

광선 템플릿을 이용한 가상 대장 내시경에서의 펼친 영상 생성

이혜진⁰ 신병석

인하대학교 컴퓨터·정보공학과

jinofstar@inha.ac.kr, bssshin@inha.ac.kr

Unfolding of Virtual Endoscopy Using Ray Template

Hye-Jin Lee⁰ Byeong-Seok Shin

Dept. Computer Science & Information Engineering

요 약

가상 내시경 기법 중 하나인 펼친 영상 가시화(unfold rendering) 기법은 장기 내부를 펼쳐서 본 영상을 제공함으로써 장기의 내부 구조와 병변의 유무를 쉽게 판단할 수 있도록 해준다. 가장 일반적으로 사용하는 원형 광선 투사법은 곡률이 급격하게 변하는 경우에 광선들이 교차하여 병변이 두 개로 나타나는 문제가 발생할 수 있다. 본 논문에서는 경로의 제어점을 따라 광선 템플릿을 적용하여 적은 비용으로 펼친 영상을 생성하는 방법을 제안한다. 우선 중심 경로의 제어점들에서 곡률을 계산하여 곡률에 해당하는 광선 템플릿을 적용하여 광선 원뿔(ray cone)을 구한다. 그리고 생성된 광선 원뿔간의 교차 검사와 보정을 통해 이들이 서로 교차하지 않도록 조정한다. 제어점들 사이의 샘플점들은 앞서 구한 제어점에서의 광선 투사 위치로부터 다음 제어점에서의 투사 위치를 잇는 선분을 보간하여 광선 투사 방향을 결정하게 된다. 마지막으로 계산된 방향에 따라 광선을 투사하여 영상을 생성한다.

1. 서 론

가상 내시경이란 전산화 단층촬영 영상을 기반으로 체내 장기의 3차원적 구조를 가시화하여 진단 및 수술에 활용하도록 하는 기법이다. 광학 내시경 검사는 환자에게 육체적/심리적 고통을 유발하며 출혈, 감염과 같은 부작용을 야기시킬 수 있다. 또한 회전 자유도가 부족하여 관찰하기 힘든 부분이 존재한다. 가상 내시경은 광학 내시경이 가진 문제를 해결할 수 있는 대안으로 떠오르고 있다.

기존의 가상 내시경 기법으로는 좁은 영역만을 보여줄 수 있기 때문에 시야가 제한된다. 또한 병변이 장기의 주름 뒤쪽에 있을 경우 보여줄 수 없다. 특히 대장은 구조가 복잡하고, 주름이 많기 때문에 병변을 표시하지 못할 가능성이 더 높다. 다행히 가상 환경에서는 물리적 제한이 없기 때문에, 필요에 따라 다양한 가시화 방법을 적용할 수 있다.

최근 장기의 내부를 가시화하는 기법들 중에 장기를 가상적으로 절개하여 펼치는 기법들이 제안되고 있다[1-7]. 이 방법들은 병리검사서에서 실제 조직을 펼쳐서 보는 것과 동일한 영상을 만들어내므로 장기의 내부 구조와 병변을 직관적으로 신속하게 알 수 있는 장점이 있다. 하지만 기존의 발표된 방법들[1-6]은 하나의 병변이 두 개로 표현되거나, 병변이 표시되는 않는 문제를 해결하기 위해 많은 계산량을 요구한다.

본 논문에서는 경로의 제어점에서 광선 템플릿을 적용한 펼친 영상의 생성 기법을 통해 기존의 방법과 비교하여 계산량을 줄이면서 한 병변이 여러 번 표시되는 문제를 해결하였다.

2절에서는 관련연구를 제시하고, 3절에서 본 제안하는 펼친 영상을 만드는 방법을 설명한다. 4절에서는 실험 결과를 보이고, 5절에서 결론을 맺는다.

