

척추 융합 수술을 위한 삼차원 척추경 모델을 이용한 자동 수술 계획 시스템

Automated Surgical Planning System for Spinal Fusion Surgery with Three-Dimensional Pedicle Model

이 종 원, 김 성 민, 김 영 수, 정 완 균*
(Jongwon Lee¹, Sungmin Kim², Young Soo Kim², and Wan Kyun Chung¹)

¹Pohang University of Science and Technology

²Hanyang University

Abstract: High precision of planning in the preoperative phase can contribute to increase operational safety during computer-aided spinal fusion surgery, which requires extreme caution on the part of the surgeon, due to the complexity and delicacy of the procedure. In this paper, an advanced preoperative planning framework for spinal fusion is presented. The framework is based on spinal pedicle data obtained from CT (Computed Tomography) images, and provides optimal insertion trajectories and pedicle screw sizes. The proposed approach begins with safety margin estimation for each potential insertion trajectory that passes through the pedicle volume, followed by procedures to collect a set of insertion trajectories that satisfy operation safety objectives. The radius of a pedicle screw was chosen as 70% of the pedicle radius. This framework has been tested on 68 spinal pedicles of 8 patients requiring spinal fusion. It was successfully applied, resulting in an average success rate of 100% and a final safety margin of 2.44 ± 0.51 mm.

Keywords: surgical planner, spinal fusion surgery, operational safety, medical robot

I. 서론

척추 융합 수술(spinal fusion surgery)의 목적은 질환이 있는 척추 뼈 양단에 척추경 나사못을 삽입하여 이들을 함께 고정 시킴으로써 척추 간 비이상적 움직임을 방지하여 이로 발생한 통증을 제거하는 것에 있다(그림 1). 비 수술 치료법으로 치료하기 힘든 증상이 심한 환자들에게 주로 시술되며, 추간관 탈출증, 척추 골절, 요추관 협착증, 척추 탈위증 등의 척추 질환 치료에 효과적으로 평가된다. 척추 융합 수술은 양호한 수술 예후, 우월한 생체역학적 특성, 여러 질환에 공통적으로 사용될 수 있는 술법이라는 점에서 다양하게 시술되고 있다[1].

하지만 시술 도중 요추 기준 4.5-8.0mm의 지름을 갖는 척추경 나사못(pedicle screw)이 약 6.0-10.0mm 지름을 갖는 척추 내 척추경 영역 내에 안전하게 삽입되어야 한다. Rampersaud는 흉추 및 요추의 척추 융합 수술 시 바람직한 수술 정밀성이 시술 위치에 따라 0.0-3.8mm 이내라는 것을 실험적으로 증명하였다[2]. 척추 융합 수술 시 매우 작은 오차의 여유만

이 허용되기 때문에, 의사는 극도로 주의를 기울이며 시술을 진행한다. 시술 시 실패는 척추 내 척수 신경에 상처를 남길 수 있으며, 환자에게 심각한 결과를 가져온다. 실제로 약 10-15% 정도의 환자의 경우에 수술 계획된 위치에서 벗어난 지점에 척추경 나사못이 위치하게 되며, 이 가운데 반 정도는 환자에게 심각한 상처를 남긴다는 것이 임상 결과 보고 되었다[3,4].

상기 척추 융합 수술의 위험성을 해결하기 위하여, 근래까지 척추경 나사못 삽입 위치 보조를 위한 수술 보조 로봇[5-10] 및 의사의 조작을 받아 로봇이 직접 척추경 나사못 삽입술을 진행하는 수술 로봇[11-13] 등 많은 연구들이 진행되어 왔다. 그러나 척추 융합 수술을 목적으로 상용화된 수술 시스템들도 실제 임상 실험에서 정밀성은 수술 계획 위치에서 최대 1.5mm의 오차를 보였다[10,14]. 이는 수술 중 의사의 영향, CT (Computed Tomography)/fluoroscope 영상의 왜곡, 로봇 부착 시 오차, 수술 항법 장치 및 추적 시스템 기반 정합(registration) 오차 등에 기반한다. 이러한 시스템 정밀성의 한

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2011. 4. 20., 수정: 2011. 5. 25., 채택확정: 2011. 6. 8.

이종원, 정완균: 포항공과대학교 대학원, 기계공학과

(samjong2@postech.ac.kr/wkchung@postech.ac.kr)

김성민: 한양대학교 생체의공학과(sungminkim@hanyang.ac.kr)

김영수: 한양대학교 의과대학 신경외과(ksy8498@hanyang.ac.kr)

※ 본 연구는 지식경제부 ‘산업원천기술개발사업’의 일환인 “노약자를 위한 감성교감 및 이동보조 서비스 로봇 개발” 과제(10038574), 교육과학기술부와 한국연구재단의 <실감교류 인체감응술루선> 글로벌프론티어연구개발사업(한국연구재단-M1AXA003-2010-0029748), 교육과학기술부와 한국연구재단의 도약 연구 지원 프로그램(R17-2008-021-01000-0), 한국과학기술원 국방무인화 기술 특화연구센터를 통한 방위사업청과 국방과학연구소의 연구비 지원으로 수행되었습니다.

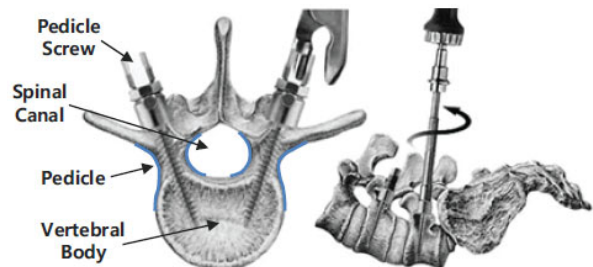


그림 1. 척추경 나사못을 이용하여 고정된 척추.

Fig. 1. A vertebra fused using pedicle screws.

계는 아직도 척추 융합 수술에 필요한 수술 안전성 보장을 불충분하게 만든다.

