

모젯 변환을 이용한 의료 영상의 회전 물체 보정

정향미[†], 김지홍^{**}

요 약

본 논문에서는 변형된 모젯 변환을 이용하여 의료영상에서 회전된 물체의 회전각을 추출하고 보정하는 새로운 방법을 제안한다. 모젯 변환은 이산 형태의 라돈 변환으로서 변환 영역은 입력 영상에 대한 투영값으로 구성된다. 최근 영상 정보의 압축을 위해 주로 연구되던 모젯 변환을 회전 물체의 보정에 적용하기 위해 본 논문에서는 다음과 같이 모젯 변환을 변형하여 사용한다. 먼저 회전 영상에서 정확한 회전각을 추출하기 위해, 투영선 상의 화소 뿐만 아니라 투영선에 인접한 화소들도 투영값 계산에 반영한다. 그리고 모젯 변환에서의 계산량 감소를 위해 각 투영 방향에 대해 영상의 중심 화소를 통과하는 하나씩의 투영만을 실행한다. 또한 대상 영상이 회전 영상임을 고려하여 영상의 회전 시 삭제되거나 추가되지 않는 관심 영역을 설정하여 이 영역에 대해서만 투영값을 계산한다. 모의실험을 통해 제안된 방법이 다양한 의료 영상의 회전각 추출 및 보정에 매우 효율적임을 알 수 있었다.

Correction of Rotated Objects in Medical Images Using the Mojette Transform

Hyang-Mi Jung[†], Ji-Hong Kim^{**}

ABSTRACT

In this paper, an efficient scheme for correcting rotated objects in medical images using the Mojette transform is presented. The Mojette transform is a kind of discrete Radon transform, where the transform domain is represented by a set of projections. The Mojette transform currently studied in the image compression area is modified for detecting the rotation angle of objects in medical images. First, in order to find accurate rotation angle, the projection value in the Mojette transform is determined by using pixels on the projection line and in addition the linear interpolation of pixels adjacent to the line. Second, at each projection angle, only one projection is implemented for reducing the amount of the calculation in the process of the Mojette transform. Finally, the projection in the Mojette transform is carried out at the predetermined ROI(Region Of Interest) at which the objects are not cropped or added by rotating the image. The simulation results show that the proposed method has good performance for correcting the rotation angle in medical images.

Key words: Mojette transform(모젯 변환), medical image(의료 영상), image correction(영상 보정), rotated object(회전 물체)

※ 교신저자(Corresponding Author): 김지홍, 주소: 부산시 부산진구 업광로 176 동의대학교 영상정보공학과(614-714), 전화: 051)890-2267, FAX: 051)890-2265, E-mail: arim@deu.ac.kr
접수일: 2012년 10월 9일, 수정일: 2012년 10월 20일
완료일: 2012년 10월 24일

[†] 정회원, 동의대학교 간호학과
(E-mail: hmjung@deu.ac.kr)

^{**} 정회원, 동의대학교 영상정보공학과

※ 이 논문은 2010학년도 동의대학교 연구년 지원에 의하여 연구되었음.

1. 서 론

의료 영상 시스템 또는 컴퓨터 비전 시스템을 통해 획득된 영상에 포함되어 있는 회전된 물체의 보정은 영상 처리 분야에서 주목받고 있는 영역 중의 하나이다. 그 이유는 컴퓨터 비전 영상에 대해 패턴 인식 또는 문자 인식 등의 과정을 수행하기 위해서는 전처리 과정으로서 회전된 물체의 보정이 필수적이기 때문이다. 그리고 최근 활용도가 증가되고 있는 의료 영상 분야에서도 증상의 변화 등을 판단하기 위해서는 서로 다른 시기에 촬영된 영상의 비교 과정이 필요하기 때문이다. 이러한 이유로 다양한 영상 처리 기술을 이용한 회전 물체의 보정 기법에 관한 연구는 지속되어 왔으며, 최근 라돈 변환(Radon transform) 등 변환 영역에서의 영상 특성을 이용한 연구 결과가 제시되고 있다[1].