2. 관련연구

일반적으로 장기의 펼친 영상을 만드는 기법들은 장기 내부의 중심 경로에 수직으로 원형 광선을 투사(radial ray casting)하여 광선평면을 구한다. 계산된 광선평면들을 일렬로 나열해 곡선으로 된 경로를 직선으로 편다. 이렇게 직선화된 경로를 따라 광선평면 단위로 대장 벽과의 교차점을 찾고 그 점의 색상을 계산하여 펼친 영상을 만든다.

이런 방법들은 대장의 펼친 영상을 한 번에 보여줄 수 있는 장점이 있지만 중심 경로의 굴곡이 심할 경우에 장기 내부의 광선평면들이 교차할 수 있다. 이로 인해 한 개의 병변이 펼쳐졌을 때 두 개로 나타나거나(그림1 a), 반대로 광선평면의 간격이 멀어짐에 따라 병변이 표시되지 않을 수 있다(그림1 b).

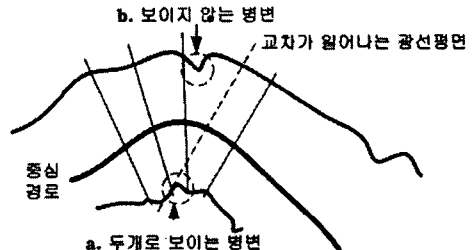


그림 1. 굴곡이 심한 영역에서의 광선평면의 교차. 점선은 교차가 일어나는 광선평면을 나타낸다. a는 병변이 두 개로 나타나는 경우, b는 병변이 보이지 않는 경우를 나타낸다.

이를 해결하기 위해 Wang은 전기장(electrical field) 기반 방법을 제안하였다[2]. 중심 경로에서 같은 극을 가진 전기력선(electronic field line)을 방출한다고 가정한다. 같은 극을 가진 전기력선을 교차하지 않는 성질을 이용해 교차 문제를 해결하였다. 그러나 전기력선의 각 샘플점마다 충전량을 계

산해야하기 때문에 많은 계산이 필요하다. Vilanova는 비선형 광선 투사법으로 거리맵을 사용하여 곡선 중심 경로에서 물체까지의 최단거리를 따라가면서 광선을 생성하는 방법을 통하여 교차를 방지하였다[6]. 그러나 이 방법은 거리맵과 최단 거리를 따라가기 위한 벡터장(vector field)를 계산하는데 많은 계산량을 요구한다. 계산량을 줄이기 위해 중심 경로의 제어점에 광선평면을 구성하고, 제어점 사이의 샘플점의 광선 투사 방향은 제어점들의 값을 보간하여 결정하는 방법이 제안되었다[7]. 본 연구에서는 이 방법[7]을 개선하여 처리 속도를 좀 더 향상시키는 방법을 제안한다.

3. 광선 템플릿을 이용한 펼친 영상 생성

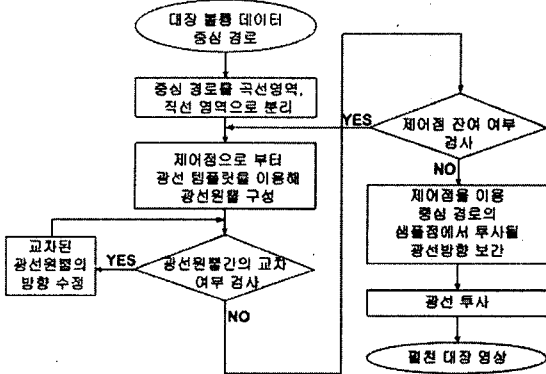


그림 2. 본 논문에서 제안한 펼친 영상 생성 방법의 처리 과정

본 논문에서 제안한 펼친 영상 생성 과정은 그림2와 같다.

3.1 광선 템플릿을 이용한 광선 투사

광선이 투사될 방향 벡터를 미리 계산해 놓은 집합을 광선 템플릿(RT)이라 하고, 템플릿을 구성하는 k번째의 광선을 RT(k)라 하자. 직선 영역에 원형 템플릿이, 곡선 영역에는 원뿔형 템플릿이 적용된다. 그림3에서 a는 원뿔형 템플릿을 적용한 모습이고, b는 원형 광선 투사법을 적용한 모습이다. b의 경우 인접한 광선평면과 교차하게 된다. 그러나 a의 경우 최단거리를 구했을 때와 유사한 효과를 가지게 되어 최대한 교차를 피할 수 있다.