상기 문제점을 근본적으로 해결하기 위해, 본 논문은 수술 전 계획 단계에서 정밀한 삼차원 척추경 모델을 이용하여 위의 시스템 오차 정도 이상의 안전성 여유(safety margin)를 보장하는 척추 융합 수술 목적의 안전한 수술 경로 생성 및 척추경 나사못 모델선정을 목적으로 한다. 수술 전 계획 단계에서 수술 중 발생할 수 있는 오차 이상의 안전성 여유를 확보할 수 있다면, 수술 중 상기 원인들로 인하여 수술 계획 지점에서 의도치 않게 척추경 나사못의 위치가 벗어나는 상황에서도 척추경 나사못은 항상 척추경 내부에 존재하여 수술 안전성을 도모할 수 있다.

현재까지 척추경 모델 기반 척추경 나사못의 삽입 경로 자동 제시에 대한 연구는 Wicker의 연구가 유일하다[15]. 하지만 이 방법은 척추경의 주축이 CT의 coronal 면과 직교된다는 오차를 포함한 가정에 기초하고, 척추경 표면과 나사못 간 접촉 및 관통 우려가 없는 영역 정보가 수술 경로 생성 시 불필요하게 사용된다는 점에서 생성된 수술 계획이 안전성을 보장하지 못한다. 또한 이 연구는 임상 데이터를 이용한 알고리즘 검증 없이 방법론만 제시하였다는 한계점을 가지고 있다.

이러한 문제점 내에서 우리는 척추 융합 수술을 목적 목적의 진보된 수술 전 계획 시스템을 제안하였다. 상용화를 목적으로 개발된 척추 수술 로봇 시스템인 SpineBot에 적용된 매뉴얼 수술 계획 시스템인 Hexaview [9,10]을 기반으로 하여, 본 수술 계획 시스템은 수술 안전성 관점의 척추경 나사못의 최적 삽입 경로 및 그 크기를 자동으로 생성, 결정하여 의사에게 전달한다. 의사는 제공된 수술 계획안을 이용하여 판단을 한 후 이를 그대로 사용하거나 수정을 가할 수 있게 된다. 제안된 수술 계획 알고리즘 내에는 척추 좌우 대칭적인 특징을 이용한 잘못된 계획 경로 제거 방법이 사용되어 바람직하지 않은 계획 경로를 판단, 사전에 제거하여 알고리즘의 계산 부담을 줄일 수 있도록 구성되었다.

이 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. II 장에서는 척추경 모델의 추출 방법 및 추출된 모델의 정밀성을 소개하며, III 장에서는 제안된 수술 계획 시스템의 방법론이 제시되어 있다. IV 장에서는 제안된 수술 계획 시스템의 수술 안전성에 대한 성능 검증이 정리되어 있다. 이 논문은 V 장에서 결론 지어지며, 제안된 방법론의 결론과 논의가 포함되어 있다.

II. 삼차원 척추경 모델 추출

우리는 선행 연구를 통해 정밀한 삼차원 요추 척추경 모델의 추출법을 개발하였다[19]. 제안된 추출 방법은 척추의 의료 영상 처리를 어렵게 하는 환자의 국소적으로 낮은 골밀도와 척추 뼈의 급한 굴곡에도 강인하게 동작될 수 있도록 고안되었으며, 척추 융합 수술 적용에 적합한 정밀성을 만족하는 요추의 척추경 모델을 추출할 수 있는 방법이다.

제안된 단계적인 추출 방법론의 성능은 19명의 척추 융합 수술을 필요로 하는 환자의 총 84개 요추의 CT 데이터를 이용하여 검증되었다. 정밀성은 알고리즘을 이용하여 추출된 척추경의 외곽 정보와 전문가가 직접 선택하여 뽑은 척추경 외곽 정보 간 MDCP (Mean Distance to Closest Point) [16]를 기

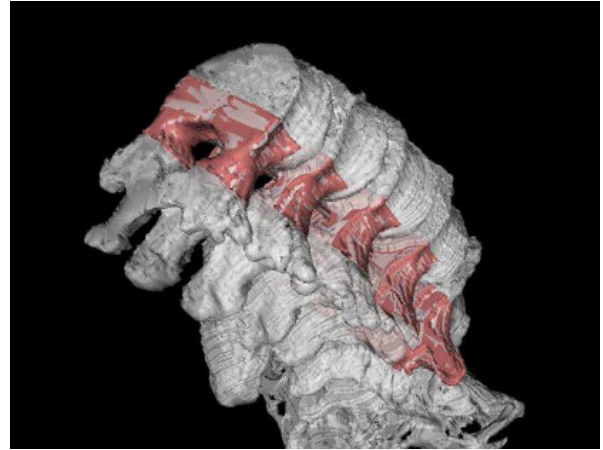


그림 2. 추출된 요추의 척추경 모습.

Fig. 2. Segmentation of lumbar spinal pedicles: segmented 3-D spinal pedicles from lumbar 1 (L1) to lumbar 5 (L5).

준으로 계산되었으며, 모든 환자 데이터의 평균 MDCP는 0.14mm이고, 그 표준편차는 0.05mm로 도출되었다. 척추마다의 평균 MDCP는 0.06-0.36mm 구간 안에 존재한다. 척추 융합 수술이 작은 오차의 여유만을 허용하는 것을 고려하였을 때, 도출된 추출 과정의 정밀성은 척추 융합 수술 목적으로 충분히 사용 가능한 정도로 파악된다. 그림 2는 1번 요추부터 5번 요추까지 추출된 삼차원 척추경의 모습을 나타낸다. 붉게 칠한 부분이 추출된 척추경의 외곽 모습이다.

III. 척추경 나사못 삽입 경로 및 나사못 모델 선정 계획

기존의 매뉴얼 수술 계획 시스템과 비교하여, 정밀한 삼차원 척추경 모델에 기반한 수술 계획 시스템은 수술 안전성 관점에서 최적의 척추경 나사못의 삽입 경로의 제공이 가능하다. 이 장에서는 수술 안전성이 고려된 수술 계획 시스템의 전반에 대해서 살펴보기로 한다. 이후, 잘못된 계획 경로의 제거 방법에 대해서 소개하였다.

