

논문 2004-41SC-6-1

6자유도 병렬형 햅틱장치를 이용한 구멍뚫기 작업의 햅틱 디스플레이

(Haptic Display of A Puncture Task with 4-legged 6 DOF Parallel Haptic Device)

김 형 옥*, 서 일 홍**

(Hyung Wook Kim and Il Hong Suh)

요 약

본 논문에서는 가상 구멍뚫기 작업의 표현을 위한 햅틱 렌더링 시스템을 제안하였다. 가상 모델을 만들기 위하여 영상 처리 기법과 Delaunay 삼각형을 이용하였고, 실시간 어플리케이션에 적용하기 위해 간단하면서도 효율적인 후크의 법칙을 이용하여 힘을 생성하였다. 또한, 직렬형 메커니즘으로 표현하기 어려운 큰 힘을 표현하면서, 병렬형 메커니즘의 특이점 문제를 함께 해결하기 위하여 여유구동 6자유도 병렬형 메커니즘을 햅틱장치로 제안하였고 두 종류의 구멍뚫기 실험을 통하여 큰 힘을 표현할 수 있는 능력을 검증하였다.

Abstract

A haptic rendering system is proposed for a puncture task of a virtual vertebra model. To build a mesh model from medical images, Delaunay triangulation is applied and physical models are based on elasticity theory. Also, a redundant actuated 6 DOF parallel type haptic device is designed to display large force and to resolve the singularity problem of parallel type mechanisms. Haptic feeling of puncture task and the performance of the proposed haptic device are tested by two puncture task experiments.

Keywords : Triangular mesh, Delaunay triangulation, Puncture task, Parallel haptic device

I. 서 론

경피적 치료법(percutaneous therapy)들은 로봇 시스템을 수술 과정에 이용하기 위한 노력의 일환으로 활발하게 연구되어 오고 있으며, 바늘을 삽입하거나 뼈에 구멍뚫기 또는 나사를 박는 등의 경피적 치료 작업의 모델링은 고해상도 의료 영상과 더불어 최소 침입 수술

(minimum invasive surgery)을 시술하는 수술자에게 더 많은 정보를 제공하는 중요한 수단으로 인식되고 있다. 하지만, 경피적 치료법 중에서도 구멍뚫기 작업은 모델링과 구멍뚫기에 필요한 큰 힘을 표현하기가 어렵기 때문에 이에 대한 연구가 활발하지는 못하다^[9-14].

구멍뚫기 작업감을 표현하기 위해서는 변형(defor-mable) 모델의 생성, 반발력의 계산, 시각적인 사실감 표현, 그리고 구멍을 뚫기 위하여 필요한 큰 힘을 표현해줄 수 있는 햅틱장치의 설계 등과 같은 네가지의 사항들이 고려되어야 한다. 먼저, 변형 모델의 생성은 가상 현실 분야에서 활발하게 연구되고 있고, 물성을 기반으로 한 모델은 의료용 훈련이나 가상 수술 시스템 등과 같은 어플리케이션에서 사실감을 제공해주기 위해 꼭 필요하다. 변형 모델은 일반적으로 nonphysics-based와 physics-based 모델로 나눌 수 있는데,

* 정희원, 한양대학교 전자공학과
(Dept. of Electronics Engineering, Hanyang University)

** 정희원, 한양대학교 정보통신대학원
(Graduate School of Information and Communications, Hanyang University)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV04-0003)
접수일자: 2004년4월13일, 수정완료일: 2004년11월3일

nonphysics-based 모델은 가상 물체를 변형시키기 위하여 여러 개의 제어점(control point)들을 사용한다^[6]. 이 방법은 제어점의 위치 변화에 따른 가상 물체의 변형에 대한 상관관계를 알아야 하기 때문에 직관적이지 않고, 물성을 표현해야 하는 어플리케이션의 경우에는 적용하기 어렵다.

유한요소해석법(Finite Element Method)은 physics-based 모델 구성을 위한 일반적인 방법으로, 수술 모의실험 등에서 조직과 장기들의 정확한 해석이 필요할 경우에 자주 사용되고 있다. 비록 physics-based 모델이 정확도 면에서 높은 성능을 발휘하지만 그만큼 계산량이 방대하기 때문에 햅틱 렌더링과 같이 갱신 주기가 짧아야 하는 가상 환경 어플리케이션에는 적합하지 않다.

본 논문에서는 Delaunay 삼각형화 기법을 이용하여 2차원 메쉬를 생성하였고, 힘 전파(force propagation) 방법을 적용하여 표면의 변형이 정해진 영역 안에서만 일어나도록 함으로서 힘을 생성할 때 계산량을 줄이도록 하였다. 힘 생성 알고리즘과 더불어 구멍을 뚫을 때 틀의 주변 메쉬를 재생성함으로서 시각적인 사실감을 제공한다.

구멍을 뚫는 감각을 표현하기 위해서 햅틱 장치는 일정 시간동안 연속적으로 20N 이상의 힘을 표현할 수 있어야 한다. 지금까지 여러 형태의 햅틱 장치들이 개발되었지만, 힘반향 특성은 대부분 3자유도 이하로 제한되어 있으며 연속적으로 표현할 수 있는 힘도 20N보다 훨씬 작다^{[8][15-17]}. 따라서, 뼈에 구멍을 뚫는 작업과 같이 큰 힘을 표현하기 위하여 병렬형 햅틱 장치가 필요하다.

병렬형 메커니즘은 직렬형 메커니즘에 비해 구조적 강성이 크고 기구의 운동 질량 및 관성이 작으며 높은 force bandwidth를 가지는 등의 장점이 있지만, 작업공간이 작고 설계가 복잡하며 정방향 해가 복잡한 단점이 있다. 또한, 구동기가 모두 떠있기 때문에 메커니즘을 구동하기 위해 많은 전력이 필요하다^{[8][18][19]}. 이런 단점을 극복하기 위하여 새로운 병렬형 메커니즘이 제안되었는데 부유(浮游)구동기를 지면에 배치함으로써 가벼워지고, 이전의 병렬형 메커니즘과 비교하여 상대적으로 작업 공간도 넓어지게 되었다^[20-24].

