

마커 기반과 특징기반에 기초한 뇌 영상의 3차원 정합방법의 비교 · 고찰

A Survey and Comparison of 3D Registration of Brain Images Between Marker Based and Feature Based Method

조동욱

충북과학기술대학교 정보통신공학과

김태우

한양사이버대학교 전자통신공학부

신승수

(주)시그마정보기술

김지영

서원대학교 컴퓨터정보통신공학부

김동원

충북과학기술대학교 정보통신공학과

조태경

상명대학교 컴퓨터정보통신공학부

Dong-Uk Cho (ducho@ctech.ac.kr)

Dept. of Information & Communications Engineering,
Chungbuk Provincial Univ. of Science & Technology

Tae-Woo Kim (twkim2@hycu.ac.kr)

School of Elec. Comm. Eng., Hanyang Univ.

Seung-Soo Shin (shinss@chungbuk.ac.kr)

Sigma Information Technology

Ji-Yeong Kim (jykim@seowon.ac.kr)

School of Computer & Info. Comm. Eng., Seowon Univ.

Dong-Won Kim (won@ctech.ac.kr)

Dept. of Information & Communications Engineering,
Chungbuk Provincial Univ. of Science & Technology

Tae-Kyung Cho (tkcho@smuc.ac.kr)

School of Computer Information and Communication
Engineering, Sangmyung Univ.

중심어 : 특징기반 정합, 영상 정합, 마커 기반 정합

Keyword : Feature-based Matching, Image Registration,
Marker-based Matching

요 약

Abstract

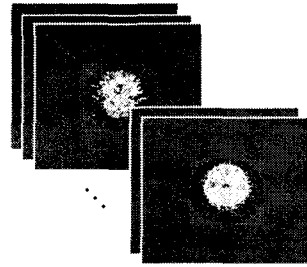
MRI, CT, MRI, PET, SPECT, fMRI 등과 같은 단층의료 영상은 병원에서 환자의 진단 및 치료, 임상적 연구에서 폭 넓게 사용되고 있다. 동일한 대상에 대하여 서로 다른 정보를 얻거나 비교를 하기 위하여 서로 다른 영상양식으로 촬영하거나 시간적 간격을 두고 단층영상을 획득하는 경우가 많다. 3차원 영상정합은 비교하고자 하는 두 영상을 하나의 3차원 좌표 공간으로 지도화하는 것이며, 크게 마커기반 정합과 특징기반 정합으로 분류된다. 뇌 영상의 3차원 정합은 뇌 수술부위 선정, 뇌 기능 연구, 뇌 지도화 연구 등에서 시각적 분석과 정량적 분석에서 중요한 위치를 차지한다. 본 논문에서는 뇌의 단층영상에 대하여 흔히 사용되고 있는 3차원 정합인 마커기반 정합법과 특징기반 정합법에 대하여 소개하고 이에 대한 비교 고찰을 행하고자 한다.

Medical tomography images like CT, MRI, PET, SPECT, fMRI, etc. have been widely used for diagnosis and treatment of a patient and for clinical study in hospital. In many cases, tomography images are scanned in several different modalities or with time intervals for a single subject for extracting complementary information and comparing one another. 3D image registration is mapping two sets of images for comparison onto common 3D coordinate space, and may be categorized to marker-based matching and feature-based matching. 3D registration of brain images has an important role for visual and quantitative analysis in localization of treatment area of a brain, brain functional research, brain mapping research, and so on. In this article, marker-based and feature-based matching methods which are often used are introduced.

I. 서론

병원에서 진단과 치료에 있어서 의료영상(medical image)은 병소 부위를 직관적으로 관찰할 수 있어서 폭넓고 다양하게 이용되고 있다. 의료영상은 크게 해부학적 영상(anatomical image)과 기능영상(functional image)으로 분류할 수 있다. 해부학적 영상은 CR(computed radiography), CT(computed tomography), MRI(magnetic resonance image) 등[1]-[3]이 이에 해당하며, 영상을 통하여 신체 부위의 구조적 상태를 식별할 수 있다. 반면 기능영상은 PET(positron emission tomography), SPECT(single photon emission computed tomography), fMRI(functional MRI) 등[4]-[6]이 이에 해당하며, 신체 부위의 기능적인 현상이나 상태를 활성화(activation) 정도에 의하여 식별이 가능하다. 해부학적 영상으로 진단하기 어려운 질병에 대하여 기능영상을 촬영해 봄으로써 진단이 용이하게 할 수 있고, 기능영상에서 위치선정이 난해한 부위에 대하여 해부학적 영상을 이용함으로써 문제를 손쉽게 해결할 수 있다. 이처럼 해부학적 영상과 기능영상은 서로 보완적인 역할을 한다.

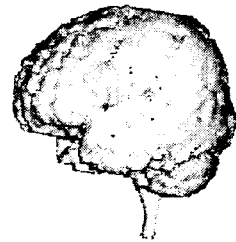
1972년 실용적 CT의 출현 후 디지털 기술이 발전함에 따라 단층의료영상(medical tomography image)[3]의 의학에의 응용이 날로 커지고 있다. 단층의료영상은 그림 1과 같이 신체 부위에 대하여 일정한 간격으로 단면 영상을 의미하며 CT, MRI, PET, SPECT, fMRI 등이 이에 해당한다. 단층의료영상은 촬영한 영상을 영상처리 없이 필름이나 모니터를 통하여 2차원적으로 볼 수 있으며, 현재 많은 병원에서 임상적으로 사용할 때 의사가 2차원 슬라이스들을 배열해 놓고 의사 자신이 주관적으로 머리 속으로 보간(interpolation)하여 진단에 이용하고 있다.



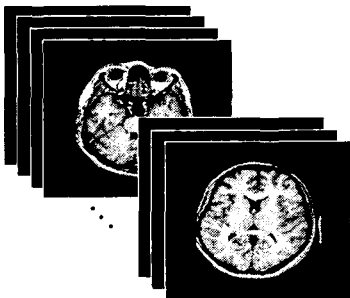
(b) PET 영상

그림 1. 단층 의료 영상의 예

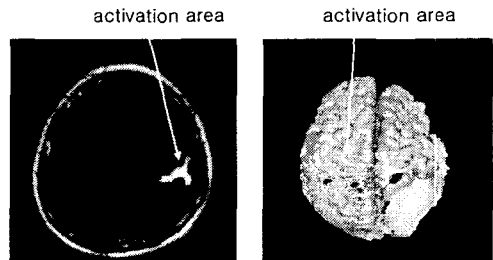
단층의료영상은 슬라이스(slice)들로 이루어진 3차원 볼륨 영상(volume image)이므로 보간, 분할(segmentation), 렌더링(rendering) 등 다양한 영상처리[7],[8]를 함으로써 진단과 연구에서 보다 객관적이고 정확하게 진행할 수 있다. 그림 2와 같이 단층의료영상을 분할, 보간, 렌더링, 활성화 부위의 검출, 활성화 부위의 2차원 및 3차원 가시화 등 영상처리를 한 결과를 보여주는데, 그림 1에서는 얻을 수 없는 3차원적 형태, 크기, 위치 등 다양한 시각적, 정량적 정보를 획득할 수 있다.