모젯 변환(Mojette transform)은 라돈 변환의 이산(discrete) 형태로서 $(-\pi/2, \pi/2)$ 범위의 임의의 각도에 대한 투영값의 집합으로 정의되며, 소수의 투영값으로부터 역 변환을 가능하다는 특징이 있다[2,3]. 이러한 특징으로 인해 모젯 변환은 최근 영상 압축을 위한 하나의 수단으로 연구가 진행되고 있으며, 특히 임의의 투영각에서의 투영값 간의 상관성과 서로 다른 투영각에서의 투영값들 간의 유사성을 이용하여 압축률을 높이기 위한 노력이 계속되고 있다[4-6].

본 논문에서는 모젯 변환을 이용하여 의료 영상에 포함된 회전된 물체를 보정하기 위한 새로운 방법을 제안한다. 제안된 방법에서는 보정 과정에서의 효율성을 향상시키기 위해 다음과 같이 모젯 변환을 변형하여 적용한다. 먼저 영상에서 회전된 물체의 정확한 회전각을 추출하기 위해, 모젯 변환 시 투영선 상의 화소 뿐만 아니라 투영선에 인접한 화소들의 선형 보간된 화소값도 투영값 계산에 반영한다. 그리고 모젯 변환 과정에서의 계산량 감소를 위해 각 투영각에 대해 영상의 중심점을 통과하는 하나의 투영만을 실행한다. 또한 회전 물체를 대상으로 회전각을 추출함을 고려하여, 물체 회전 시 영상 영역 밖으로 삭제되거나 새롭게 추가되지 않는 관심 영역을 설정하여 이 영역에 대해서만 투영값을 계산한다.

회전 물체의 보정을 위한 기존 방법들은 입력 영상에 대해 에지 추출, 이진 영상 변환 등의 전처리 과정을 필요로 하며, 이러한 전처리 과정에서의 수행

결과가 회전 물체의 회전각 추출에 많은 영향을 미칠 수 있다[1]. 그러나 제안된 방법은 이러한 전처리 과정이 필요없이 입력 영상에 대해 바로 변형된 모젯 변환을 수행함으로써 처리 과정이 단순하며, 투영 횟수의 증가에 따라 보다 정확한 회전각을 추출할 수 있다는 장점을 갖는다.

본 논문의 2장에서는 모젯 변환에 대해 기술하며, 3장에서는 본 논문에서 제안하는 변형된 모젯 변환을 이용하여 회전된 의료 영상을 보정하는 방법에 대해 상세히 설명한다. 그리고 4장에서는 제안된 방법을 실제 회전된 의료 영상에 적용하여 수행한 모의 실험의 과정과 결과를 나타내며, 5장의 결론으로 논문을 맺는다.

2. 모젯 변환

모젯 변환은 이산 형태의 라돈 변환으로서, 이산 2D 함수를 각도 $\theta \in (-\pi/2, \pi/2)$ 에 대해 이산 1D 투영의 집합으로 사상한다[2,3]. 유리(rational) 투영 각도 θ 는 벡터 (p_i, q_i) 의 집합에 의해 $\theta_i = \tan^{-1}(q_i/p_i)$ 로 정의되며, 벡터의 원소 p_i 와 q_i 는 최대공약수가 1인 소수이다. 각 투영의 결과값은 bin으로 불리며, 해당 투영선 상에 분포하는 화소값들의 합을 나타낸다[3]. 즉 $M \times N$ 크기의 영상 $f(m, n)$ 에 대한 모젯 변환은

$$\begin{aligned} M_{p_i, q_i} f(m, n) &= \text{proj}_{p_i, q_i}(b) \\ &= \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m, n) \Delta(b + nq_i - mp_i) \end{aligned} \quad (1)$$

로 나타내어지며, 여기서 $\Delta(a)$ 는

$$\Delta(a) = \begin{cases} 1, & \text{if } a = 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

로서 Kronecker delta 함수이다. 그림 1 (a)는 $(p_i, q_i) = (2, 1)$ 인 경우에 대한 모젯 변환의 예이며, 그림 1 (b)는 3개의 투영 방향 $(1, 0)$, $(1, 1)$, $(-1, 1)$ 에 대해 모젯 변환을 적용하여 bin 값을 계산한 결과이다.

