

최대-최소맵 기반 등위면 광선투사법을 이용한 대화식 가상 관절경

임석현, 신병석

인하대학교 전자계산공학과
(2004년 1월 20일 접수, 2004년 4월 20일 채택)

Interactive Virtual Arthroscopy Using Isosurface Raycasting Based on Min-Max Map

Sukhyun Lim, Byeong-Seok Shin

Department of Computer engineering, Inha University
(Received January 20, 2004. Accepted April 20, 2004)

요약 : 가상 관절경은 무릎, 어깨 등 관절에 대한 단층촬영 영상으로부터 관절 내부의 해부학적 구조를 3차원으로 재구성함으로써 광학 관절경을 모사하는 기법이다. 이 논문에서는 볼륨 렌더링 기법의 일종인 등위면 광선투사법을 이용하여 3차원 영상을 신속하게 생성하는 가상 관절경 기법을 제안한다. 여기서 제안하는 등위면 광선투사법은 최대-최소맵을 이용하여 전처리 과정 없이도 실시간에 가까운 속도로 고화질의 영상을 얻을 수 있다 또한 물리 기반 카메라 제어 모델을 이용함으로써 사용자가 복잡한 해부구조를 가진 관절강 내부에서 가상 카메라를 자유롭게 이동시킬 수 있다 이러한 고속 렌더링 방법과 현실감 있는 카메라 제어기법을 이용하여 대화식 가상 관절경을 개발하였다.

Abstract : A virtual arthroscopy is a simulation of optical arthroscopy that reconstructs anatomical structures from tomographic images in joint region such as a knee, a shoulder and a wrist. In this paper, we propose a virtual arthroscopy based on *isosurface raycasting*, which is a kind of volume rendering methods for generating 3D images within a short time. Our method exploits a spatial data structure called min-max map to produce high-quality images in near real-time. Also we devise a physically-based camera control model using potential field. So a virtual camera can fly through in articular cavity without restriction. Using the high-speed rendering method and realistic camera control model, we developed a virtual arthroscopy system.

Key words : Virtual arthroscopy, Isosurface raycasting, Min-max map, Physically-based camera control model

서 론

내시경은 비침습적인 진단 방법으로서 장기의 병변을 직접 관찰할 수 있도록 한다. 다른 의학 영상 기법과 비교할 때 우수한 화질의 영상을 제공하는 장점이 있으나 사용자가 불편함을 느낄 수 있으며 내시경 카메라와 장기가 직접 접촉하기 때문에 감염, 출혈, 파열 등의 부작용이 발생할 수 있다.

가상 내시경은 광학 내시경을 모사하는 기법으로서 CT나 MRI와 같은 단층 영상들로부터 3차원 볼륨 데이터를 만든 후에 이것으로부터 내시경 영상을 생성하는 기술이다. 가상 내시경은 피부를 절개할 필요가 없고 진단 장비

와 장기가 직접 접촉하지 않는 비침습적 방법으로 부작용이 없고 환자의 불편함을 최소화할 수 있다.

가상 관절경은 가상 내시경의 하나로서 볼륨 렌더링 기법을 이용하여 실제 관절경과 유사한 영상을 만드는 방법이다. 최근에 스포츠 손상, 교통사고의 증가 및 노령화에 따른 퇴행성 관절염의 증가로 관절경을 이용한 시술 횟수가 증가하고 있다. 국내에서만 연간 수만 건, 세계적으로는 수백만 건 이상의 시술이 이루어지고 있으며 앞으로 더욱 증가할 것으로 예상된다. 실제 관절경 검사는 무릎, 어깨, 손목 등 관절 부위를 국소 마취한 후 피부를 약간 절개하고 소형 카메라가 부착된 가늘고 긴 내시경 장치를 관절강 속으로 집어넣어 관절의 내부를 관찰하고 생검 등 필요한 검사를 시행하는 시술이다. 검사를 위해서는 입원과 마취를 필요로 하며 경우에 따라 심각한 합병증을 초래할 수 있다. 가상 관절경을 실시하면 실제 내시경 시술이나 개관수술(open-joint surgery)이 필요한 환자만 골라 낼 수 있으므로 불필요한 시술과 환자의 고통을 피할 수 있다.

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R05-2002-000-00512-0) 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 신병석, (402-751)인천시 남구 용현동 253

인하대학교 전자계산공학과

Tel : (032) 860-7452

e-mail : bsshin@inha.ac.kr

본 논문에서는 3차원 영상 기법을 이용하여 일반 PC에서 사용할 수 있는 가상 관절경 기술을 제안한다. 다른 가상현실 응용분야와 마찬가지로 가상 관절경에서도 몰입감과 상호작용감을 느끼기 위해서는 현실감 있는 고화질 영상을 신속하게 생성해야 한다. 또한 사용자의 입력이 물리적 성질을 반영하여 결과에 나타나도록 해야 한다. 여기서는 최대-최소맵(min-max map)에 기반한 등위면 볼륨 광선 투사법을 이용하여 대화식 수준의 볼륨 렌더링을 수행한다. 등위면 광선투사법은 전처리 소요 시간이 거의 없이 고화질의 영상을 획득할 수 있는 장점이 있다. 또한 가상 관절경에서는 사용자가 복잡한 관절 내부에서 가상 카메라를 자유롭게 이동시킬 수 있어야 한다. 해부 구조물과의 충돌을 자동으로 회피하면서, 사용자가 직접 카메라를 제어할 수 있도록 하기 위하여 물리 기반 카메라 제어 모델(physically-based camera control model)을 적용하였다[1,2,3,4]. 이것은 포텐셜 필드(potential field)를 정의하고 운동 방정식을 통하여 가상 카메라를 복잡한 관절장 내부에서 자유롭게 순환할 수 있도록 하는 방법이다.

