾아 진단에 필요한 인자를 측

정하는 데 이용한다. 피사되지 않고 남은 뼈에 해당하는 영역에 대해서 내부 경계선(inner boundary)을 찾은 후, 그 경계선으로부터 피사영역과 정상영역을 나누는 경계선을 결정한다.

내부에 존재하는 경계선의 개수는 피사 정도가 심하지 않을 때에는 둘 이하로 나타나며, 피사 정도가 심할 때에는 셋 이상으로 나타날 수도 있다. 경계선이 여러 개로 나타날 경우 우선 매우 짧은 경계선을 제거한다. 그리고 남은 경계선들에 대해서는 경계선의 개수가 셋 이상으로 나타나면 그 중 가장 긴 경계선 둘을 선택한 후 피사영역과 정상영역을 나누는 경계선을 결정한다.

첫째, 대퇴골두 영역의 이진 영상에서 나타난 경계선이 하나일 경우에는 경계선의 모양을 고려하면서 피사 영역에서 피사되지 않고 남은 뼈 영역으로부터 생성된 경계선 점들을 삭제하여 경계선을 결정한다.

둘째, 경계선이 두 개로 나타날 경우에는 두 경계선의 위치 관계를 결정하여, 서로 상하 관계에 있을 경우에는 대퇴골두 무혈성 피사의 발생에 관한 지식에 따라 아래에 있는 경계선을 피사영역과 정상영역을 나누는 경계선으로 사용하고, 그렇지 않은 경우는 피사의 초기 단계에 나타날 수 있는데 피사영역과 정상영역을 나누는 경계선이 불연속적인 경우로 생각하여 각각 경계선에 대해서 피사면의 수직방향의 점을 삭제한 후, 두 경계선을 연결한다.

4.3 진단에 필요한 인자의 측정 결과

앞에서 결정된 경계선으로 대퇴골두 영역을 피사영역과 정상영역으로 나눈 다음, 대퇴골두의 진단에 필요한 인자인 피사율과 피사각도를 아래의 식(4)를 이용하여 계산한다.

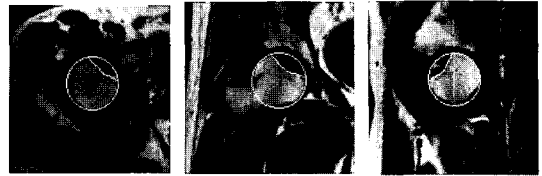
$$\begin{aligned} \text{피사율} &= \text{피사영역} \div \text{전체영역} * 100 \\ \text{피사각도} &= \text{피사영역둘레} \div \text{전체영역둘레} * 360 \end{aligned} \quad (5)$$

그림 14에서 그림 17은 각각 그림 9에서 그림 12의 영역 분할 결과로부터 피사영역과 정상영역을 나누는 경계선을 구하고, 각각에 대한 피사율과 피사각도를 측정된 결과이다[21, 23].



(a) 23%, 88도 (b) 26%, 108도 (c) 34%, 133도

그림 14 1단계 영상의 피사율(%)과 피사각도(도)



(a) 11%, 92도 (b) 16%, 100도 (c) 12%, 87도
그림 15 2단계 영상의 피사율(%)과 피사각도(도)



(a) 42%, 157도 (b) 36%, 127도 (c) 46%, 155도
그림 16 3단계 영상의 피사율(%)과 피사각도(도)



(a) 65%, 237도 (b) 47%, 196도 (c) 59%, 205도
그림 17 4단계 영상의 피사율(%)과 피사각도(도)

Axial 평면에서는 sagittal 평면의 결과를 이용하여 피사율과 피사각도를 측정하였다. 왜냐하면 대퇴골두에서 피사영역과 정상영역을 판단하는 기준이 대퇴골이 하중을 받는 방향(상하방향)과 관련이 있으므로 axial 평면에서는 그 자체만으로 피사영역과 정상영역을 정확하게 구분할 수 없기 때문이다.

본 논문에서는 피사정도가 다양한 MRI 대퇴골두 영상 200장을 실험하여 173장은 정확한 피사율과 피사각도를 측정하는데 성공하였으며, 27장은 실패하였다. 이 중에서 17장의 영상은 영역 추출에서 생긴 오류 때문이며, 10장은 무혈성 피사에 관한 지식의 부족 때문이다. 또한 피사정도가 심할수록 잘못 측정된 빈도가 더 크게 나오는데, 이것은 피사정도가 심한 영상일수록 내부에 존재하는 경계선을 정확하게 결정하는 것이 어려워지기 때문이다.