병렬형 메커니즘은 햅틱 장치로 사용될 때 여러 가지 장점이 있지만, 햅틱 어플리케이션에서 힘반향 특성을 나쁘게 하는 특이점이 많이 존재한다고 알려져 있다. 특이점에서는 대부분의 병렬형 햅틱 시스템이 원하는

힘을 표현하지 못하게 되고 토크 포화까지 발생할 수도 있다. 본 논문에서는 병렬형 햅틱장치의 특이점 문제를 해결하기 위하여 여유구동을 포함하는 햅틱장치를 제안한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 먼저 II장에서는 Delaunay 삼각형을 이용하여 가상모델을 생성하는 과정을 설명하고, 여유구동 6자유도 병렬형 햅틱장치에 대하여 III장에서 소개한다. IV장에서는 제안된 여유구동 병렬형 햅틱장치를 이용하여 가상 물체에 구멍을 뚫는 실험결과를 보여준다. 마지막으로 V장에서 결론을 맺는다.

II. 구멍뚫기 작업을 위한 가상 모델의 생성

1. 가상 모델의 생성

의료 영상으로부터 가상 모델을 생성하기 위하여 1mm간격으로 촬영한 24비트 컬러, 512×512픽셀의 CT 이미지를 사용한다. 그림 1은 사람의 척추뼈를 찍은 CT 이미지이다.

이들 영상으로부터 척추뼈의 외곽선을 추출하기 위하여 히스토그램 균등화(histogram equalization) 기법을 사용하였다. 히스토그램 균등화를 통하여 척추뼈와 주변 장기들간의 대비(contrast)를 강하게 하고, 경계값 처리(thresholding)을 통하여 이진(binary) 데이터로 바꾼 다음 윤곽선 추출 알고리즘을 이용하여 그림2에서와 같이 윤곽선을 추출한다.

일반적으로 추출된 윤곽선을 이용하여 메쉬를 생성하기에는 윤곽선을 구성하는 점들이 너무 조밀하게 이웃하여 있기 때문에 점들의 숫자를 줄여줄 필요가 있다. 본 논문에서는 윤곽선상의 점들의 수를 줄이기 위하여 컴퓨터 그래픽스와 지리정보시스템에서 많이 사용되고 있는 Douglas-Peucker(DP)의 알고리즘을 사용하였다^[1].

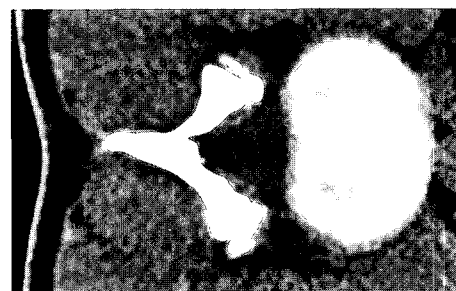


그림 1. 척추 뼈의 CT 이미지
Fig. 1. CT image of human vertebra.

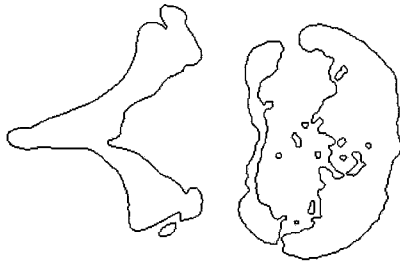


그림 2. 윤곽선 추출 결과
Fig. 2. The result of an edge detection.

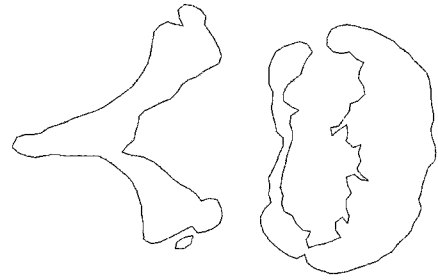


그림 5. 척추 뼈 이미지에 대한 PSLG
Fig. 5. PSLG of vertebra.

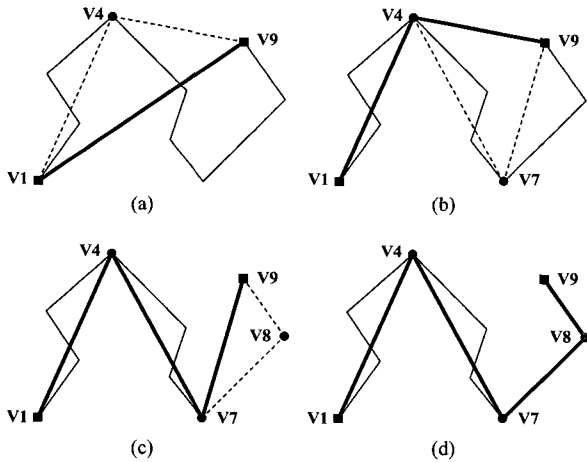


그림 3. DP 알고리즘의 실행 과정
Fig. 3. The process of DP algorithm.

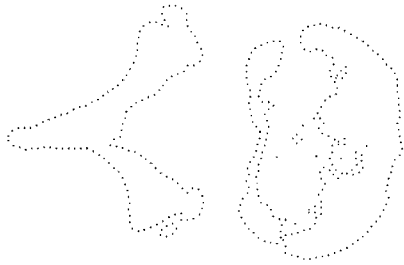


그림 4. DP 알고리즘에 의해 수가 줄어든 윤곽점
Fig. 4. Reduced points on the edge by using DP algorithm.

DP 알고리즘의 첫번째 단계는 그림3(a)에서와 같이 주어진 점들 중에서 시작점과 끝점을 직선으로 연결한다. 다음으로 시작점과 끝점을 제외한 모든 중간점들과 직선간의 거리를 구하여, 이 거리가 주어진 허용값 ϵ 보다 크지를 검사한다. 중간점들과 직선간의 거리가 모두 ϵ 보다 작으면 끝점은 그대로 유지되고 모든 중간점들은 삭제된다. 거리가 ϵ 보다 클 경우에는 그림3(b)에서와 같이 직선으로부터 거리가 가장 먼 점이 선택되어 기존의 직선을 두 개의 직선으로 나누게 된다. 이 과정은 중간점들과 나뉜 직선간의 거리가 모두 보다 작

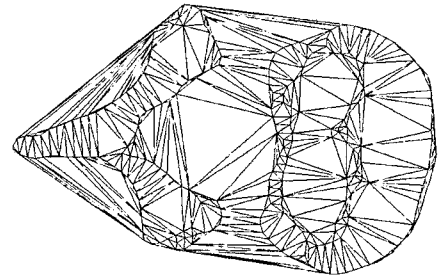


그림 6. PSLG를 이용하여 생성된 Delaunay 삼각형들
Fig. 6. Delaunay triangulation using PSLG.