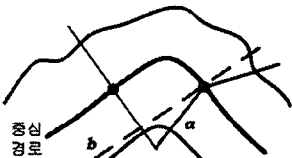


그림 3. 원뿔형 템플릿과 원형 광선 투사법의 비교. a는 원뿔형 템플릿을, b는 원형 광선 투사법을 각각 적용한 모습이다.

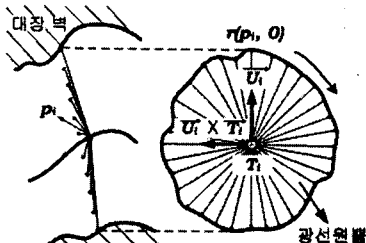


그림 4. 왼쪽 그림은 곡선 영역의 제어점 p_i에서 원뿔형 템플릿이 적용된 모습이고 오른쪽 그림은 제어점으로부터 방사형으로 투사된 광선들의 단면이다.

중심 경로는 각 제어점 p_i에서 접선 벡터(T)와 인접한 제어점 p_{i-1}의 접선벡터(T_{i-1})의 내적을 계산해서 임계값(ε_1) 이상이면 직선영역, 미만이면 곡선영역으로 한다.

p_i를 제어점으로 하는 중심 경로 C(p_i)가 입력되었다고 가정하자. 각 점 p_i의 접선 벡터를 이용해 기저 벡터를 구하고, 구해진 기저 벡터를 새로운 기저로 한다. 이때 사용한 변환 행렬을 광선 템플릿의 광선 RT(k)에 곱해 현재 제어점에서의 광선 투사 방향을 계산한다. 기저 벡터를 변경하는 방법을 사용하면 하나의 변환 행렬이 많은 벡터에 일괄적으로 적용되기 때문에 계산 속도가 빨라진다. 광선이 투사된 위치는 광선평면 외곽선을 구성하는 점들이 된다(그림3). 이 집합을 R(p_i)라 하자.

$$R(p_i) = \{r(p_i, k) | p_i \text{는 제어점, } k \text{는 광선의인덱스}\} \text{ 식(1)}$$

3.2 광선원뿔의 교차 검사 및 보정

제어점에서 만들어낸 광선원뿔들이 서로 교차되는 경우, 최종 영상에서 병변이 두 개로 나타나거나 잘못된 위치에 나타나게 된다. 특히 대장의 곡률이 심한 부분에서는 교차가 발생하기 쉽다. 따라서 교차된 광선원뿔들을 수정하여 서로 교차가 되지 않도록 해야 한다.

연속성이 유지된 중심 경로의 제어점은 다음 제어점까지 장치의 형태를 반영한다. 이를 기반으로 교차 여부를 검사한다.

$$v_k = r(p_n, k) - r(p_{n-1}, k) \text{ 식(2)}$$

$$C = v_0 \cdot v_k (k=1, 2, \dots, n)$$

두 개의 제어점 p_{n-1}, p_n에서의 광선평면에서 얻어지는 대장 벽의 위치들을 r(p_{n-1}, k), r(p_n, k)라고 가정하자. 인덱스가 같은 점끼리 연결한 벡터 v_k를 계산한 뒤 v_0와 v_k의 내적을 계산한 값이 임계값(ε_2) 이하이면 교차가 발생한 것으로 간주한다.

