

형상기반 3차원 영상정합을 이용한 TKR  
수술을 위한 Image Guided Surgery 연구

연세대학교 대학원  
생체공학협동과정  
전기전자공학전공  
서 덕 찬

# 형상기반 3차원 영상정합을 이용한 TKR 수술을 위한 Image Guided Surgery 연구

지도교수 유 선 국 · 최 귀 원

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2007년 6월 일

연세대학교 대학원

생체공학협동과정

전기전자공학전공

서 덕 찬

# 서덕찬의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2007년 6월 일

## 감사의 글

처음 최귀원 박사님과 유선국 교수님을 만나 뵙고 석사과정을 시작해 벌써 2년이  
란 시간이 정말 빨리도 흐른 것 같습니다. 벌써 졸업논문을 마치고 감사의 글을  
쓰게 되었습니다. 부족한 저를 항상 지도해주신 존경하는 최귀원 박사님과 유선국  
교수님께 감사를 드립니다. 2년 동안 프로젝트며, 학회발표, 논문을 준비하면서 많  
은 지도로 많은 것들을 배울 수 있었습니다. 또한 항상 저를 믿고 지도해주신 윤  
인찬 박사님께도 진심으로 감사드립니다. KIST의 분자영상 연구실의 권인찬 박사  
님과 김광명 박사님, 이슬기 박사님, 박경순 박사님께도 감사드립니다. 다음으로  
IGS 연구를 시작하면서 많은 도움을 주셨던 홍익대 김동민 교수님, 연세대 김남현  
교수님, 변혜란 교수님, 김재희 교수님께도 감사드립니다. KIST와 학교에서 서로  
다른 전공과 여러 분야의 교수님, 박사님들과 연구원들이 모여 연구하는 시간동안  
정말 연구자로 가져야 할 많은 것들을 배우고 느낄 수 있었던 시간이었습니다.

박사님들과 교수님들과 함께 저의 석사 생활동안 함께 연구실에서 동거 동락했던  
선후배님들께도 감사를 드리며 저에게 소중한 인연이었습니다. 연세대 CEMI 연구  
실의 김동근 선배님과 박순만 선배님께 연구이외에도 많은 조언과 항상 챙겨주셔  
서 정말 감사합니다. 그리고 학연생으로 학교와 KIST를 오가며 석사생활을 하던  
저를 항상 편하게 대해주던 충기, 호현이형, 영재형, 수정이, 하영이형, 정채, 윤정  
이 그 외에 다른 연구원들에게 정말 고맙다는 말을 하고 싶습니다. 또 함께 졸업  
하는 민규형, 국진이형, 정진이형들과 같이 농구하고 함께 수업 듣고 신촌에서 술  
마시던 기억들 정말 즐거웠습니다. 그리고 또 저에게 정말 소중한 KIST 연구실  
생활을 함께 해주신 배태수 박사님과 이문규 박사님, 창양이형, 동률이형께도 감  
사드립니다. 또 지금은 미국 퍼듀에서 열심히 공부하고 있는 나의 영원한 사수 재  
홍이형과 항상 든든하고 믿음직한 홍석이형에게도 정말 고마웠습니다. 항상 프로  
젝트에 보고서에 힘들었어도 정말 형들과 함께 있어서 행복했었습니다. 내 부사수  
로 잘 따라주고 힘든 일이어도 곳곳하게 해나가는 멋진 아람이, 항상 편안하고  
모든지 열심히 하시는 창현이형, 함께 있던 시간이 짧았지만 정말 고마웠습니다.

또 KIST에서 만난 나의 영원할 것 같은 친구 성주, 진영이, 윤옥이에게도 KIST에서 보낸 시간 정말로 즐거웠다고 말하고 싶습니다. 그리고 KIST에서 함께 연구 관리 듣고 잘 따라주던 우리 귀여운 현진이, 소진이, 장난처도 잘해주던 사무실 소연이 누나도 정말 고맙습니다. 또 KIST 인턴으로 와서 같이 일하며 인연이된 친구 형진이, 귀여운 재환이, 해균이에게도 감사한 마음 전하고 싶습니다.

