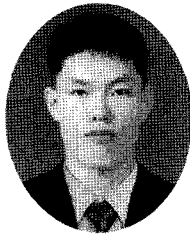


인공관절 수술로봇에서의 3차원 좌표 측정기 활용



김 석 민
전남대학교
로봇연구소
ksm97@jnu.ac.kr



박 종 오
전남대학교
기계시스템공학부, 로봇연구소
jop@jnu.ac.kr



박 석 호*
전남대학교
기계시스템공학부, 로봇연구소
spark@jnu.ac.kr

1. 서론

인공관절 수술이란 고관절 및 슬관절에 각종 질환이나 화상, 노화의 원인으로 인해 관절이 변형되거나 연골이 닳아서 그 기능을 하지 못하게 되어 인공관절로 대체시켜 관절 기능을 회복시켜 주는 수술이다.

인공관절 수술법으로는 인공관절 전치환술, 인공관절 부분치환술, 네비게이션 수술 등으로 나누어진다. 이러한 수술 기법들은 일반적으로 의사가 직접 수술을 수행하게 되고, 따라서 수술 과정과 수술의 결과는 의사의 숙련도에 의해 크게 좌우되게 된다. 더불어 의사의 수작업에 의한 수술이 이루어지기 때문에 인공관절 수술을 위한 뼈의 표면절삭의 정밀도 또한 한계가 있게 된다.

이런 문제점을 해결하기 위해 정밀한 로봇을 이용하여 환부의 뼈를 정확하게 절삭하는 로봇을 이용한 인공관절 수술이 각광을 받고 있다. 일반적으로 수술 로봇(Surgical Robot)이란 수술 도구가 환자와 직접 접촉하는 수술 과정의 전체 혹은 일부분을 로봇이 담당함으로써 기존에는 불가능하였던 수술을 가능하게 하거나 시술의 정확성과 성공률을 높이고, 시술 시간 및 비용 단축, 혹은 원격 수술 등을 목적으로 하는 로봇을 말한다.

인공관절 수술 시장은 사회가 고령화되어감에 따라 무릎, 엉덩이 관절의 인공관절 수술 건수가 10%이상 증가하는 추세에 있다. 특히, 미국에서의 무릎, 엉덩이 관절의 인공관절 수술 시장은 10,800백만\$('07년)로, 세계 시장의 50% 이상을 차지한다. 세부적으로는 미국시장(미정형외과학회, '08)은 2003년 854 천건에서 2008년 1,173 천건으로 연평균 11.6% 증가되었고 국내시장도 2004년 29,108건에서 2007년 49,173 건으로

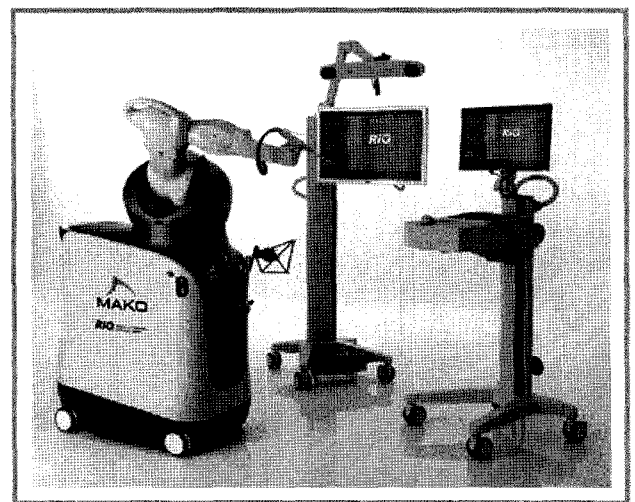


Fig. 1 MAKOplasty

연평균 19.1% 증가되었다.

또한 의료로봇 시장의 규모는 2008년 2,883백만\$로, 2013년까지 7,349백만\$까지 성장할 것으로 전망하고 있다(연평균 성장률 20.6%). 특히 국내 수술로봇시장은 2008년 920억원 규모로, 전년대비 50.8% 하였으며, 이는 전량 수입에 의존하고 있다⁽¹⁾.

현재 사용되는 대표적인 인공관절 수술로봇으로는 MAKO-plasty[®]와 ROBODOC[®]이 있으며 대당 약 20억 원내외의 고가로 판매되고 있다^(2,3).

미국 MAKO Surgical사의 MAKOplasty(Fig. 1)는 광학식 추적기(Optical Tracker System)를 활용하여 수술전의 CT이미지와 실제 수술을 시행하고자 하는 환자의 뼈와 정합과정을 실시한다. 이 정합과정 이후에 로봇이 환자의 뼈를 절삭하는 관절수술의 주요 과정을 수행하는데 이 과정은 전자동이 아닌 반자동 수술로 진행된다. 현재 MAKOplasty는 부분 무릎관절 치환술(Uni-knee Arthroplasty: UKA) 만 가능했으나, 최근 전체 무릎관절 치환술(Total Knee Arthroplasty: TKA)까지 가능하도록 개선되었다.

ROBODOC(Fig. 2)은 미국이나 유럽뿐만 아니라 국내에서 사용되는 대표적인 인공관절 수술 로봇으로써 CT를 통해 환자의 고관절(Hip Joint), 슬관절(Knee Joint) 등을 정확하게 스캔한 후, ORTHODOC이라는 워크스테이션으로 가상 시뮬레이션을 시행한다. 이를 통해 최적의 인공관절을 선택할 수 있

으며, 로봇수술을 통하여 실제 뼈 절삭을 한 후와 시뮬레이션과 매우 유사한 결과를 나타낸다. Table 1은 ROBODOC과 Markoplasty에 대한 비교표이다.