(a) 렌더링된 영상



(a) MR 영상



(b) 뇌기능의 활성화

그림 2. 단층의료영상의 처리 예

진단, 치료, 연구를 위해서 동일한 대상(single subject)에 대하여 서로 다른 영상양식(image modality)으로 촬영하거나 시간적 차이를 두고 획득하는 경우가 많으며, 각 영상양식의 영상에서 모양은 같지만, 대상의 크기, 방향, 위치가 대부분 서로 다르게 촬영되어 나타난다. 각각의 영상양식으로 촬영한 영상들을 하나의 동일한 좌표 공간으로 변환하면 시각적 및 정량적 분석이 용이하다. 동일 대상에 대하여 서로 다른 영상양식의 영상들을 하나의 동일한 좌표 공간으로의 변환을 영상정합(image matching, image registration, image fusion) [9]이라 한다. 이러한 영상정합은 MR+MR, CT+CT, PET+PET, SPECT+SPECT, fMRI+fMRI 등의 동일 영상양식간의 영상정합과 CT+MR, MR+PET, MR+SPECT 등의 서로 다른 영상양식간의 영상정합이 있다. 흔히 해부학적 영상과 기능 영상 간의 영상정합은 각 영상에서 서로 다른 정보를 얻을 수 있으므로 이들의 정합이 잘 이용된다. 눈, 머리, 복부 등 다양한 신체 부위에 대하여 서로 다른 영상양식들의 영상정합을 시도하여 서로 보완적인 정보를 복합적으로 획득할 수 있다. 특히 뇌에 대해서는 뇌지도(brain map) 연구, 뇌질환의 원인 규명, 뇌질환의 진단 및 치료 등에서 영상정합이 중요한 처리 단계로서 시각적 분석과 정량적 측정 분석에서 영상정합이 필수적이다.

영상정합의 방법에는 정합과정에서 사용자가 마커를 지정해주는 방법과 영상 자체의 특징을 이용하는 방법으로 크게 두 가지로 분류할 수 있는데, 전자를 마커기반 정합(marker-based matching)이라 하고 후자를 특징기반 정합(feature-based matching)이라 한다[10],[11]. 특징기반 정합방법은 형태적 정합법(matching on structures), 모멘트 정합법(moments/principal axes matching), 상관적 정합법(matching using correlation) 등으로 크게 3가지로 분류될 수 있다 [10],[11]. 본 논문에서는 마커기반 정합법과 현재 보편적으로 사용되고 있는 특징기반 정합법 2가지에 대하여 소개하고 이에 대한 비교, 고찰을 실험을 통해 행하고자 한다.

II. 영상 정합

영상정합은 동일 대상(intra-subject, single subject)에 대하여 그림 1(a), (b)와 같이 서로 다른 영상양식의 두 영상을 하나의 3차원 좌표 공간으로 지도화(mapping)하는 것이며, 지도화는 동일 대상에 대하여 수행되므로 전체적 강체변환(global rigid transformation)이 된다. 그림 1의 영상은 1.5 T GE Signa 시스템으로 획득한 영상크기가 256×256인

SPGR(Spoiled Gradient) MR 영상과 GE Advance PET scanner로 획득한 영상크기가 128×128인 [18F]fluorodeoxyglucose(FDG) PET 영상이다. 두 영상의 동일 좌표 공간으로의 지도화는 그림 3, 그림 4와 같이 두 영상간의 정합 파라미터(matching parameter)를 계산하고, 계산된 파라미터를 이용하여 동일 좌표계로 영상을 재구성(reconstruction or reslicing)하여 최종적으로 시각화(visualization) 단계로 구성된다.

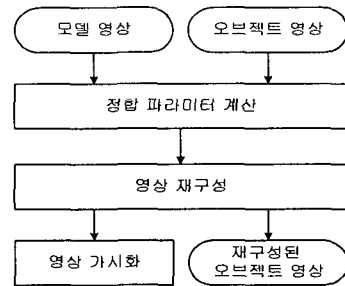


그림 3. 영상정합의 흐름도

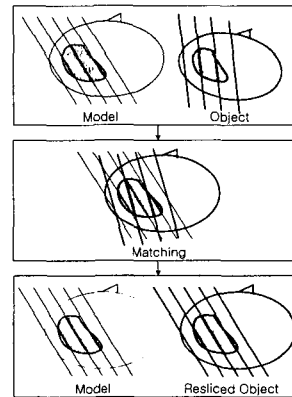


그림 4. 영상정합과 영상재구성의 과정도.

정합하고자 하는 두 영상은 같은 대상에 대한 것이므로 좌표계는 보통 어느 한 영상을 기준으로 한다. 여기서 기준 영상을 모델(model)이라 하고, 기준 영상에 지도화되는 영상을 오브젝트(object)라 한다[12]. MR 영상과 PET 영상인 경우, 흔히 MR 영상이 모델이 되며 PET 영상이 오브젝트가 된다.

정합 파라미터는 모델을 기준으로 하여, x, y, z 방향으로 오브젝트의 회전각(rotation angle), 위치변화(translation), 크기변화(scaling)로 정의되는 9개의 파라미터로 구성된다. 영상정합의 방법은 정합 파라미터의 계산방법에 따라 달라지는데, 정합 파라미터의 계산 방법에 따라 영상정합(intra-subject