또 제가 살아오면서 소중했던 저의 친구들에게도 이 자리를 통해 감사하다는 말을 하고 싶습니다. 고등학교때부터 만나 항상 힘들 때나 기쁠 때 함께 해주던 고응이, 석민이, 진수, 재형이, 명준이, 윤석이 그리고 또 저의 소중한 친구 정훈이, 강우, 인택이에게도 항상 옆에 있어주고 믿음이란 것 느끼게 해줘서 고맙다고 말하고 싶습니다. 너희들이 있어서 정말로 큰 힘이 되었다. 그리고 제로 마이크로 마우스의 광재형, 성재형, 영숙이, 인호, 영훈이, 영수, 설규형에게도 감사드립니다. 그리고 학교에서 힘들 때마다 힘내라 말해주던 친구 보현이, 초등학교 친구 용현이, 훌륭하고 멋진 친구 지혜, 윤정이 누나에게도 감사합니다. 그리고 겨울동안 함께 즐거운 시간 보낸 스노우보드 동호회 서.직.스 고마운 형, 누나들 고맙어요. 그리고 마지막으로 지금의 대학원까지 다닐 수 있게 항상 저를 뒤에서 보살펴 준 저의 소중한 가족 아버지, 어머니, 동생 미란이와 저를 항상 사랑하시는 하나님께 감사드립니다.

이제 석사를 마치고 또 다른 길에 도전하며 항상 매 순간 열심히 하려고 하고 있습니다. 항상 저의 옆에서 지켜봐 주시고 격려해 주셔서 감사드리며 앞으로도 멋진 저의 모습 보여드리겠습니다. 감사합니다.

2007년 6월  
서 덕 찬 드림

# 차 례

그림차례 .....	iii
국문요약 .....	vi
제1장 서론 .....	1
제 2장 Total knee replacement 수술 .....	5
2.1 Total knee replacement 정의 .....	5
2.2 Total knee replacement 수술 방법 .....	6
제 3장 Stereo camera system .....	8
3.1 Stereo camera system 구성 .....	8
3.2 3차원 위치측정을 위한 영상 전처리 .....	10
3.3 양안시차 방법을 이용한 3차원 측정 .....	12
3.4 카메라 보정 .....	15
3.4.1 카메라 렌즈 왜곡 검증 .....	15
3.4.2 초점거리 측정 .....	17
3.4.3 스테레오 카메라 픽셀검증 .....	19
3.4.4 카메라 좌표변환 보정 .....	20
제 4장 3차원 영상정합 알고리즘 .....	22
4.1 형상기반의 영상 정합 .....	23
4.2 Iterative closed points 알고리즘 .....	25
4.2.1 ICP 알고리즘 구현 .....	25
4.2.2 ICP 알고리즘의 종료 .....	26
4.2.3 ICP 영상정합에서 발생 할 수 있는 Local minima .....	27

4.3 고속 및 회전 변환을 위한 Closed form solution .....	28
4.3.1 Closed form solution .....	29
4.3.2 쿼터니온 .....	29
4.3.3 Closed form solution에 의한 최적 회전변환 .....	33
4.4 영역기반의 ICP 알고리즘 .....	35
제 5장 형상기반 IGS 시스템 구성 .....	37
제 6장 형상기반 IGS 시스템의 정확도 평가 .....	40
6.1 스테레오 카메라 시스템 정확성 검증 .....	40
6.1.1 스테레오 카메라 픽셀 검증 결과 .....	40
6.1.2 스테레오 카메라의 Z-depth 선형성, X, Y-Scale factor 검증 ..	42
6.1.3 스테레오 카메라 보정실험 결과 .....	43
6.1.4 스테레오 카메라 정확도 검증 .....	44
6.2 형상기반 IGS 시스템의 영상정합 정확성 .....	45
6.2.1 대퇴골 모델의 X, Y, Z축 이동에 따른 영상정합 평가 .....	46
6.2.2 대퇴골 모델의 X축, Y축 회전에 따른 영상정합 평가 .....	49
6.2.3 대퇴골 모델의 영역넓이 크기에 따른 영상정합 평가 .....	50
제 7장 결론 및 토의 .....	52
참고문헌 .....	54
Abstract .....	57