을 때까지 반복하여 실행된다.(그림3(c)와 (d))

그림 4는 그림 2에서와 같이 추출된 윤곽선에 DP 알고리즘을 적용한 결과이다.

2. Delaunay 삼각형을 이용한 2차원 메쉬 생성

본 논문에서는 2차원 삼각형 메쉬를 생성하기 위하여 Leonidas의 Delaunay 알고리즘^[2]과 Ruppert의 세분화(refinement) 알고리즘^[3]을 적용하였다. 주어진 점의 집합에서 Delaunay 삼각형은 다음과 같이 정의된다. “주어진 점의 집합에 대하여 집합에 포함되는 임의의 세 점으로 삼각형을 구성했을 때, 점의 집합에 포함되는 어떠한 점도 삼각형의 외접원(circumcircle) 내부에 존재하지 않으면 그 삼각형을 Delaunay 삼각형이라고 한다.”^[4]

Delaunay 삼각형화의 입력으로는 Planar Straight Line Graph(PSLG)가 사용된다. PSLG는 점과 그 점들을 연결하는 선분의 집합인데, 일반적으로 구멍이나 오목형 그리고 어디에도 연결되지 않는 점 등이 포함된다. 외곽선을 구성하는 점과 선분의 방향은 반시계방향으로 정의되고 내부의 구멍을 구성하는 점과 선분의 방향을 시계방향으로 정의된다. 그림 5는 그림 4에서와 같이 얻어진 외곽점들을 이용하여 PSLG를 구성한 예이다.

Delaunay 삼각형화의 첫 단계는 PSLG를 이용하여

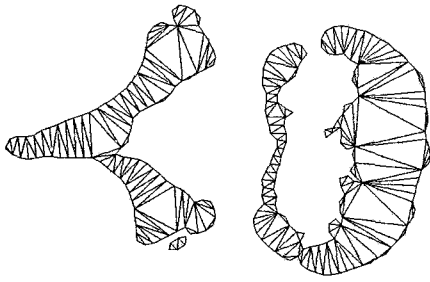


그림 7. 불필요한 삼각형들이 제거된 모습
Fig. 7. Unwanted triangles are removed.

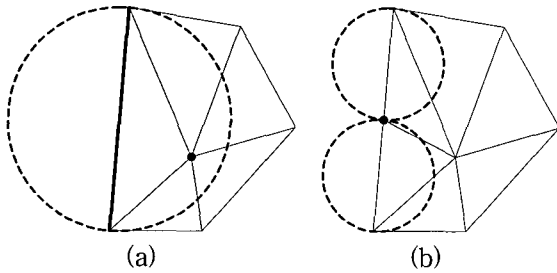


그림 8. 침범 검사
Fig. 8. Encroach test.

Delaunay 삼각형을 찾는 것이다. 본 논문에서는 Leonidas의 알고리즘을 이용하여 그림 6에서와 같이 Delaunay 삼각형 조건을 만족하는 모든 삼각형들을 찾는다. 이때 새로운 점은 추가되지 않는다.

Delaunay 삼각형화의 다음 단계는 불필요하게 생성된 삼각형들을 삭제하고, 그림8과 같은 검사를 통하여 Delaunay 조건을 만족하면서 삼각형의 세분화가 가능하도록 전처리를 하는 것이다. 불필요하게 생성된 삼각형들을 삭제하기 위하여, 경계선 바깥쪽이나 구멍의 안쪽에 생성된 삼각형으로부터 시작하여 모든 불필요한 삼각형들을 감염시키는 “삼각형 바이러스^[4]”를 적용하였다. 삼각형 바이러스는 경계선이 아닌 선분만 통과할 수 있으며, 감염된 모든 삼각형들은 큐(queue)에 저장되었다가 한번에 삭제된다. 그림7은 불필요한 삼각형들을 모두 삭제한 결과이다.

Delaunay 조건을 만족하면서 삼각형의 세분화가 가능하도록 하기 위한 전처리로 모든 PSLG 선분에 대하여 그림8과 같은 검사가 수행된다. 그림8(a)에서와 같이 임의의 선분을 포함하는 최소 원(diametral circle)의 내부에 점이 포함될 경우에 그 선분은 침범(encroach)되었다고 한다. 침범된 선분은 그 중심에 새로운 점을 삽입하여 그림8(b)와 같이 두 개의 선분으로 나뉘게 된다. 이 과정은 나누어진 모든 선분들이 침범 검사를 통과할 때까지 반복하여 실행된다. 침범검사를 통하여 경계선

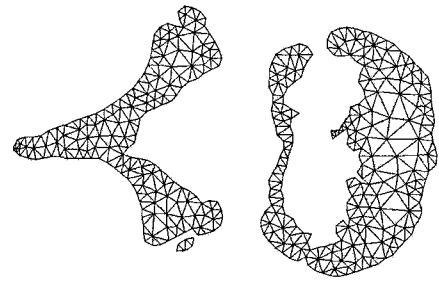


그림 9. 각도 30°, 면적 200을 조건으로 세분화한 결과
Fig. 9. The result of refinement with 30° minimum angle and 200 maximum area.

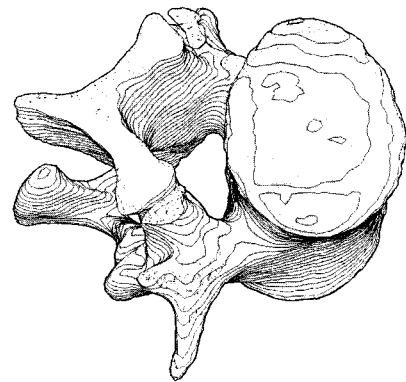


그림 10. 35장의 척추뼈 CT 영상을 이용하여 메쉬를 생성한 결과
Fig. 10. The result of mesh generation with 35 CT images of vertebra.