식 (1)에서 bin 값은 직선

$$b = mp_i - nq_i \quad (3)$$

상에 존재하는 화소들의 합과 같으며, 투영 방향 (p_i, q_i) 에서 bin의 수 B_i 는

$$B_i = (M-1)|p_i| + (N-1)|q_i| + 1 \quad (4)$$

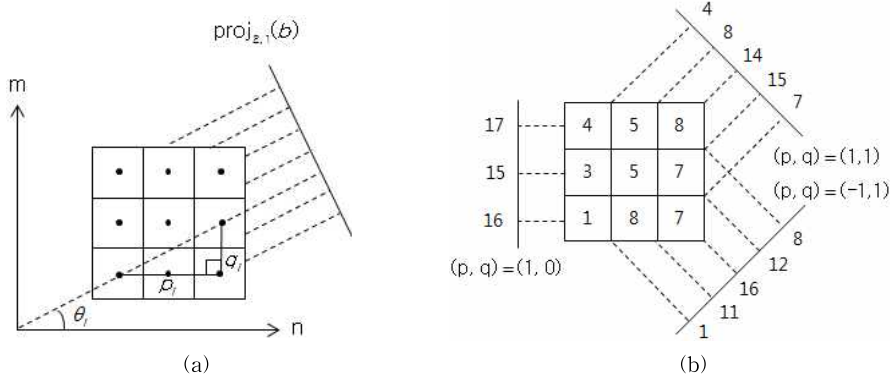


그림 1. (a) $(p_i, q_i) = (2, 1)$ 인 경우에 대한 모젯 변환의 예 (b) 3개의 투영 방향 $(p_i, q_i) = (1, 0), (1, 1), (-1, 1)$ 에 대한 bin의 계산

와 같다[5].

모젯 변환에서 투영 방향은 임의로 다수 선택될 수 있지만, $M \times N$ 크기의 2D 데이터에 대해

$$M \leq \sum_{i=0}^{I-1} |p_i| \quad \text{또는} \quad N \leq \sum_{i=0}^{I-1} |q_i| \quad (5)$$

의 조건이 만족되는 I 개의 투영으로부터 원 데이터가 유일하고 정확하게 복원될 수 있다[6]. 그리고 이러한 특징을 이용하여 영상 압축 분야에서 무손실 압축을 위한 도구로서의 사용성이 연구되고 있다. 본 논문은 bin의 계산 방법과 과정을 변형한 모젯 변환을 이용하여 의료 영상에서 회전된 물체에 대한 보정 방법을 제안한다. 제안된 방법은 회전 물체의 보정을 위한 기존 방법에서 적용되는 전처리 과정 없이 적은 계산량으로 회전 각도를 측정하고, 이를 이용하여 회전 물체를 보정한다.

3. 변형된 모젯 변환을 이용한 회전된 의료영상의 보정

3.1 모젯 변환의 변형

본 논문에서는 회전된 물체를 정확하고 효율적으로 보정하기 위해 기존 모젯 변환에 대해 다음과 같은 3가지 사항을 변형하여 활용한다. 먼저 회전 물체의 회전각을 정확히 측정하기 위해 bin 값의 계산 방법을 변형한다. 모젯 변환은 $\sqrt{p_i^2 + q_i^2}$ 의 화소 주마다 선택된 화소값들을 누적하여 bin 값을 계산한다. 따라서 투영선 상에서 $\sqrt{p_i^2 + q_i^2}$ 의 거리에 존재하는 화소들만이 bin 값의 계산에 적용됨으로써, 다양

한 방향 벡터에 대해 모젯 변환을 수행할 경우 각각의 bin 값 계산에 사용되는 화소의 수가 서로 다르게 된다. 이로 인해 회전 영상과 기준 영상의 bin 값을 비교하여 회전 각도를 측정할 경우, bin 값 계산에 사용된 화소 수의 차이로 인해 정확한 회전 각도를 측정하기 어려운 점이 있다. 본 논문에서는 이러한 단점을 개선하기 위해 회전 영상에 대한 bin 값은 투영선 상에 존재하는 화소 뿐만 아니라 투영선에 인접한 4개의 화소들 중 가장 인접한 2개 화소의 선형 보간된 값을 함께 고려하여 계산한다.

