

표면 정보 기반 MRI-PET 영상 정합을 위한 볼륨 영상 처리*

정명진, 최유주, 김민정, 김명희
이화여자대학교 컴퓨터학과

e-mail : {eastland, choirina, kimmj, mhkim}@mm.ewha.ac.kr

Volume Image Processing for Surface Based MRI-PET Registration

Myung-Jin Jung, Yoo-Joo Choi, Min-Jeong Kim, Myoung-Hee Kim
Dept. of Computer Science and Engineering, Ewha Womans University

요 약

영상 정합이란 영상들을 배열하여 대응되는 특성을 연관시키는 과정으로, 서로 다른 정보를 결합하여 상호 보완적이고 복합적인 새로운 정보를 생성한다는 점에서 유용하다. 본 논문에서는 MRI와 PET 뇌 영상을 표면 정보에 기반하여 정합하기 위한 영상 처리 방법에 대하여 연구하였다. 특히 정합을 위한 특징점 집합을 샘플링하는데 있어서 표면 곡률 정보를 사용한 샘플링 기법을 적용하고, 실 관심 객체의 볼륨 크기에 기반한 바운딩 박스를 생성하여 기하 변환을 수행함으로써 표면정보 기반 다중모달리티 영상 정합을 위한 보다 효과적인 영상 처리 결과를 얻도록 하였다.

1. 서론

영상 정합이란 영상들을 배열하여 대응되는 특성을 연관시키는 과정이다[2]. 영상 정합이란 또한 영상을 컴퓨터 모델과 함께 배열하거나 영상 속의 형상을 실 공간에 배열하는 것을 의미하기도 한다. 서로 다른 정보를 결합하여 상호 보완적인 복합적이고 유용한 새로운 정보를 생성한다는 점에서 영상 정합은 여러 분야에 응용될 수 있으며, 실제로 영상 분석, 컴퓨터 비전, 컴퓨터 그래픽스, 가상/증강 현실 분야 뿐 아니라 의료, 국방분야에서도 다양하게 응용되고 있다.

의료 분야에서의 영상 정합은 의료 영상 분석의 기본적인 과정인 동시에 뇌종양의 수술전 정밀 검사, 생체 검사를 위해 정확한 처치, 방사능 치료, 수술 및 처방 후 연구와 같은 의료 분야의 특화된 영역으로서 중요하다. 특히 다중 모달리티 영상 정합은 환자 인체의 해부학적 구조, 크기 및 연관성 등을 병변의 기능 정보와 함께 생성하기 위한 것으로[1], 대표적인 해부학적 영상 모달리티인 MRI 영상과 기능적 모달리티인 PET 영상의 정합은 포도당 대사 이상 부위의 형태

학적 위치를 가시화해줄 수 있다. 그리고 이러한 정합 과정을 효과적으로 수행하기 위해서는 볼륨 영상의 전처리, 특징점 샘플링 및 기하 변환 방법에 대한 연구가 필요하다.

본 논문에서는 뇌부위의 MPI와 PET 영상을 이용한 표면 정보 기반 다중 모달리티 영상 정합을 수행하기 위한 볼륨 영상의 전처리 및 표면 정보 추출 그리고 효과적인 기하 변환을 목적으로 한다. 본 연구에서는 모달리티간의 상이한 복셀 정보 조정을 위하여 복셀 크기에 대한 선형 보간을 통하여 복셀 크기를 정방형으로 조정하였고, MRI와 PET 뇌 볼륨 영상에 대하여 이진 영상 변환, 영상 팽창 및 침식을 통한 전처리 수행 후, 영역 확장 알고리즘을 이용하여 뇌영역을 분할해 내었으며, 8방향 체인코드 알고리즘을 사용하여 뇌영역 표면의 연결 방향 성분 및 표면 점 위치 정보를 추출하였다.

또한 PET 뇌 볼륨 영상에 대하여 표면 곡률 정보를 이용한 샘플링을 수행함으로써 일정 간격으로 샘플링하는 기존의 샘플링 방법에 비해 효과적인 특징

*본 연구는 부분적으로 과학기술부 국가지정연구실 사업(NRL)과 정보통신부 대학정보통신연구센터(ITRC) 육성 지원사업의 지원에 의해 수행되었음.