## 그림 차례

그림 2.1 Total knee replacement 수술 .....	6
(a) IGS를 이용한 TKR 수술 과정	
(b) TKR 수술의 인공관절 삽입	
그림 2.2 Femur distal 절개방법 .....	7
그림 2.3 TKR 수술에서 절개 후 확보영역 .....	7
그림 3.1 Stereo camera 구성을 위한 카메라 장치 .....	9
그림 3.2 Stereo camera frame .....	10
(a) Stereo camera frame 구상도	
(b) 제작된 Stereo camera frame	
그림 3.3 대퇴골 Anatomical landmark의 위치측정을 위한 Soft marker .....	11
그림 3.4 영상전처리 순서도 .....	12
그림 3.5 영상전처리를 통한 (X,Y)의 마커좌표 추출 .....	12
그림 3.6 양안시차 방법의 기하학적 구조 .....	13
그림 3.7 Camera lens distortion .....	16
(a) Nonlinear error	
(b) Perspective error	
그림 3.8 렌즈 왜곡 검증을 위한 격자무늬 판 .....	16
그림 3.9 카메라 렌즈왜곡 검증 .....	17
(a) 격자무늬 판 40° 각도 유지	
(b) 격자무늬 판 90° 세팅	
(c) NI-Vision 툴	
그림 3.10 카메라 초점거리 측정방법 .....	18
그림 3.11 카메라 초점거리 측정 .....	18
그림 3.12 스테레오 카메라 픽셀 검증실험 .....	20



(a) Z-depth 선형성 측정	
(b) 3차원 큐브와 마커	
그림 3.13 카메라 좌표계와 실공간 좌표계 .....	21
(a) 카메라와 실공간 좌표계 일치	
(b) Tilt angle	
(c) Pan angle	
그림 4.1 Femur scanning .....	23
(a) 3D scanner	
(b) 대퇴골 모델의 3D scanning	
그림 4.2 형상기반의 ICP 영상정합 .....	25
그림 4.3 Global minima와 Local minima .....	28
그림 4.4 대퇴골 영역선정 .....	35
그림 5.1 형상기반 IGS 시스템 .....	37
그림 5.2 형상기반 IGS 순서도 .....	38
그림 5.3 IGS experimental system .....	38
그림 5.4 IGS 시스템 .....	39
(a) Stereo camera program	
(b) 3D registration program	
그림 6.1 스테레오 카메라 픽셀검증 결과 .....	41
(a) X 축 방향 픽셀길이	
(b) Y 축 방향 픽셀길이	
그림 6.2 스테레오 카메라 Z-depth 측정 .....	42
그림 6.3 X, Y 방향의 Scale factor 측정 .....	43
그림 6.4 좌표계 보정 검증 실험 .....	44
(a) 각도보정 검증 실험	
(b) 각도 보정 후 3차원 큐브 각축의 Depth-map	
그림 6.5 영상정합 정확성 검증을 위한 이동조건 .....	46
그림 6.6 X, Y, Z 이동변화에 따른 영상정합도 .....	48

(a) X축 이동조건 변화에 따른 영상정합도	
(b) Y축 이동조건 변화에 따른 영상정합도	
(c) Z축 이동조건 변화에 따른 영상정합도	
그림 6.7 영상정합 검증을 위한 회전조건 .....	49
그림 6.8 회전조건 변화에 따른 영상정합도 .....	50
(a) X-rotation	
(b) Y-rotation	
그림 6.9 영역의 넓이에 따른 영상정합도 .....	51

## 국 문 요 약

### 형상기반 3차원 영상정합기술을 이용한 TKR을 위한 Image Guided Surgery 연구

현대에는 인간의 질병의 진단과 치료에 많은 의학 장비들이 사용되어진다. 이러한 의료용 장비 중 의학영상장비들은 2차원과 3차원의 영상정보를 이용하여 의사들에서 환자들에 대해 정확한 진단과 처치를 할 수 있도록 의학적인 정보와 방법들을 제공한다. 최근 CT, MRI, PET의 개발과 함께 이를 이용한 영상유도수술(Image Guided Surgery) 시스템이 연구되고 있다. IGS의 개발과 연구로 의사들이 환자의 3차원적인 정보를 획득함으로써 보다 정확한 진단과 수술을 할 수 있게 되었다.