두 번째 변형 사항은 bin 값이 물체의 회전에 영향을 받지 않도록 하기 위한 것이다. 그림 2 (a)의 원 영상에 포함되어 있던 물체가 회전된 경우 그림 2 (b)와 같이 원 영상의 일부가 제거되거나 또는 원 영상에 포함되지 않았던 부분이 추가될 수 있다. 그림 2 (b)에서 왼쪽 상단부와 오른쪽 하단부의 흰 영역은 회전으로 인해 새로운 물체가 포함되는 부분을 의미한다. 그런데 이와 같은 경우 회전 물체의 회전 각도를 측정하기 위해 모젯 변환을 실행할 경우 원 영상에 포함되어 있던 물체 영역이 제거되거나 또는 새로운 물체 영역의 생성으로 인해 정확한 회전각의 측정이 불가능할 수 있다. 이러한 점을 고려하여 본 논문에서는 그림 2 (c)와 같이 회전 영상의 중심점을 기준으로 일정한 거리에 있는 화소들만을 대상으로 투영 값을 계산한다. 즉

$$M_{p,q} f(m, n) = \text{proj}_{p,q}(b) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m, n) \Delta(b + nq - mp_i) \quad (6)$$

$$\text{for } (m, n) : (m - m_c)^2 + (n - n_c)^2 \leq R^2$$



그림 2. (a) 원 영상 (b) 회전된 영상(12°) (c) 회전된 영상에서의 bin 값 계산 영역(ROI)

여기서 (m_c, n_c) 는 영상의 중심점 좌표를 의미하며, R 은 bin이 계산되는 원 영역의 반지름을 나타낸다.

세 번째, 모젯 변환 과정에서의 계산량 감소를 위해 각각의 투영각에 대해 중심점을 통과하는 하나씩의 투영만을 실행한다. 모젯 변환에서 각 투영 방향에 대한 bin의 수 B_i 는 식 (4)와 같이 영상의 크기와 방향 벡터 원소의 크기에 따라 증가한다. 그리고 방향 벡터의 수가 증가할수록 bin의 수가 증가하게 되어 회전각 계산의 소요 시간이 증가하는 단점이 발생한다. 예를 들어 그림 1 (b)와 같이 3×3 크기의 영상에 대해 3개의 방향 벡터 $(p_i, q_i) = (1, 0), (1, 1), (-1, 1)$ 에 대해 모젯 변환을 실행할 경우, 총 13(= 3 + 5 + 5)번의 투영을 하여야 한다. 그런데 정밀한 회전각의 측정을 위해서는 방향 벡터의 수가 증가해야 하므로, 이에 따라 bin 값 추출을 위한 계산량이 증가하게 된다. 본 논문에서는 이러한 점을 고려하여 각 방향 벡터에 대해 영상의 중심점 (m_c, n_c) 를 통과하는 한 번씩만의 투영만을 계산하며, 중심점을 통과하는 투영에서의 $b = m_c p_i - n_c q_i$ 이다. 따라서 회전각 계산을 위한 투영의 횟수는 방향 벡터의 수와 동일하게 된다.

3.2 변형된 모젯 변환을 이용한 회전각 보정

회전 영상의 회전각을 추출하는 과정은 그림 3과 같다. 먼저 회전각 추출의 기준이 될 기준 영상과 회전 영상에 대해 변형된 모젯 변환의 bin 값 계산에 사용될 영역(ROI)을 각각 설정한다. 이 영역의 크기는 가급적 크게 설정하는 것이 보다 정밀한 회전각 추출에 유리하며, 본 논문에서는 $M \times N$ 크기의 영상에 대해

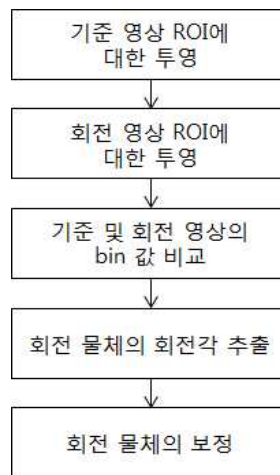


그림 3. 모젯 변환을 이용한 회전각 추출 및 보정 과정

$$(m - m_c)^2 + (n - n_c)^2 \leq R^2 \tag{7}$$

으로 설정하며, 여기서 $R = \min(M/2, N/2)$ 을 의미한다. 그리고 기준 영상에 대해 서로 다른 2개 이상의 방향 벡터에 대해 변형된 모젯 변환을 수행하며, 이때 사용되는 각 방향 벡터들은 가급적 크고 균일한 각도 차를 가지게 설정한다. 그림 4 (a)는 기준 영상에서 서로 90°의 각도 차를 갖는 두 개의 방향 벡터에 대한 투영의 예를 나타낸다. 그리고 회전 영상에 대해서는 다양한 방향 벡터에 대해 변형된 모젯 변환을 수행한다. 회전 영상에 대해 적용하는 방향 벡터의 수가 증가할수록 추출되는 회전각의 정확성이 증가하게 된다.

