

표면 및 복셀 유사성 기반 다중모달리티 비선형 의료영상정합*

김민정, 김명희
이화여자대학교 컴퓨터학과
e-mail : {kimmj, mhkim}@ewha.ac.kr

Multimodality Nonlinear Medical Image Registration based on Surface Information & Voxel Similarity

Min-Jeong Kim, Myoung-Hee Kim
Department of Computer Science & Engineering, Ewha Womans University

요 약

의료영상정합은 환자의 해부학적 정보와 기능적 정보를 혼합함으로써 기능이상부위의 해부학적 위치를 판별하기 위한 목적으로 널리 이용되고 있다. 그러나 실제적으로 여러 종류의 환자영상 취득이 어렵거나 해부학적 영상정보가 손실되는 경우가 적지 않다. 따라서 표준 정상인 해부학적 영상과 환자 기능영상을 정합함으로써 보다 객관적인 환자 기능이상부위 분석이 요구된다. 이는 다중 개체, 다중모달리티간 영상정합으로 기존의 표면정보 또는 복셀정보 기반 방법으로는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 두 대상영상 표면 뿐 아니라 내부 볼륨까지 대응시킬 수 있는 표면정보와 복셀정보를 혼합 적용한 기법을 제안한다.

1. 서론

영상정합은 영상들을 배열하여 대응되는 특성을 연관시킴으로써, 서로 다른 정보를 결합하여 상호 보완적이고 복합적인 새로운 정보를 생성하는 일련의 과정을 말한다. 특히 의료영상정합은 해부학적 정보와 기능적 정보의 결합을 통하여 처치 전 병소의 위치를 정확히 진단하기 위한 목적이나 병변의 진행과정 추적 및 환자 집단간 특성 분석 등을 위하여 활용되고 있다[1][3].

의료영상정합 기법은 차원, 변환 속성, 모달리티, 대상 개체, 대상기관 등에 따라 분류된다[2]. 모달리티의 측면에서, 단일모달리티 영상정합은 처치 전후 획득된 의료영상간의 차이를 비교할 때 주로 이용되며, 다중모달리티 영상정합은 해부학적 영상과 기능적 영상을 혼합함으로써 기능이상부위의 해부학적 위치를 판별하고자 할 때 이용된다. 대상 개체의 측면에서 볼

때, 병변의 진행경과 분석을 위해 다른 시간대에 동일 환자로부터 획득된 영상들을 정합하는 기법과 정상인 또는 템플릿 영상과 환자 영상을 정합함으로써 보다 정확한 환자 기능이상부위의 해부학적 위치 판별 또는 정상인군-환자군간 특성 분석에 적용되는 방법이 있다.

본 연구에서는 표준 형태 및 크기를 가지며 좌우 대칭적인 정상인 해부학적 영상을 참조영상으로 하여 환자 기능영상과의 다중 모달리티 다중 개체간 영상정합을 수행한다. 실제 임상에서는 환자영상의 취득이 어렵거나 손상 및 질환 등으로 인하여 해부학적 정보의 손실이 일어날 가능성이 많으므로 환자의 해부학적 영상보다 표준 정상인의 해부학적 영상을 기준으로 정합을 수행하는 것이 보다 객관적일 수 있다. 서로 해부학적 차이를 가지는 다중 개체간 영상정합을 위해서는 비선형적인 기법이 적용되어야 한다.

비선형 영상정합과 관련된 기존 연구는 크게 기반

* 본 연구는 부분적으로 과학기술부 국가지정연구실사업(NRL)과 정보통신부 대학정보통신연구센터(ITRC)육성지원사업의 지원에 의해 수행되었음.

함수를 이용한 방법, 스플라인 기반 방법, 탄성 정합, 유체 정합, 유한요소기법(Finite Element Method)기반 방법 등으로 분류된다[1][4][12]. 이 중 스플라인을 이용한 방법이 비교적 간단하고 형태 조작성이 용이하여 널리 사용되며, 일반적으로 제어점들의 기본 메쉬를 조작함으로써 객체를 변형하는 자유변형기법(Free Form Deformation)이 널리 이용된다. 이러한 방법들은 수행 시간이 빠르고 용이한 장점은 있으나 대상영상의 내부볼륨을 변환하는데 한계가 있다. 최근 표면정보와 복셀정보를 동시에 이용하여 표면과 볼륨 내부를 변형하는 기법이 제안되고 있으나, 상호 정보 (Mutual Information), 상관계수(correlation coefficient) 등의 유사도모달리티에서만 견고하며, 상대적으로 영상의 질이 떨어지는 기능영상에서 견고하게 작동하지 않는 복셀 정보 측정기준을 이용함으로써 제한점을 가진다[6][7]. 따라서 본 연구에서는 다중 모달리티 영상에 견고하게 적용되는 복셀 유사성 측정 기준인 상관비[8][9][10]를 볼륨 내부 변형에 적용하는 기법을 제안한다.