IGS 시스템은 그동안 의사들의 의학적 지식과 경험을 바탕으로 한 수술진행과 달리 환자의 3차원적인 해부학적인 데이터와 실시간의 위치추적, 컴퓨터에 의한 도움으로 환자 개개인에 맞추어진 정확한 수술을 가능하게 한다. 이러한 IGS 시스템을 위해서는 수술동안 환자의 수술부위의 위치를 측정하고 추적할 수 있는 센싱방법과 수술 전 환자의 수술부위를 CT, MRI의 의학영상장비를 이용하여 획득한 3차원 모델과의 영상정합을 위한 알고리즘 부분이 중요한 것으로 볼 수 있다. 지금까지의 IGS 시스템은 수술 동안 실시간 3차원 위치측정(3D position measurement)과 영상정합(Image registration)을 위하여 참조마커(Fiducial marker)를 사용한다. 하지만 이러한 참조마커는 정확한 위치측정과 영상정합을 할 수 있다는 장점도 있지만 최근 최소 침습적인 수술(Minimal invasive surgery)에 관심이 증가하면서 많은 단점을 나타내고 있다. 참조마커에 의한 IGS 수술을 하기 위해서는 환자의 환부주위에 참조마커를 삽입하는 추가적인 수술이 필요하다. 이 부수적인 수술은 환자에 또 다른 상해를 줄 수 있으며 참조마커의 삽입과 제거 과정에서 다른 감염과 질병을 유발할 수 있다. 또한 참조마커는 대부분이 금속소재이며 크기가 크므로 수술과정에 방해요인이 될 수 있으며 다른 영상장비에 노이즈를 발생 시키는 원인이 될 수 있다는 점에서 이러한 단점을 개선한 새로운 IGS 시스템의 연구가 필요하다.

따라서 본 논문에서는 참조 마커기반의 IGS 시스템의 단점을 개선하기 위해서 영역기반의 영상정합 알고리즘을 적용하여 형상기반 IGS (Shape-based IGS) 시스템을 연구하였다. 이는 모델의 샘플 포인트의 기하학적인 위치정보를 기반으로 영상정합을 하는 IGS 시스템으로 첫 번째로 3차원 위치측정을 위해서 스테레오 카메라 시스템을 연구하였다. 정확한 3차원 위치측정을 위해서 양안시차(Stereopsis)방법을 적용하였으며 카메라 특성분석과 좌표계간의 보정(Coordinate calibration)을 위한 카메라 보정(Camera calibration)을 하였다. 두 번째로 IGS에서 중요한 스테레오 카메라에서 측정된 3차원 정보와 컴퓨터 공간상의 모델과의 영상정합을 위해서 수술과정에서 대퇴골의 해부학적으로 중요한 부분을 모델내에 중요 영역으로 선정하여 영상정합을 하는 영역기반의 알고리즘을 적용하였다. 알고리즘에서 영상정합 지점을 찾기 위해서 Iterative closest point(ICP)알고리즘을 사용하였다. 또한 여기에 빠르고 정확한 최적 영상정합 지점을 획득하기 위해서 쿼터니온(Quaternion) 기반의 Closed form solution을 적용하였다. 본 논문에서 연구하는 형상기반 IGS 시스템은 무릎관절의 노화와 상해로 인해 인공관절 기술인 전슬관절치환술(Total knee replacement)에 최적화 되어 적용하고자 하였다. 따라서 본 논문에서는 TKR을 위한 스테레오 카메라 시스템 개발과 영상정합 알고리즘을 개발하고 평가하였다.

---

핵심 되는 말 : 형상기반, 영상유도시스템(IGS), ICP, 스테레오 카메라, 영상정합

## 제 1장 서론

현대에는 인간의 질병 진단과 치료에 많은 의료 장비들이 사용되어진다. 이러한 의학 장비들은 진단과 수술을 하는데 있어서 의사들에게 정확한 판단과 처치를 할 수 있도록 지식과 방법들을 제공한다. 이런 점에서 진단과 치료분야의 개발과 연구에 대한 관심이 집중되고 있는 가운데 Computer Tomography(CT), Magnetic Resonance Imaging(MRI), Positron Emission Tomography(PET)과 같은 의학영상 장비들이 개발 및 연구되었다. 이러한 의학영상장비들은 의사들에게 환자의 2차원, 3차원적인 정보를 제공함으로써 의사들에게 도움을 주고 있다.[1-8]

