

대장의 굴곡면을 가시화하기 위한 적응형 펼친 영상 기법

이진희[†], 신병석[‡]

요 약

펼친 영상 생성 기법은 대장 전체를 하나의 영상으로 보여주므로 병변을 식별하는데 효과적이다. 그러나 광선 투사법에 기반한 이전의 펼친 영상 생성 방법은 대장의 굴곡이 심한 부분이나 접힌 부분에서 숨겨진 병리구조는 제대로 표현할 수 없었다. 이 문제를 해결하기 위해, 본 논문에서는 표면 복잡도에 따라 투사되는 광선 수를 가변적으로 조정하는 방법을 제안한다. 첫 번째로 중심 경로상의 샘플점에서 대장 벽까지 이르는 거리 값이 큰 샘플점과 작은 샘플점들을 선택하여 그 점을 기준이 되는 제어점으로 결정한다. 다음으로 샘플점에서 발사된 광선이 주름진 영역 안쪽까지 도달하도록 하기 위해 제어점 사이에 있는 샘플점을 거리 값이 큰 제어점 부근으로 이동시킨다. 마지막으로 영상을 펼쳤을 때 일어나는 왜곡 현상을 줄이기 위해 이차원 크기변환을 한다. 이 방법을 이용하면 대장 조직을 정확하게 표현할 수 있다.

An Adaptive Unfolding Method for Visualizing Wrinkled Colon Surface

Jin-Hee Lee[†], Byeong-Seok Shin[‡]

ABSTRACT

Unfolding is an efficient technique to detect colorectal disease since it represents entire shape of colon at a glance. However, the previous unfolding methods may miss the surface located behind the folds or high curvature areas. To solve the problem, we propose an adaptive unfolding method that controls the number of rays in accordance with the surface complexity. In the first step, we find sample points of longer and shorter distance between the sample points and the colon surface, and then determine them as based control points. Next, for reaching rays of sample points in the wrinkled colon surface, sample points are shifted toward the control points that have the long distance. Lastly, we perform a 2D scaling which solves local distortions of the unfolding surface and avoids missing surface. Consequently, our method could be visualized the hidden surface of colon organ in detail.

Key words: Volume Visualization(볼륨 가시화), Adaptive Unfolding Method(적응형 펼친 영상 기법), 2D Scaling(이차원 크기변환)

1. 서 론

광학 내시경은 체내에 카메라를 삽입하므로 다른 영상기법과 비교하여 정확한 영상을 제공한다. 그러나 환자들에게 기대하지 못한 위험이 따를 수 있고, 내시경을 몸에 삽입하여야 하므로 육체적, 정신적으

로 고통을 유발할 수 있다.

가상 내시경은 단층 촬영 영상(CT, MRI 영상)에서 얻어낸 스칼라 값을 색상 변환 함수(color transfer function)를 사용하여 의사 색상 변환(pseudo color mapping)하므로 인체 내부의 구조를 컴퓨터로 가시화하기 때문에 내시경 카메라를 체내에 삽입할

* 교신저자(Corresponding Author) : 신병석, 주소 : 인천광역시 남구 용현동 253(402-751), 전화 : 032)860-7452, FAX : 032)872-7452, E-mail : bsshin@inha.ac.kr

접수일 : 2006년 7월 10일, 완료일 : 2006년 8월 28일

[†] 인하대학교 컴퓨터 · 정보공학과 석사과정

(E-mail : lovedoll@inhaian.net)

[‡] 정회원, 인하대학교 컴퓨터공학부 부교수

* 본 연구는 산업자원부 지방기술혁신사업(RTI05-03-01) 지원으로 수행되었음

필요가 없다[1,2]. 그러나 병변이 대장의 접힌 부분 뒤에 위치하거나 복잡한 구조물 사이에 위치한 경우는 검출이 어렵고, 이를 위해 의사들이 많은 시간을 투자해야 한다. 장기를 가상적으로 펼쳐 보여주면 시야의 제한이 없고 숨겨진 해부 구조물을 한눈에 볼 수 있다[3].

펼친 영상 생성 방법은 대상 장기를 가상적으로 펼쳐서 하나의 이미지로 보여주는 방법이다[4-12]. 펼친 영상을 만드는 기본적인 방법은 그림 1에서처럼 대장의 중심 경로상의 각 샘플점에서 대장 벽을 향해 광선을 발사하여 얻은 색상 값을 이차원 이미지에 투영하는 것이다[4,5,8,9]. 그러나 대장의 중심 경로 상에서 대장 표면을 향해 광선을 수직으로 발사해서 색상 값을 얻어오기 때문에 주름지거나 굴곡이 심한 부분에서는 광선이 스쳐 지나거나 그 표면까지 도달하지 못한다. 이것은 대장 표면의 벡터 베터와 중심 경로상의 샘플점에서 발사된 광선 사이의 각이 크기 때문에 잘 보이지 않거나 잘못된 색상 값을 얻을 수 있다.

본 연구에서는 대장 표면에 대한 광선의 입사각을 최대한 줄이기 위해 광선이 발사될 샘플점의 위치를 입사각이 최소화되는 샘플점 쪽으로 이동시킨 후 그

위치에서 광선을 발사하여 보이지 않은 부분의 색상 값을 얻을 수 있는 방법을 제안한다. 또한 이차원 크기변환(2D scaling)을 통하여 영상을 펼쳤을 때 영상이 찌그러지거나 왜곡된 부분을 최소화하고, 광선의 위치와 방향을 미리 계산하여 저장한 템플릿을 이용함으로써 계산량을 감소시키고, 실시간으로 정확한 영상을 생성할 수 있다.

다음 장에서는 이전에 펼친 영상 가시화 기법들에 대해서 간단히 살펴보고, 3장에서는 본 연구에서 제안하는 방법에 대해 상세히 설명한다. 4장에서는 실험결과를 보이고, 5장에서 결론을 맺는다.

2. 관련 연구

펼친 영상 생성 기법은 가상 내시경과 같이 광학 내시경을 모사하는 것이 아니라 환자의 장기를 펼친 모습으로 보여주는 것이다. 따라서 전체 구조를 직관적으로 보여주고 장기의 주름 안쪽과 같이 일반적으로 보지 못하고 지나칠 수 있는 부분도 정확히 보여줄 수 있다. 이러한 펼친 영상 생성 기법은 가상 내시경과 같이 볼륨 영상 생성 기법을 적용하여 직관적인 해부 영상을 제공할 수 있다[13-18].

일반적인 펼친 영상 생성 기법은 다음과 같다. 중심 경로상의 샘플점에서 중심 경로에 수직하게 원형으로 광선을 투사하여 광선 평면을 생성한다. 생성된 광선 평면들을 동일선상에 나열해 곡선으로 된 경로를 직선으로 편다. 이 직선화된 경로를 따라 광선 평면별로 대장 벽과의 교차점을 찾아 색상 값을 계산하여 펼친 영상을 만든다. 이런 방법들은 장기의 내부를 전체적으로 보여줄 수 있지만 곡률이 큰 영역에서는 그림 2와 같이 광선이 표면까지 도달하지 못하거나 광선이 교차하는 문제가 있다. 결과적으로 하나의 병변이 펼친 영상에서 표시되지 않거나 두 개로 나타날 수 있다.