1. 전체 알고리즘 구조

알고리즘은 삼차원 척추경의 외곽 복셀(voxel)의 집합과 척추수로(spinal canal)의 중심점의 정보가 입력으로 들어가고, 척추경 나사못의 삽입 경로와 그 모델이 출력으로 나온다. 제안된 수술 계획 시스템의 모든 입력은 II 장에서 설명한 순차적 척추경 추출 과정에서 구해진다.

척추경 나사못의 삽입 경로 계획은 삽입 경로를 결정하는 삼차원 직선의 매개 변수 $P = [x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2]^T$ 를 결정하는 것이다. 우선, 척추경 영역 내를 통과하는 삽입 경로의 후보군에 대해서 척추 융합 수술을 위한 안전성 여유(safety margin: M_p)가 각각 계산된다. 이후 계산된 안전성 여유에 기초하여 안전성 여유를 최대화 시키는 나사못 삽입 경로가 최종 안으로 선택되게 된다. 결정된 삼차원 삽입 경로로부터 척추경 외곽 복셀까지의 최단 거리는 척추경의 반지름 R_p 로 정의되며, 척추경 나사못의 반지름 R_{ps} 는 척추 융합 수술 전문의의 경험을 토대로 척추경의 반지름의 약 70% 선에서 결정된다. 삽입 경로 생성을 위한 계산의 효율성을 증가시키기 위해, 잘못된 계획 경로는 경로 선정을 위한 계산 과정에서 반복적으로 제거되게 된다.

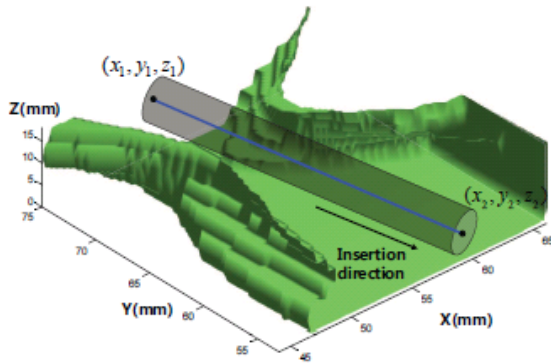


그림 3. 척추경을 통과하는 척추경 나사못의 계획된 삽입 경로.
Fig. 3. Planned insertion trajectory located inside of the spinal pedicle.

그림 3은 1번 요추의 우측 척추경을 통과하는 척추경 나사못의 계획된 삽입 경로를 나타낸다. 녹색으로 표현된 영역은 삼차원 요추 척추경 외곽 복셀 정보를 보간법을 이용하여 서로 연결시킨 모습이다. 파란색 선은 계획된 척추경 나사못의 중심선이며, 회색으로 표현된 영역은 척추경 나사못이 차지하는 공간을 나타낸다. 계획된 삽입 경로는 삼차원 척추경 모델 내에 위치하기 때문에, y_1 과 y_2 는 각각 척추경 복셀 데이터들의 y 축 방향으로의 상한 값 및 하한 값으로 정의될 수 있다. 따라서 삽입 경로의 결정은 4개의 매개 변수 $P=[x_1, z_1, x_2, z_2]^T$ 추정 문제로 귀결된다. 매개 변수인 $(x_1, z_1), (x_2, z_2)$ 의 검색 구간은 각각 $y_1=y_{max}$ 와 $y_2=y_{min}$ 의 이차원 평면상에서 x 축과 z 축의 상한 값과 하한 값 사이로 결정된다. 검색 단위는 각 축 방향으로 1mm로 결정하였다.

2. 수술 안전성 여유(safety margin) 추정

삼차원 척추경 모델은 척추 융합 수술 도중 척추경 나사못이 접촉하거나 침범해서는 안 되는 제한 영역으로 해석될 수 있다. 언급된 제한 영역의 정보에 기초하여, 각 삽입 경로 후보 군은 수술 안전성을 기준으로 평가될 수 있다. 안전성 측면에서 최적화된 삽입 경로가 계획되는 것이다.

수술 전 계획 단계에서 수술 안전성을 고려하기 위해서, 우리는 수술 안전성에 대한 정량적인 평가 지표인 안전성 여유를 다음과 같이 정의하였다.

$$M_p = \min(D(L(P), V(x', y', z'))) - R_{ps} \quad (1)$$

P 는 삽입 경로를 결정하는 삼차원 직선 상 위의 두 점의 매개 변수인 $[x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2]^T$ 를 나타내고, L 은 이 매개 변수로 표현되는 삽입 경로의 삼차원 직선을 나타낸다. V 는 삼차원 척추경의 외곽부의 복셀의 집합이고, D 는 삼차원 직선과 복셀 간 거리를 반환하는 함수이다. R_{ps} 는 척추경 나사못의 반지름이 된다.

안전성 여유는 척추경 외곽 정보와 척추경 나사못 사이의 Euclidean distance 값의 최소 값이 된다. $M_p < 0$ 인 척추경 나사못의 삽입 경로는 나사못의 일부분이 척추경 외곽 부와 접촉하거나 이를 침범하게 되는 경로임을 나타낸다. 이 경우 척추 융합 수술은 환자에게 심각한 부상을 남길 수 있다.

안전성 여유를 최대로 만드는 삽입 경로를 결정하기 위해서 삽입 경로의 직선의 매개 변수 P 는 다음의 식을 만족해야

한다.

$$\arg \max_P [\min(D(L(P), V(x', y', z')))] \quad (2)$$

식 (2)를 만족하는 식 (1)의 첫 번째 항은 척추경 영역의 중심선에서 척추경 외곽에 이르는 최소길이인 척추경의 반지름 R_p 에 대한 지표가 된다.

