

상호정보 최적화를 통한 다중 모달리티 영상정합

홍헬렌, 김명희
이화여자대학교 컴퓨터학과

Multimodality Image Registration by Optimization of Mutual Information

Helen Hong, Myoung-Hee Kim
Dept. of Computer Science and Engineering, Ewha Womans University

요 약

방사선 치료계획이나 사전수술계획 등에 컴퓨터 사용이 늘어남에 따라 의료영상별 특성에 따른 복잡한 처리를 필요로 한다. 본 논문에서는 다중 모달리티 영상으로부터 의미 있는 정보를 제공하기 위하여 상호정보 최적화를 통한 영상정합 방법을 제안한다. 본 방법은 두 영상에서 대응되는 위치의 명암도간 통계적 의존관계와 정보중복성을 계산하는 상호정보(mutual information)를 통해 영상간 변형관계를 추정함으로써 영상을 정합한다. 실험결과로는 뇌 자기공명영상(MRI)과 컴퓨터단층촬영영상(CT)의 상호정보를 최적화하여 정합 결과를 제시한다. 본 방법은 기존 정합방법에서 사용하는 영상분할이나 특징점 추출 등의 전처리 과정 없이 영상 자체 정보를 기반으로 계산함으로써 정합의 정확도를 높일 수 있다.

1. 서론

방사선 치료계획이나 사전수술계획 등에 컴퓨터 사용이 늘어남에 따라 의료영상별 특성에 따른 복잡한 처리를 필요로 한다. 예를 들어, 뇌 자기공명영상의 경우 연조직을 주로 나타내는 반면 컴퓨터단층촬영영상은 골조직을 주로 나타낸다. 영상정합은 이러한 두 가지 모달리티 영상의 특성정보를 추출하여 복합적으로 가시화하는 역할을 한다.

의료영상 정합 관련연구로는 프레임기반 정합, 표식기반 정합, 표면정보기반 정합, 영상정보기반 정합이 있다 [1][2][3]. 프레임기반 정합과 표식기반 정합은 비교적 정확한 정합 결과를 제시하는

본 연구는 '2000 과학기술부 국가지정연구실사업 연구비 지원에 의한 결과임.

반면, 인체에 침습적이며 적용하는데 한계가 있다. 표면기반 정합은 각 영상으로부터 대응되는 표면을 추출하는 과정을 필요로 하며 이러한 표면추출 방법은 영상 종류에 따라 정의하기 어렵다. 영상정보기반 정합은 영상특성에 따라 대응되는 픽셀들의 기하학적 위치 유사성을 측정함으로써 최적화할 수 있다.

영상정보기반 정합방법 중 상관관계(correlation)를 고려한 방법은 경계선이나 굴곡선과 같은 기하학적 특성 정보들 간의 상관관계를 최적화하는 방법으로 특성정보 추출과정에서 새로운 오류를 생성할 수 있으며, 이를 생성하기 위한 부가적인 시간을 요구한다 [4][5][6]. 또한 경계선이나 굴곡선이 아닌 부분의 상관관계를 제대로 계산하지 못하는 문제점이 있다.

따라서 본 논문에서는 다중 모달리티 영상으로부터 의미 있는 정보를 제공하기 위하여 상호정보 최적화를 통한 영상정합 방법을 제안한다 [7][8][9]. 본 방법은 두 영상에서 대응되는 위치의 명암도간 통계적 의존관계와 정보중복성을 계산하는 상호정보(mutual information) 최적화를 통해 영상간 변형관계를 추정함으로써 서로 다른 두 영상을 정합한다. 실험결과로는 연조직을 주로 나타내는 뇌 자기공명영상과 골조직을 주로 나타내는 뇌 컴퓨터단층촬영영상의 상호정보를 최적화하여 정합 결과영상을 제시한다. 본 방법은 기존 정합방법에서 사용하는 영상분할이나 특징점 추출 등의 전처리 과정 없이 영상 자체 정보를 기반으로 계산함으로써 정합의 정확도를 높일 수 있다.

2. 상호정보 최적화를 통한 영상정합

본 논문에서 사용하는 두 영상을 각각 참조영상과 테스트영상이라 정의하고 상호정보를 통해 테스트영상을 참조영상으로 정합한다.

