

로봇을 이용한 두개골 드릴링 시스템의 프로토타입 개발

정연찬[†]

서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과

Prototype Development of a Robotic System for Skull Drilling

YunChan Chung[†]

Dept. of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology

Received 6 February 2012; received in revised form May 8 2012; accepted May 9 2012

ABSTRACT

This paper presents an overview of automated robotic system for skull drilling, which is performed to access for some neurosurgical interventions, such as brain tumor resection. Currently surgeons use automatic-releasing cranial perforators. The drilling procedure must be performed very carefully to avoid penetration of brain nerve structures; however failure cases are reported. The presented prototype system utilizes both preoperative and intraoperative information. Preoperative CT image is used for robot path planning. A NeuroMate robot with a six-DOF force sensor at the end effector is used for intraoperative operation. Intraoperative cutting force from the force sensor is the key information to revise an initial registration and preoperative path plans. Some possibilities are verified by path simulation but cadaver experiments are required for validation of this prototype.

Key Words: Neurosurgical operation, Registration, Robotic surgery, Skull drilling

1. 서 론

뇌 속의 종양 제거 등과 같은 뇌수술(neurosurgical surgery)을 위해 인체의 두개골(skull)에 구멍을 뚫는 일이 필요하다. 뇌수술은 두개골 내부 구조에 접근하는 수술이며, 뇌 속의 종양 제거, 두개 내압 감소, 혈전 제거 및 출혈 조절 등을 목적으로 한다. 전통적인 뇌수술 방법인 개두술(craniotomy)은 뼈 조각을 절단한 후 두개골 일부를 열고 시술한다. 최근에는 두개골에 작은 구멍을 뚫고 시술하는 경

우가 많다. 서울대학교 병원의 경우 2009년 이후 연간 700건 이상의 뇌수술이 진행되며 1970년대 95%에 이르던 개두술이 2000년대에는 70%로 감소했다^[1]. 두개골의 작은 구멍을 통해 뇌종양의 제거와 뇌혈관 질환의 치료, 조직 검사(biopsy) 등이 가능하다. 시술에 적합한 구멍을 안전하게 뚫는 것은 뇌신경외과에서 중요한 일이다^[2].

두개골은 Fig. 1에서 보듯이 3층 구조며 매우 중요한 조직을 감싸고 있다. 두개골의 외부와 내부 표피층은 단단한 뼈로 구성된다. 표피 내부는 다소 연한 조직의 뼈로 구성된다. 외부에서 접근하는 경우 처음에 단단한 뼈, 다음에 부드러운 뼈, 다시 단단한 뼈의 순서로 만난다. 내부의 단단한 뼈

[†]Corresponding Author, ychung@seoultech.ac.kr
©2012 Society of CAD/CAM Engineers

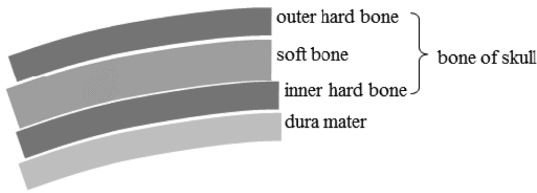


Fig. 1 Cross section of skull

를 지나면 경뇌막, 연뇌막, 대뇌피질 등의 뇌 조직이 있다. 두개골이 감싸고 있는 뇌 조직은 인체의 조직 중에 가장 예민하고 중요한 조직이다. 따라서 두개골에 구멍을 뚫는 작업은 매우 조심스러운 작업이다.

두개골에 구멍을 뚫기 위해서 흔히 드릴과 자동 천공기(automatic-releasing cranial perforator)^[3]가 사용된다. 드릴은 절삭날(cutter)이 전기 모터 혹은 공압에 의해 회전하며, 사람이 드릴의 위치와 자세를 조절하면서 두개골에 구멍을 뚫는다^[4]. 자동 천공기는 두개골 관통 순간에 자동으로 절삭날의 회전이 멈춘다. 자동 천공기의 원리는 Fig. 2에서 보듯이 내부와 외부 두 개의 절삭날로 구성되며 내부 절삭날(inner drill)은 외력이 가해지지 않을 때는 내부 탄성력에 의해 일정한 길이만큼 바깥 방향으로 튀어나와 있다. 두개골 절삭 중에는 내부 절삭날에 가해지는 공구 축 방향의 힘이 절삭날을 안쪽으로 밀어 넣게 된다. 내부 절삭날이 외력에 의해 안쪽으로 밀어져 있을 때는 절삭날이 회전하며, 절삭날이 자체 탄성력에 의해 바깥으로 나와 있을 때는 절삭날이 회전하지 않는다. 두개골 절삭이 이루어지는 중에는 내부의 회전 절삭날에 공구 축 방향으로 힘이 가해진다. 절삭날이 두개골을 관통하는 순간 절삭날에 가해진 외력이 없어지고, 자체 탄성력에 의해 내부 절삭날이 바깥 방향으로 나오면서 절삭날의 회전이 멈춘다. 자동 천공기는 그 원리 때문에 항상 두개골 표면과 수

직한 방향으로 구멍을 뚫어야 한다.

두개골에 구멍을 뚫기 위해 드릴과 자동 천공기를 사용하는 기존 방법은 몇 가지 문제점이 있다. 먼저 천공기의 기계적인 오류 때문에 두개골을 관통한 후에도 작동이 멈추지 않는 위험한 경우다. Vogel 등의 연구^[5]에서는 조사에 참여한 65.6%의 의사가 천공기 오류로 인한 관통 사고를 겪었다고 보고했다. 관통 사고는 치명적인 결과를 초래한다. 논문에서는 관통 사고의 12%가 사망 혹은 영구적인 불구의 위험을 초래했다고 한다.

