

연속 CT 영상에서 템플릿 매칭을 이용한 폐결절 정합

(Pulmonary Nodule Registration using Template Matching in Serial CT Scans)

조 현 희 ^{*} 홍 헬 렌 ^{**}
(Hyun Hee Jo) (Helen Hong)

요약 본 논문에서는 연속시점에서 촬영한 CT 영상에서 대응되는 폐결절을 추적 관찰하기 위한 폐결절 정합 방법을 제안한다. 제안 방법은 다음과 같은 다섯 단계로 구성된다. 첫째, 분할된 폐를 포함하는 최적경계볼륨의 중심으로 위치 차이를 보정한다. 둘째, 초기 CT 영상과 추적 CT 영상에서 가장 높은 밝기값을 가지고 있는 갈비뼈 구조를 포함하는 관상최대강도투사 영상을 생성한다. 셋째, 두 관상최대강도투사 영상 간의 정규화된 평균 밝기값 차이를 통해 강체 변환을 최적화한다. 넷째, 강체 정합 후에 폐결절 중심 간의 유클리디안 거리 측정을 통해 대응되는 폐결절 대응 후보를 정의한다. 마지막으로, 폐결절을 매칭하기 위하여 초기 CT 영상 내에 폐결절 템플릿과 추적 CT 영상 내에 탐색 볼륨 간의 템플릿 매칭을 수행 한다. 본 제안 방법의 결과를 평가하기 위하여 육안 평가, 정확성 및 수행시간 측정을 수행하였다. 실험결과 관상최대강도투사를 기반으로 하는 강체정합과 지역적 템플릿 매칭을 이용하여 폐결절이 정확하고 빠르게 정합됨을 알 수 있었다.

키워드 : 컴퓨터단층촬영영상, 폐결절, 관상최대강도투사, 강체정합, 템플릿 매칭

Abstract In this paper, we propose a pulmonary nodule registration for the tracking of lung nodules in sequential CT scans. Our method consists of following five steps. First, a translational mismatch is corrected by aligning the center of optimal bounding volumes including each segmented lung. Second, coronal maximum intensity projection(MIP) images including a rib structure which has the highest intensity region in baseline and follow-up CT series are generated. Third, rigid transformations are optimized by normalized average density differences between coronal MIP images. Forth, corresponding nodule candidates are defined by Euclidean distance measure after rigid registration. Finally, template matching is performed between the nodule template in baseline CT image and the search volume in follow-up CT image for the nodule matching. To evaluate the result of our method, we performed the visual inspection, accuracy and processing time. The experimental results show that nodules in serial CT scans can be rapidly and correctly registered by coronal MIP-based rigid registration and local template matching.

Key words : Computed Tomography, Lung Nodule, Coronal Maximum Intensity Projection, Rigid Registration, Template Matching

· 본 연구는 서울통상산업진흥원 서울형미래도시육성지원사업(Grant No.10888)과 서울중소기업청 산학공동기술지원사업(Grant No.08-C2-01-007)의 지원에 의해 수행되었습니다. 본 논문에서 사용한 CT 데이터 및 연구를 위해 조연을 주신 서울대병원 본원 영상의학과 구진도 교수님과 박창원 교수님께 감사의 말씀을 전합니다.

^{*} 학생회원 : 서울여자대학교 미디어학부
hhjo@swu.ac.kr

^{**} 정 회 원 : 서울여자대학교 미디어학부 교수
hlhong@swu.ac.kr
(Corresponding author임)

논문접수 : 2008년 10월 13일
심사완료 : 2009년 6월 15일

Copyright©2009 한국정보과학회: 개인 목적이나 교육 목적인 경우, 이 저작물의 전체 또는 일부에 대한 복사본 혹은 디지털 사본의 제작을 허가합니다. 이 때, 사본은 상업적 수단으로 사용할 수 없으며 첫 페이지에 본 문구와 출처를 반드시 명시해야 합니다. 이 외의 목적으로 복제, 배포, 출판, 전송 등 모든 유형의 사용행위를 하는 경우에 대하여는 사전에 허가를 얻고 비용을 지불해야 합니다.

정보과학회논문지: 소프트웨어 및 응용 제36권 제8호(2009.8)

1. 서론

컴퓨터 지원 폐암 보조 진단을 위해서는 단일 시점에서 촬영한 컴퓨터단층촬영(CT: Computed Tomography) 영상에서 폐결절을 검출하는 것도 필요하지만, 폐암의 악성 여부를 결정하기 위해 연속시점에서 촬영한 CT 영상에서 대응되는 폐결절을 찾아 추적 관찰하는 것이 필요하다. 또한, CT 기기의 빠른 발전으로 한번 촬영 시 300-500장 정도의 대용량 데이터를 획득하게 되므로 폐결절을 임상가가 육안 평가하기에는 진단 시간이 오래 걸릴 뿐 아니라 작은 폐결절이나 폐혈관에 붙어있는 결절 등을 검출하고 추적 관찰하기에 한계가 있다. 이를 해결하기 위해 시간차를 두고 촬영한 CT 영상 간의 빠르고 정확한 자동 폐결절 정합이 필요하다.

폐를 정합하여 폐결절을 정합시키는 기존 연구들은 다음과 같다. Betkel[1,2]는 템플릿 매칭으로 추출된 흉골, 기도, 척추의 세 점을 기준으로 초기 위치를 보정하고, 폐 경계에 있는 모든 점에 대하여 ICP(Iterative Closest Point)[3] 방법을 통해 폐를 정합하였다. 폐 정합 후, 폐결절 간의 유클리드 거리(Euclidean Distance) 차이가 가장 작은 폐결절을 정합시켰다. Hong[4]은 ICP 방법이 계산량이 많아 수행 시간이 오래 걸리는 점을 보완하기 위해 다단계(multilevel) ICP 방법을 제안하였다. 폐 경계면의 점의 수를 줄인 후, 점의 수가 기존 폐 경계면의 모든 점이 될 때까지 늘려가면서 반복적으로 ICP 방법을 적용시켜 폐를 정합시켰다. Kubo[5]는 폐의 정점(apex)과 척추를 이용하여 초기 위치를 보정한 후, 폐의 형태 정보를 이용하여 폐의 상단, 폐혈관을 이용하여 폐의 하단을 정합하고 폐 상단과 하단 사이의 비연속적인 부분을 보정하여 폐를 정합하였다. Gurcan[6]은 관상최대강도투사(coronal maximum intensity projection) 영상을 사용한 강제 정합 방법을 제안하였다. Hong[7]은 폐 경계를 자동 분할한 후, 최적경계볼륨(optimal bounding volume)을 생성하여 초기 정합하고 협대역 거리 전파(narrow-band distance propagation)를 이용하여 어파인 정합하였다. 이러한 폐 정합 방법만으로도 폐결절 정합이 가능하지만, 환자의 움직임이나 호흡으로 인한 차이를 모두 보정하기는 어렵다.