3. 수술 계획 기준

척추 융합 수술의 수술 전 계획 단계에서의 수술 안전성의 목표를 아래와 같이 정의하였다. 임상에 사용되는 척추 융합 수술을 위한 보조로봇 시스템들의 정밀성이 수술 중 의사의 영향, CT/fluoroscope 영상의 왜곡, 로봇 부착 시 오차, 수술 항법 장치 및 추적 시스템 기반 정합 시 오차 등에 의해 수술 목표에서 약 1.5mm까지 오차가 발생하는 상황을 고려하여[10,14], 수술 전 계획 단계에서의 삽입 경로 생성 시 수술 안전성 목표는 더욱 보수적으로 2.0mm로 설정하였다.

수술 계획 중 척추경 나사못은 실제 수술에 사용되는 OTIS Biotech Co. [17]의 ULC 나사못의 모델을 기준으로 하였다. 이들의 지름은 4.5, 5.0, 5.5, 6.0, 6.5, 7.0, 8.0mm 이며, 전문의의 경험 값을 토대로 척추경 지름의 70% 내에서 결정된다. 시술 후 척추와 나사못 간 결합력을 위해서는 최대한 지름이 큰 모델이 선정되는 것이 바람직하지만, 척추경의 지름 대비 80% 이상의 척추경 나사못들은 시술 시 척추경에 소성 변형을 가져온다고 보고되어 있다[18]. 척추경 지름의 70%에서 나사못의 모델이 일차적으로 결정되며, 모델 선정 후 수술 안전성 목표가 만족될 때는 최종적으로 선정, 만족되지 못할 경우는 그보다 한 단계 작은 지름의 모델로 선정 후 수술 안전성을 다시 판단하게 된다.

4. 잘못된 수술 계획 제거 방법

의사에 의해 진행되는 척추 융합 수술의 수술 전 계획 정보는 사전 정보로써 본 논문에서 제안한 최적 수술 계획 알고리즘에 적용 가능하다. 이 경우 더 바람직한 수술 계획안이 도출될 수 있음과 동시에 알고리즘의 계산 효율을 증가시킬 수 있다. 그림 4는 잘못된 척추경 나사못의 삽입 경로의 두 가지 예시를 나타낸다. 두 경우 모두 척추경을 통과하는 삽입 경로이지만, 각기 다른 문제점을 지니고 있다. 빨간색

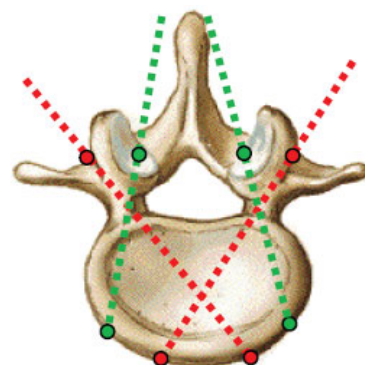


그림 4. 척추경 나사못의 잘못된 삽입 경로 계획 예시.
Fig. 4. Examples of faulty insertion trajectory candidates. Red and green dashed lines indicate the case of pedicle screw collision and the undesirable insertion trajectory with respect to vertebra interface strength, respectively.

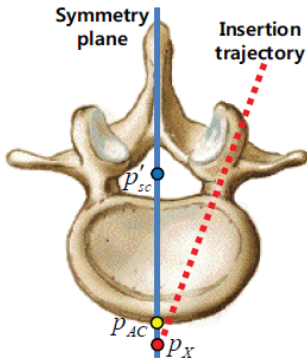


그림 5. 척추경 나사못의 바람직한 삽입 경로 계획 예시.
 Fig. 5. An example of desirable insertion trajectory for lumbar spinal fusion.

점선은 척추체(vertebral body) 내에서 양쪽의 척추경 나사못의 충돌 및 간섭이 유발될 수 있는 삽입 경로이며, 녹색 점선은 척추경 나사못의 삽입 방향이 척추체의 중앙부를 향해 있지 않고 바깥 쪽을 향해 있는 삽입 경로이다. 후자의 경우는 척추경 나사못이 척추체 내부에 삽입되는 깊이가 짧아지게 되므로, 척추와 나사못 간 결합력을 약화시켜 바람직한 수술 계획의 해답이라 할 수 없다. 이 장에서는 의사가 계획하는 삽입 경로의 특징을 이용하여 위와 같은 잘못된 계획 경로를 제거하는 방법이 기술되어 있다.

4.1 잘못된 수술 계획 검사

상기 설명한 두 가지 잘못된 경로 계획을 배제하기 위해서, 바람직한 척추경 나사못의 삽입 경로에 대한 기준이 결정되어야 한다. 그림 5는 CT의 axial 평면에서 본 바람직한 삽입 경로의 특징을 나타낸다. 파란색 선은 척추의 중심 면인 좌/우 대칭면을 나타내며, p_sc는 척추 수로(spinal canal)의 중심점인데, 이는 앞서 언급했던 삼차원 척추경 모델 추출 과정[19]에서 구해진 척추 수로의 기준 점을 대칭축에 투사한 점이다. p_AC는 척추체의 전방 피질(anterior cortex)의 대표점의 집합으로, 척추의 대칭면과 척추체 간 교차점으로 표현된다. p_X는 척추경 나사못의 삽입 경로 후보 군과 척추의 대칭면 간 교차점이다. 척추의 생김새가 좌/우 대칭 구조를 띠기 때문에, p_X의 위치가 p_AC와 비교하여 하단에 위치하는 계획 경로들은 항상 위의 두 가지 잘못된 계획 경로의 예시와 구분 가능해진다. 자세한 기준은 다음과 같이 정의된다.

$$\frac{p'_{sc} - p_X}{\|p'_{sc} - p_{AC}\|} > 1 \tag{3}$$

척추체 안에서 척추경 나사못끼리 간섭이 예상되는 경우는 식 (3)은 1보다 작은 양수가 되며, 삽입 경로의 방향이 바깥 방향으로 치우친 경우에는 식 (3)은 음수가 된다. 잘못된 삽입 경로로 판단되는 경우의 후보 군은 이후 수술 안전성 여유의 계산 과정 없이 버려지게 되고, 잘못된 삽입 경로 결정 방법은 알고리즘의 더 나은 해답을 가져오는 동시에 계산의 효율성을 좋게 하는 역할을 한다.