하지만 기존의 대부분의 수술진행 방식은 의사들 개인의 경험적으로 습득한 지식과 의학적 지식을 바탕으로 한 수술로 객관화 되지 못한 방법과 정확성이 결여될 수 있는 가능성이 있었다. 이러한 점에서 Image Guided Surgery(IGS) 시스템 개발은 수술을 집도하는 의사에게 환자의 3차원적인 해부학적 정보와 컴퓨터를 기반으로 정확한 수술 가이드해주는 역할을 함으로써 의사들에게 정확한 수술을 할 수 있도록 한다.[1-8] IGS 시스템을 구성하기 위해서는 우선적으로 정확한 영상 정보가 필요로 한다. IGS 수술 전에 환자의 수술부위에 대한 3차원 모델이 필요로 하며 이는 다양한 영상장비를 통해 영상을 획득하여 볼륨 렌더링으로 모델을 구성 한다. 다음으로 실시간으로 환자수술의 진행에 대한 정보를 의사에서 주기 위해서는 수술과정 동안 실시간으로 환부에 대한 3차원 위치측정(3D position measurement)이 필요로 한다. 마지막으로 수술 전에 획득한 환부의 3차원 볼륨 모델과 수술과정에서 측정된 수술부위 데이터들 사이에 영상정합(Image registration)이 IGS에서 중요한 부분으로 볼 수 있다. IGS시스템은 수술과정의 정확한 3차원 위치측정과 영상정합을 위해서 공통 참조프레임(Common reference frame)을 설정하는 것이 중요한 주제 볼 수 있다.[9] 공통 참조프레임의 선정으로 일치점들의 정확한 영상정합은 물론 수술과정의 이동에 따른 추적적으로 의사들에게 수술과정 중에 수술도구의 움직임, 수술부위에 대한 안내를 제공하

며 환자 개개인의 3차원적인 해부학 구조 영상정보를 제공하게 된다. 참조 프레임 선정하는 방법으로 참조마커(Fiducial marker)를 사용하여 일치점간의 정합과 위치측정을 수행한다. 하지만, 이러한 참조마커를 이용한 공통 참조프레임을 선정방법은 비교적 간단하고 정확하다는 장점에도 불구하고 몇 가지 문제점을 가지고 있다.[9] 첫 번째로 참조마커를 IGS에 이용하기 위해서는 수술 전 환자의 환부 주위에 참조마커를 삽입하는 부가적인 수술(Minor surgery)이 필요로 하게 된다. 환자와 의사들에게 IGS 수술 전의 추가적인 과정으로 불편함과 번거로운 과정이 될 수 있다. 두 번째로 최근 모든 수술방법에 있어서 최소 침습적인 수술(Minimal invasive surgery)의 개발이 중요시 되고 있어 환자에게 최소한의 절개와 상처를 주면서 수술을 진행함으로써 환자의 회복과 미관상의 편리성을 제공하려는 연구방향에 있어 참조마커 삽입수술은 부적합한 과정이 될 수 있다. 세 번째로 참조마커의 삽입과 제거과정은 환자에게 다른 감염의 원인이 될 수 있다. 참조마커 삽입을 위한 수술과 수술 후에 제거를 하는 과정에서 환자는 다른 감염에 노출이 되어 있는 상태로 감염과 부가적인 회복기간이 필요로 하게 된다. 마지막으로 IGS를 위해서는 수술 전 환자가 참조마커를 삽입한 상태에서 CT, MRI 등의 의학영상장비를 통하여 환부에 대한 볼륨 영상을 획득하는 과정이 필수이다. 하지만 참조마커의 대부분은 금속소재로 영상에 노이즈로 작용을 할 수 있으며 체외로 노출되어 있는 마커는 영상획득과 수술과정에서 활동에 불편함을 제공할 수 있다.

