

의학 영상에서의 그레이 수준 형태 기반 보간 기법

성 원⁰, 김의정*, 박종원**
충남대학교 컴퓨터공학과, **정보통신공학과
*공주대학교 컴퓨터교육과

wseong@ce.cnu.ac.kr, ejkim@kongju.ac.kr, jwpark@crow.cnu.ac.kr

A Method of Gray Level Shape-Based Interpolation in Medical Image

Won Seong⁰, Eui-Jeong Kim*, Jong-Won Park**

Dept. of Computer Engineering, Chungnam National University

*Dept. of Computer Education, Kongju National University

**Dept. of Information and Communication Engineering, Chungnam National University

요약

오늘날 CT 나 MR 등을 통한 의학 영상 기술과 컴퓨터 성능의 향상으로 인체 내부 장기의 영상을 비교적 용이하게 얻을 수 있으며 얻어진 영상 정보는 컴퓨터로 수치화 되므로 데이터의 조작 및 가공이 용이하다. 그러나, 이렇게 얻어진 의학 영상들은 보통 2차원적 슬라이스 image 형태로 얻어진다. 일반적으로 슬라이스 사이의 간격은 조사량 등 여러 문제 때문에, 항상 동일한 간격을 유지하고 있지 않은 경우가 많으며 슬라이스 사이 간격이 슬라이스 내의 픽셀 간격보다 큰 경우가 대부분이다. 이러한 image로부터 3차원적 디스플레이나, 조작, 분석을 하기 위해서는 같은 간격의 image를 얻어야 한다. 이러한 이유로 인하여 보간(Interpolation) 기법이 의학 영상 분야에서 많이 사용된다. 본 논문은 형태-기반 보간 방법을 gray-scale image에 적용이 가능하도록 확장한 그레이 수준 형태 기반 보간 알고리즘을 구현하였다. 그리하여, 본 논문이 제안한 알고리즘을 슬라이스 간격이 큰 2차원 복부 CT 영상에 적용시켜 다른 보간법들보다 향상된 결과를 확인할 수 있었다.

1. 서론

오늘날, 의료 기기의 발달로 인해 MR, CT 같은 인체 내부의 사진을 쉽게 얻게 되었고, 이를 이용하여 많은 정보를 얻을 수 있게 되었다. 이들 2차원 image로부터 얻어진 정보를 이용하여 특정 장기나 인체의 특정 부분을 3차원 image로 구성할 수 있다. medical image는 보통 2차원적 슬라이스 image 형태로 얻어진다. 일반적으로 슬라이스 사이의 간격은 조사량 등 여러 문제 때문에, 항상 동일한 간격을 유지하고 있지 않은 경우가 많으며[1] 슬라이스 간 간격이 슬라이스 내의 픽셀 간격보다 큰 경우가 대부분이다. 이러한 image로부터 3차원적 디스플레이나, 조작, 분석을 하기 위해서는 같은 간격의 image를 얻어야 한다[2]. 그러나 동일한 image 간격을 갖게 되면 image의 크기가 기하 급수적으로 증가하게 된다[1]. 그리고 가지고 있는 기존의 image 정보가 항상 우리가 원하는 특정 간격의 슬라이스 image라는 요구 조건을 만족시켜줄 수 없는 경우가 많다. 보간(Interpolation) 연산은 이러한 문제를 해결하기 위해 의학 영상 분야에서 많이 사용된다.

보간 연산은 image 처리, 컴퓨터 그래픽, medical image 등에

자주 사용되는 연산으로 동일한 간격의 image를 얻거나, 다양한 형식으로 존재하는 CT, MR 등과 같은 object에 대한 정보를 합성하거나, 격자 시스템을 변환하거나 바꾸기 위해 사용한다[1]. 본 논문에서 사용되는 목적은 medical image 처리에서 요구되는 등간격의 image를 얻기 위해서이다.