두 번째 문제는 구멍을 뚫는 작업 중 두개골에 금(crack)이 생기거나 파손되는 경우다. 절삭력 조절 오류로 이러한 경우가 발생한다. 이 경우도 관통과 유사한 위험이 있다. 일반적인 금속 작업물과 달리 두개골은 재료의 밀도와 강도, 경도가 드릴링 깊이에 따라 다르다. 부위별 재료의 특성을 고려하여 가공할 필요가 있다^[6].

마지막으로 자동 천공기는 경사 구멍 가공에 어려움이 있다. 뇌수술은 매우 복잡한 조직 내부에 접근하는 수술이다. 인근에 회피해야 할 조직이 있는 경우 Fig. 3과 같이 두개골 표면에 비스듬한 방향으로 경사 구멍을 뚫어야 한다. 그러나 그림에서 보듯이 자동 천공기는 두개골을 관통한 후에도 멈추지 않아 두개골 바로 밑의 뇌조직을 손상할 수 있다. 경사 구멍 가공에는 자동 천공기를 사용할 수 없으며 드릴을 사용해 수동으로 구멍을 뚫어야 한다.

이 논문에서는 두개골에 구멍을 뚫는 자동 로봇 시스템의 프로토타입 개발 내용을 소개한다. 개발된 시스템은 안전과 정확성을 위해 수술 전에 얻은 CT(Computed Tomography) 이미지의 두개골 형상 정보와 구멍 가공 중에 얻어지는 절삭력 정보를 모두 고려해서 로봇을 제어한다. 두개골의 CT 이미지와 로봇의 좌표계를 일치 시키기 위해

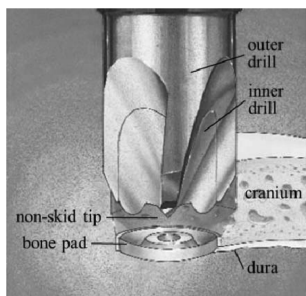


Fig. 2 ACRA-CUT perforator^[3]

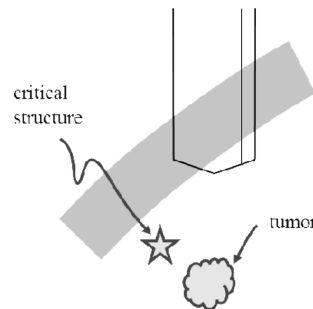


Fig. 3 Drilling a slant hole

두개골에 부착한 마커를 이용한다. 수술 중에 로봇이 실물 두개골을 탐침해서 두개골 표면의 측정점을 얻고, 얻어진 측정점을 사용해서 CT 이미지와 로봇 좌표계의 일치 정밀도를 개선한다. 프로토타입 시스템에서 개발된 로봇의 가공 공정과 각각의 가공 공정에 대응하는 로봇 제어 방법을 소개한다.

다음 절에서 기존 연구를 소개하고 3절에서는 개발된 로봇 시스템의 개요와 구성을 소개한다. 4절에서는 두개골 드릴링 작업의 전체적인 과정을 설명한다. 5절에서는 개발된 시스템으로 실험한 간단한 결과를 소개하고 6절에서 결론과 가능성, 향후 과제 등에 관해 기술한다.

2. 기존 연구

수술 로봇 시스템은 자동화 수준에 따라 원격 로봇, 추종 로봇, 자동 로봇 등으로 분류한다. ISI사의 da Vinci^[7]가 대표적인 원격 로봇이며, 로봇과 작업자의 효과적인 인터페이스 개발과 응용이 주된 연구 분야다^[8]. 본 연구에서 소개하는 프로토타입 시스템은 추종 제어와 자동 제어를 포함한다. Xia 등^[9]은 영상 정보를 이용해 안전한 제어를 도와주는 추종 로봇 시스템을 개발했다. 두개골 아래쪽에서 시술하는 수술(skull base surgery)을 지원하는 로봇 시스템으로 내비게이션 시스템과 6 자유도(DOF; degree of freedom) 힘 센서(force sensor)를 부착한 로봇을 사용했다. 로봇과 사람이 협업으로 작업하는 시스템으로 미리 정의된 안전 영역에서 사람이 로봇 팔 말단에 장착된 도구를 자유롭게 움직일 수 있다. 사람의 의사 결정력과 다재 다능한 동작을 최대한 활용하면서 안전한 시술을 보장하는 방법이다. 제안된 시스템은 로봇이 자동으로 움직이는 방법이 아니며 로봇은 사람의 동작을 보조해준다. Yen 등^[10]은 인공무릎관절수술(Total Knee Replacement)에 영상 유도 수술을 적용하면서 안전 영역 개념을 도입하였다.

Burger 등^[11]은 로봇 수술을 위한 시스템 측면의 연구를 수행했다. 수술 로봇 시스템의 요구 사항과 구성요소, 품질 보증 등의 내용을 언급했다. 시스템의 안전성 보증을 위해 관리 측면이 아닌 해석적 기능 시험과 오류 시뮬레이션 등을 제안했다.

Brodie 등^[12]은 CT 이미지와 로봇 좌표계의 정합을 위해 두개골에 부착하는 마커의 상대 위치를

달리해서 정합의 정밀도를 높이는 방법을 연구했으며, 로봇이 뚫으려는 구멍에 정밀하게 도달할 수 있음을 보였다. 실험을 통해 정합 정밀도가 1 mm 이하로 가능함을 보였다.

Sugita 등^[13]은 고관절, 슬관절 등의 정형외과 수술에서 뼈 절삭을 위해 5축 밀링 기계의 공구 경로 생성 방법을 연구했다. 무릎 뼈 절삭에서 인근 피부 조직과 간섭을 최소화하는 공구 자세를 제안하였다. Mitsubishi 등의 연구^[14]에서는 뼈의 가공 특성을 분석하였다.

