

복부 초음파 영상에서의 퍼지 기법을 이용한 영상 확대

김 광 백*, 이 해 정**

Image Magnification using Fuzzy Method for Ultrasound Image of Abdominal Muscles

Kwang-Baek Kim*, Hae-Jung Lee **

요 약

본 논문에서는 복부의 초음파 영상을 확대할 경우에 발생하는 영상의 품질 저하를 최소화하기 위하여 원본 영상과 확대된 결과 영상 간의 명암도 차이와 보간 수행 시에 적용되는 가중치 값을 퍼지 기법에 적용하여 영상을 확대하는 방법을 제안한다. 제안된 방법은 기존의 양선형 보간법으로 도출된 결과 영상의 픽셀과 원본 영상 픽셀 간의 명암도 차이와 보간 수행시에 네 개의 픽셀 값에 곱하게 되는 가중치 값을 퍼지 소속 함수에 적용하여 원본 영상의 픽셀 정보와 가장 근접한 특징을 가진 확대된 결과 영상의 픽셀 정보를 도출한다. 제안된 방법을 실험한 결과, 기존의 양선형 보간법에 비해 복부의 초음파 영상을 확대할 때 발생하는 흐림 현상이 상대적으로 감소하여 영상의 품질이 개선되는 것을 확인하였다.

▶ 키워드 : 초음파 영상, 양선형 보간법, 퍼지 기법, 흐림 현상

Abstract

Ultrasound images for the abdominal muscles are complicated enough to have difficulty in interpreting their results. For better interpretation, magnifying the original image is necessary but its magnified image could be deteriorated and suffer from information loss. Thus, in this paper, we propose a magnifying method that reduces the gap between the original image and the magnified one in quality using a fuzzy method with weights for its brightness and interpolation. The proposed method extracts information of pixels in magnified image that have most similar characteristics of the original one by applying fuzzy membership function. In the process, the difference in the brightness between pixels of the magnified image and the original one using bilinear interpolation method and the weight value using the interpolation from multiplied values of four pixels are supplied to the fuzzy membership function. In this experiment, the proposed method reduces the cloudy phenomenon appears commonly compared to the bilinear interpolation method among those qualitative issues of image interpretation.

▶ Keyword : Ultrasound images, Fuzzy Method, Bilinear interpolation method, Cloudy phenomenon

• 제1저자 : 김광백 • 교신저자 : 이해정
• 투고일 : 2011-03-19, 심사일 : 2011-03-26, 게재확정일 : 2011-03-30
* 신라대학교 컴퓨터공학과(Dept. of Computer Science, Silla University)
** 신라대학교 물리치료학과(Dept. of Physical Therapy, Silla University)

I. 서론

초음파 영상은 근골격계 질환에서 진단뿐만 아니라 최근 재활 프로그램의 효과적인 적용여부 확인, 교육, 또는 관련 연구를 목적으로 다양하게 이용된다. 특히 요통과 관련하여 초음파 영상의 사용은 보편화 되어 있으나, 해부학적으로 복잡한 구조를 획득한 영상 자료에서 분석하는 것이 쉽지 않으며, 환자 교육에도 어려움이 있다. 따라서 정확한 관찰을 위하여 원하는 부위를 확대하거나 교육을 목적으로 획득된 영상 자료를 확대하게 된다. 영상의 확대는 영상 확장 과정과 영상 보간의 두 단계로 이루어진다. 먼저 원본 영상의 픽셀을 확대 영상의 픽셀에 일정 간격으로 재배치하는 영상 확장 과정을 거친 후, 확대 영상에서 채워지지 않은 빈 픽셀에 적절한 값을 할당하여 좋은 품질의 영상을 만드는 영상 보간 과정을 거치면서 확대 영상을 얻게 된다. 따라서 보간법의 성능에 따라 확대 영상의 품질 수준이 결정되는 만큼 보간법은 영상 확대에 있어 매우 중요한 부분을 차지한다[1].