Wang[4,5]은 전기장을 이용해서 광선간의 교차문제를 해결하는 방법을 제안하였다. 그림 3(a)와 같이 먼저 중심 경로에서 굴곡이 심한 부분을 찾아서, 샘플점 위에 동일한 극성을 갖는 전하를 배치한다. 굴곡의 변화에 따라서 충전량을 다르게 하여 척력이 작용하는 전기력선으로 나타낸다. 중심 경로상의 샘플점으로부터 전기력선을 따라 곡선 절단면을 생성 하므로 교차문제를 해결한다. 그러나 전기장을 구성

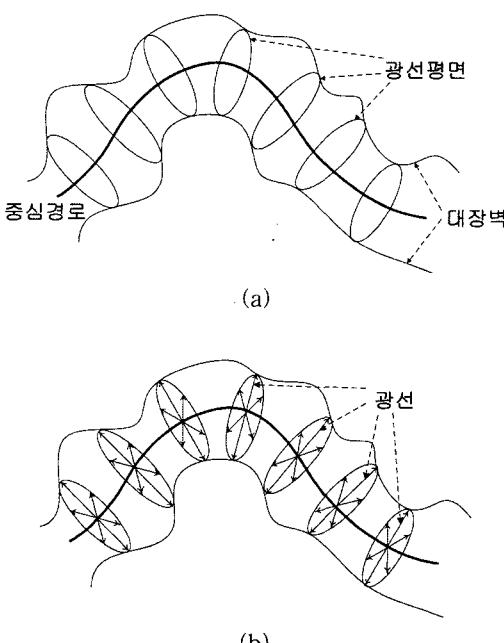


그림 1. 펼친 영상 생성 방법: (a) 대장 중심 경로상의 샘플점에서 광선평면 생성 (b) 광선평면에서 광선 투사

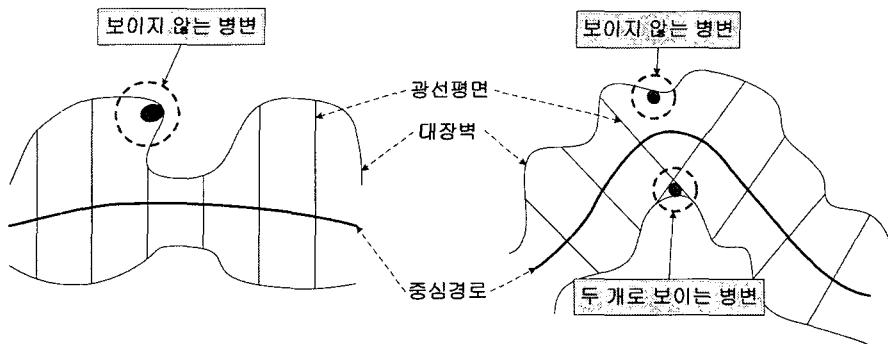


그림 2. 펼친 기법에서 문제점들: 광선이 대장 표면까지 도달하지 못하는 영역은 펼친 영상에서 병변이 보이지 않고, 광선이 교차하는 영역에서는 하나의 병변이 펼친 영상에서 두 개로 나타남.

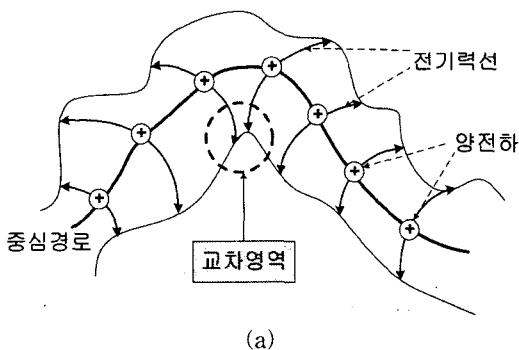
하는 모든 샘플점에서 전하의 총전량을 계산해야 하기 때문에 계산량이 많다는 단점이 있다.

Vilanova[8,9]가 제안한 방법은 그림 3(b)와 같이 비선형 광선 투사법을 위해 거리맵과 벡터장을 사용하여 광선을 생성하는 방법이다. 중심 경로로부터 거리맵을 생성하고 거리의 기울기에 의해 정의되는 벡터장을 만들고 벡터장을 참조하여 물체까지의 최단

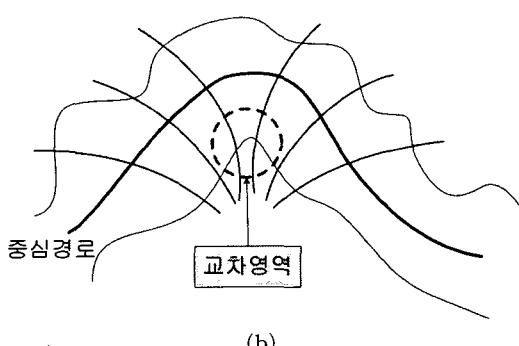
거리를 이용하여 광선을 생성한다. 이 방법은 거리맵과 벡터장을 계산하고 모든 광선에 대해 궤적을 계산해야 하기 때문에 계산량이 많다는 문제점을 가지고 있다.

선형 광선 투사법을 기반으로 하는 이전연구에서는 펼친 영상 생성 기법의 입력으로 볼륨 데이터와 미리 계산된 중심 경로가 있다고 가정한다. 중심 경로는 샘플점의 집합으로 표현되고, 제어점은 샘플점의 부분집합으로서 경로의 모양을 결정한다. 중심 경로는 곡률에 따라 곡선영역과 직선영역으로 나뉘고, 특정 제어점에서 발사되는 모든 광선의 방향을 저장한 자료 구조인 광선 템플릿을 이용하여 광선원뿔(ray cone)을 구성한다[12]. 광선 템플릿을 이용하면 매번 광선의 방향을 계산하지 않아도 되므로, 렌더링 시간이 줄어든다. 광선 템플릿은 원형 템플릿과 원뿔형 템플릿이 있다. 그림 4(a)처럼 원형 템플릿만 사용할 경우 광선끼리 교차가 일어날 가능성이 크기 때문에 (b)와 같이 곡선 영역에서는 원뿔형 템플릿을 사용한다. 이웃한 제어점의 접선벡터를 내적하여 임계치 미만이면 곡선영역으로 간주하여 원뿔형 템플릿을 사용하고, 그렇지 않으면 원형 템플릿을 사용한다.

다음으로 이웃한 제어점에서의 광선 템플릿끼리 교차여부를 검사한다. 그림 5(a)처럼 곡선 영역에 원뿔형 템플릿을 사용하더라도 원뿔형 템플릿의 기울어진 각도가 일정하므로 교차가 발생할 수 있다. 그림 5(a)는 인접한 광선원뿔의 외곽선을 같은 인덱스를 가지는 R_i 와 R_i^* 을 연결하여 광선벡터 V_i 를 구한다. 다음으로 V_0 와 나머지 벡터들간의 내적을 계산하여, 임계치보다 작으면 교차가 일어난 것으로 간주한다. 그림 5의 (b)에서와 같이 두 개의 광선원뿔이 교차되었다고 판단되면 현재 광선원뿔 P_k 의 방향을 수



(a)



(b)

그림 3. Wang과 Vilanova의 교차 해결 방법: (a) Wang의 방법: 전기장을 이용하여 교차 해결 (b) Vilanova의 방법: 비선형으로 광선을 투사하여 교차 해결

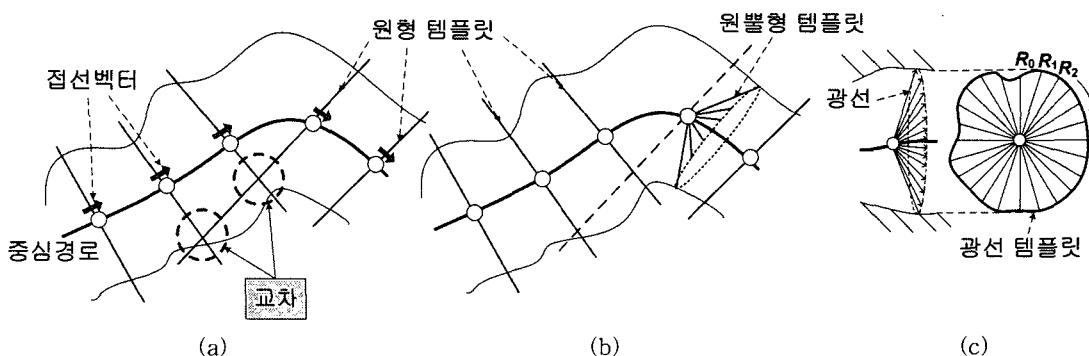


그림 4. 제어점에서 광선 템플릿 결정: (a) 원형 템플릿만 사용할 경우 교차가 일어날 수 있음을 표현 (b) 곡선영역에서는 원뿔형 템플릿을 사용함으로써 교차 해결 (c) 원뿔형 템플릿의 옆면과 광선 템플릿의 단면