입력으로 사용된 영상은 일정 간격을 두고 연속적으로 촬영한 MR 영상이므로 이것을 이용하여 피사율과 피사각도를 3차원적으로 측정할 수 있다. 본 논문에서 사용한 영상은 이웃한 영상간의 간격이 5mm이다. 그러므로 각 평면별로 9장의 영상을 한 화소의 가로와 세로의 크기가 1mm가 되도록 변환하고, 이웃한 영상들 사

이마다 선형 보간을 이용하여 4개의 보간 영상을 생성하면 3차원 영상이 만들어진다. 이렇게 만들어진 3차원 영상에 대해서 피사율과 피사각도를 측정하는데 피사각도는 입체각으로 계산하였다.

표 2 3차원 영상에 대한 측정 결과(피사각도:steradian)

영상 방향	1단계 영상		2단계 영상		3단계 영상		4단계 영상	
	피사율	피사각도	피사율	피사각도	피사율	피사각도	피사율	피사각도
axial	21	0.775	36%	1.834	43%	1.881	74%	3.026
coronal	35	1.606	26%	1.303	49%	1.935	71%	3.011
sagittal	24	1.124	26%	1.359	37%	1.613	70%	2.7

표 2는 3차원 대퇴골두 영상으로부터 피사율과 피사각도를 측정한 결과이다[21, 23]. Axial 영상의 값이 다른 두 평면의 영상과 다소 차이를 보임을 알 수 있는데, 이것은 axial 방향이 대퇴골두가 하중을 받는 방향과 일치하여 다른 평면의 결과를 이용하여야 하는 것과 획득한 평면에 따라 나타나는 영상의 차이 때문이라고 할 수 있다.

5. 결론

본 논문에서는 MR 영상에서 대퇴골두 무혈성 피사의 자동 진단에 적합한 영역 추출 방법을 제안하였다.

본 논문에서 제안한 영역 설정 방법은 대퇴골두의 해부학적 특성을 잘 이용한 방법으로서 대퇴골두의 피사여부와 관계없는 특성 즉, 골반뼈와 대퇴골두 사이에 존재하는 고관절이 T1 강조영상에서 항상 어둡게 나타나는 것과 대퇴골두의 모양이 원이나 원의 일부에 가깝다는 특성을 이용하였다. 그리고, 영역 분할 방법은 변형된 영역 확장법으로서 대퇴골두 무혈성 피사의 진단에 적합하도록 고안되어 대퇴골두 영역의 히스토그램의 모양이나 피사의 정도에 관계없이 적용할 수 있도록 한 점이 특징이다.

본 논문에서 제안한 영역 추출 방법은 실험 결과에 나타난 바와 같이 모든 피사 단계에 대해서 전문가가 직접 추출한 영역과 비교하여 높은 정확도를 가지며, 실험을 통해서 측정된 피사율과 피사각도는 실제 영상에 적용되어 대퇴골두 무혈성 피사의 정량적인 분석과 효과적인 진단을 가능하게 할 수 있다.

앞으로의 연구 방향은 대퇴골두 무혈성 피사에 관한 좀 더 정확한 지식을 도입하고, 영역 추출 방법과 피사율 및 피사각도를 측정하는 방법을 더욱 개선하여 피사

형태가 특이한 영상에 대해서도 좋은 결과를 얻는 것과, 본 연구결과를 바탕으로 편리한 사용자 인터페이스를 갖춘 시스템을 개발하는 것이다.

