

가변형 볼륨 물체의 햅틱 렌더링을 위한 물리적 속성 결정 방법의 연구

김재오[†], 김상연^{**}

요 약

본 연구에서는 복셀(voxel) 단위로 물체의 햅틱 거동을 모사하는 햅틱 모델에 물리적 속성을 결정하기 위한 방법과 이를 이용한 햅틱 렌더링 구조(architecture)를 제안한다. 또한 본 연구에서는 햅틱 모델에 물리적 속성을 결정하기 위해 탄성영상을 이용한다. 제안하는 방법과 기존 방법의 가장 큰 차이점은 제안하는 방법을 이용하면 원하는 물체의 물리적 속성을 쉽게 햅틱 모델에 적용하여 실제적인 햅틱 거동을 모사할 수 있다는 것이다. 본 연구에서는 또한 제안하는 방법을 평가하기 위하여 간단한 실시간 촉진 훈련 시뮬레이터를 구축한다. 구축한 시뮬레이터에서, 사용자에게 되돌려지는 힘은 제안한 방법으로 적용된 대상 물체의 물리적 속성과 상호작용 양에 따라 계산된다. 본 연구에서, 시뮬레이션 대상으로는 사람의 간을 선택하였고 간 모델은 실시간 햅틱 렌더링을 위하여 Shape-retaining Chain Linked Model(S-chain 모델)로 모델링하였다. 또한, 제안한 방법과 구축된 시스템을 이용하여 사용자가 물체를 촉진할 때 이상부분을 손쉽게 찾을 수 있는지에 대한 실험을 수행하였다. 본 연구의 실험 결과로부터, 제안하는 방법은 사용자에게 실시간으로 구별 가능한 힘을 전달해 줌을 알 수 있었다.

A Study of a Physical Property Setting Method for Haptic Rendering of Deformable Volumetric Objects

Jae-oh Kim[†], Sang-Youn Kim^{**}

ABSTRACT

This paper proposes a method for determining material property of a haptic model which represents the haptic behavior of a target object. This paper also presents a haptic rendering framework. We adapt elastography to obtain the physical property of a target object. One of the key differences between the proposed framework and a traditional method is that the physical property of the target object can be easily set into a haptic model. For evaluating the proposed method, we construct a real-time palpation prototype simulator. In our work, a human liver is selected as a target object and the liver is represented by Shape-retaining Chain Linked Model(S-chain model) for satisfying the real-time performance. We conduct experiments whether a user easily distinguishes abnormal portions from normal portions. From the experimental results, we evaluate that the proposed method provides the discriminable force to users in real-time.

Key words: physical simulator(물리 시뮬레이터), palpation(촉진), haptic rendering(햅틱 렌더링), stiffness value(굳기값)

* 교신저자(Corresponding Author): 김상연, 주소: 충남 천안시 병천면 가진리 307번지(330-708), 전화: 041)560-1484, FAX: 041)560-1462, E-mail: sykim@kut.ac.kr
접수일: 2007년 2월 19일, 완료일: 2008년 6월 3일
[†] 준회원, 한국기술교육대학교 인터넷미디어공학부 석사과정 (E-mail: oshot@kut.ac.kr)

^{**} 정회원, 한국기술교육대학교 인터넷미디어공학부 조교수
* 본 연구는 2007년 과학기술부의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행되었음(R01-2007-000-20977-0). 또한 본 연구는 부분적으로 2006년 교육인적자원부의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행되었음(KRF-2006-003-D00526).

1. 서 론

최근 들어 수술은 예전의 개복 수술에서 점진적으로 절개를 최소화하는 최소 침습 수술(minimally invasive surgery, MIS) 쪽으로 수행되고 있다. 최소 침습 수술을 이용하면 환자의 회복시간을 줄일 수 있을 뿐만 아니라 절개 등으로 인한 조직이나 근육 등의 상처를 최소화 할 수 있기 때문이다. 이런 장점으로 인하여 최근 10년 동안 총 수술의 약 60% 이상이 MIS로 대체되고 있다. 복강경 수술(laparoscopic surgery)은 최소 침습 수술의 일종으로 환자의 배에 약 3~5개 사이의 구멍을 낸 후 얇고 긴 수술 도구와 복강경을 집어넣어 수술을 하는 방법이다. 복강경 수술 전에 의사들은 CT나 MRI 등을 통하여 환자의 이상조직의 위치와 크기 등을 대략적으로 파악하지만, 정확한 수술을 위하여 수술 도중에도 복강경 기구 등을 이용하여 환부를 촉진(palpation)해 이상조직의 위치 및 크기 등을 정확히 파악한다. 촉진이란 의사가 자신의 손으로 환자의 환부표면을 직접 접촉함으로써 환자의 신체 내부에 위치한 종양과 같은 이상조직들을 찾아내는 방법이다.

복강경 수술에서는 복강경에 장착된 CCD 카메라에 의존하여 환부를 보기 때문에 시야가 한정된다. 그러므로 촉각 정보는 복강경 수술에서 매우 중요한 역할을 수행한다. 간(liver) 수술을 한다고 가정해 보자. 복강경 간 수술을 할 때는 시야가 한정 될 뿐 아니라 복강경 표면에 피가 묻거나 조각도구의 사용으로 인한 연기 등이 발생하기 때문에 시각 정보에만 의존한 수술의 수행은 어렵다. 이와 같은 경우 의사들은 주로 복강경 도구를 이용하여 환부를 촉진함으로써 이상조직의 상태를 파악한다. 복강경 수술에서 촉진을 통하여 이상조직을 파악할 때, 피부 감각이 배제된 근 감각만을 이용하여 대상물체를 촉진하므로 이상조직의 정확한 파악을 위해서는 숙련된 기술을 필요로 한다. 즉, 너무 약하게 누르면 이상조직을 발견하기 어렵고 세게 누르면 조직이나 장기 등이 손상을 입을 수 있다. 그러므로 복강경 수술 등에서 시각 정보의 도움 없이 촉진을 통하여 환부의 이상조직을 파악할 수 있는 촉진 시뮬레이터가 필요하다.

2. 기존 연구

많은 연구자들이 의대생들이나 초보 의사들을 훈

련시키기 위한 촉진 시뮬레이터에 대한 연구를 수행하여 왔다. Kaufman과 Bell은 팬텀을 이용하여 촉진 훈련 시스템의 개념적인 디자인과 훈련 방법에 대하여 연구하였고[1], Burdea 등은 팬텀을 이용하여 가상현실 기반의 전립선 촉진 훈련 시스템을 개발하고 그 효용성을 입증하였다[2,3]. Crossan 등은 말의 자궁 및 난소 촉진 훈련시스템을 개발하고 시스템에서 햅틱 정보가 중요한 역할을 한다는 것을 증명하였으며[4,5], Iwata[6] 등은 컴퓨터 그래픽과 햅틱 정보를 함께 전달해 주는 인터랙티브 기술을 이용한 촉진 시스템을 개발하였다. 이와 같은 기존의 개발된 시스템들은 잘 개발된 촉진 훈련시스템이지만 층을 이룬 표면 모델(layered surface 모델)이나 간단한 볼륨 모델을 이용하였으므로 사람의 조직이나 장기 같은 고도로 비 균질한 볼륨 물체(highly non-homogeneous volumetric object)에서 사실적인 힘을 추출하여 사용자에게 실시간으로 전달해 주기가 힘들다. 예를 들어 많은 모세혈관들(capillaries), 수천 개의 소엽들(lobules), 동맥(hepatic artery) 및 정맥(hepatic vein), 인대들(ligaments)로 이루어진 매우 비 균질의 특성을 갖는 사람의 간(liver)을 사실적으로 처리해야 하는 경우 고 해상도의 가변형 볼륨 모델이 필요하다.

가변형 물체의 변형 계산과 햅틱 정보 추출을 위하여 질량-스프링 모델[7-10]이나 유한요소법[11-16]이 많이 사용되어 왔다. 사용자에게 연속적인 시각 정보를 전달하기 위해서, 그래픽 샘플링은 약 30Hz 이상으로 유지되어야 한다. 이와 대조적으로 연속적으로 부드러운 힘을 사용자에게 전달하기 위해 햅틱 샘플링은 물체의 굳기(stiffness)에 따라 달라지지만 약 1KHz가 보장되어야 한다. 만일 가상 물체의 햅틱 샘플링이 1KHz 내에 처리되지 못하면 사용자는 떨림이나 저크(jerk) 모션을 느끼게 된다.