2007년까지 ROBODOC의 누적판매대수는 60대이나, 2008년 7월 미국 FDA를 통과하여 실제 의료에 활용되어 앞으로 ROBODOC를 활용한 수술이 활발하게 이루어 질 것으로 예상되며 따라서 ROBODOC의 성장전망이 밝다고 할 수 있다. 그리고 ROBODOC은 미국 ISS(Integrated Surgical System)사에서 개발되었으나, 재정악화로 2007년 7월 국내기업인 CUREXO가 M&A하여 사실상 인공관절 수술로봇의 원천 특허를 국내기업이 보유하게 되었다.

현재 사용되고 있는 ROBODOC은 정확한 수술 및 빠른 회복을 장점으로 갖고 있지만, 오래전에 개발된 모델이어서 인터페이스와 사용절차가 번거로운 단점을 가지고 있다. 그리고 추가적으로 사용되는 수술 장치가 많기 때문에 의사 이외의 ROBODOC의 작동을 위해 숙련된 전문가가 필요하며 이로 인해 수술 시간 역시 증가하게 된다. 또한 로봇 베이스에 장착되어 있는 기계식 디지털이저로 CT모델과 실제 환자의 뼈 좌표를 정합하는 과정과 로봇의 Alignment에 활용되고, 추가적인 기계식 엔코더를 이용하여 뼈의 움직임을 모니터링(Bone Motion Monitor : BMM)하는 부분이 포함되어 있다. 이 기계적인 디지털이저와 BMM은 수술에 있어서 여러 가지 불편을 초래할 뿐만 아니라 기계적인 방식으로 유지보수에 문제도 발생시킨다.

본 원고에서는 광학식 추적기를 이용하여 CT모델과 실제 환자의 뼈 좌표를 정합하는 과정을 수행하도록 하며 이 정합 성능을 디지털이저를 사용한 경우와 비교평가하려고 한다. 또한 기존의 ROBODOC에서 사용하고 있는 추가적인 기계식 BMM을 정합에서 사용하는 광학식 추적기를 그대로 사용하므로 추가적인 장비의 도입없이 BMM을 구현하는 방법을 제안하려고 한다. 결과적으로 광학식 추적기를 현재 ROBODOC 시스템에 도입함으로써 얻을 수 있는 여러 가지 장점에 대해 검토하였다.

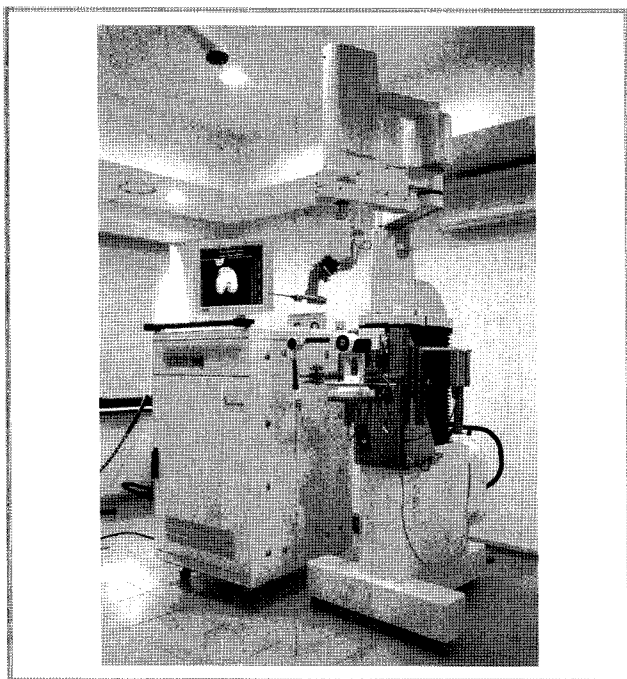


Fig. 2 ROBODOC

Table 1 Comparison of ROBODOC and Makoplasty

제품명 / 제조사	제품 개요	주요 사항
로보닥 (ROBODOC) 美CTC	완전 자동 수술로봇 고관절, 슬관절 전치환술 20억원 내외/대	美FDA 승인('08.7월) 전 세계 59개 병원 판매 (독일 29, 일본 10, 한국 8, US 4)
마크플래스티 (Makoplasty) 美Mako Surgical	반자동 수술로봇 고관절 부분 치환술	미국 내 21대 판매

2. 광학식 추적기와 디지털이저

광학식 추적기(Optical Tracker System : OTS)는 적외선에 반응하는 Marker, 즉 적외선 광원을 2대의 적외선 카메라로 추적한 후, 삼각측량법으로 그 거리를 환산함으로써 3차원 공간상에서의 위치를 인식하고 실시간으로 추적할 수 있는 장비이다^(4,5).

Fig. 3의 광학식 추적기는 다음과 같은 기능을 구현하는 구성요소로 이루어져 있다.

- ① Camera : 일반 카메라는 가시광선 영역의 정보를 표현하기 위해 적외선 차단 필터를 CCD에 부착하는 반면 광학식 추적기에서 사용하는 카메라(Fig. 4)는 반대로 가시광선 차단 필터를 적용하여 적외선에 반응하도록 제작한다. 주로 적외선을 자체적으로 발생하는 광원(LED)이나 광학식 추적기에서 발사한 적외선을 반사하는 Marker에 높은 밝기 값을 보이게 된다.
- ② Control Unit : 적외선 신호를 송신하고 카메라의 영상을 캡처하는 등 신호처리와 동기화를 위한 Controller이다.
- ③ Workstation : 광학식 추적기를 활용한 각종 응용을 실행할 수 있는 컴퓨터를 말한다.
- ④ Target : 광학식 추적기가 추적하고 인식할 수 있는 대상이 되는 Marker이다. 적외선 LED를 부착하여 스스로 적외선을 방사할 수 있는 Marker를 Active Marker라 하고, 광학식 추적기에서 송신한 적외선을 반사할 수 있는 형광재질의 Ball Type Marker를 Passive Marker라 한