이를 해결하기 위해 폐 정합을 수행한 후에 폐결절이 있는 부위를 지역 정합하는 방법들이 연구되었다. Sun[8]은 반-강제 모델(semi-rigid model)을 이용한 폐결절 정합방법을 제안하였는데 연속시점에서 촬영한 CT 영상에서 폐결절과 주변 모델들을 추출하고, 시뮬레이트 어닐링(simulate annealing)기법을 통해 상관관계(correlation coefficient)와 탄성 변형(elastic deformation)으로 구성된 평가함수가 최대화되도록 하여 폐결절을

정합시켰다. Jiazheng[9,10]은 폐결절과 가장 가까운 세 개의 갈비뼈의 중심선을 따라 정의된 특징 점들을 이용하여 초기 정합을 수행하고, 헤시안 분석(Hessian analysis)을 통해 폐결절 후보를 추출하여 템플릿을 통해 폐결절을 매칭시켰다. Mullay[11]는 연속시점에서 촬영한 CT 영상에서 밝기값과 형태 정보를 이용하여 폐결절을 분할하고 폐 경계에 있는 점들을 기반으로 어파인 정합하였다. 정합 후, 폐결절의 크기, 위치, 모양, 폐결절 중심에서 흉벽까지의 거리 등 다양한 기준을 고려하여 폐결절을 매칭시키는 알고리즘을 제안하였다. Itai[12, 13]는 연속시점에서 촬영한 CT 영상에서 전체 영상에 대한 이동 벡터를 구하여 전역 매칭하고, 폐혈관과 폐의 병변 부위의 변형을 지역 매칭과 3D 탄성 매칭으로 보정하였다. 세 단계 매칭 후, 대부분의 정상 구조들이 제거된 감산영상을 생성하여 폐결절을 매칭시켰다.

본 논문에서는 최적경계볼륨의 중심을 기반으로 위치를 보정하고 관상최대강도투사 영상을 이용하여 초기 정합한 후, 지역 정보를 고려한 템플릿 매칭을 통해 폐결절을 빠르고 정확하게 매칭 시키는 폐결절 정합 방법을 제안한다. 최적경계볼륨을 이용한 위치 보정은 환자의 움직임과 호흡에 따른 z축의 위치를 효과적으로 보정하여 이후 정합의 탐색 공간을 줄여준다. 초기 정합은 폐의 움직임과 가장 유사한 갈비뼈 정보를 이용함으로써 환자의 호흡으로 인한 위치 및 크기 차이를 보정한다. 이 때, 갈비뼈를 분할과정이 아닌 관상최대강도투사를 통해 추출하여 3차원 정보를 2차원으로 줄임으로써 계산 시간을 단축시킨다. 또한, 이중 임계값을 통한 관상최대강도투사 영상을 생성하여 갈비뼈 주변조직에 의한 잡음의 영향을 줄여준다. 템플릿 매칭은 대응되는 폐결절과 폐혈관, 흉벽 등 주변 조직의 밝기값을 이용하여 지역적 매칭을 수행함으로써 부분적 변형에 의한 폐결절 매칭 오류를 줄여준다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 연속시점에서 촬영한 CT 영상을 초기 정합한 후 템플릿 매칭을 통해 폐결절을 정합시키는 과정을 설명하고, 3장에서는 본 제안 방법을 통해 실험한 결과를 제시하며, 4장에서 결론을 맺는다.

2. 본론

그림 1은 본 논문에서 제안하는 템플릿 매칭을 이용한 폐결절 정합의 순서도이다. 연속시점에서 촬영한 CT 영상 중 초기에 촬영한 영상을 기준(baseline) 영상, 후에 촬영한 영상을 추적(follow-up) 영상이라고 정의한다. 또한 기준 영상과 추적 영상 내에 임상가가 검출한 폐결절의 위치를 알고 있다고 가정한다. 본 논문에서 제안하는 방법은 크게 다섯 단계로 이루어진다. 첫째, 기

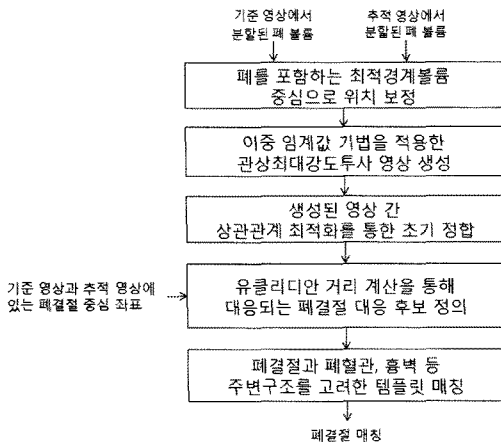


그림 1 제안하는 폐결절 정합 순서도

준 영상과 추적 영상에서 폐를 포함하는 최적경계볼륨의 중심을 이용하여 환자의 움직임과 호흡으로 인한 위치 차이를 보정한다. 둘째, 폐와 움직임이 가장 유사한 갈비뼈를 이중 임계값 기법을 적용한 관상최대강도투사를 통해 생성한다. 셋째, 생성된 관상최대강도투사 영상 간의 상관관계를 최적화하여 강제 변환을 구하고 초기 정합을 수행한다. 넷째, 초기 정합 후 기준 영상에 있는 폐결절에 대하여 추적 영상에서 유클리디안 거리가 최소가 되는 폐결절 대응 후보를 정의한다. 다섯째, 정의된 대응 정보와 함께 폐결절과 폐혈관, 흉벽 등 주변 조직의 밝기값을 고려하여 템플릿 매칭을 수행함으로써 대응되는 폐결절을 최종적으로 매칭시킨다.