부근에 있는 삼각형들의 외접원(circumcircle)의 중심(circumcenter)이 경계선을 넘어가지 않도록 보장한다.

마지막 단계로 삼각형의 면적과 각도 조건에 맞도록 새로운 점들을 추가함으로써 삼각형을 세분화한다. 세분화 대상이 되는 삼각형은 주어진 면적 조건보다 삼각형의 면적이 큰 경우와 삼각형의 내각들 중에서 가장 작은 각도가 주어진 각도 조건보다 작은 삼각형들이다. 세분화 대상 삼각형들은 외심(circumcenter)에 새로운 점이 추가되고 주변의 삼각형들은 재생성된다. 그림9는 각도와 면적 조건이 각각 30°와 200으로 주어졌을 경우에 세분화 과정의 결과이고, 그림10은 35장의 척추뼈 CT 영상을 이용하여 메쉬를 생성한 결과이다.

3. 구멍뚫기 작업을 위한 힘생성 및 메쉬의 재생성

후크의 법칙을 이용한 탄성 변형 모델은 모델이 간단하기 때문에 실시간으로 힘생성이 가능하면서 동시에 가상 물체의 강성도 표현해줄 수 있어 햅틱 장치를 이용한 가상현실의 힘생성에서 많이 사용되고 있다. 구멍뚫기 작업의 경우에 표면의 변형과 생성되는 힘간의 관

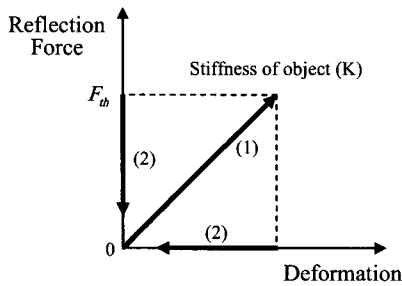


그림 11. 구멍뚫기 작업의 상태 변화
Fig. 11. The state transition of puncture task.

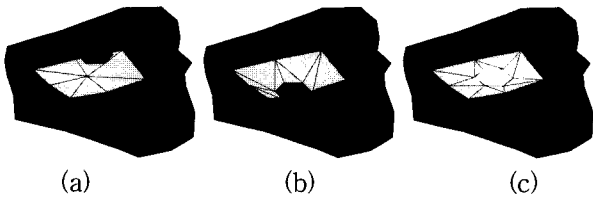


그림 12. 구멍뚫기 작업 과정
Fig. 12. Process of puncture task.

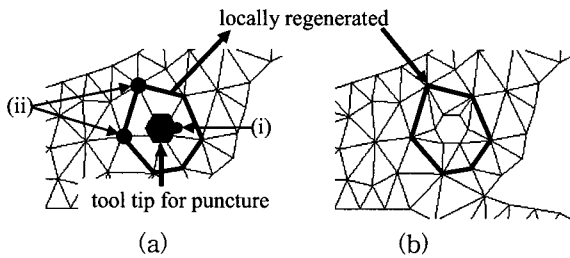


그림 13. 부분적인 메쉬 재생성
Fig. 13. Local mesh regeneration.

계는 그림11과 같이 나타낼 수 있다. 생성된 힘의 크기가 F_b 보다 작은 경우에는 변형되는 정도에 비례하여 힘이 생성되고(그림11의 (1)), 생성되는 힘이 F_b 보다 큰 경우에는 힘과 변형이 초기 상태로 간다(그림11의 (2)).

그림12는 구멍뚫기 작업의 과정을 나타낸다. 그림 12(a)는 툴의 끝부분이 가상물체의 표면으로 접근하고 있는 모습이다. 툴의 끝부분이 표면과 접촉을 한 다음에는 그림12(b)에서와 같이 표면의 변형이 발생한다. 반향되는 힘이 F_b 를 넘어가면 그림 12(c)에서와 같이 구멍이 뚫리면서 반향되는 힘과 변형된 표면은 초기 상태로 돌아가게 된다.

구멍뚫기 작업의 시각적인 사실성을 제공하기 위하여 힘이 F_b 를 넘는 순간 구멍이 생성된다. 그림13(a)에서 육각형은 툴의 끝부분을 단순하게 모델링한 것이다. 힘이 F_b 를 넘게 되면 다음과 같은 과정을 거쳐 육각형과 접하는 주위의 메쉬들이 부분적으로 재생성된다. 먼저, 교차(intersection) 테스트와 포함(encircle) 테스트를 통하여 육면체와 접하는 모든 메쉬와 육각형 내부에 있

는 점들을 찾아낸 다음 이들 메쉬와 점들을 삭제한다. 다음 단계로 육각형의 꼭지점들(그림13(a)에서 (i))과 삭제된 삼각형과 이웃하는 삼각형과의 교선을 구성하는 점들(그림13(a)에서(ii))을 이용하여 지역적으로 PSLG를 생성한 다음 Delaunay 삼각형을 이용하여 부분적으로 삼각형을 재생성한다.

반향되는 힘을 생성하고 표면의 변형을 모델링하기 위하여 mass-spring 모델이 사용되었다. Mass-spring 모델에서 가상 물체는 spring으로 서로 연결된 mass 노드로 모델링된다. 비록 mass-spring 모델이 구현하기는 쉽지만, 주변의 mass 노드간의 강성(stiffness) 행렬을 모두 구성해주어야 하는 어려움이 있고, 강성 행렬의 크기가 커질수록 계산량이 많아져 실시간으로 처리하기가 어려워진다.

본 논문에서는 표면의 변형을 일정 부분으로 한정함으로써 계산량을 감소시키는 힘 전파 방법(force propagation approach)^[5]을 적용하였다. 힘 전파 방법은 외부에서 물체에 힘이 가해졌을 때 그 힘에 의해 영향을 받는 부분을 임의의 영역으로 한정시켜 그 영역 안에서만 힘이 전파되도록 함으로써 강성 행렬을 구성하는 일반적인 방법에 비하여 계산량을 줄일 수 있다.

III. 4다리 구조의 6자유도 병렬형 햅틱장치의 기구학

1. 햅틱장치의 구조

서론에서 기술한 바와 같이 여러 형태의 햅틱장치들이 개발되었지만 힘 반향 능력은 3자유도 이하로 한정되어 있으며, 이는 가상환경에서의 힘반향이나 단단한 물체와의 접촉 힘을 표현해주기에는 충분하지 못하다.