점을 추출하였으며, MRI 뇌 볼륨 영상으로부터 실제 관심 영역인 뇌 볼륨 크기에 기반한 바운딩 박스를 생성한 후 기하 변환을 수행하여 기존의 전체 볼륨 이미지에 대하여 기하 변환을 수행하던 방법에 비하여 보다 정확한 결과를 얻을 수 있도록 하였다. 그림 1 은 앞에서 설명한 본 연구의 단계별 흐름도를 간략히 보여준다.

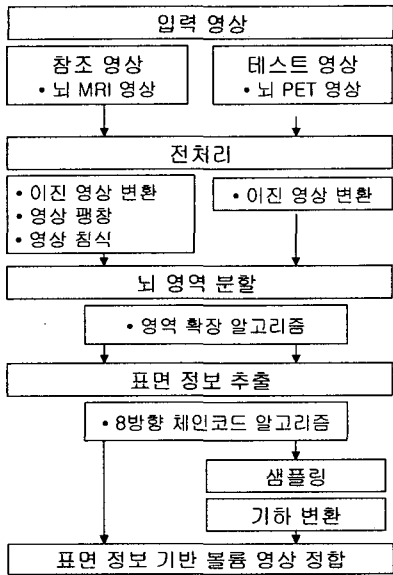


그림 1. 표면 정보 기반 영상 정합을 위한 볼륨 영상 처리 흐름도

2. 볼륨 영상 전처리 및 뇌 영역 분할

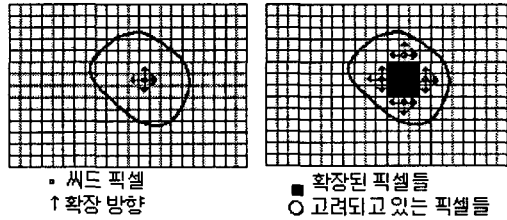
정합에 사용되는 볼륨 영상의 복셀 크기는 모달리티의 특성에 따라 다르다. 일반적으로 MRI 와 같은 해부학적 영상은 해상도가 좋고 복셀 크기가 미세한 반면 PET 이나 SPECT 와 같은 기능적 영상은 해상도와 복셀 크기의 미세함이 다소 떨어진다. 이처럼 서로 다른 복셀 크기를 가지는 영상을 정합하기 위해서는 복셀 크기를 정방형으로 조정하는 보간 작업이 요구되는데 본 연구에서는 Z 축 방향 선형 보간을 통하여 복셀 크기를 조정하였다.

선형 보간법은 새로 생성되는 화소값으로 주변 가장 가까운 화소간 거리에 정비례한 값을 부여하는 방법으로 계산량은 많으나 비교적 좋은 결과를 얻을 수 있는 방법이다.

그 다음으로 MRI 와 PET 영상으로부터 관심 영역인 뇌 영역을 분할해 내기 위하여 각 입력 영상에 단일 임계값(threshold)을 적용하여 이진 영상으로 변환한 후, 관심 영역에 영상 팽창(dilation) 및 침식(erosion) 알고리즘을 적용하여 전체 영상의 표면 모양에 크게 영향을 주지 않는 미세한 분리된 영역들을 통합하거나 제거하는 형태학적 연산을 수행함으로써 영상처리 과정 전반에 걸쳐 불필요한 계산량 및 오류

를 줄이도록 하였다.

이렇게 확정된 관심 영역인 뇌 객체 영역에 대하여 각 영역의 씨드점을 선정하고 이 씨드점으로부터 비슷한 명암도를 가지는 픽셀들을 덧붙여가는 영역 확장(region growing) 알고리즘을 적용하여 각 영역 정보를 저장하였다.



(a) 영역 확장 초기단계 (b) 반복 확장

그림 2. 뇌영역 분할을 위한 영역 확장 알고리즘 적용

3. 표면 정보 생성 및 기하 변환

앞장에서 설명한 전처리 과정을 통하여 볼륨 영상은 이진 영상으로 변환되고, 영상 팽창 및 침식을 통하여 형태학적으로 변형되었으며 영역확장 알고리즘을 통하여 뇌 영역이 분할되었다. 이 장에서는 이렇게 전처리된 볼륨 영상으로부터 표면 정보를 추출하기 위해 체인 코드 알고리즘을 적용하며, 그 결과로 얻어진 표면 연결 방향 성분 및 표면점 위치 정보를 이용하여 표면 곡률을 계산하고 그 값으로부터 특징점들을 샘플링하였다. 그리고 볼륨 객체의 실 크기에 기반한 바운딩 박스를 형성하여 기하변환을 수행하였다.