기존의 모델들(질량-스프링 모델, 유한요소법)을 이용하여 물체의 변형과 햅틱 거동을 계산하기 위해서는 시스템 행렬을 구성하고 이의 역행렬들을 계산해야 하는 등의 큰 계산부하가 존재한다. 그러므로 기존의 모델을 이용하여 실시간(1KHz)으로 햅틱 정보를 계산하는 것은 매우 힘들다. 이러한 이유로 볼륨 물체를 다루기 위해서 Costa와 Balaniuk는 새로운 모델인 LEM(Long Element Method)을 제안하였다[17]. 그러나 LEM은 물체가 길고 얇은 요소들로 이

루어져 있다고 가정을 했기 때문에 다양한 물리적 성질을 가지는 생체 조직을 복셀 단위로 처리하는 것이 매우 힘들다. 다양한 물리적 성질을 갖는 비 균질의 볼륨 물체를 처리하기 위하여 Kim[18,19] 등은 S-chain 모델을 제안하고 이를 이용한 햅틱 렌더링 기법을 개발하였다.

의료 시뮬레이터를 통하여 사용자에게 실시간으로 사실적인 상호작용 힘을 제공하기 위해서 시뮬레이터에 적용된 모델은 실제 대상과 같은 물리적 속성을 가져야 한다. 여기서 물리적 속성이란 물체의 여러 가지 고유 속성(질량, 탄성, 점성 등)을 의미한다. 만일 사람의 간을 시뮬레이션 한다면 사람 간의 부위에 따라 다양하고 비 균질적인 물리적 속성을 자세히 표현할 수 있어야 한다. 그러므로 사람의 근육이나 장기와 같은 생체 조직으로부터 물리적 속성을 획득할 수 있는 방법이 필요하다. 하지만 근육이나 장기와 같은 생체 조직은 물리적 자극에 대하여 매우 민감하기 때문에 물리적 특성을 파악하기 위하여 대상에 직접적인 압력을 가할 경우, 대상의 물리적 특성이 변경되어 정확한 물리적 특성을 파악할 수 없다. 이러한 이유로, 대상 물체에 손상을 주지 않고 물리적 특성을 획득하기 위해 탄성영상(elastography)을 이용한 방법이 제안되어 이용되고 있다[20].

탄성영상(elastography)은 생체 조직의 물리적 속성을 나타내는 이미지로 이를 이용하여 암이나 종양을 찾아내고 분류할 수 있다. 모든 암이나 암으로 의심되는 조직들은 주위의 보통 조직들보다 5~28배의 경도를 가지므로 기계적 자극이나 진동이 입력되었을 때 주위의 보통 조직보다 변형이 적다. 또한, 탄성영상(elastography)을 이용한 물리적 속성의 획득은 방법의 특징상 대상에 직접적인 물리적 압력을 가하지 않기 때문에 대상의 내부 구조 손상 없이 물리적 속성을 획득해낼 수 있다[20]. M. M. sette와 J. D'hooge 등은 탄성영상(elastography-based method)을 이용하여 최소절개수술에서 촉감 피드백의 효율성을 입증하였다[21]. K. Hamamoto는 의료 초음파 분야에서 탄성(elasticity) 데이터를 2D 스크린이 아닌 3D 촉진 시스템에 촉감으로 적용하는 방법에 대하여 연구하였다[22]. 기존의 시뮬레이션 시스템들이 질병 부위를 2차원 평면으로 나타내는 것과 달리 [22]의 연구에서는 탄성(elasticity) 데이터를 이용하여 사용자가 시뮬레이션 시스템의 질병 부위에 접

촉했을 때 이상조직의 평면 정보뿐만 아니라 깊이 정보도 함께 표현하였다. 본 연구에서는 S-chain 모델을 이용하여 사람의 간을 모델링 한 후 탄성영상을 이용하여 대상 물체의 물리적 속성을 결정하고 적용하는 방법을 제안한다. 그리고 이를 평가하기 위해 간단한 시뮬레이션 환경을 구축하여 본 연구의 효율성을 입증하고자 한다.

3. 햅틱 시스템 구조

최근들어 햅틱 렌더링을 이용하여 힘을 계산하는 방법이 연구되면서 시각 정보만을 사용자에게 전달해 주는 일반적인 시뮬레이터(그림 1)와는 달리, 시각 정보와 함께 햅틱 장치를 통해 상호작용 힘을 사용자에게 되돌려 주는 비주얼&햅틱 시스템(그림 2)이 많이 연구/개발되고 있다. 그러나 실제적인 감각을 제공하기 위해서 필요한, 햅틱 모델에 물체의 속성을 설정하는 기법에 대한 연구는 미미한 상태이다. 본 연구에서는 사용자가 가상의 물체와 상호작용을 할 때 마치 실제의 물체를 만지거나 조작하는 것과 같은 느낌을 전달하기 위해 물체를 햅틱 모델(S-chain 모델, 유한요소법, 질량-스프링 모델 등)로 표현한 후 물체의 특성을 탄성영상(elastography)으로 파악하고 복셀 단위로 결정하여 햅틱 모델에 적용할 수 있는 기법 및 그림 4와 같은 햅틱 렌더링 프레임워크를 제안한다. 또한 제안하는 햅틱 렌더링 기법을 평가하기 위하여 간단한 촉진법을 훈련할 수 있는 촉진 훈련 시스템(medical palpation simulation system)을 개발한다.

그림 3은 생체 조직의 물리적 특성을 표현하는 탄성영상(elastography)을 보여주고 있다. 탄성영상(elastography)은 푸른색부터 붉은색까지의 색 범위

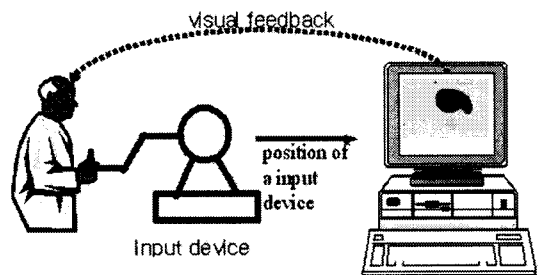


그림 1. 일반 시뮬레이터의 구성도

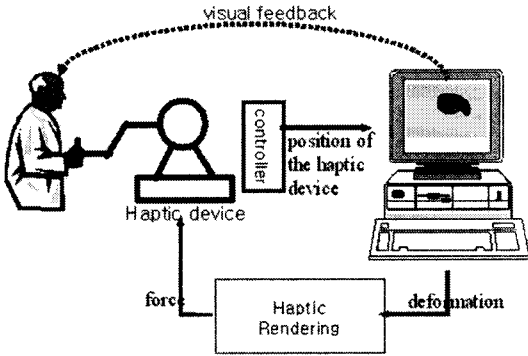


그림 2. 햅틱 시뮬레이터의 구성도

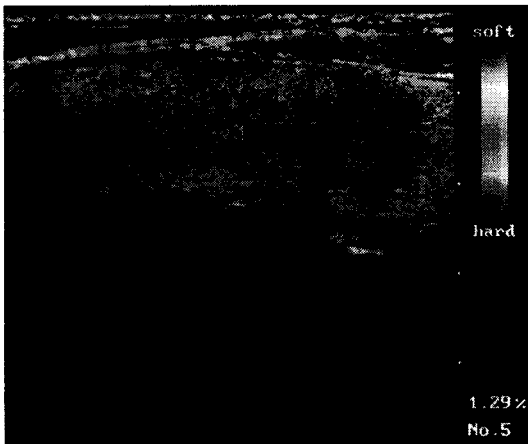


그림 3. 생체 조직의 물리적 속성을 나타내는 탄성영상 (elastography) (www.hitachi-medical-systems.de 참조)

를 이용하여 대상 물질의 물리적으로 단단하고 부드러운 정도를 표현한다. 이 중에서 푸른색 부분은 단단한 속성을 가지는 부분을 나타내고 붉은색 부분은 상대적으로 부드러운 부분을 나타낸다. 이로부터 그림 3의 물질은 전체적으로 단단한 속성을 가지고 있으며 부분적으로 부드러운 부분으로 이루어져 있음을 알 수 있다.