참고 문헌

- [1] H. Pettersson, A Global TextBook of Radiology, Nicer Institute, Oslo, 1995.
- [2] 대한방사선협회, 자기공명기술학, p.308, 고문사, 서울, 1996.
- [3] 전준철, "3차원 자기공명영상의 마코프-킵스 분류", 한국정보과학회 논문지(A), 제 23 권, 제 4 호, pp. 358-371, 1996.
- [4] J. C. Rajapakse, J. N. Giedd, and J. L. Rapoport, "Statistical Approach to Segmentation of Single-Channel Cerebral MR Images," IEEE trans. Med. Imag., vol. 16, no. 2, pp.176-186, Apr. 1997.
- [5] M. S. Atkins and B. T. Mackiewich "Fully Automatic Segmentation of the Brain in MRI," IEEE trans. Med. Imag., vol. 17, no. 1, pp.98-107, Feb. 1998.
- [6] D. L. Pham and J. L. Prince, "Adaptive Fuzzy Segmentation of Magnetic Resonance Images," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 9, pp.737-752, Sep. 1999.
- [7] Y. Zhu and H. Yan, "Computerized Tumor Boundary Detection Using a Hopfield Neural Network," IEEE trans. Med. Imag., vol. 16, no. 1, pp.55-67, Feb. 1997.
- [8] M. C. Clark, L. O. Hall, D. B. Goldgof, R. Velthuizen, F. R. Murtagh, and M. S. Silbiger, "Automatic Tumor Segmentation Using Knowledge-Based Techniques," IEEE trans. Med. Imag., vol. 17, no. 2, pp.187-201, Apr. 1998.
- [9] J. Huang, D. Abendschein, V. G. Davila-Roman, A. A. Amini, "Spatio-temporal tracking of myocardial deformations with a 4-D B-spline model from tagged MRI," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 10, pp.957-972, Oct. 1998.
- [10] D. Rueckert, L. I.Sonoda, C. Hayes, D. L. G. Hill, M. O. Leach, D. J. Hawkes, "Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 8, pp.712-721, Aug. 1999.
- [11] J. E. Koss, F. D. Newman, T. K. Johnson, D. L. Kirch, "Abdominal organ segmentation using texture transforms and a Hopfield neural network," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 7, pp.640-648, Jul. 1999.
- [12] S. K. Kyriacou, C. Davatzikos, S. J. Zinreich, R. N. Bryan, "Nonlinear elastic registration of brain images with tumor pathology using a biome-

- chanical model [MRI]," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 7, pp.580-592, Jun. 1999.
- [13] C. B. Ahn, Y. C. Song, D. J. Park, "Adaptive template filtering for signal-to-noise ratio enhancement in magnetic resonance imaging," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 6, pp.549-556, Jun. 1999.
- [14] C. Xu, D. L. Pham, M. E. Rettmann, D. N. Yu, J. L. Prince, "Reconstruction of the human cerebral cortex from magnetic resonance images," IEEE trans. Med. Imag., vol. 18, no. 6, pp.467-480, Jun. 1999.
- [15] C. Klifa, J. Lynch, S.Zaim, and H. Genant, "3D Segmentation and quantification of Magnetic Resonance data: Application to the Osteonecrosis of the femoral head," SPIE conf. Image Processing, vol. 3661, pp. 1489-1498, Feb. 1999.
- [16] K. S. Fu and J. K. Mui, "A Survey on Image Segmentation," Pattern Recognition 13, pp. 3-16, 1981.
- [17] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image Processing, p.716, Addison-Wesley, 1993.
- [18] J. Illingworth and J. Kittler, "The Adaptive Hough Transform," IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., vol. 9, no 5, pp. 690-697, Sept. 1987.
- [19] D. H. Ballard and C. M. Brown, Computer Vision, p.523, Prentice-Hall, New Jersey, 1982.
- [20] 이경수, 이성기, "MRI에서 대퇴골두 영역의 추출", 한국정보처리학회 '98 춘계학술발표논문집, 1998.
- [21] 이경수, "MRI에서 대퇴골두 영역의 추출과 대퇴골두 무혈성 괴사의 진단", 경북대학교 이학석사학위논문, 1998.
- [22] F. S. Hill, Jr, Computer Graphics, p.784, Macmillan Publishing Company, 1990.
- [23] 이경수, 이성기, "MRI 영상에서 대퇴골두 무혈성 괴사의 진단", 한국정보처리학회 '99 춘계 학술발표논문집, 제6권, 제1호, 1999.5.

이성기

정보과학논문지 : 소프트웨어 및 응용
제 27 권 제 6 호 참조



이 경 수

1996년 2월 경북대학교 컴퓨터과학과 졸업(학사). 1998년 2월 경북대학교 대학원 컴퓨터과학과 졸업(석사). 현재 경북대학교 대학원 컴퓨터과학과 박사과정. 관심 분야 의료영상, 칼라영상처리, 컴퓨터비전, 시각정보처리