● 체인 코드를 이용한 표면 정보 추출

볼륨 영상의 표면 정보를 추출하기 위해서는 영역 확장 알고리즘으로부터 추출된 씨드점 정보가 필요하다. 표면 정보를 저장하는 자료 구조는 볼륨 영상의 각 슬라이스의 뇌 영역 경계점 집합 및 방향 정보로 구성된다. 참조 영상인 MRI 볼륨 영상의 표면 정보는 정합을 위한 3 차원 거리 지도 생성에 필요하며, 테스트 영상인 PET 영상의 표면 정보는 특징점을 샘플링할 때 필요하다. 본 연구에서는 8 방향 체인 코드 알고리즘을 사용하여 볼륨 영상의 표면을 8 방향 연결 성분으로 표현하고 위치 정보를 저장하였다.

● 테스트 영상 표면 특징점 샘플링

샘플링은 테스트 영상의 표면 특성을 잘 나타낼 수 있는 대표점을 추출하여 정합의 계산량 측면에서 효율적으로 하기 위한 과정이라 할 수 있다. 가장 일반적이고 간단한 샘플링 방법은 임의의 샘플링 방법으로 임의의 점을 추출하는 방법이다. 일정 간격 샘플링은 볼륨 객체 표면의 위치 정보만을 이용하여 일정 간격을 두고 계속해서 표본점을 추출해나가는 과정이다.

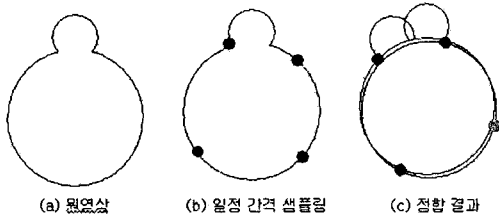


그림 2. 일정 간격 샘플링의 오류 예

일정 간격 샘플링이나 임의 샘플링과 같이 관심 객체의 특성을 고려하지 않는 방법은 그림 2와 같이의 도하지 않은 결과를 발생시킬 수 있다.

따라서 객체 표면의 곡률 정보를 반영한 샘플링 점을 추출함으로써 이러한 오류를 보정하고자 하였다. 볼륨 객체의 표면은 그림 3과 같이 8 방향 체인 코드에 의해 각 픽셀당 0-7 사이 값으로 정의된다. 실 볼륨 객체의 표면에서 나올 수 있는 연결 성분의 조합은 그림 3과 같이 8 가지로 나눌 수 있으며, 이 가운데 볼륨 표면의 특성을 결정짓는 성분으로 가장 뾰족한 부분 혹은 급격히 함몰된 부분인 (d),(f)를 찾아 샘플링하였다. 곡률값 C_n 의 계산 식은 다음과 같다.

$$C_n = |4 - (|D_n - D_{n-1}|)| \% 4$$

여기서 n 은 표면정보 픽셀의 인덱스이고, D_n 은 체인코드의 결과인 픽셀의 연결방향 성분을 의미하며 0-7 값을 가진다.

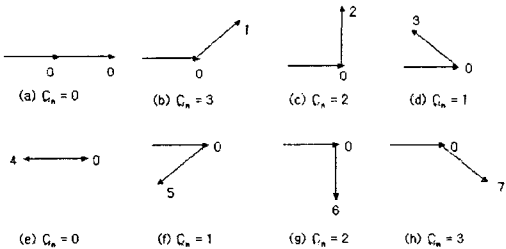


그림 3. 픽셀 연결 방향 성분 및 곡률값

뇌 영상의 샘플링 결과 화면은 다음 그림 4와 같이 얻어진다.