4.2 척추 대칭면 결정

위에서 언급한 p_AC와 p_X를 구하여 잘못된 수술 계획을 검사하기 위해서는 척추의 좌/우 대칭면의 정보가 필요로 된다.

본 논문에서 제안한 척추의 대칭면 결정 방법은 다음과 같이 요약할 수 있다.

- 척추의 특징적 외곽선 결정: 척추의 대칭면을 결정할 좌/우 한 개의 특징적 외곽선이 척추를 이루는 각각의 axial CT 영상 단면에 대해서 결정된다. 이 외곽선은 CT 상의 깊이 정보와 상관없이 신뢰성 높은 대칭 관계를 유지해야 한다.
- 대칭 정도 추정/ Hough space voting: M_ij로 표현되는 척추의 대칭 정도가 상기 특징적 외곽선을 구성하는 좌/우 점들 간 조합을 대상으로 계산된다. 각각의 대칭 조합은 (r_ij, α_ij)로 표현되는 Hough space 내 M_ij의 크기로 투표된다.
- 대칭면 결정: Hough space 내에서 최댓값을 갖는 매개 변수 (r_ij, α_ij)가 각각의 axial CT 단면의 대칭축 l_ij로 결정된다. 하나의 척추 시편의 삼차원 대칭면은 여러 단면에서 구한 대칭축들을 이용한 최소 제곱법(least square solution)을 통하여 결정된다.

특징적 외곽선 결정 시, 본 논문에서는 척추체 전방 피질 p_AC와 척추 수로의 중심점 p_sc 사이 거리의 15-75%에 해당하는 척추체의 양 측면 외곽선을 사용하였다. 이는 이 부분의 양측면 외곽선이 CT 영상의 깊이 정보의 변화와 상관없이 안정된 대칭 정보를 보여주기 때문이다. 척추 수로나 횡돌기(transverse process)의 외곽선은 CT 영상 단면에서 보여지는 극돌기(spinous process)나 척추경의 유무에 따라 대칭 정보를 잃어버리게 되어 사용이 불가하다. 이 단계에서 사용한 모든 외곽 정보는 삼차원 척추경 모델 추출 단계의 출력 값이다.

그림 6은 대칭 정도 추정을 나타내는 도해이다. 두 개의 회색 곡선은 좌/우 양측의 특징적 외곽선 E_L과 E_R이다. p_i와 p_j는 각각 p_i ∈ E_L, p_j ∈ E_R를 만족한다. 화살표의 방향은 각 점에서의 Canny 에지 검출기를 이용한 기울기(gradient)의 방향을 나타내고, 짧은 선과 점으로 구성된 선은 p_i와 p_j를 잇는 선의 중간 점을 직각으로 지나는 대칭축의 후보 군이다. 이 대칭축의 후보군은 (r_ij, α_ij) 극좌표계로 표현된다.

대칭적 특징을 나타내는 평가지표 M_ij는 Reisfeld의 위상 함수[20]의 첫 번째 구성 요소를 기반으로 하여 다음과 같이 계산된다.

$$M_{ij} = 1 - \cos(\theta_i + \theta_j - 2\alpha_{ij}) \tag{4}$$

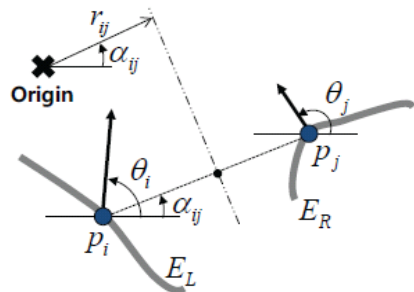


그림 6. p_i, p_j 위치에서의 기울기를 이용한 대칭축 결정 방법 도해.

Fig. 6. A schematic diagram of the symmetry of the gradient at p_i and p_j.

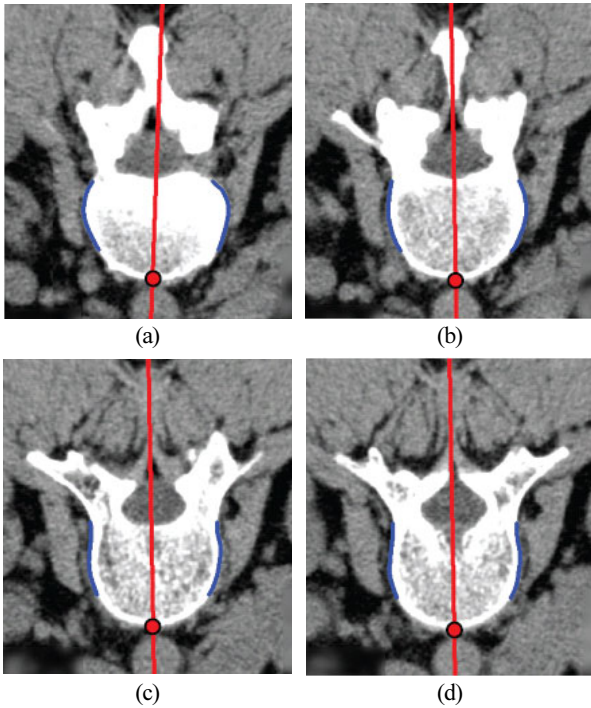


그림 7. 결정된 척추의 좌/우 대칭축 예시 (a)-(d) 요추의 여러 CT 단면 정보를 이용하여 근사한 좌/우 대칭축.

Fig. 7. Approximate symmetry axes: (a)-(d) estimated symmetry axis is represented for each different axial CT slice of the lumbar, respectively.

$M_{ij} \in [0, 2]$ 는 $(\theta_i - \alpha_{ij}) + (\theta_j - \alpha_{ji}) = \pi$ (p_i 와 p_j 가 서로를 향해서 같은 방향으로 기울기가 생성되어 있을 때) 인 경우 최대 값을 가진다. 각각의 점들의 조합으로 계산된 M_{ij} 는 Hough space 상에서 M_{ij} 크기로 투표되며, 매개 변수 (r_{ij} , α_{ij})로 표현되는 Hough space는 Gaussian blur를 통해 영상의 노이즈나 양자화로 인한 오차를 억제시킨 후, 그 최대값의 매개 변수가 대칭축의 근사로 결정된다. 최종적으로 하나의 척추 시편에 대한 삼차원 대칭면은 척추 시편을 구성하는 여러 CT 단면에서 구한 대칭축들을 이용한 최소 제곱법을 통하여 결정된다.