두 점이 교차되었다고 판단되면 p_{n-1}, p_n의 접선 벡터 T(p_{n-1}), T(p_n)에 가중치 ω를 적용해 보간한다. 구해진 벡터를 p_n의 새로운 접선 벡터 T'(p_n)로 하여 광선원뿔을 구성한다. 이들이 교차가 되지 않을 때까지 가중치 ω를 조정하여 교차가 되지 않도록 설정한다.

$$T'(p_n) = \omega \times T(p_{n-1}) + (1-\omega) \times T(p_n) \text{ 식(3)}$$

$$\omega = 0.05i, \omega \leq 1, i \text{는 반복횟수}$$

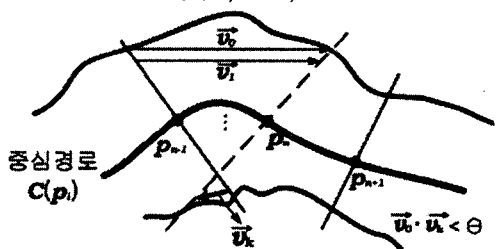


그림 5. 광선평면간의 교차 검사. v_0와 v_k의 각도가 α 이상이면 교차라고 판단한다.

3.3 광선원뿔 사이의 광선 방향 보정

제어점과 제어점 사이의 샘플점을 광선 투사 방향은 보간 방법을 사용해 구한다. 광선들의 방향 보간법은 다음과 같다.

각 제어점에서의 광선원뿔 외곽선 점들을 이용하여 샘플 지점에서의 광선 방향을 보간한다. 두 개의 제어점 p_{n-1}, p_n

사이의 l 개의 샘플점들이 균일하게 존재한다고 하자. 그림5에서 샘플점들 $\{s_{n-1,n}^0, s_{n-1,n}^1, \dots, s_{n-1,n}^{l-2}, s_{n-1,n}^{l-1}\}$ 중 $s_{n-1,n}^0$ 의 k 번째 광선의 방향 벡터 $(\gamma(s_{n-1,n}^0, k))$ 는 앞단계에서 구한 v_k 를 이용해 식(4)과 같이 계산한다.

$$\gamma(s_{n-1,n}^0, k) = \gamma(p_{n-1}, k) + v_k \times \frac{n}{l+1} - s_{n-1,n}^0 \quad \text{식(4)}$$

식(4)를 모든 샘플점의 집합 S 에 적용하면 $R(S)$ 를 구할 수 있고 이를 이용하여 광선 투사법을 수행한다.

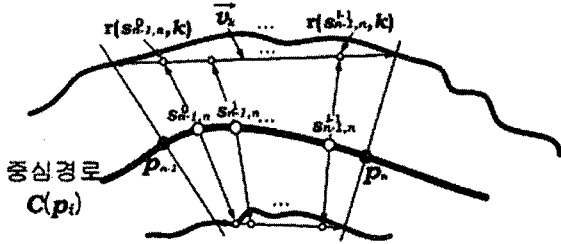


그림 6. 광선원뿔들의 외곽선 점들을 보간하여 샘플점에서의 투사 방향을 결정한다.

3.4 펼친 영상 구성

중심 경로에서 구한 샘플점의 집합 S 의 인덱스를 영상의 x 축으로 하고, 샘플점에서 광선 투사로 만들어진 외곽선 점들의 집합 $R(S)$ 를 y 축으로 구성하여 2차원의 영상을 만든다[7].

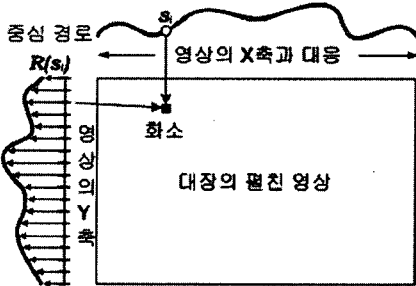


그림 7. 중심 경로의 샘플점(S)와 샘플점에서의 광선원뿔을 영상에 사상하는 방법.

4. 실험 결과

본 논문의 실험은 펜티엄4 3.0GHz와 1GB 메모리를 장착한 PC에서 수행되었다. 데이터는 성인 남성의 단층 촬영 영상으로 만들어낸 512X512X731 해상도의 볼륨 데이터를 사용하였다.

실험 방법은 다음과 같다. 1도 간격인 360개의 방향벡터로 구성된 광선 템플릿을 사용하여 샘플점수X360 해상도의 펼친 영상을 구성하였다. 결과는 표1과 같다.

