

C-arm 영상 기반 척추 디스크 내시경 수술을 위한 가이드 바늘 삽입 보조 시스템

윤현민 · 조현철 · 박규식 · 신상균 · 이득희[†]

한국과학기술연구원

Method for C-arm Based Guide Needle Insertion Assistant System for Endoscopic Disc Surgery

Hyon Min Yoon, Hyunchul Cho, Kyusic Park, Sangkyun Shin, and Deukhee Lee[†]

Korea Institute of Science and Technology

Received 17 March 2015; received in revised form 4 May 2015; accepted 4 May 2015

ABSTRACT

Due to an increased sitting time in work, lumbar disc disease is one of the most frequent diseases in modern days, and this occasionally requires surgery for treatment. Endoscopic disc surgery, one of the common disc surgeries, requires a process of inserting a guide needle to the target disc for which the insertion path is manually planned by drawing lines on the patient's skin while monitoring the fluoroscopic view of the lumbar. Such procedure inevitably exposes both surgeon and patient to the fluoroscopy radiation emitted from the c-arm for a long time. To reduce the radiation exposure time, this study proposes a computer assisted method of calculating the 3D guide needle path by using 2D c-arm images of the disc in 3 different angles. Additionally, a method of the guide robot control based on the 3D needle path was developed by implementing the Hand-eye Calibration method to calculate the transformation matrix between the c-arm and robot base coordinate systems. The proposed system was then tested for its accuracy.

Key Words: C-arm/robot registration, Endoscopic disc surgery, Hand-eye calibration, Image guided navigation

1. 서 론

오늘날 앞서서 생활하는 시간이 길어지면서 허리질환은 노인뿐만 아니라 젊은 층에서도 빈번하게 발생하는 질환이다. 허리질환 중 특히 소위 “디스크”로 알려진 추간판탈출증은 심한 경우 수술이

필요하게 된다. 이 때 수행되는 수술 중 내시경을 이용하는 최소침습수술은 내시경과 수술 도구의 삽입을 위한 경로 확보를 위해 가이드 바늘을 삽입하게 되는데, 일반적으로 의사가 실시간으로 C-arm 영상을 참고하면서 환자의 등 표면에 선을 그어가며 삽입경로를 계획하게 된다. 이러한 방법은 정확한 바늘 삽입 경로를 결정하기까지 오랜 시간이 소요되며, 이로 인해 환자와 의사 모두 장시간 동안 C-arm으로부터 발생하는 X선 피폭이 불가피

[†]Corresponding Author, dkylee@kist.re.kr
©2015 Society of CAD/CAM Engineers

하게 된다. 특히, 디스크 수술의 수요가 점점 증가함에 따라 의사의 피폭 누적량 증가 역시 불가피하게 되고, 이에 대한 해결책이 필요하다.

이러한 방사선 피폭을 줄이기 위해 다양한 연구들이 이루어졌다. CT를 이용하여 바늘 삽입 경로를 계획하는 경우에는 의사가 X선 피폭으로부터 안전하지만, CT를 사용하는데 발생하는 추가 비용과 시간이 소요되며, 환자는 CT 촬영을 위해 여전히 피폭되어야 하는 문제가 있다¹⁾.

본 연구에서는 이러한 과정 동안 생기는 피폭량을 줄이고, 빠르게 수술을 진행할 수 있도록 기존의 방법처럼 C-arm 영상만을 이용하는 대신, 지속적인 C-arm 촬영이 아닌 3가지 각도에서의 C-arm 영상을 획득한 후, 2차원 영상들을 기반으로 컴퓨터를 이용한 3차원 가이드 바늘 삽입 경로 추출 방법을 제안한다. 또한, 계산된 3차원 경로와 로봇을 이용한 바늘 삽입 유도를 통해 더욱 정확한 바늘 삽입을 가능하게 하고자 한다.