Wang 등^[15]은 척추 수술을 위한 자동 밀링 로봇 시스템 개발했다. 척추 뼈를 밀링 절삭하면서 힘 센서로 절삭력을 관찰하면서 로봇을 제어했다. 뼈의 외피층(cortical layer)이 내부 해면층(cancellous layer)보다 더 강한 특성을 이용했다. 절삭 공구가 내부 외피층에 도달해서 절삭력이 증가하면 절삭을 멈추도록 고안했다.

이 논문에서 소개하는 프로토타입 시스템은 Xia 등^[9]의 연구에서 사용한 추종 제어 방법을 초기 셋업 과정에 사용한다. 두개골에 구멍을 뚫는 실제 절삭 과정은 Wang 등^[15]이 적용한 개념을 적용했다. 그러나 자동 제어 방식으로 두개골에 구멍을 뚫는 시스템은 이 논문에서 처음 시도하는 내용이다. 안전을 위해 수술 중 측정으로 셋업의 정밀도를 개선하고 황삭과 정삭의 단계를 나누어 두개골을 절삭하는 것도 이 연구에서 처음 시도하는 것이다.

3. 로봇 시스템의 구성 및 개요

개발된 프로토타입 시스템은 힘 센서를 말단(end effector)에 부착한 5 자유도 로봇과 로봇 제어 및 응용 프로그램으로 구성되며 기본적인 시스템 구성은 Xia 등의 연구^[9]에서 사용한 것과 유사하다. 사용된 로봇은 Fig. 4에서 보여진 NeuroMate로 프랑스 Grenoble 대학에서 개발되었으나 최근에는 영국 Renishaw사의 자회사인 Renishaw mayfield에서 취급하고 있다. NeuroMate 로봇은 뇌 혹은 신경 수술에서 수술 도구의 방향과 위치를 정교하게 맞추는 정위절차(stereotactic procedure)를 위해 고안되었으며, FDA가 승인한 영상유도(image-guided) 로봇 시스템이다^[16].

개발된 로봇 시스템은 NeuroMate 시스템의 영상유도 제어를 사용하지 않는다. Fig. 4에서 보는 것과 같이 수술 도구인 드릴과 로봇의 마지막 축



Fig. 4 NeuroMate robot

사이에 힘 센서를 부착하고, 힘 센서에 가해지는 힘과 토크를 고려하여 로봇을 직접 제어하는 로봇 제어 프로그램을 구현하였다. 작업자가 수술 도구인 드릴을 잡고 힘을 가하여 움직이면 힘 센서에 힘과 토크가 가해진다. 로봇 제어 프로그램에서는 힘 센서에 가해진 힘을 분석해서 작업자의 동작 의도를 파악하고 로봇을 움직인다. 절삭 중에 발생하는 드릴의 절삭력도 힘 센서에 전달된다. 로봇 제어 프로그램에서는 절삭 유형에 따라 힘 센서에 가해진 힘을 분류하고 로봇을 적절히 제어한다. 이 연구에서 사용한 6 자유도 힘 센서는 미국 JR3사의 67M25A 모델이다.

Fig. 5는 개발된 로봇 시스템의 개략적인 구조다. 소프트웨어 프로그램은 로봇에 장착된 공구의 경로를 생성하는 경로 계획 모듈과 CT 좌표계와 로봇 좌표계를 일치시키는 정합 모듈, 로봇의 자세와 위치를 직접 제어하는 제어 모듈로 구분된다. 소프트웨어 시스템 구현을 위해 기본적인 수학 연산은 기존 공개 라이브러리를 사용하였다. 전체적인 제어 시스템의 구성과 일부 정형화된 알고리즘은 기존의 공개된 소스를 참고해서 새로 구현

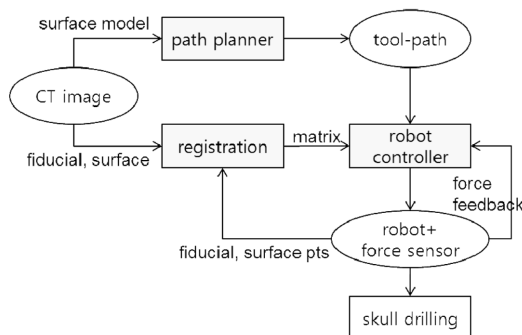


Fig. 5 Overview of the skull drilling system

하였다.

경로 계획(path planner) 모듈에서는 구멍 절삭을 위한 로봇의 이동 경로를 계산해서 별도의 파일로 생성한다. 절삭을 위한 공구 경로 생성에는 CT 이미지로 생성된 두개골 곡면 모델이 사용된다. 두개골의 곡면은 삼각망 모델로 표현했으며, 공구 경로는 직교 좌표계에서 공구 중심점의 좌표 값과 공구 축의 방향(orientation)으로 표현했다. 경로 계산 방법은 일반적인 형상 가공을 위한 방법과 크게 다르지 않으며, 전체적인 시스템을 소개하는 것이 이 논문의 목적이므로 구체적인 소개는 생략한다.

정합(registration) 모듈에서는 CT 이미지의 좌표계와 로봇의 좌표계를 일치시키는 좌표 변환 행렬을 계산한다. CT 이미지를 이용해서 로봇의 경로를 계획하고 계획된 로봇의 경로로 로봇의 위치를 제어하기 때문에 CT 이미지의 좌표계와 로봇의 좌표계를 일치시켜야 한다. 서로 다른 두 개의 지역 좌표계를 일치시키는 과정을 정합이라 한다^[17,18]. 정합 계산에서는 서로 다른 두 개의 지역 좌표계에서 표현된 동일한 기준점 혹은 기준 형상을 이용해서 좌표 변환 행렬을 구한다.