2.1 최적경계볼륨 중심 기반 위치 보정

기준 영상과 추적 영상은 서로 다른 시점에서 촬영되므로 촬영 시 환자가 누워있는 테이블의 위치 또는 환

자의 움직임으로 인한 위치 차이가 발생할 수 있다. 이를 효과적으로 보정하기 위하여 본 절에서는 폐를 포함하는 최적경계볼륨을 이용하여 위치를 보정한다.

최적경계볼륨을 생성하기 위해서는 폐 경계면을 분할하는 과정이 필요하다. 본 논문에서는 기계발한 밝기값 정보를 사용한 하이브리드 접근 기법을 통해 폐 구조물을 자동 분할[14,15]한다. 그림 2와 같이 분할된 폐를 포함하는 최적경계볼륨의 좌상단점 (x_1, y_1, z_1) 과 우하단점 (x_2, y_2, z_2) 을 이용하여 중심점 $C(x_c, y_c, z_c)$ 를 식 (1)과 같이 구한 후, 추적 영상을 식 (2)와 같이 변환시키므로써 위치 차이를 보정한다.

$$C(x_c, y_c, z_c) = \left(x_1 + \frac{x_2 - x_1}{2}, y_1 + \frac{y_2 - y_1}{2}, z_1 + \frac{z_2 - z_1}{2} \right) \quad (1)$$

$$I_f = T(I_b), \quad T = C_f(x_c, y_c, z_c) + C_b(x_c, y_c, z_c) \quad (2)$$

이 때, 추적 영상의 중심점 C_f 를 기준 영상의 중심점 C_b 만큼 이동시킨 이동 변환을 T 라고 하고 변환 전과 후의 추적 영상을 각각 I_b, I_f 라고 한다.

최적경계볼륨 중심을 기반으로 한 위치 보정 방법은 x, y 축과 z 축에 비해 위치 차이가 큰 z 축의 위치를 효과적으로 보정하여, 2.2절에서 수행되는 초기 정합을 위한 최적화 탐색 범위를 줄여줌으로써 수행 시간을 단축시킬 수 있다.

2.2 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합

최적경계볼륨을 이용한 위치 보정은 호흡으로 인한 위치와 크기 차이를 보정하는데 한계가 있으므로 초기 정합을 통해 강제변환을 찾아내는 것이 필요하다. 이를 위해서 본 절에서는 폐와 움직임이 가장 유사한 갈비뼈 부위를 이용하여 초기 정합을 수행한다.

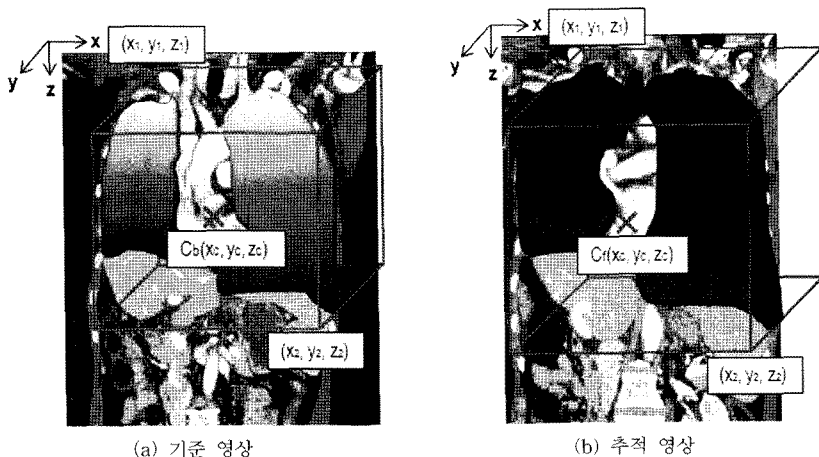


그림 2 폐 최적경계볼륨에서 중심점 계산

갈비뼈 정보를 이용하기 위하여 기준 영상과 추적 영상에서 그림 3과 같이 볼륨데이터의 $x-z$ 축 평면에 있는 모든 픽셀을 y 축 방향으로 투사시켜 관상최대강도투사 영상을 생성한다. 이 때, 갈비뼈 주변 조직에 의한 잡음을 줄이기 위해 최소 임계값(700HU)과 최대임계값(1100HU) 사이에 있는 픽셀들에 대하여 가장 큰 밝기값을 2차원 평면에 투사시킨다. 그림 3(c)는 이중 임계값 기법을 적용하지 않은 투사 영상 결과이고, 그림 3(d)는 이중 임계값 기법을 적용한 후의 투사 영상 결과이다.

관상최대강도투사 영상을 생성한 후, 식 (3)과 같이 두 영상 간의 정규화된 평균 밝기값 차이(NADD: Normalized Average Density Differences)를 계산하고, 파워 기법(powell's method)[16]을 이용하여 NADD 수치 변화가 거의 없을 때까지 반복 수행함으로써 최적의 x, z 축 이동 및 크기와 y 축 회전 변환 벡터를 구한다. 환자의 움직임과 호흡으로 인한 폐의 변화는 좌우보다 상하에서 크게 발생하므로, 상하의 움직임을 보정할 수 있는 x, z 축 이동 및 크기와 y 축 회전 변환을 통한 강제 변환으로 정합이 가능하다.

$$NADD = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N \frac{|I_b(x_i, y_i) - T(I_f(x_i, y_i))|}{I_{max}} \quad (3)$$

이 때, $I_b(x_i, y_i)$ 와 $T(I_f(x_i, y_i))$ 는 기준 영상에서 추출된 관상최대강도투사 영상과 변환된 추적 영상에서 추출된 관상최대강도투사 영상의 밝기값을 의미한다. N 은 두 관상최대강도투사 영상이 겹처지는 전체 픽셀의 개수이고, I_{max} 는 관상최대강도투사 영상의 최대 밝기값으로 최대임계값과 같다.

그림 4는 초기 정합 전과 후를 관상최대강도투사 영상으로 가시화한 결과이다. 그림 4(a)와 그림 4(b)는 기준 영상과 추적 영상에서 관상최대강도투사를 통해 얻어진 영상으로 호흡으로 인해 기준 영상에 비해 추적 영상에서 갈비뼈가 팽창된 것을 알 수 있다. 그림 4(c)는 초기 정합 전 결과를 나타내고, 그림 4(d)는 초기 정합 후 결과를 나타낸다. 그림 4(d)에서 알 수 있듯이 초기 정합 전 위치와 크기에 대한 오차가 줄어들었음을 알 수 있다. 이러한 초기 정합 결과를 기반으로 기준 영상에 있는 각 폐결절에 대하여 추적 영상 폐결절들과의 유클리디안 거리가 최소가 되는 대응 후보를 결정한다.