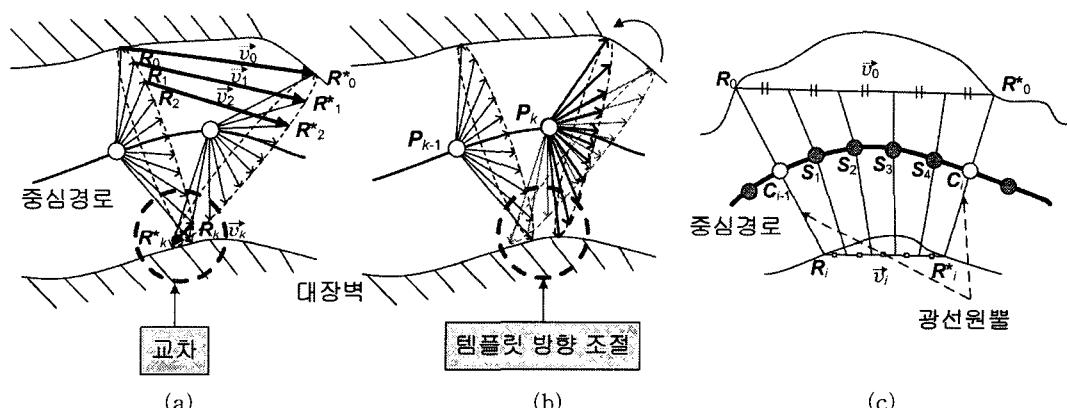


그림 5. 교차 검사 및 광선 투사 방향 결정: (a) 광선원뿔의 외곽선을 같은 인덱스를 가지는 점끼리 연결하여 광선벡터를 구하고 그 벡터들 간의 내적을 계산하여 교차 검사 수행 (b) 교차가 일어났을 경우 현재 광선원뿔 P_k 의 방향 수정 (c) 광선플랫면상의 외곽선 점을 연결한 위치를 선형 보간하여 결정

정한다. 광선원뿔의 광선 방향은 기준광선 R^*_0 에 대한 상대적인 방향이 템플릿에 저장되어 있어, 기준광선을 수정하면 쉽게 해결할 수 있다. 이와 같은 과정을 교차가 일어나지 않을 때까지 반복한다. 제어점에서 광선원뿔을 정의한 후 샘플점에서의 광선 투사 방향을 결정한다. 그림 5(c)에서처럼 샘플점에서 광선 방향을 결정할 때는 광선원뿔을 이용하지 않고 제어점의 광선원뿔 외곽선 점을 연결한 위치를 선형 보간 한다. 제어점간의 광선 벡터는 이전 단계에서 교차하지 않도록 이미 방향을 결정하였기 때문에 이들을 선형 보간 하더라도 교차가 발생하지 않는다. 결과적으로 모든 샘플점에서 광선원뿔을 구하는 것보다 계산량을 줄일 수 있다.

마지막으로 광선 템플릿에 정해진 방향으로 광선을 투사한다. 샘플점에서 광선이 투사될 때 위의 단계에서 만들어 놓은 광선 템플릿에 저장된 방향으로

광선이 발사된다. 투사된 광선이 대장 표면과 만나면, 샘플점에서 대장 표면의 색상 값을 계산한다. 그러나 이 방법은 곡률에 따른 광선플랫면끼리의 교차 문제를 완벽히 해결할 수 없고, 주름의 안쪽영역은 여전히 광선이 도달하지 못하여 모든 영역에 대해 펠친 영상을 생성하는데 한계를 가지고 있다.

3. 적응형 펠친 영상 기법

본 논문에서는 광선 투사법을 이용하여 얻어낸 중심 경로상의 샘플점에서 대장 표면까지의 거리를 높이(height)라고 정의한다. 이 높이 값들은 볼륨 광선 투사법을 수행하면 부수적으로 얻어지는 값으로서, 본 연구에서는 이 값을 이용하여 적응형 펠친 영상 기법을 제안한다. 대장의 주름진 영역의 안쪽을 보기 위해 주름 중심에 가까운 샘플점을 찾아 그 샘플점을

다시 제어점으로 지정한 후, 광선을 주름 안쪽으로 투사하여 이전 방법으로는 볼 수 없었던 숨겨진 영역까지 가시화한다. 또한 Vilanova[8,9]의 이차원 크기변환(2D scaling)을 적용하여 기준의 영상을 펼쳤을 때 일어나는 영상의 왜곡을 해결한다. 그럼 6은 본 논문에서 제안한 방법의 흐름도이다. 흐름도는 크게 두 부분으로 나눌 수 있는데, 왼쪽 부분은 이전연구에서 수행한 단계들이고, 오른쪽은 본 논문에서 수행하는 단계들이다. 특히 음영으로 표시된 단계들은 본 논문의 핵심이 되는 과정인데 이차원 크기변환과 재샘플링 단계는 Vilanova[8,9]의 방법을 이용한 단계이다.

3.1 제어점 재지정

광선이 도달하지 못하여 숨겨진 부분, 특히 대장 표면의 법선벡터에 대한 중심 경로상의 샘플점에서 투사되는 광선의 입사각이 작아야 한다. 만약 이 각이 클 경우 진하게 음영되어 숨겨진 영역의 결과를 확인하기 힘들다. 따라서 광선의 입사각을 작게 하는 샘플점을 찾아 그 샘플점에서 광선을 발사해야 한다. 이를 위해 중심 경로상의 샘플점의 위치를 옮겨야 한다. 먼저 기준이 되는 샘플점을 제어점으로 지정하여 두 제어점 사이의 샘플점을 제어점 가까이 옮긴다. 앞 단계에서 사용한 제어점은 대장의 모양을 유지하기 위한 샘플점이었으나, 이후 과정들에서 제어점은 샘플점을 주름 안쪽으로 옮기기 위해서 사용되는 기준점이다. 광선 투사 결과로 얻은 샘플점에서 대장 벽까지의 거리, 즉 높이를 비교하여 높이가 큰 샘플점과 높이가 작은 샘플점의 위치를 찾아 그 샘플점을 제어점으로 재지정 한다.