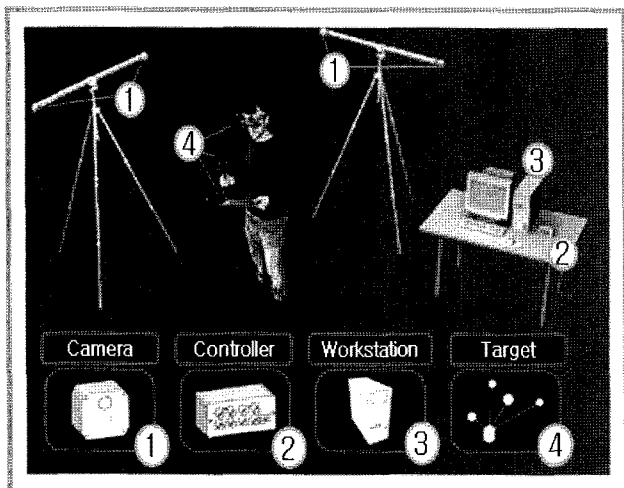


Fig. 3 광학식 추적기의 구성 요소

다. 현재 본 시스템에서는 Fig. 5와 같은 Passive형태의 광학식 추적기 Target (Probe)를 사용한다.

현재 ROBODOC에서는 로봇 베이스에 대한 Alignment와 실제 환자의 뼈 절삭을 위한 정합 좌표 획득을 위해 Fig. 6과 같은 기계식인 디지털이저를 사용한다. 이 디지털이저는 여러 개의 축이 연결된 구조로 고성능의 센서가 Probe 끝의 위치와 방향을 측정하게 된다.

디지털이저는 이미 ROBODOC에 사용되는 만큼 의료적 검증이 되었고 정밀도가 높으며 조작이 쉽다는 장점을 가지고 있지만, 측정 범위가 제한적이고 로봇에 부착되어 있는 구조이기 때문에 수술 중 다른 도구의 움직임에 불편을 줄 수 있다. 그러

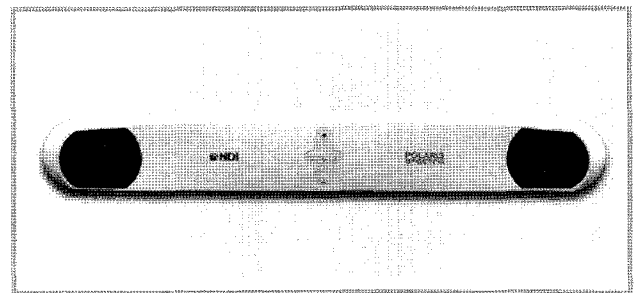


Fig. 4 광학식 추적기 카메라시스템

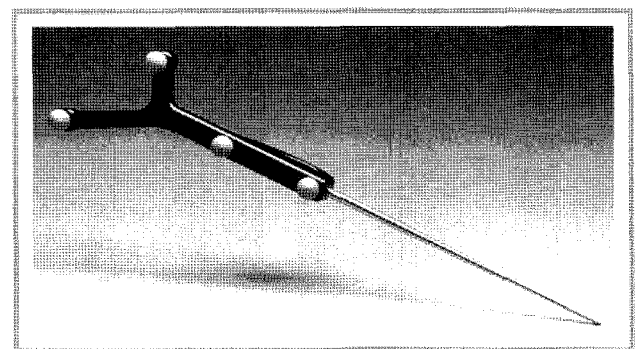


Fig. 5 광학용 추적기 Target (Probe)



Fig. 6 디지털이저

Table 2 디지털타이저와 광학식 추적기 비교

		디지털타이저	광학식 추적기
원리		기계식 Digitizer의 엔코더와 기구학을 이용한 좌표 추출	광학식 Marker 추적 좌표를 이용한 좌표 추출
제원	센싱범위	반경 1.27(m)	1.8(W)×1.5(H)×3.0(D)
	정밀도	0.23mm	0.2~0.35mm
	해상도	0.02mm	0.01mm
가격 (백만원)		10~15	30~40
장점		신뢰성 검증됨 높은 정밀도	신뢰성 검증됨 넓은 센싱 범위 Real-Time BMM 적용 가능
단점		도달거리/간섭 문제 Real-Time BMM 적용 불가	가시성 문제 (Line of Sight)

므로 디지털타이저와 유사한 정밀도를 보유하면서도 측정 범위가 넓고, 비고정적인 광학식 추적기의 적용을 고려하게 되었다. Table 2는 기존의 기계식 디지털타이저와 광학식 추적기에 대해 비교한 표이다.

3. 정합 알고리즘

광학식 추적기와 디지털타이저, 두 장비의 성능 비교 테스트를 위해서는 같은 알고리즘을 적용하여 비교를 해야 할 것이다. 그러므로 본 장에서는 두 장비에 적용한 정합 알고리즘을 소개한다.

ROBODOC 수술은 수술 전 환자의 환부를 촬영한 CT영상을 이용하여 ORTHODOC 워크스테이션 상에서 로봇의 경로를 계획하고, 이 정보를 ROBODOC 시스템에 전송하여 실제 수술을 수행한다. 그렇기 때문에 영상좌표와 실제 환자 뼈 좌표를 정합함으로써 실제 위치를 파악하는 과정이 필요하다. 이 과정을 정합(Registration)이라 한다⁽⁶⁾.