image registration)은 마커기반 방법(marker-based matching, prospective registration, or extrinsic matching)과 특징기반 방법(feature-based matching, retrospective registration, or intrinsic matching)으로 크게 두 가지로 분류될 수 있다 [10],[11]. 마커기반 방법은 사용자가 임의로 영상간의 대응점(corresponding point)을 입력하여 정합 파라미터를 계산하는 방법이고, 특징기반 방법은 경계선이나 픽셀값(pixel value) 등의 영상 그 자체의 특징을 이용하여 정합 파라미터를 구하는 방법이다[10],[11]. 마커기반 방법은 대응점의 정확한 입력이 정합의 정확도에 영향을 주므로 영상 획득시 인공 기준마커(fiducial marker)를 이용하여 영상에 대응점이 잘 보이도록 하는 방법을 많이 사용한다. 이 방법은 정확한 대응점을 입력하였을 경우 일반적으로 특징기반 방법보다 정확도가 높지만, 인공 기준마커를 사용해야 하는 부담이 따르고 대응점의 선정이 주관적이므로 사용자에 따라 정합의 결과가 다를 수 있다. 반면 특징기반 방법은 영상 자체의 특징을 이용하므로 대응점의 입력이 필요하지 않으며 사용자의 주관적 영향이 작다. 마커기반 정합은 높은 정확도를 요구하는 수술 계획이나 뇌 기능 연구 등 특별한 임상적 연구에서 사용되고 있으며, 특징기반 정합의 정확도를 계산할 때 표준(gold standard)으로도 사용된다. 특징기반 정합법에는 형태적 정합법, 모멘트 정합법, 상관적 정합법 등으로 크게 3가지로 분류될 수 있다. 현재 연구용으로 널리 사용되는 MEDx[13], SPM[14] 등의 공개된 소프트웨어에서는 형태적 정합법인 표면정합법(surface matching)[12]과 상관적 정합법인 다중샘플링 밀도법(multi-sampling density method)[15],[16]을 제공하고 있다. 본 고에서는 마커기반 정합법과 특징기반정합법인 표면정합법과 다중샘플링 밀도정합법에 대하여 소개하고 이에 대한 비교·고찰을 행하고자 한다.

III. 마커기반 정합

마커기반 정합에서는 정합하고자 하는 모델영상과 오브젝트 영상 사이의 대응점을 사용자가 지정하여 정합 파라미터를 계산한다. 대응점을 지정하지 않고 중첩 시각화하여 사용자가 눈으로 확인하면서 대화식(interactive method) [17]으로 정합 파라미터를 조정하는 방법을 사용하기도 한다. 대응점은 영상에서 눈, 뇌실 등 해부학적인 기준마커(fiducial marker)를 사용하기도 하지만, 영상의 해상도가 낮아서 해부학적인 마커를 정하기 어려운 경우가 많으므로 인공적인 기준마커를 부착하여 영상을 얻는다. 인공 기준마커는 정위적

프레임 방법(stereotactic frame method)[18], 머리 마스크 방법(head mask method)[19], 머리 몰드 방법(head mould method)[20], 표면마커 방법(skin marker method)[21] 등이 있다.

정위적 프레임 방법에서는 두개골(skull)에 홈을 파거나 구멍을 뚫어 핀이나 나사가 달린 기준 프레임을 환자의 머리에 단단히 고정시킨다. 정위적 프레임을 고정시킨 머리에 대하여 단층 영상화를 하면 각 슬라이스에 위치와 방향을 알 수 있을 정도의 N 혹은 V 모양의 마커가 나타난다. 머리 마스크 방법은 그림 5와 같이 인공 기준마커가 부착된 마스크를 착용하여 마커가 영상에 나타나도록 하는 방법이다. 표면마커 방법은 원형 혹은 삼각형의 마커를 머리 표면에 붙이는 방법이다. 영상정합의 정확도는 정위적 프레임 방법은 1 mm 정도, 마스크 방법은 2 mm 정도, 머리 몰드(head mould) 방법은 3 mm 정도, 표면 마커방법은 4 mm 정도이다.



그림 5. 인공마커가 부착된 마스크

해부학적 영상은 인공 기준마커가 잘 나타나지만 기능영상에서는 인공 기준마커가 잘 나타나도록 방사성 동위원소 등 형광액을 주사하는 경우가 있다. 인공 기준마커를 부착하고 촬영한 단층영상의 예가 그림 6에 보인다.

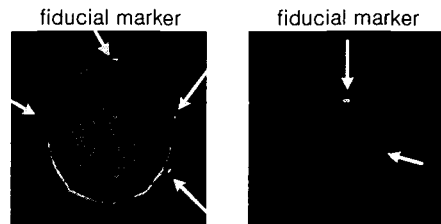


그림 6. MR 영상과 PET 영상에 촬영된 인공 기준마커

기준마커가 나타난 영상을 이용하여 마커기반 정합을 하기 위해서는 정합하고자 하는 모델영상과 오브젝트 영상에서 서로 대응하는 기준마커의 3차원적 위치값이 필요하다. 대응점은 2차원 슬라이스 상에서 입력한 다음 반자동으로 찾는 방

법[10]과 직접 3차원 좌표를 입력하는 방법으로 나눌 수 있다. 전자는 문턱치화, 영역확장, 연결부위 레이블링, 템플릿 정합, 물체 인식(object identification)을 한 후 인식된 물체의 중력중심을 계산하여 3차원 대응점을 계산한다[10]. 후자는 3개의 MPR(multi-planer reformat) 영상에서 대응점을 입력함으로써 이루어진다. MPR 영상에서는 어느 한 방향의 영상이 원래의 슬라이스(slice) 영상이며, 나머지 두 방향의 영상은 원래 영상으로부터 보간(interpolation)된 재구성 영상이다. MPR 영상에서 대응점은 3차원 상의 좌표값이며 3개 이상의 대응점을 입력해야 한다. 일반적으로 대응점의 입력개수가 많을수록 정합의 정확도는 높아진다. 회전각, 이동거리, 확대량 등 정합 파라미터는 모델과 오브젝트의 영상에서 대응하는 기준마커 사이의 자승 평균 거리(mean square distance)를 최소화시키는 강체변환을 함으로써 구해진다[10].

마커기반 정합은 영상에서 기준마커가 잘 보이기만 하면 영상정합을 할 수 있는 장점이 있다. 정확도가 높은 정합을 하기 위해서는 환자의 위치와 방향을 잘 나타내도록 기준마커들을 환자에게 단단히 잘 고정시켜야 한다. 환자에게 기준마커의 부착 방법에 있어서 정확도와 환자의 편안함 사이에 트레이드 오프(trade-off) 관계를 고려해야 한다. 기준마커들을 피부에 고정하면 상대적으로 환자는 편안함을 느끼지만 피부의 움직임으로 인한 정합의 정확도가 떨어질 수 있다. 정위적 프레임(stereotactic frame)을 이용하면 환자의 두개골에 기준마커를 부착할 수 있어서 정확한 정합을 유도할 수 있지만, 환자에게 불편함을 줄 수 있으므로 응용에 제약이 따른다.