보간법(Interpolation)의 종류는 매우 다양하지만 그 중에서 대표적으로 최근접 이웃 보간법(Nearest Neighbor Interpolation), 양선형 보간법(Bilinear Interpolation), 고등차수 보간법 등이 널리 적용되고 있다[2]. 여기서 최근접 이웃 보간법은 구현하기가 쉽고, 처리 시간이 적게 소요되는 장점이 있으나 확대한 결과 영상은 계단 현상이 나타나기 때문에 복부 초음파 영상을 분석하는데 적합하지 않다. 양선형 보간법은 최근접 이웃 보간법의 단점인 계단 현상을 감소시켜 부드러운 영상을 획득하며, 고등차수 보간법에 비해 상대적으로 처리 시간이 적게 소요되는 장점이 있어 보편적으로 널리 이용된다. 그러나 기존의 양선형 보간법은 다수의 인접한 픽셀을 참조하므로 각각의 픽셀이 가지는 주파수 특성이 사라지게 되고, 결과 영상의 윤곽 부분에 심한 흐림 현상이 나타나기 때문에 복부 초음파 영상과 같이 근육의 두께와 면적 등을 분석하는데는 어려움이 있다[3].

따라서 본 논문에서는 흐림 현상이 나타나는 문제점을 개선하기 위하여 기존의 양선형 보간법에 의해 도출된 결과 영상의 픽셀 값과 원본 영상 픽셀 값의 명암도 차이와 보간 수행시 네 개의 픽셀 값에 곱하게 되는 가중치 값을 피지 소속 함수에 적용하여 원본 영상의 픽셀 정보와 가장 근접한 특징을 가진 확대된 결과 영상의 픽셀 값을 최종적으로 도출하는 확대 방법을 제안한다.

본 논문의 구성은 2장에서 양선형 보간법에 대해 살펴보고, 3장에서는 제안된 퍼지 기법을 이용한 영상 확대 기법을

설명한다. 4장에서는 양선형 보간법에 의한 확대 결과와 제안된 퍼지 기법을 이용한 영상 확대 결과를 비교 분석하고 5장에 결론으로 마무리한다.

II. 양선형 보간법

영상 확대 기법을 구현할 때에는 원본 영상의 모든 픽셀에서 결과 영상의 새로운 픽셀 위치를 계산하고, 입력 픽셀의 밝기 값을 결과 영상의 새로운 위치에 복사하는 방법인 전방향 매핑(forward mapping) 대신, 결과 영상의 픽셀에서 원본 영상의 픽셀 위치를 찾아 그 위치에서의 픽셀 값을 복사하는 방법인 역방향 매핑(backward mapping)을 사용한다. 그 이유는 전방향 매핑에 의해 결과 영상의 모든 픽셀을 채울 수 없는 경우엔 빈 곳(hole)이 발생하게 되며 경우에 따라서 서로 다른 여러 개의 입력 픽셀이 하나의 결과 영상 픽셀로 매핑이 이루어지는 중첩(overlap) 현상이 발생할 수 있기 때문이다. 중첩이 되는 경우에는 어느 입력 픽셀을 선택해야 하는가에 대한 애매모호한 문제가 발생한다. 역방향 매핑은 우선 픽셀 값이 설정되지 않은 결과 영상의 좌표를 조사한 후, 원본 영상의 픽셀 값을 참조하게 된다. 역방향 매핑을 수행하기 위해서는 결과 영상의 픽셀 좌표가 입력 영상의 어느 위치에 해당하는지를 계산해야 하며, 식(1)과 같이 구할 수 있다.

$$x = x' / s_x$$

$$y = y' / s_y \dots\dots\dots (1)$$

역방향 매핑 방법으로 영상의 크기 변환을 구할 때, 고려해야 할 사항이 있다. 식(1)에서 x, y, x', y'의 값은 픽셀의 좌표를 나타내기 때문에 정수값이어야 한다. 그러나 일반적으로 $x = x' / s_x$ 와 $y = y' / s_y$ 의 계산 결과는 실수형으로 나타나며, 이 때 원본 영상의 어느 좌표의 픽셀 값을 참조해야 하는지에 대한 문제가 발생한다. 이처럼 역방향 매핑을 할 때, 발생할 수 있는 문제점을 해결하는 방법으로 실수 좌표 상에서의 픽셀 값을 결정하기 위해 주변 픽셀 값을 참조하는 방법인 보간법을 이용한다[2,4].

영상을 확대할 때 이용되는 보간법 중에 양선형 보간법은 비교적 우수한 확대 결과 영상을 도출하며 처리 시간도 고등차수 보간법에 비해 상대적으로 적게 소요되기 때문에 영상 확대 기법으로 많이 적용된다. 양선형 보간법은 원본 영상의 실수 좌표를 둘러싸고 있는 가장 인접한 네 개의 픽셀 값에

가중치를 곱한 값들의 선형 합으로 구한다. 이 때, 참조해야 할 네 개 픽셀 좌표의 두 X축에 대하여 보간을 수행한 후에 계산되어진 두 X축 픽셀 값들을 적용하여 Y축을 보간하는 방법으로 모두 세 번의 보간을 수행한다.