그림 7은 알고리즘을 통해 계산된 요추의 좌/우 대칭축에 대한 여러 경우의 예시를 보여준다. 파란색 선은 척추의 대칭성을 추정하기 위해 사용된 특징적 외곽선을 나타낸다. 그림 7(a)-(d)에서 보듯이 CT 단면상에 척추의 극돌기나 척수

수로가 균일하게 분포하지 않는 경우에도, 파란색 선은 좌/우 대칭적인 관계를 잘 유지하고 있음을 확인할 수 있다. 빨간색 선은 이를 이용해 계산된 각각의 axial CT 단면에서의 추정된 대칭축을 나타낸다. 붉은 점으로 표시된 것은 대칭축과 척추체의 전방 피질과의 교점으로 p_{AC} 의 집합을 나타낸다.

IV. 실험 결과

실험은 8명의 환자의 요추 척추경의 데이터를 이용하여 수행되었다. 사용된 데이터는 전문의를 통해 아래와 같은 척추 질환으로 분류되었다.

- 3명 디스크 팽윤(bulging disc)
- 2명 척추 전방 전위증(spondylolisthesis)
- 2명 추간관 디스크 탈출증(herniated disc)
- 1명 척추관 협착증(spinal stenosis)

실험 군은 총 두 명의 남자 환자와 여섯 명의 여자 환자로 구성되었다. 나이는 25세에서 71세까지로 이루어져 있으며, 평균 나이는 52.1세이다. CT 영상은 axial 평면에서 0.233-0.309mm의 해상도를 가지며, 영상 단면 간 거리는 3.0mm이다. 각각의 영상 단면은 512x512의 픽셀 정보를 가지고 있다.

우리는 제안된 수술 계획 알고리즘을 수행 성공률, 안전성 여유, 실행시간 성능을 기준으로 평가하였다. 수행 성공률은 알고리즘을 통해 결정된 척추경 나사못의 삽입 경로 및 그 크기가 척추 융합 수술에 적용될 수 있는 조건인지에 대한 판단이며, 알고리즘을 이용한 전체 수술 계획 시도(trial) 수에 대한 적합한 수술 계획 생성 수의 상대적인 비율로 결정된다. 이 과정에서 척추 융합 수술 전문의에게 총 8명의 환자의 요추 데이터를 이용한 수술 계획에 대해 수술 시 사용 적합성을 판단하도록 요청하였다. 안전성 여유는 척추경 나사못 지름의 크기가 고려된 삽입 경로에서 척추경 외곽까지의 최단 거리를 나타낸다. 실행 시간 측정은 1번 요추부터 5번 요추까지 총 10개의 좌/우 척추경에 대한 평균 수술 계획 시간이며, 사용된 컴퓨터는 팬티엄 43.0 GHz 급이다.

표 1에는 실제 임상 데이터를 이용하여 실험한 결과들이 요약되어 있다. R_p 는 척추경 영역의 중심선에서 척추경 외곽에 이르는 최소 길이를 나타내는 척추경의 반지름, R_{ps} 는 선택된 척추경 나사못의 반지름, M_p 는 안전성 여유를 나타낸다. 상기 정의된 모든 출력 값은 각각의 척추 시편의 좌/우 척추경에서 얻는 데이터를 서로 평균한 값이다. 8명의 환자에서 얻은 총 68개의 요추 척추경에 대해, 제안된 수

표 1. 8명의 환자 데이터에 기초한 제안된 수술 계획 시스템의 수술 계획 결과.

Table 1. Planning results of the proposed framework using CT images from 8 patients.

| Medical ID | Age (yrs) | L1 | | | L2 | | | L3 | | | L4 | | | L5 | | |
|------------|-----------|--------|----------|--------|--------|----------|--------|--------|----------|--------|--------|----------|--------|-------|----------|--------|
| | | R_p | R_{ps} | M_p | R_p | R_{ps} | M_p | R_p | R_{ps} | M_p | R_p | R_{ps} | M_p | R_p | R_{ps} | M_p |
| Exam 1 | 54 | 4.85mm | 2.75mm | 2.10mm | 5.09mm | 3.0mm | 2.09mm | 5.88mm | 3.5mm | 2.38mm | 6.59mm | 4.0mm | 2.59mm | 4.0mm | 7.06mm | 3.06mm |
| Exam 2 | 49 | 4.33mm | 2.25mm | 2.08mm | 4.52mm | 2.25mm | 2.27mm | 5.26mm | 3.0mm | 2.26mm | 5.74mm | 3.5mm | 2.24mm | 4.0mm | 7.12mm | 3.12mm |
| Exam 3 | 65 | 4.60mm | 2.5mm | 2.10mm | 4.66mm | 2.5mm | 2.16mm | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| Exam 4 | 65 | 4.24mm | 2.25mm | 1.99mm | 5.05mm | 2.75mm | 2.30mm | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| Exam 5 | 29 | 4.66mm | 2.5mm | 2.16mm | 4.40mm | 2.25mm | 2.15mm | 5.53mm | 3.25mm | 2.28mm | 6.12mm | 4.0mm | 2.12mm | 4.0mm | 6.31mm | 2.31mm |
| Exam 6 | 25 | 4.49mm | 2.25mm | 2.24mm | 4.70mm | 2.5mm | 2.20mm | 5.38mm | 3.25mm | 2.13mm | 6.67mm | 4.0mm | 2.67mm | 4.0mm | 7.87mm | 3.87mm |
| Exam 7 | 59 | 4.12mm | 2.25mm | 1.87mm | 4.44mm | 2.25mm | 2.19mm | 5.39mm | 3.25mm | 2.14mm | 6.04mm | 3.5mm | 2.54mm | 4.0mm | 8.00mm | 4.00mm |
| Exam 8 | 71 | 3.98mm | 2.25mm | 1.73mm | 4.51mm | 2.5mm | 2.01mm | 5.22mm | 3.0mm | 2.22mm | 6.14mm | 3.5mm | 2.64mm | 4.0mm | 7.54mm | 3.54mm |
| Avg. | 52 | 4.41mm | 2.38mm | 2.03mm | 4.67mm | 2.50mm | 2.17mm | 5.44mm | 3.21mm | 2.23mm | 6.22mm | 3.75mm | 2.47mm | 4.0mm | 7.32mm | 3.32mm |