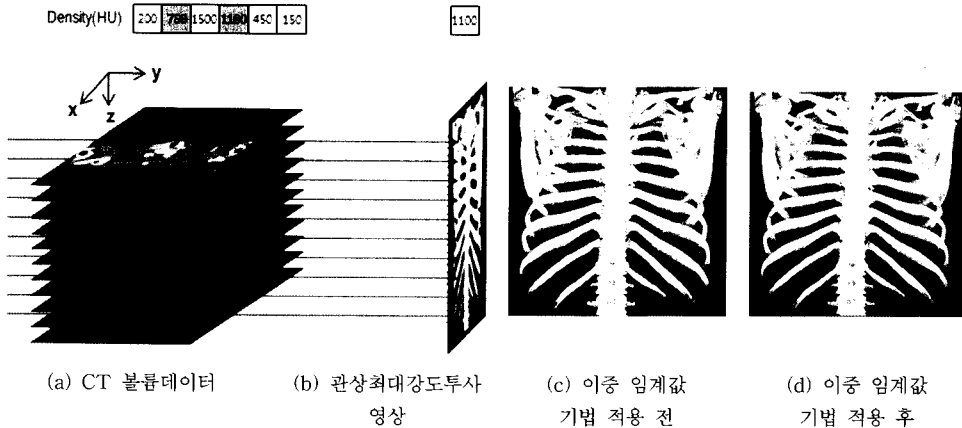


그림 3 이중 임계값 기법을 적용한 관상최대강도투사 결과

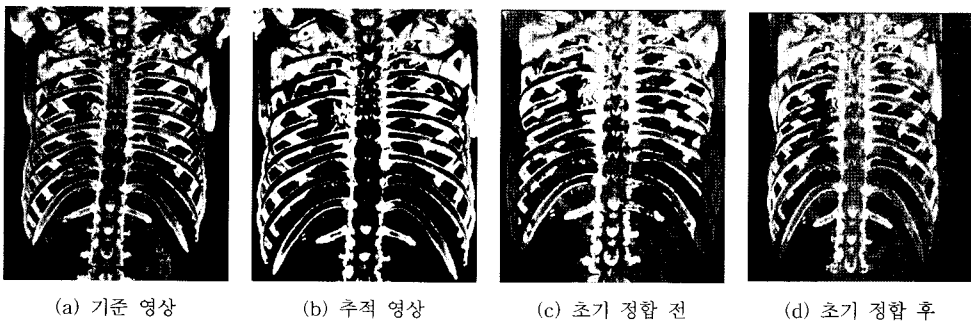


그림 4 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합 결과

제안한 초기 정합 방법은 관상최대강도투사를 통해 갈비뼈 부위를 쉽게 추출하여 볼륨 정보를 2차원 영상으로 줄임으로써 빠르게 강제 변환을 보정한다. 이 때, 이중 임계값 기법을 적용하여 관상최대강도투사 영상을 생성함으로써 투사하는 시간을 단축시키고, 유클리디안 거리를 계산하여 폐결절 대응 후보를 정의함으로써 2.3절에서 수행되는 템플릿 매칭의 탐색 범위를 줄일 수 있다.

2.3 지역 정보 기반 템플릿 매칭

강제변환은 호흡으로 인한 부분적 변형을 보정하는데 한계가 있으므로 폐결절 대응 후보의 매칭 정확성을 높일 수 있는 방법이 필요하다. 비강체 정합은 수행 시간이 오래 걸리고, 2.2절에서 수행한 강제정합을 통해 폐의 위치 및 크기를 보정해 주었기 때문에 본 절에서는 폐결절과 그 주변의 지역 정보를 기반으로 하는 템플릿 매칭을 수행 한다.

그림 5(a)와 같이 기준 영상에 있는 폐결절을 중심으로 $n \times n \times n \text{ mm}^3$ 의 크기를 갖는 볼륨 템플릿을 정의하고, 그림 5(b)와 같이 강제 변환시킨 추적 영상에서 기준 영상과 동일한 폐결절 위치를 중심으로 $2.5n \times 2.5n \times 2.5n \text{ mm}^3$ 크기의 볼륨을 관심영역으로 정의한다. 본 논문에서는 실험데이터에 있는 폐결절의 최대 크기인 16.9 mm 를 포함할 수 있도록 템플릿 크기는 $18 \times 18 \times 18 \text{ mm}^3$ 로 하고, 관심영역은 초기 정합의 최대 오차를 포함하도록 2.5배 확장한 $45 \times 45 \times 45 \text{ mm}^3$ 로 한다.

본 논문에서 제안하는 폐결절 매칭 알고리즘은 관심영역 내에 폐결절의 개수에 따라 세 가지로 분리된다. 첫째, 관심 영역 내에 폐결절이 하나 존재한다면 그 폐결절이 초기 정합으로 정의된 대응 후보인지 검사한다. 대응 후보라면 두 영역의 정규화된 상관관계(normalized

cross correlation)[8] 수치를 식 (4)와 같이 계산한다. NCC 는 폐결절과 폐혈관, 흉벽 등 주변 조직의 유사성을 함께 고려함으로써 수치가 클수록 상관관계가 높다는 것을 의미한다. 본 논문에서는 실험을 통해 얻은 0.7을 대응되는 폐결절을 결정하는 기준 NCC 로 정의한다. NCC 가 0.7 이상이면 대응되는 폐결절로 매칭시키고, 0.7 미만이면 관심영역 내에서 템플릿 매칭을 통해 NCC 가 가장 큰 위치를 매칭시킨다.

$$NCC = \frac{\sum_{i=1}^N |A - \bar{A}| |B - \bar{B}|}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (A - \bar{A})^2 \sum_{i=1}^N (B - \bar{B})^2}} \quad (4)$$

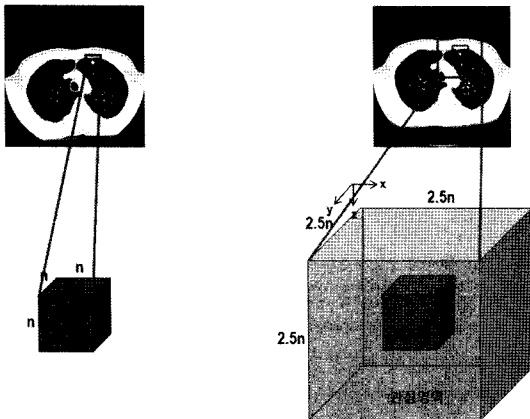
이 때, N 은 템플릿 볼륨의 전체 픽셀 개수이고, A 와 B 는 기준 영상과 추적 영상에서 템플릿에 해당하는 영역의 밝기값을 나타내며 \bar{A} 와 \bar{B} 는 A 와 B 의 평균 밝기값을 의미한다.