본 논문에서 제안하는 6자유도 병렬형 햅틱장치는 그림14와 같이 상판과 하판, 하판에 부착되는 지면의 구동기, 그리고 이를 연결하는 네개의 다리로 구성되는데, 구동기와 링크간의 간섭을 제거하기 위하여 베벨기어를 이용하여 상위 구동기를 지면에 배치하였다. 따라서, 상위 구동기(M1)의 토크가 베벨기어를 통하여 첫번째 링크(L_1)에 전달되면 첫번째 링크 (L_1)이 상하로 회전하게 된다. 모든 구동기들을 지면 아래에 배치함으로써 링크와 구동기간의 간섭을 최소화 하였으며, 결과적으로 작업영역이 커지게 되었다.

그림14에서 \dots 는 베이스의 중심에 부착된 기준좌표계를 \dots 는 상판의 중심에 부착된 상판의 좌표계를 의

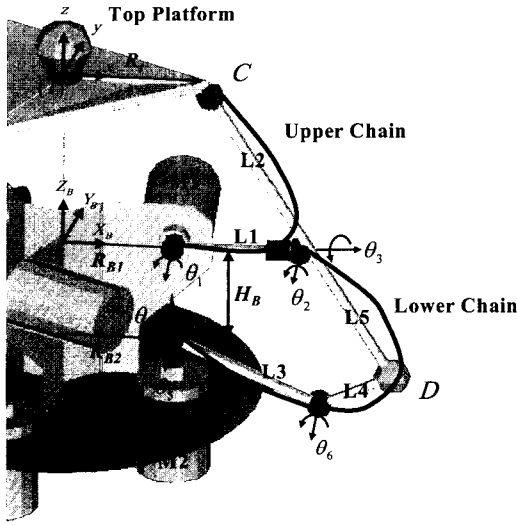


그림 14. 햅틱장치의 다리 구조

Fig. 14. Kinematic structure of haptic device.

미한다. 상판의 볼-소켓 관절(${}^m\mathbf{C}$, $m=1\sim 4$)들은 상판의 중심에서 반경 R 만큼 떨어진 곳에 서로 90° 의 간격으로 배치되어 있다. 네쌍의 구동기들도 각각 90° 의 간격으로 떨어져서 지면에 배치되어 있으며, 각 구동기 쌍은 반경 (R_{B1})만큼 떨어져 있는 상위 구동기(M1)과, 반경 (R_{B2})만큼 떨어져 있는 하위 구동기(M2)로 구성되어 있다. H_B 는 상위 구동기와 하위 구동기간의 z 축 방향 거리를 의미한다.

각 다리는 그림14에서와 같이 상위 체인과 하위 체인으로 구성되어 있다. 상위 체인은 상판의 볼-소켓 관절과 상위 구동기(M1)를 연결한다. 하위 체인은 하위 볼-소켓 관절(${}^m\mathbf{D}$, $m=1\sim 4$)을 하위 구동기(M2)에 연결하여, 구조적으로는 상위 구동기들이 z 축 방향의 운동을 생성하고 하위 구동기들이 x, y 방향의 운동을 생성하게 된다. 또한, 세다리의 상호작용으로 상판의 회전 운동이 생성된다.

하판의 기준 좌표계에 대한 상판 좌표계의 위치벡터는 (1)과 같이 정의할 수 있다.

$$\mathbf{u} = (x_i, y_i, z_i, \theta_x, \theta_y, \theta_z)^T, \quad (1)$$

여기서 앞의 세항 (x, y, z)은 기준 좌표계에 대한 상판의 위치를 나타내고, 뒤의 세항 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)는 상판의 방위각을 의미한다. 상판 좌표계의 방위각은 $\hat{x}_i, \hat{y}_i, \hat{z}_i$ 축에 대한 연속적인 회전을 나타내는 오일러 각들로 표현되므로 기준 좌표계로부터 상판의 출력 좌표계로의

회전행렬은 (2)와 같다.

$$[{}^i_b\mathbf{R}] = [\text{Rot}(\hat{x}_i, \theta_x)][\text{Rot}(\hat{y}_i, \theta_y)][\text{Rot}(\hat{z}_i, \theta_z)]. \quad (2)$$

2. 정기구학 / 역기구학

일반적으로 병렬형 구조는 여러 개의 정기구학해가 존재한다고 알려져 있다. 본 논문에서 제안한 6자유도 병렬형 햅틱장치도 정기구학해를 구하기 위해서는 8차 다항식을 풀어야 한다. 따라서, 각 다리별로 수동관절 (θ_5)에 3개의 엔코더를 추가하여 단일 정기구학해를 구한다.

각 상위체인의 역기구학해는 상위 볼-소켓 관절의 위치벡터로부터 구할 수 있는데, 상위 볼-소켓 관절의 위치벡터는 상판의 위치와 방향으로부터 구할 수 있다. 같은 방법으로, 하위체인의 역기구학해는 하위 볼-소켓 관절의 위치벡터로부터 구할 수 있다.

3. 1차 기구학 모델링

구동관절의 속도($\dot{\theta}_i$)와 상판의 출력속도($\dot{\mathbf{u}}$)의 관계를 나타내는 1차 기구학적 영향 계수(1st order Kinematic Influence Coefficient)는 다음과 같은 과정을 거쳐 구할 수 있다. 상위 접촉점의 위치벡터를

$$\mathbf{C} = ({}^1\mathbf{C}^T, {}^2\mathbf{C}^T, {}^3\mathbf{C}^T, {}^4\mathbf{C}^T)^T, \quad (3)$$

로 정의할 때, m 번째 상위 접촉점의 위치벡터 ${}^m\mathbf{C}$ 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$${}^m\mathbf{C} = ({}^m x_C, {}^m y_C, {}^m z_C)^T, \quad (4)$$

(4)는 상판의 위치벡터(\mathbf{u}_i)와 상판 중심부터 상위 접촉점까지의 위치벡터(${}^m\mathbf{r}_C$)를 사용하여 다음과 같이 정의되며

$${}^m\mathbf{C} = \mathbf{u}_i + {}^m\mathbf{r}_C, \quad (5)$$

여기서, ${}^m\mathbf{r}_C = [{}^i_b\mathbf{R}] {}^m\mathbf{r}_C^{(top\ plate)}$ 이다.