2장에서는 기존에 발표되었던 볼륨 렌더링 기법과 항행 기법에 대해 설명한다. 3장에서는 본 논문에서 제안하는 최대-최소맵 기반의 등위면 광선투사법에 대해 살펴보고, 4장에서는 물리 기반 카메라 제어 모델을 설명한다. 마지막으로 실험 결과를 살펴보고 결론을 맺는다.

기 존 연 구

볼륨 렌더링은 복셀(voxel)들의 집합으로 표현된 볼륨 데이터로부터 의미 있는 정보를 추출하여 가시화하는 기법이다[5]. 볼륨 렌더링 기법은 표면 렌더링(surface rendering) 기법과 직접 볼륨 렌더링(direct volume rendering) 기법으로 나뉜다. 표면 렌더링은 볼륨 데이터로부터 물체의 표면 정보를 표시하는 다각형 모델(polygon model)을 재구성한 후 기존 렌더링 알고리즘들을 활용하여 3차원 영상을 만들어낸다[6]. 표면 렌더링은 속도가 빠르지만 근육, 지방층 등 병변의 발생가능성이 높은 반투명한 연조직을 가시화하는데 적절하지 못하다.

직접 볼륨 렌더링에서는 볼륨 데이터의 각 복셀들이 가지는 스칼라 값(scalar value)과 그 값들의 공간적 변화량(gradient)을 기반으로 표면 정보를 추정하여 영상을 만들어 낸다[7]. 직접 볼륨 렌더링은 표면 렌더링에 비해 화질이 좋고 반투명한 인체 해부 구조물을 표현하는데 유용하지만 처리 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 여러가지 가속 기법이 고안되었다. 템플릿 기반 렌더링(template-based rendering)은 일반적인 광선투사법 상에서 특정한 조건을 만족할 경우 모든 광선들의 진행 궤적이 동일하다는 공간일관성(spatial coherency)을 이용한 방법이다[8]. 그러나 이 방법은 공간 일관성이 있는 평행 투영을 위해 고안된 방법으로 원근 투영이 필요한 가상 내시경에는 적용하기 어렵다. 쉬어-워프 렌더링(shear-warp rendering)은 시각 변환을 단순화하고 투명한 공간을 비약하도록 함으로써 렌더링 속도를 빠르게 한다[9]. 그러나 재샘플링(resampling)을 위한 컨볼루션 커널(convolution kernel)로 쌍선형보간(bilinear interpolation)법을 이용하기 때문에 삼선형보간(trilinear interpolation)을

이용하는 기존의 광선투사법에 비해 화질이 떨어지는 문제가 있다. 또한 원근 투영의 경우는 평행 투영을 할 때와 비교하여 가속 효과가 떨어진다. 최근에는 VolumePro와 같이 쉬어-워프 렌더링을 실시간에 수행하는 하드웨어가 소개되었다[10]. 그러나 이것은 원근 투영법을 지원하지 않으므로 가상 관절경에 활용하기 어렵다. 데이터를 여러개의 슬랩(slab)으로 나누고 평행 투영으로 원근 투영을 근사하는 방법도 고안되었으나 오차가 발생하는 문제가 있다[11]. 거리변환에 기반한 공간 도약법은 전처리 과정에서 각 복셀들로부터 가장 근접한 경계 복셀까지의 거리를 계산하여 거리맵(distancemap) 자료구조에 저장하고 렌더링 중에 이 정보를 이용하여 투명한 복셀들을 도약함으로써 렌더링 속도를 향상시키는 기법이다[12,13,14]. 그러나 전처리 과정에 상당한 시간이 소요되는 단점이 있다.

효율적인 가상 관절경을 구현하기 위해서는 사용자가 복잡한 장기 내부에서 카메라를 자유롭게 움직일 수 있어야 하며 이를 위해서는 다음과 같은 요구 조건들을 충족시켜야 한다. 첫째로 출발점과 목표점이 주어졌을 경우 가상 카메라는 자동으로 목표점을 향하여 항행해야 한다. 둘째로 사용자가 직관적으로 카메라의 위치와 방향을 조절할 수 있어야 한다. 셋째로 가상 관절경처럼 좁은 관절장 안에서 비교적 넓은 시야를 확보하기 위해서는 카메라가 해부 구조물들로부터 일정한 거리를 유지하여야 한다. 넷째로 가상 관절경에서는 항행 중에 가상 카메라가 해부 구조물들을 뚫고 지나가는 일이 없어야 한다.

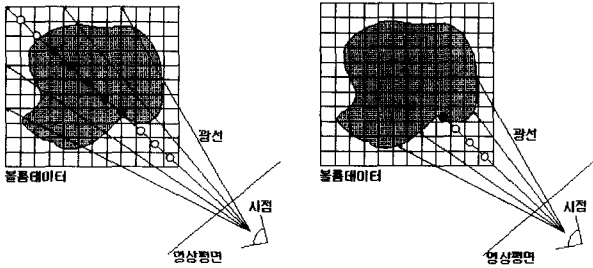
이러한 요구 조건을 만족시키기 위한 항행 방법은 크게 세 가지로 분류할 수 있다. 첫 번째는 수동 항행(manual navigation) 방법으로서 매 순간마다 사용자가 카메라의 방향과 위치를 조절하는 것이다[15,16,17]. 이 방법은 모든 제어를 사용자에게 의존하기 때문에 복잡한 해부구조물 내에서 충돌을 회피하면서 목표점으로 진행하기 어렵다. 다음으로 계획 항행(planned navigation) 방법은 항행을 시작하기 전에 전처리 과정에서 항행 경로를 계산하고 그 경로를 따라 항행하는 방법이다[18,19,20]. 이 방법은 사용자의 개입 없이 장기 내벽으로부터 일정거리만큼 떨어진 경로를 따라 목표점까지 항행이 가능하지만 사용자의 직관적인 카메라 조절을 허용하지 않는다. 마지막으로 안내 항행(guided navigation) 방법은 카메라의 방향과 위치를 자동적으로 제어하면서 필요시에 사용자가 직접 조작할 수 있도록 한다[1,21]. 이 방법은 구현이 어렵고 전처리 시간이 오래 걸리는 문제가 있지만 위의 네 가지 요구 조건을 모두 충족시킬 수 있다.