Interpolation 방법은 크게 scene-based 방식과, object-based 방식으로 나뉜다[1]. 이들 방식은 선형 보간(linear interpolation), 스플라인 보간(spline interpolation), 거리 정보를 이용하는 형태-기반 보간 등의 여러 방법들로 나뉘질 수 있는데 그 중 보다 좋은 결과를 보이는 방법이 형태-기반 보간 방법이다. 형태-기반 보간법은 기본적으로 object로부터 계산되는 거리 정보를 이용하는 방법으로서 오브젝트가 분명히 구분되는 binary image에만 적용된다 [2]. 따라서 일반적으로 오브젝트의 구분이 선행되지 않는다면 그레이 수준의 슬라이스 image에 직접 적용하기에 부적합하게 된다. 때문에 그레이 수준의 보간에 적용하기 위해서는 별도의 처리가 요구된다. 본 논문에서는 형태-기반 보간 방법을 gray-scale image에 적용 가능하도록 확장 알고리즘을 구현하였고, 그 결과 image를 linear 보간법, cubic spline 보간법 각각의 결과 image와 비교하였다.

2. 방법

이 장에서는 형태-기반 보간 방법을 gray-scale image 에 적용이 가능하도록 확장한 알고리즘을 설명한다. 전체적인 과정은 다음과 같다.

형태-기반 보간법은 object-based 알고리즘이다. 따라서 선행되는 과정이 입력 image 로부터 관심 영역 즉 오브젝트를 구별하는 처리가 필요하다. 처리가 된 후 거리를 계산하는 shape-based 고유의 과정을 거치게 되는데, 이 과정을 거치게 되면 더 이상 image 의 픽셀은 본래 gray 값을 잃어버린다. 따라서 입력 image 의 고유 값 gray-level 을 변형하지 않고 전체 image 를 interpolation 하는 과정에 shape-based interpolation 은 적용시킬 수 없게 된다.

본 논문은 gray-level 의 2 차원 입력 image 에 형태-기반 보간법을 적용 가능하도록 Grevera, Udupa 등이 gray-level image 의 크기를 변환하기 위해 사용했던 과정을 응용하여 처리과정을 추가하고자 한다[3][4][5]. 처리과정은 크게 lifting, chamfering, 보간, collapsing 으로 이루어진다.

2.1 Lifting

Lifting 과정은 n 차원의 gray scene(V, f)을 n+1 차원의 binary scene(V_L, f_L)로 변환하는 것을 말한다.

$$V_L = V \times M \quad \text{여 기 서 } M = \{l, l+1, \dots, h-1, h\}$$

l, h 는 각각 (V, f)에서의 최소, 최대 밀도이다.

For all $v = \langle v_1, v_2, \dots, v_n \rangle \in V$ and $m \in M$

$$f_L(\langle v_1, v_2, \dots, v_n, m \rangle) = 1 \text{ iff } f(\langle v_1, v_2, \dots, v_n \rangle) \geq m \\ \text{otherwise, } f_L(\langle v_1, v_2, \dots, v_n, m \rangle) = 0$$

Lifting 처리과정은 stacking 필터를 이용한 threshold 분할 작업 또는 stacking 연산의 n 차원 일반화로 생각할 수 있다.

위 식으로 얻어진 binary image 각각은 바로 형태-기반 보간법에 적용될 수 있다.

2.2 Chamfering

얻어진 binary image 를 일반 shape-based interpolation 처럼 오브젝트와 나머지 영역으로 구분한다. 거리를 계산하는 과정은 shape-based interpolation 에서 소개했던 chamfer 처리 과정을 이용하였으며, 사용한 템플릿은 near-optimal 3X3 이다. Near-optimal 템플릿 3X3 와 5X5 두 가지의 결과 비교에서 둘 사이의 성능의 차이가 매우 작고, 대신 복잡도에서 5X5 가 복잡하기 때문에 3X3 를 사용하였다[6].