그림 4는 본 연구에서 제안하는 햅틱 렌더링 시스템의 프레임워크이다. 그림 4에서 사용자(human operator)가 햅틱 장치(haptic device)를 이용하여 가상의 물체(virtual object)와 상호작용을 할 때 사용자의 상호작용 양(position)이 가상 환경으로 전달되고 상호작용 양(position)에 따라서 가상의 물체가 이동 또는 변형된다. 물체의 이동/변형 정도 및 물체의 물리적 속성에 따라 힘을 계산한 후(haptic rendering)

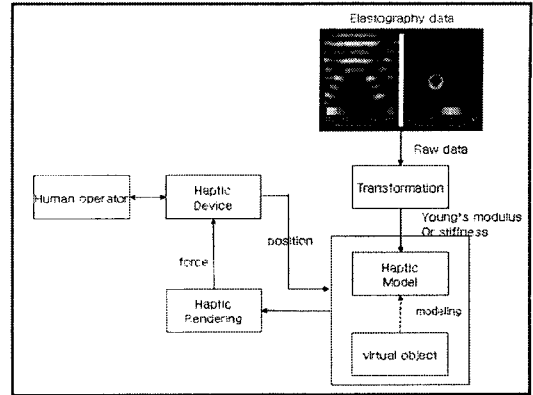


그림 4. 햅틱 렌더링의 프레임워크

이를 햅틱 장치에 전달하면 사용자는 힘을 느끼게 된다. 이때 물체의 변형과 상호작용 힘을 구하기 위하여 햅틱 모델(유한요소법, 질량-스프링 모델 또는 S-chain 모델)이 필요한데, 유한요소법 등처럼 물체의 속성을 영률(Young's modulus)로 표현하는 경우도 있고 질량-스프링 모델이나 S-chain 모델과 같이 굳기(stiffness) 값이 필요한 경우도 있다. 이러한 물체의 속성을 얻기 위해서 그림 4처럼 탄성영상을 이용한다. 만일 햅틱 모델이 유한요소법으로 표현된다면 대상물체의 속성은 탄성영상(elastography)으로부터 층밀리기 탄성률(shear modulus) 값을 획득하고 이를 다시 영률(Young's modulus) 값으로 변경하여 사용한다. 그리고 S-chain 모델이나 질량-스프링 모델에서는 영률(Young's modulus)을 다시 스프링 계수 값으로 변경(transformation)해야 한다. 그러므로 효과적인 햅틱 모사를 위해서는 그림 4처럼 각 햅틱 모델의 특징에 맞게 물리적 성질을 계산하여 햅틱 모델에 적용한 후 햅틱 모델에 기반 한 햅틱 렌더링 기법을 통해 햅틱 정보로 변경되어 사용자에게 실시간으로 전달해야 한다.

4. 햅틱 렌더링

4.1 S-chain 모델

가변형 볼륨 물체의 실시간 햅틱 렌더링을 위하여 S-chain 모델이 제안되었다[18,19]. 그림 5는 1차원으로 표현된 S-chain 모델의 동작을 나타낸다. S-chain 모델의 변형은 이웃한 두 체인(그림 5(a))의 늘어나고 줄어드는 움직임에 기인하여 지역적으로

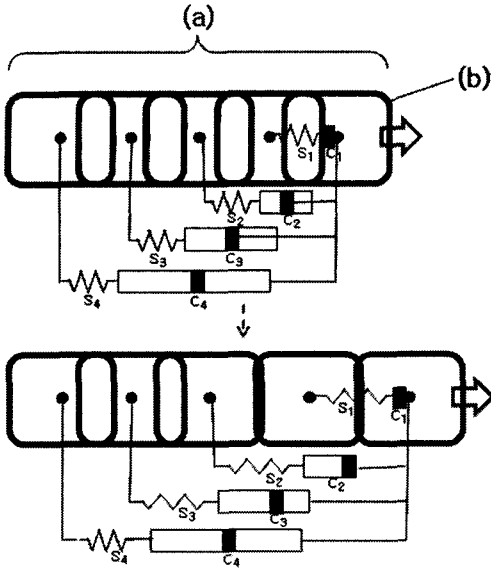


그림 5. 1차원 S-chain 모델

계산된다. 변형에 따른 상호작용 힘은 사용자가 접촉하고 있는 체인요소(그림 5(b))로부터 연결되어있는 구속된 형태의 스프링에 의해서 안정적이고 실시간으로 계산된다. 각각의 체인요소들은 볼륨 물체의 각 볼륨 요소에 일대일로 대응되기 때문에 하나의 체인 요소는 변형 전 상태에서 하나의 볼륨 요소 즉, 복셀을 표현하게 된다. 따라서 S-chain 모델은 복셀 단위로 구성된 복잡한 볼륨물체를 효과적으로 표현할 수 있다.

S-chain 모델로 표현된 물체와 사용자가 상호작용할 때 힘을 계산하기 위하여 스프링(s_n)과 실린더(c_n)의 개념을 사용한다. 각 체인요소 사이에 위치한 실린더(c_n)와 실린더 안의 피스톤의 위치는 각 체인 요소들이 늘어나고 줄어들 수 있는 최대 길이를 표현하며, 실린더 옆에 위치한 스프링은 체인요소, 즉 복셀로 표현된 볼륨요소의 물리적 성질을 나타낸다. 사용자가 그림 5의 가장 오른쪽 체인요소와 상호작용하고 있다고 가정하자. 첫 번째 체인요소가 움직일 때는 첫 번째 스프링(s_1)만 동작한다.(첫 번째 실린더의 크기는 0이다). 이때 나머지 스프링들은 실린더안의 피스톤이 최대로(또는 최소로) 움직이지 않았으므로 동작하지 않는다. 첫 번째 체인요소가 최대로 움직이면 두 번째 체인요소가 움직이기 시작하고 두 번째 실린더(c_2)가 최대로 늘어난다. 실린더내의 피스톤이 최대로 움직였기 때문에 첫 번째 스프링은

최대로 늘어난 상태를 유지하면서 두 번째 스프링까지 동작하게 된다. 이와 같은 방법으로 n 번째 체인요소가 움직이면 n 번째 스프링이 동작하게 된다(수식 1 참조).

$$F = \left(\sum_{i=1}^{n-1} k_i X_{max} \right) + k_n X_n \quad (1)$$

where,

$k_{i,n}$: i, n 번째 스프링 계수

X_{max} : 스프링이 최대한 늘어날 수 있는 양

X_n : 마지막으로 늘어난 스프링의 길이

이와 같이 n 번째 스프링은 n 번째 체인요소가 움직일 때만 동작하므로 n 번째 스프링 탄성계수 k_n 는 n 번째 체인요소/복셀의 물리적 속성을 표현하게 된다. S-chain 모델은 포와송 비(Poisson's ratio)를 0이라고 가정하였으므로 움직임이 각 축에 따라 독립적이다. S-chain 모델에서 포와송 비를 0으로 가정한 이유는 S-chain 모델의 변형이 체인의 움직임처럼 일어나기 때문이다. 즉 체인을 X축으로 잡아당기거나 밀면 Y축이나 Z축으로의 변형은 전혀 일어나지 않기 때문에 모델의 변형을 각 축별로 독립적으로 계산할 수 있다. 이러한 이유로 1차원 S-chain 모델은 그림 6과 같이 쉽게 2차원 및 3차원 모델로 확장할 수 있다 [18,19]. 가변형 물체의 햅틱 정보를 계산하기 위해서는 변형에 따른 힘을 계산해야 하는데 S-chain 모델은 각 축의 변형이 독립되어있기 때문에 역 행렬 등의 계산이 필요하지 않다. 따라서 S-chain 모델은

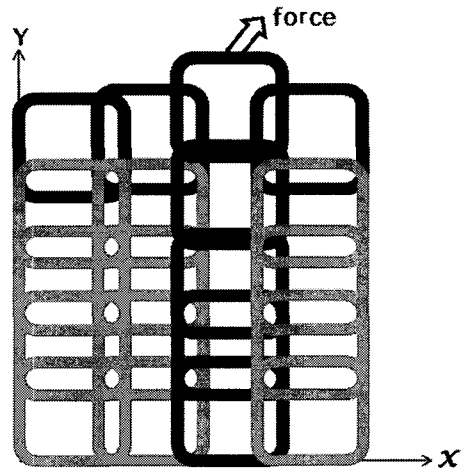


그림 6. 2차원 S-chain 모델

햅틱 정보의 획득을 위한 계산량이 획기적으로 줄어들기 때문에 기존의 질량-스프링 모델이나 유한요소법과는 달리 가변형 볼륨 물체의 햅틱 정보를 실시간으로 사용자에게 전달할 수 있다. 다시 표현하면 S-chain 모델은 포와송 비를 0으로 설정하였기 때문에 사람의 JND 범위 내의 햅틱 정보를 전달받아 실시간으로 실제적인 힘을 제공할 수 있다.