등위면 광선투사법을 이용한 고속 원근 볼륨 렌더링 방법

1. 등위면 광선투사법

본 논문에서는 대화식 수준의 3차원 가상 관절경 영상을 만들기 위하여 직접 볼륨 렌더링 기법에 기반한 등위면 광선투사법을 제안한다. 일반적인 볼륨 광선투사법은 영상 평면(view plane)의 각 픽셀에서 가상의 광선을 볼륨 공간으로 발사한 후, 광선을 따라 볼륨의 끝까지 진행하면서

일정 간격으로 샘플링하고 각 샘플점(sample point)들에서 색상과 불투명도를 계산한 후 이것을 혼합(blending)하여 최종 영상을 만들어낸다. 반면에 등위면 광선투사법에서는 특정 임계값(iso-value)을 가진 등위면만을 정확하게 찾아 렌더링한다. 일반적인 광선투사법에서는 한 화소의 색상을 결정하기 위해 여러 번의 누적 연산(composition)을 수행해야 하는 반면 등위면 광선투사법은 각 화소당 한 번의 연산만 수행하기 때문에 렌더링 속도가 빨라진다.



(a) 일반적인 광선투사법 (b) 등위면 광선투사법

그림 1. 일반적인 광선투사법과 등위면 광선투사법의 비교. 일반 광선투사법에서는 각각의 광선을 따라 볼륨의 끝까지 진행하면서 일정 간격으로 복셀값을 재샘플링하여 최종 픽셀 색상에 누적한다. 등위면 광선투사법에서는 등위면을 만날 때까지 샘플링한다.

Fig. 1. A comparison between conventional volume raycasting method and isosurface raycasting method. Final color value for each pixel is accumulated by uniformly resampling the voxel values along the ray to the end of volume space in case of conventional raycasting method. Isosurface raycasting resamples the voxel values until the ray meets with isosurface.

하나의 광선은 볼륨 공간을 따라 진행하면서 균일한 간격으로 복셀값을 샘플링한다. 복셀 공간에서 한 샘플 P의 좌표가 (u, v, w) 라고 하면 그 점에 이웃한 8개의 복셀 $V_{000} \sim V_{111}$ 은 하나의 셀(cell)을 이루며 이들의 좌표는 그림 2에 나와있다.

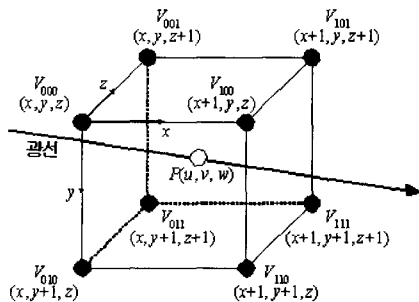


그림 2. 특정 샘플 P에 인접한 8개의 복셀들. Fig. 2. The eight voxels neighboring specific sample point P

한 복셀 $V(x, y, z)$ 의 값을 $d(x, y, z)$ 라 하고 등위값을 d_{iso} 라고 하면 해당 셀에 등위면이 지나는지 아닌지를 결정하는 함수 $IsIsosurface$ 는 식(1)과 같이 정의할 수 있다.

$$IsIsosurfaceBlock = \begin{cases} FALSE & \text{for all } i, j, k \ d(x+i, y+j, z+k) < d_{iso} \text{ and } d(u, v, w) < d_{iso} \\ TRUE & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

$$d(u, v, w) = \frac{d(x, y, z)(1-r)(1-s)(1-t) + d(x+1, y, z)r(1-s)(1-t) + d(x, y+1, z)(1-r)s(1-t) + d(x, y, z+1)(1-r)(1-s)t + d(x+1, y+1, z)rs(1-t) + d(x+1, y, z+1)r(1-s)t + d(x, y+1, z+1)(1-r)st + d(x+1, y+1, z+1)rst}{where \ r = u-x, \ s = v-y, \ t = w-z}$$

한 샘플에 이웃한 8개의 복셀값이 모두 등위값보다 작으면 빈 공간에 해당되는 것이고, 모두 등위값보다 크면 등위면을 관통하여 물체의 내부로 들어간 것이다. 8개의 복셀들 중에 일부는 등위값보다 작은 값을 가지고 있고, 일부는 큰 값을 가지는 경우에는 삼선형 보간법을 이용하여 현재의 광선 궤적에 등위면이 존재하는지를 계산한다. 삼선형 보간법을 사용하는 이유는 해당 셀 안에 등위면이 존재하더라도 현재의 광선과 직접적으로 교차하지 않을 수 있기 때문이다.