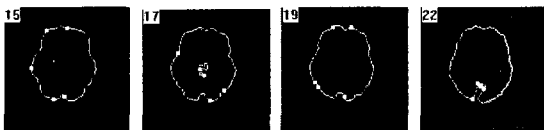


그림 4. 곡률 기반 표면 샘플링의 예

참조 영상인 MRI 뇌 볼륨 영상과 테스트 영상인 PET 뇌 볼륨 영상은 서로 다른 모달리티로부터 획득 되었으므로 해상도 및 복셀 크기가 다르다. 일반적으로 영상 정합에서 해상도가 좋은 영상을 참조 영상으로 사용한다. 본 연구에서 사용된 실험 영상에서 MRI 영상은 2 차원에서 256*254의 해상도를 가지므로 128*128의 해상도를 갖는 PET에 비하여 좋은 해상도를 가진다. 또한 실 볼륨 크기는 z 축 방향으로 MRI 영상이 크고, x,y 축 방향으로는 PET이 크기 때문에 3차원 스케일링 및 이동 변환을 수행해 주어야 한다. 기하 변환 요소 계산은 다음과 같다.

실 볼륨의 크기(L)은 해상도(R)과 복셀크기(V)의 곱으로 계산된다.

$$L(x, y, z) = R(x, y, z) * V(x, y, z)$$

이동 변환 요소(T)의 계산식은 다음과 같다. L_{Refer} 는 참조 영상의 볼륨 크기, L_{Test} 는 테스트 영상의 볼륨 크기, C_{Refer} , C_{Test} 는 각각 참조영상과 볼륨영상에서의 대상 객체의 무게 중심을 의미한다.

$$T(x, y, z) = \frac{L_{Refer}(x, y, z) - L_{Test}(x, y, z)}{2} L_{Refer}(x, y, z) + (C_{Refer}(x, y, z) - C_{Test}(x, y, z))$$

스케일링 요소(S)는 참조 영상과 테스트 영상의 실제 볼륨 비율로서 다음과 같이 계산한다.

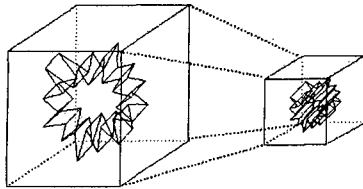
$$S(x, y, z) = \frac{L_{Refer}(x, y, z)}{L_{Test}(x, y, z)}$$

따라서 왼쪽표(1)에 대하여 최종 기하 변환된 좌표 (I')은 다음과 같이 계산할 수 있다.

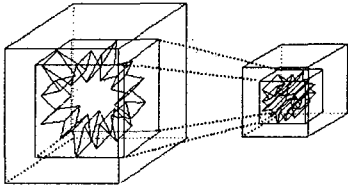
$$I'(x, y, z) = I(x, y, z) * S(x, y, z) + T(x, y, z)$$

기존의 정합 방법에서는 관심 객체 뿐 아니라 배경까지 모두 포함한 전체 볼륨 영상에 대한 기하 변환을 수행하였다. 전체 볼륨 영상에 대한 기하 변환을 수행하는 경우, 관심 객체 뿐 아니라 배경 영상까지도 모두 변환 요소에 의해 일정하게 영향을 받게 되며, 실 객체 볼륨 고유의 크기는 고려되지 않는다. 본 논문에서는 전체 볼륨 영상 중에서 실 관심 객체 영역에 대하여 최소 크기를 가지는 육면체 모양의 3차원 바운딩 박스(Bounding box)를 생성하고, 바운딩 박스의 크기에 기반하여 기하 변환을 수행하여 보다 정확한 초기 기하 변환 결과를 얻고자 하였다(그림 5). 이로써 바운딩 박스에 기반한 기하 변환 기법이 전체 볼륨 크기에 기반한 기하 변환에 비해 보다 정확한 스케일링 요소 값을 계산할 수 있도록 하였다.

● 참조 영상 실 객체 기하 변환



(a) 전체 볼륨 영상 크기 기반 스케일링



(b) 객체 볼륨 크기 기반 스케일링

그림 5. 바운딩 박스 기반 기하 변환의 예

4. 실험 자료, 구현 환경 및 인터페이스

본 논문에서 구현한 다중 모달리티 볼륨 영상 처리 모듈은 표면 정보기반 3 차원 영상 정합을 위한 효과적인 초기변환을 구하기 위한 것이다. 구현 환경은 PentiumIII (750MHz cpu, 438M Memory, Windows XP Professional Server) 플랫폼 상에서 Visual C++ 언어를 사용하여 GUI로 동작하도록 구현되었다.