둘째, 관심영역 내에 폐결절이 두 개 이상이면, 대응 후보 정보를 이용하지 않고 템플릿 매칭을 통해 NCC 가 가장 큰 위치를 매칭 시킨다. 셋째, 초기 정합에서 충분히 보정해 주고 폐결절이 관심영역 내에 존재하지 않으면 템플릿 매칭을 수행하지 않는다. 템플릿 매칭의 수행 속도를 향상시키기 위해, 1/3로 해상도를 낮춰 수행하고 NCC 가 0.7 이상인 위치를 매칭 시키지 못했을 경우에 1/2로 해상도를 높여 다시 템플릿 매칭을 수행한다.

본 논문에서 제안한 지역 정보 기반의 템플릿 매칭은 NCC 를 통해 폐결절 위치 간의 상관관계뿐 아니라 폐결절 주변 조직 간의 상관관계를 함께 고려하여 매칭 정확성을 높이고, 다해상도를 통해 관심 영역 내의 탐색 영역을 줄임으로써 수행 속도를 향상시킨다. 또한 관심영역 내에 폐결절의 개수를 고려한 템플릿 매칭 알고리즘은 기준 영상에 있던 폐결절이 추적 영상에서 없어졌을 경우 템플릿 매칭을 수행하지 않고 대응되는 폐결절이 없음을 알 수 있다.

3. 실험 및 결과

본 실험은 Philips MX8000과 Siemens Sensation 16으로 촬영한 총 8명의 환자 데이터에 대하여 수행하였다. 각 실험데이터는 시간차를 두고 촬영한 한 쌍의 복부 CT 영상으로 이루어져 있으며, 크기는 512×512 , 픽셀 크기는 $0.51 \sim 0.66 \text{ mm}$, 슬라이스 간격은 1.0 mm 로 슬라이스 장수는 $270 \sim 454$ 장이다. 그림 6은 최대 호흡에서 촬영한 기준 영상과 추적 영상에서 폐의 용적을 측정된 결과로, 8명 중 5명의 데이터는 기준 영상과 추적 영상 간 폐의 용적 차이가 평균 77.9 cc 로 유사한 용적을 보였고, 나머지 3명의 데이터는 평균 321.7 cc 로 호흡으로 인



(a) 기준 영상 내 템플릿 (b) 추적 영상 내 관심영역
그림 5 템플릿 및 관심영역 크기 정의

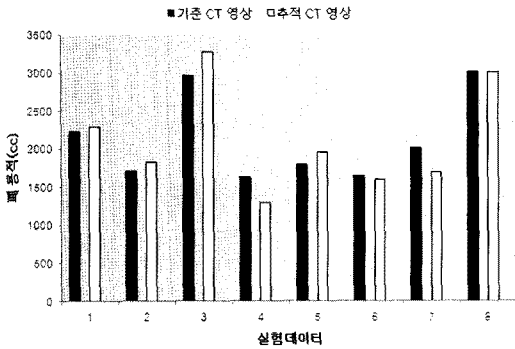


그림 6 기준 영상과 추적 영상에서 폐의 용적 측정 결과

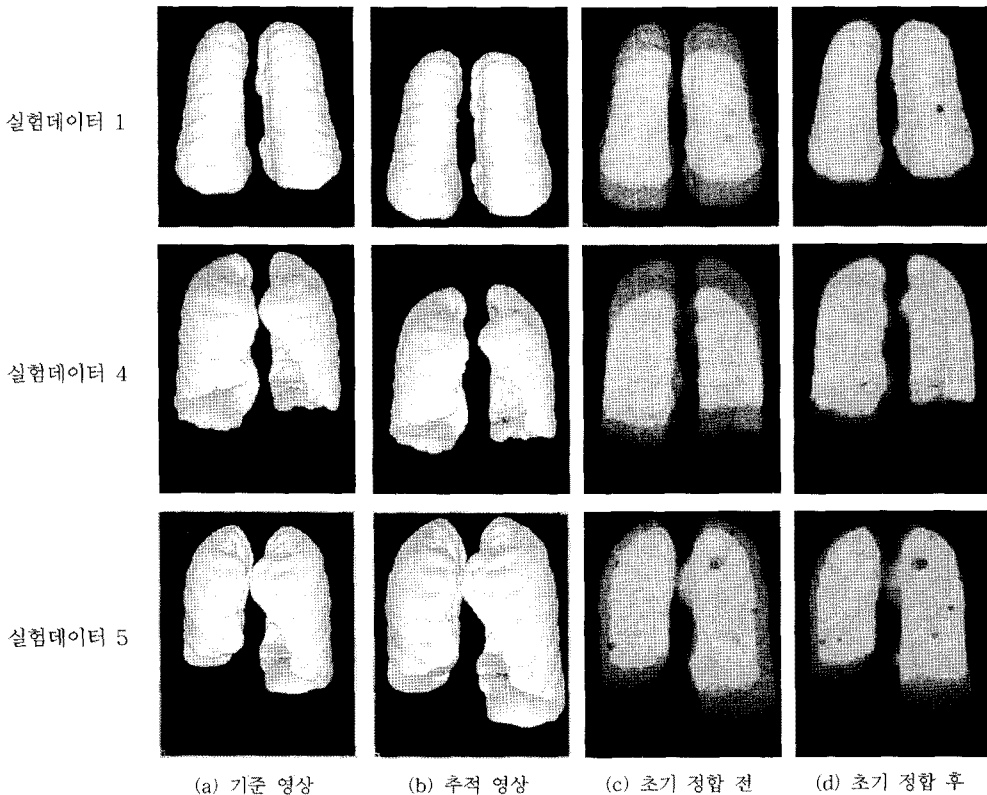
한 용적 차이가 있었다. 실험데이터는 1~8개의 폐결절을 가지고 있고 전체 폐결절의 개수는 21개이다. 7개의 데이터는 기준 영상과 추적 영상에서 동일한 개수의 폐결절을 가지고 있으나 한 개의 데이터는 기준 영상에서는 4개, 추적 영상에서는 3개로 폐결절의 개수가 다르다.