2. 방 법

2.1 시스템 개요

본 연구에서 제안하는 최소침습수술을 위한 가이드 바늘 삽입 보조 시스템은 C-arm과 바늘 삽입을 가이드 하기 위한 로봇으로 구성되어 있다. 실제 시스템 구성을 위한 기술 개발을 위해 C-arm 목업(Mock Up)을 제작하였다. Fig. 1과 같이 C-arm 회전 구동을 위해 Maxon Motor 사의 EPOS 제어기와 EC Power Max 모터를 사용하였고 (Maxon Motor, Switzerland), 핀홀 카메라로 모델링이 가능한 C-arm의 X-ray 영상을 대체하기 위해 카메라 영상을 사용하였다. 카메라 영상도 핀

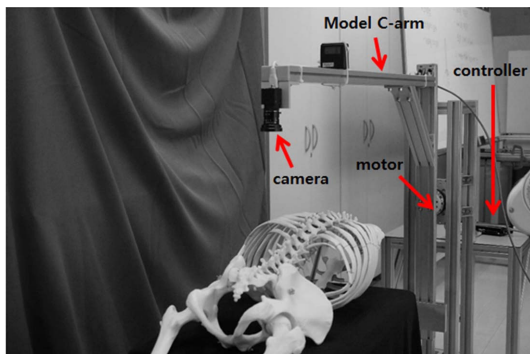


Fig. 1 Mock up was developed to simulate a c-arm

홀 카메라로 모델링이 가능하기 때문에²⁾ 목업에 Point Grey 사의 FL3-U3-32S2M-CS 카메라를 장착하여 C-arm 영상을 대체하였다(Point Grey, Canada). 마지막으로, 바늘 가이드를 위해 Denso 사의 VS068, 6-축 로봇을 사용하였다(Denso Robotics, Japan).

로봇의 바늘 삽입 유도를 위해 카메라 영상을 이용한 3차원 바늘 삽입 경로 재구성이 필요하다. 이때 얻은 경로를 기반으로 한 로봇의 바늘 삽입 가이드가 가능하다. 3차원 바늘 삽입 경로는 Brost의 연구에 의거하여 C-arm 목업의 다양한 각도에서의 카메라 영상을 이용하여 추출하였다²⁾. 각각의 카메라 영상마다 바늘이 삽입되는 지점과 접근하고자 하는 디스크의 위치를 컴퓨터 화면 상에서 선택하면 카메라의 촬영 위치 및 방향 정보를 이용하여 카메라 좌표계 원점으로부터 2차원 영상에 정의된 점들까지의 3차원 삼각 평면을 복원할 수 있다. 이때 얻어진 각각의 영상에 해당되는 3차원 평면들의 교선을 계산함으로써 2차원 영상에서 계획한 선의 3차원 정보를 구할 수 있으며, 이에 따른 바늘 삽입 경로를 계산할 수 있다. 계산된 3차원 경로를 이용하여 로봇을 통한 바늘 삽입 가이드가 가능하며, 이를 통해 더욱 정확한 가이드 바늘 삽입을 기대할 수 있다.

2.2 시스템 Calibration

카메라 영상을 통한 3차원 바늘 삽입 경로를 계산하고, 경로 정보를 이용하여 로봇을 움직이기 위해서는 C-arm 목업의 원점 좌표계와 로봇 좌표계 간의 상대적인 위치 및 방향 정보가 필요하다. 이를 위해, Fig. 2와 같이 로봇 엔드 이펙터에 카메라 인식을 위한 평면 마커보드를 장착하여 C-arm 목업 좌표계와 로봇 좌표계 간의 관계를 구할 수

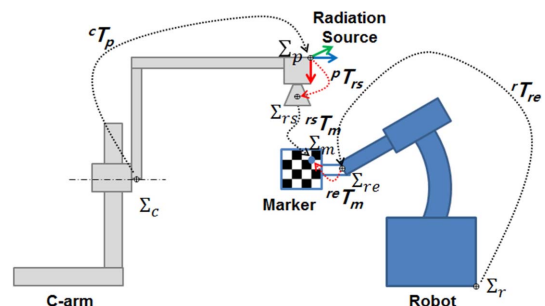


Fig. 2 C-arm mock up and robot setting for the system calibration

있도록 설정하였다. 두 좌표계 간의 관계를 계산한 후에는 로봇 엔드 이펙터와 바늘 삽입 유도를 위한 틀 간의 좌표계 관계를 정의하였다.

