

혈관조영영상에서 고화질 혈관가시화를 위한 영상정합

홍헬렌*, 이호**, 신영길**

Image Registration
for High-Quality Vessel Visualization in Angiography

Helen Hong*, Ho Lee**, Yeong-Gil Shin**

Abstract

In clinical practice, CT Angiography is a powerful technique for the visualization of blood flow in arterial vessels throughout the body. However CT Angiography images of blood vessels anywhere in the body may be fuzzy if the patient moves during the exam. In this paper, we propose a novel technique for removing global motion artifacts in the 3D space. The proposed methods are based on the two key ideas as follows. First, the method involves the extraction of a set of feature points by using a 3D edge detection technique based on image gradient of the mask volume where enhanced vessels cannot be expected to appear. Second, the corresponding set of feature points in the contrast volume are determined by correlation-based registration. The proposed method has been successfully applied to pre- and post-contrast CTA brain dataset. Since the registration for motion correction estimates correlation between feature points extracted from skull area in mask and contrast volume, it offers an accelerated technique to accurately visualize blood vessels of the brain.

Key Words: Angiography, motion artifact, image registration, correlation, optimization

* 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 정보기술사업단

** 서울대학교 컴퓨터공학부

1. 서론

CT 혈관조영영상(CT Angiogram, CTA)은 인체 내 혈관을 가시화하기 위한 기법으로 정맥에 조영제를 주입하여 영상을 얻음으로써 혈관에 도관(catheter)을 주입하여 영상화하는 기존 혈관조영영상보다 비침습적인 방법으로 영상을 획득할 수 있다. 또한, 조영 전후 영상에 영상차감 기법(image subtraction)을 적용하여 조영증강된 혈관 추출이 가능하다. 그러나, 영상촬영 중 환자의 움직임으로 인하여 잡음이나 인공물질이 생성되거나 주변 조직간의 유사한 명암도로 인하여 혈관 형태를 정확히 가시화하기 어렵다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 영상 간 환자 움직임으로 인하여 발생하는 왜곡을 보정하는 영상정합이 필요하다[1].

이를 위한 기존 연구로는 반자동 기법으로 영상의 상하좌우 이동을 제공하는 화소이동 기법(pixel shifting)[2]이 있으나 대부분 환자의 움직임은 상하좌우 이동 뿐 아니라 다양한 형태의 움직임이 있으므로 이를 위한 보다 복잡한 움직임 보정이 필요하다. 영상을 자동으로 정렬하기 위한 유사성 측정은 영상 내 명암도 간 변환관계를 계산하는 것으로 대응되는 화소의 밝기값 간 유사성 측정을 평가함수로 하여 기하학적 변환관계를 최적화 하는 매개변수 공간을 반복적으로 탐색한다. 이를 위한 평가함수[3,4]로는 명암도차이(sum of squared intensity difference), 상관관계(cross correlation), 영상비율균일성(image-ratio uniformity), 조인트 히스토그램(joint histogram), 조인트 엔트로피(joint entropy), 상호정보(mutual information) 측정 등이 있다.

영상명암도차이는 두 영상간 명암도 차이를 측정하는 가장 직관적인 유사성 측정 방법이나 정합하고자 하는 영상 내 잡음 첨가와 같은 명암도 변화가 발생하거나, 객체의 외곽선 명암도에 민감하므로 견고한 정합에 어려움이 있다. 상관계수 측정은 서로 겹쳐지는 부위나 관심부위 내에서 대응되는 화소들의 명암도 차이를 계산하여 최적화하는 것으로 두 영상 내 밝기값 간 선형적 연관관계가 있다는 가정 하에 수행되므로 제한적으로 사용된다. 조인트 엔트로피 측정은 두 확률변수 간 관계를 나타내는 것으로 이변량 히스토그램과 확률밀도 계산으로 이루어진다. 이는 정합하고자 하는 두 영상이 완전히 정렬되었을 때, 이변량 히스토그램은 어느 한쪽으로 조밀하게 모이는 밀집된 형태를 보이며, 반대의 경우 흩어진 분포를 보임으로써 정합 시점 판별이 가능하다. 그러나 조인트 엔트로피 측정은 정합하고자 하는 두 영상간 중복되는 부위의 이변량 히스토그램과 확률밀도를 측정하는 것으로 중복된 부위의 히스토그램의 변화를 가져오므로 정합의 견고성을 떨어뜨리는 문제점을 갖는다. 이를 해결하기 위한 상호정보를 평가함수로 하는 유사성 측정은 주변 엔트로피에 대한 조인트 엔트로피를 정규화함으로써 상호정보를 최적화하는 기하학적 변환 매개변수를 찾는 방법으로 조인트 엔트로피가 깨지고 있는 단점을 극복했음에도 불구하고, 상호정보 평가함수의 잘못된 정의나 영상에 지역적 오류가 많은 경우 정합의 어려움이 있으며, 영상의 공간적 정보가 제외된 상태에서 명암도 분포 관계만으로 상호정보를 평가할 경우, 유사성 측정 과정에서 높은 정합 오차율이 발생할 수 있다.