회전각 추출 방법은 기준 영상에서 추출된 bin들과 회전 영상에서 추출된 bin들을 서로 비교하여 유사성이 가장 큰 각도를 회전각으로 설정하게 된다.

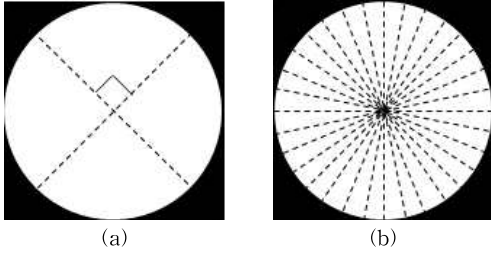


그림 4. (a) 기준 영상에 대한 bin 계산(2개의 방향 벡터에 대한 예) (b) 회전 영상에 대한 bin 계산

투영값의 유사성을 측정하기 위한 정합 기준은 평균 절대 오차(MAD, Mean Absolute Difference)를 사용한다. 즉 먼저 기준 영상에 대해 $s(\geq 2)$ 개의 각도 $\theta_0, \theta_1, \dots, \theta_{s-1}$ 에 대해, 그리고 회전 영상에 대해 $t(\gg s)$ 개의 각도에 대해 각각 하나씩의 bin을 계산한다. 그리고

$$MAD(\delta) = \frac{1}{s} \sum_{\theta=\theta_0}^{\theta_{s-1}} |P(\theta) - \hat{P}(\theta + \delta)|, \quad \delta \in \left(-\frac{\pi}{2}, \frac{2}{\pi}\right] \quad (8)$$

를 계산하며, 여기서 $P(\theta)$ 와 $\hat{P}(\theta)$ 는 각각 기준 영상과 회전 영상에서 투영 각도 θ 에 대한 bin을 나타낸다. 그리고 $-\pi/2 < \delta \leq \pi/2$ 범위의 각도에 대해 평균 절대 오차값들을 계산한 후, 이들 중 가장 작은 값을 갖는 각도를 회전 영상의 회전각으로 결정한다. 회전 영상에 대한 회전각 δ 가 결정되면, 식 (9)의 회전 행렬 T 을 회전 영상에 적용하여 회전각을 보정한다.

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\delta) & \sin(\delta) \\ -\sin(\delta) & \cos(\delta) \end{bmatrix} \quad (9)$$

4. 모의실험 및 분석

4.1 실험 영상 및 모의실험 결과 분석

본 논문에서는 의료 영상 시스템 또는 컴퓨터 비전 시스템에서 획득된 영상에서 회전된 물체를 변형된 모뎬 변환을 이용하여 보정하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법의 효율성을 검증하기 위해 서로 다

른 인체 부위에 대해 촬영된 그림 5의 의료 영상들을 사용하여 모의 실험하였다. 그림 5 (a), (c), (e), (g)는 255×255 크기의 기준 영상들이며, 그림 5 (b), (d), (f), (h)는 기준 영상에 포함된 물체를 서로 다른 각도로 회전시킨 시험 영상들로서 bin 값의 계산에 사용되는 영역만을 나타낸 것이다. 각 시험 영상의 회전 각과 투영 벡터, 영상 크기는 표 1과 같다.