실험 자료는 횡단면 방향 뇌부위 MRI 영상과 PET 영상을 사용하였다. 두 영상의 해상도 및 복셀 정보는 표 1 과 같다.

표 1. MRI/PET 볼륨 영상정보

모달리티	해상도	슬라이스수	복셀크기	영상방향
MRI	256*254	108	0.78*0.78*1.61	transverse
PET	128*128	29	1.953*1.953*4.25	

초기변환 후 MRI 영상과 명암도에 따라 색채 가시화된 PET 영상을 혼합 가시화한 결과는 그림 6 과 같다.

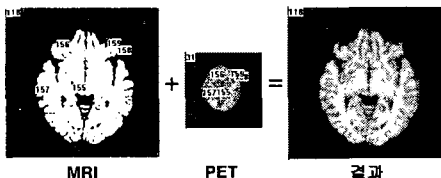


그림 6. 초기 기하변환 후 MRI/PET 혼합가시화 결과 영상

5. 결론

본 연구에서는 표면정보 기반 영상 정합을 위해 사용되어 온 영상 처리 과정 가운데 특징점 샘플링 과정에 곡률 값을 반영함으로써 영상 정합의 정확성을 높이고자 하였으며, 참조 영상의 기하 변환 시 관성

영역의 실 객체에 대하여 최소 크기를 갖는 바운딩 박스를 생성하여 반영함으로써 효과적인 초기 변환 결과를 얻어 내었다.

향후 연구로서, 참조영상의 표면정보를 기반으로 3 차원 거리맵을 생성하고, 거리맵을 기반으로 참조영상과 테스트 영상간의 표면거리를 측정하는 Cost 함수를 정의하며, 이를 최소화하는 최적화 알고리즘을 설계, 구현하고자 한다.

참고문헌

- [1] Joseph V. Hajnal, Derek L.G. Hill, David J. Hawkes, "Medical Image Registration," CRC Press, 2001
- [2] Milan Sonka, J. Michael Fitzpatrick, "Handbook of Medical Imaging," SPIE Press, 2000
- [3] J.B. Mainz and Max A. Viergever, "A Survey of Medical Image Registration", Medical Image Analysis, Vol. 2, pp.1-36, 1998
- [4] D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, M. J. Gleeson, "Accurate Frameless Registration of MR and CT Images of the Head: Applications in Planning Surgery and Radiation Therapy", Radiology, Vol.191, 1994
- [5] Rechar L. Burden, J. Douglas Faires, "Numerical analysis," Brooks/Cole Publishing company, 1997
- [6] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods., "Digital Image Processing," Addison-Wesley, Publishing Company, Inc., 1993
- [7] Graham Wright, "MRI in Heart and Circulation," Univ. of Toronto/Sunnybrook Health Science Center [http://www.swchsc.on.ca/~gawright]
- [8] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, Brian P. Flannery, "Numerical Recipes in C++," Cambridge university press. 2002.
- [9] Ioannis Pitas, "Digital Image Processing Algorithms," Prentice Hall, 1995
- [10] Alan Watt, "3D Computer Graphics," Addison-Wesley, 1993
- [11] 홍헬렌, "명암도 기반 정합과 복합적 가시화를 위한 단일 및 다중 모달리티 영상 퓨전", 이화여자대학교 과학기술대학원 박사학위 논문, 2001
- [12] Dana H. Ballard, "Christopher M. Brown, Computer vision," Prentice Hall Inc., 1982
- [13] 김희승, "영상인식," 생능출판사, 1993
- [14] Lauren O'Donnel, "Phase-Based Semiautomatic Image Segmentation", AI Lab, MIT, 2001
- [15] Alan watt, Fabio Policarpo, "The Computer Image," Addison Wesley, 1998
- [16] 이의숙 외 7 인, "응용 통계학 개론," 경문사, 1999
- [17] Gunilla Borgefors, "Distance Transformations in Arbitrary Dimensions", Computer Vision, Graphics, And Image Processing 27, 321-345, 1984
- [18] Gunilla Borgefors, "Hierarchical Cahmfer Matching: A Parametric Edge Matching Algorithm", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 10, No. 6, Novmber, 1998
- [19] Lisa Gottesfeld Brown, "A Survey of Image Registration Techniques", ACM Computing Surveys, Vol. 24, No. 4, December, 1992