참조영상 내 픽셀의 명암도를 $u(x)$, 테스트영상 내 픽셀의 명암도를 $v(T(x))$, 테스트영상의 기하학적 변화를 계산하기 위한 기하학적 변형함수를 T 라 하고, $v(T(x))$ 를 참조영상의 픽셀 $u(x)$ 와 연관되는 테스트영상의 픽셀 명암도로 정의하면, 영상정합을 위하여 상호정보를 최대화함으로써 참조영상 u 와 테스트영상 v 를 정합하는 기하학적 변형함수 T 를 (식 1)과 같이 추정한다.

$$T \equiv \arg \max I(u(x), v(T(x))) \quad (\text{식 1})$$

이 때, 상호정보 I 함수는 (식 2)와 같이 엔트로피 관계로 정의될 수 있다.

$$I(u(x), v(T(x))) = h(u(x)) + h(v(T(x))) - h(u(x), v(T(x))) \quad (\text{식 2})$$

$h()$ 함수는 랜덤변수 $u(x)$, $v(T(x))$ 의 엔트로피를 나타내며, 조인트 엔트로피는 (식 3), (식 4)와 같이 각각 누적확률밀도로 표현된다.

$$h(x) \equiv - \int p(x) \ln p(x) dx dy \quad (\text{식 3})$$

$$h(x, y) \equiv - \int p(x, y) \ln p(x, y) dx dy \quad (\text{식 4})$$

상호정보는 $I()$ 는 (식 2)와 같이 세 항으로 구성된다. 첫 번째 항은 참조영상의 엔트로피를 나타내며 추정하고자 하는 기하학적 변환함수 T 와 연관관계가 없다. 두 번째 항은 참조영상으로 정합되는 테스트영상의 엔트로피를 나타낸다. 세 번째

항은 참조영상과 테스트영상간의 관계를 나타내는 조인트 엔트로피를 나타낸다. 이 때, 상호정보를 추정하기 위해서는 기하학적 변환함수 \mathbf{T} 와 연관이 있는 두 번째 항과 세 번째 항의 관계를 계산한다.

2.1 엔트로피 추정

영상의 임의성을 나타내는 엔트로피는 랜덤변수 $u(x)$, $v(T(x))$ 와 연관된 누적확률밀도로 정의된다 [10]. 영상정합시 영상의 밀도를 직접 계산하기 어려우므로 본 논문에서는 윈도우 함수로 가우시안 함수를 사용하는 파즌윈도우함수를 통하여 밀도를 추정한다.

(식 5)는 샘플 A 의 밀도를 추정하기 위한 파즌윈도우함수를 나타내며, (식 6)은 파즌윈도우함수에서 윈도우함수로 사용하는 가우시안 함수를 나타낸다[11].

$$p(z) \approx P^* \equiv \frac{1}{N_A} \sum_{z_j \in A} R(z - z_j) \quad (\text{식 5})$$

$$G_\psi(z) \equiv (2\pi)^{-\frac{1}{2}} |\psi|^{-\frac{1}{2}} \exp\left(-\frac{1}{2} z^T \psi^{-1} z\right) \quad (\text{식 6})$$

N_A 는 샘플 A의 크기를 나타내고 ψ 는 가우시안 함수의 분산을 나타내며, z 가 d-벡터로 표현되는 경우 분산은 d x d 매트릭스로 표현된다. 이 때, $v(T(x))$ 의 엔트로피를 최대화하는 기하학적 변형함수 \mathbf{T} 를 구하기 위해서는 기하학적 변형함수 \mathbf{T} 에 따라 기울기가 상향되는 방향의 지역적 최대값을 찾아낸다. (식 7)은 기울기 계산을 위한 $v(T(x))$ 의 미분계수를 나타낸다.

$$\begin{aligned} \frac{d}{dT} h^*(v(T(x))) &= \\ \frac{1}{N_B} \sum_{x_i \in B} \sum_{x_j \in A} W_v(v_i, v_j) (v_i - v_j)^T \psi^{-1} \frac{d}{dT} (v_i - v_j) \end{aligned} \quad (\text{식 7})$$

v_i , v_j , v_k 와 $W_v(v_i, v_j)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$v_i \equiv v(T(x_i)), \quad v_j \equiv v(T(x_j)), \quad v_k \equiv v(T(x_k))$$

$$W_v(v_i, v_j) \equiv \frac{G_\psi(v_i - v_j)}{\sum_{x_i \in A} G_{\psi_{\text{pse}_c}}(v_i - v_k)}$$

가중치 함수 $W_v(v_i, v_j)$ 는 두 변수간의 밀접성을 나타내며 0과 1 사이의 값을 갖는다. 따라서 두 변수의 밀접성이 큰 경우, 가중치는 1 에 가까우며, 두 변수의 밀접성이 작은 경우, 가중치는 0 에 가깝게 된다.