IV. 특징기반 정합

특징기반 정합법은 기준마커를 입력해주는 마커기반 정합법과 달리 영상 자체의 특징을 이용하여 정합 파라미터를 자동 혹은 반자동으로 계산하는 방법이다. 이 방법에는 형태적 정합법(matching on structures), 모멘트 정합법(moments/principal axes matching), 상관적 정합법 (matching using correlation) 등으로 크게 3가지로 분류될 수 있다.

형태적 정합법은 정합과정에서 곡선, 평면, 표면 등 구조적 정보를 이용하는 방법[12],[22-24]이며, 모멘트 정합법은 볼륨, 표면, 점들 등으로부터 관성 모멘트와 주축을 이용하는 방법 [25-27]이다. 상관적 정합법은 최적적합(best-fit)에 기반한 픽셀 영역들을 사상(mapping)시키는 방법[15],[16],[28-30]이다.

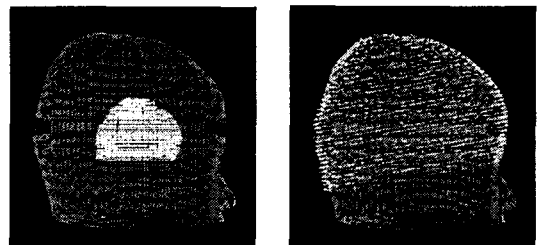
흔히 사용되고 있는 영상정합법은 형태적 정합법인 표면정

합법[12]과 상관적 정합법인 다중밀도 정합법[15],[16]이 있다. 표면정합법은 CT+MR, MR+PET 정합에 사용되며, 평균오차는 CT+MR는 1.9~2.5mm, MR+PET는 2.9 ~ 3.2mm 정도이다. 다중샘플링 밀도정합법은 PET+PET, MR+PET 정합에 사용되며, 평균오차는 MR+PET는 2.4 ~ 3.4mm, 0.6~0.7mm 정도이다. 정합시간은 UNIX 워크스테이션에서 뇌영역 분할 등 전처리 과정을 제외하면 수분이내이다[11].

1. 표면정합법

표면정합법은 동일한 대상에 대하여 모델영상과 오브젝트 영상에서 경계선 검출(boundary detection)한 후 정합(matching)을 한다. 표면정합은 각 영상마다 경계선을 추출하여 3차원 정보를 가진 경계선들을 이용하며, 동일 좌표계에서 모델과 오브젝트간의 표면거리가 최소가 되도록 오브젝트의 3차원 경계점들의 위치를 수정하는 반복적 방법이다.

MR과 CT 등 해부학적 영상간의 정합에서는 다양한 해부학적인 특징을 이용할 수 있지만, 해부학적 영상과 기능적 영상간의 정합에서는 기능적 영상의 해부학적인 특징을 거의 이용하지 못한다. MRI와 PET간의 합성에서는 PET의 두개골 표면좌표는 비교적 얻기가 용이하므로 두개골의 표면 경계점(surface boundary)을 이용한 표면정합이 용이하다. 표면 경계점은 두개골(skull)의 바깥 부분을 기준으로 하며 히스토그램 분포에 의한 임계치(thresholding) 방법, 영역확장법, 경계점 추적(boundary tracking) 등과 자동화된 방법 등[7],[31]-[36]을 이용한다. T1, T2, PD 등 MR 영상은 임계치 방법에 의한 표면 경계점들은 쉽게 얻을 수 있지만, 진단 및 치료용으로 찍은 PET은 표면 경계점을 임계치 방법에 의하여 찾아내기가 용이하지 않은 경우가 있다. 이 때는 수동분할을 통하여 경계점들을 찾아내며, 그림 7에 그 예를 보인다. PET 영상의 표면 경계점들을 얻기 어려운 경우 방사성 동위원소를 주사하지 않은 상태에서 부가적으로 촬영하는 트랜스미션 스캔(transmission scan) 영상을 이용할 수 있다.



(a) 정합전

(b) 정합후

그림 7. 검출된 3차원 표면 좌표

언어진 모델과 오브젝트의 표면 경계점들을 이용하여 식 (1)과 같이 오차(residual)가 최소가 되도록 표면정합을 수행한다.

$$d(T) = \sqrt{\frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} \|Y_i - T(p_i)\|^2} \quad (1)$$

여기서, $Y_i = C(T(p_i), \chi)$ 이고 N_p 와 N_q 는 각각 모델과 오브젝트의 표면 경계점들의 개수를 나타내며, T 는 식 (1)을 최소화시키도록 하는 강체변환(rigid-body transformation)을 나타내며, Y_i 는 MR의 표면좌표 집합으로 구성된 삼각형 집합인 표면 χ 이다. 비용함수를 최소화시키는 변환 T 를 찾는 방법은 반복적 방법인 Powell의 방법[37]을 사용한다. 최종 수렴의 결과는 정합 파라미터이며, 구한 정합파라미터로 모델 영상의 각 슬라이스에 대응하는 오브젝트 영상을 재구성한다.

2. 다중샘플링 밀도정합법

다중샘플링 밀도정합법[15],[16]은 PET-PET 정합과 MR-PET 정합에 적용할 수 있는 두 가지 버전이 있다. 여기서는 MR-PET 정합에 적용하는 버전에 대하여 설명하기로 한다. 정합을 하기 위해서는 먼저 MR의 뇌영역이 아닌 부분을 제거한다. 뇌영역의 추출[31]-[36]은 두피, 두개골, 뇌수막 등을 문턱치화, 영역확장법[7]을 적용한 후 수동 작업에 의한 편집을 함으로써 이루어진다. MR의 뇌영역을 추출한 후 MR 영상을 픽셀값에 따라 256개의 영역으로 나눈다. MR의 나누어진 각 영역 내에서 PET 화소의 균일성을 최대화시키는 방향으로 정합이 진행된다. 이는 동일 대상에 대한 영상이므로 두 영상도 동일한 조직 형태를 가진다고 가정하면 MR의 각 영역의 모든 픽셀들은 대응하는 PET의 픽셀값들이 서로 유사한 픽셀값을 가지기 때문이다. MR의 각 영역 내에서 PET 픽셀의 균일성은 PET 픽셀값의 표준편차의 가중치 평균을 반복적으로 최소화시킴으로써 최대화시킨다. 표준편차의 가중치 평균은 식 (2)와 같이 계산된다. 그림 8에 정합과정의 흐름도를 보여준다.

$$\sigma' = \sum_j \sigma_j' \times n_j / N \quad (2)$$

여기서, n_j 은 MR의 j 의 값을 가지는 복셀(voxel)의 총수이며, $N = \sum_j n_j$ 이고, 정규화된 표준편차 $\sigma_j' = \sigma_j / a_j'$ a_j' 는 MR 복셀값 j 를 가지는 PET의 모든 복셀 i 에 대

한 a_{ij} 의 평균값이며, σ_j 는 MR의 복셀값 j 를 가지는 PET의 모든 복셀 i 에 대한 a_{ij} 의 표준편차이며, a_{ij} 는 MR의 복셀값 j 를 가지는 PET의 복셀값을 나타낸다. 표준편차의 가중치 평균 σ' 의 최소화는 Newton-Raphson방법 [37]에 의하여 정합 파라미터를 조정한다.