그림 1은 양선형 보간법의 처리 과정을 나타내었다. 역방향 매핑에 의해 참조해야 할 원본 영상의 좌표가 $(i+p, j+q)$ 로 결정되었다면, 여기서 i, j 는 정수이고, p 와 q 는 0부터 1 사이의 실수이다. 이 실수 좌표를 둘러싼 네 개의 점의 좌표는 $(i, j), (i+1, j), (i, j+1), (i+1, j+1)$ 이며, 이들 좌표에서의 픽셀 값은 각각 a, b, c, d 가 된다. 이들 픽셀 좌표와 픽셀 값, 그리고 p, q 의 크기는 그림 1의 (a)와 같다. 양선형 보간법에서는 모두 세 번의 선형 보간을 수행하게 되는데, 먼저 그림 1의 (b)에 나타난 것처럼 (i, j) 와 $(i+1, j)$ 사이의 픽셀 값 x 를 구한다. 그리고 그림 1의 (c)에 나타난 것처럼 $(i, j+1)$ 와 $(i+1, j+1)$ 사이의 픽셀 값 y 를 구한다. 마지막으로 그림 1의 (d)에 나타난 것처럼, 앞에서 구한 픽셀 값 x, y 를 이용하여 최종 픽셀 값 z 를 구한다. 이 z 값을 역방향 매핑에서 결과 영상의 픽셀 값으로 사용한다. 그림 1의 (b)와 (c)에서 x, y 값은 비례법칙을 이용하여 식(2)와 같이 값을 구한다.

$$\begin{aligned} x &= (1-p)a + pb \\ y &= (1-p)c + pd \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (2)$$

그리고 z 값은 x, y 의 값을 이용하여 식(3)과 같이 구한다.

$$z = (1-q)x + qy \quad \dots\dots\dots (3)$$

식(3)에서 x, y 의 값을 식(2)의 수식으로 대체하면 식(4)와 같은 하나의 식을 구할 수 있다[2,4].

$$z = (1-p)(1-q)a + p(1-q)b + (1-p)qc + pqd \quad \dots (4)$$

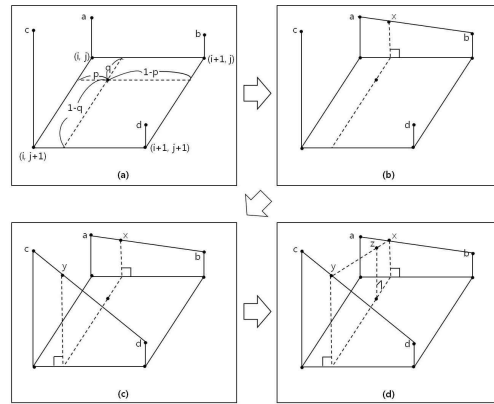


그림 1. 양선형 보간법 처리 과정
Fig. 1. The Process of Bilinear Interpolation Method

III. 퍼지 기법을 이용한 영상 확대

제한된 영상 확대 방법은 식(4)에 의해 도출된 결과 영상 픽셀과 원본 영상 픽셀 간의 명암도 차이와 보간 수행시 네 개의 픽셀 값에 곱하게 되는 가중치 값을 퍼지 소속 함수에 적용하여 원본 영상의 픽셀 정보와 가장 근접한 특징을 가진 확대된 결과 영상의 픽셀 정보를 최종적으로 도출하게 된다.

제한된 퍼지 기법에서 명암도 소속 함수의 구간은 [Low, Middle, High]로 설정한다. 명암도 소속 함수의 입력 값은 양선형 보간법에 의해 구해진 결과 영상 픽셀과 원본 영상 픽셀 간의 명암도 차이 값이다. 이 명암도 차이 값을 명암도 소속 함수에 적용하여 소속도를 구한다. 명암도 소속 함수는 그림 2와 같다.

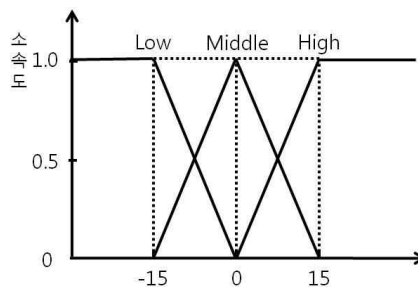


그림 2 명암도 소속 함수
Fig. 2. Membership Function of Brightness

가중치 소속 함수의 구간은 [Low, Middle, High]로 설정한다. 가중치 소속 함수의 입력 값은 양선형 보간법의 보간 가중치다. 이 가중치 값을 가중치 소속 함수에 적용하여 소속도를 구한다. 가중치 소속 함수는 그림 3과 같다.