정합에 사용되는 자료들은 서로 다른 시간, 센서 또는 관점에서 생성된 것들로서 각기 다른 정보들을 가지고 있는데, 이런 다양한 정보를 가진 영상간의 정합은 각각의 영상이 가진 개별적 정보들을 융합하여 보다 많은 정보를 얻을 수 있게 된다. 그러므로 영상 정합은 오랜 시간동안 의료분야에서 중요한 위치를 차지하고 있으며, 지속적인 연구주제로 각광을 받고 있다.

정합은 상당히 많은 계산 양을 차지하는 작업이다. 최근의

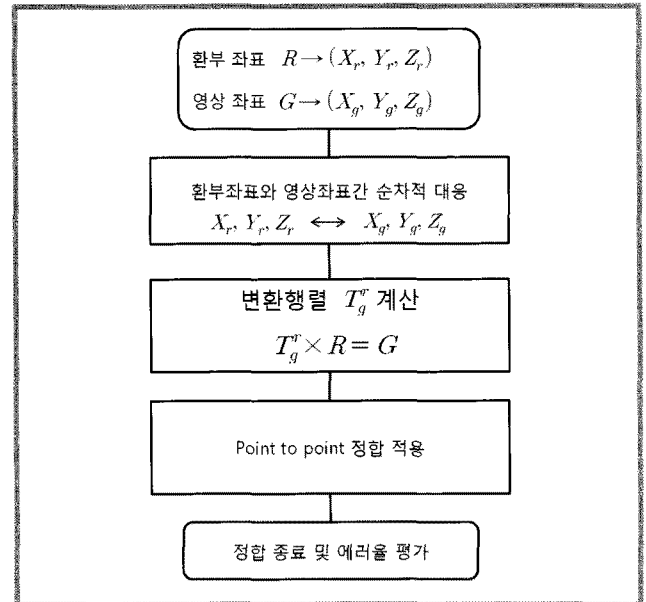


Fig. 7 PTP 매칭 순서도

의료영상에서는 보다 높은 해상도와 3D 영상을 요구하는 수요가 늘어남에 따라, 영상정합에 필요한 계산 시간 등은 더욱 늘어나게 되었다. 고성능 하드웨어의 등장으로 인해 어느 정도 계산 시간을 단축하게 되었으나, 효과적인 최적화 알고리즘을 적용하여 효율적인 계산을 하는 것이 영상정합에 있어 꼭 필요한 요소 중 하나라고 할 수 있다⁽⁷⁾.

3.1 Point-to-Point 매칭 알고리즘

본 원고를 위한 테스트에서는 정합을 위해 PTP(Point-to-Point) 매칭 알고리즘을 적용한 후의 ICP(Iterative Closest Point) 알고리즘을 사용하였다. ICP 알고리즘은 초기 위치에 영향을 많이 받는 단점이 있기 때문에 광학식 추적기로 추출한 실제 좌표의 위치 조정이 필요하다.

PTP 매칭 알고리즘은 Fig. 7의 과정을 통하여 이루어지고 Landmark 기반의 매칭 방법이다. 여기서 Landmark라 함은 해부학적으로 뼈의 특정 부위에 위치한 Anatomical Landmark로서 뼈의 형태를 예측할 수 있는 좌표를 말한다. 현재 ROBODOC에서는 무릎관절 수술에서 대략 80여개의 점들을 대상으로 Landmark를 구성한다. Landmark 기반의 매칭을 적용할 수 있는 이유는 관절뼈의 경우 회전변환, 이동변환만으로 이동한 위치 및 자세를 계산할 수 있는 강체변환(Rigid Body Transform)이기 때문이다. 즉 뼈는 그 크기가 변하거나 모양이 변형되지 않으므로 정의한 Landmark들 간의 평행성, 상대거리등이 그대로 유지된다.

3.2 Iterative Closest Point 알고리즘

ICP 알고리즘이란 주어진 두 집합의 3차원 데이터들 사이의 최근접점 집합을 찾아 대응되는 점 사이의 오차를 최소화할 수 있는 Motion Parameter를 구하는 방법이다⁽⁸⁻¹⁰⁾. ICP 알고리즘은 초기 특성 치에 영향을 많이 받는 특징을 갖는다. 그래서 Fig. 8에서와 같이 추출한 실제 좌표에 바로 ICP를 적용하면 실제 좌표와 영상 좌표간의 상대적 거리값이 크면 클수록 정합이 제대로 이루어지지 않게 된다.

그렇기 때문에 Fig. 9와 같이 PTP 매칭 알고리즘을 적용하여 일련의 실제 좌표 데이터를 영상 좌표 데이터에 가깝게 이동시켜 ICP의 이상적인 초기치를 결정해 주어야한다. 즉, PTP 매칭알고리즘의 적용 후 ICP 매칭알고리즘을 적용하여야 정확한 정합과정을 이룰 수 있다. 세부적인 ICP 매칭알고리즘의 동작은 Besl & McKay가 제시한 과정에 따라 Fig. 10과 같이 이루어진다⁽¹¹⁾.