(5)를 시간에 대하여 미분하면 상위 접촉점의 속도 벡터는 다음과 같이 표현된다.

$$\dot{\mathbf{C}} = \dot{\mathbf{u}}_i + \boldsymbol{\omega} \times {}^m\mathbf{r}_C, \quad (6)$$

여기서, $\dot{\mathbf{u}}_i$ 는 $(\dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i)^T$, $\boldsymbol{\omega}$ 는 $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)^T$, ${}^m\mathbf{r}_C$ 는

$({}^m r_{Cx}, {}^m r_{Cy}, {}^m r_{Cz})^T$ 이다.

(6)은 행렬 형태로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$${}^m \dot{C} = [{}^m G_u^C] \dot{u}, \quad (7)$$

여기서, 행렬 $[{}^m G_u^C]$ 와 속도 벡터 \dot{u} 는 각각 다음과 같이 정의된다.

$$[{}^m G_u^C] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & {}^m r_{Cz} & -({}^m r_{Cy}) \\ 0 & 1 & 0 & -({}^m r_{Cz}) & 0 & {}^m r_{Cx} \\ 0 & 0 & 1 & {}^m r_{Cy} & -({}^m r_{Cx}) & 0 \end{bmatrix},$$

$$\dot{u} = (\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}, \omega_x, \omega_y, \omega_z)^T.$$

출력 속도 벡터 \dot{u} 와 상위 접촉점의 속도벡터 \dot{C} 의 속도관계는

$$\dot{C} = [G_u^C] \dot{u}, \quad (8)$$

로 표현되며, 여기서 두 속도 벡터간의 관계를 나타내는 행렬 $[G_u^C]$ 는 (9)와 같이 나타낼 수 있다.

$$[G_u^C] = [{}^1 G_u^C]^T [{}^2 G_u^C]^T [{}^3 G_u^C]^T [{}^4 G_u^C]^T. \quad (9)$$

각 다리의 상위체인에 대한 일차기구학은 (10)과 같이 정의된다.

$${}^m \dot{C} = [{}^m G_{u\theta}^C] {}^m \dot{\theta}_u, \quad (10)$$

여기서, ${}^m \dot{\theta}_u$ 는 m 번째 다리의 상위체인을 구성하는 관절들의 속도 벡터이다. 각 다리의 상태가 비특이 정상일 경우에 (10)으로부터 다음과 같은 역변환 관계식을 얻을 수 있다.

$${}^m \dot{\theta}_u = [{}^m G_C^{u\theta}] {}^m \dot{C}. \quad (11)$$

m 이 1~4일 경우에 (11)은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\dot{\theta}_u = [G_C^{u\theta}] \dot{C}. \quad (12)$$

여기서, $\dot{\theta}_u = ([{}^1 \dot{\theta}_u]^T [{}^2 \dot{\theta}_u]^T [{}^3 \dot{\theta}_u]^T [{}^4 \dot{\theta}_u]^T)^T$ 이고

$$[G_C^{u\theta}] = \begin{bmatrix} [{}^1 G_C^{u\theta}] & 0 & 0 & 0 \\ 0 & [{}^2 G_C^{u\theta}] & 0 & 0 \\ 0 & 0 & [{}^3 G_C^{u\theta}] & 0 \\ 0 & 0 & 0 & [{}^4 G_C^{u\theta}] \end{bmatrix} \text{이다.}$$

본 논문에서 제안한 햅틱장치의 각 다리는 상위체인

과 하위체인이 하위 접촉점(${}^m D$)에 의해 구속되어 폐쇄 체인을 형성한다. 하위 접촉점에서 상위체인과 하위체인이 동일한 위치와 속도를 가지게 되므로 각각의 1차 직렬기구학으로부터 다음의 관계가 주어진다.

$${}^m \dot{D} = [{}^m G_{u\theta}^D] {}^m \dot{\theta}_u = [{}^m G_{l\theta}^D] {}^m \dot{\theta}_l, \quad (13)$$

여기서, $[{}^m G_{u\theta}^D]$ 와 $[{}^m G_{l\theta}^D]$ 는 각각 상위체인과 하위체인의 1차 기구학적 영향계수이다. 하위체인의 형태가 비특이 정상일 경우에 (13)을 역변환 관계를 이용하여 다시 정리하면, 상위체인의 관절벡터와 하위체인의 관절 벡터 사이의 1차 기구학적 관계가 (14)와 같이 얻어진다.

$${}^m \dot{\theta}_l = [{}^m G_{l\theta}^D]^{-1} [{}^m G_{u\theta}^D] {}^m \dot{\theta}_u = [{}^m G_{u\theta}^{l\theta}] {}^m \dot{\theta}_u, \quad (14)$$

(14)로부터 각 다리의 구동관절(${}^m \dot{\theta}_A: {}^m \dot{\theta}_1, {}^m \dot{\theta}_4$)과 상위체인을 구성하는 관절($\dot{\theta}_u$)들 간의 속도관계는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\dot{\theta}_A = [G_{u\theta}^A] \dot{\theta}_u, \quad (15)$$

여기서,

$$[G_{u\theta}^A] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ [{}^1 G_{u\theta}^{l\theta}]_i & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & [{}^2 G_{u\theta}^{l\theta}]_i & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & [{}^3 G_{u\theta}^{l\theta}]_i & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & [{}^4 G_{u\theta}^{l\theta}]_i & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\dot{\theta}_A = [{}^1 \theta_1 \quad {}^1 \theta_4 \quad {}^2 \theta_1 \quad {}^2 \theta_4 \quad {}^3 \theta_1 \quad {}^3 \theta_4 \quad {}^4 \theta_1 \quad {}^4 \theta_4]^T.$$

이다. (12)와 (15)로부터 구동관절과 상위접촉점간의 속도관계는

$$\dot{\theta}_A = [G_C^A] \dot{C}, \quad (16)$$

로 표현된다. 여기서, $[G_C^A] = [G_{u\theta}^A] [G_C^{u\theta}]$ 이다.