따라서 본 논문에서는 3차원 공간정보를

고려한 특징점 기반 영상정합 기법을 제안한다. 본 방법은 영상 기울기를 고려한 3차원 외곽선 추출 기법을 이용하여 특징점을 추출한 후, 상관관계 평가함수 측정과 최적화를 통하여 영상정합을 시도한다. 본 제안방법은 정합하고자 하는 영상으로부터 무의미하거나 평가함수 측정을 어렵게 하는 지역을 제외하고 의미 있는 지역으로부터 특징점을 추출함으로써 계산시간 감소 뿐 아니라 정합의 정확성과 견고성을 높이고, 명암도 기울기와 같은 공간정보를 함께 고려함으로써 명암도 분포 변화나 부분적 정보 감소 또는 서터 정보와 같은 비관심 정보 발생에도 민감한 변화를 보이지 않고 견고하게 정합된다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 제안 영상정합 방법을 자세히 살펴보고, 3장에서는 조영제 주입 전에 촬영한 뇌 CT 영상과 조영제 주입 후 촬영한 뇌 CT 혈관조영영상간 정합 결과를 제시하며, 육안 평가를 통하여 분석 결과를 제시한다. 마지막으로 4장에서는 본 논문에서 제안한 특징점 기반 영상정합에 의한 고화질 혈관가시화에 대한 결론을 맺는다.

2. 특징점 기반 강체 영상정합

본 논문에서 사용하는 두 개의 영상을 각각 조영 전 영상(pre-contrast volume)과 조영 후 영상(post-contrast volume)이라 정의하고, 두 영상이 완전히 정렬되었을 때, 대응되는 특징점간 상관관계 평가함수가 최대화된다는 가정 하에 공간정보를 고려한 특징점 기반 영상정합으로 두 영상을 정렬한다. 그림 1은 특징점 기반 영상정합 단계를 나타낸다[5]. 이 때, 기하학적 변환 매개변수 T 는 x, y, z

축 이동 그리고 회전을 포함하는 3차원 강체 변환(rigid transformation)을 나타낸다.

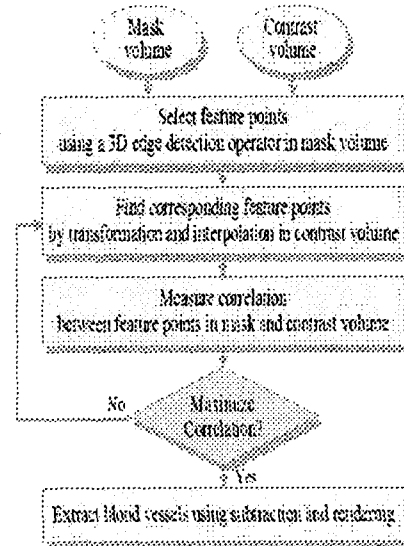


그림 1. 특징점 기반 영상정합 단계

2.1 공간정보를 이용한 특징점 추출

기존 정합방법에서는 최적화된 기하학적 변환 매개변수 T 를 찾기 위하여 영상 내 모든 화소에 대하여 유사성 측정을 위한 평가함수를 측정하거나 균등 또는 임의적으로 추출한 샘플 지점에 대하여 평가함수를 측정한다. 이와 같은 방법은 영상에서 배경과 같은 무의미한 부분까지도 고려함으로써 평가함수 최적화를 어렵게 만들 뿐 아니라 많은 계산시간을 소모한다. 따라서 본 논문에서는 3차원 공간정보를 고려한 특징점 추출을 통하여 상관관계 평가함수를 측정함으로써 계산시간 단축 뿐 아니라 보다 견고한 정합을 유도한다[6,7].