Kim 등은 볼륨 렌더링에서의 S-chain 모델의 실시간 효율성을 입증하고자 S-chain 모델과 질량-스프링 모델의 햅틱 렌더링 시간을 실험적으로 비교 분석하였다[18,23]. Kim 등은 모델의 크기와 실험에서의 변형양이 일정하다고 가정하고 질량-스프링 모델과 S-chain 모델의 수행시간에 대한 분석을 수행하였는데 그 결과 질량-스프링 모델은 노드의 개수가 일정 수 이상 증가하면 실시간을 보장하지 못하지만 S-chain 모델은 노드의 개수와 상관없이 실시간을 만족하는 것을 알아내었다. 또한, S-chain 모델은 사용자의 입력양이 계속 증가하더라도 모델의 수행시간은 햅틱 렌더링의 실시간성을 만족하는 범위에서 더 이상 증가하지 않는 것을 알아내었다[23].

4.2 물리적 속성의 적용 방법

사람의 간과 같은 생체 의학적 물질의 물리적 속성을 손상 없이 획득하기 위해서 초음파나 자기공명을 이용한 탄성영상(elastography)을 이용하였다. 탄성영상(elastography)이란 생체 조직의 물리적 속성을 파악하기 위하여 고안된 방법 중 하나로 물리적 속성을 구하고자하는 대상에 전단 파형(shear wave)을 인가하여 대상 조직의 충밀리기 탄성률(shear modulus)을 구하는 기술이다.

S. A. Kruse와 J. A. Smith 등은 의료 분야에서 종양이나 암 등을 검출하기 위하여 탄성영상(elastography) 기술을 이용하여 생체조직의 물리적 속성을 찾는 연구를 수행하였다[20]. 이 연구에서는, 전단 파형의 주파수와 대상 조직의 충밀리기 탄성률(shear modulus)과의 관계에 대하여 주목하였고, 이 두 가지가 비례관계에 있다는 사실을 알아내었다. [20]에 의하면 충밀리기 탄성률(shear modulus)은 전단 파형의 전파 속도의 제곱과 물체의 밀도의 곱으로 표현된다(수식 2). 이때, 전단 파형의 전파 속도는 수식 3과 같이 외부로부터 전달되는 기계 자극의 주파수와 파장을 곱한 값으로 계산할 수 있다. 또한 영

률(Young's modulus)과 충밀리기 탄성률(shear modulus)은 수식 4와 같은 관계를 갖으며, S-chain 모델은 포와송 비를 0으로 가정하였기 때문에 수식 4는 수식 5와 같이 간략화 될 수 있다.

$$\mu = v^2 \rho \quad (2)$$

$$v = f \lambda \quad (3)$$

$$E = (1 + u_r) 2\mu \quad (4)$$

$$E = 2\mu \quad (5)$$

where,

E : 영률(Young's modulus)

μ : 충밀리기 탄성률(shear modulus)

v : 전단 파형(shear wave)의 전파 속도

ρ : 간의 밀도

f : 외부로부터 전달된 기계 자극의 주파수

λ : 외부로부터 전달된 기계 자극의 파장(wave-length)

u_r : 포와송 비(Poisson's ratio)

전단 파형의 전파 속도는 외부로부터 전달되는 기계 자극의 주파수에 비례하므로(수식 3 참조), 전파되는 기계 자극의 주파수 영역을 어떻게 설정하느냐에 따라 관찰되는 전단 파형의 전파 속도와 그에 따른 충밀리기 탄성률(shear modulus)은 다르게 표현된다. 또한, 충밀리기 탄성률(shear modulus)은 외부 자극의 주파수에 따라 변화하기 때문에, 안정적이고 믿을 수 있는 충밀리기 탄성률(shear modulus)을 얻기 위해서는 외부 기계 자극의 주파수 영역에 대한 기준이 정해져 있어야 한다. S. A. Kruse와 J. A. Smith[20] 등은 75~500Hz의 주파수 영역에 대하여 돼지의 다양한 생체조직(간장, 신장 등)을 이용하여 전단 파형의 전파속도를 획득하는 실험을 수행하였고, 이 결과 대체로 주파수의 크기에 따라 전단 파형의 전파속도가 일정하게 비례하여 증가한다는 사실을 알아내었다. 이는 75~500Hz의 주파수 영역 모두가 구별 가능한 충밀리기 탄성률(shear modulus, 수식 2)을 나타낼 수 있다는 것을 의미한다.

따라서 탄성영상(elastography)을 이용하여 충밀리기 탄성률(shear modulus)을 획득하는 경우 대상이 되는 물체의 특성에 따라 적절한 주파수 영역을 사용하면 된다. [20]에서는 돼지의 장기와 같은 생체

조직에 대한 기계 자극의 주파수 영역 중, 약 300Hz 가 온도 변화에 가장 덜 민감하다는 것을 알아내었다. 그러므로 본 연구의 외부 자극 주파수 대역폭은 300Hz로 설정하였다.

모델 내부의 각 복셀에 물리적 속성을 설정하기 위해서 햅틱 모델에 대한 분석이 먼저 수행되어야 한다. 본 연구에서는 물체의 실시간 햅틱 렌더링을 위하여 S-chain 모델을 이용하였다. 그림 7은 5개의 볼륨 체인요소로 이루어진 S-chain 모델을 나타낸다. 이때, A_c 는 변형 전 체인요소의 면적을 나타내며 l_c 는 변형 전 체인요소의 길이를 나타낸다. 즉 A_c 와 l_c 는 각각 변형 전 복셀의 면적 및 길이를 의미한다. S-chain 모델로 표현된 가변형 볼륨 물체의 물리적 속성은 3.1장에서 설명한 바와 같이 체인요소와 체인요소 사이에 연결된 스프링의 계수값(k)으로 표현되므로 모델에 올바른 물리적 속성을 적용하기 위해서는 볼륨 물체의 물리적 속성을 나타내는 k 값을 얻어야 한다. S-chain 모델은 모델링하는 대상이 축의 법칙을 만족하는 물질들로 이루어져 있다고 가정하므로 스트레스-스트레인 사이의 관계는 수식(6)과 같이 표현될 수 있다. S-chain 모델로 모델링 된 물체는 물체의 변형이 체인의 늘어남과 줄어드는 형상처럼 발생하므로 포와송 비를 0으로 가정할 수 있다. 그러므로 X, Y, Z축에서 작용한 압력은 수식 7처럼 간략화 할 수 있다. 또한 힘과 변형의 관계는 수식 8로 표현이 되므로 수식 7과 8에 의하여 S-chain 모델의 물리적 속성을 표현하는 굳기 값(stiffness (k))은 수식 9와 같이 표현될 수 있다.

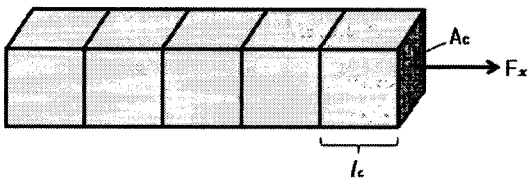


그림 7. 5개의 복셀 체인요소로 이루어진 S-chain 모델

$$\sigma_x = \frac{E}{(1+u_r)(1-2u_r)} [(1-u_r)\epsilon_x + u_r(\epsilon_y + \epsilon_z)] \quad (6)$$

$$\sigma_y = \frac{E}{(1+u_r)(1-2u_r)} [(1-u_r)\epsilon_y + u_r(\epsilon_x + \epsilon_z)]$$

$$\sigma_z = \frac{E}{(1+u_r)(1-2u_r)} [(1-u_r)\epsilon_z + u_r(\epsilon_x + \epsilon_y)]$$

$$\sigma_x = \frac{F_x}{A} = E\epsilon_x = E\frac{x}{l_c}, \quad \sigma_y = E\frac{y}{l_c}, \quad \sigma_z = E\frac{z}{l_c} \quad (7)$$

$$F_x = k_x x \quad F_y = k_y y \quad F_z = k_z z \quad (8)$$

$$Stiffness \ value \ (k) = \frac{A_c E}{l_c} \quad (9)$$

where,

u_r : 포와송 비(Poisson's ratio)