4. 정합 시스템 제작

정합 알고리즘은 응용수학에 기반하고 있기 때문에 수치적인 실험만으로 그 성능을 확인하는 것은 한계가 있다. 실제 인

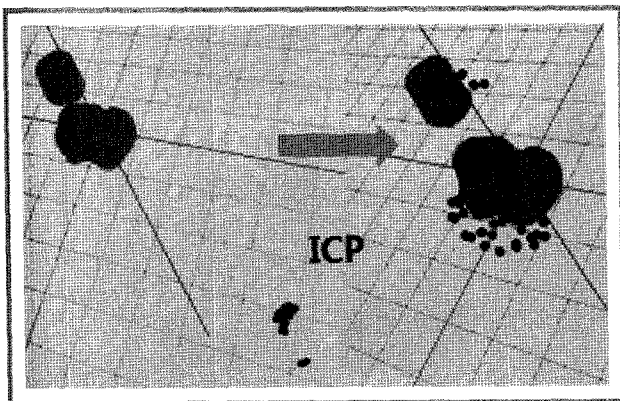


Fig. 8 ICP 알고리즘

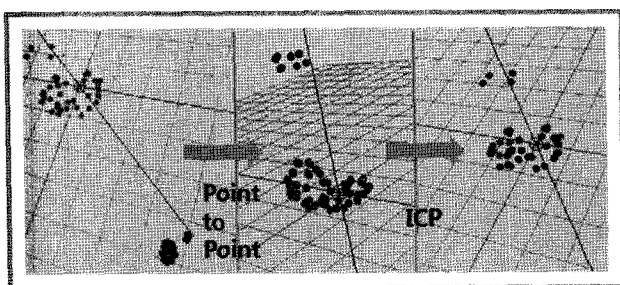


Fig. 9 PTP 후 ICP 적용 결과

공관절 수술 로봇 시스템에 통합되기 전에 정합 과정을 3차원 환경에서 모사하고 검증할 필요가 있으므로 시뮬레이터를 제작하였다.

시뮬레이터는 ORTHODOC 워크스테이션에서 생성된 자료를 바탕으로, 정점 좌표와 면 정보를 포함한 3차원 모델 파일을 화면상에 3차원 뼈 모형으로 재구성하는 기능을 포함하고 있다. 그림으로써 사전에 정의한 Landmark들의 기하학적 위치를 직접 확인할 수 있다. 또한 좌표 유도 및 좌표 추출과정을 시각화하여 직관적으로 타당성을 검증할 수 있으며, 어떤 형태의 정합 알고리즘이라도 모듈화하여 적용 가능하게 하였다. 그리고 본 원고의 테스트를 위해 광학식 추적기와 디지털저를 모두 사용할 수 있도록 통합되었다.

Fig. 11은 개발된 시뮬레이터로 Windows XP 환경의 Visual Studio 2005 개발도구를 사용하여 C/C++ 기반으로 작성되었고, Graphics 라이브러리는 OpenGL, 수치해석 및 매트릭스 연산을 위해서는 Lapack 라이브러리를 사용하였다.

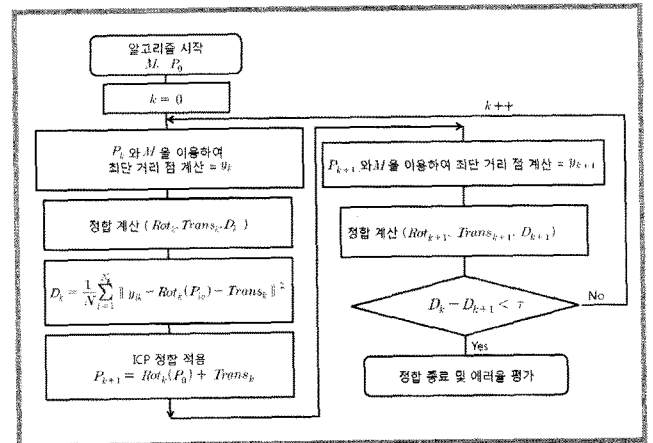


Fig. 10 ICP 알고리즘 순서도

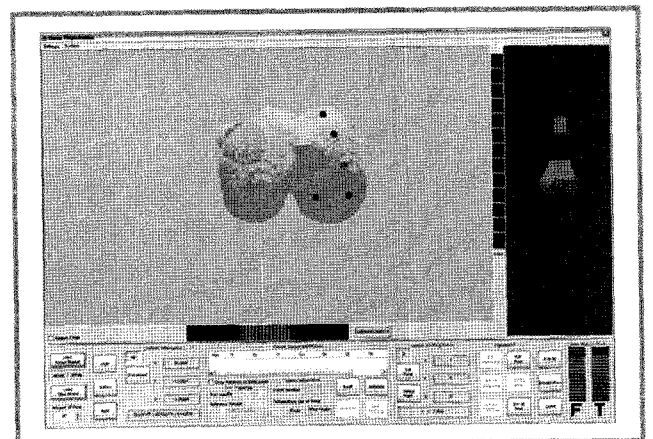


Fig. 11 정합 시스템 GUI

4.1 네비게이션 모듈

정합 알고리즘은 두 단계로 나누어진다. 먼저 PTP 매칭 알고리즘을 8개 Landmark에 대해 적용한다. 이때에는 모니터에 3차원 뼈 모델과 뼈 표면에 Landmark 포인트만 디스플레이 된다. 1차 정합이 끝나면 그 결과를 바탕으로 네비게이션을 동작시킨다.

여기서 네비게이션은 Probe 끝단의 위치를 모니터에 나타나게 하는 것이다. 즉 1차 정합을 통해 광학식 추적기나 디지털의 중심축과 3차원 뼈 모델의 중심축은 정합 오차만큼 일치될 수 있는데, 2차 정합인 ICP 알고리즘을 위해 네비게이션이 동작해야 한다. 위에서 언급했듯이 ICP 알고리즘의 단점을 보완할 뿐만 아니라 2차 정합의 오차를 최소화하기 위해서이다. 네비게이션은 2차 정합과 정합 후 과정인 Verification 과정에 중요한 요소로 작용한다.