2.2.1 phantom image 를 통한 distance MAX 값 결정

일반적으로 복부 CT image 를 대상으로 하였는데, 복부 CT image 의 특성상 두 슬라이스 image 사이의 거리가 10mm 인

경우가 대부분이었다. 이 경우 위 슬라이스와 아래 슬라이스에 공통으로 나타나는 특정 장기 영역이 많은 편차를 보이게 된다. 따라서 기존에 소개 하였던 chamfering 과정에서 몇 가지 파라미터를 보정해 주었다. 이 과정에서 간단한 모형 image 를 만들어 image 에서 볼 수 있는 편차의 크기별 오차를 구하여 chamfering 연산시 초기화하는 적절한 최대 최소 임계 거리 값을 구하였다.

일반적으로 복부 CT image 에서 볼 수 있는 오브젝트의 심한 편차는 약 50 픽셀 가량이며, 이 경우를 간단한 테스트 image 로 chamfering 과정 후 interpolation 한 결과 최대 최소 초기화 거리가 -500 ~ 500 범위의 값을 갖는 경우 중간 슬라이스의 경계 값이 가장 정확했다. 따라서 본 논문에서 구현된 chamfering 과정에서 사용된 모든 경우에 고정적인 값 -500 ~ 500 으로 거리 값의 범위를 보정하였다. 나머지 chamfering 과정은 [6]에서 소개한 과정을 따랐다.

2.3 보간

Linear interpolation 과 spline interpolation 두 가지 방법이 가능하였으나 lifting 과정의 이후 알고리즘의 시간에 대한 비용 증가가 크기 때문에, linear interpolation 을 사용하였다. 실제 cubic spline interpolation 을 shape-based 과정에 적용하였을 때 좀 더 우수한 결과를 얻을 수 있음이 밝혀져 있다[6].

2.4 Binary conversion

Interpolation 과정 다음에 다시 원래의 gray-level image 로 변환하기 위해 각 binary image 로서 interpolation 결과 image 를 얻어야 한다. 본 논문에서는 시간적인 면을 고려하여 binary image 로 변환하는 과정을 생략하고 곧바로 거리 gray 값을 가진 결과 image 로부터 gray-level image 로 collapsing 하는 과정으로 구현하였다.

2.5 Collapsing

lifting 의 반대되는 처리 과정으로 n+1 차원의 binary scene 으로부터 n 차원의 gray-level scene 를 얻는 과정이다.

n+1 차원의 binary scene 를 (V_B, f_B), n 차원 gray-level scene 를 (V_U, f_U)라 하면 collapsing 방법은 다음과 같다

$$V_U = \{ \langle v_1, v_2, \dots, v_n \rangle \mid \langle v_1, v_2, \dots, v_n, m \rangle \in V_B \} \\ \text{and for all } \langle v_1, v_2, \dots, v_n \rangle \in V_U \\ f_U(\langle v_1, v_2, \dots, v_n \rangle) = \max \{ m \mid f_B(\langle v_1, v_2, \dots, v_n, m \rangle) = 1 \}$$

3. 결과

입력 image 는 복부 CT image 로 하였으며, 256 그레이 수준 512 * 512 크기이다. 보간 알고리즘으로 linear, cubic spline(natural cubic spline)[7], 그레이 수준 형태-기반 보간(near-optimal 3*3, linear)를 사용하였다. 결과 image 의 비교 방법은

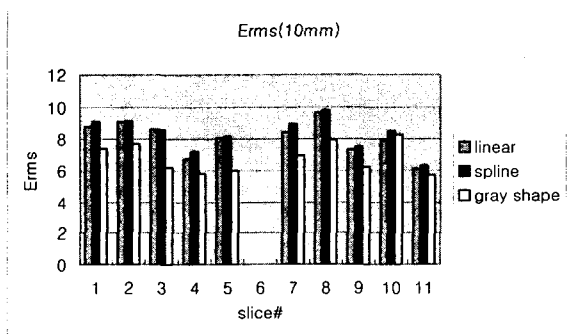
다음과 같다.

중간 슬라이스에 해당하는 실제 image 를 제외시키고, 그 중간 슬라이스와 인접한 위 아래 슬라이스를 입력 image 로 하여, 각각의 알고리즘에 적용한 결과 image 를 얻었다. 이 결과 image 와 중간 슬라이스 image 를 서로 비교하여 Erms 값을 통해 각 알고리즘 간의 결과 image 의 정확도를 비교하였다.