2.2.1 C-arm과 로봇 간의 좌표계 관계

Fig. 2에 보이다시피, C-arm 목업 좌표계와 로봇 좌표계 간의 관계를 계산하기 위해서는 목업 좌표계와 카메라 좌표계 간의 관계, 그리고 로봇 엔드 이펙터 좌표계와 마커보드 좌표계 간의 관계 정보가 필요하다. 이를 위해, Tsai의 Hand-eye Calibration 기법을 적용하였다^[3].

C-arm 목업 좌표계와 카메라 좌표계 간의 관계를 계산하기 위해서는 Fig. 3과 같이 먼저 광학추적기인 NDI사의 Polaris Spectra (NDI, Canada)와 목업에 부착된 마커를 이용하여 목업의 회전축을 측정기 기준으로 정의를 하였다. 정의된 회전축을

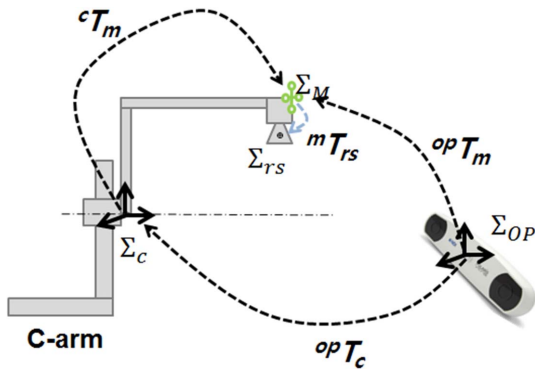


Fig. 3 Optical tracker was used to calculate ${}^{op}T_c$ and ${}^{op}T_m$ to determine cT_m

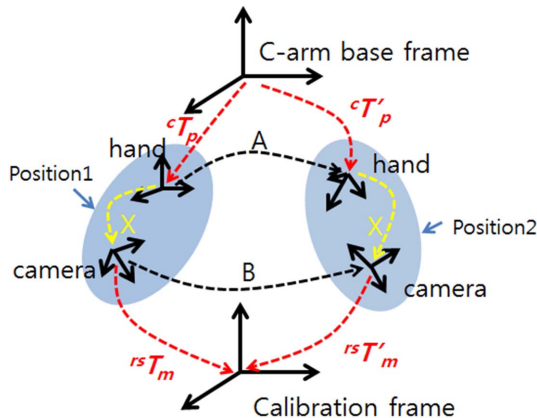


Fig. 4 The known transformation matrix, cT_p and ${}^{rs}T_m$ are used to calculate X by using Hand-eye Calibration method of Tsai^[3]

기준으로 나머지 두 축을 임의로 정의하여 목업의 좌표계를 설정하였으며, 이를 이용하여 목업 좌표계와 마커 좌표계 간의 관계를 계산할 수 있다. 카메라 좌표계와 마커보드 좌표계 간의 관계는 Zhang의 카메라 Calibration 기법을 이용하여 계산하였다^[4]. 계산된 두 관계는 Fig. 4와 같은 설정으로 Hand-eye Calibration에 적용되었고, 이를 통해 목업에 부착된 마커 좌표계와 카메라 좌표계 간의 관계를 구할 수 있다. 목업 좌표계와 마커 좌표계 간의 관계를 알기 때문에, 목업 좌표계와 카메라 좌표계 간의 관계도 쉽게 계산할 수 있다.

로봇 엔드 이펙터와 마커보드 간의 좌표계 관계는 로봇 엔드 이펙터에 마커보드를 부착한 상태에서 로봇 좌표계와 엔드 이펙터 좌표계 간의 관계, 그리고 카메라와 마커보드 간의 관계를 이용하여 앞서 설명한 동일한 Hand-eye Calibration 기법을 적용하여 계산하였다.

Calibration을 마친 후, C-arm 목업과 로봇의 위치 및 방향 관계는 앞서 구한 모든 좌표계 관계들을 이용하여 계산하였다.