모의실험에서는 기준 영상에 대해 2개의 방향 벡터 (1, 1), (-1, 1)을 사용하며, 회전 영상에 대해서는 $(-\pi/2, \pi/2)$ 의 각도 범위에 대해 254개의 방향 벡터를 설정하여 사용하였다. 각 방향 벡터 간의 각도 차이는 기준 영상의 경우 90° 이며, 회전 영상은 약 0.71° 이다. 모의실험에서 각 시험 영상에 대해 추출된 각도별 MAD 값을 그림 6에 나타내었다. 그림 5 (b)의 시험 영상에 대한 결과를 나타낸 그림 6 (a)에서 볼 때, 실제 회전 각도는 -18.3° 이지만 제안된 방법을 적용하여 추출된 회전각은 -14.8° 로서 약 3.5° 의 오차가 나타났다. 그리고 그림 6 (b)의 결과에서는 실제 회전각은 -1.8° 이지만 추출된 회전각은 -2.8° 로서 약 1° 의 오차가 발생하였다. 그리고 그림 6 (c)와 (d)의 모의 실험 결과에서 볼 때 실제 회전각은 각각 11.6° 및 19.1° 이지만, 제안된 방법을 적용한 실험 결과에서는 각각 13.4° 와 18.4° 로 나타나 1.8° 및 0.7° 의 오차가 각각 발생하였다. 따라서 서로 다른 부위를 촬영한 4개의 실험 영상에 대해 제안된 방법은 평균 1.75° 의 회전각 측정 오차를 나타내었다. 그리고 실험 결과로부터 볼 때 전체적으로 밝고 영상 대비가 높은 영상에 대한 측정 회전각의 오차는 상대적으로 어둡고 영상 대비가 낮은 영상에 대한 측정 오차값보다 작다는 것을 알 수 있다. 전체적으로 어두운 영상의 경우 영상을 구성하는 화소 값의 차이가 작기 때문에 각 방향 벡터에 대한 bin 값의 차이가 작고, 이로 인해 밝은 영상에 비해 상대적으로 회전각 추출 시의 오차가 증가할 수 있는 것으로 추정된다.

표 1. 모의실험용 시험 영상

구 분	회전각($^\circ$)	투영 벡터(p_i, q_i)	영상 크기($M \times N$)	비 고
시험 영상 0	-18.3	(127, -42)	323×323	그림 5 (b)
시험 영상 1	-1.8	(127, -4)	263×263	그림 5 (d)
시험 영상 2	+11.6	(127, 26)	301×301	그림 5 (f)
시험 영상 3	+19.1	(127, 44)	325×325	그림 5 (h)

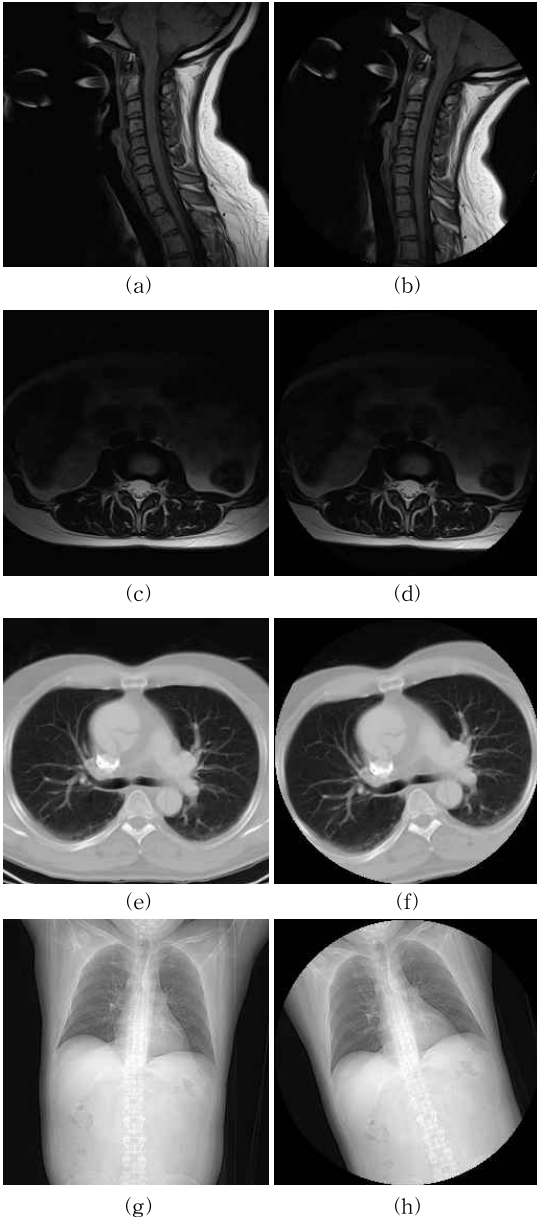


그림 5. (a), (c), (e), (g) 기준 영상 (b), (d), (f), (h) 회전된 시험 영상(출처: <http://sun.aei.polsl.pl/~rstaros/mednat/index.html>)