본 논문에서는 먼저 두 영상간의 전반적인 형태 차이를 보정하기 위하여 모멘트 정보와 자유변형기법을 이용한 표면정보기반 초기정합을 수행한다. 또한 볼륨 영상 내부에 이르기까지 변환하기 위하여 상관비(correlation ratio)를 이용한 복셀 정보 기반 비선형 변환을 적용하는 기법을 수행한다. 제안기법은 표준 정상인 뇌 자기공명영상(MRI)를 기준으로 환자 뇌 단일 광자방출단층촬영영상(SPECT)에 적용되었다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2 장에서 모멘트와 자유변형기법을 기반으로 한 표면 정합기법에 대하여 기술하고, 3 장에서는 볼륨내부 변환을 위한 복셀정보 기반 상세 영상정합 방법을 설명한다. 4 장에서 실험 및 구현결과를 기술하고, 5 장에서 본 논문의 결론 및 향후연구를 소개한다.

2. 표면정보기반 초기 비선형 영상정합

2.1 모멘트정보 추출 및 초기 선형변환

자유변형기법을 기반으로 비선형 정합을 수행하기 이전에 먼저 참조영상과 테스트영상의 복셀 정보를 기반으로 한 확대/축소 변환을 통해 참조영상에 대한 테스트영상의 공간정규화를 수행한다. 그리고 각각의 모멘트 정보로 무게중심 및 3 차원 주축을 계산하고 무게중심과 주축을 각각 좌표계의 원점과 좌표축으로 대응시킴으로써 초기 선형변환을 수행한다[3][12].

3 차원 무게중심은 두 대상볼륨의 표면 점집합 각각의 3 차원 좌표를 V_j , 전체 점 개수를 N 이라 할 때, 참조영상과 변환된 테스트영상의 무게중심 C 는 식 (1)을 이용하여 구해진다.

$$C_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, C_y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i, C_z = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i \quad \text{식(1)}$$

다음으로 3 차원 주축을 계산하기 위해서는 먼저 각 영상의 공분산 행렬(covariance matrix)을 구하고,

이 공분산 행렬의 행렬식을 0 으로 만드는 고유치(eigen value)를 계산한다. 이 고유치들을 이용하여 3 차원 좌표공간 상에서 각각 수직형태를 이루는 고유벡터들을 구할 수 있는데, 고유치의 크기가 클 때의 고유벡터가 해당 영상의 가장 긴 주축을 나타내게 된다. 공분산 행렬은 식 (3)을 이용하여 식 (2)와 같이 계산될 수 있다.

$$Cov = \begin{bmatrix} Cov(x,x) & Cov(x,y) & Cov(x,z) \\ Cov(y,x) & Cov(y,y) & Cov(y,z) \\ Cov(z,x) & Cov(z,y) & Cov(z,z) \end{bmatrix} \quad \text{식(2)}$$

$$Cov(x,y) = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (x_i - c_x)(y_i - c_y) \quad \text{식(3)}$$

2.2 Bézier 함수 기반 free-form 변형을 이용한 비선형 정합

본 절에서는 앞서 기술된 방법에 의해 모멘트 정보가 매칭된 두 정합대상영상에 대해 3D Bézier tensor product 를 기반으로 하는 자유변형기법을 적용함으로써 비선형 정합을 수행하는 방법을 기술한다. 우선 모멘트 정보의 매칭에 의해 두 정합대상영상은 무게중심과 3 차원 주축이 좌표계 상에 일치되어 있으므로, 참조영상을 둘러싸는 3 차원 방향으로 동일한 개수의 셀을 가지는 격자(lattice) 구조를 생성한다. 격자는 대상영상의 표면 점들 중 최소점과 최대점을 찾고, 격자 셀의 개수에 해당하는 만큼 최소점과 최대점 사이의 3 차원 영역을 분할함으로써 생성하며, 격자 상의 각 점은 이후의 자유 변형에서 제어점으로 이용된다.