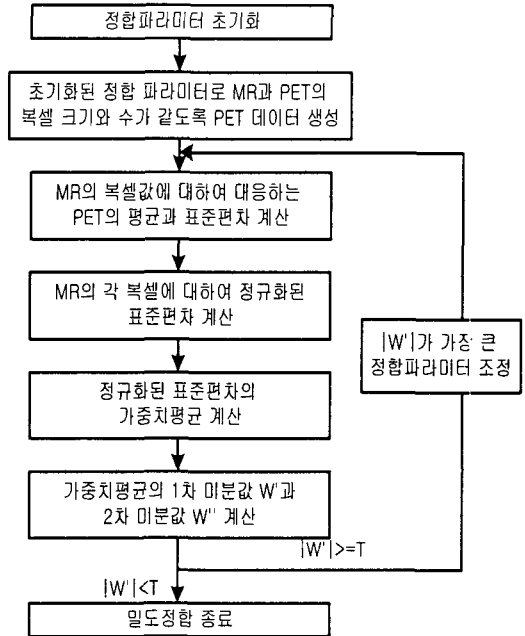
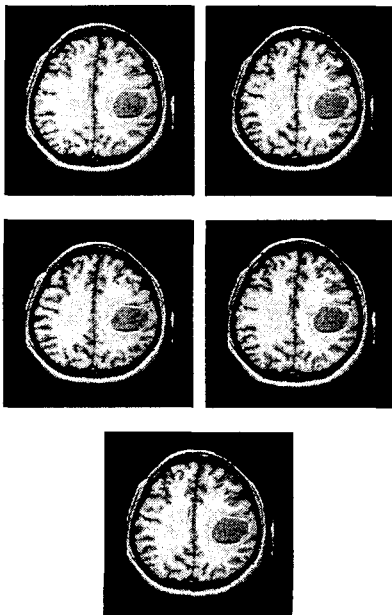


그림 8. 다중샘플링 밀도정합의 흐름도

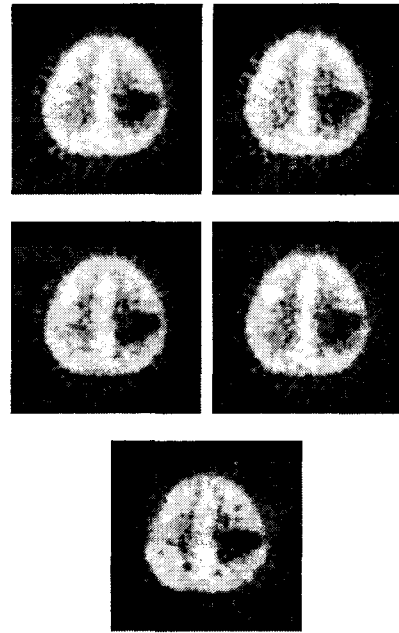
V. 영상 재구성 및 시각화

영상정합의 결과는 정합 파라미터이며, 시각적 및 정량적 분석을 하기 위하여 오브젝트 영상을 재구성한다. 재구성은 그림 4와 같이 모델영상의 각 슬라이스에 해당하는 영상을 생성한다. 영상재구성은 정합 파라미터에 따라 오브젝트 영상이 재구성되는데, 크기변환, 회전변환, 선형이동변환의 순으로 재구성된다. 재구성을 위한 픽셀연산(pixel operation)은 처리시간이 길지 않으면서도 화질이 좋은 큐빅 스플라인 보간(cubic spline interpolation)[38]을 사용한다. 재구성된 영상은 2차원 슬라이스 혹은 3차원 볼륨 렌더링[8]으로 시각화할 수 있다. 다양한 임상적 응용에 따라 사용될 디스플레이 방법이 선택된다. 간단하고 흔히 사용되는 방법은 모델에 정합되어 재구성된 오브젝트를 모델과 나란히 보여주는 것이며,

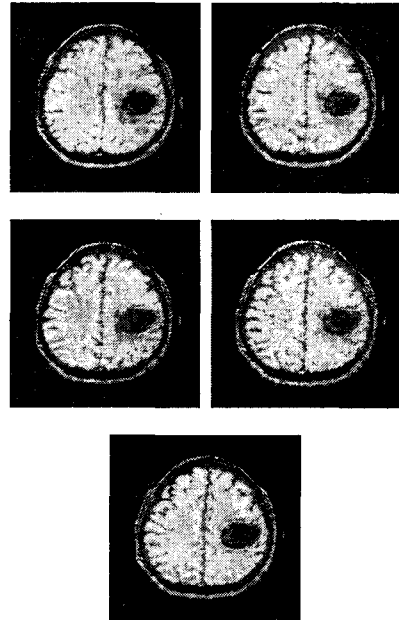
두 영상에서 모두 상세한 부분이 보존된다. 두 영상을 비교를 편리하게 하기 위하여 두 영상의 대응점을 각각의 커서로 보여준다. 또한 두 영상의 정보를 동시에 하나의 화면에 보여주기 위하여 두 영상을 인코딩(encoding)하여 하이브리드 영상(hybrid image)을 만들기도 한다. 이러한 방법은 사용자가 필요한 정보를 얻을 수 없다면 항상 시각화의 최선의 방법이 되지 못할 것이다. 두 개 이상의 영상양식의 경우 하이브리드 영상은 더욱 복잡해질 것이며, 특정한 정보만을 다른 영상양식과 결합시키면 더 해석하기 쉬운 하이브리드 영상이 될 것이다. 예를 들어, SPECT와 PET 영상에서 기능이 약해진 부위의 해부학적 위치를 정의하려면 MR 영상으로부터 얻어진 몇 개의 중요한 구조들을 SPECT 영상에 반투명 혹은 투명하게 중첩시킴으로써 더욱 용이하게 할 수 있다. 이때 하이브리드 영상에서 두 영상 모두를 포함시킴으로써 상세한 부위의 상실을 피할 수 있다. 그림 9(a), (b)에 모델 영상인 MR 영상과 오브젝트 영상인 재구성된 PET 영상을 2차원적으로 보여주며, 그림 9(c)에 하이브리드 영상, 그림 10에 MPR(multi-planar reformat) 시각화, 그림 11에 3D 렌더링 시각화의 예를 보여준다. 렌더링 시각화에서는 렌더링되는 물체의 표면이나 관심있는 단면을 임의로 잘르고, 잘린 단면에 모델과 오브젝트의 텍스처를 입힌다. 중첩 시각화에서는 중첩의 가중치를 사용자가 대화식으로 조정하여 보도록 하는 것이 일반적이다.