본 논문에서 제안한 폐결절 정합 방법을 평가하기 위하여 육안 평가, 정확성 및 수행시간 측정 결과를 분석하였다. 그림 7은 관상최대 강도 투사 영상을 이용한 초

기 정합 결과를 보여준다. 그림 7(a)와 그림 7(b)는 기준 영상과 추적 영상에서 폐 볼륨을 나타내고, 그림 7(c)와 그림 7(d)는 폐 볼륨 간의 초기 정합 전과 후의 결과를 보여준다. 이 때, 빨간색과 파란색으로 표시된 부분은 폐결절의 위치를 나타낸다. 본 논문에서 제안한 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합 방법은 그림 7의 실험데이터 1과 같이 폐 볼륨 간의 위치 차이가 큰 경우와 데이터 4, 5와 같이 폐 볼륨 간의 크기 차이가 큰 경우에도 보정되는 결과를 보였다.

그림 8은 초기 정합 후 템플릿 매칭을 통해 대응되는 폐결절을 매칭한 결과이다. 지역적 템플릿 매칭 알고리즘을 통해 폐결절 및 주변 조직 간의 상관관계가 높은 영역을 매칭시킴으로써 폐결절의 크기가 작거나 큰 경우뿐만 아니라, 폐결절 간 크기 차이가 크거나 폐의 내부에 있는 경우, 폐혈관이나 폐흉벽에 붙어 있는 경우에도 정확하게 폐결절을 매칭시켰다. 총 21개의 폐결절 중 한 개는 매칭 되는 폐결절이 없다는 결과를 보였는데 이는 기준 영상에는 폐결절이 존재하나 추적 영상에는 없는 경우였다.

그림 9는 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합



(a) 기준 영상 (b) 추적 영상 (c) 초기 정합 전 (d) 초기 정합 후

그림 7 관상최대 강도 투사 영상을 이용한 초기 정합 결과

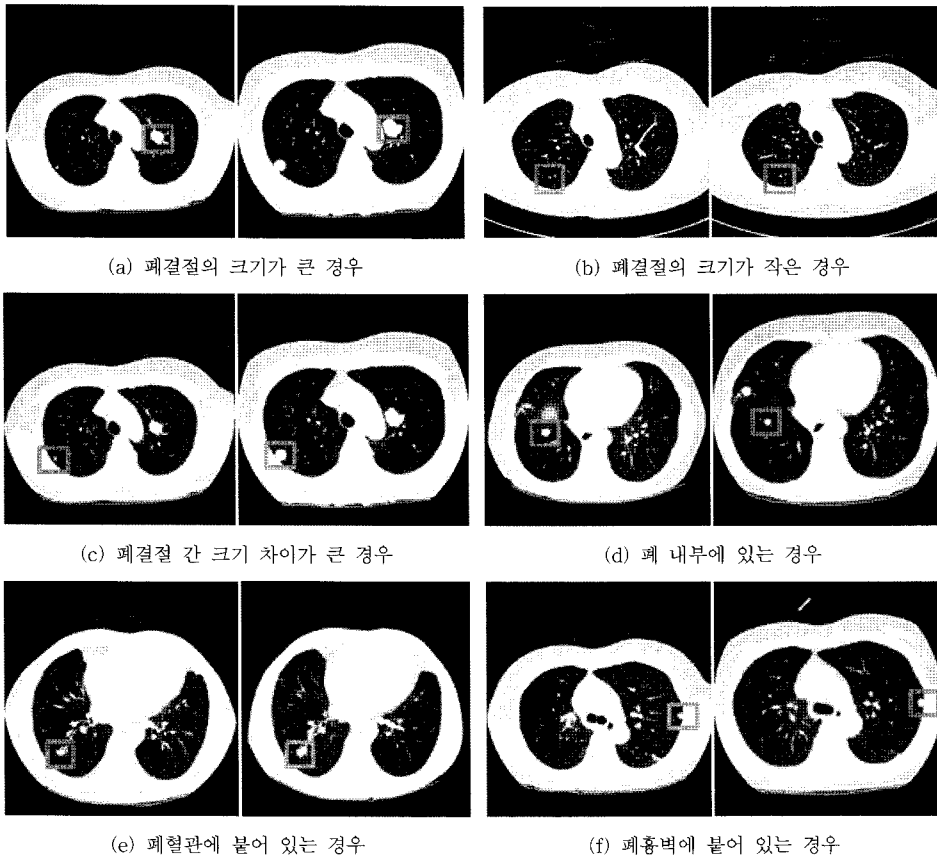


그림 8 템플릿 매칭을 통한 폐결절 매칭 결과

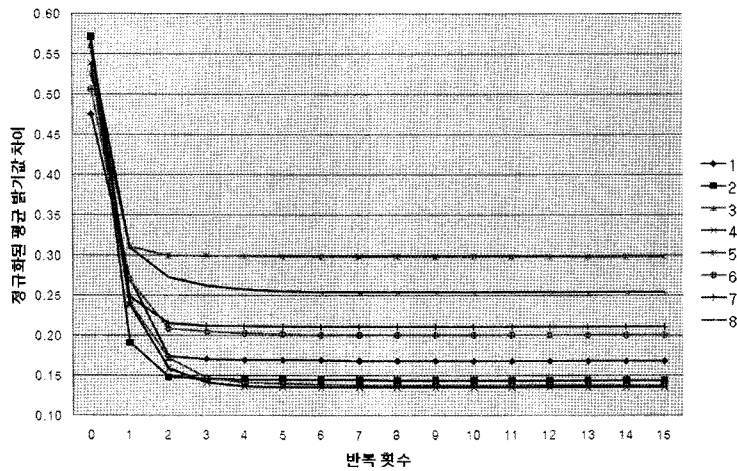


그림 9 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합에서 최적화 반복 횟수에 따른 유사성 측정