2.2.1 로봇 엔드 이펙터와 바늘 삽입 틀 간의 좌표계 관계

마지막으로, 로봇 엔드 이펙터와 바늘 삽입 틀 간의 좌표계 관계를 계산하기 위해, 틀에 적외선 반사 마커를 부착한 상태에서 마커 좌표계를 이용하여 틀 좌표계를 정의하였다. 그 후, 광학추적기와 마커 좌표계 간의 관계, 그리고 로봇 좌표계와 로봇 엔드 이펙터 간의 관계를 이용하여, 역시 동일한 방법으로 Hane-eye Calibration 기법을 적용하였다.

2.3 시스템의 정확성 실험

Calibration 과정을 마친 후, 시스템의 정확성을 측정하였다. 실험은 미리 정의된 위치의 마커 두 개를 이용, 이 둘을 가이드 바늘의 삽입 위치와 디스크 위치라고 가정하여 진행하였다(Fig. 5). 먼저, 두 개의 마커를 C-arm 목업의 3가지 각도에서 카메라로 촬영하고 각각의 2차원 영상 위에 두 위치를 선택하여 2차원 선을 정의하였다. 이 때, 계산된 C-arm 목업 좌표계와 카메라 좌표계 간의 관계를 이용하여 앞서 설명한 3차원 평면을 복원하였으며, 각각의 영상에서 얻어진 3차원 평면들 간의 교선을 구하였다. Fig. 6에 보이다시피, 총 3개의

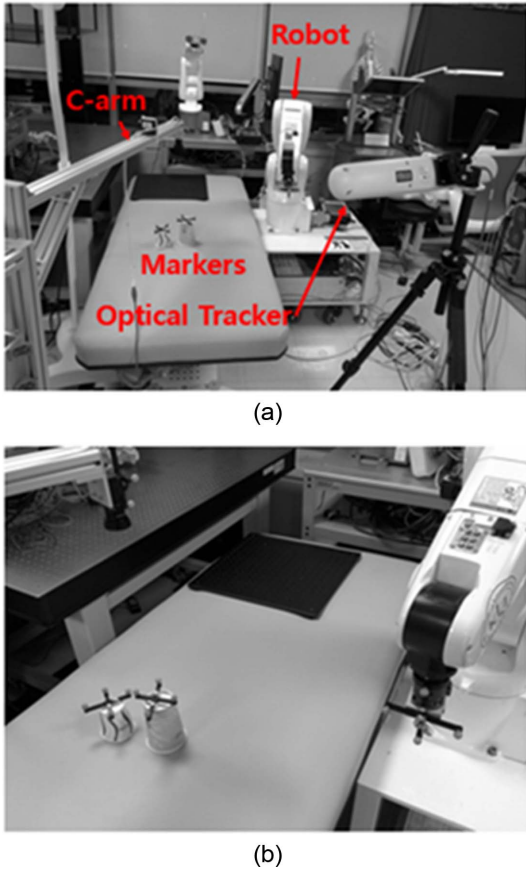


Fig. 5 Experimental setting for the accuracy test of the system (a). Setting of the markers for the experiment (b)

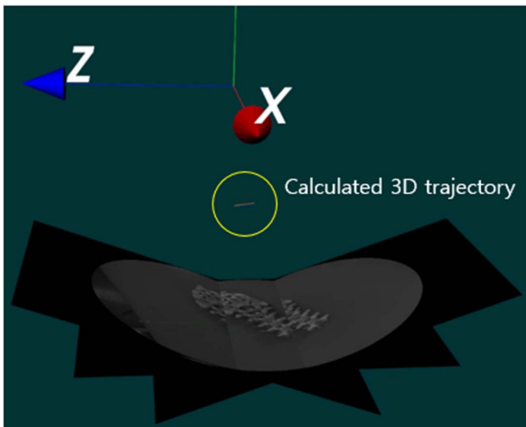


Fig. 6 Example of the calculated 3D trajectory of the guide needle insertion path. The trajectory is visualized through the developed planning software user interface

교선들의 평균을 (분홍색 선) 최종 바늘 삽입 경로라고 정의하였고, 앞서 구한 C-arm 목업과 로봇 간의 위치 및 방향 정보를 이용하여 해당 경로에 대한 로봇 제어를 수행하였다.