다음으로 참조영상에 대한 변형을 수행할 수 있도록 테스트영상의 격자를 3D Bézier 함수를 이용하여 구성하였다. Bézier 함수를 D 라 할 때, 변형 함수의 형상은 제어점 $b_{i,j,k}$ ($i=0, \dots, 1, j=0, \dots, m, k=0, \dots, n$)의 대응 격자에 의해 고유하게 정의된다. 변형 함수는 식 (4)와 같이 trivariate tensor product 로 정의된다.

$$D(s,t,u) = \sum_{i=0}^l \sum_{j=0}^m \sum_{k=0}^n B_i^l(s) B_j^m(t) B_k^n(u) b_{i,j,k} \quad \text{식(4)}$$

격자내에서 제어점 $b_{i,j,k}$ 의 이동은 변형 함수 D 의 형태로 직접적으로 수행된다. 기반 함수

$B_i^l(s) B_j^m(t) B_k^n(u)$ 은 각각 차수 l, m, n 의 Bernstein 다항식이다.

참조영상과 테스트영상의 비선형 변환 요소는 격자의 대응되는 각 셀 내의 표면점들간의 평균 좌표값을 비교하여 계산된다. 먼저 참조영상과 테스트영상의 각 격자 내에 포함되는 표면점 좌표값들의 중점을 찾는다. 그리고 참조영상의 각 셀의 중점들에 대한 테스트영상의 중점들의 비율을 계산하여 tensor product 의 각 제어점들에 대한 지역적 변환요소로 이용한다. Tensor product 의 각 제어점들의 이동에 의

해 테스트영상은 참조영상에 대한 지역적 변환이 수행된다. 그림 2 는 비선형 변환 적용 전(좌)과 적용 후(우)의 표면 데이터와 격자의 변형을 보여주고 있다.

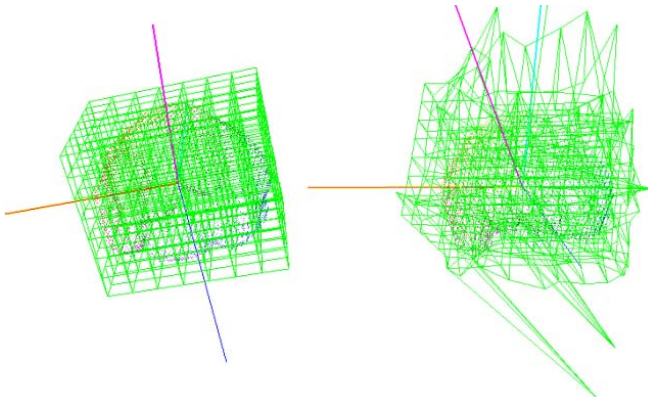


그림 1. 비선형 변환 기반 격자구조의 변형
(좌: 변환적용전, 우: 변환적용후)

변형된 테스트영상을 원점과 좌표축으로부터 참조영상의 무게중심과 3 차원 주축에 일치하도록 변환시킴으로써 최종적으로 참조영상과 테스트영상의 정합이 수행된다.

3. 복셀정보기반 상세 영상정합

2 장에서 기술된 방법에 의해 초기 비선형 변환된 테스트영상의 볼륨 내부를 변형하기 위하여 본 연구에서는 참조영상의 특징점에 대응하는 테스트영상 상의 점을 찾기 위해 상관비(Correlation Ratio)를 적용하였다. 또한 자유변형기법을 적용하기 위해 구축하였던 변형 격자 상의 각 제어점들을 볼륨영상 변환시의 특징점으로 사용하였다. 다시 말하면, 변형 격자 상의 각 제어점에 해당하는 참조영상과 테스트영상의 초기 대응점을 설정하고, 테스트영상의 초기 대응점 주위에 일정 영역을 지정한 후, 해당 영역에서 참조영상에서의 대응점과 상관비가 가장 높은 점을 대응점으로 재지정하는 것이다.

상관비는 조건부확률을 이용하여 대상 영상 영역의 강도의 상대적 분포를 계산하는 복셀 유사성 측정기법 중 하나로 참조영상을 X, 변환 T 에 의해 변환된 테스트영상을 Y_T, 대상영상 영역 내의 픽셀 또는 복셀의 개수를 N 이라 할 때 다음 식과 같이 계산된다. 여기서 E 는 복셀 강도의 평균을, Var 은 복셀 강도의 분산을 뜻한다[9][10].

$$\eta(Y_T | X) = 1 - \frac{E[(Var(Y_T | X = x))]}{Var(Y_T)} \quad \text{식(5)}$$

분산은 식(6)와 같이 계산되며, 평균은 식(7)에 의해 계산된다.

$$Var(Y_T) = \frac{1}{N-1} \left(\sum_{j=1}^N (Y_T(j) - E(Y_T))^2 \right) \quad \text{식(6)}$$

$$E(Y_T) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_T(j) \quad \text{식(7)}$$

$E[Var(Y_T | X = x)]$ 의 계산은 영상 X 와 Y_T 에서 강도의 결합확률의 정의를 필요로 한다. 두 영상에서 대응되는 복셀의 강도들의 쌍을 구함으로써 두 영상 간의 결합확률을 계산할 수 있다. 이는 영상 X 와 Y_T 에서 강도를 나타내는 두 직교 축이 있는 강도 공간, 즉 영상 쌍의 2 차원 히스토그램에서 정의된다고 볼 수 있다.