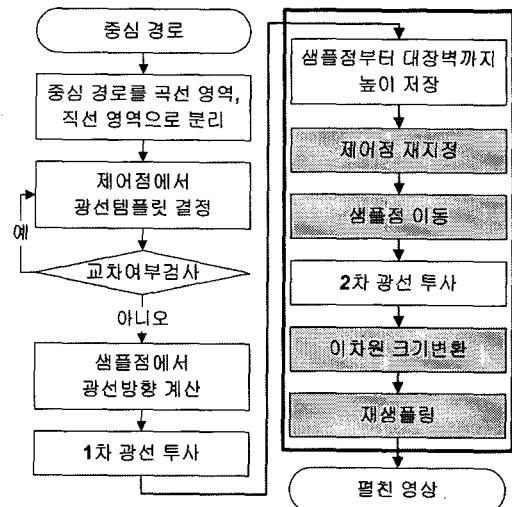


그림 6. 본 연구에서 제안한 방법의 개요

그림 7의 (b)와 같이 모든 샘플점의 인덱스가 같은 광선의 높이를 1×3 라플라시안 마스크를 이용하여 비교한다. 라플라시안 마스크를 이용하면 높이 변화를 알 수 있으므로 중심 경로상의 샘플점으로부터 대장 벽까지의 높낮이를 비교할 수 있다. 높이 변화가 없는 샘플점을 제어점으로 선택하고, 높이 변화가 있는 샘플점은 그대로 샘플점으로 사용한다. 높이 차가 없다는 것은 굴곡이 완만함을 나타내므로 그림 8의 (a)와 같이 그 영역 가운데 위치한 샘플점들을 제어점으로 선택한다. 높이 값이 큰 샘플점을 찾고자 할 때는 마스크의 가중치를 $\{-1, 2, -1\}$ 로 설정하고, 높이 값이 작은 샘플점을 찾을 때는 마스크의 가중치를 $\{1, -2, 1\}$ 로 적용하여 샘플점을 찾는다. 그림 8(a)에서 h_5 는 높이 값이 큰 광선의 길이를 나타내고 h_6 는 높이 값이 작은 광선의 길이를 의미한다. 높이 값이

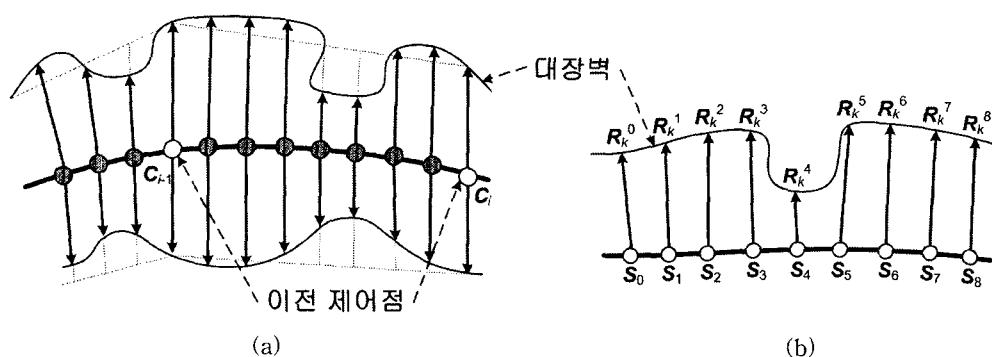


그림 7. 광선 투사 후 샘플점의 높이 값 비교: (a) 광선 투사 후의 샘플점 (b) 모든 샘플점의 같은 인덱스를 갖는 광선끼리 높이 비교

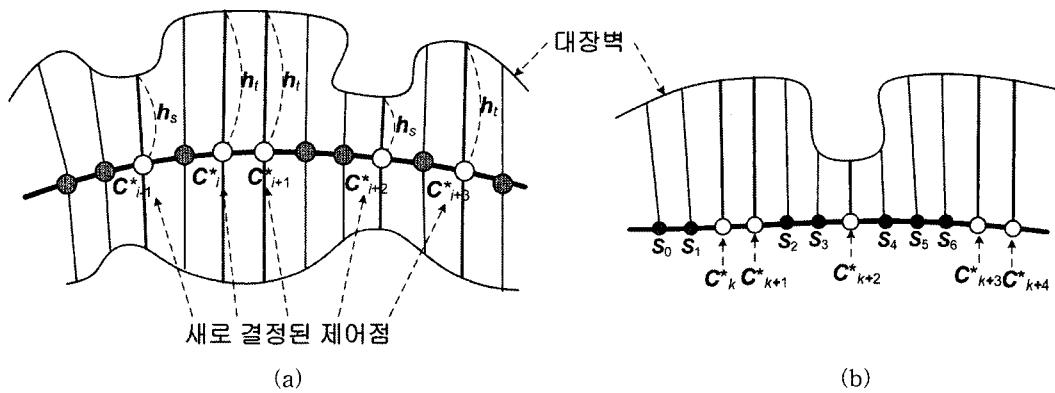


그림 8. 제어점 지정: (a) 제어점의 높이 값 비교 (b) 새로 지정된 제어점과 샘플점

큰 샘플점과 작은 샘플점을 새로운 제어점 C^* 로 지정한다.

3.2 샘플점 이동

이전 단계에서 재지정한 제어점의 위치를 고려하여 제어점 사이에 있는 샘플점들의 위치를 높이 값이 큰 제어점 부근으로 계산된 거리만큼 이동시킨다. 대장은 굴곡이 심하고 주름진 곳이 많으므로 기존 방법으로는 주름진 옆면까지 광선이 도달하지 못하기 때문에 해당 영역을 볼 수 없다. 본 논문에서는 주름진 옆면을 가시화하기 위해 광선의 입사각이 작은 쪽으로 샘플점을 이동한다. 그러므로 광선의 입사각을 작게 하기 위해 대장 표면과 가능한 큰 각도를 가지고 록 샘플점을 이동시켜 그 샘플점에서 주름 안쪽을 향해 광선을 투사한다. 그 방법은 다음과 같다.

먼저 이웃한 두 제어점에서 대장 벽까지 높이 차의 역수를 구한다. 그림 9의 (a)와 같이 제어점과 멀

리 위치한 샘플점들을 대장 벽까지 높이 값이 큰 제어점 C_i 가까이로 옮겨야 하기 때문에 역수를 사용하여 비율을 정한다. 그림 8의 (a)에서 h_t 와 h_s 를 이용하여 $diff$ 와 $invDiff$ 를 구한다.

$$diff = |h_t - h_s| \quad (1)$$

$$invDiff = \frac{1}{diff} \quad (2)$$

다음으로 샘플점을 이동시킬 때 그 두 제어점 사이의 샘플점 개수만큼 보간해서 $invDiff$ 와 곱한 값만큼 이동시킨다. 샘플점을 대장 벽까지의 높이 값이 큰 제어점 부근으로 옮길 때 가중치를 f 라 한다. 여기서 f 는 0.0에서 1.0 사이의 값을 가지며 샘플점의 상대적 위치를 결정한다. f 의 값이 작으면 샘플점이 현재 제어점에 가까이 있다는 것을 의미하고, f 의 값이 크면 샘플점이 다음 제어점에 근접해 있다는 것이다. 그림 9의 (a)에서 S 는 현재 샘플점이고 S^* 는 이동한

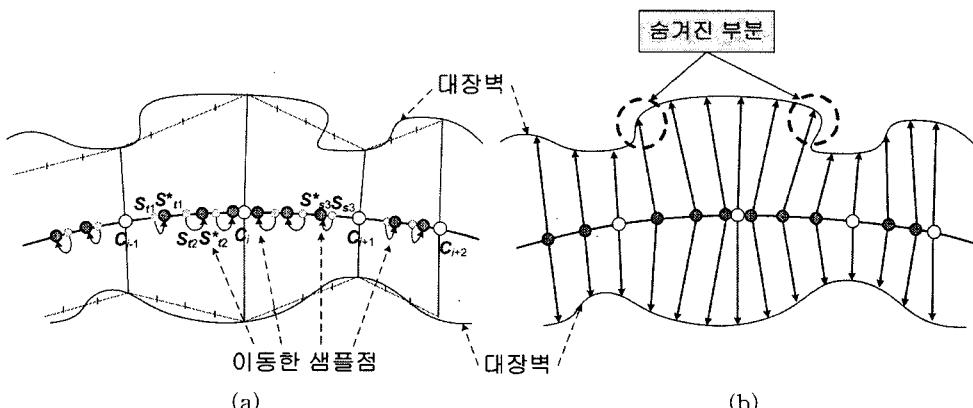


그림 9. 샘플점 이동: (a) 샘플점을 제어점 부근으로 이동 (b) 이동한 샘플점에서 광선을 투사할 경우 숨겨진 부분이 표현

샘플점이다. 이 경우 샘플점 S 와 제어점 C 를 이용하여 f 는 다음 식과 같이 계산한다.

$$f = \frac{S_k - C_{i-1}}{C_i - S_k} \quad (3)$$

아래 식(4)와 식(5)는 다음 제어점에서 대장 벽까지의 높이 값이 현재 제어점의 높이 값보다 클 경우와 작을 경우 각각에 샘플점을 어느 제어점 부근으로 이동시켜야 하는지 계산하는 식이다. 만약 이웃한 제어점의 높이 값의 차가 양수이면 현재 제어점의 대장 벽까지 높이가 다음 제어점 높이보다 크므로 현재 제어점 부근으로 샘플점을 f 만큼 이동한다. 반대로 높이 값의 차가 음수이면 다음 제어점 부근으로 샘플점을 f 만큼 이동시킨다.