(a) MR 영상

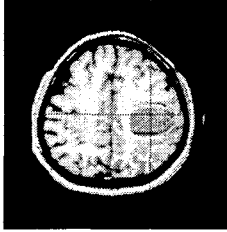
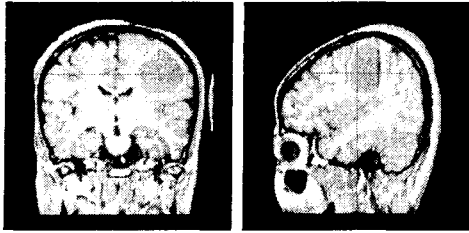


(b) 재구성된 PET 영상

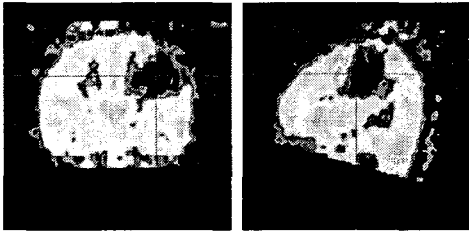


(c) MR과 PET의 하이브리드 영상

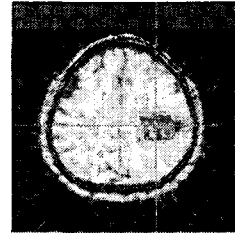
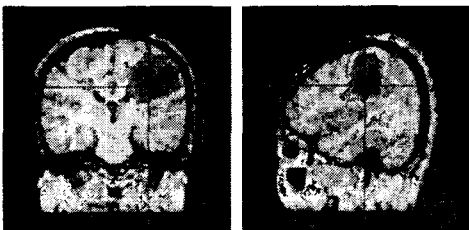
그림 9. 영상재구성과 2차원 시각화



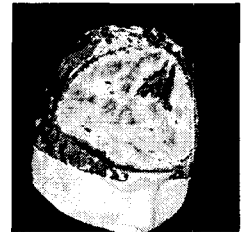
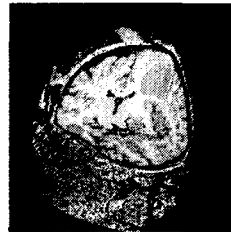
(a) MR 영상



(b) PET 영상

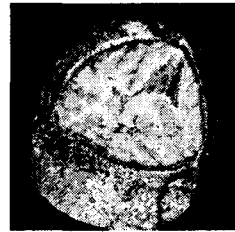


(c) MR-PET 하이브리드 영상
그림 10. MPR 시각화



(a) MR 텍스처링

(b) PET 텍스처링



(c) MR-PET 하이브리드 텍스처링

그림 11. 텍스처링한 3D 렌더링 시각화

VI. 실험 및 고찰

본 논문에서는 3차원 영상정합 방법인 마커기반 정합과 특징기반 정합법인 표면정합을 구현하였다. 영상정합 소프트웨어는 SUN Ultra SPARC 2 워크스테이션에서 C언어와 영상 디스플레이 및 GUI(graphic user interface)를 위하여 Motif, X Window, ISG IAP 라이브러리[39]를 사용하여 구현하였다.

실험에서 사용되는 MR영상은 T1, T2, PD, SPGR (spoiled gradient)이며 1.5 T GE Signa 시스템으로 획득하였다. T1 영상과 SPGR 영상은 TE = 5ms, TR = 24ms 이며, T2 영상은 TE = 80ms, TR = 2500ms, PD 영상은 TE = 26ms, TR = 2500ms 이다. SPGR 영상인 경우 뇌 전체를 포함하도록 하

검출된 표면좌표값들을 이용하여 우측 상단의 창에서와 같이 표면정합을 하여 정합 파라미터를 계산하였다. 계산된 정합 파라미터로 오브젝트 영상을 재구성하여 그림 15와 같이 가시화하였다.

마커기반 방법은 대응점의 정확한 입력이 정합의 정확도에 영향을 주므로 영상 획득시 인공 기준마커를 이용하여 영상에 대응점이 잘 보이도록 하는 방법을 사용하였다. 대응점의 정확한 입력이 중요하며, 일반적으로 표면정합 보다 정확도가 높지만, 인공 기준마커를 사용해야 하는 부담이 따르고 대응점의 선정이 주관적이므로 사용자에게 따라 정합의 결과가 다를 수 있다. 반면 특징기반 방법인 표면정합은 영상의 표면의 좌표값들을 이용하므로 대응점의 입력이 필요하지 않으며 사용자의 주관적 영향이 작다. 그리고, 마커기반 정합은 높은 정확도를 요구하는 수술 계획이나 뇌 기능 연구 등 특별한 임상적 연구에서 사용되고 있으며, 특징기반 정합의 정확도를 계산할 때 표준(gold standard)으로도 사용된다. 마커기반 방법보다 표면정합 방법이 마커를 부착하는 부가적인 장치 없이 사용할 수 있으므로 더 편리한 방법이지만, 실제 요구되는 정합의 정확도를 고려하여 마커기반 정합과 표면정합 중 유리한 방법을 택해야 할 것으로 보인다.

VII. 결론

본 논문에서는 동일한 대상에 대하여 서로 다른 영상양식 간의 3차원 영상정합에 대하여 소개하였다. 뇌의 단층영상에 대하여 영상정합 방법을 대응하는 기준마커를 사용자가 지정해 주는 방식을 마커기반 방법, 마커를 사용하지 않고 영상 자체의 특징을 이용하는 특징기반 방법으로 크게 2가지로 분류된다. 특징기반 방법은 정합 파라미터를 계산하는 과정에서 곡선, 평면, 표면 등 구조적 정보를 이용하는 형태적 정합법, 볼륨, 표면, 점들 등으로부터 관성 모멘트와 주축을 이용하는 모멘트 정합법, 최적적합에 기반한 픽셀 영역들을 지도 화시키는 상관적 정합법 등으로 크게 3가지로 분류된다. 그러나 몇 가지 정합법을 복합시킨 하이브리드 방법도 있기 때문에 모든 영상정합법을 마커기반 방법과 특징기반 방법 등 영상정합의 방법들을 명확하게 분류하기는 어려울 것이다.