상관비에 의해 새로이 계산된 대응점들은 테스트영상의 변형 격자 상의 제어점들의 이동과 직접적으로 연관된다. 따라서 이전 단계에서 완전히 수행되지 못한 지역적 비선형 변환을 보정하게 되며, 제어점에 해당하지 않는 나머지 복셀들은 해당 복셀을 둘러싸는 제어점들의 변위 필드를 보간하여 이동됨으로써 볼륨 변환을 수행할 수 있다.

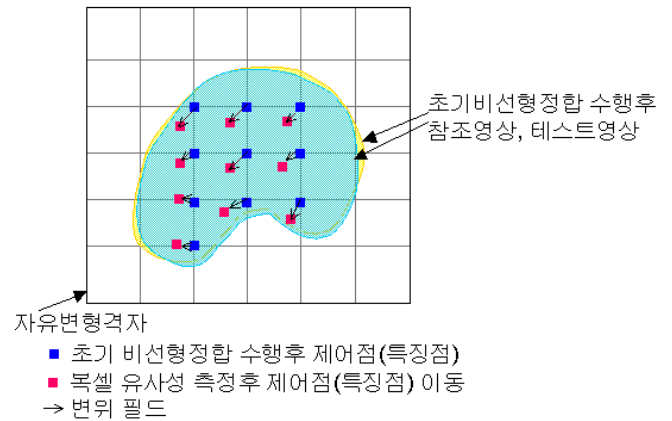


그림 2. 상관비(Correlation Ratio)기반 볼륨내부 변환

4. 구현 및 실험결과

본 논문의 구현은 Pentium 4 1.9GHz CPU, 1GB RAM, Windows 2000 Professional 환경 상에서 MS Visual C++ (MFC)언어를 이용하였다. 추가적으로 그래픽 라이브러리인 OpenGL 과 수학함수계산을 위한 라이브러리인 GSL(GNU Scientific Library)를 이용하였다.

실험영상은 그림 3 과 같이 참조영상으로 표준 형태 및 크기를 가지는 정상인 자기공명영상을, 테스트영상으로 환자 단일광자방출단층촬영영상을 이용하였다. 그림 4 는 참조영상인 표준 정상인 자기공명영상에 대하여 초기 비선형변환된 환자 단일광자방출단층촬영영상의 대응점을 상관비에 의해 찾아낸 결과이다. 또한 그림 5 는 상관비에 의해 탐색된 테스트 영상상의 새로운 대응점으로서의 변위 필드를 나타내며, 그림 6 은 제안방법에 의한 영상정합 결과를 보여준다.

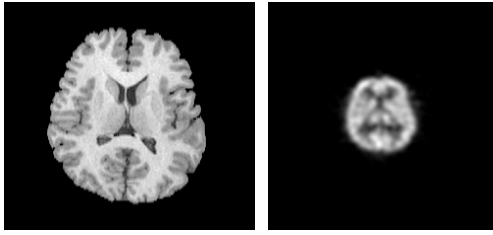
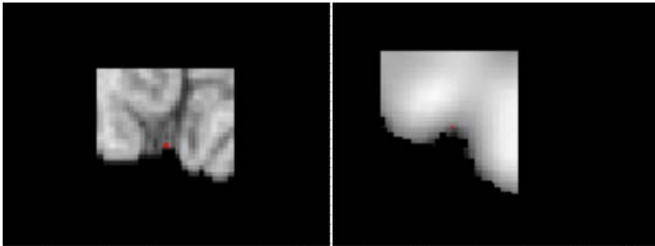
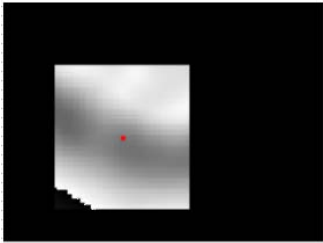


그림 3. 실험영상
(좌: 뇌 자기공명영상, 우: 뇌 단일광자방출단층촬영영상)