정합 방법은 다양하지만 개발된 시스템에서는 Arun 등의 연구^[19]에서 소개한 방법을 사용하였다. 정합 방법을 간략히 설명하기 위해 어떤 점 집합 $\{p_i\}$ 를 가정하자. 그 점 집합이 서로 다른 두 개의 지역 좌표계에서 각각 $\{a_i\}$, $\{b_i\}$ 로 표현된다고 할 때 모든 i 에 대해 식 (1)을 만족하는 좌표 변환 행렬 F 를 구하려 한다.

$$b_i = Fa_i \tag{1}$$

점 집합 $\{a_i\}$, $\{b_i\}$ 가 노이즈를 포함한 측정값인 경우 오류 함수인 식 (2)의 ϕ 를 최소화하는 F 가 최적의 좌표 변환 행렬이 된다.

$$\phi = \sum_i^n |b_i - Fa_i|^2 \tag{2}$$

좌표 변환 행렬 F 는 식 (3)과 같이 회전 변환과 이동 변환으로 분해할 수 있으며, 식 (3)을 식 (2)에 대입하면 식 (4)와 같다.

$$F = [RT] \tag{3}$$

$$\phi = \sum_i^n |b_i - (Ra_i + T)|^2 \tag{4}$$

그리고 두 점 집합의 무게 중심은 식 (5), (6)와 같다.

$$\bar{a} = \frac{1}{n} \sum_i^n a_i \quad (5)$$

$$\bar{b} = \frac{1}{n} \sum_i^n b_i \quad (6)$$

그런데 두 점 집합의 무게 중심은 서로 대응 관계에 있으므로 식 (1)에 의해 식 (7)과 같이 쓸 수 있고, 결과적으로 이동 변환 행렬은 식 (8)과 같다.

$$\bar{b} = F\bar{a} = R\bar{a} + T \quad (7)$$

$$T = \bar{b} - R\bar{a} \quad (8)$$

점 집합의 무게 중심에서 각 점까지의 변위를 아래와 같이 정의하자.

$$\alpha_i = a_i - \bar{a} \quad (9)$$

$$\beta_i = b_i - \bar{b} \quad (10)$$

식 (4)에 식 (8), (9), (10)를 대입하면 식 (11)이 얻어진다.

$$\phi = \sum_i^n |\beta_i - F\alpha_i|^2 \quad (11)$$

결과적으로 최초의 문제는 식 (11)을 최소화하는 R을 구한 후 식 (8)의 T를 구하는 문제로 단순화 된다.

식 (11)을 최소화하는 R을 구하는 방법은 Newton-Raphson 탐색법, 특이값 분해(singular value decomposition) 방법^[19], 쿼터니언(quaternion) 방법^[17,20] 등이 있다. 개발된 시스템에서는 특이값 분해 방법을 사용했다. 특이값 분해 방법에서는 직교 행렬의 특징을 이용한다. 식 (11)을 전개해서 정리하면 식 (12)와 같으므로 식 (13)의 ϖ 를 최대화하는 R을 구하는 문제로 변형된다.

$$\phi = \sum_i^n (\beta_i^T \beta_i + \alpha_i^T \alpha_i - 2\beta_i^T R\alpha_i) \quad (12)$$

$$\varpi = \sum_i^n \beta_i^T R\alpha_i = \text{Trace} \left(\sum_i^n R\alpha_i \beta_i^T \right) \quad (13)$$

식 (14)와 같이 H를 정의하고, 식 (15)와 같은 특이값으로 H를 분해하면, Cauchy-Schwarz 부등식에 의해 식 (16)과 같은 R이 식 (13)을 최대화하는

R이 된다. 특이값 분해 계산에는 선형대수 라이브러리인 LAPACK^[21]을 사용했다.

$$H = \sum_i^n \alpha_i \beta_i^T \quad (14)$$

$$H = U\Sigma V^T \quad (15)$$

$$R = VU^T \quad (16)$$

개발된 시스템은 두 번의 정합으로 정합 정밀도를 높였다. 초기 정합과 2차 정합으로 나뉘는데 초기 정합에는 CT 이미지의 기준점(fiducial point: a_i)과 로봇으로 측정된 실물 기준점(fiducial point: b_i)을 사용한다. 2차 정합에는 로봇으로 측정된 두 개골 표면의 측정점(surface point: b_i)과 CT 이미지에서 얻은 곡면 정보(surface)를 사용한다. 측정점과 곡면의 정합에는 ICP(iterative closest point) 알고리즘^[16]을 사용한다. ICP 알고리즘은 점 집합과 곡면을 사용해서 두 개의 좌표계를 일치시킨다. 기준점(b_i)에 대응하는 가장 가까운 점을 곡면에서 찾고 그 점을 기준점(a_i)으로 사용한다. 정합 모듈에서 계산된 좌표 변환 행렬은 로봇 제어 모듈에서 사용된다.

로봇 제어(robot controller) 모듈에서는 로봇의 동작 유형과 힘 센서에 가해진 힘의 크기와 방향에 따라 로봇의 위치와 움직이는 속도를 제어한다. 로봇의 동작 유형은 추종 동작, 탐침 동작, 절삭 동작의 세 가지로 분류된다. 추종 동작(compliance motion)은 작업자가 공구를 잡고 움직이면 로봇이 작업자가 원하는 방향으로 따라서 움직이는 동작이다^[22]. 추종 동작 중에는 힘 센서에 다소 큰 힘이 가해져도 로봇을 가해진 힘 방향으로 이동시킨다. 그러나 지나치게 큰 값이 가해진 경우는 충돌 등의 비정상적인 상황이 발생한 것으로 판단하고 로봇의 이동을 중단한다. 비정상적 외력을 판단하기 위한 힘의 한계값은 별도로 지정할 수 있다.