(8)을 (16)에 대입하면 구동관절과 출력벡터 사이의 속도관계는 다음과 같이 정의된다.

$$\dot{\theta}_{A(8 \times 1)} = [G_u^A]_{(8 \times 6)} \dot{u}_{(6 \times 1)} \quad (17)$$

여기서, $[G_u^A] = [G_c^A][G_u^C]$ 이다.

이원성 관계에 의하여 작업영역에서의 출력 힘과 관절의 토크 관계는 (18)과 같이 기술되며

$$\mathbf{T}_{u(6 \times 1)} = \left[G_u^A \right]_{(6 \times 8)}^T \mathbf{T}_A(8 \times 1) \quad (18)$$

여기서, \mathbf{T}_u 와 \mathbf{T}_A 는 각각 말단장치에서의 출력 힘 벡터와 구동 관절에서 필요한 토크 벡터이다. (18)의 일반해는 다음과 같이 표현된다.

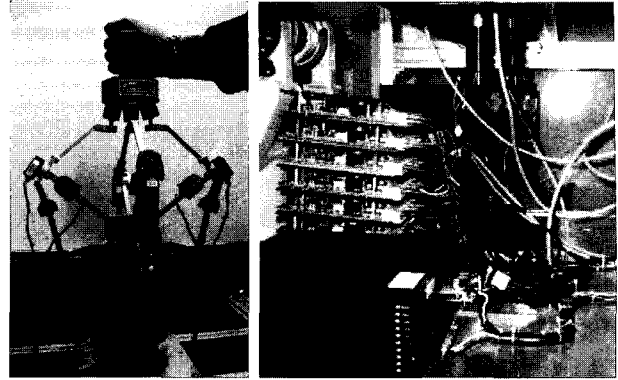
$$\mathbf{T}_A = \left([G_u^A]^T \right)^+ \mathbf{T}_u + \left(\mathbf{I} - \left([G_u^A]^T \right)^+ [G_u^A]^T \right) \boldsymbol{\varepsilon} \quad (19)$$

IV. 실험결과

본 논문에서는 가상 척추뼈 모델의 구멍뚫기 작업을 표현하기 위하여 6자유도 병렬형 햅틱장치를 이용한 가상 시뮬레이터를 제안하였다. 제안된 6자유도 병렬형 햅틱장치와 PC기반 제어시스템은 각각 그림15의 (a), (b)와 같다. 햅틱장치는 엔코더가 장착된 8개의 모터로 구동되며 링크의 길이는 $L_i(i=1\sim 5) = (0.094, 0.131, 0.075, 0.075, 0.045)\text{m}$ 이다. 제어기로는 Windows NT기반의 pentium III(800MHz) 컴퓨터가 사용되었다. 제어 프로그램은 C++로 작성되었으며 제어 출력과 센서 측정값은 2msec 마다 갱신된다.

그림15의 (a)는 실험환경이다. 6축 힘센서가 햅틱장치 위에 장착되어 있고, 그 위에 손잡이가 부착되어 있다. 매쉬 생성이 끝나면 사용자는 가상 모델에 구멍을 뚫기 위하여 손잡이를 아래로 움직인다. 첫번째 실험은 한 장의 가상모델에 구멍을 뚫는 것이고, 두번째 실험은 연속된 세 장의 가상모델에 구멍을 뚫는 것이다. 가상 툴의 끝부분이 가상 모델에 접촉한 상태에서 계속 아래쪽으로 움직이면 반발력이 생성되고 힘센서를 통하여 생성된 힘을 측정한다. 본 논문에서는 생성된 가상 모델의 강성값과 F_{th} 를 각각 5kN/m 와 35N 으로 정하였다. 반발력이 35N 을 넘게 되면 구멍이 뚫리고 주변의 매쉬들은 재생성된다.

그림16의 (a)와 (b)는 각각 한 장의 가상 모델에 구멍을 뚫었을 때의 툴 끝부분의 위치변화와 측정된 힘 데이터이다. 가상모델의 위치는 12[cm] 이고 툴은 14.8[cm] 에서부터 아래로 내려온다. 그림17의 (a)와 (b)는 세 장의 가상모델에 구멍을 뚫었을 때의 툴 끝부분의 위치변

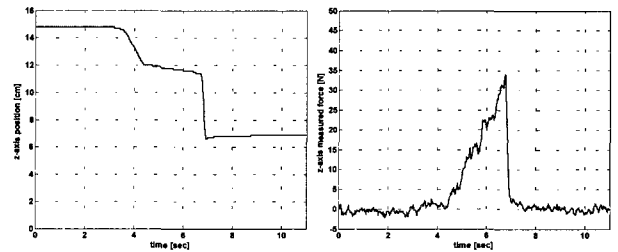


(a)

(b)

그림 15. 햅틱 장치와 제어기

Fig. 15. 4-legged haptic device and control system.

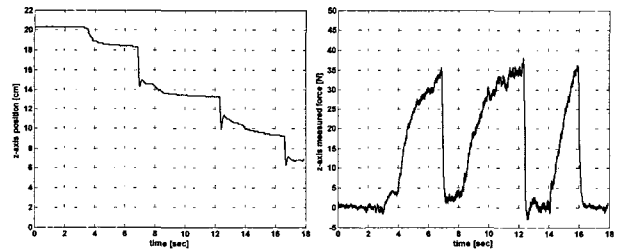


(a) 위치 변화

(b) 측정된 힘

그림 16. 한 장의 가상물체를 대상으로 한 구멍뚫기 작업

Fig. 16. Experimental result of puncture task on single slice12.



(a) 위치 변화

(b) 측정된 힘

그림 17. 세 장의 가상물체를 대상으로 한 구멍뚫기 작업

Fig. 17. Experimental result of puncture task on three slices.

화와 측정된 힘 데이터이다. 가상 모델의 위치는 각각 19[cm] , 14[cm] , 10[cm] 이고, 툴은 20.2[cm] 에서부터 아래로 내려온다. 생성된 반발력을 햅틱 장치로 표현하기 위하여 필요한 구동힘은 (19)의 첫째 항을 이용하여 계산된다. 반발력이 F_{th} 를 초과하면 구멍이 생성되면서 반발력은 0이 된다.