- 현재 제어점보다 다음 제어점의 대장 벽까지 높이 값이 더 작을 경우

$$S_{sk}^* = C_i \times ((1.0 - f) \times \text{invDiff}) + C_{i+1} \times (f \times \text{invDiff}) \quad (4)$$

- 현재 제어점보다 다음 제어점의 대장 벽까지 높이 값이 더 클 경우

$$S_{lk}^* = C_i \times (f \times \text{invDiff}) + C_{i+1} \times ((1.0 - f) \times \text{invDiff}) \quad (5)$$

그 다음, 이웃 제어점 사이의 광선 방향을 보간하여 샘플점에서 투사할 광선 방향을 계산한다. 중심 경로의 모든 샘플점에서 광선 투사 방향이 결정되면 다시 볼륨 광선 투사법을 적용하여 색상 값을 결정한다. 동시에 중심 경로의 광선원뿔 상에 있는 모든 광선 거리를 다시 저장한다. 이 역시 광선 투사법에 의해 거리 값을 알 수 있으므로 저장 비용을 최소화할 수 있다.

3.3 이차원 크기변환

실제 대장은 원통 모양이 아니라 주름지고 굴곡이 심하므로 광선을 투사하는 과정에서 대장 벽과 광선이 투사되어 만나는 교차점 간의 거리가 균일하지 않다. 본 논문에서는 Vilanova[8,9]의 이차원 크기변환(2D scaling)을 이용하여 이 문제를 해결한다. 광선을 투사할 때 대장 표면과 광선이 만나는 점을 교차점이라 하면 교차점과 이웃(상, 하, 좌, 우)한 네 점과의 거리를 구할 수 있고, 그 거리를 투영한 이차

원 영상에서는 모서리(edge)의 길이로 정의한다. 먼저 균일한 간격을 가지는 투영된 이차원 영상을 생성하고 모서리의 길이와 교차점 간의 거리를 비교하여 차이만큼 모서리의 길이를 교차점 간의 거리로 바꾼다. 이것을 투영된 영역의 모든 모서리에 대해서 반복한다. 위의 과정을 반복하면 모든 모서리의 길이를 교차점 간의 거리와 거의 비슷하게 조절할 수 있다. 대장의 중심 경로상의 샘플점에서 광선을 투사하면 볼륨 데이터의 색상 값뿐만 아니라 삼차원상의 격자 간격도 알 수 있는데, 삼차원상의 격자 간격을 이차원상에 투영하여 표현할 수 있다. 투영한 이차원 영상을 균일한 격자로 나타내기 위해서 대장 표면과 만나는 점의 X좌표는 중심 경로상의 샘플점 인덱스 U축 좌표로 표현하고, 대장 표면과 만나는 점의 Y좌표는 광선원뿔에서 광선의 각으로 V축 좌표로 표현한다. 이차원 크기변환은 이차원 영상을 구성하는 격자의 길이를 UV평면상에서 교차점과 이웃점 사이의 간격으로 바꾼다.

광선들의 크기변환 간격을 모두 동일하게 1.0으로 표현한다. 그림 10의 (a)와 (b)는 Y축 이차원 크기변환을 나타낸다. 또한 식(6)과 식(7)은 샘플점에서 대장 벽까지의 거리를 이용하여 Y축으로 크기변환 할 때 사용되는 파라미터인데, h_i^k 는 샘플점 S_k 의 광선 R_i 길이를 나타내고 sd_i^k 는 샘플점 S_k 의 광선 R_i 의 크기 변환한 거리로서 d_i^k 와 d_{i+1}^k 길이의 합을 나타낸다. 그림 10의 (c)와 (d)는 X축으로 크기 변환하는 그림이다. 식(8),(9),(10)은 X축으로 크기변환을 할 때 사용하는 파라미터이다. 여기서 l_4^n 은 h_n^4 와 h_n^5 의 평균을 나타내고, m_4^n 은 샘플점 S_4 에서 l_4^n 만큼 떨어진 위치를 나타낸다. 또한 E_i^n 은 삼차원상의 위치를 나타내고, b_i^n 은 m_i^n 과 m_i^{n+1} 사이의 거리를 나타낸다.

- Y축 크기변환

$$d_i^k = \tan(\frac{\theta}{2}) \times h_i^k \quad (6)$$

$$sd_i^k = d_i^k + d_{i+1}^k \quad (7)$$

- X축 크기변환

$$l_i^n = \frac{h_n^i + h_n^{i+1}}{2} \quad (8)$$

$$m_i^n = S_i + \frac{E_i^n - S_i}{h_n^i} \times l_i^n \quad (9)$$

$$b_i^n = \| m_i^n - m_i^{n+1} \| \quad (10)$$

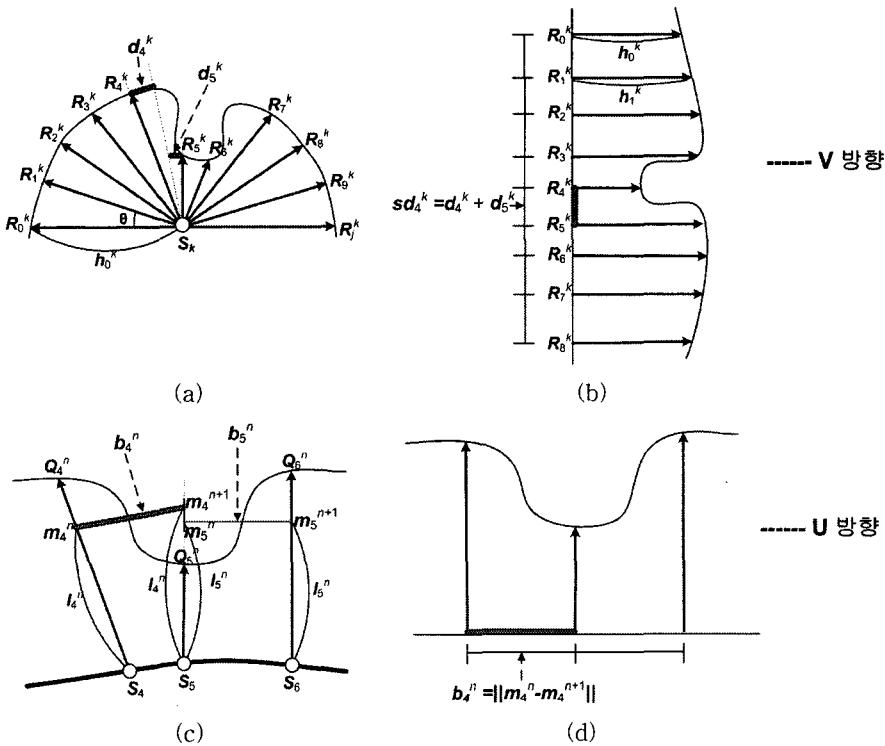


그림 10. 이차원 크기변환: (a), (b) Y축 이차원 크기변환 (c), (d) X축 이차원 크기변환

sd_i^k 와 b_i^n 을 이용하여 샘플점에서 대장 벽까지의 높이 값을 모아서 구성한 균일하지 않은 높이 영역 (height field)을 생성한다. 크기변환 알고리즘은 균일한 높이 영역으로부터 시작한다. D_k^n 는 높이 영역의 이웃한 격자점 사이의 모서리 길이로 한다. e_{kn}^1 는 D_k^n 과 sd_i^k 의 차를 의미하고, e_{kn}^0 는 D_k^n 과 b_i^n 의 차를 의미한다. 격자의 모서리는 e_{kn}^1 과 e_{kn}^0 로 조절한다. 교차점 0은 식(11)로 표현하고 격자의 크기는 $M \times N$ 한다. 0가 미리 정의한 임계치보다 작을 경우 반복을 중단한다. 그림 11은 이차원 크기변환 알고리즘을 적용한 결과이다.