해당 샘플점이 등위면의 위치라고 판단되면 고화질 영상을 생성하기 위해서 식(2)과 같이 이웃한 8개의 복셀에서 Phong 조명식을 적용하여 각각의 복셀에서 색상값을 계산한 후, 이를 삼선형 보간법을 통하여 현재 샘플의 색상값 $C(u, v, w)$ 을 계산한다. $C(u, v, w)$ 은 $d(u, v, w)$ 와 비교하여 밀도값 대신에 색상값을 사용한다는 점만 다르므로 가중치들은 다시 계산하지 않고 재활용할 수 있다.

$$C(u, v, w) = \frac{C(x, y, z)(1-r)(1-s)(1-t) + C(x+1, y, z)r(1-s)(1-t) + C(x, y+1, z)(1-r)s(1-t) + C(x, y, z+1)(1-r)(1-s)t + C(x+1, y+1, z)rs(1-t) + C(x+1, y, z+1)r(1-s)t + C(x, y+1, z+1)(1-r)st + C(x+1, y+1, z+1)rst}{where \ r = u-x, \ s = v-y, \ t = w-z} \quad (2)$$

가상 내시경에서는 조명의 위치와 카메라의 위치가 동일하고 매우 강한 조명을 사용하기 때문에 난반사광과 정반사광을 모두 계산해야 하며 광택도(shininess) 지수도 매우 높게 해야한다. 적용되는 Phong 조명식이 복잡하기 때문에 샘플의 개수를 감소시키면 계산량도 감소되고 따라서 한 프레임의 렌더링 속도가 빨라진다.

2. 최대-최소맵을 이용한 렌더링 속도 향상

등위면 광선투사법은 등위면을 찾은 이후에 더 이상의 샘플링을 하지 않으므로 일반 광선투사법보다 렌더링 속도가 빠르다. 그러나 한 광선이 볼륨 데이터의 경계면에서 등위면까지 진행할 때 최종 영상에 기여하지 않는 투명한 복셀들에 대해서도 등위면의 포함여부를 검사해야한다. 이러한 복셀들을 전처리 과정에서 미리 식별하여 렌더링 과정에서 무시하면 속도를 더욱 향상시킬 수 있다. 기존의 연구에서는 이를 위해서 전처리 과정에서 Run-length Encoding[7], 거리맵[11] 등의 공간 자료구조를 만들었다. 그러나 이러한 자료구조들은 생성시간이 오래 걸리고 기억 공간을 많이 소모하는 문제가 있다. 본 논문에서는 등위면에 도달할 때까지 불필요한 등위면 검사를 줄이기 위하여 최대-최소맵을 사용한다.

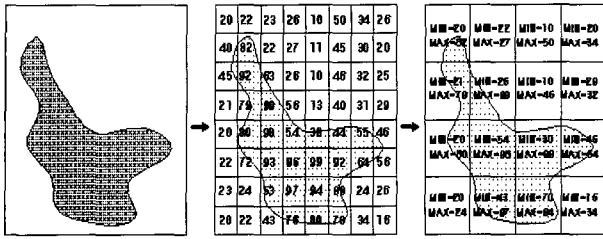


그림 3. 볼륨 데이터로부터 최대-최소맵을 구성한 예. 설명을 쉽게하기 위해 볼륨을 2차원으로 표시하였다. 블록의 크기는 2x2x2이다.

Fig. 3. A construction example of min-max map from a volume data set. For simplicity, the volume data are represented as 2D array. The block size is 2x2x2.

그림 3에서 볼 수 있듯이 최대-최소맵에서 각각의 블록들은 동일한 크기를 가지며 해당 블록에 포함되는 복셀값들 중 최소값과 최대값을 저장한다. 특정한 위치에서 해당 블록의 최대-최소값을 검사하면 인접한 복셀 $V_{000} \sim V_{111}$ 의 값을 확인하지 않고도 그 블록내에서 샘플링이 필요한지를 결정할 수 있다. 특정 블록의 최대값과 최소값이 모두 등위값보다 작으면 그 블록의 경계면까지는 더 이상의 샘플링을 하지 않고 도약할 수 있으므로 렌더링 속도를 향상시킬 수 있다. 최대-최소맵은 볼륨 데이터를 저장된 순서대로 접근하므로 생성시간이 적게 걸리고 Run-length Encoding 방법이나 거리맵 방법에 비해 단순한 구조를 가지고 있어서 조각이 간편하다는 장점이 있다.

해당 블록에 등위면의 존재여부를 결정하는 함수 $IsIsosurfaceBlock$ 은 식(3)과 같이 정의한다. 함수 $\max(F(u, v, w))$ 와 $\min(F(u, v, w))$ 은 현재 샘플 $F(u, v, w)$ 이 포함되어 있는 블록의 최대-최소값을 반환하는 함수이다. 만약 최대값과 최소값이 모두 등위값 d_{iso} 보다 작으면 그 블록내에서 더 이상 샘플링을 하지 않고 블록의 크기만큼 도약한다. 도약한 후 다시 해당 블록의 최대-최소값을 검사한다. 최대값과 최소값 모두가 등위값보다 작다면 다시 도약을 반복하고, 그렇지 않은 경우에는 정상적인 방법으로 샘플링을 수행한다.

$$IsIsosurfaceBlock = \begin{cases} TRUE & \max(F(u, v, w)) < d_{iso} \text{ and } \min(F(u, v, w)) < d_{iso} \\ FALSE & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

그림 4은 최대-최소맵에 기반하여 등위면을 찾는 예를 보여준다. 단일 광선이 투사를 시작하면 현재의 위치에서 해당 블록의 최대값과 최소값을 비교하여 도약여부를 결정한다. 만약 블록의 최대값과 최소값이 모두 등위값보다 작다면 블록 경계까지 도약한다(그림 4(a)). 도약한 후 역시 현재의 위치에서 도약여부를 판단한다. 블록의 최소값과 최대값 중 등위값을 포함하고 있다면 기존의 등위면 광선 투사법을 수행한다(그림 4(b)). 정확한 등위면을 찾게 되면(그림 4(c)), 해당 위치에서 색상값을 결정하게 된다(그림 4(d)). 예를들어 블록의 크기를 5 라고 할 때 기존의 등위면 광선투사법을 이용할 경우 8번의 도약을 해야 하지만 최대-최소맵에 기반한 등위면 광선투사법을 수행할 경우 4번의 도약으로 원하는 등위면을 정확히 찾을 수 있다.