탐침 동작(probing motion)은 입력된 공구 경로를 따라 자동으로 움직이면서 두개골 표면의 좌표값을 얻는 측정 동작이다. 탐침 동작 중에는 매우 작은 외력에도 이동을 중단한다. 외력이 감지되는 순간 두개골 표면에 접촉했다고 판단하기 때문이다. 로봇은 공구 끝의 중심점을 기준으로 제어되기 때문에 접촉했을 때 힘 센서에 감지된 힘의 방향을 고려해서 두개골 표면의 좌표값을 계산한다. 표면에 접촉했을 때 공구의 반경이 r, 로봇의 공구

중심 좌표값이 \vec{P}_c 이고, 힘 센서에 감지된 힘의 단위 벡터가 \vec{F} 일 때 접촉점의 좌표값은 식 (17)와 같다(Fig. 6 참조).

$$\vec{P}_s = \vec{P}_c - r\vec{F} \quad (17)$$

절삭 동작(cutting motion)은 입력된 공구 경로를 따라 자동으로 움직이면서 두개골을 절삭하는 동작이다. 절삭 동작 중에는 일반적인 절삭력을 초과하는 경우에 이동을 중단한다. 절삭 동작은 다시 황삭 동작과 정삭 동작으로 나뉜다. 황삭 동작은 다소 안전한 영역에서 수행되므로 빠른 절삭이 그 목적이다. 정삭 동작은 안전하게 내피층을 절삭하고 내부 피층을 관통하는 순간에 절삭을 멈추는 것이 그 목적이다. 공구가 두개골의 내부 피층을 관통하는 순간에 절삭력이 급격하게 감소하는 특성을 이용해서 이동을 중단한다. 로봇의 안전 제어를 위한 절삭력 한계값은 실험을 통해 정해야 한다.

탐침 동작과 절삭 동작은 미리 계획된 경로로 움직이는 동작이지만 동적인 환경 변화에 따라 계획을 수정한다. 계획된 경로는 수술 전(preoperative) CT 이미지에 근거하므로 수술 중(intraoperative)의 실제 두개골 형상과 다를 수 있다. 정합 오차 때문에 계획된 경로와 실제 상황이 다를 수도 있다. 수술 전에 형상 정보를 통해 미리 계획을 수립하고 수술 중에 동적 정보를 통해 상황에 대응하는 것이 이 연구에서 소개하는 로봇 시스템이 다른 로봇 시스템과 다른 점이다.

4. 두개골 드릴링의 전체적인 절차

두개골에 구멍을 뚫기 위한 수술 전 준비 작업으로 환자의 CT 이미지를 곡면 모델로 변환하고 곡면 모델을 이용해서 로봇의 공구 경로를 계산한다. 정합을 위해 CT 이미지에서 두개골에 부착된 마커의 좌표값을 확인한다. 곡면을 변환하는 작업

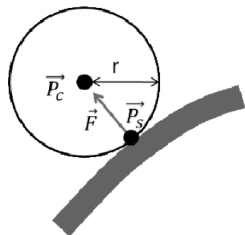


Fig. 6 Estimation of a probe contact point

과 마커의 좌표값 확인 등은 3D Slicer^[23]를 사용했다.

수술 중에 이루어지는 전체적인 작업의 수순과 각 작업에서 사용되는 로봇의 동작 제어 방식은 Fig. 7과 같다. 먼저 추종 동작으로 얻은 기준점과 CT 이미지의 기준점으로 초기 정합을 수행한다. 초기 정합 결과가 만족스러우면 탐침 동작으로 얻은 측정점과 CT 이미지의 곡면으로 2차 정합을 수행한다. 두번의 정합이 끝나면 황삭과 정삭으로 가공을 완료한다.

수술 중에 이루어지는 첫 작업은 추종 동작으로 두개골에 부착된 마커의 로봇 좌표값을 취득하는 것이다. 작업자가 로봇 말단에 부착된 공구를 잡고 움직여 공구의 끝을 마커 중심 가까이 가져가서 마커의 축 방향을 지정해주면 로봇이 자동으로 마커의 중심점을 탐색한다. 작업자가 로봇을 잡고 움직일 때 로봇은 추종 동작으로 제어된다. 마커 중심점 자동 탐색을 위한 로봇의 제어 방법은 Kazanides 등의 방법^[24]을 사용했다.

마커 중심점 자동 탐색을 위한 로봇의 제어는 나사 구멍에 나사를 끼우는 전통적인 로봇 제어 문제(peg-in-hole)와 유사하다. Fig. 8의 (a)에서 보듯이 A 방향으로 공구의 끝이 움직이면 반력 Fr이 감지된다. Fr을 A와 평행한 방향의 힘(Fa)과 수직인 힘(Fv)으로 분해하면 공구 끝을 움직여갈 방향을 알 수 있다. A와 Fv의 합력 방향으로 움직이면서 Fig. 8의 (b)와 같이 A와 수직인 반력이 일정한 값이 되면 마커의 중심점이라고 판단하고 탐색을 멈춘다. 이 방법은 사용자가 지정한 초기 위치와 마커의 축 방향이 중요하다. 축 방향으로 이동했을 때 공구의 끝이 마커의 중심 구멍으로 진입해야 한다. 그렇지 않은 경우 축과 마커 중심 방향으로 향하는 분력을 얻을 수 없어서 자동 탐색에 실패한다.