에서 최적화 반복 횟수에 따른 관상최대강도투사 영상 간의 *NADD* 수치를 보여준다. 총 15번 반복 수행한 결과 1~2번째 반복 시점에서 *NADD*가 급격히 감소하고,

3~4번째에서 거의 수렴되는 결과를 보였다. 폐의 최적 경계블록 중심을 이용하여 위치 차이를 보정한 후에 초기 정합을 수행하였기 때문에 지역적 오류에 빠지지 않

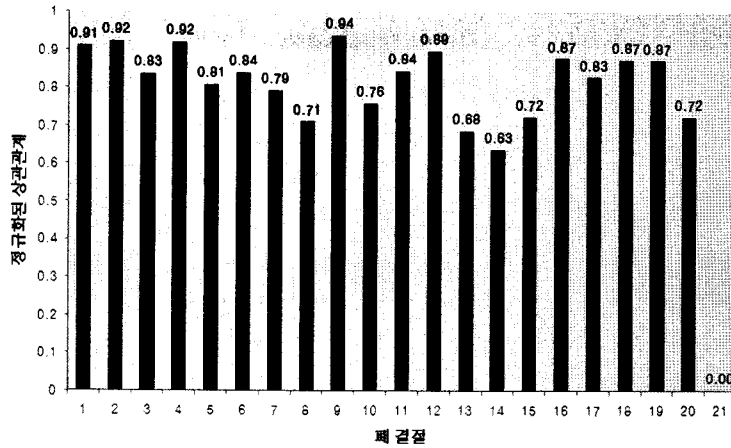


그림 10 템플릿 매칭을 통해 매칭된 영역의 정규화된 상관관계

고 최적화의 빠른 수렴을 유도할 수 있었다.

그림 10은 템플릿 매칭에서 실험데이터 내에 있는 21개의 폐결절에 대한 NCC 수치를 나타낸다. NCC는 평균 0.82였고 결과적으로 100%의 폐결절 매칭률을 보였다. 매칭되는 폐결절의 NCC가 대부분 0.7이상을 보였으나, 13번과 14번 폐결절의 경우는 1/2의 해상도로 템플릿 매칭을 수행한 후에 매칭된 가장 높은 NCC가 0.7 이하를 보였다. 21번 폐결절은 기준 영상에는 있으나 추적 영상에는 없는 경우로 대응되는 폐결절이 존재하지 않아 상관관계 수치를 계산할 수 없으므로 0 값을 갖는다.

그림 11은 실험데이터에서 일치하는 폐결절 중심 간 평균 거리 차이를 유클리디안 거리를 통해 측정한 결과이다. 초기 정합 전의 폐결절 중심 간 평균 거리는 26.31mm, 초기 정합 후의 평균 거리는 10.94mm로 오차가 58% 감소하였다. 8번 데이터는 초기 정합 전에 비해 초기 정합 후에 평균 거리가 2.39mm 증가하였는데

이는 초기 정합의 최적화 과정에서 국부최적점(local optima)에 빠졌기 때문이다. 대부분 폐결절 중심 간 평균 거리 차이는 점점 줄어드는 경향을 보였고, 국부최적점으로 초기 정합된 경우에도 템플릿 매칭을 통해 오류를 보정하여 매칭됨을 알 수 있었다.

그림 12는 초기 정합과 템플릿 매칭 하는데 걸린 수행시간을 나타내는데 Intel Core2 CPU 6700, 2.66GHz, 3GB RAM이 장착된 PC에서 실험하였다. 초기 정합을 수행하는데 걸린 시간은 평균 0.33초, 템플릿 매칭을 수행하는데 걸린 시간은 평균 1.76초였고, 총 평균 수행시간은 2.09초였다. 4, 5, 6번 데이터의 경우 다른 데이터에 비해 수행시간이 오래 걸렸는데 5번 데이터는 매칭해야 하는 폐결절의 수가 8개였고, 4번과 6번 데이터는 기준 NCC 수치인 0.7을 넘지 않는 폐결절과 관심 영역 내에 2개 이상의 폐결절이 있어 다해상도 템플릿 매칭을 1/3, 1/2로 수행하는데 시간이 소요되었기 때문이다.

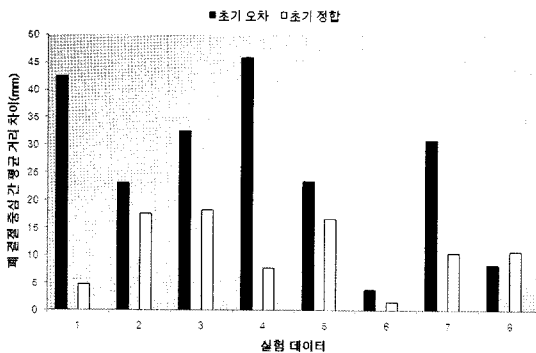


그림 11 초기 정합 전과 후의 폐결절 중심 간 평균 거리 차이

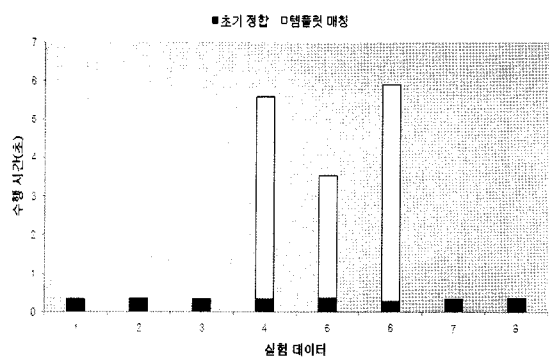


그림 12 제안 폐결절 정합 방법의 수행시간 측정 결과

4. 결론

본 논문에서는 시간차를 두고 촬영한 CT 영상간의 빠르고 정확한 자동 폐결절 정합 방법을 제안하였다. 폐의 최적경계볼륨을 이용한 위치 보정은 환자의 움직임과 호흡으로 인한 위치 차이를 효과적으로 보정함으로써 이후 초기 정합의 탐색 공간을 줄여 수행시간을 단축시킬 수 있었다. 관상최대강도투사 영상을 이용한 초기 정합은 환자의 호흡으로 인한 위치 및 크기 차이를 보정할 수 있었다. 이 때, 이중 임계값 기법을 통해 갈비뼈 주변의 잡음을 줄이고 관상최대강도투사를 통해 볼륨 정보를 2차원 영상으로 줄임으로써 계산량을 줄일 수 있었다. 폐결절과 폐혈관, 흉벽 등 주변 조직의 밝기 값을 고려한 템플릿 매칭은 호흡에 따른 부분적 변형에 의한 폐결절 매칭의 오류를 줄여 정확성을 높이고, 다해상도를 이용함으로써 수행 속도를 향상시킬 수 있었다. 실험결과, 초기 정합 전보다 후의 폐결절 중심 간 평균 거리가 15.37mm 줄었고 지역적 템플릿 매칭을 통해 결과적으로 100% 매칭 되는 결과를 보였다. 총 평균 수행 시간은 2.09초로 폐결절을 정확하면서 빠르게 정합시킬 수 있었다.