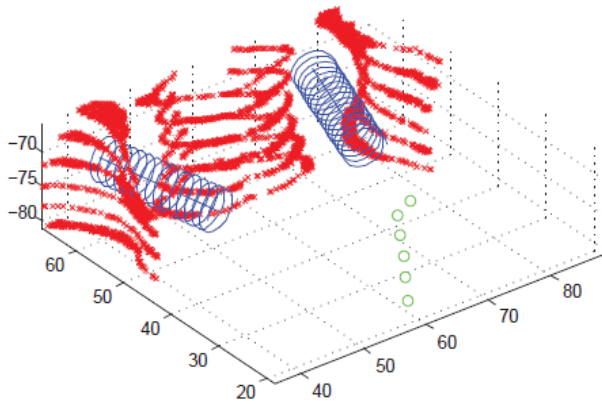


그림 8. 계산된 척추경 나사못의 삽입 경로.

Fig. 8. Computed insertion trajectories of the pedicle screws.

술 계획 시스템은 수행 성공률 100%와 최종 안전성 여유 $2.44 \pm 0.51 \text{mm}$ 를 만족하며 성공적으로 수행되었다. 우리의 수술 안전성 여유 목표치인 2mm는 가장 가는 척추경 나사 나사못의 사용에도 불구하고 내경이 너무 작은 세 개의 1번 요추의 경우를 제외하고 대부분의 요추 시편에서 2mm 이상의 수술 안전성 여유를 만족하는 것을 확인할 수 있다. 기존 척추 융합 수술에 적용되는 보조 로봇 시스템들의 정밀성이 1.5mm 내외인 점을 감안할 때, 도출된 안전성 여유는 수술 중 발생 가능한 오차 범위 이상의 안전성 여유를 수술 전 계획 시 보장함으로써 수술 안전성을 확보할 수 있을 것으로 예상된다.

그림 8은 정밀한 삼차원 척추경 모델을 기반으로 한 제안된 수술 계획 시스템의 수술 계획 결과를 보여준다. 빨간색 십자는 척추경 외곽의 복셀 정보를 나타내며, 녹색 원은 척추체 전방 피질의 대표점 p_{AC} 를 나타낸다. 파란색 나선형 공간은 척추경 나사못이 위치하는 공간이고, 그 반지름은 척추경 반지름의 70%에서 결정되었다.

환자 한 명 당 1번 요추부터 5번 요추까지 총 10개의 척추경의 평균 수술 계획 시간은 약 332.8초가 소요되었다. 제안된 수술 계획 절차는 수술 전 단계에서 수행되는 것이기 때문에, 임상적 관점에서 약 5-6분 정도의 총 수행 시간은 제안된 알고리즘이 척추 융합 수술 목적으로 충분히 사용 가능함을 나타낸다.

V. 토의 및 결론

이 논문에서 우리는 척추 융합 수술을 위한 새로운 수술 전 계획 시스템을 제안하였다. 이 논문의 주된 기여는 제안된 수술 계획 방법이 척추 융합 수술의 최적의 삽입 경로를 제시하는 새로운 기능을 제공한다는 것이다. 본 방법은 수술 안전성의 개념을 수술 전 계획 단계에 고려하여, 척추 융합 수술 시 척수와 같은 척추 내부에 존재하는 구조의 손상 없이 정확하고 안전하게 나사못을 척추경 내에 위치시킬 수 있도록 유도한다.

제안된 방법은 정밀하게 추출된 척추경의 모델을 기반으로, 척추경 부피의 중심을 지나는 삽입 경로를 제공한다. 현재 척추 융합 수술 목적으로 상용화된 보조 로봇 시스템들이 가지는 최종 위치오차 보다 더욱 보수적인 안전성 여유 수술

전 단계에서 확보함으로써, 척추경 관통을 포함한 수술 위험성을 완화시킬 수 있다.

실험을 통해서 평균 나이 52세의 총 8명의 척추 융합 수술을 필요로 하는 환자의 68개의 척추경을 대상으로 알고리즘 검증에 수행하였다. 모든 시도에서 평균 수행 성공률이 100%로 만족하며 성공적으로 이루어졌고, 최종 안전성 여유는 $2.44 \pm 0.51 \text{mm}$ 를 만족하였다. 척추경 내경이 작은 1번 요추의 세 가지 경우를 제외하고 본 논문에서 제시한 수술 계획 조건을 기본으로 대부분의 요추 시편에서 2mm의 안전성 여유 목표치가 만족됨을 확인할 수 있었다. 척추 융합 수술 목적으로 개발된 보조 로봇 시스템들의 수술 계획에서의 오차가 1.5mm에 이르는 것으로 볼 때[10,14], 개발된 삽입 경로는 수술 안전성에 기여할 수 있을 것으로 판단된다. 척추 융합 수술에 필요로 되는 수술의 위험성을 고려할 때, 제안된 진보된 수술 전 계획 시스템을 이용한 실험 결과는 수술 안전성과 계획 성능의 관점에서 실제 수술에 적용할 가치가 충분하다고 판단된다.