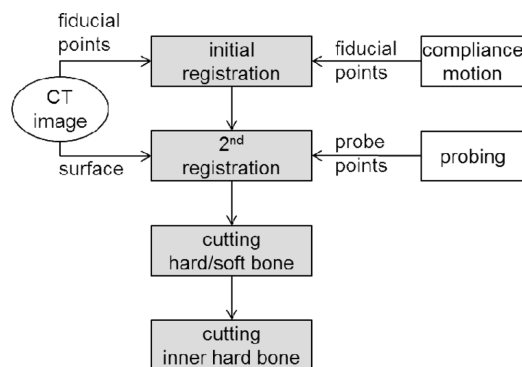


Fig. 7 Overall procedure of drilling operation

두개골에 부착된 모든 마커의 좌표값 측정이 끝나면 CT 이미지에서 확인된 좌표값(fiducial points in CT frame)과 로봇으로 측정된 좌표값(fiducial points in robot frame)들을 이용해서 정합 모듈에서 좌표계 변환 행렬을 계산한다. 정합 모듈은 정합 오류를 RMS (root mean square)로 계산하는데 정합 결과가 나쁘면 수술을 중단한다. 식 (2)를 최소화하는 F 가 F^* 일 때 RMS는 식 (18)과 같다.

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^n (b_i - F^* a_i)^2 / n} \quad (18)$$

2차 정합을 위한 탐침 작업은 로봇이 측정 경로를 따라 자동으로 움직이면서 뚫을 구멍 주위의 두개골 표면을 측정한다. 이때 로봇은 탐침 동작(probing motion)으로 제어된다. 로봇의 위치 제어에 초기 정합에서 얻어진 좌표계를 사용하기 때문에 초기 정합 결과가 나쁜 경우에는 자동 측정을 통해 정합을 개선할 수 없다. 이러한 경우는 부착된 마커가 이동되었거나 데이터를 혼동하는 등의 명백한 오류이므로 수술을 진행할 수 없다.

2차 정합은 탐침 작업으로 얻어진 측정값과 CT 이미지의 곡면으로 수행한다. 2차 정합으로 초기 정합의 미세한 오차를 보정하거나 심각한 정합 오류를 사전에 발견할 수 있다. 생명체는 일반 대상물과 달리 수시로 변화한다. 그리고 인체의 두개골을 완벽히 고정할 수도 없다. 결국 수술실에서 측정된 마커의 상대 위치는 CT 스캔 시점의 마커 상대 위치와 다를 수 있다. 개발된 프로토타입 시스템의 방법은 두개골에 구멍을 뚫기 직전에 두개골 표면을 직접 측정하고 곡면 모델과 비교해서 오차를 보정할 수 있다.

두개골 외피층과 내부 해면층의 가공은 로봇이 자동으로 절삭하며 황삭 동작으로 제어된다. 두개골 내피층을 가공 여유로 사용하기 때문에 위험도가 다소 낮은 가공이며, 지정된 절삭력을 초과하거나 외력이 감지되는 경우에 로봇은 동작을 멈춘다. 하드웨어와 소프트웨어에 비상 멈춤 단추가 있

지만 돌발 상황에 작업자가 로봇에 장착된 공구를 잡고 힘을 가해서 로봇의 동작을 멈출 수도 있다.

두개골 내피층은 정상 동작으로 자동 가공된다. 이때 로봇은 정상 동작으로 제어되므로 과도한 절삭력은 물론이고 갑작스런 절삭력 감소에도 절삭이 중단된다. 정상 동작은 단일 밀도의 뼈 층을 절삭하는 것을 가정한다. 내피층이 관통될 때 급격한 절삭력 변화를 얻기 위해 항상 플런지 형태로 가공한다. 뼈의 절삭력 실험을 통해 절삭력의 한계값들을 찾아야 로봇의 동작을 안정하게 제어할 수 있다.

5. 프로토타입의 실험 결과

개발된 프로토타입 시스템의 가능성을 평가하기 위해 플라스틱 모형 두개골을 이용해서 일련의 과정을 실험했다. 모형 두개골에 마커를 부착한 후 CT 스캔으로 이미지를 얻었다. Fig. 9는 CT 이미지를 다시 삼각형 곡면 모델로 변환한 것이다. 그림에서는 확인할 수 없지만 두개골의 내부 표면도 곡면 모델에 포함되어 있다. 실험에 사용한 마커는 IZI Medical Products사의 MM3002 Multi-Modality Fiducial Marker^[25]다. CT 이미지의 해상도는 가로, 세로, 높이가 각각 2 mm다. 그런데 CT 스캔 후에 일부 마커가 유실되어 CT 이미지를 참고해서 마커를 새로 부착하였다. 결국 실험에 사용된 CT 이미지의 마커 위치는 일반적인 경우보다 더 많은 오차를 포함하게 되었다. 초기 정합에 사용된 마커의 개수는 10개다. 정합 후 식 (19)와 같은 RMS로 계산된 정합 오류는 3.7 mm로 나타났다.

$$RMS_1 = \sqrt{\sum_{i=1}^n (b_i - F_1 a_i)^2 / n} \quad (19)$$

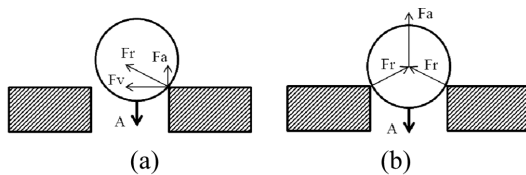


Fig. 8 Finding marker center

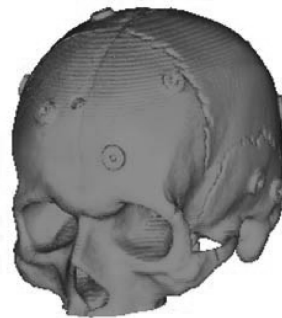


Fig. 9 Triangular surface model for a phantom skull

이때 F_1 은 정합 계산으로 얻은 최적 좌표 변환 행렬이며, a_i 는 CT 이미지에서 확인한 마커의 좌표값이다. 그리고 b_i 는 a_i 에 대응하는 마커를 로봇으로 측정된 마커의 좌표값이다. n 은 마커의 개수다.