따라서 최근 IGS 연구에서는 영상정합을 하는 방법에 있어서 참조마커를 사용하지 않고 형상적인 경계윤곽선, 표면데이터들을 이용하여 영상정합을 시도들이 다양하게 이루어지고 있다.[10][11] 이러한 형상기반의 영상정합(Shape-based registration) 방법들은 위치측정이나 영상정합에 있어서 마커기반의 방법들 보다 정확성이 부족하거나 복잡한 알고리즘 계산과 시간, 추가적인 장치구성이 필요하지만 최근 최소 침습적 수술(MIS)을 중요시 하고 있다는 점에서는 형상기반의 영상정합의 필요성이 절실히 요구되어진다.

본 논문에서는 참조 마커기반의 대안으로 형상기반의 IGS 시스템에 관한 연구를 하였다. 형상기반의 영상정합 방식은 참조마커를 기준으로 한 로컬좌표계 안에서 참조마커의 정합을 기준으로 포인트 쌍들의 정합을 하는 시스템과 달리 모

델들의 기하학적인 구조와 표면에 따라 구성되는 많은 포인트 쌍들의 영상정합을 말한다.[10][11][12] 이러한 형상기반의 IGS 시스템을 위해 스테레오 카메라를 이용하여 대퇴골 표면의 정확한 3차원 샘플 포인트를 측정하는 스테레오 카메라 시스템과 측정된 샘플 포인트와 모델의 데이터 포인트 간의 형상기반의 영상정합 알고리즘을 연구하였다. 본 논문에서는 노인의 관절복원기술 개발을 위한 전술관 절치환술(TKR)에 IGS를 적용하고자 하였다.

전체적인 시스템 구성과 검증을 위해서 사람의 대퇴골(Femur)과 동일하게 제작된 대퇴골 모델을 사용하였다. 3차원 위치를 측정하는 스테레오 카메라 시스템을 구현을 위해서 카메라의 특성분석과 보정하였으며 사람의 두 눈의 방법과 동일한 방법인 양안시차 방법을 적용하여 대퇴골 표면의 3차원 위치인 샘플 포인트를 획득하였다. 다음으로 3차원 스캐너를 이용하여 대퇴골 모델의 3차원 Geometric 정보를 획득하여 3차원 모델을 구성하였다. 구성된 모델과 스테레오 카메라에서 실시간으로 측정되는 샘플 포인트의 영상정합에서는 정합지점을 찾는 방법으로 ICP 알고리즘을 적용하여 각 포인트 쌍들 간에 형상기반 영상정합을 시도하였다. 본 논문에서 연구 개발한 IGS 시스템의 정확도 평가를 위해서 영상정합 후에 발생하는 거리오차로 시스템 성능의 평가를 하였다.

본 논문의 개관은 다음과 같다. 제 2장 “Total Knee Replacement 수술”은 본 논문에서 IGS를 적용하고자 하는 TKR 수술에 대한 설명부분이다. 본 형상기반의 IGS를 적용에 앞서 배경 지식을 설명하는 부분이라 할 수 있다.

제 3장 “Stereo Camera System”은 대퇴골 표면의 샘플데이터의 3차원 위치를 측정하기 위해 적용한 양안시차 방법과 카메라 보정의 방법과 적용된 영상처리 이론에 대한 설명을 하였다.

제 4장 “3차원 영상정합 알고리즘”은 형상기반의 영상정합을 하기 위한 ICP 알고리즘 이론 소개와 알고리즘 과정에서 고속, 최적변환을 할 수 있는 closed form solution 방법을 설명하였다. 또 마지막으로 본 논문에서 제안하는 영역기반의 ICP 알고리즘을 설명하였다.

제 5장 “형상기반 IGS 시스템 구성”은 본 논문에서 연구한 IGS 시스템의 전체적인 구성과 3차원 위치측정과 영상정합 구현에 관련된 프로그램 구성과 인터페이스

이스에 대한 설명을 하였다.

제 6장 “형상기반 IGS 시스템의 정확도 평가”는 구성된 시스템의 스테레오 카메라 시스템의 정확도 검증과 카메라를 통해 실시간으로 측정되는 샘플 포인트와 모델표면의 모델 포인트 사이의 정확도를 여러 조건에 따라 평가하였다.

제 7장 “결론 및 토의”는 본 논문의 내용을 요약하였으며 결론을 맺는 내용이다.