4.2 Verification

ROBODOC에서는 2차 정합이 끝난 후 곧바로 환자 뼈 절삭을 시작하지 않는다. 정합 후의 최종 확인 절차를 거쳐 가상의 3차원 뼈 모델과 실제 환자 뼈 좌표 사이의 정합 오차 정도를 파악하고, 지정된 수술 가능 최적 오차 범위 내에 있을 때 뼈 절삭을 시작한다. 이 과정을 Verification이라고 한다.

두 좌표들 간의 오차를 산출하기 위해서는 네비게이션은 필수로 동작해야 하며, 총 7개 지점에 대해서 Verification 과정을 진행한다. 이는 좌·우측 뼈나 대퇴골, 경골에 무관하게 진행된다.

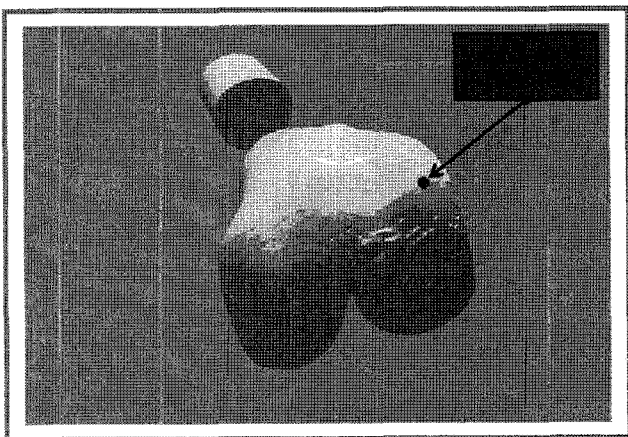


Fig. 12 정합 시스템에서의 네비게이션

5. 광학식 추적기와 디지털의 정합 성능 비교 테스트

앞에서 언급한 디지털의 장점 중 하나는 바로, ROBODOC에서는 이미 디지털을 이용하여 실제 환자 뼈를 절삭하는 것이다. 광학식 추적기와 디지털의 스펙 상 정밀도는 거의 차이가 없다. 그리고 본 성능 비교 테스트의 광학식 추적기 또한 MAKOpasy 등 수술 로봇에 장착되어 사용되므로 의료적 검증은 되었다고 할 수 있으나, ROBODOC에는 아직 도입되지 않은 만큼 디지털을 대체할 수 있다는 검증 테스트가 필요하다.

테스트를 위해 사용한 장비는 Immersion사의 MicroScribe G2X 디지털 추적기와 NDI사의 Polaris Spectra 광학식 추적기이다. 약 0.25mm의 오차율을 갖는 디지털 추적기와 약 0.35mm의 오차율을 갖는 광학식 추적기는 정밀도 면에서 큰 차이를 보이지 않는다.

5.1 테스트 방법

두 장비에 대한 정합 성능 테스트는 같은 환경에서 테스트해야만 성능에 대해 검증을 할 수 있다. 테스트 방법은 다음과 같다.

- ① 모형 뼈의 CT 영상 획득
- ② ORTHODOC 워크스테이션을 통한 3차원 모델 파일 추출
- ③ 정합을 위해 미리 지정된 위치 좌표를 각각 획득
- ④ 로봇 수술 가능 여부를 판단하기 위해 정합 후 Verification 오차를 최종 테스트 결과로 선택

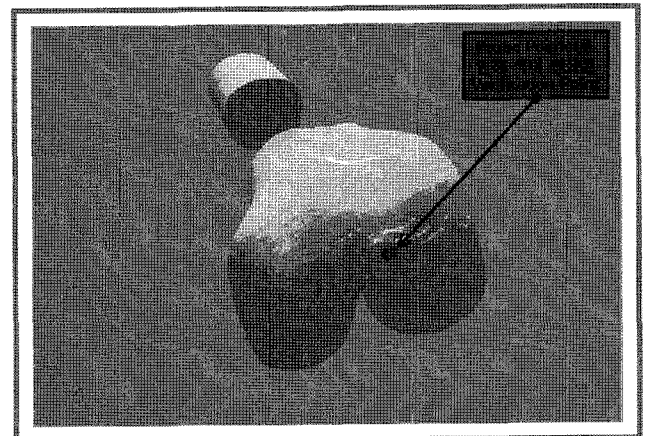


Fig. 13 네비게이션에 의한 Verification 변화

5.2 테스트 결과

Fig. 14와 Fig. 15는 디지털라이저와 광학식 추적기의 Verification 평균 거리오차이다. 각 막대그래프는 Verification 테스트 시 획득하는 7지점 오차에 대한 각각의 평균 오차이다. 한 지점의 오차는 1.5mm를 넘지 않았으며 대다수 점들의 오차는 1mm미만을 나타내었다. 각 10회의 Verification 테스트 결과의 총 평균 거리 오차는 디지털라이저를 사용한 경우는 약 0.54699mm이고 광학식 추적기를 사용한 경우는 약 0.53917mm로 거의 차이가 없는 것을 확인할 수 있었다. 즉, 디지털라이저와 광학식 추적기는 오차율이 거의 유사하다는 것을 알 수 있다. 디지털라이저가 이미 ROBODOC에 사용됨으로써 의료적 검증이 필요없다는 장점이 있으나, 광학식 추적기 또한 그와 유사한 정확도를 가지므로 ROBODOC의 디지털라이저를 광학식 추적기로 대체 가능하다고 판단된다.

6. 광학식 추적기를 이용한 Bone Motion Monitor

ROBODOC을 이용한 뼈 절삭 수술 중, 시술자 등의 주변 요인에 의해 환자의 무릎이 움직일 수 있다. 하지만 로봇 수술에

서는 고정된 환자의 무릎이 수술 중 움직여서는 안 된다. 이미 디지털라이저로 가상의 뼈 영상 좌표와 실제 환자의 뼈 좌표들을 정합한 후이기 때문이다. 실제 뼈 절삭 수술 중 환자의 무릎 뼈의 움직임이 발생했을 때, ROBODOC은 뼈 절삭을 중지하게 되고 디지털라이저로 다시 환자 뼈의 위치를 파악해야 한다.