참고 문헌

- [1] M. Betke, H. Hong, J. P. Ko, "Automatic 3D registration of lung surfaces in Computed Tomography Scans," *Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI*, pp.725-733, 2001.
- [2] M. Betke, H. Hong, D. Thomas, C. Prince, J. P. Ko, "Landmark detection in the chest and registration of lung surfaces with an application to nodule registration," *Medical Image Analysis*, vol.7, pp.265-281, 2003.
- [3] P. J. Besl and N. D. McKay, "A method for registration of 3-D shapes," *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, vol.14, no.2, pp.239-256, 1992.
- [4] H. Hong, M. Betke, S. Teng, D. Thomas, J. P. Ko, "Multilevel 3D Registration of Lung Surfaces in Computed Tomography Scans - Preliminary experience," *Proceedings of International Conference on Diagnostic Imaging and Analysis (ICDIA)*, pp.90-95, August 2002.
- [5] M. Kubo, T. Yamamoto, Y. Kawata, N. Niki, K. Eguchi, H. Ohmatsu, R. Kakinuma, M. Kaneko, M. Kusumoto, N. Moriyama, K. Mori, H. Nishiyama, "CAD system for the assistance of a comparative reading for lung cancer using retrospective helical CT images," *MICCAI 2001, LNCS 2208*, pp. 1388-1390, 2001.
- [6] M. N. Gurcan, R. C. Hardie, S. K. Rogers, D. E. Dozer, B. H. Allen, R. V. Burns, J. W. Hoffmeister, "Automated global matching of temporal thoracic helical CT studies: feasibility study," *International Congress Series*, vol.1256, pp.1031-1036, 2003.
- [7] Helen Hong, Jeongjin Lee, Yeny Yim, "Automatic lung nodule matching on sequential CT images," *Computers in Biology and Medicine*, vol.38, no.5, pp.623-634, 2008.
- [8] S. Sun, G. Rubin, David Paik, Robert M. Steiner, Feng Zhuge, Sandy Napel, "Registration of lung nodules using a semi-rigid model: Method and preliminary results," *Medical Physics*, vol.34, no.2, pp.613-626, Feb. 2007.
- [9] Jiazheng Shi, Berkman Sahiner, Heang-Ping Chan, Lubomir Hadjiiski, Chuan Zhou, Yi-Ta Wu, Jun Wei, "Pulmonary nodule registration in serial CT scans based on rib anatomy and nodule template matching," *Medical Physics*, vol.34, no.4, pp.1336-1347, April 2007.
- [10] Jiazheng Shi, Berkman Sahiner, Heang-Ping Chan, Lubomir Hadjiiski, Chuan Zhou, Yi-Ta Wu, Jun Wei, "Pulmonary Nodule Registration in Serial CT Scans Using Rib Anatomy and Nodule Template Matching," *Proceeding of SPIE*, vol.6514, pp.65140R.1-65140R.9, 2007.
- [11] W. Mullally, M. Betke, H. Hong, J. Wang, K. Mann, J. P. Ko, "Multi-criterion 3D segmentation and registration of pulmonary nodules on CT: a preliminary investigation," *International Conference on Diagnostic Imaging and Analysis*, pp.176-181, 2002.
- [12] Yoshinori Itai, Hyoungseop Kim, Seiji Ishikawa, Shigehiko Katsuragawa, Kunio Doi, "A New Registration Method with Voxel-Matching Technique for Temporal Subtraction Images," *Proc. of SPIE*, vol.6915, pp.69153I.1-69153I.8, 2008.
- [13] Yoshinori Itai, Hyoungseop Kim, Seiji Ishikawa, Shigehiko Katsuragawa, Takayuki Ishida, Ikuo Kawashita, Kazuo Awai, Qiang Li, Kunio Doi, "3-D Elastic Matching Technique for Temporal Subtraction Employing Thorax MDCT Images," *Proc. of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, vol.14, pp.2188-2191, 2006.
- [14] Helen Hong, J. J. Lee, Yeny Yim, "Automatic lung nodule matching on sequential CT images," *Computers in Biology and Medicine*, vol.38, no.5, pp.623-634, 2008.
- [15] Yeny Yim, Helen Hong, "Correction of segmented lung boundary for inclusion of pleural nodules and pulmonary vessels in chest CT images," *Computers in Biology and Medicine*, vol.38, no.8, pp.845-857, 2008.
- [16] William H. Press, Brian P. Flannery, "Numerical Recipes in C - Second Edition," *Cambridge Univ. Press*, pp.412-414, 1992.



조 현 희

2004년 2월 서울여자대학교 멀티미디어 통신공학과 학사. 2006년 2월 서울여자대학교 컴퓨터학과 석사. 2006년 5월~2007년 2월 서울여자대학교 미디어학부 연구원. 2007년 3월~현재 서울여자대학교 컴퓨터학과 박사과정. 관심분야는 영상분할, 영상정합, 의료영상처리



홍 헬 렌

1994년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 학사. 1996년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 석사. 2001년 8월 이화여자대학교 컴퓨터학과 박사. 2001년 9월~2003년 7월 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 박사후연구원. 2002년 12월~2003년 4월 (주)인피니트테크놀로지 책임연구원. 2003년 8월~2006년 2월 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 계약조교수. 2006년 3월~2008년 2월 서울여자대학교 미디어학부 전임강사. 2008년 3월~현재 서울여자대학교 미디어학부 조교수. 관심분야는 의료영상처리, 영상매칭, 컴퓨터 그래픽스, 가상증강현실, HCI