## 제 2장 Total knee replacement 수술

2장에서는 본 논문에서 적용하고자 하는 TKR 수술에 대해 설명을 하였다. TKR 수술에서 IGS를 적용하기 위해서는 수술의 전반적인 순서와 방법에 대한 숙지가 필요로 한다. IGS 수술이 형상기반의 IGS는 마커기반의 시스템과 달리 진행이 되는 동안 실시간으로 대퇴골의 표면의 3차원적인 샘플 포인트들 위치측정이 필요하다. 위치 측정을 위해서는 TKR에서 스테레오 카메라가 볼 수 있는 영역의 부분과 수술에서 중요하게 작용하는 해부학적 특징점(Anatomical landmark)을 알아야 한다. 본 장에서는 TKR에 대한 전반적인 설명을 하였다.

### 2.1 Total knee replacement 정의

TKR 수술은 경골(Tibia)와 대퇴골(Femur) 사이의 관절에 이상이 생기게 되어 무릎관절에 기능이상과 통증을 받는 환자들을 대상으로 무릎인공관절을 삽입하는 수술로 그림 2.1의 (a)와 같다. 관절의 이상의 발생하는 원인으로는 외부적인 충격과 관절의 노화에 의한 원인을 들 수 있으며 무릎 관절의 뼈(Knee bone)와 연골조직(Cartilage), 인대(Ligament)의 골절(Fractures)로 인해 무릎관절 기능에 이상이 생기게 되는 것이다. 이러한 무릎관절의 비정상적인 현상은 무릎관절의 부위 조직의 손상과 균형을 깨트리게 된다.[13]

손상된 무릎관절에 대해 인공관절(Implant)로 교체하는 처지로 치료를 하게 되는 것으로 그림 2.1의 (b)과 같이 2개의 인공관절중 하나는 대퇴골 부분에 나머지 하나는 경골부분에 삽입을 하게 된다. TKR에서 인공관절의 삽입에서 중요한 점은 대퇴골과 경골 사이의 인공관절간의 정렬(Implant alignment)이다. 이는 수술 후의 환자의 재활에 큰 영향을 주는 것으로 이러한 점에서 TKR 수술에 IGS 적용의 필요함을 알 수 있다.



Copyright CyberMed Inc.

(a) IGS를 이용한 TKR 수술 과정



Copyright Medical Multimedia Group Inc. 1996

(b) TKR 수술의 인공관절 삽입

그림 2.1 Total knee replacement 수술

## 2.2 Total knee replacement 수술 방법

IGS를 TKR 수술에 적용을 하기위해서 TKR 수술이 진행되는 방법에 대한 이해가 필요로 한다. 앞에서 설명한 것처럼 TKR 수술은 무릎관절 조직을 인공관절로 교체를 하는 수술로 그림 2.2와 같이 대퇴골의 밑단 부분(Femur distal)부분을 절개한다. 절개 후 무릎관절에 해당하는 Knee joint에 인공관절을 삽입한다. 삽입

을 위해서 무릎을 절개를 하는데 실제 수술에서 대퇴골을 눈으로 확인할 수 있는 영역은 그림 2.3과 같이 대퇴골의 밑단부분의 영역만 해당이 된다. IGS에 있어서 다음과 같은 수술방법과 영역에 대한 점은 매우 중요하다. IGS 수술에서 수술과정에서 측정할 수 있는 3차원 샘플 포인트는 그림 2.3에 보이는 영역만 가능하다는 점이다. 이러한 점은 본 논문에서 적용하고자 하는 IGS에서 3차원 샘플 포인트 측정과 영상정합의 적용에 있어서 매우 중요하다고 볼 수 있다.