영상정합은 환자에 대하여 여러 가지 영상양식으로부터 유용한 정보를 취합하는 좋은 방법이다. 과거 약 20년 동안 많은 영상정합 방법들이 개발되었지만 이상적인 방법이 아직 없는 실정이다. 정합방법들이 각각 장단점을 가지고 있어서 적용하고자 하는 영상의 종류와 신체부위에 따라 각각 다른

방법이 적용되는 경우가 많았다. 마커기반 방법은 정합의 정확도 높지만 환자가 인공 기준마커를 착용해야 하는 부담이 있으며, 특징기반 방법들 중에서도 정합하고자 하는 영상양식에 영상 정합도가 다르게 나타난다. 마커기반 방법보다 표면정합 방법이 마커를 부착하는 부가적인 장치 없이 사용할 수 있으므로 더 편리한 방법이지만, 실제 요구되는 정합의 정확도를 고려하여 마커기반 정합과 표면정합 중 유리한 방법을 택해야 할 것으로 보인다. 본 논문에서는 마커기반과 특징기반 방법의 비교, 고찰을 위해 실험을 수행하여 이를 가시화하는데까지 연구를 수행하였다. 그러나 현재까지의 영상정합은 뇌에 대해서는 뇌지도 연구, 뇌질환의 원인 규명, 뇌질환의 진단 및 치료 등에서 다양한 영상양식으로부터 획득되는 정보를 취합하는 중요한 처리 단계로서 시각적 분석과 정량적 측정 분석에서 영상정합이 필수인데도 불구하고 여러 단계의 비교적 복잡한 과정을 통하여 수행되고 있다는 단점이 존재한다. 따라서 앞으로 사용자가 더욱 간단하고 손쉽게 영상정합을 할 수 있는 방향으로 연구를 수행해야 하리라 사려된다.

참고 문헌

- [1] W. Zaho, J.A. Rowlands, "X-ray imaging using amorphous selenium: Feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology," *Med. Phys.*, Vol. 22, pp. 1595-1604, 1995.
- [2] Kalender WA, "Spiral volume CT with single breathhold technique, continuous transport, and continuous scanner," *Radiology*, Vol. 176, pp.181-183, 1990.
- [3] Z. H. Cho, J. P. Jones, and Manbir Singh, *Foundations of Medical Imaging*, Willy, 1993.
- [4] Volkow ND, Mullani NA, and Bendriem B, "Positron emission tomography instrumentation: an overview," *Am J. Physiol. Irg.*, Vol. 3, pp. 142-153, 1988.
- [5] Heller SL and Goodwin PN, "SPECT instrumentation: performance, lesion detection, and recent innovations," *Semin. Nud. Med.*, Vol. 17, pp. 184-199, 1987.
- [6] Robert W. Cox, Andrzej Jesmanowicz, James S. Hyde, "Real-time functional resonance imaging," *MRM*, Vol. 33, pp. 230-236, 1995.
- [7] William K. Pratt, *Digital Image Processing*, John Wiley & Sons, Inc., 1991.

- [8] Andrew S. Glassner, *An Introduction to Ray Tracing*, Academic Press, 1989.
- [9] Jay West, J. Michael Fitzpatrick, Matthew Y. Wang, Benoit M. Dawant, Calvin R. Maurer, Robert M. Kessler, and Robert J. Maciunas, "Retrospective intermodality registration techniques for images of the head: surface-based versus volume-based," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 18, pp. 144-150, 1999.
- [10] Petra A. van den Elsen, *Multimodality Matching of Brain Images*, Utrecht University Thesis, 1993.
- [11] Jay West, J. Michael Fitzpatrick, Matthew Y. Wang, etc., "Comparison and evaluation of retrospective intermodality image registration techniques," *Proc. SPIE*, Vol. 2710, pp. 332-347, 1996.
- [12] Charles A. Pelizzari, George T. Y. Chen, Danny R. Spelbring, Ralph R. Weichselbaum, and Chin-Tu Chen, "Accurate Three-Dimensional Registration of CT, PET, and/or MR Images of the Brain," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 13, pp. 20-26, 1989.
- [13] <http://www.sensor.com>.
- [14] <http://www.ucl.ac.uk>
- [15] Roger P. Woods, Simon R. Cherry, and John C. Mazziotta, "Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 16, pp. 620-633, 1992.
- [16] Roger P. Woods, John C. Mazziotta, and Simon R. Cherry, "MRI-PET Registration with Automated Algorithm," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 17, pp. 536-546, 1993.
- [17] Pietrzyk U, Herholz K, Heiss W.-D, "Three-dimensional alignment of functional and morphological tomograms," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 14, pp. 51-59, 1990.
- [18] Sturm V, Pasty O, Schlegel W, Scharfenberg H, Zabel H.-J, Netzeband G, Schabbert S, Berberich W, "Stereotactic computer tomography with a modified Riechert-Mundinger device as the basis for integrated stereotactic neuroradiological investigations," *Acta Neurochir.*, Vol. 68, pp. 11-17, 1983.
- [19] Schad L R, Boesecke R, Schlegel W, Hartmann G. H, Sturm V, Strauss L G, Lorenz W. J, "Three dimensional image correlation of CT, MR and PET studies in radiotherapy treatment planning of brain tumors," *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 11, pp. 948-954, 1987.
- [20] Hawkes D. J, Hill D. L. G, Bracey E. C. M. L, "Multi-modal data fusion to combine anatomical and physiological information in the head and heart", In: Reiber J. H. C, van der Wall E. E(Eds): *Cardiovascular Nuclear Medicine and MRI*, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, the Netherlands, pp. 113-130, 1992.
- [21] Haynor D. R, Boring A. W, Griffin B. A, Jackey J. P, Kalet I. J, Shuman W. P, "Radiotherapy planning: direct tumor location on simulation and port films using CT," *Radiology*, Vol. 158, pp. 537-540, 1986.
- [22] D. Lemoine, D. Liegeard, E. Lussot, and C. Barillot, "Multimodal registration system for the fusion of MRI, CT, MEG, and 3D or stereotactic angiographic data," *Medical Imaging 1994: Image Capture, Formatting, and Display*, *Proc. SPIE* 2164, pp. 46-56, 1994.
- [23] P. F. Hemler, T. S. Sumanaweera, P. A. van den Elsen, S. Napel, and J. R. Adler, "A versatile system for multimodality image fusion," *J. Image Guid. Surg.*, Vol. 1, 1995,
- [24] Van den Elsen P. A, Maintz J. B. A, Viergever M. A, "Geometry driven multimodality image matching," *Brain Topogr.*, Vol. 5, pp. 153-158, 1992.
- [25] Collins D. L, Peters T. M, Evans A. C, "Multiresolution image registration and brain structure segmentation," In: Roux C, Herman G. T, Collorec R(Eds): *Ann Int Conf IEEE Eng. Med. Biol Soc*, Vol. 14, IEEE Comp Soc Press, Los Alamitos, CA, 1992.
- [26] Alpert N. M, Bradshaw J. F, Kennedy D, Correia J. A, "The principal axes transformation-a method for image registration," *J. Nucl. Med.*, Vol. 31, pp. 1717-1722, 1990.
- [27] Collins D. L, Peters T. M, Dai W, Evans A. C, "Model based segmentation of individual brain structures from MRI data," In: Robb R. A (Ed): *Proc SPIE Vol 1808 Visualization in Biomedical Computing*, SPIE Press, Bellingham, WA, pp. 10-23, 1992.
- [28] A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal, "Automated multi-modality image registration based on information theory," In Y. Bizais, C. Barillot, and R. Di Paola, editors, *Information Processing in Medical Imaging 1995*, pp. 263-274, Kluwer Academic, Dordrecht, Netherlands, 1995.