실험은 총 3가지 마커 위치에 대해 진행하였으며, 각 위치에 대해서 바늘 삽입 계획 및 로봇 제어를 10회 수행하였다. 이 때, 바늘 삽입 유도 틀에 마커 프레임을 부착한 후 광학추적기를 이용하여 마커 프레임을 기준으로 틀의 바늘 삽입 방향을 정의하였고, 로봇 제어가 끝났을 때의 틀의 위치 및 방향을 광학추적기를 이용하여 측정하였다. 이 때, 두 마커 간의 방향 벡터와 거리를 계산한 후, 로봇이 제어된 시점에서의 틀의 방향 벡터와 비교되었으며, 바늘이 통과하게 되는 틀의 끝점과 거리의 합이 디스크에 해당하는 마커의 위치와 얼마나 동일한지 계산되었다.

3. 결 과

본 연구에서 제안하는 최소침습수술을 위한 가이드 바늘 삽입 보조 시스템의 정확성 확인을 위해 3가지 마커 위치에 대한 실험을 진행하였다. 바늘 삽입 계획에 따른 로봇 제어를 수행한 후 로봇에 부착된 바늘 삽입 유도 틀의 위치 및 방향을 기준 마커와 비교하였다. 위치 정확성 같은 경우, 바늘이 틀을 통해 마커 간의 거리만큼 삽입되었을 때의 위치가 디스크에 해당하는 마커의 위치와 얼마나 동일한지 계산되었다. 그리고, 방향 정확성은 두 마커 간의 벡터와 틀의 방향 벡터 간의 각도를 계산하여 측정하였다. 이렇게 정확성을 측정 한 결과, 위치 정확도는 최소 13.5 mm에서 최대 25.6 mm의 오차를 보였고, 방향 정확도는 최소 0.06 radian에서 최대 0.16 radian의 오차가 계산되었다. 각각의 마커 위치에 대한 실험 결과는 Table 1에 표시되었다.

Table 1 Summary of the accuracy test of the system. Errors shown on the table are the average of all 10 trials of the experiment. Each uncertainty represents 1 standard deviation of the 10 trials

Position	Distance Error (mm)	Slope Error (radian)
1	16.05 ± 3.12	0.060 ± 0.010
2	13.53 ± 2.29	0.060 ± 0.016
3	25.64 ± 2.71	0.163 ± 0.059

4. 결 론

본 연구에서는 디스크를 대상으로 수행되는 최소침습수술을 위한 가이드 바늘 삽입 경로를 정의하는데 발생하는 X선 피폭을 줄이기 위하여 3가지 각도에서의 2차원 C-arm 영상을 이용, 3차원 바늘 삽입 경로 추출 알고리즘을 제안하였다. 또한, 기존의 손으로 직접 바늘을 삽입하는 방식에 정확성을 더하기 위해 계산된 3차원 경로에 따른 바늘 삽입 유도 툴이 장착된 로봇 제어를 적용시켰다. 제안된 시스템의 정확성 검증을 위하여 미리 정의된 마커들을 이용한 실험을 진행하였고, 그 결과, 위치 오차는 최대 25.6 mm이고 방향 오차는 최대 0.16 radian이다. 전통적인 척추 디스크 수술에서 임상의들이 요구하는 정확도는 일반적인 디스크 크기, 10 mm 기준으로 최대 8 mm 이내이다. 제안된 알고리즘의 사용 가능성을 타진하기 위해서 실제 C-arm 영상을 이용하고, 위치 정확도 8 mm 이내로 확보하면 임상적용이 가능하다. 각도 오차는 일반적인 척추 디스크 바늘 삽입에서 C-arm의 2D 영상만을 이용하여 깊이 방향의 정보를 제공하지 않아, 임상의의 경험에 전적으로 의존한다. 본 연구에서 제안하는 시스템은 이러한 깊이 방향 정보를 주는 것과 동시에, 삽입되는 바늘이 원하는 타겟 위치에 도달하는 것을 목표로 하기 때문에 진입 각도의 정확도는 임상에 사용할 수준이라고 임상의들이 의견을 주었다.