용한 결과이다.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-2} e_{kn}^0 + \sum_{n=0}^{M-2} \sum_{k=0}^{N-1} e_{kn}^1}{2MN - M - N}} \quad (11)$$

3.4 재샘플링

이차원 변환을 한 영상도 부분적으로 언더샘플링 (undersampling)된 부분이 나타나므로 그 부분은 다시 샘플링을 한다. 본 논문에서는 Vilanova[8,9]의 재

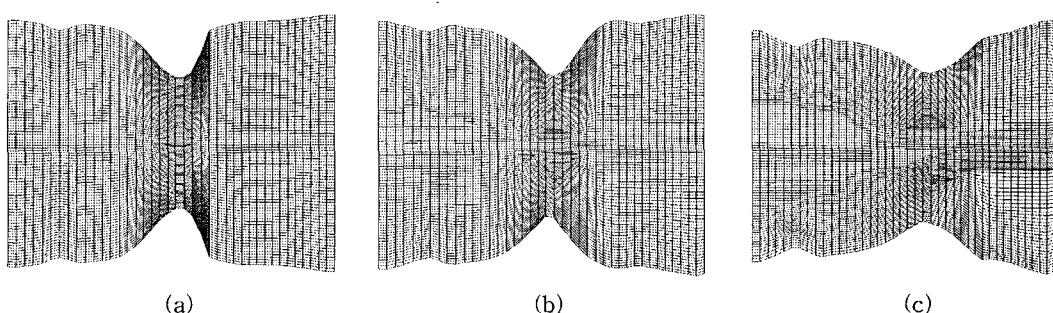


그림 11. 이차원 크기변환 알고리즘 적용 결과: (a) 이차원 크기 변환할 때 파라미터들을 초기화한 결과 (b) 100번 반복수행 후 결과 (c) 398번 반복수행 후 결과

샘플링(resampling)을 이용한다. 이차원 영상에서 언더샘플링된 부분은 쉽게 구별되므로 그 부분만 다시 샘플링하면 되므로 어렵지 않다. 재샘플링은 이차원 크기변환 과정을 통해 얻은 투영시킨 영상을 이용한다. 이전 이차원 크기변환 단계에서 수정한 영역을 구성하는 격자의 길이를 이용하여 재샘플링 여부를 결정한다. 투영한 이차원상 영역의 자료구조를 계층 구조로 만드는데, 상위 계층에는 이전 단계에서 스케일링한 격자를 저장하고, 재샘플링하여 구한 새로운 격자를 하위계층에 저장한다. 모서리의 길이가 최소 m 값 1보다 크면 인덱스가 같은 격자를 모서리의 길이가 m 보다 작은 여러 개의 하위계층 격자로 나누게 된다. 결과적으로 대장의 주름부분이나 곡률이 큰 부분은 재샘플링이 이루어진다.

재샘플링은 먼저 모서리의 길이를 구하기 위해 이웃한 격자점의 X좌표와 Y좌표 값을 이용하고, 최소 단위 m 과 비교하여 m 보다 크면 재샘플링을 하고, m 보다 작으면 재샘플링을 하지 않는다. 나누어질 하위계층 격자점의 개수는 모서리의 길이를 m 으로 나눔으로써 간단히 구할 수 있다. 또한 하위계층 격자점의 색상 값을 구하기 위한 광선의 시작점과 방향은 상위계층의 격자점에 해당하는 광선의 시작점과 방향을 보간하여 구한다. 식(12)에서 num 은 하위계층 격자의 개수이고, 격자의 교차점 정보를 구하기 위한 새로운 광선의 방향은 식(13)의 dir 이고 시작점의 위치는 식(14)의 pt 이다. 또한 $S(i, j)$ 는 중심 경로상의 점의 위치이고, $r(u_i, v_j)$ 는 UV평면상의 좌표이다.

· U축 방향

$$num = \frac{\sqrt{r(u_{i+1}, v_j) - r(u_i, v_j)}}{m} \quad (12)$$

$$dir = r(u_i, v_j) \times (1 - \frac{k}{num}) + r(u_i, v_{j+1}) \times \frac{k}{num} \quad (13)$$

표 1. 광선 투사, 이차원 크기변환, 재샘플링 수행시간

데이터	샘플점수	적용형 방법 광선 투사 시간(sec)	이전 방법 광선 투사 시간(sec)	반복 횟수	이차원 크기변환 (sec)	재샘플링 (sec)
data A	311	0.813	0.235	91	4.063	0.875
data B	791	1.984	0.563	161	15.127	2.000
data C	1071	2.266	0.734	153	19.298	11.391
data D	1411	2.828	1.031	142	22.761	8.531
data E	1977	3.969	1.422	169	40.390	217.797
data F	2569	4.656	1.766	98	26.639	42.829

$$pt = S(i, j) \times (1 - \frac{k}{num}) + S(i, j+1) \times \frac{k}{num} \quad (14)$$

· V축 방향

$$num = \frac{\sqrt{r(u_i, v_{j+1}) - r(u_i, v_j)}}{m} \quad (15)$$

$$dir = r(u_i, v_j) \times (1 - \frac{k}{num}) + r(u_{i+1}, v_j) \times \frac{k}{num} \quad (16)$$

$$pt = S(i, j) \times (1 - \frac{k}{num}) + S(i+1, j) \times \frac{k}{num} \quad (17)$$

4. 실험결과

이 실험은 Intel Pentium(R)4 3GHz CPU, 1GB의 주메모리를 가진 컴퓨터에서 실행하였다. 실험에는 병변이 의심되는 환자의 CT 볼륨데이터를 사용하였으며, 샘플점 개수별로 실험 데이터를 나누어 실험하였다. 샘플점 수는 각각 311, 791, 1071, 1411, 1977, 2569이고, 이를 각각 data A, data B, data C, data D, data E, data F로 표현했다. 한 샘플점에서 Y축 방향으로 1도씩 360개의 광선을 투사하므로 Y축 크기는 360이다. 표 1은 최종 영상을 얻기 위한 광선 투사 시간과 이차원 크기변환 반복횟수, 크기변환 시간, 재샘플링 시간을 나타낸다. 본 기법은 광선 투사법에 의해 이미 높이 값을 알 수 있기 때문에 높이 영역을 위한 추가적인 시간 비용은 거의 들지 않는다. 또한 재샘플링 단계는 일부 영역에만 적용하므로 재샘플링 시간은 줄어들게 된다. 그러나 표 1에서처럼 적용형 펼친 영상 기법의 광선 투사 시간은 이전 방법과 비교하여 속도가 느린 것으로 나타났다. 적용형 펼친 영상 기법은 샘플점을 이동시키고 광선을 두 차례에 걸쳐 투사하므로 렌더링 시간은 더 오래 걸리지만 그럼 12에서와 같이 굴곡이 있는 영역에서 기존 방법으로 보이지 않던 병변을 확인할 수 있다.