[29] P. A. van den Elsen, E.-J. D. Pol, T. S. Sumanaweera, P. F. Herter, S. Napel, and J. R. Adler, "Grey value correlation techniques used for automatic matching of CT and MR brain and spine images," Visualization in Biomedical Computing 1994, Proc. SPIE 2369, pp. 227-237, 1994.

[30] C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes, "Automated registration of truncated MR and CT datasets of the head," Proc. Br. Mach. Vision Assoc., pp. 27-36, 1995.

[31] P. A. Freeborough and N. C. Fox, "Assessing patterns and rates of brain atrophy by serial MRI: A segmentation, registration, display and quantification procedure," Proc. Visualization in Biomedical Computing '96, Vol. 1131, pp. 419-428, 1996.

[32] B. Johnston, M. S. Atkins, B. Mackiewicz, and M. Anderson, "Segmentation of multiple sclerosis lesions in intensity corrected multispectral MRI," IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 15, pp. 154-169, 1996.

[33] G. B. Aboutanos and B. M. Dawant, "Automatic brain segmentation and validation: Image-based versus atlas-based deformable models," Proc. SPIE-Medical Imaging 1997, Vol. 3034, pp. 299-310, 1997.

[34] Marijn E. Brummer, Russell M. Mersereau, Robert L. Eisner, and Richard R. J. Lewine, "Automatic Detection of Brain Contours in MRI Data Sets," IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 12, pp. 153-166, 1993.

[35] M. Stella Atkins and Blair T. Mackiewicz, "Fully Automatic Segmentation of the Brain in MRI," IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 17, pp. 98-107, 1998.

[36] J. W. Snell, M. B. Merickel, J. M. Ortega, J. C. Goble, J. R. Brookeman, and N. F. Kassell, "Segmentation of the brain from 3D MRI using a hierarchical active surface template", Proc. SPIE, Vol. 2167, pp. 2-9, 1994.

[37] W. H. Press, B. P. Flannery, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, Numerical Recipes in C, Cambridge University Press, Cambridge, 1988.

[38] R. G. Keys, "Cubic Convolution Interpolation for Digital Image Processing", IEEE Trans. Acoustics, Speech, and Signal Processing, AASP-29, 6, pp. 1153-1160, 1981.

[39] <http://www.isgtec.com>.

조 동 욱(Dong-Uk Cho)

정회원



1983년 2월 : 한양대 공대 전자공학과 (공학사)
 1985년 9월 : 한양대 전자공학과 (공학석사)
 1989년 2월 : 한양대 전자통신공학과 (공학박사)

2000년 3월 ~ 현재 : 충북과학대학 정보통신과학과 교수
 <관심분야> : 영상처리 및 인식, 생체측정, ITS, 정보보호, 퍼지이론

김 태 우(Tae-Woo Kim)

정회원



1990년 : 한양대학교 전자통신공학과 (공학사)
 1992년 : 한양대학교 대학원 전자통신공학과(공학석사)
 1995년 : 한양대학교 대학원 전자통신공학과(공학박사)

1995년 ~ 1997년 : 한양대학교 산업과학연구소 선임연구원
 1997년 ~ 2003년 : 삼성종합기술원 메디컬응용팀 책임연구원
 2003년 3월 ~ 현재 : 한양사이버대학교 전자통신공학부 조교수
 <관심분야> : 영상처리, 인공 신경망, 생체신호처리, 영상복합화, 뇌지도화 등

신 승 수(Seung-Soo Shin)

종신회원



1988년 2월 : 충북대학교 수학과 (이학사)
 1992년 2월 : 충북대학교 대학원 수학과(이학석사)
 2001년 2월 : 충북대학교 대학원 수학과(이학박사)

현재 : (주)시그마정보기술 연구소장
 <관심분야> : 영상처리, 의료정보, 생체측정, ATM, 트래픽공학, 정보보호

김 지 영(Ji-Yeong Kim)

정회원



1977년 : 뉴욕 주립대학교
SUNY-Binghamton(경영학석사)
1979년 : 뉴욕 주립대학교 SUNY -
Binghamton(전산학석사)
1984년 : 뉴욕주립대학교 SUNY -
Binghamton(전산학박사)

현재 : 서원대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수

<관심분야> : 마이크로 프로세서 제어, 시뮬레이션, 시스템 분석

김 동 원(Dong-Won Kim)

정회원



1983년 2월 : 경북대학교 전자공학과
(공학사)
1985년 2월 : 경북대학교 대학원
전자공학과(공학석사)
1998년 2월 : 충북대학교 대학원
전자공학과(공학박사)

1998년 3월 ~ 현재 : 충북과학대학 정보통신학과 교수

<관심분야> : 정보통신네트워크, 영상 공학

조 태 경(Tae-Kyung Cho)

정회원



1984년 2월 : 한양대학교 전자통신공학과
(공학사)
1986년 2월 : 한양대학교 대학원
전자통신공학과(공학석사)
1998년 2월 : 한양대학교 대학원
전자통신공학과(공학박사)

2003년 9월 ~ 현재 : 상명대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수

<관심분야> : 정보통신망, 인공지능, 영상이해