샘플점수	광선생성시간(sec)	렌더링시간(sec)	전체시간(sec)
1992	0.1874	0.761	0.9484
1972	0.1782	0.7624	0.9406
1320	0.2063	0.5296	0.7359
996	0.1985	0.3876	0.5861
334	0.0313	0.1515	0.1828

표 1. 각 광선원뿔당 360개의 광선을 투사한 경우 영상 생성 시간. 단위는 초(sec).

교차 검사 및 보정을 하지 않은 경우에 그림8 a와 같이 병변이 두 개로 보이는 문제가 발생한다. 하지만 본 논문에서 제안한 방법을 사용하였을 경우 기존의 왜곡된 영상이 올바르게 표현된다(그림8 b)

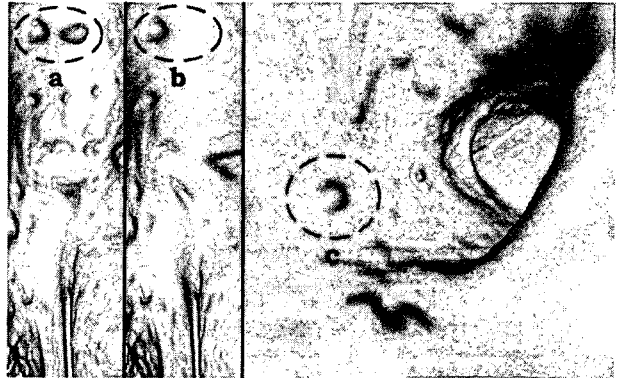


그림 8. 펼친 영상 비교. a는 광선의 겹침 현상으로 나타나는 문제, b는 본 논문에서 제안된 방법을 적용한 영상, c는 가상 내시경 영상.

5. 결론 및 향후과제

본 논문에서는 중심 경로의 제어점과 광선 템플릿을 사용하여 펼친 영상 생성하는 방법을 제안하였다. 광선 템플릿으로 제어점에서의 광선평면을 구성하고, 인접한 광선평면간의 교차 여부를 검사한다. 광선평면 교차시 보간된 점선 벡터로 방향을 조정한다. 샘플점들의 광선 투사 방향은 현재 광선평면의 외곽선들에서 다음 광선평면의 외곽선점들을 잇는 선분을 보간하여 결정한다. 마지막으로 볼륨 렌더링으로 펼친 영상을 얻는다. 이를 통해 왜곡된 영상과 병변이 두 번 나타나는 문제를 해결하였다. 향후 연구는 해부를 하였을 때와 유사한 모양의 구조를 갖도록 하는 크기 변환 기법에 집중될 것이다.

참고문헌

- [1] 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. In Proceedings SPIE, volume 3660, pages 125-132, May 1999.
- [2] G.Wang, E. G. McFarland, B. P. Brown, and M.W. Vannier. GI tract unraveling with curved cross sections. IEEE Transactions on Medical Imaging, 17:318-322, 1998.
- [3] G. Wang and M.W. Vannier. GI tract unraveling by spiral CT. In Proceedings SPIE, volume 2434, pages 307-315, 1995.
- [4] A. Vilanova Bartolí, R. Wegenkittl, A. König, E. Gröller, and E. Sorantin. Virtual colon flattening. In VisSym '01 Joint Eurographics - IEEE TCVG Symposium on Visualization, 2001.
- [5] E. Gröller. Nonlinear ray tracing: Visualizing strange worlds. The Visual Computer, 11:263-274, 1995.
- [6] A. Vilanova Bartolí, R. Wegenkittl, A. König, E. Gröller. Nonlinear virtual colon unfolding. Visualization, 2001. VIS '01. Proceedings, Pages:411 - 579 , 21-26 Oct. 2001
- [7] 원준연, 신병석, 중심 경로의 제어점을 이용한 가상 대장 내시경에서의 펼친 영상 재구성, 한국 컴퓨터 그래픽스 학회 논문지 Vol. 10 No. 1, pages 85-90