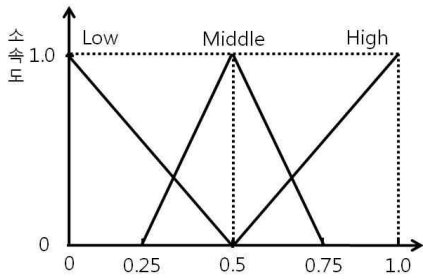


그림 3. 가중치 소속 함수
Fig. 3. Membership Function of Weight

명암도와 가중치 소속 함수에서 구한 소속도를 표 1에 정의된 퍼지 추론 규칙에 적용한 후, Min-Max 방법[5]으로 추론하여 최종 소속도를 구한다.

표 1. 퍼지 추론 규칙
Table 1. Fuzzy Inference Rules
[L:Low, M:Middle, H:High]

Rule	명암도 차이값	가중치값	원본 영상 픽셀과의 유사도
R1	L	L	H
R2	L	M	H
R3	L	H	M
R4	M	L	M
R5	M	M	M
R6	M	H	L
R7	H	L	M
R8	H	M	L
R9	H	H	L

표 1의 규칙을 적용하여 원본 영상 픽셀과의 유사도가 높은 확대된 결과 영상의 최종 픽셀 값을 구하기 위해 각 규칙의 전반부 소속도의 Min값을 선택하고 원본 영상 픽셀과의 유사도 소속 함수 구간에 Max 값을 무게중심법[6]에 적용하여 비퍼지화한 후에 최종 결과 영상 픽셀 값을 도출한다. 그림 4는 원본 영상 픽셀과의 유사도 소속 함수이다.

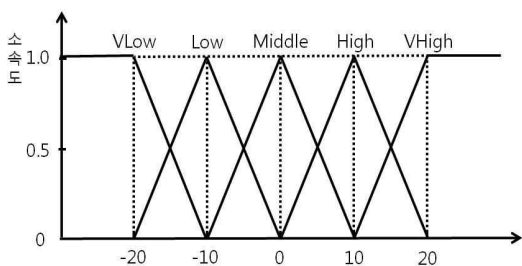


그림 4. 유사도 소속 함수
Fig. 4. Membership Function of Similarity

IV. 실험 및 결과 분석

복부 초음파 영상에서 측정하고자하는 복부근육은 외복사근, 내복사근 및 복횡근이다. 복부근들은 배벽 전외측에 위치하며 그림 5에서 볼 수 있듯이 서로 겹쳐 놓여 있다[7]. 이 근육들의 특성은 배벽을 형성하여 내장기를 보호하고, 호흡에 영향을 주며, 특히 척추 안정화에 영향을 미치는 것으로 보고 되고 있다[8].

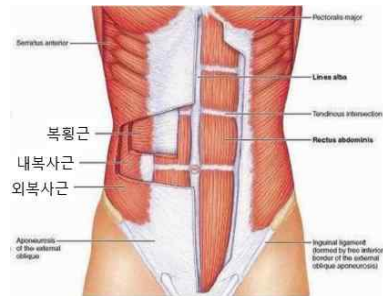
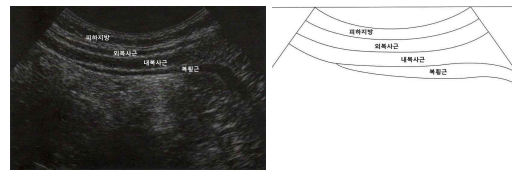


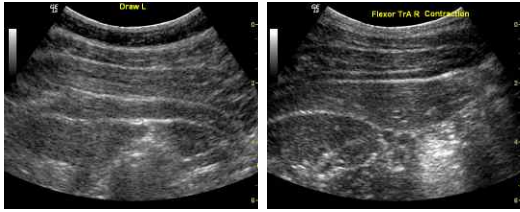
그림 5. 복부 근육(adapted from[9])
Fig. 5. Abdominal Muscles(adapted from[9])



(a) 초음파 영상
(a) Ultrasound Image
(b) 초음파 영상의 도식화
(b) Diagram of Ultrasound Image

그림 6. 초음파 영상에서의 복부근
Fig. 6. Abdominal Muscles of Ultrasound Image

초음파 영상에서 복부근은 그림 6(a)의 형태로 관찰되며, 이해를 돕기 위하여 경계를 간단히 도식화하여 그림 6(b)과 같이 각 복부근의 경계를 표시하였다. 본 논문에서는 실제 사람의 복부 초음파 영상 중에서 266 x 217 크기의 초음파 영상 10장을 대상으로 실험에 적용하여 확대한 결과를 양선형 보간법과 제안된 방법을 비교 분석하였다. 그림 7의 (a), (b)는 확대하기 전의 다른 두 원본 영상이다.