두개골 표면을 로봇으로 탐침한 측정점과 두개골 곡면 모델로 2차 정합을 수행했다. 탐침 측정점의 개수는 20개며, 로봇의 ‘탐침 동작’ 제어를 위해 최대 속도는 1 mm/sec, 최대 가속도는 2 mm/sec²로 제한하였다. 그리고 탐침의 접촉 여부는 0.5 N의 힘을 감지하는 순간으로 판단하였다. 초기 정합 결과를 사용하기 때문에 ICP 알고리즘이 5회 이내에 수렴하였다. 2차 정합 결과는 RMS가 0.27 mm로 계산되었다. 이때의 RMS 계산식은 식 (20)와 같다.

$$RMS_2 = \sqrt{\sum_{i=1}^m (p_i - F_2 c_i)^2} / m \quad (20)$$

이때 p_i 는 로봇이 탐침한 측정점의 좌표값이며, c_i 는 p_i 와 가장 가까운 두개골 곡면 위의 점이다. m 은 탐침 측정점의 개수다.

정합을 완료한 후 구멍을 뚫기 위한 절삭은 경로 시뮬레이션으로 실험을 대신하였다. 모형 두개골의 재질이 실제 인체 두개골의 재질과 다르고 절삭 특성이 서로 달라서 모형 두개골을 절삭하는 것이 큰 의미가 없었기 때문이다. 사용한 공구는 수작업 드릴링에서 사용하는 직경 3 mm의 버링 공구다. 가공할 구멍의 지름은 10 mm이다. 구멍의 위치는 정수리를 기준으로 좌측으로 조금 떨어진 곳을 임의로 정해서 경사 구멍을 뚫도록 하였다. 구멍의 깊이는 CT 이미지에서 얻어진 두개골의 겉면과 안쪽면 형상에 의해 자동으로 결정된다. Fig. 10은 로봇의 공구 경로 시뮬레이션 결과다. 로봇의 탐침 동작은 공구가 두개골을 접촉하는 순간을 확인하고, 정삭 동작은 공구가 뼈를 관통하는 순간을 확인하기 때문에 탐침 경로와 정삭 경로는 공구 축 방향으로 움직이는 것을 확인할 수 있다.

계획된 공구 경로로 로봇이 의도한대로 제어되는지 실험하였다. 탐침 경로는 두개골 모형 표면의 접촉점을 안전하게 자동 측정하였으며 그 결과는 정합 계산에 사용되었다. 황삭과 정삭 경로는 두개골 모형을 제거한 후 공구 동작을 확인하였으며, 의도한 경로를 따라 작동하였다. 탐침 중에는 작은 외력에도 로봇이 멈추는 것을 확인하였다. 황

삭과 정삭 중에도 위급 상황을 가정해 공구에 외력을 가했을 때 로봇이 멈추는 것을 확인하였다.

6. 토의 및 결론

이 연구에서는 뇌수술을 위해 개발된 인체의 두개골에 구멍을 뚫는 자동 로봇 시스템의 프로토타입을 소개하였다. 소개된 프로토타입 시스템은 수술 전에 얻어진 형상 정보로 로봇의 공구 경로를 계획하고 수술 중에 힘 센서로 얻어진 동적 정보로 계획을 수정하거나 보완하는 방법으로 안전성을 확보한다. 개발된 프로토타입 시스템은 미리 계획된 탐침 경로로 탐침을 성공적으로 수행하였다. 자동 탐침으로 얻은 측정점으로 일반적인 정합 결과를 개선할 수 있었다. 황삭과 정삭의 경우 컴퓨터 그래픽 시뮬레이션과 로봇 동작으로 초보적인 가능성을 확인했지만 두개골을 직접 절삭하는 실험을 수행하지 못해 실제적인 적용 가능성은 판단할 수 없었다. 제안된 자동 절삭 공정은 실제 두개골 절삭을 통해 많은 절삭력 데이터를 얻어서 분석해야만 실제 적용 가능할 것으로 판단된다.

개발된 시스템은 과절삭은 허용하지 않지만 미절삭은 허용하도록 설계되었다. 계획된 가공 경로로 모든 절삭을 마쳐도 두개골의 뼈 층이 완전히 절삭되지 않을 수 있다. CT 이미지와 실제 두개골 곡면이 완전히 일치하지 않거나 정합 오차로 미절삭이 생길 수 있다. 그러나 뇌막 혹은 대뇌피질 등의 뇌 조직을 절삭하는 과절삭은 방지하도록 설계되었다. 정합 오류 등의 이유로 공구가 뼈층을 관통하고 뇌조직으로 진입하는 순간 가공을 멈추도록 설계되었다. 그러나 개발된 시스템이 의도한대

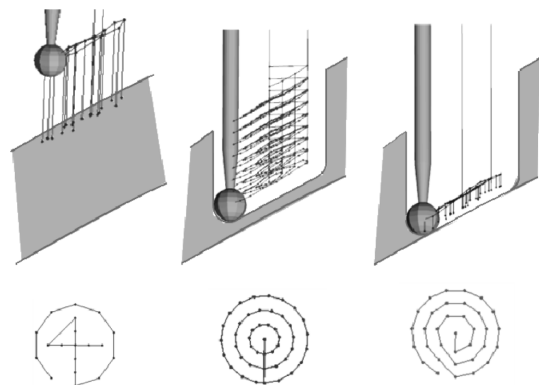


Fig. 10 Cutting paths. (left) probing path; (middle) rough cutting path; (right) fine cutting path

로 작동하기 위해서는 많은 절삭시험이 필요하다. 미절삭은 의사가 수작업으로 가공을 완료해야 한다.