[그림 1] 인접한 두 슬라이스와 보간된 슬라이스(아래)

그림 1은 인접한 두 슬라이스와 그레이 수준 형태-기반 보간법으로 생성시킨 결과 슬라이스를 보여주고 있다. 직관적으로도 완벽한 보간은 이뤄지지 않음을 알 수 있다. 그러나, 그레이 수준 형태-기반 보간법은 그림 2에서처럼 다른 두 보간법과의 Erms 에서 더 나은 결과를 보임을 알 수 있었다. 여기서 사용되는 Erms 값은 더 작은 경우가 원 image 에 더 가까운 image 임을 말해주는 것이다 [8].



[그림 2] Erms 를 통한 세 보간법 비교

4. 결론

의학적 용도로 사용되는 image 의 처리에 있어, 눈으로 보는 시각적 효과 뿐만 아니라 그 정확도는 기타 다른 분야의 image 처리와 달리 매우 중요한 성격을 갖는다. 의학의 발달로 인해 인체의 영상을 얻을 수 있게 되었고, 이들 이차원 슬라이스 image 정보를 이용해 좀 더 실제모습과 같은 3차원 image 를 얻을 수 있게 되었다[2]. 그러나 이 과정에서 의학 image 의 특성상 보간 과정이 필요하게 되며, 이것은 정확도와 크게 영향을 미칠 수 있다. 앞서서도 살펴 보았듯이 형태 기반 보간법을 그레이 수준으로 확장시킨 그레이 수준 형태 기반 보간법은 spline, linear 와 같은 gray level interpolation 보다 우수한 결과를 보여주었다. 그러나 보간의 한계상 항상 오차는 존재하며, 그러한 오차가 커지는 상황이 이 알고리즘에도 존재한다. 대표적인 경우로 좁은 영역이 두 슬라이스에서 서로 어긋나 있거나, 또 증가 변화율에서 감소 변화율로 돌아서는 예기치 않는 상황에선 좋지 않은 결과를 나타내기도 한다. 그러나 그레이 수준 형태-기반 보간법은 복부 CT 같이 변화율이 크지만 인접한 슬라이스에 영역이 서로 겹치는 슬라이스 사이의 간격이 큰 경우에 다른 알고리즘의 결과보다 더 좋은 결과를 보였고 특히 간격이 큰 경우엔 더욱 좋은 결과를 얻을 수 있음을 알 수 있었다.

참고 문헌

- [1] George J. Grevera, Jayaram K. Udupa. "Shape-Based Interpolation of Multidimensional Grey-Level Images", IEEE tran. Medical imaging, Vol 15, No. 6, december 1996
- [2] Gabor T. Herman, Jingsheng Zheng, and Carolyn A. Bucholtz, "Shape-based Interpolation", IEEE computer graphics & applications pp 69-79 1992
- [3] Roberto A. Lotufo, Gabor T. Herman, Jayagram K. Udupa, "Combining shape-based and gray-level interpolation", SPIE Vol 1808 Visualization in Biomedical Computing 1992 289-298
- [4] SAI PRASAD RAYA, JAYARAM K. UDUPA., "Shape-Based interpolation of Multidimensional Objects", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. VOL. 9. NO. 1 MARCH 1990 pp 33-42
- [5] W. Higgins, C. Morice and E. Ritman, "New shape-based interpolation technique for three-dimensional image", Proc IEEE int. conf. Acoust speech Signal Process. pp. 1841-1844, 1990
- [6] Scott. E. Umbaugh, *Computer vision and Image Processing: A Practical Approach Using CVIPtools*, Prentice Hall PTR, 1998.
- [7] Sky Mckinley and Megan Levine, "Cubic Spline Interpolation"
- [8] George J. Grevera, Jayaram K. Udupa. "Task-Specific Evaluation of Three-Dimensional Image Interpolation Techniques", IEEE trans. On medical imaging. Vol. 18. No.2 february 1999

본 연구는 BK21 충남대학교 정보통신인력양성 사업단의 연구 지원으로 수행되었습니다.