2.2 상호정보 미분계수 추정

상호정보의 최대값을 찾기 위하여 (식 8)과 같이 미분계수를 추정할 수 있다. 이 때, 참조영상은 기하학적 변환함수 \mathbf{T} 에 연관되지 않으므로 미분계수는 항상 0이 되며 상호정보 미분계수의 추정값은 (식 9)와 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \frac{d}{dT} I(T) &\approx \frac{d}{dT} h^*(u(x)) + \\ &\frac{d}{dT} h^*(v(T(x))) - \frac{d}{dT} h^*(u(x), v(T(x))) \end{aligned} \quad (\text{식 8})$$

$$\frac{dI}{dT} = \frac{1}{N_B} \sum_{x_i \in B} \sum_{x_j \in A} (v_i - v_j)^T [W_v(v_i, v_j)\psi_v^{-1} - W_w(w_i, w_j)\psi_w^{-1}] - \frac{d}{dT}(v_i - v_j) \quad (\text{식 9})$$

상호정보 추정값을 최대화하기 위해서는 테스트영상 내에서 샘플링된 픽셀간의 거리는 멀고, 참조영상과 테스트영상 내에서 샘플링된 픽셀들간의 거리는 가까워야함을 알 수 있다. 이 때, 픽셀들간의 거리는 좌표계 상에서의 거리가 아닌 명암도간의 차이를 나타낸다.

2.3 확률적 기울기 상향분석

상호정보의 지역적 최대값을 찾기 위하여 (식 10)과 같은 확률적 기울기 상향분석방법을 사용한다 [12]. 본 방법은 지역적 최대값을 찾을 때까지 상호정보 미분계수 추정치를 반복적으로 계산하고 누적함으로써 최적화된 T 함수를 찾는다.

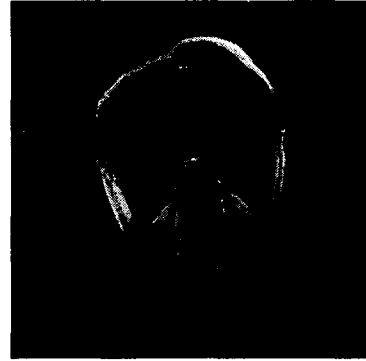
$$T \leftarrow T + \lambda \frac{dI}{dT} \quad (\text{식 8})$$

이 때, λ 는 기하학적 변환함수 T의 적합을 조절하는 매개변수이다.

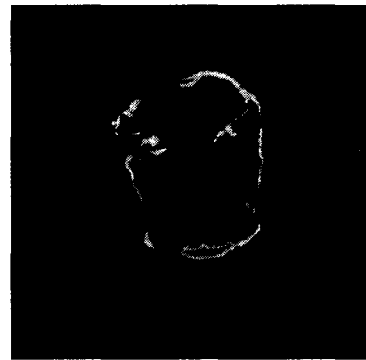
3. 실험 및 결과

본 논문에서 제안한 영상정합 방법은 SGI Octane/MXE R12000 300MHz CPU와 512MB 주 기억장치를 가지는 워크스테이션에서 C 언어로 구현되었다. 실험에서 사용하는 영상은 뇌 자기공명영상과 뇌 컴퓨터단층촬영영상으로 뇌 자기공명영상은 256 x 256 크기에 1.02 mm²의 픽셀크기와 4mm의 슬라이스 간격을 가지며, 뇌 컴퓨터단층촬영영상은 256 x 256 크기에 1.33 mm²의 픽셀크기

와 4mm의 슬라이스 간격을 가진다. 그림 1은 본 실험에서 사용한 뇌 자기공명영상과 뇌 컴퓨터단층촬영영상이다.



(a) 뇌 자기공명영상

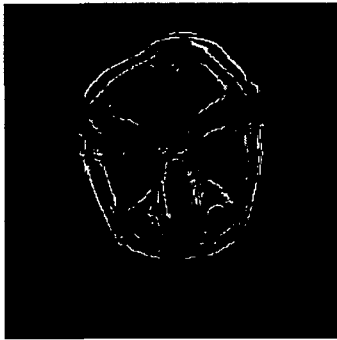


(b) 뇌 컴퓨터단층촬영영상

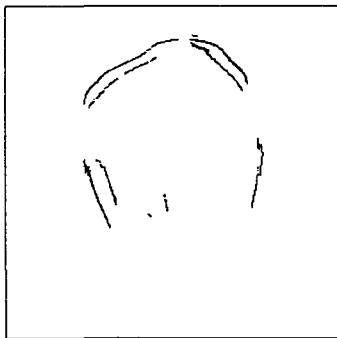
그림 1. 실험영상

본 실험에서 사용하는 샘플링 크기 N_A 와 N_B 는 각각 최대 50이며, 샘플링 위치를 설정하기 위하여 본 논문에서는 영상을 이루는 명암도의 지역적 최대값을 가진 부위를 일정하게 자동적으로 샘플링하였다 [13]. 그림 3(a)는 참조영상에서 기울기의 최대인 지역을 나타내며, 그림 3(b)는 기울기가 최대인 지역 중 지역적 최대값을 가진 부위를 나타낸다. 그림 3(c)는 참조영상에서 지역적 최대값을 가진 부위 중 일정하게 50개를 샘플링한 위치를 나타낸다. 그림 3(d)는 상호정보 최적화 수행