(a) 초음파 영상 1 (b) 초음파 영상 2
 (a) Ultrasound Image 1 (b) Ultrasound Image 2
 그림 7. 원본 초음파 영상
 Fig. 7. Original Ultrasound Images

그림 7의 (a)영상을 기존의 양선형 보간법을 적용하여 폭과 높이를 각각 2배로 확대한 결과는 그림 8과 같다.

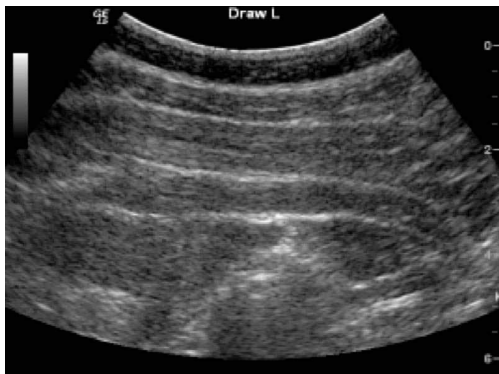


그림 8. 그림 7(a)에 대한 양선형 보간법 확대 결과
 Fig. 8. Magnified Result of Bilinear Interpolation Method of Figure 7(a)

그림 7의 (a)영상을 양선형 보간법에 퍼지 기법을 적용하여 폭과 높이를 각각 2배로 확대한 결과는 그림 9와 같다.

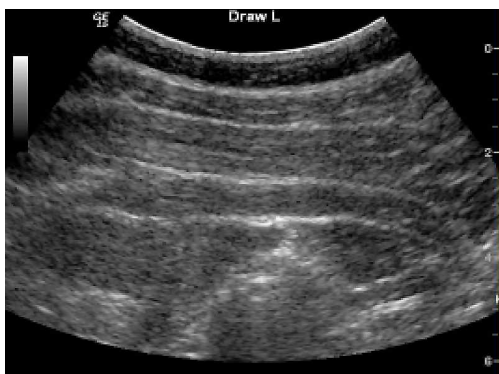


그림 9. 그림 7(a)에 대한 제안된 방법의 확대 결과
 Fig. 9. Magnified Result of Proposed Method of Figure 7(a)

그림 8, 9에서 보는 것과 같이 원본 영상을 폭과 높이를 각각 2배로 확대할 경우에는 양선형 보간법에 퍼지 기법을 적용한 방법이 기존의 양선형 보간법보다 영상의 흐림 현상이 적게 나타나서 기존의 양선형 보간법에 비해 복부 초음파 영상을 분석하는데 효율적인 것을 확인할 수 있다.

그리고 그림 10, 11과 같이 그림 7의 (b)영상을 기존의 양선형 보간법과 제안된 방법을 적용하여 폭과 높이를 각각 3배로 확대한 결과, 제안된 방법이 흐림 현상이 개선되어 복부의 3개의 근육층인 외복사근, 내복사근, 복횡근을 분석하는데 효율적인 것을 전문의를 통해 확인하였다.

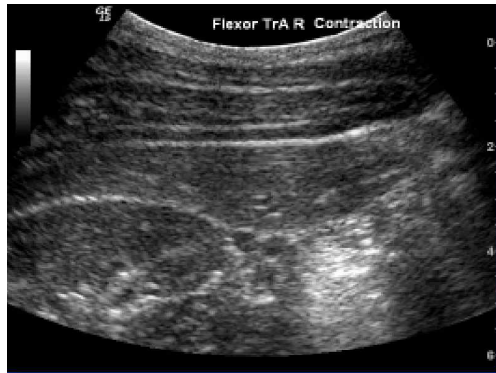


그림 10. 그림 7(b)에 대한 기존의 양선형 보간법 확대 결과
 Fig. 10. Magnified Result of Bilinear Interpolation Method of Figure 7(b)