조영 전 영상과 조영 후 영상에서 의미 있는 부위의 기울기 정보를 얻기 위하여 잡음에 덜 민감하고 최적의 윤곽선을 찾을 수 있

는 2차원 소벨 연산자를 확장한 3차원 소벨 연산자를 적용한다. 2차원 소벨 연산자는 크기가 작고 이산적인 결합 커널을 사용하여 영상 기울기를 계산함으로써 명암도가 급격히 변화하는 부분의 윤곽선을 검출하는데 대표적으로 사용되는 연산자로 그림 2는 실험영상인 뇌 CT 혈관조영영상에 3차원 확장 소벨 연산자를 적용한 후, 단면 영상을 나타낸 예이다.

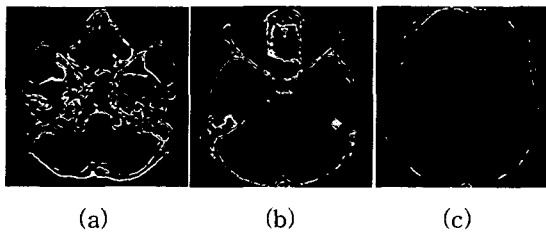


그림 2. 3차원 확장 소벨 연산자 적용 결과

2.2 상관관계 평가함수 및 최적화

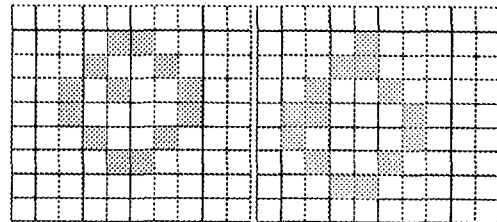
3차원 확장 소벨 연산자를 통하여 특징점을 추출한 후, (식 1)과 같은 상관관계 평가함수를 통하여 최적화 과정을 수행한다.

$$CC = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} P_M(i)P_C(i) \quad (\text{식 1})$$

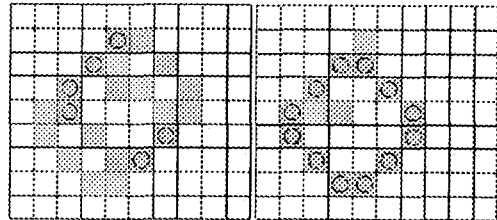
이 때, N은 추출된 특징점 수이며, $P_M(i)$ 와 $P_C(i)$ 는 조영 전 영상과 조영 후 영상에서 추출된 특징점을 나타낸다.

추출된 특징점간 상관관계 평가함수의 최적화 지점을 탐색하기 위하여 지역적 최적화 기법 중 하나인 파셀방법을 사용한다. 그림 3은 상관관계 평가를 통한 최적화 과정을 나타낸 것으로 그림 3 (a)는 조영 전 영상에서 추출된 특징점을 나타내며, (b)는 조영 후 영상에서 추출된 특징점을 나타낸다. 그림 3 (c) 상관관계 평가함수 측정 전 초기 위치를 나타내며, (d)는 최적화 과정을 통하여 지역적 최

적 지점을 탐색한 결과이다. 이를 통하여 특징점간 정렬된 개수가 최대가 되면 상관관계 평가함수가 최적화됨을 알 수 있다.



(a) 특징점 추출 (조영 전 영상) (b) 특징점 추출 (조영 후 영상)



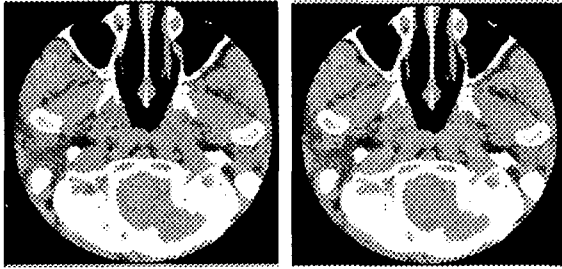
(c) 정합 전 초기위치 (d) 정합 후 최적화 위치
그림 3. 상관관계 평가를 통한 최적화 과정

3. 실험 및 결과

본 논문에서 제안한 영상정합의 성능을 분석하기 위하여 Intel Pentium IV 3.0GHz CPU와 1.0 GByte 주기억장치가 장착된 PC에서 Visual C++으로 구현하였다. 실험에서 사용한 영상은 조영제 주입 전에 뇌 부위를 촬영한 CT 영상과 조영제 주입 후에 동일 뇌 부위를 촬영한 CT 혈관조영영상으로 512 x 512 영상해상도에 200장의 슬라이스로 구성되어 있으며, 0.25 x 0.25 x 0.3 mm³의 복셀크기를 갖는다.