$\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$: x, y, z축의 스트레인(strain)

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$: x, y, z축의 스트레스(stress)

F_x, F_y, F_z : x, y, z축으로 작용한 힘

k_x, k_y, k_z : x, y, z축의 굳기(stiffness)

x, y, z: x, y, z축의 변형량

E: 영률(Young's modulus)

k: S-chain 모델의 각 복셀별 굳기 값

본 연구에서는 탄성영상(elastography)을 이용하여 물체의 물리적 속성을 나타내는 층밀리기 탄성률(shear modulus)을 구하였지만, S-chain 모델은 굳기(stiffness, k)를 이용하여 물체의 물리적 속성을 표현한다. 따라서 탄성영상(elastography)을 이용하여 획득한 층밀리기 탄성률(shear modulus)을 영률(Young's modulus)과의 관계(수식 4, 5)를 이용하여 굳기 값(stiffness value)으로 변경하는 과정이 필요하다. 수식 9에서 영률(E, Young's modulus)은 수식 5와 같이 층밀리기 탄성률(shear modulus)을 이용하여 얻을 수 있으며, 층밀리기 탄성률(shear modulus)은 수식 2와 같이 인가하는 전단파형 속도(v)의 제곱과 대상 물체의 밀도(ρ)의 곱으로 나타낼 수 있다. 또, 전단파형의 속도는 전단파형의 주파수(f)와 파장(λ)의 곱으로 표현되므로(수식 3) S-chain 모델로 모델링한 대상의 각 복셀 별 물리적 속성(수식 1, 9의 k)은 수식 10으로 표현할 수 있다.

$$Stiffness \ (k) = \frac{A_c E}{l_c} = \frac{A_c * 2\mu}{l_c} = \frac{2A_c v^2 \rho}{l_c} = \frac{2A_c f^2 \lambda^2 \rho}{l_c} \quad (10)$$

where,

A_c : 체인요소(복셀)의 면적

l_c : 체인요소(복셀)의 길이

E: 영률(Young's modulus)

μ : 층밀리기 탄성률(shear modulus)

v : 전단 파형(shear wave)의 전파 속도

ρ : 간의 밀도

f : 외부로부터 전달된 기계 자극의 주파수

λ : 외부로부터 전달된 기계 자극의 파장(wavelength)

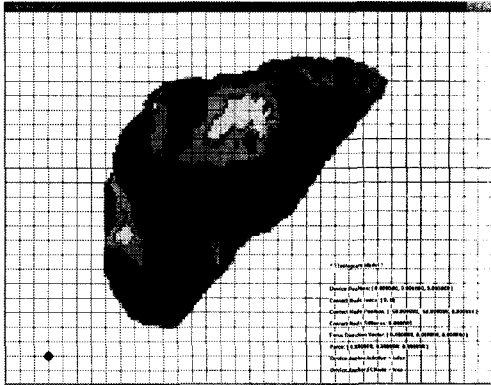


그림 8. 탄성영상(elastography)을 이용하여 물리적 속성이 적용된 간 모델

수식 10에서 A_c 와 k_c 는 각각 체인요소의 면적과 길이를 나타내며, k_c 는 탄성영상(elastography)의 slice 간격과 같은 크기가 된다. 본 연구에서 사용한 탄성영상(elastography)의 slice 간격은 5mm이므로 k_c 는 5mm, A_c 는 25mm²로 설정하였다. 본 수식에서 주파수와 파장이 변동 값이 되지만 주파수의 경우 온도변화에 대하여 증밀리기 탄성율의 민감도를 최소화 시키고자 300Hz로 고정하였다[20]. A Kruse, J A Smith 연구[20]에 따라 간의 밀도(ρ)는 0.994g/mL로 설정하였다. 간에서 전단 파형의 전파속도(v)는 약 3.6m/s³가 되지만, 간의 구획 및 이상조직의 유무에 따라 달라진다. 수식 10을 통하여 얻은 k 값을 S-chain 모델로 표현한 가상물체의 복셀에 설정한 후 이전 연구[19]에서 제시한 햅틱 렌더링 과정을 거쳐 햅틱 정보를 계산할 수 있다.

그림 8은 S-chain 모델로 표현된 간 모델에 탄성영상(elastography)을 이용하여 물리적 속성을 적용하고 이를 그레이 값(gray value)으로 표현한 것이다. 물리적 속성을 직관적으로 파악하기 위해 그레이 값으로 나타낸 그림 8은 부드러운 부분일수록 흰색에 가깝고 단단한 부분일수록 검은색에 가깝게 표현하였다. 따라서 그림 8의 경우 중앙의 흰색 부분이 가장 부드러운 부분을 나타내고 아래 부분의 검고 짙은 회색 부분이 가장 단단한 부분을 나타낸다.

5. 결 과

본 논문에서 제안한 방법의 타당성을 검증하고자 간단한 실험 환경을 구축하였다. 본 연구의 실험은

펜티엄IV 프로세서 3.00 GHz CPU와 512MB RAM의 메모리, NVIDIA GeForce 6200 TurboCache(TM)의 그래픽 가속기를 포함하는 컴퓨터에서 수행되었으며 소프트웨어는 Microsoft Visual C++6.0 환경에서 작성되었다. 시각적 효과를 제공하기 위한 그래픽 모델 렌더링은 OpenGL을 이용하여 구성되었고 촉감 제공을 위한 햅틱 장치는 SenableTM사의 PHANToM Omni를 이용하였다. 또한 햅틱 장치의 구동을 위하여 OpenHaptics 라이브러리를 이용하였으며 안정적인 햅틱 피드백(feedback)을 위해서 햅틱 업데이트는 1KHz를 유지하도록 하였다.

5.1 실험

- 실험 환경

실험은 7명의 학생(남학생 6명, 여학생 1명)을 대상으로 진행하였다. 총 7명의 피 실험자는, 2명의 햅틱 장치를 통한 햅틱 피드백에 경험이 있는 사람과 5명의 햅틱 장치를 사용한 경험이 없는 사람으로 구성하였다. 실험은 2명의 햅틱 장치에 경험이 있는 사람들이 먼저 수행한 후 5명의 햅틱 장치에 경험이 없는 사람들이 수행하는 순서로 진행하였다.

첫째로 햅틱 장치를 이용한 햅틱 피드백의 실험에 어려움이 없도록 실험 환경과 자유롭게 상호작용을 하는 훈련을 3분 동안 진행하였다. 훈련은 모든 부위에 동일한 물리적 속성이 적용된 사람의 간 모델에서 수행되었다. 상호 작용 훈련 후 피 실험자들은 3분 동안의 예비실험을 한 후 4분 동안의 본 실험을 수행하였다. 예비실험은 본 연구에서 제안하는 햅틱 렌더링 기법이 가상환경과의 상호작용 결과에 따른 상호작용 힘을 떨림이나 튀는 느낌 없이 사용자에게 연속적이고 안정적으로 제공하는지 확인하기 위한 것이다. 실험에서 사용된 간 모델은 탄성영상(elastography)을 이용하여 부위에 따라 물리적 속성을 다양하게 설정하였다. 각각의 피 실험자들은 예비실험을 마친 후 미리 준비한 설문지의 질문에 응답하였다. 본 실험은 피 실험자들이 이상조직을 정확하게 구별할 수 있는지를 파악하기 위해서 수행되었다. 이상조직을 찾는 실험을 진행하기 위해서 물리적 속성이 가장 큰 두 부분을 찾아 물리적 속성을 다른 부분보다 약 10배 크게 조절 한 후 사각형 모양의 범위를 설정하여 이상조직으로 설정하였다. 그 이유는 중앙의 경도는 정상조직의 5~28배 정도가 되기 때문이다. 실험에 앞서 피 실험자들

에게 이상조직의 개수는 0~2개라고 알려주었으며 피 실험자들에게 이상조직은 찾는 즉시 실험 환경과 동일한 종이에 그림으로 그리도록 하였다.