V. 결론

본 논문에서는 가상 구멍뚫기 작업의 표현을 위한 햅

틱 렌더링 시스템을 제안하였다. 가상 모델을 만들기 위하여 영상 처리 기법과 Delaunay 삼각형을 이용하였고, 실시간 어플리케이션에 적용하기 위해 간단하면서도 효율적인 후크의 법칙을 이용하여 힘을 생성하였다. 또한, 직렬형 메커니즘으로 표현하기 어려운 큰 힘을 표현하고, 병렬형 메커니즘의 특이점 문제를 해결하기 위하여 여유구동 6자유도 병렬형 메커니즘을 햅틱장치로 제안하였고 두 종류의 구멍뚫기 실험을 통하여 큰 힘을 표현할 수 있는 능력을 검증하였다.

참 고 문 헌

- [1] D. H. Douglas and T. K. Peucker, "Algorithms for the reduction of the number of points required to represent a digitized line or its caricature," *The Canadian Cartographer*, 10(2), pp.112-122.
- [2] L. J. Guibas and J. Stolfi, "Primitives for the Manipulation of General Subdivisions and the Computation of Voronoi Diagrams," *ACM Transactions on Graphics*, 4(2):74-123, April 1985.
- [3] J. Ruppert, "A Delaunay Refinement Algorithm for Quality 2-Dimensional Mesh Generation," *Journal of Algorithms*, 18(3):548-585, May 1995.
- [4] J. R. Shewchuk, "Robust Adaptive Floating Point Geometric Predicates," *Proc. of the 12th Annual Symposium on Computational Geometry*. pp.141-150, 1996.
- [5] K. S. Choi, H. Sun, P. A. Heng, and J. C. Y. Cheng, "A Scalable Force Propagation Approach for Web-Based Deformable Simulation of Soft Tissues," *Proc. of the seventh Int. Conf. on 3D Web technology*, pp.185-193, 2002.
- [6] T. W. Sederberg and R. S. Perry, "Free form deformation of solid geometric models," *Proceedings of SIGGRAPH 86*, pp.151-160, 1986.
- [7] S. Cotin and H. Delingette, "Real-time surgery simulation with haptic feedback using finite elements," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.3739-3744, 1988.
- [8] R. E. Ellis, O. M. Ismaeil, and M. G. Lipsett, "Design and Evaluation of High-Performance Haptic Interface," *Robotica*, Vol.4, 1996.
- [9] P. N. Brett, *et al.*, "Simulation of resistance forces acting on surgical needles," *Proc. of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Vol.211(H4)*, pp.335-347, 1997.
- [10] C. Simone and A. M. Okamura, "Modeling of Needle Insertion Forces for Robot-Assisted Percutaneous Therapy," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.2085-2091, 2002.
- [11] P. N. Brett and R. S. W. Stone, "A technique for measuring contact force distribution in minimally invasive surgical procedures," *Proc. of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Vol.211(H4)*, pp.309-316, 1997.
- [12] V. Hayward and B. Armstrong, "A new computational model of friction applied to haptic rendering," *Experimental Robotics VI Lecture Notes in Control and Information Sciences*, Vol.250, Springer-Verlag, pp.403-412, 2000.
- [13] C. Richard, M. R. Cutkosky, and K. MacLean, "Friction Identification for Haptic Display," *Proc. of the American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division*, Vol.67, pp.327-334
- [14] P. Gorman, *et al.*, "A Prototype Haptic Lumbar Puncture Simulator," *Proc. of Medicine Meets Virtual Reality 2000*, pp.106-109.
- [15] T. Massie and K. Salisbury, "PHANToM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects," *ASME Journal of Dynamic System and Control*, pp.295-299, 1994.
- [16] P. J. Berkelman, R. L. Hollis, and S. E. Salcudean, "Interacting with Virtual Environments using a Magnetic Levitation Haptic Interface," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp.117-122, 1995.
- [17] M. Bergamasco, B. Allotta, L. Bosio, L. Ferretti, G. Parrini, G. M. Prisco, F. Salsedo, and G. Sartini, "An Arm Exoskeleton System for Telesurgery and Virtual Environments Applications," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.1449-1454, 1994.
- [18] M. Ishii and M. Sato, "A 3D Spatial Interface Device Using Tensed Strings," *Presence Teleoperators and Virtual Environments*, MIT Press, Vol.3, No.1, pp.81-86, 1994.
- [19] J. M. Hollerbach, "Some Current Issues in Haptic Research," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.757-762, 2000.
- [20] J. H. Lee, K. S. Eom, B. -J. Yi, and I. H. Suh, "Design of A New 6-DOF Parallel Haptic Device," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.886-891, 2001.
- [21] H. W. Kim, K. S. Eom, I. H. Suh, and B. -J. Yi, "A Transparency-optimized Control for a New 6-DOF Parallel-structured Haptic Device," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.2331-2336, 2001.
- [22] C. M. Gosselin, J. F. Allan, and T. Lalibert, "A New Architecture for a High-performance 6

-DOF Parallel Mechanism," *Proc. of IFTOMM 10th World Congress on the Theory of Machine and Mechanisms*, pp.1140-1145, 1999.

[23] F. Pierrot, F. Marquet, C. Olivier, and T. Gil, "H4 Parallel Robot: Modeling, Design and Preliminary Experiments," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.3256 -3261, 2001.

[24] L. -W. Tsai, G. C. Walsh, and R. E. Stamper, "Kinematics of a Novel Three DOF Translational Platform," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.3446-3451, 1996.

저 자 소 개



김 형 욱(정회원)
1994년 한양대학교 전자공학과 학사.
1997년 한양대학교 기전공학과 석사.
2002년 한양대학교 전자공학과 박사과정 수료.

<주관심분야: 햅틱시스템, 원격제어, 가상환경, 3차원 모델링>



서 일 홍(정회원)
1977년 서울대학교 전자공학과 학사.
1979년 한국과학기술원 전자공학과 공학석사.
1982년 한국과학기술원 전자공학과 공학박사.

1985년~2004년 2월 한양대학교 전자공학과 교수.
1999년~2004년 2월 한양대학교 창업보육센터 소장.
2004년 3월~현재 한양대학교 정보통신대학(원)장
<주관심분야 : 인공지능, 학습, 이동로봇>