4.2 기존 방법과의 특징 비교

현재 일반적으로 사용되는 방법에서는 입력 영상에 대해 에지 추출과 이진화 등의 전처리 과정을 적용한 다음 회전각 추출 알고리즘을 적용한다. 이러한 방법의 경우 적용되는 에지 추출 기법의 종류와 이진화 과정에서의 문턱치에 영향을 받게 된다. 특히 최

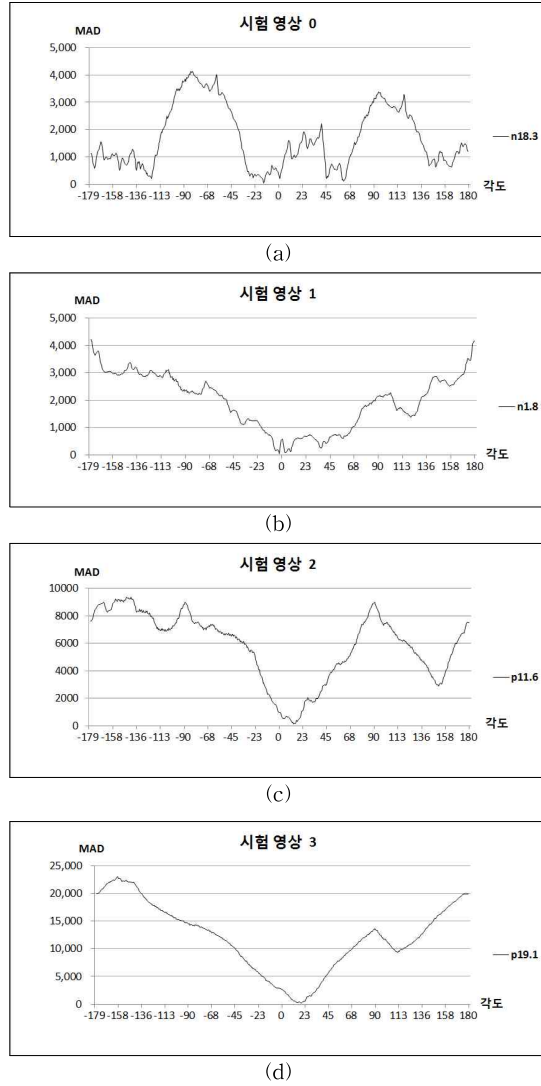


그림 6. 회전된 시험 영상에 대한 각도별 MAD

적의 조명 하에서 주로 직선이나 원 등으로 구성된 단순한 형태의 물체를 촬영하는 컴퓨터 비전 시스템에 비해, 인체의 내외부를 촬영한 의료 영상에서는 혈관이나 미세한 골(bone) 등에서 에지 추출의 정확성을 보장하기 어려운 단점이 있다. 또한 흉부, 뇌, 경부 등 촬영 부위에 따라, 그리고 CT, MRI, X-ray 등 의료영상 시스템 별로 획득된 영상의 명암도가 서로 다른 특징을 가짐에 따라 이진화 등의 전처리 과정에 일관성을 가지는 것이 쉽지 않다. 그러나 제안된 방법은 이러한 전처리 과정이 필요없기 때문에 기존 방법에 비해 안정된 회전각 추출 성능을 가질

수 있는 장점이 있다.

그리고 라돈 변환 등 투영 과정을 사용하는 기존 방식에서는 각 투영 방향에 대해 입력 영상의 모든 화소들을 반영하는 많은 수의 투영을 실행한다. 반면 제안된 방법에서는 각 투영 방향에 대해 중심 화소를 통과하는 한번씩의 투영만을 수행함으로써 계산 소요량을 매우 감소시킬 수 있는 장점이 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 의료 영상이나 컴퓨터 비전 영상에 포함된 회전된 물체를 보정하기 위해 모젯 변환을 활용하는 새로운 방법을 제안하였다. 특히 제안된 방법에서는 기존 모젯 변환을 사용한 경우에 비해 추출된 회전각의 정확성을 향상시키고 또한 계산량을 감소시키기 위해 다음과 같이 변형된 모젯 변환을 적용하였다. 먼저 모젯 변환에서 각 bin 값의 계산 과정에서 투영선 상의 화소와 투영선에 인접한 화소를 활용하였다. 그리고 물체의 회전에 따라 침식되는 일부 영역의 영향을 배제하기 위해 영상의 중심 영역에 대해서만 bin 값을 계산하였다. 그리고 각 방향 벡터에 대해 하나씩의 bin 값만을 계산함으로써, 회전각 추출 시의 계산량과 소요시간을 감소시켰다.