오차의 원인은 크게 두 가지로 추정할 수 있다. 첫째, 카메라를 이용한 Calibration으로부터 오차가 예상된다. 특히, 카메라와 마커보드 간의 좌표계 관계를 구할 때, 카메라는 빛의 영향을 많이 받기 때문에 Calibration을 수행할 시, 빛 분포도를 최대한 균등하게 설정한다면 더욱 정확한 Calibration 결과를 얻을 수 있으리라 기대된다. 둘째, 사용자가 각각의 2차원 영상 위에 가이드 바늘의 삽입 위치와 디스크 위치를 선택할 때의 정확성으로부터의 오차가 예상된다. 특히, Position 3에서의 오차가 상대적으로 더 크게 나온 이유는 각각의 영상에서 실험에 사용된 마커의 중심점 즉, 대응점을 가져오는 과정에서 사용자의 개입으로 동일한 대

응점을 선택하지 못하여 에러가 커진 것으로, 사용자가 정확한 점을 선택할 수 있도록 더욱 고화질 영상을 사용, 또는 영상을 확대해서 볼 수 있는 방식으로 유저 인터페이스를 개선한다면 더 높은 정확성을 얻을 수 있을 것이다.

본 연구에서 제안한 방법은 단 세 번의 C-arm 영상 촬영만을 필요로 하기 때문에, 기존의 방식보다 바늘 삽입 계획 시 발생하는 X선 피폭량을 확연히 줄일 수 있다는 점에 의미가 있다.

감사의 글

본 연구는 산업통상자원부의 국제협력기술개발사업인 개방형 수술로봇 플랫폼에 기반한 차세대 미세수술로봇 개발 및 실용화의 연구 결과로 수행되었음(N015800275).

본 연구는 한국과학기술연구원의 첨단 의공학 플래그십 선도기술개발사업인 십자인대 재건술을 위한 3차원 수술전 계획 및 실시간 네비게이션 기술개발의 연구 결과로 수행되었음(2E25116).

References

1. Fu, T.-S., *et al.*, 2004, Computer-assisted Fluoroscopic Navigation of Pedicle Screw Insertion An in vivo Feasibility Study, *Acta Orthopaedica*, 75(6), pp.730-735.
2. Brost, A., *et al.*, 2009, Accuracy of X-ray Image-based 3D Localization from Two C-arm Views: a Comparison between an Ideal System and a Real Device, *Proceedings SPIE Medical Imaging, International Society for Optics and Photonics*, Lake Buena Vista, FL, USA, pp.72611Z-1-72611Z-10.
3. Tsai, R.Y. and Lenz, R.K., 1989, A New Technique for Fully Autonomous and Efficient 3D Robotics Hand/eye Calibration, *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 5(3), pp.345-358.
4. Zhang, Z., 2000, A Flexible New Technique for Camera Calibration, *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 22(11), pp.1330-1334.



윤 현 민

2010년 University of Michigan
기계공학과 학사
2014년 서울대학교 기계항공공학과
석사
2014년~현재 한국과학기술연구원
인턴연구원
관심분야: Computer Assisted
Surgery System, Surgical
Navigation



조 현 철

2003년 고려대학교 컴퓨터학과 학사
2005년 고려대학교 컴퓨터학과 석사
2005년~현재 한국과학기술연구원
연구원
관심분야: Computer Graphics,
Computer Assisted Surgery
System



박 규 식

2009년 서울대학교 기계항공공학과
학사
2011년 서울대학교 기계항공공학과
석사
2013년~2015년 한국과학기술연구
원 위촉연구원
관심분야: Medical modeling,
Computer Assisted Surgery
System



신 상 균

2002년 울산대학교 전자공학과
학사 졸업
2004년 한양대학교 전자통신전파공
학과 석사 졸업
2015년 고려대학교 컴퓨터전파통신
공학과 박사 졸업
2015년~현재 KIST 바이오닉스
연구단 재직
관심분야: Computer Assisted
Surgery System, Surgical
Navigation



이 득 희

2000년 한양대학교 정밀기계공학과
학사
2003년 서울대학교 기계설계공학과
석사
2008년 일본 동경대학교 산업기계
공학과 박사
2003년~현재 한국과학기술연구원
(KIST) 재직
관심분야: 비주얼서보제어, 수술내
비계이선