그림 4는 영상정합 실험에서 사용한 영상과 이를 가시화한 결과이다. 그림 4 (a)와 (c)는 조영 전 영상의 첫 번째 슬라이스와 200장의 슬라이스를 가시화한 결과이다. 그림 4 (b)

와 (d)는 조영 후 영상의 첫 번째 슬라이스와 200장의 슬라이스를 가시화한 결과로 조영 전과 달리 뇌혈관 부분이 함께 가시화됨을 알 수 있다.



(a) 조영전 영상슬라이스 (b) 조영후 영상슬라이스



(c) 조영전 영상 가시화 (d) 조영후 영상 가시화
그림 4. 실험영상

그림 5는 조영 전 영상과 조영 후 영상간 영상정합을 통하여 정렬된 영상에 영상차감 기법을 적용하여 가시화한 결과를 나타낸다. 그림 5 (a)는 영상정합 후, 조영된 혈관 부분을 가시화한 결과이며, (b)는 영상차감 후 추출된 골조직 부분과 영상정합 후 추출된 혈관 부분을 함께 합성하여 가시화한 것으로 혈관 형태 뿐 아니라 상대적 위치를 효과적으로 시물레이션해볼 수 있다.

본 제안방법은 영상촬영 중 환자의 복잡한 움직임으로 인하여 발생하는 영상왜곡을 보정할 뿐 아니라 혈관과 주변 조직 간의 유사한 밝기값으로 인하여 발생할 수 있는 잡음

이나 오류를 제거할 수 있다는 장점을 가진다.



(a) 혈관 추출 가시화



(b) 혈관-골조직 합성 가시화

그림 5. 영상정합 후 혈관 가시화 결과

4. 결론

본 논문에서는 3차원 공간정보를 고려한 특징점 기반 영상정합을 통한 고화질 혈관 가시화 기법을 제안하였다. 본 방법은 영상 기울기를 고려한 3차원 외곽선 추출 기법을 이용하여 특징점을 추출한 후, 상관관계 평가함수 측정과 최적화 과정을 통하여 영상정합을 시도하였다.

본 제안방법은 정합하고자 하는 영상으로부터 무의미하거나 평가함수 측정을 어렵게 하는 지역을 제외하고 의미 있는 지역으로부

터 특징점을 추출함으로써 계산시간을 단축하고, 명암도 기울기와 같은 공간정보를 함께 고려함으로써 영상에서 명암도 변화나 부분적 정보 감소 또는 서터 정보와 같은 비관심 정보 발생에도 민감한 변화를 보이지 않고 정확하고 견고하게 정합된다.

참고문헌

- [1] E.H.W. Meijering, W.J. Niessen, M.A.Viergever, "Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography: a Review", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 18, No. 1, pp. 2-21, 1999.
- [2] Q.X. Wu, P.J. Bones, R.H.T. Bates, "Medical Image Matching - a Review with Classification", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 12, No. 1, pp. 26-39, 1993.
- [3] D.C. Levin, R.M. Shapiro, L.M. Boxt, L. Dunham, D.P. Harrington, D.L. Ergun, "Digital Subtraction Angiography: Principles and Pitfalls of Image Enhancement Techniques", American Journal of Roentgenology, Vol. 143, No. 3, pp. 447-454, 1984.
- [4] M.M. Yeung, B.-L. Yeo, S.-P. Liou, A. Banihashemi, "Three-dimensional Image Registration for Spiral CT Angiography", In Proc. of IEEE conference, pp. 423-429, 1994.
- [5] N. Nikolaidis, I. Pitas, 3D Image Processing Algorithms, Wiley Inter-Science Publication, 2001.
- [6] A.J. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice-Hall, 1989.