그림 9는 실험 환경을 보여주고 있다. 본 실험에서는 S-chain 모델을 이용하여 사람의 간을 모델링 하였으며 복셀 단위로 물리적 속성을 설정하였다. 그리고 이상조직의 위치와 크기에 기준을 정하기 위하여 8mm 간격의 격자를 표시하였다. 그림 9(a)는 탄성영상(elastography)을 이용하여 물체의 물리적 속성을 설정한 간 모델을 보여주며, 그림 9(b)는 물리적 속성이 가장 큰(가장 단단한) 두 부분을 이상조직으로 설정한 모델을 나타낸다. 이때, 이상조직1은 2x2 (256 mm²)의 격자범위를 가진 정사각형 모양이며 이상조직2는 1x2(128 mm²)의 직사각형 모양이 된다. 그림 9(c)는 3분간의 실험 전 훈련을 위하여 모든 부분이 같은 물리적 속성을 갖도록 설정된 간 모델과, 실험을 진행할 때 시각적 피드백에 의한 물리적 속성의 파악을 배제하기 위해서 전체 색상이 같도록 설정한 간 모델을 나타낸다.

5.2 실험결과

- 평가를 위한 설문조사

피 실험자들은 제안하는 햅틱 렌더링 기법이 가상 환경과의 상호작용을 통해 생성한 상호작용 힘을 떨림이나 튀는 느낌 없이 사용자에게 연속적이고 안정적으로 제공하는지 확인하기 위하여 3분간의 예비실험 후 설문지의 문항에 따라 응답하였다. 설문지의 모든 문항은 긍정(예)과 부정(아니오)으로만 대답하도록 제한하였다.

문항

① 스타일러스를 통하여 물체와 상호작용을 할 때 촉각적인 느낌을 받았는가?

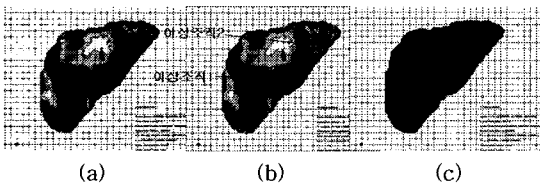


그림 9. 실험환경 (a) 탄성영상(elastography)으로 물리적 속성을 표현한 모델, (b) 두 개의 이상조직을 설정한 모델, (c) 훈련과 실험 진행을 위하여 시각적 피드백을 배제한 모델

② 물체에 힘을 가하여 대상 물체가 변형 될 때 변형에 따른 힘의 변화가 느껴졌는가?

③ 변형양이 많아질수록 힘도 커졌는가? 또한, 변형양이 작아질수록 힘도 작아졌는가?

④ 변형에 따른 힘이 실시간으로 전달되었나?

⑤ 서로 다른 굳기를 가진 부분들을 촉각적으로 구별할 수 있었는가?

설문조사결과 모든 문항에 대하여 피 실험자들은 그림 10의 결과와 같이 모두 '예' 라고 대답을 하였다. 그림 10으로부터 실험에 참가한 모든 피 실험자가 5개의 문항에 대하여 모두 긍정적으로 답변한 것을 알 수 있다. 이는 모든 피 실험자가 실험을 진행하며 물체의 변형에 따른 촉각적인 피드백을 햅틱 장치를 통해서 실시간으로 전달 받았음을 의미한다. 또한 전달 받은 힘은 간 모델의 물리적 속성이나 변형 정도에 따라 다양한 느낌을 나타낸다는 것을 의미한다. 그러므로 그림 10의 실험결과로부터 사용자가 서로 다른 굳기를 가진 부분을 촉각적으로 구별할 수 있다는 것을 파악할 수 있다.

설문조사결과 본 연구에서 제안한 햅틱 렌더링 기법은 사용자에게 떨림이나 튀는 느낌이 없는 안정적인 상호작용 힘을 연속적으로 제공해 줌을 알 수 있다. 하지만 촉진법에 있어서 종양과 같은 이상 조직의 개수 뿐 아니라 이상조직의 위치 및 크기를 찾아내는 것 또한 중요하다. 그러므로 본 연구에서 제안한 방법의 촉진 시뮬레이터에 대한 적용성 및 효용성을 조사하기 위해서 피 실험자가 이상조직을 찾는 데 소요된 시간과 찾은 이상조직의 개수 및 위치, 크기를 분석하였다. 그림 11(a)는 이상조직이 설정된 간 모델을 나타내며 그림 11(b)는 이상조직의 위치를 실

"예"라고 대답한 사람의 수

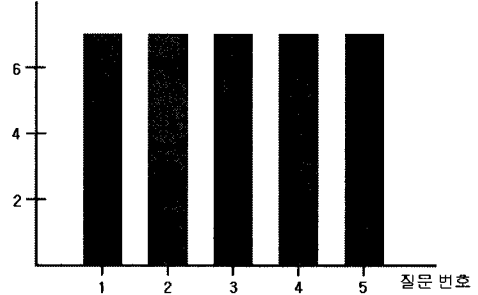


그림 10. 설문조사 결과

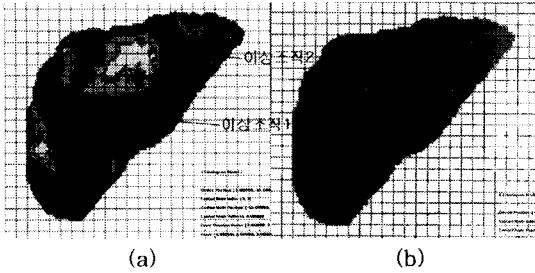


그림 11. 설정된 이상조직의 위치 : (a) 이상조직이 설정된 간 모델, (b) 이상조직의 위치를 표현한 그림

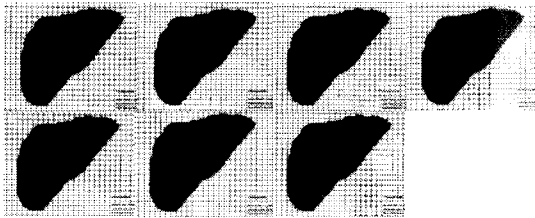


그림 12. 이상조직을 찾는 실험 결과

험용 종이에 옮겨 그린 것을 나타낸다. 그림 12는 각각의 피 실험자가 실험을 진행하면서 제공받은 종이에 찾아낸 이상 조직의 위치 및 크기를 그림으로 표시한 것이다. 본 실험에서 피 실험자들이 이상조직을 찾는데 소요된 시간을 표 1에 정리하였다.

그림 12로부터 7명의 피 실험자 모두가 2개의 이상조직을 비슷한 위치에 비슷한 크기로 찾아낸 것을 알 수 있다. 또한, 표 1로부터 피 실험자들이 2개의 이상조직을 모두 찾아내는데 평균 약 180초의 시간을 소요한 것을 알 수 있다. 햅틱 장치에 경험이 있는 피 실험자(1,2)와 처음 사용해 보는 피 실험자(3,4,5, 6,7)가 소요한 평균 시간을 비교해보면 각각 179초와

표 1. 이상조직을 찾는데 소요된 시간

피 실험자	소요 시간(초)
1	194
2	164
3	191
4	213
5	170
6	152
7	177
평균	180.14
분산	364.98

180.6초로 거의 차이가 없다. 이로부터 본 연구에서 제안한 햅틱 렌더링 기법이 초심자도 쉽게 이용할 수 있을 만큼 효과적인 것을 알 수 있다.

피 실험자들이 찾아낸 이상조직의 위치 정확도를 파악하기 위해서 가상 물체안의 이상조직의 위치와 사용자가 그린 그림의 이상조직의 위치사이의 위치 오차를 수식 11을 이용하여 구한 후 이를 표 2로 정리하였다. 이상조직은 격자에 따른 블록들의 집합으로 표현되기 때문에 이상 조직의 위치는 이상조직을 나타내는 블록들의 중심을 이용하여 표현하였다.

$$P_e = \frac{D}{D_{max}} * 100(\%) \tag{11}$$

where,

P_e : 위치오차

D_{max} : 이상조직의 실제 위치와 사용자가 그릴 수 있는 가장 먼 위치 사이의 차이

D : 피 실험자가 찾은 이상조직의 위치와 이상조직의 실제 위치 사이의 차이

표 2에서, 이상조직1은 5명의 피 실험자가 정확한 위치를 파악하였고 나머지 2명은 각각 1.8, 4.4%의 오차(위치오차)를 보였으며 평균 오차율은 0.9%이다. 이상조직2의 경우, 3명의 피 실험자가 정확한 위치를 찾아내었고 나머지 4명은 6.8%의 오차를 보였으며 평균 오차율은 3.4%이다. 실험 환경의 격자 간격은 8mm이다. 따라서 이상조직1의 경우 위치오차의 평균 오차율이 0.9%라는 것은 실제 이상조직의 위치와 피 실험자가 찾은 이상조직의 위치 사이에 평균적으로 0.072mm의 차이가 있다는 것을 의미한다

표 2. 이상조직의 위치오차

피 실험자	이상조직1			이상조직2		
	D	D_{max}	P_e	D	D_{max}	P_e
1	0.2	11.3	1.8%	0.4	5.9	6.8%
2	0.5	11.3	4.4%	0	5.9	0%
3	0	11.3	0%	0.4	5.9	6.8%
4	0	11.3	0%	0.4	5.9	6.8%
5	0	11.3	0%	0.4	5.9	6.8%
6	0	11.3	0%	0	5.9	0%
7	0	11.3	0%	0	5.9	0%
평균	0.1	11.3	0.9%	0.2	5.9	3.4%
분산	0.03	-	0	0.04	-	0.001

다. 마찬가지로 이상조직2의 위치오차에 대한 평균 오차를 3.4%는 실제 이상조직과 찾아낸 이상조직 사이에 평균적으로 0.272mm의 위치 차이가 있다는 것을 의미한다. 실험 환경의 격자 간격이 8mm이기 때문에 두 이상조직의 위치오차에 대한 평균 오차 (0.9%-0.072mm, 3.4%-0.272mm)는 사용자가 정확한 위치를 찾았다고 할 수 있을 만큼 매우 작은 것임을 알 수 있다.