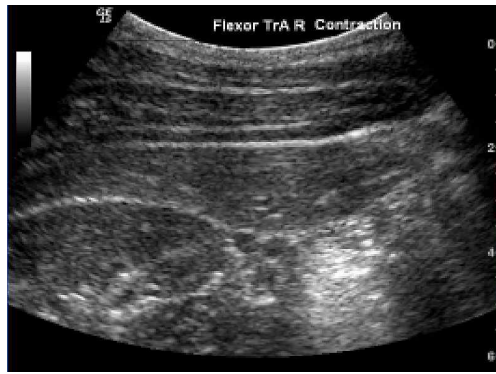


그림 11. 그림 7(b)에 대한 제안된 방법의 확대 결과
 Fig. 11. Magnified Result of Proposed Method of Figure 7(b)

V. 결 론

본 논문에서는 영상을 확대시 적용되는 보간법들 중에서 보편적으로 널리 이용되는 보간법인 양선형 보간법에 퍼지 기

법을 적용하여 확대 결과 영상의 품질을 개선하였다. 기존의 양선형 보간법으로 구한 결과 영상 픽셀과 원본 영상 픽셀 간의 명암도 차이와 보간 수행시 네 개의 픽셀 값에 곱하게 되는 가중치 값을 퍼지 소속 함수에 적용하여 원본 영상의 픽셀 정보와 가장 근접한 특징을 가진 확대된 결과 영상의 픽셀 정보를 최종적으로 도출하였다. 본 논문에서는 초음파 영상을 대상으로 기존의 양선형 보간법과 제안된 양선형 보간법에 적용하여 실험한 결과, 기존의 양선형 보간법에 비해서 복부 초음파와 같은 의료 영상에서 확대 영상의 품질이 개선된 것을 확인하였다.

의료 영상에서 확대 영상은 그 활용성이 매우 긍정적인 것으로 기대된다. 특히 척추 근육 측정에 있어서 해부학적으로 복잡성으로 측정된 영상에서의 각 근육에 대한 명확한 측정에 어려움이 있으며 정확한 진단적 분석을 위하여 전문적인 훈련이 필요하다. 확대 영상은 이러한 전문가의 진단적 분석에 용이성을 제공할 수 있고, 또한 척추 재할 프로그램에서의 활용이 높아질 것으로 기대된다. 환자 교육에 있어서 확대 영상의 활용은 환자의 이해를 돕고 치료적 훈련시 피드백으로 활용하는 데 편리할 것으로 사료된다.

향후 연구과제는 제안된 확대 기법을 다양한 복부와 경추 초음파 영상에 적용하여 물리치료 전문가가 근육을 분석하는데 효율적인 것을 검증할 것이다.

참고문헌

[1] N. J. Kwak, "Image Magnification Using Median Filter and Spatial Variation," Journal of The Korea Contents Association, Vol.7, No.9, pp.72-80, 2007.
 [2] H. R. Myler, A. R. Weeks, Computer Imaging Recipes in C, PTR Prentic-Hall, 1993.
 [3] D. H. Park, J. W. Yoo, Y. Kim, " An Image Magnification Using Adaptive Interpolation Based Sub-Pixel," Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea, Vol. SP-45, No.6, pp.9-16, 2008.
 [4] M. Petrou, P. Bosdogianni, Image Processing, John Wiley & Sons Ltd, 1999.
 [5] A. Kandel, G. Langholz, Fuzzy Control Systems, CRC Press, Inc., 1994.
 [6] W. Pedrycz, Fuzzy Control and Fuzzy Systems, Research Studies Press Ltd, 1989.

[7] R. Drake, W. Vogl, A. Mitchell, "Gray's Anatomy for Students", Churchill Livingstone, 2005
 [8] A. Ainscough-Potts, M. Morrissey, C. Critchley, "The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures", Manual Therapy, Vol.11, No.1, pp.54-60, 2006.
 [9] http://www.medicallook.com/human_anatomy/organs/Abdominal_muscles.html

저자 소개



김 광 백

1999: 신라대학교
 전자계산학과 이학박사.
 현 재: 신라대학교
 컴퓨터공학과 교수.
 현 재: 한국해양정보통신학회
 학술상임이사.
 현 재: Scientific Journals International
 Editor(USA).
 관심분야: 퍼지 논리, 영상 처리, 유전자 알고리즘,
 의료정보시스템 생물정보학.
 Email : gbkim@silla.ac.kr



이 해 정

2004: 호주 시드니대학교
 물리치료학과 이학박사
 현 재: 신라대학교, 물리치료학과 교수
 현 재: 대한물리학회 편집위원
 관심분야: 의료정보시스템
 Email : hjlee@silla.ac.kr