제안된 방식의 회전각 추출 성능을 시험하기 위해 다양한 신체 부위와 서로 다른 회전각을 갖는 의료 영상들에 대해 모의 실험하였다. 모의 실험에서는 $(-\pi/2, \pi/2]$ 의 각도 범위에 대해 254개의 방향 벡터를 설정하였으며, 실험 결과 제안된 방식은 평균 1.75° 의 회전각 측정 오차를 갖는 우수한 성능을 나타내었다. 그리고 어둡고 영상 대비가 낮은 영상에 대해서는 밝고 영상 대비가 높은 영상에 비해 상대적으로 큰 오차를 나타내었다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 전체적으로 어둡거나 영상 대비가 낮은 영상의 경우, 히스토그램 평활화 등의 전처리 과정을 수행한 후 제안된 기법을 적용한다면 보다 우수한 성능을 나타낼 수 있을 것으로 예상된다. 또한 회전 영상에 대해 적용되는 방향 벡터의 수를 더욱 증가시킴으로써 보다 정확히 회전각을 추출할 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] 조보호, 정성환, “라돈 변환을 이용한 회전된 물체의 효율적인 보정,” 정보과학회논문지, 제14권 제3호, pp. 291-295, 2008.
- [2] A. Kingston and F. Atrousseau, “Lossless Image Compression via Predictive Coding of Discrete Radon Transform,” *Signal Processing Image Communication*, Vol. 23, No. 4, pp. 313-324, 2008.
- [3] A. Kingston, I. Svalbe, and J.P. Guedon, “The Discrete Radon Transform: A More Efficient Approach to Image Reconstruction,” *Proc. of SPIE*, Vol. 7078, pp. G1-G10, 2008.
- [4] F. Atrousseau, B. Parrein, and M. Servieres, “Lossless Compression Based on a Discrete and Exact Radon Transform: A Preliminary Study,” *ICASSP*, Vol. II, pp. 425-428, 2006.
- [5] N. Normand, A. Kingston, and P. Evenou, A Geometry Driven Reconstruction Algorithm for the Mojette Transform, <http://hal.archives-ouvertes.fr/docs/00/26/76/28/PDF/normand2006dgci.pdf>, 2008.
- [6] M. Katz, *Questions of Uniqueness and Resolution in Reconstruction from Projections*, Lect. Notes in Biomath., Springer Verlag, Berlin, Germany, 1977.
- [7] J. P. Guedon, N. Normand, The Mojette Transform: The First Ten Years, <http://hal.archives-ouvertes.fr/docs/00/26/76/21/PDF/guedon2005dgci.pdf>, 2008.
- [8] Set of medical and natural continuous tone grayscale images for evaluating image compression algorithms, <http://sun.aei.polsl.pl/~rstaros/mednat/index.html>.
- [9] 의료영상정보연구회, 의료영상정보학, 청구문화사, 2010.
- [10] J. S. Lim, *Two-Dimensional Signal And Image Processing*, Prentice-Hall, Inc., New Jersey, USA, 1990.



정 향 미

1981년 3월~1985년 2월 부산대
학교 간호대학 간호학과
간호학사

1985년 3월~1987년 2월 부산대
학교 대학원 간호학과 간
호학석사

1992년 3월~1994년 2월 부산대학교 대학원 간호학과 간
호학박사

1995년 3월~현재 동의대학교 의료보건대학 간호학과
교수

관심분야: 아동간호 중재, 의료영상, 건강증진



김 지 흥

1979년 3월~1986년 2월 경북대
학교 공과대학 전자공학
과 공학사

1986년 3월~1988년 2월 경북대
학교 대학원 전자공학과
공학석사

1991년 3월~1996년 8월 POSTECH 대학원 전자전기공
학과 공학박사

1988년 2월~1997년 2월 한국전자통신연구원 선임연구원

2002년 3월~현재 동의대학교 영상정보대학 영상정보공
학과 교수

관심분야: 영상통신, 의료영상, 컴퓨터비전