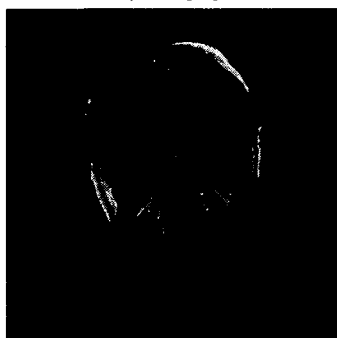
결과영상으로 참조영상과 기하학적 변형함수 T 에 따라 변형된 테스트 영상간 혼합가중치에 따라 선형적으로 혼합된 결과영상이다. 이를 위한 매개변수값은 표 1과 같다.



(a) 기울기 최대부위 (참조영상)



(b) 지역적 최대부위 (참조영상)



(c) 샘플링 위치 (참조영상)



(d) 정합영상

그림 3. 참조영상과 테스트영상간의 정합결과

표 1. 영상정합 후 매개변수

ψ_v	4.0	$Trans_x$	0.272
ψ_{uu}	2.0	$Trans_y$	0.608
ψ_{vv}	2.0	$Scale_x$	0.993
λ_{trans}	0.1	$Scale_y$	1.018
$\lambda_{scaling}$	0.0001	Rot	-0.088
λ_{rot}	0.0001		

4. 결론

본 논문에서는 다중 모달리티 영상으로부터 의미 있는 정보를 제공하기 위하여 상호정보 최적화를 통한 영상정합 방법을 제안하였다. 본 방법은 두 영상에서 대응되는 위치의 명암도간 통계적 의존관계와 정보중복성을 계산하는 상호정보를 통해 영상간 변형관계를 추정함으로써 영상을 정합하였다. 실험결과로는 뇌 자기공명영상과 뇌 컴퓨터단층촬영영상의 상호정보를 최적화하여 정합 결과영상을 제시하였다.

본 방법은 기존 정합방법에서 사용하는 영상분

할이나 특징점 추출 등의 전처리 과정없이 영상 자체 정보를 기반으로 계산함으로써 정합의 정확도를 높힐 수 있었으며, 지역적 최대값을 가진 지역을 샘플링함으로써 정합에 적합한 샘플링 위치를 자동적으로 생성할 수 있었다. 향후연구방향으로는 상호정보 최적화를 통한 3차원 영상에서의 영상정합을 시도하고자 한다.

참고문헌

- [1] L. G. Brown, "A survey of image registration techniques", ACM Computing Surveys, vol. 24, no. 4, pp. 325-376, 1992.
- [2] A. Collignon, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal, "3D multi-modality medical image registration using feature space clustering", Proc. of 1st International Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine : Lecture Notes in Computer Science 905, N. Ayache, Ed. New York: Springer-Verlag, pp. 195-204, 1995.
- [3] P. A. van den Elsen, E-J. D. Pol, and M. A. Viergever, "Medical image matching - A review with classification", IEEE Eng. Med. Biol., pp. 26-38, 1993.
- [4] J. B. Antoine Maintz, P. A. van den Elsen, and M. A. Viergever, "Comparison of edge-based and ridge-based registration of CT and MR brain images,
- [5] J. B. Antoine Maintz, "Retrospective registration of tomographic brain images", Ph.D Thesis, 1996.
- [6] D. L. G. Hill, "Combination of 3D medical images from multiple modalities", Ph.D Thesis, 1993.
- [7] R. Maes, A. Collignon, D. Vandermeulen, G. Marchal, P. Suetens, "Multimodality image registration by maximization of mutual information", IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 16, no. 2, 1997.
- [8] W. M. Wells III, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, "Multi-Modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information", Medical Image Analysis, vol. 1, no. 1, pp. 35-51, 1996.
- [9] M. L. Kessler, K. Li, C. Meyer, "Automated image registration using mutual information both affine and thin-plate spline geometric transformations", Proc. of XIII ICCR 2000, pp. 96-98, 2000.
- [10] A. K. Jain, Fundamentals of digital image processing, Prentice Hall, 1989.
- [11] J. R. Parker, Algorithms for image processing and computer vision, Wiley, 1997.
- [12] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, B. P. Flannery, Numerical Recipes in C, Cambridge University Press, 1992.
- [13] J. W. Barnes, Statistical analysis for engineers and scientists, McGRAW-HILL, 1994.