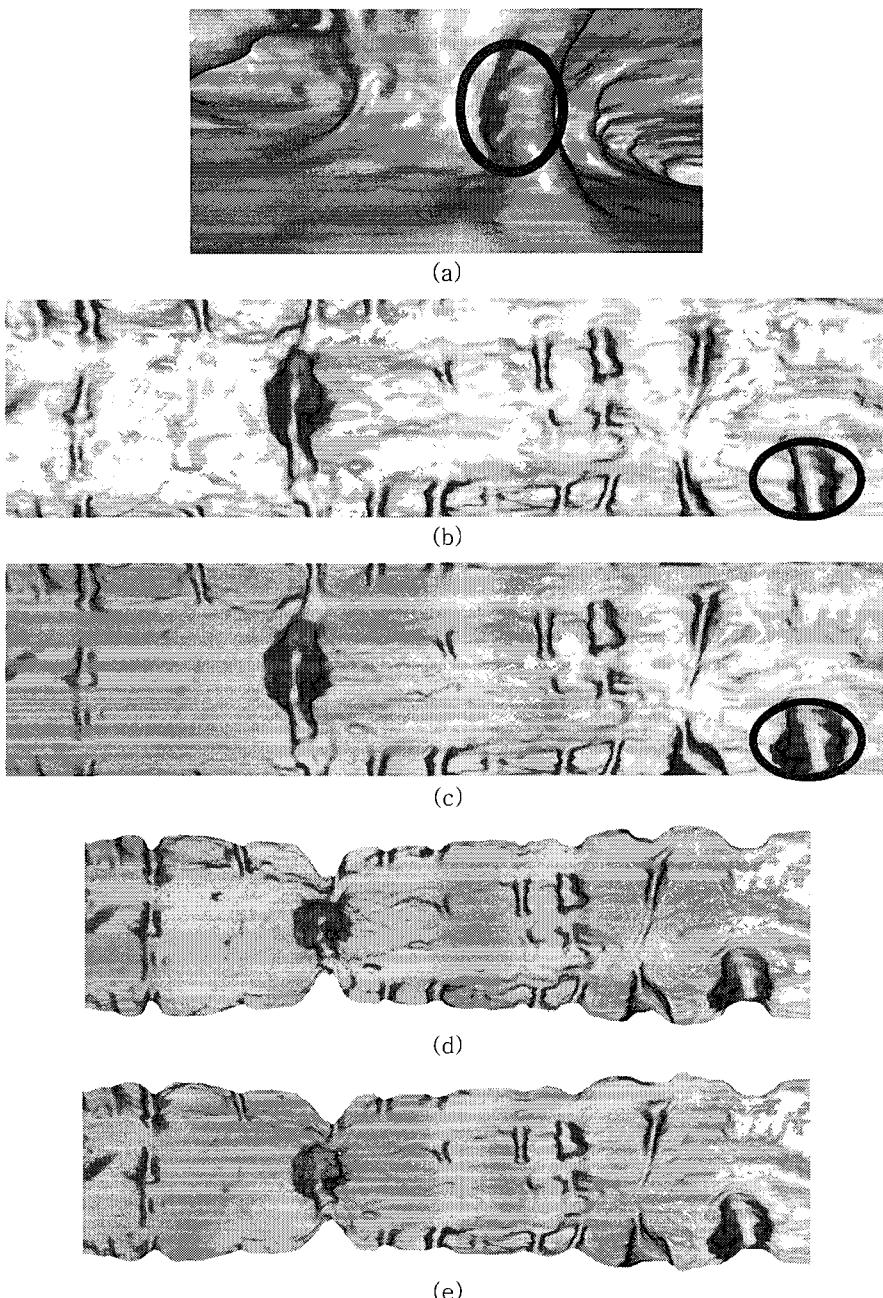


그림 12. 결과영상: (a) 가상 내시경 영상 (b) 이전 방법으로 펼친 영상 (c) 적응형 펼친 영상 기법으로 펼친 영상 (d) 이차원 크기변환 전 영상 (e) 이차원 크기변환 후 영상. (c)에서 원으로 표시된 부분이 적응형 펼친 영상 기법을 적용했을 경우 보이지 않던 병변이 나타난 부분이고, (e)는 이차원 크기 변환한 결과 영상으로 굴곡면이 부드러워짐을 표현. 각각의 해상도 791×360

그림 12와 그림 13은 적응형 펼친 영상 기법을 적용한 결과 영상이다. 그림 12(c)에서 원으로 표시된 부분은 (b)에서처럼 이전 방법으로 보이지 않던 병변이 적응형 펼친 영상 기법을 적용함으로서 병변을

확인할 수 있다. 그림 13(b)는 기존 방법을 적용한 것으로 원으로 표시된 부분은 가상 내시경 영상에서 보이는 것처럼 좁은 영역이기 때문에 광선이 도달하지 못해 주변 색상 값을 보간하여 얻은 색상 값이므