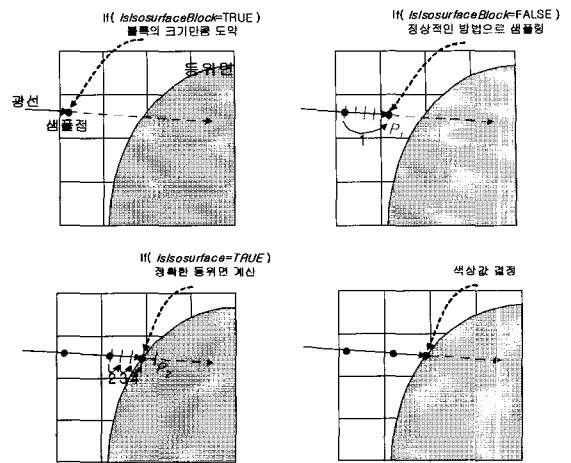


그림 4. 최대-최소맵에 기반한 등위면 검출 및 렌더링
Fig. 4. A detecting and rendering of an isosurface based on min-max map

단일 광선이 블록을 도약하는 시간을 T_1 , 기존의 등위면 광선투사법을 수행하는 시간을 T_2 라고 할 때 최선의 경우 시간 T_{best} , 최악의 경우 시간 T_{worst} 와 평균시간 $T_{average}$ 은 다음과 같다.

$$T_{best} = \frac{J(T_1 + T_2)}{B} \quad (\text{where } B \geq 1, T_1 = 0 \text{ if } B = 1) \quad (5)$$

$$T_{best} = \left\lceil \frac{J(T_1 + T_2)}{B} \right\rceil + (B - 1)T_2 \quad (\text{where } B \geq 1, T_1 = 0 \text{ if } B = 1) \quad (6)$$

$$T_{average} = \frac{T_{best} + T_{worst}}{2} \quad (7)$$

B 값은 최대-최소맵의 블록 크기이고, J 값은 광선이 등위면을 만날 때까지 도약한 총 횟수이다. 최선의 경우는 최대-최소맵을 기반으로 하여 도약한 지점에 사용자가 원하는 등위면이 존재하는 경우이다. 예를들어 그림 4에서 등위면이 P_1 에 위치할 경우 T_{best} 값은 1이 된다(J 값은 5, B 값은 5이고, T_1 값은 1, T_2 값은 0 이라 가정). 최악의 경우는 등위면이 최대-최소맵 블록의 바로 뒤쪽에 위치하고 있을 경우이다. 그림 4에서 등위면이 P_2 에 위치하고 있을 경우이다. 이 경우 T_{worst} 값은 5가 된다(J 값은 5, B 값은 5이고, T_1 값과 T_2 값은 1 이라 가정). 만약 B 값이 1이라면 T_{best} , T_{worst} 값 모두 $J \cdot T_2$ 가 된다.

식(7)에 의하면 등위면 광선투사법의 전체 시간을 좌우하는 인자는 J 값과 B 값이다. 블록크기에 따른 $T_{average}$ 값을 그래프 표현하면 그림 5와 같다. 블록의 크기가 증가함에 따라 수행 시간이 감소하는 형태를 보이다가 블록의 크기가 B_{best} 값보다 커지면 다시 증가하는 형태를 보인다. 즉, 광선이 등위면을 만날 때까지 도약한 총 횟수 J 값이 결정되면 식(7)에 최적의 B 값을 구할 수 있고, 이는 일반의 등위면 광선투사법에 비해 $T_{average}$ 값만큼의 속도 향상을 가져올 수 있음을 의미한다.

최대-최소맵을 유지하는데 필요한 메모리 사용량 M 은 식(8)과 같이 계산할 수 있다. N^3 은 전체 볼륨의 크기이다. 메모리 사용량은 블록의 크기와 반비례하기 때문에 블록의 크기가

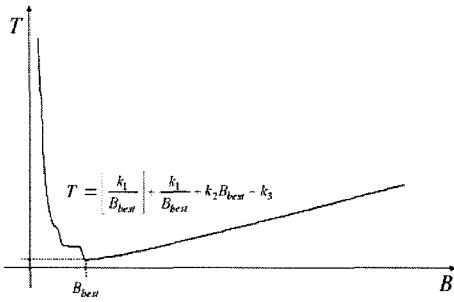


그림 5. 블록 크기에 따른 렌더링 시간을 나타내는 그래프 (k_1, k_2, k_3 는 상수)
 Fig. 5. A rendering time graph according to block size (k_1, k_2, k_3 is a constant)

작어지면 최대-최소맵을 위한 메모리 사용량이 증가한다.

$$M = (N/B)^3 \quad (8)$$

물리 기반 카메라 제어 모델

효율적인 가상 내시경 시스템을 구현하기 위해서는 사용자가 복잡한 관찰장 내부에서 가상 카메라를 자유롭게 이동시킬 수 있어야 한다. 또한 가상 카메라가 해부학적 구조물과 충돌하지 않도록 해야 한다. 이를 위해 본 연구에서는 물리 기반 카메라 제어 모델을 이용한다. 가상 카메라는 포텐셜 필드 내에 위치하고 있으며, 운동 방정식에 의하여 카메라의 이동방향과 이동량이 결정된다.