실제 두개골의 안전한 절삭을 위해서는 실제 두개골의 절삭력 프로파일 분석이 필요하다. 과도한 절삭력과 일반적인 절삭력을 파악하고 두개골 내 피층을 관통할 때 급격히 감소하는 절삭력을 파악해야 로봇의 절삭 동작을 올바르게 제어할 수 있기 때문이다.

수술을 위한 자동 로봇 시스템을 위해서는 두개골을 포함한 인체 뼈의 절삭성 연구가 매우 절실하다. 뼈는 산업에 사용되는 재료와 달리 밀도와 구조가 일정하지 않기 때문이다. 또 각각의 상황에 보다 안전한 로봇의 동작 제어도 매우 중요한 연구가 될 것이다. 가공된 뼈 조각(절삭 칩)의 처리 방법도 고안할 필요가 있다.

감사의 글

이 연구는 서울과학기술대학교의 해외 파견 연구비 지원으로 수행되었습니다. 이 연구에 Johns Hopkins University의 CISST ERC에서 개발한 공개 라이브러리를 사용했으며, 연구 센터의 Prof. Russel Taylor, Prof. Peter Kazanzides, Mr. Zihan Chen의 도움에 감사합니다.

참고문헌

- Kim, Y.H., Song, S.W., Lee, J.Y., Kim, J.W., et al., 2011, Surgically Treated Brain Tumors: A Retrospective Case Series of 10,009 Cases at a Single Institution, *World Neurosurgery*, 76(6), pp. 555-563.
- American Association of Neurological Surgeons, Brain Tumors, <http://www.aans.org>.
- ACRA-CUT Inc., Perforators, <http://www.acra-cut.com>.
- Anspach Effort Inc., Products, <http://www.anspach.com>.
- Vogel, T.W., Dlouhy, B.J. and Howard, M.A., 2011, Don't Take the Plunge: Avoiding Adverse Events with Cranial Perforators, *Journal of Neurosurgery*, 115(3), pp. 570-575.
- Ito, M., Sonokawa, T., Mishina, H. and Sato, K., 2001, Penetrating Injury of the Brain by the Burr of a High-speed Air Drill During Craniotomy: Case Report, *Journal of Clinical Neuroscience*, 8(3), pp. 261-263.
- Intuitive Surgical, <http://www.intuitivesurgical.com>.
- Taylor, R.H., Lavalée, S., Burdea, G. and Motes, R., 1995, *Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications*, The MIT Press.
- Xia, T., Baird, C., Jallo, G., Hayes, K., Nakajima, N., Hata, N. and Kazanzides, P., 2008, An Integrated System for Planning, Navigation and Robotic Assistance for Skull Base Surgery, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 4(4), pp. 321-330.
- Yen, P.L. and Davies, B.L., 2010, Active Constraint Control for Image-guided Robotic Surgery, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(5), pp. 623-631.
- Burger, T., Laible, U. and Pritschow, G., 2001, Design and Test of a Safe Numerical Control for Robotic Surgery, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 50(1), pp. 295-298.
- Brodie, J. and Eljamel, S., 2011, Evaluation of a Neurosurgical Robotic System to Make Accurate Burr Holes, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 7(1), pp. 101-106.
- Sugita, N., Osa, T., Nakajima, Y. and Mitsuishi, M., 2008, Optimization of Toolpath Generation in Medical CAM for a Machine Tool for Orthopedic Surgery, *Manufacturing Systems and Technologies for the New Frontier*, Part 11, pp. 405-408.
- Mitsuishi, M., Warisawa, S., Sugita, N., Suzuki, M., Moriya, H., Hashizume, H., Fujiwara, K., Abe, N., Inoue, H., Kuramoto, K., Inoue, T., Nakashima, Y. and Tanimoto, K., 2005, A Study of Bone Micro-Cutting Characteristics Using a Newly Developed Advanced Bone Cutting Machine Tool for Total Knee Arthroplasty, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 54(1), pp. 41-46.
- Wang, T., Luan, S., Hu, L., Liu, Z., Li, W. and Jiang, L., 2010, Force-based Control of a Compact Spinal Milling Robot, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 6(2), pp. 178-185.
- Renishaw, Stereotactic Robot, <http://www.renishaw.com>
- Besl, P.J. and McKay, N.D., 1992, A Method for Registration of 3-D Shapes, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2), pp. 239-256.
- Hong, H.K. and Cho, K.H., 2000, A Study on the Automatic Registration of Multiple Range

- Images Obtained by the 3D Scanner around the Object, *Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers*, 5(3), pp. 285-292.
19. Arun, K.S., Huang, T.S. and Blostein, S.D., 1987, Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-9(5), pp. 698-700.
20. Horn, B.K.P., 1987, Closed Form Solution of Absolute Orientation Using Unit Quaternions, *Journal of Optical Society of America A*, 4(4), pp. 629-642.
21. LAPACK, <http://www.netlib.org/lapack>.
22. Brady, M., Hollerbach, J.M., Johnson, T.L., Lozano-Perez, T. and Mason, M.T., 1983, *Robot Motion: Planning and Control*, The MIT Press.
23. 3D Slicer, <http://www.slicer.org>.
24. Kaznazides, K., Zuhars, J., Mittelstadt, B. and Taylor, R.H., 1992, Force Sensing and Control for a Surgical Robot, *Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Nice, France.
25. IZI Medical Products, Multi-Modality Markers, <http://www.izimed.com>.



정 연 찬

1989년 한양대학교 산업공학과 학사
 1991년 KAIST 산업공학과 석사
 1996년 KAIST 산업공학과 박사
 1998년 다이물러크라이슬러 연구원
 1991년~2002년 큐빅테크 수석 연구원
 2010년 Johns Hopkins University Visiting Professor
 2004년~현재 서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과 부교수
 관심분야: CAD/CAM, 생산기술 자동화