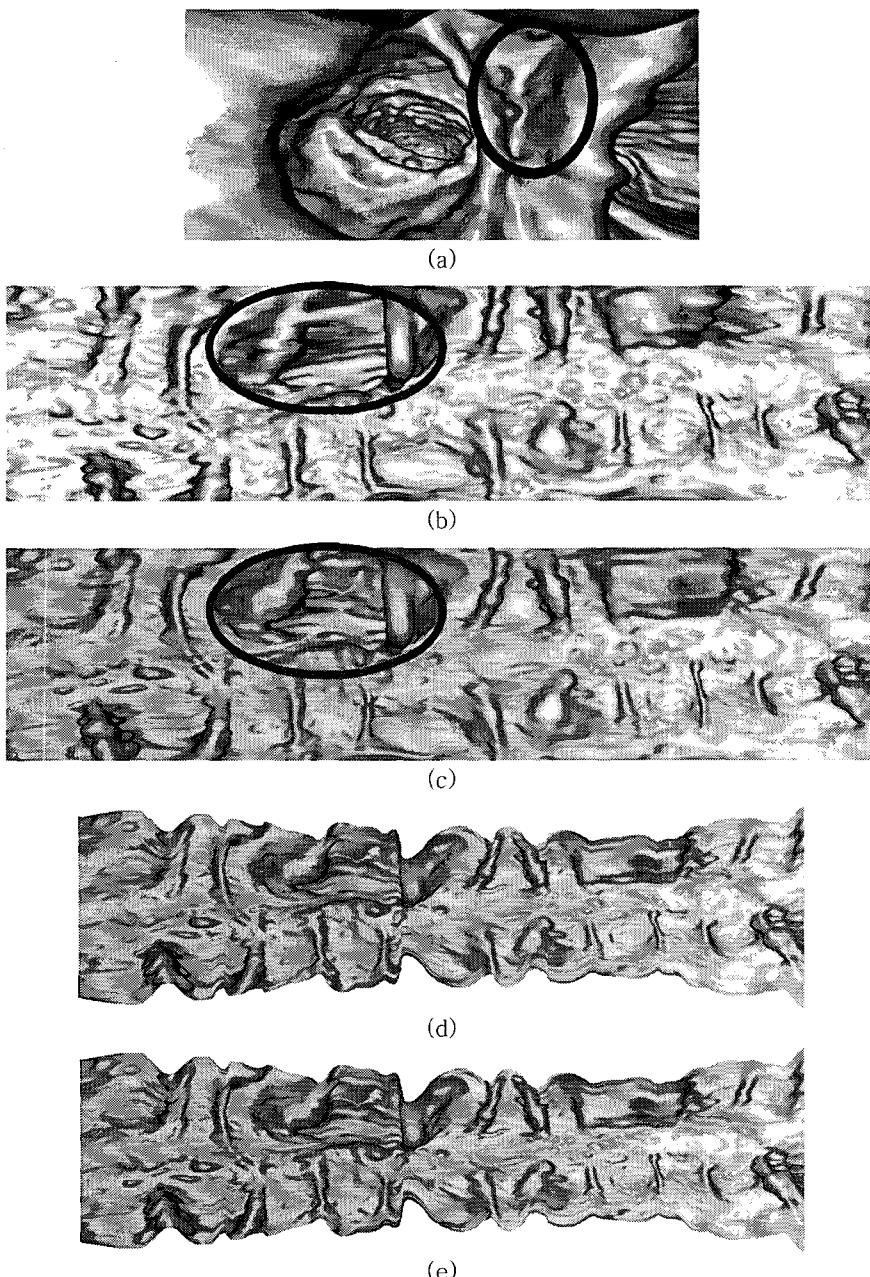


그림 13. 결과영상: (a) 가상 내시경 영상 (b) 이전 방법으로 펼친 영상 (c) 적응형 펼친 영상기법으로 펼친 영상 (d) 이차원 크기변환 전 영상 (e) 이차원 크기변환 후 영상. (b)에서 원으로 표시한 부분은 가상 내시경 영상에서 보이는 것처럼 좁은 영역이기 때문에 광선이 도달하지 못해 주변 색상 값을 보간하여 얇은 색상 값이기 때문에 잘못된 영상이고, (c)에서 원으로 표시된 부분은 적응형 펼친 영상 기법을 적용한 경우인데 보이지 않던 병변이 나타난 부분. 각각의 해상도 661×360

로 잘못된 영상이다. 그러나 (c)에서는 적응형 펼친 영상을 기법을 적용한 것으로 좁은 영역까지 광선이 도달하도록 샘플점을 이동시켜 숨겨진 영역도 자세하게 표현된다. 또한 본 논문에서 제안한 적응형 펼친 영상 기법은 볼륨 광선 투사법에 바탕을 두었기

때문에 다양한 펼친 영상 기법들에 적용 가능하다.

5. 결 론

본 논문에서는 조직의 주름 안쪽의 병변도 표현할

수 있도록 적응형 펼친 영상 생성 기법을 제안하였다. 이전의 펼친 영상 생성 방법으로는 대장의 굴곡이 심한 부분이나 접힌 부분에는 중심 경로상의 샘플 점에서 투사된 광선이 대장 표면까지 도달하지 못하기 때문에 해당 영역의 색상 값은 표현할 수 없었다. 본 논문에서는 적은 비용으로 이 문제를 해결하여 광선이 닿지 않는 접힌 부분이나 광선이 지나쳐 베릴 수 있는 숨겨진 부분을 표현하기 위하여 이들 부분의 샘플 점을 해당 중심 부근의 샘플 점으로 이동시켜 광선을 투사한다. 결과적으로 광선이 주름진 안쪽까지 도달하게 되어 해당 부분의 색상 값을 가져올 수 있다. 또한 이차원 크기변환을 함으로써 영상을 펼쳤을 때 영상이 찌그러지고 왜곡된 부분을 해결하고 화질을 향상시킨다. 이는 정확한 영상을 생성할 수 있기 때문에 진단에 도움을 준다. 본 논문에서 제안한 방법은 볼륨 광선 투사법을 사용하는 펼친 영상 생성 기법들에 다양하게 적용 가능하다.

참 고 문 현

- [1] L. Hong, A. Kaufman, Y. Wei, A. Viswambharan, M. Wax, and Z. Liang, "3D Virtual Colonoscopy," *IEEE Symposium on Biomedical Visualization*, pp. 26-32, 1995.
- [2] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, "Virtual Voyage: Interactive Navigation in the Human Colon," *Proc. SIGGRAPH 97*, pp. 27-34, 1997.
- [3] F. Vos, R. Gelder, I. Serlie, J. Florie, C. Nio, A. Glas, F. Post, R. Truyen, F. Gerritsen, and J. Stoker, "Three-dimensional Display Modes for CT Colonography: Conventional 3D Virtual Colonoscopy versus Unfolded Cube Projection," *Journal of Radiology*, Vol.228, pp. 875-885, 2003.
- [4] G. Wang, E.G. McFarland, B.P. Brown, and M.W. Vannier, "GI Tract Unraveling with Curved Cross-Section," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 17, No. 2, pp. 318-322, 1998.
- [5] G. Wang, S.B. Dave, B.P. Brown, Z. Zhang, E.G. McFarland, J.W. Haller, and M.W. Vannier, "Colon Unraveling based on Electrical Field," *Recent Progress and Further Work. Proc. SPIE*, Vol. 3660, pp. 125-132, 1999.
- [6] S. Haker, S. Angenet, A. Tannenbaum, and R. Kikinis, "Nondistorting Flattening Maps and the 3-D Visualization of Colon CT Images," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, Vol. 19, No. 7, pp. 665-671, 2000.
- [7] S. Haker, S. Angenet, A. Tannenbaum, and R. Kikinis, "Nondistorting Flattening for Virtual Colonoscopy," *Proc. MICCAI 2000*, pp. 358-366, 2000.
- [8] A. Vilanova, R. Wegenkittl, A. Konig, E. Groller, and E. Sorantin, "Virtual Colon Flattening," *Proc. VisSym 2001 Joint Eurographics-IEEE TCVG Symposium on Visualization*, pp. 127-136, 2001.
- [9] A. Vilanova, R. Wegenkittl, A. Konig, and E. Groller, "Nonlinear Virtual Colon Unfolding," *Proc. IEEE Visualization 2001*, pp. 411-579, 2001.
- [10] E. Balogh, E. Sorantin, L. G. Nyul, K. Palagy, A. Kuba, G. Werkgartner, and E. Spuller, "Virtual Dissection of the Colon: Technique and First Experiments with Artificial and Cadaveric Phantoms," *Proc. SPIE*, Vol.4681, pp. 713-721, 2002.
- [11] L. Zhu, S. Haker, and A. Tannenbaum, "Flattening Maps for the Visualization of Multibranched Vessels," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 24, No. 2, pp. 191-206, 2005.
- [12] H. Lee, S. Lim, and B. Shin, "Unfolding of Virtual Endoscopy using Ray-Template," *Lecture Notes in Bioinformatics*, Vol. 3745, pp. 72-81, 2005.
- [13] M. Levoy, "Display of Surface from Volume Data," *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 8, No. 3, pp. 29-37, 1998.
- [14] A. Kaufman, *Volume Visualization*, IEEE Computer Society Press, 1991.
- [15] B. Krishnamurthy, C. Bajaj, *Data Visualization*

- Techniques*, John Wiley & Sons, 1999.
- [16] S. Lim, and B. Shin, "PRO: A Reverse-Phased Hierarchical Min-Max Octree for Efficient Space-Leaping," *Proc. Pacific Graphics 2005*, pp. 145-147, 2005.
- [17] S. Lim, and B. Shin, "Efficient Space-Leaping Using Optimal Block Sets," *IEICE Transactions on Information and Systems*, Vol. E88-d, pp. 2864-2870, 2005.
- [18] S. Lim, H. Lee and B. Shin, "Surface Reconstruction for Efficient Colon Unfolding," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 4077, pp. 623-629, 2006.



신 병 석

1990년 2월 서울대학교 컴퓨터
공학과(학사)
1992년 2월 서울대학교 컴퓨터
공학과(석사)
1997년 2월 서울대학교 컴퓨터
공학과(박사)
2000년 ~ 현재 인하대학교 컴퓨터
공학부 부교수

관심분야 : 실시간 렌더링, 블룸 그래픽스, 의료 영상



이 진 희

2005년 2월 한국방송통신대학
교 컴퓨터과학과(학사)
2005년 ~ 현재 인하대학교 컴퓨터
· 정보공학과 석사과정
관심분야 : 블룸 그래픽스, 의료
· 영상