포텐셜 값이 감소해가는 방향으로 카메라가 이동하는 경우 포텐셜 필드 $V(X)$ 는 다음과 같다.

$$F(t) = -\nabla V(X) - k_1 F(t) \quad (9)$$

여기서 $F(t)$ 값은 시간 t 에서 카메라의 선형 운동량(linear momentum)인 $F(t)$ 의 시간 변화량(속도)이다. $\nabla V(X)$ 값은 위치 X 에서 $V(X)$ 의 경사도(gradient), $k_1 F(t)$ 값은 카메라의 이동 속도를 조절하는 반발력 항이다. k_1 값은 마찰계수이다.

포텐셜 필드 $V(X)$ 을 벽면으로부터의 거리 $D_s(X)$ 와 끝점까지의 거리 $D_e(X)$ 을 기반으로 표현하면 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$V(X) = \begin{cases} C_e D_e(X) + C_s (\rho/D_s(X) - 1)^2, & 0 < D_s < \rho \\ C_e D_e(X), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (10)$$

위에서 C_e 값과 C_s 값은 각각 인력과 반발력을 조절하는 계수이다. C_e 값이 클 경우 카메라가 끝점으로 향하는 인력의 양이 증가되어 카메라의 이동속도가 빨라진다. C_s 값이 클 경우 카메라가 장기의 벽면으로 받는 반발력이 증가하여 장기 중심에서 멀어지는 형태를 유지한다. ρ 값은 카메라가 장기의 벽면을 향할 때 반발력이다. 만약 장기 벽면에 가까이 다가가면 ρ 값에 의해 $V(X)$ 값이 증가하게 되고 카메라는 장기로부터 멀어진다.

사용자가 가상 카메라의 속도를 제어하기 위해서는 C_e 값을 조절한다. C_e 값을 증가시키면 끝점을 향하여 카메라가 가속화 된다. 만약 사용자가 특정 부분에서 멈추어서 가까이서

관찰하기 위해서는 C_e 값을 0으로 한다. 이 경우 카메라가 끝점으로 이동하는 속도가 0이 되어 카메라는 이동을 멈춘다. 이때 사용자는 원하는 위치를 자세히 관찰할 수 있다. 결국 C_e , C_s 값과 ρ 값을 적절히 조절함으로써 관찰장내를 구조물과의 충돌 없이 순회하면서 사용자가 직접 카메라를 제어할 수 있다. 사용자가 카메라의 이동을 조절하기 위하여 식(9)을 수정하면 다음과 같다.

$$F(t) = -\nabla V(X) - k_1 F(t) + F_{user}(t) \quad (11)$$

식(11)에서 F_{user} 는 사용자가 원하는 부분으로 이동하는 힘을 나타낸다. 결론적으로 물리 기반 카메라 제어 모델은 F_{user} 항목을 추가함으로써 2장에서 언급한 네 가지 조건을 모두 만족시킬 수 있다.

실험 결과

실험은 펜티엄4 3.06GHz, 1G RDRAM, ATI RADEON9800 PRO 그래픽카드가 장착된 PC에서 수행하였다. 실험데이터로는 512x512x400 해상도를 가지는 무릎 관절 CT 데이터를 이용하였다. 관찰장이 CT 영상에서 잘 보이도록 하기 위해 촬영전에 조영제를 주사하였다.

1. 전처리 시간

먼저 최대-최소맵에서 블록의 크기에 따라 전처리 시간이 어느 정도 소요되는지를 측정하였다. 표 1은 블록 크기에 따른 최대-최소맵을 만들기 위한 전처리 시간이다.

표 1. 블록 크기에 따른 최대-최소맵 생성 전처리 시간
 Table 1. Preprocessing time according to the size of min-max map

블록 크기 (voxels)	시간 (sec)
2x2x2	5.41
4x4x4	2.86
8x8x8	2.34
16x16x16	2.29
32x32x32	2.24
64x64x64	2.21

최대-최소맵의 생성 시간은 복잡한 연산 없이 전체 볼륨을 읽으면서 최대값과 최소값을 저장하기 때문에 볼륨데이터의 크기가 N 일 경우 $O(N)$ 의 비용이 소요된다. 블록 크기가 증가함에 따라 생성 시간의 차이가 줄어들는데 이는 볼륨값을 읽는 비용보다 블록 내에서 이전에 저장된 최대값과 최소값을 비교하여 갱신하는 비용이 더 크기 때문이다

2. 렌더링 시간

표 2는 블록의 크기에 따른 최대-최소맵을 이용한 등위면 광선투사법의 수행 시간을 비교한 것이다. 표 2에 의하면 블록의 크기가 8일 때 가장 빠른 속도를 보이고 있다. 이는 그림 5에서 B_{best} 값이 8임을 의미한다. 블록크기에 따른 렌더링 시간도 식(7)과 그림 5에서 같이 블록 크기가 증가함에 따라 처리시간

이 감소하다가 B_{best} 값 이후로 증가함을 알 수 있다.

표 3은 기존의 렌더링 방법과 본 논문에서 제안한 최대-최소맵을 사용한 등위면 광선투사법의 수행 시간을 비교한 것이다. 등위면 광선투사법을 사용할 경우 기존의 광선투사법에 비하여 약 130%의 속도 향상을 보인다. 렌더링 속도 향상을 위해 본 논문에서 제안한 최대-최소맵을 사용시에는 일반 광선투사법에 비하여 약 330%의 속도 향상을 가져왔으며 기존의 등위면 광선투사법을 사용한 경우보다 약 250%의 속도 향상을 보인다.