이로부터 피 실험자들은 이상조직1의 위치를 이상조직2의 위치보다 정확하게 찾아내었다는 것을 알 수 있다. 그러나 이상조직의 크기에 따른 위치오차의 차이는 크지 않으며 이상조직1과 이상조직2에 대한 평균 위치오차는 둘 다 매우 작으므로(0.9, 3.4%) 7명의 피 실험자 모두가 간 모델에 설정된 2개의 이상조직의 위치를 거의 정확하게 찾아내었다는 것을 알 수 있다.

측진법에서는 이상조직의 위치 뿐 아니라 이상조직의 크기도 매우 중요한 요소이다. 그러므로 발견된 이상조직의 크기의 정확도를 분석하기 위하여 가상 물체 내부의 이상조직과 피 실험자가 발견한 이상조직의 크기오차를 수식 12를 이용하여 계산하였다. 더불어 피 실험자가 찾아낸 이상조직의 면적 중 정상조직을 이상조직으로 잘못 판단한 면적의 비율을 계산하였다.

$$S_e = \left(\frac{|S_i - S_{hi}|}{S_i} \right) * 100(\%) \quad (12)$$

where,

S_e : 크기오차

S_i : i번째 이상조직의 크기

S_{hi} : 피 실험자가 그린 i번째 이상조직의 크기

이상조직의 크기를 분석한 크기오차와 정상조직을 이상조직으로 잘못 판단한 면적의 비율(A_e)을 표 3에 정리하였다. 표 3의 결과로부터 모든 피 실험자들은 이상조직의 크기를 실제로 설정된 이상조직과 같은 크기로 인식하거나 더 크게 인식한 것을 알 수 있다. 이상조직1의 경우 5명의 피 실험자가 같은 크기로 정확히 찾아내었고 2명의 피 실험자는 50% 더 크게 인식하였다. 반면 이상조직2는 2명의 피 실험자가 이상조직의 크기를 정확히 찾아내었고 1명의 피 실험자는 50%, 나머지 4명의 피 실험자는 100% 크게 인식하였다. 이때, 이상조직을 50% 더 크게 인식했

표 3. 이상조직의 크기오차

피 실험자	이상조직1				이상조직2			
	S_1	S_{h1}	S_e	A_e	S_2	S_{h2}	S_e	A_e
1	4	6	50%	1/3	2	4	100%	1/2
2	4	6	50%	1/3	2	4	100%	1/2
3	4	4	0%	0	2	4	100%	1/2
4	4	4	0%	0	2	3	50%	1/3
5	4	4	0%	0	2	4	100%	1/2
6	4	4	0%	0	2	2	0%	0
7	4	4	0%	0	2	2	0%	0
평균	4	4.6	14.3%	1/10	2	3.3	64.3%	1/3
분산	-	0.82	0.05	0.02	-	0.78	0.21	0.05

다는 것은 피 실험자가 찾은 이상조직의 면적 중 잘못 찾은 비율(A_e)이 약 1/3이 된다는 것을 의미하고 100% 더 크게 인식했다는 것은 피 실험자가 찾은 이상조직의 면적 중 잘못 찾은 비율이 약 1/2이 된다는 것을 의미한다. 피 실험자들의 이상조직 크기 인식 결과와 잘못 판단한 이상조직의 면적 비율이 크게 나타나는 이유는 이상조직이 실험환경에 표시된 격자를 기준으로 설정되었기 때문이다(그림 11). 예를 들면 이상조직2의 경우 격자 2칸의 범위로 설정되어 있기 때문에 피 실험자 4처럼 격자 3칸으로 인식하게 되면 이상조직을 50% 더 크게 인식(오 판별된 이상조직의 면적 비율은 1/3)한 것이 된다.

이상조직1과 2의 크기오차에 대한 평균 오차율을 계산해 보면 각각 14.3%, 64.3%가 된다. 실험 환경의 격자 간격이 8mm이고 이에 따른 이상조직1의 크기가 256mm²(2×2), 이상조직2의 크기가 128mm²(1×2)이므로 피 실험자가 찾아낸 이상조직의 평균 크기 오차는 각각 36.6mm²와 82.3mm²가 된다. 즉, 이상조직1의 경우 피 실험자들이 이상조직의 본래 크기에 비하여 약 1/7정도 더 크게 찾아내었다는 것을 의미하며(오 판별된 이상조직의 면적 비율은 1/10) 이상조직2의 경우 피 실험자들이 이상조직의 본래 크기보다 약 1.5배 크게 인식하였다는 것을 의미한다(오 판별된 이상조직의 면적 비율은 1/3). 이상조직1의 경우 피 실험자들이 찾아낸 이상조직의 크기가 실제 설정된 이상조직의 크기와 차이가 얼마 나지 않지만 (1/7 크게 인식) 이상조직2의 경우 피 실험자들이 이상조직을 실제 설정된 크기보다 다소 크게 인식하였

다(1.5배 크게 인식). 사람이 물체를 만져 경계를 인식할 때는 근 감각(kinesthetic sensation)과 피부 감각(tactile sensation)을 함께 이용한다. 피부에는 4개의 감각 수용체(Mechano receptor)들이 있는데 이중 SA-1(Merkel disk)이 물체의 경계를 구별하는 역할을 수행한다. 본 연구에서는 햅틱 장치로부터 전달되는 상호작용 힘에 따른 근 감각만을 이용하고 피부 감각은 이용하지 않기 때문에 위와 같은 오차가 발생하였다[24].

이상조직의 위치와 크기를 찾는 두 실험을 함께 분석해보면 이상조직1의 경우 이상조직의 위치와 크기를 피 실험자들이 거의 정확하게 찾아낸 것을 알 수 있다. 이상조직2의 경우 이상조직의 크기를 피 실험자들이 약 1.5배 크게 인식하였지만(오 판별된 이상조직의 면적 비율은 1/3) 실제 이상조직의 거의 정확한 위치(평균 위치 오차 3.4%)에서 이상조직의 모든 범위를 포함하여 찾아내었다는 것을 알 수 있다. 즉, 이상조직이 작게 설정될수록 이상조직의 정확한 크기를 찾아내는 것이 어렵지만 본 연구에서 제안한 햅틱 렌더링 기법을 이용하면 이상조직의 위치와 이상조직을 포함하는 대략의 범위를 찾아낼 수 있다는 것을 알 수 있다. 또한, 설문조사 결과(그림 10)와 이상조직을 찾는 실험의 결과(그림 12와 표 1,2,3)로부터 본 연구에서 제안하는 햅틱 렌더링 프레임워크가 사람의 간과 같은 생체 의학적 볼륨 물체의 다양한 물리적 속성을 효과적으로 표현할 수 있으며 종양과 같은 이상조직의 검출에도 적합함을 알 수 있다.