참고문헌

- [1] S. E. Heim, "Transpedicle instrumentation in the degenerative spine," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 97-110, 1997.
- [2] Y. R. Rampersaud, D. A. Simon, and K. T. Foley, "Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement," *Spine*, vol. 26, pp. 352-359, 2001.
- [3] W. H. Castro, H. Halm, J. Jerosch, J. Malms, J. Steinbeck, and S. Blasius, "Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae," *Spine*, vol. 21, pp. 1320-1324, 1996.
- [4] C. J. Schulze, E. Munzinger, and U. Weber, "Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement. A computed tomographic-supported analysis," *Spine*, vol. 23, pp. 2215-2220, 1998.
- [5] G. Boschetti, G. Rosati, and A. Rossi, "A haptic system for robotic assisted spine surgery," *Proc. of IEEE Conference on Control Applications*, Toronto, Canada, pp. 19-24, 2005.
- [6] T. Ortmaier, H. Weiss, U. Hagn, M. Grebenstein, M. Nickl, A. Albu-Schaffer, C. Ott, S. Jorg, R. Konietschke, and L. Le-Tien, "A hands-on-robot for accurate placement of pedicle screws," *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando, USA, pp. 4179-4186, 2006.
- [7] J. J. Santos-Munne, M. A. Peshkin, S. Mirkovic, S. D. Stulberg, and T. C. Kienzle III, "A stereotactic/robotic system for pedicle screw placement," *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality III*, 1995.
- [8] K. Cleary, M. Clifford, D. Stoianovici, M. Freedman, S. K. Mun, and V. Watson, "Technology improvements for image-guided and minimally invasive spine procedures," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, vol. 6, pp. 249-261, 2002.
- [9] G. B. Chung, S. Kim, S. G. Lee, B. J. Yi, W. Kim, S. M. Oh, Y. S. Kim, B. R. So, J. I. Park, and S. H. Oh, "An image-guided robotic surgery system for spinal fusion," *International Journal of Control Automation and Systems*, vol. 4, pp. 30-41, 2006.
- [10] S. Kim, J. Chung, B. J. Yi, and Y. S. Kim, "An assistive image-guided surgical robot system using O-arm fluoroscopy for pedicle screw insertion: preliminary and cadaveric study,"

Neurosurgery, vol. 67, pp. 1757-1767, 2010.

- [11] K. Kim, J. Lee, W. K. Chung, S. Choi, Y. S. Kim, and I. H. Suh, "A noble bilateral teleoperation system for human guided spinal fusion," *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Rome, Italy, pp. 940-946, 2007.
- [12] J. Lee, K. Kim, W. K. Chung, S. Choi, and Y. S. Kim, "Human-guided surgical robot system for spinal fusion surgery: CoRASS," *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, USA, pp. 3881-3887, 2008.
- [13] J. Lee, I. Hwang, K. Kim, S. Choi, W. K. Chung, and Y. S. Kim, "Cooperative robotic assistant with drill-by-wire end-effector for spinal fusion surgery," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 36, pp. 60-72, 2009.
- [14] D. Togawa, M. M. Kayanja, M. K. Reinhardt, M. Shoham, A. Balter, A. Friedlander, N. Knoller, E. C. Benzel, and I. H. Lieberman, "Bone-mounted miniature robotic guidance for pedicle screw and translaminar facet screw placement: part 2--Evaluation of system accuracy," *Neurosurgery*, vol. 60, pp. 129-139, 2007.
- [15] R. Wicker and B. Tedla, "Automatic determination of pedicle screw size, length, and trajectory from patient data," *Proc. of IEEE Engineering Medicine Biology Society*, San Francisco, USA, pp. 1487-1490, 2004.
- [16] J. Xu, O. Chutatape, and P. Chew, "Automated optic disk boundary detection by modified active contour model," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, Issue 3, pp. 473-482, 2007.
- [17] OTIS Biotech website. [Online]. www.otisbiotech.com
- [18] G. R. Misenhimer, R. D. Peek, L. L. Wiltse, S. L. Rothman, and E. H. Widell, "Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size," *Spine*, vol. 14, pp. 367-372, 1989.
- [19] J. Lee, S. Kim, Y. S. Kim, and W. K. Chung, "Automated segmentation of the lumbar pedicle in CT images for spinal fusion surgery," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 7, pp. 2051-2063, 2011.
- [20] D. Reisfeld, H. Wolfson, and Y. Yeshurun, "Context-free attentional operators: the generalized symmetry transform," *International Journal of Computer Vision*, vol. 14, no. 2, pp. 119-130, 1995.



이 종 원

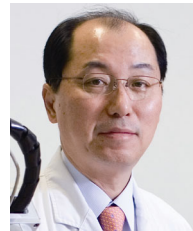
2005년 POSTECH 기계공학 학사. 2007년 POSTECH 기계공학 석사. 2007년~현재 POSTECH 기계공학 박사과정. 관심 분야는 Medical Robotics, Medical Image Processing, Surgical Planning, Haptics.



김 성 민

2003년 한양대학교 기계공학 학사. 2005년 한양대학교 생체의공학 석사. 2010년 한양대학교 생체의공학 박사. 2009년~2010년 Kyushu University visiting researcher. 2010년~현재 한양대학교 생체의공학과 박사후과정. 관심분야는

Computer Integrated Surgery (image-guided surgery, surgical planning, navigation), Medical Imaging, Computer Vision.



김 영 수

1982년 연세대학교 의학 학사. 1990년 연세대학교 의학 석사. 1995년 연세대학교 의학 박사. 1994년~1999년 한양대학교 신경외과 조교수. 1996년~1997년 Pittsburgh Univ. Medical Center 방문 조교수. 현재, 대한의료로봇학회 회장, 한양

대학교 신경외과 교수. 관심분야는 Minimally Invasive Surgery, Medical Robotics, Medical Imaging.



정 완 균

1981년 서울대학교 기계설계학과 학사. 1983년 한국과학기술원 기계공학 석사. 1987년 한국과학기술원 로봇공학 박사. 1987년~1993년 POSTECH 기계공학과 조교수. 1988년 CMU 방문 교수. 1995년 U.C.Berkeley visiting scholar. 1993년~2000

년 POSTECH 기계공학과 부교수. 2000년~현재 POSTECH 기계공학과 교수. 관심분야는 SLAM, Navigation, Underwater robots, Medical Robotics, Minimally Invasive Surgery, Robust controller.