(a) 참조영상 상의 특징점 (b) 테스트영상상의 대응점



(c) 상관비값에 의한 참조영상에 대한 테스트영상의 거리맵

그림 4. 다중모달리티 뇌영상에 대한 상관비 기반 대응점 탐색 결과

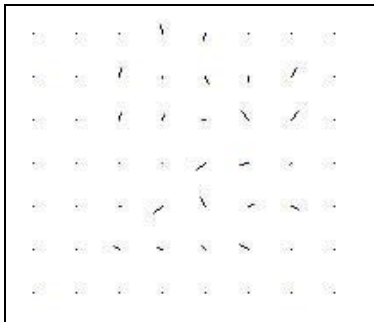


그림 5. 참조영상에 대한 테스트영상의 내부 볼륨 변위 필드 표현

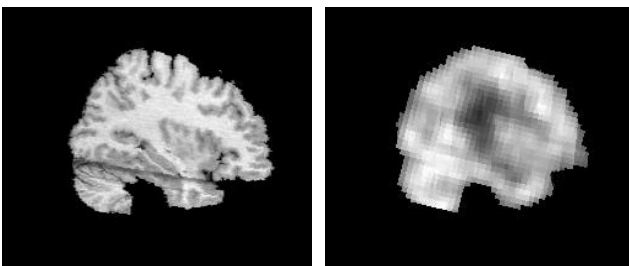


그림 6. 모멘트정보, 자유변형기법, 상관비 기반 복셀정보기반 변환에 의한 영상정합결과 (coronal 방향)

5. 결론

본 논문에서는 다른 형태를 가지는 다중 개체간 (inter-subject) 다중 모달리티(inter-modality) 영상에 대한 비선형 정합을 표면정보를 기반으로 한 자유변형기법과 상관비를 이용한 복셀 유사성 측정에 의하여 수행하였다. 이를 통해 표준 정상인 뇌 영상에 대한 환자 뇌 기능영상의 표면 뿐 아니라 내부 볼륨에 이르는 변환을 수행함으로써 기존의 환자 해부학적 영상-기능적 영상 정합 결과에 비해 표준 참조영상 상의 해부학적 영역에 대한 기능영상 정보의 분석을 용이하게 하였다.

향후 연구계획으로는 영상의 질에 영향을 감소시키기 위하여 다중 해상도적 기법을 적용하고자 하며, 또한 복셀 유사성 측정을 위한 특징점 지정시 표면 곡률 등의 표면 정보를 이용함으로써 보다 영상의 해부학적 구조에 가까운 볼륨 내부 변형을 수행하고자 한다.

참고문헌

- [1] Joseph V. Hajnal, Derek L. G. Hill & David J. Hawkes, "Medical Image Registration", CRC Press, 2001.
- [2] J. B. Antoine Maintz and Max A. Viergever, "A Survey of Medical Image Registration", Medical Image Analysis, vol. 2, no. 1, pp. 1-37, 2001.
- [3] 최유주, 김민정, 박지영, 윤현주, 정명진, 홍승봉, 김명희, "모멘트 정보와 표면거리 기반 다중 모달리티 의료영상 정합", 정보과학회 논문지 : 시스템 및 이론, 제 31 권 제 4 호, 2004.
- [4] Arthur W. Toga, "Brain Warping", Academic Press, 1999.
- [5] D. Rueckert, L. I. Sonoda, C. Hayes, D. L. G. Hill, M. O. Leach, and D. J. Hawkes, "Non-rigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images", IEEE Transactions on Medical Imaging, 18(8), pp. 012-721, 1999.
- [6] O. Camara, et al., "3D nonlinear PET-CT image registration algorithm with constrained Free-Form Deformation, VIIP 2003.
- [7] T. Hartkens, et al., "Using points and surfaces to improve voxel-based non-rigid registration", MICCAI 2002.
- [8] S. Ourselin, A. Roche, et al., "Block matching: A General Framework to Improve Robustness of Rigid Registration of Medical Images", MICCAI 2000.
- [9] A. Roche, et al., "Generalized Correlation Ratio for Rigid Registration of 3D Ultrasound with MR Images", MICCAI 2000.
- [10] Alexis Roche, et al., "The Correlation Ratio as a New Similarity Measure for Multimodal Image Registration", MICCAI 1998.
- [11] Yoo-Joo Choi, Min-Jeong Kim, Ji-Young Park, Joo-Young Park, Hyun-Joo Yun, Seung Bong Hong, Myoung-Hee Kim, "Surface Curvature-based MR-PET Image Registration and Hybrid Hippocampus Modelling", Key Engineering Materials, Vols. 277-279, pp. 212-218 to appear in 2005.
- [12] Arthur W. Toga, "Brain Warping", Academic Press, 1999.