표 2. 블록 크기에 따른 등위면 광선투사법 렌더링 시간 (영상크기=256x256)

Table 2. Isosurface raycasting rendering time according to the size of min-max map(image size=256x256)

블록 크기 (block)	시간 (sec/frame)
2x2x2	1.19
4x4x4	0.80
8x8x8	0.61
16x16x16	0.75
32x32x32	0.89

표 3. 등위면 광선투사법의 속도 측정 (영상크기=256x256, 블록크기= 8x8x8)

Table 3. Speed measurement of isosurface raycasting (image size=256x256, block size= 8x8x8)

방법	시간 (sec/frame)
광선투사법	2.03
등위면 광선투사법	1.51
최대-최소맵을 사용한 등위면 광선투사법	0.61

3. 결과 영상의 화질

그림 6의 우측 영상은 기존의 광선투사법을 사용하여 관절강의 여러 부위를 렌더링한 영상이고, 가운데 영상은 본 논문에서 제안하는 등위면 광선투사법을 이용하여 렌더링한 결과이다. 우측 영상에서 원으로 표시된 것은 현재 카메라의 영역을 나타내며, 화살표는 카메라 방향을 표시한다. 본 논문에서 제안한 최대-최소맵을 이용한 등위면 광선투사법이 기존의 광선투사법과 비교하여 근접한 영상의 화질을 보여주고 있다.

그림 7은 본 논문에서 사용하는 물리 기반 카메라 제어 모델을 이용하여 항행 경로를 계산한 결과이다. 실선으로 표시된 것이 물리 기반 카메라 제어 모델을 통하여 생성된 가상 경로이다. 포텐셜 필드를 정의하기 위한 매개변수 C_x, C_y, ρ 값은 각각 30, 5, 4으로 설정하였다. 그림에서 볼 수 있듯이 출발점과 목표점을 지정하면 그 두 점을 연결하면서 관절강내의 해부구조물과 충돌하지 않는 최적의 경로가 만들어짐을 알 수 있다.

가상 경로가 만들어지면 가상 카메라는 가상 경로를 따라서 이동할 수 있다. 그림 8는 물리 기반 카메라 제어 모델을 사용할 때 실시간 충돌회피가 가능하므로 보여주는 그림들이다. 윗줄의 그림들은 충돌회피 조작을 하지 않는 경우에 4개의 연속된 프레임을 진행한 후 카메라가 해부구조의 벽면에 충돌한 것

으로 보여주고 있으며 아랫줄의 그림들은 충돌을 피하기 위해 카메라가 자동적으로 아래로 이동하는 모습을 보여준다.

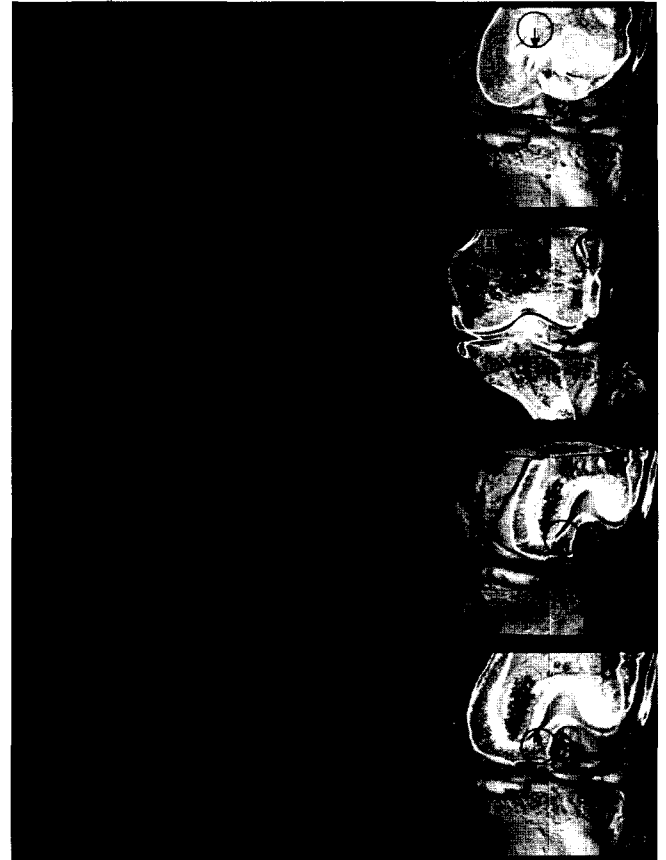


그림 6. 무릎 관절내의 여러 부위에서 만들어진 가상 관절경 영상. 왼쪽 열은 기존의 광선투사법으로 렌더링한 것이고, 가운데 열은 본 논문에서 제안한 최대-최소맵을 사용한 등위면 광선투사법으로 렌더링한 것이다. 오른쪽 열은 외부에서 렌더링한 결과이다.

Fig. 6. Rendering images from virtual arthroscopy in various articulations. Left row images are a result images rendered traditional raycasting method, and isosurface raycasting images based on min-max map are showed in middle row. Right row shows an image rendered outside view.