ROBODOC에서의 움직임 감지 장치는 Fig. 16과 같은 3축의 기계식 선형 엔코더를 활용한다. 이로 인하여 환자와 로봇간의 거리가 제한될 뿐만 아니라 이 장치는 크기가 크고 복잡하여 숙련된 전문요원이 필요하며 그로 인한 수술 시간의 증가를 초래한다. 또한 뼈 움직임 감지되었을 때 복구과정을 거치게 되는 데 이를 위해 수술과는 상관없는 Recovery Pin을 추가로 6개 삽입하게 되어 환자에게 불필요한 외상을 주게 된다. 즉, 추가적인 Recovery Pin을 디지털라이저로 다시 측정하여 뼈의 움직임을 측정하고 이를 이용하여 로봇의 절삭경로를 보정하여 주게 된다.

이러한 ROBODOC에서의 기계식 선형 엔코더를 사용한 BMM의 문제점들을 앞에서 활용한 3차원 광학식 추적기를 활용함으로써 해결할 수 있다. 상술하면 환자의 뼈의 움직임을 실시간으로 확인하기 위하여 환자의 뼈에 Fig. 17과 같은 광학식 추적기에서 사용될 수 있는 소형의 Reference를 삽입하여 BMM에 활용함으로써, 설치시간 및 수술공간의 확보가 자유롭게 된다. 또한 3차원 좌표측정 시스템을 이용하기 때문에 수술 중에 발생할 수 있는 환자 뼈의 미세한 움직임도 측정이 가능하다. 또한 환자 뼈 움직임에 대한 정확한 3차원 좌표를 가지고 있으므로 이를 이용하여 Fig. 18과 같이 수술을 행하는 로봇 좌표와 좌표 매칭을 통해 수술로봇 커터의 경로를 재생성/보정 후 환부에 유도할 수 있다.

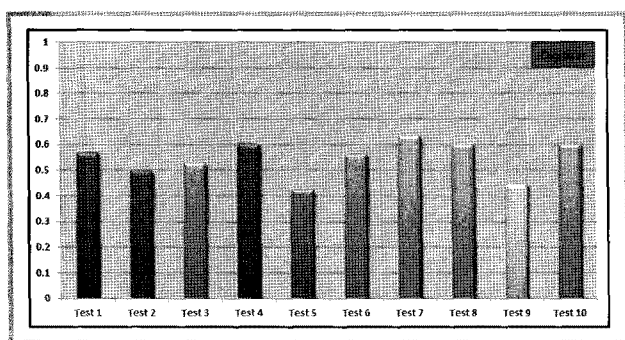


Fig. 14 디지털라이저 Verification 테스트

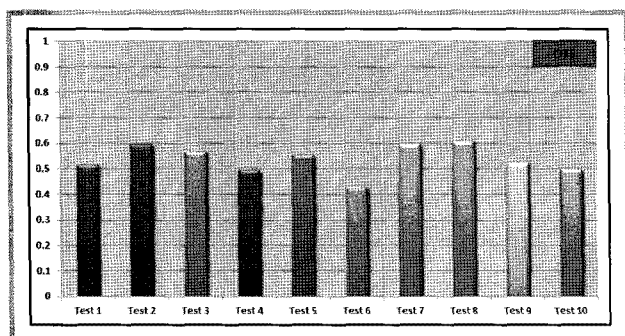


Fig. 15 광학식 추적기 Verification 테스트

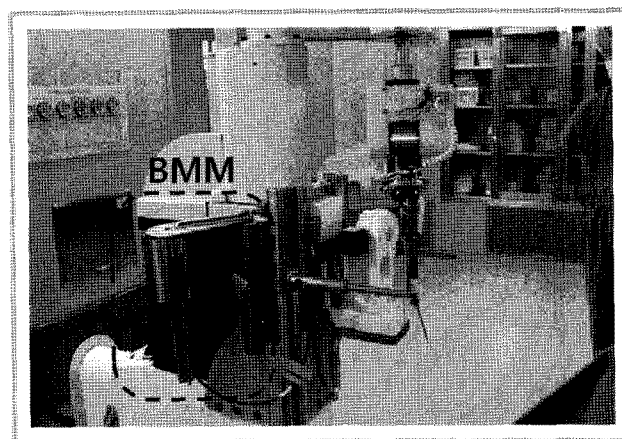


Fig. 16 ROBODOC의 BMM 엔코더

7. 결론

본 원고에서는 3차원 광학식 추적기와 디지털타이저에 대한 정합 성능을 비교 검증하였다. 광학식 추적기는 인공관절 수술 로봇인 ROBODOC의 디지털타이저에 비하여 설치가 간편하고 사용이 용이하며, 수술 로봇에 고정시킬 필요 없이 독자적으로 사용 가능하다는 장점을 갖는다. 또한 비고정식이므로 로봇 수술의 공간 확보에 유리하다.