6. 결 론

본 연구에서는 의료용 시뮬레이터를 구축하기 위한 다양한 물리적 속성을 표현하는 실시간 햅틱 렌더링 기법과 이를 포함하는 햅틱 렌더링 프레임워크를 제안하였다. 사실감있는 실시간 햅틱 렌더링을 위하여 S-chain 모델을 이용하여 사람의 간을 모델링하였다. S-chain 모델은 물체의 물리적 속성을 복셀 단위로 설정할 수 있으며 촉감을 실시간(1KHz)으로 제공하므로 사람의 간과 같은 고도로 비 균질한 가변형 볼륨 물체의 표현에 용이하다. 본 연구에서는 또한, S-chain 모델로 표현된 사람 간 모델에 물리적 속성을 적용하는 방법에 대하여 연구하였고 탄성영상(elastography)을 이용하여 복셀 단위로 물리적 속성

을 적용하는 방법을 제시하였다. 그리고 제시한 기법의 성능을 평가하기 위하여 시뮬레이터 프로토 타입을 제작하고 평가실험을 진행하였다. 실험결과, 제안하는 햅틱 렌더링 기법은 물체의 변형과 굳기에 따른 다양한 느낌을 실시간으로 제공하며 종양과 같은 이상조직의 위치와 크기를 거의 정확하게 찾아낼 수 있다는 것을 알 수 있었다. 이로써 본 연구에서 제안하는 햅틱 렌더링 프레임워크가 비 균질적인 물리적 속성을 가지는 가변형 볼륨 물체의 그래픽/햅틱 렌더링에 효과적이며 더불어 의료 시뮬레이터에 적용하기에 적합하다는 것을 증명하였다.

본 연구에서 제안한 햅틱 렌더링 기법은 실시간 비주얼/햅틱 피드백을 제공하는 그래픽/햅틱 모델과 물리적 속성의 획득 방법을 명시하였기 때문에 이를 이용한 다른 분야로의 확장이 용이하다. 따라서 본 연구의 결과를 의료용으로 국한하지 않고 실시간 게임이나 유아 교육용 도구, 장애인용 촉감 훈련 도구와 같은 산업 분야에 응용하여도 좋은 효과를 보일 것이다.

일반적으로 사람은 근 감각(kinesthetic sensation)과 피부 감각(tactile sensation)을 이용하여 물체를 파악한다. 그러므로 촉감 시뮬레이터의 사용자에게 근 감각(kinesthetic sensation)과 피부 감각(tactile sensation)을 통한 촉감을 동시에 제공한다면 사용자는 더욱 현실감있는 촉진의 느낌을 제공할 것이다. 그러므로 향후에는 제안한 햅틱 렌더링 시스템에 물체 표면의 거칠고 부드러운 정도를 표현할 수 있는 촉감장치(tactile device)를 연동하여 힘과 더불어 재질감을 함께 전달해 줄 수 있는 시스템을 개발할 예정이다.

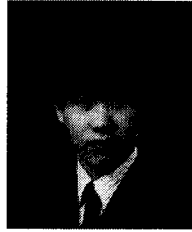
참 고 문 헌

- [1] D.Kaufman and W.Bell, "Teaching and assessing clinical skills using virtual reality," *Medicine Meets Virtual Reality*, Vol.39, pp. 467-472, 1997.
- [2] G. Burdea, G. Patounakis, V. Popescu, and R. Weiss, "Virtual Reality-based Training for the Diagnosis of Prostate Cancer," *IEEE International Symposium Virtual Reality and Application*, Atlanta, GA, pp. 190-197, 1998.

- [3] G. Burdea, G. Patounakis, V.Popescu, and R. Weiss, "Virtual Reality-based Training for the Diagnosis of Prostate Cancer," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.46, No.10, pp. 1253-1260, Oct. 1999.
- [4] A. Crossan, S.A. Brewster, and A. Glendye, "A Horse Ovary Palpation Simulator for Veterinary training," *PURS 2000*, pp. 76-86.
- [5] S. Baillie, A.Crossan, S. Reid, and S. Brewster, "Preliminary Development and Evaluation of a Bovine Rectal Palpation Simulator for Training Veterinary Students," *Cattle Practice*, Vol.11, No.2, pp. 101-106, Apr. 2003.
- [6] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, and R. Kawamura, "Project FEELEX: Adding Haptic Surface to Graphics," *Proceeding of SIGGRAPH2001*, 2001.
- [7] L.P. Nedel, and D. Thalmann, "Real time Muscle Deformations using Mass-Spring System," *Computer graphics international (CGI'98)*, pp. 156-165, 1998.
- [8] S. Tokumoto, Y. Fujita, and S. Hirai, "Deformation Modeling of Viscoelastic Objects for Their Shape Control," *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 767-772, 1999.
- [9] U. Cugini, M. Bordegoni, C.Rizzi, F. De Angelis and M. Prati, "Modelling and Haptic Interaciton with Non-rigid Materials," *Eurographics'99 - State-of-the-Art Reports*, Millano, 1999.
- [10] D'Aulignac, R. Balaniuk, and C. Laugier, "A haptic interface for a virtual exam of the human thigh," *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 2452-2457, 2000.
- [11] Y. Zhuang and J. Canny, "Haptic Interaction with Global Deformation," *ICRA*, pp. 2428-2433, 2000.
- [12] G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache, "Non-linear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation," *ICRA2001*, Seoul Korea, pp. 1370-1375, 2001.
- [13] J. Berkley, "Haptic Rendering of Dformable Bodies using Real-Time Finite Element Analysis: An Application to Suturing Simulation," *Doctoral Thesis*, University of Washington, 2002.
- [14] M. Bro-Nielsen, "Finite Element Modeling in Surgery Simulation," *Proceedings of IEEE*, Vol.86, pp. 490-503, 1998.
- [15] X. Wu, M. S. Downes, T. Goktekin, and F. Tendick, "Adaptive Nonlinear Finite Elements for Deformable Body Simulation Using Dynamic Progressive Meshes," *Computer Graphics Forum*, Vol.20, pp. 349-358, 2001.
- [16] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "Real Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol.5, No.1, pp. 62-73, 1999.
- [17] I.F. Costa, and R. Balaniuk, "LEM-An approach for real time physically based soft tissue simulation," *IEEE International Conference on Robotics & Automation*. pp. 2337-2343, 2001.
- [18] S. Y. Kim, J. Park, and D. S. Kwon, "Real-time Haptic Rendering of High-Resolution Volumetric Deformable Object in a Collaborative Virtual Environment," *Advanced Robotics*, Vol.19, No.9, pp. 951-975, 2005.
- [19] S. Y. Kim, J. Park, and D. S. Kwon, "The Real-Time Haptic Simulation of a Biomedical Volumetric Object with Shape-Retaining Chain Linked Model," *IEICE Trans. on Inf. & Syst.*, Vol.(E 88-D), No.5, pp. 1012-1020, 2005.
- [20] S.A. Kruse, J.A. Smith, A.J. Lawrence, M.A. Dresner, A. Manduca, J.F. Greenleaf, and R.Lehman, "Tissue characterization using magnetic resonance elastography: preliminary results," *Phys. Med. Biol*, 45, pp. 1579-1590, 2000.
- [21] M. M. Sette, J. D'hooge, S. Langeland, P. Goethals, H. Van Brussel, and J. Vander Sloten, "Tactile feedback in minimally in-

vasive procedures using an elastography-based method," *International Journal of computer Assisted Radiology and Surgery*, S504, Berlin, Springer, 2007.

- [22] K. Hamamoto, "Investigation on Virtual Palpation System using Ultrasonic Elasticity Imaging," *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS 2006)*, pp. 4873-4876, Aug. 30 2006.
- [23] 김상연, 박진아, 권동수, "볼륨 햅틱 렌더링을 위한 S-chain model의 계산시간 분석," 제12회 HCI.CG.VR.DESIGN.UI 학술대회, 강원도 휴닉스파크 컨벤션센터, 2003.
- [24] Sang-Youn Kim, Ki-uk Kyung, Jinah Park, and Dong-Soo Kwon, "Real-time area-based haptic rendering and the augmented tactile display device for a palpation simulator," *advanced robotics*, Vol.21, No.9, pp. 961-981, 2006.



김재오

2007년 2월 한국기술교육대학교 인터넷미디어공학부 학사
2007년 3월~현재 한국기술교육대학교 인터넷미디어공학부 석사과정

관심분야 : Medical Simulator, Haptic, Mobile device, Embedded System



김상연

1997년 2월 KAIST 석사
2002년~2003년 4월 가상현실 연구센터 연구원
2005년 2월 KAIST 박사
2005년 2월~2006년 2월 삼성종합기술원 책임 연구원
2006년 3월~현재 한국기술교육대학교 조교수

관심분야 : Haptic Rendering, Tactile Display, Virtual Reality, HCI