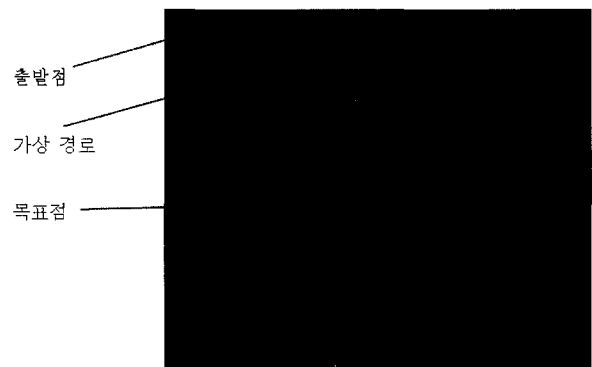


그림 7. 자동 카메라 경로 생성
Fig. 7. Automatic camera path generation



그림 8. 물리 기반 카메라 제어 모델을 통한 실시간 충돌 검출
 Fig. 8. Realtime collision detection using potential field based camera control model

결 론

본 논문에서는 가상 관절경에 적합한 렌더링 기법을 개발하기 위하여 기존의 평행 투영 렌더링 기법이 아닌 등위면 광선 투사 기법에 기반한 원근 투영 기법을 제안하였다. 삼 선형 보간법을 이용하여 실제의 관절경과 거의 유사한 고화질의 영상을 제공하였고, 대화식 수준의 속도를 보장하기 위하여 최대-최소맵 가속 기법을 이용하여 속도를 향상시켰다. 직관적이며 쉬운 가상 카메라 제어 모델을 개발하기 위하여 물리 기반 카메라 제어 모델을 이용하여 관절강내를 구조물과의 충돌 없이 순회하면서 사용자가 직접 카메라를 제어하는 것이 가능하다. 또한 자동 가상 카메라 경로를 생성하고 만들어진 경로를 따라 자동으로 항행하는 것이 가능하다. 사용자는 물리 기반 카메라 제어 모델의 매개변수만을 설정하여 쉽고 직관적으로 가상 카메라를 제어할 수 있다.

참 고 문 헌

1. L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, "Virtual Voyage: Interactive Navigation in the Human Colon", Proc. ACM SIGGRAPH '97, pp. 27-34, Aug. 1997
2. R. Chiou, A. Kaufman, Z. Liang, L. Hong, and M. Achiotou, "Interactive Path Planning for Virtual Endoscopy", Conf Record IEEE NSS-MIC, Nov. 1998
3. R. Chiou, A. Kaufman, Z. Liang, L. Hong, and M. Achiotou, "Interactive Fly-Path Planning Using Potential Fields and Cell Decomposition for Virtual Endoscopy", IEEE Trans Nuclear Sciences, vol. 46, no. 4, pp. 1045-1049, Aug 1999
4. 강동구 외 2, "가상 대장 내시경 시스템을 위한 고속 경로 생성 알고리즘", 의공학회지, 제24권, 제2호, pp77-82, 2003
5. Yagel, R., "Volume Viewing: State of the Art Survey", SIGGRAPH 97 Course Note 31, 1997
6. Lorensen, W. E. and Cline, H. E., "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics, Vol. 21, No. 3, pp. 163-169, 1987
7. Levoy, M., "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 8, No. 3, pp. 29-37, 1988
8. Yagel, R. and Kaufman, A., "Template-based volume viewing", Computer Graphics Forum (Eurographics 92 Proceedings), pp. 153-167, Cambridge, UK, 1992
9. Lacroute P. and Levoy, M., "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation", Computer Graphics (SIGGRAPH 94 Proceedings), Orlando, Florida, pp. 451-458, 1994
10. Pfister, H., Hardenbergh, J., Knittel, J., Lauer, H. and Seiler, L., "The VolumePro Real-Time Ray-Casting System", Proceedings of SIGGRAPH 99, pp. 251-260, Los Angeles, CA, 1999
11. Vilanova, A., Wegenkittl, R., Konig, A. and Groller, E., "Mastering Perspective Projection through Parallely Projected Slabs for Virtual Endoscopy", SCCG'01-Spring Conference on Computer Graphics, pp. 287-295, 2001
12. K. Zuiderveld, A. Koning, and M. Viergever., "Acceleration of Ray Casting Using 3D Distance Transforms", SIGGRAPH '97, p.175, 1997
13. M. Wan, Q. Tang, A. Kaufman, and Z. Liang, "Volume Rendering Based Interactive Navigation within the Human Colon", IEEE Visualization '99 conference, San Francisco, CA, pp. 397-400, Oct. 1999
14. Wan M, Sadiq A, Kaufman A, "Fast and reliable space leaping for interactive volume rendering", IEEE Visualization 2002, Boston, MA, pp. 195-202, 2002
15. C. Ware and S. Osborne, "Exploration and Virtual Camera Control in Virtual Three Dimensional Environments", ACM Symposium in Interactive 3D graphics, pp.175-183, ACM, March 1990
16. J. Latombe, "Robot Motion Planning", Kluwer Academic Publisher, 1991
17. M. Gleicher and A. Witkin., "Through-the-Lens Camera Control", Computer Graphics (SIGGRAPH 92 Conference Proceedings), vol.26, pp.331-340, ACM SIGGRAPH, July 1992
18. G. Rubin, C. Beaulieu, V. Argiro, H. Ringl, A. Norbash, J.Feller, M. Dake, R. Jeffrey and S. Napel, "Perspective Volume Rendering of CT and MR Images : Application for Endoscopic Imaging", Radiology, Vol.199, pp.321-330, May 1996
19. W. Lorensen, F. Jolesz, and R. Kikinis, "The Exploration of Cross-Sectional Data with a Virtual Endoscope. In R. Satavca and K. Morgan (eds.)", Interactive Technology and New Medical Paradigm for Health Care, IOS press, pp221-230, 1995
20. L. Hong, A. Kaufman, Y. Wei, A. Viswambharan, M. Wax, and Z. Liang, "3D Virtual Colonoscopy", IEEE Symposium on Biomedical Visualization, pp26-32, IEEE, Oct.1996
21. T. Galyean, "Guided Navagation of Virtual Environments", ACM Symposium on Interactive 3D Graphics, pp.103-104, ACM, Apr. 1995