추가적으로 ROBODOC의 환자 뼈 움직임 감지장치인 기계식 선형 엔코더 방식의 BMM(Bone Motion Monitoring)을 광학식 추적기를 활용한 Reference로 대체한다면, 뼈 절삭에 대

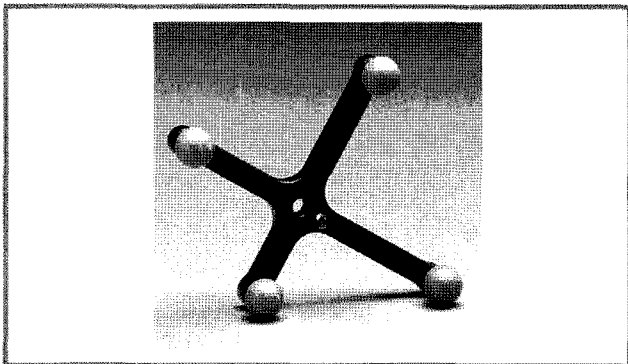


Fig. 17 광학식 추적기 Target (Reference)

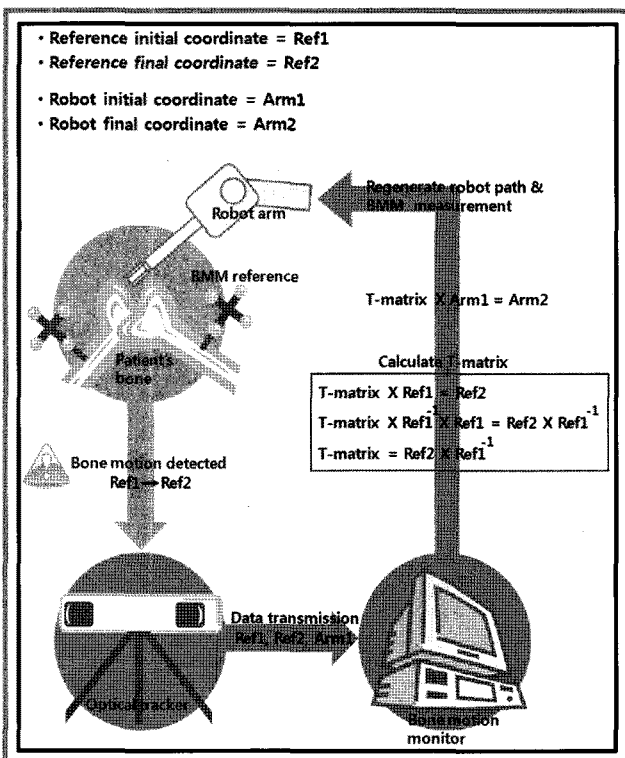


Fig. 18 광학식 추적기를 이용한 BMM 시스템

한 안전성은 유지한 채 수술 시간의 단축 및 환부 손상을 최소화할 수 있을 것이다.

현재 ROBODOC에 대한 국산화 프로젝트가 추진되고 있다. 고가의 로봇이 국내 기술로 대체되어가고 있는 상황에서, 디지털타이저가 아닌 광학식 추적기를 활용한다면 기존의 ROBODOC과 유사한 정밀도를 가지면서도 수술 시간의 단축 및 수술 상의 유리한 부분들로 인해 환자와 의사에게 더욱 안전하고 편안한 인공관절 수술이 될 것이라 기대해본다.

후 기

본 연구는 지식경제부 신성장동력 스마트프로젝트 인공관절수술로봇의 국산화 기술개발 사업(과제번호: 10034073)의 지원으로 수행되었으며 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- (1) "수술에서 기간시설 경비까지, 로봇시대 성큼-로봇 스마트 프로젝트, 사업화 촉진을 위한 개발-수요기관간 협력체계," 지식경제부 보도자료, 2009.
- (2) Russel H. Taylor, 2003, "Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery," IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 19, No. 5, pp. 765-781.
- (3) 허관희, 권동수, 김상연, 이정주, 윤용산, 2002, "마스터/슬레이브 복합형 고관절 전치환 수술로봇의 제어," 제어자동화시스템 공학 논문지, 제8권, 제9호, pp. 788-794.
- (4) Andinet Enquobahrie, David Gobbi, Matthew W. Turek, Patrick Cheng, Ziv Yaniv, Frank Lindseth and Kevin Cleary, 2008, "Designing tracking software for image-guided surgery applications: IGSTK experience," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol. 3, No. 5, pp. 395-403.
- (5) R. Seemann, F. Bruckner, M. Figl, A. Wagner, K. Schichl, W. Elmenreich, 2003, "Applying a real-time interface to an optical tracking system," In Proceedings of the Workshop on Augmented Reality in Computer Aided Surgery, pp. 87.
- (6) Jon T. Lea, Dane Watkins, Aron Mills, Michael A. Peshlin, Thomas C. Kenzie III, S. David Stulberg, 1995, "Registration and immobilization in Robot-Assisted Surgery," International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, pp. 80-87.
- (7) 이학재, 김용권, 이기성, 문국현, 주성관, 김경민, 천기정, 최종학, 김창균, 2009, "Particle Swarm Optimization을 이용한

- PET/CT와 CT영상의 정합,” 대한방사선과학회 방사선기술과학, 32권 2호, pp. 195-203.
- (8) D. Kim and D. Kim, 2008, “A robust real-time 3d human body motion tracking using the ICP and particle filters,” Tech. Rep., POSTECH-IM-LAB 2008-02.
- (9) Daniel Glozman, Moshe Shoham, Anath Fischer, 2001, “A surface-matching technique for robot-assisted registration,” Computer Aided Surgery, Vol. 6, No. 5, pp. 259-269.
- (10) 이재홍, 이문규, 이창양, 김동민, 유선국, 최귀원, 2006, “인공무릎관절 수술에서의 영역기반 ICP 알고리즘,” 한국정밀공학회 학술대회 논문집, 제23권, 7호, pp. 185-186.
- (11) P. J. Besl, H. D. McKay, 1992, “A method for registration of 3-D shapes,” IEEE Transactions on, Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 14, No. 2, pp. 239-256.