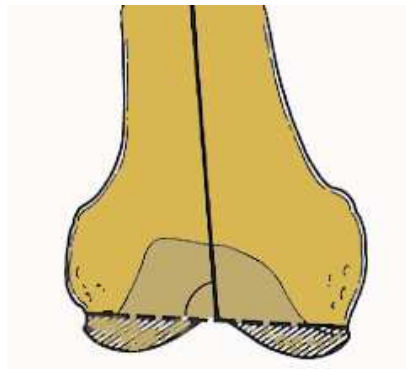


그림 2.2 Femur distal 절개방법

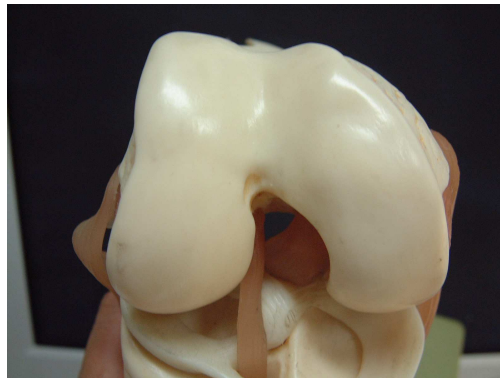


그림 2.3 TKR 수술에서 절개 후 확보영역

## 제 3장 Stereo camera system

IGS 시스템에서 수술 진행 동안 의사에게 수술의 가이드를 해주기 위해서는 실시간으로 3차원 위치측정이 필요하다. TKR 수술에서는 실시간으로 대퇴골의 표면의 3차원 위치정보가 측정되어야 한다는 것을 의미한다. 스테레오 카메라 시스템의 정확성이 강조되는 이유는 정확한 3차원의 위치측정이 보장 되어야 정확한 TKR 수술은 물론 측정된 대퇴골의 표면의 샘플 포인트와 모델 포인트 관계의 영상정합이 이루어 질 수 있다. 스테레오 카메라 방법은 로봇비전, 모니터링 시스템, 자동 제어등의 여러 분야에서 사용되어지는 3차원 위치측정의 방법 중 하나이며 이를 위해서는 단일 카메라의 특성을 분석하는 보정과정과 좌표계간의 정합이 필수적이다.

### 3.1 Stereo camera system 구성

대퇴골의 3차원 위치를 측정하기 위한 시스템 구성을 하기위해 두 대의 카메라와 컴퓨터와의 인터페이스 장비를 사용하였다. 카메라는 그림 3.1에 보이는 것과 같이 AVT사의 Marline F-145C2의 모델을 이용하였다. 컴퓨터를 기반으로 하는 영상처리와 알고리즘의 계산, 데이터 전송을 위해서 컴퓨터와 인터페이스가 가능한 CCD 방식의 디지털 카메라이며 IEEE-1394를 이용하여 컴퓨터와의 영상신호를 전송하는 방식으로 시스템을 구성하였다. 카메라의 상세정보는 아래 표 3.1과 같다. 동일한 카메라 두 대의 스테레오 카메라를 구성하였으며 3차원의 위치를 측정하기 위해서는 3.2절에서 3차원 좌표를 측정하는 방법에 대해 설명을 하겠지만 카메라의 광축(Optical axis)의 방향과 위치가 중요한 요인이 된다. 스테레오 카메라 시스템의 정확한 구성을 위해서는 카메라와 인터페이스 장치 이외에도 카메라를 고정하는 프레임도 중요한 요인이 된다.

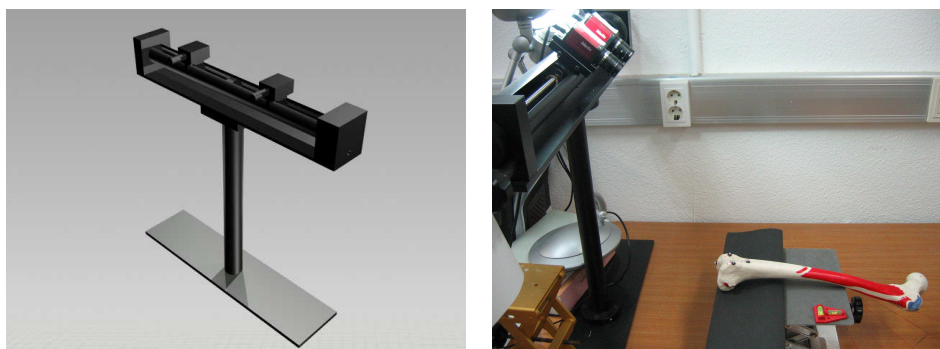


그림 3.1 Stereo camera 구성을 위한 카메라 장치

Picture size	1280 x 960 pixel
Digital interface	IEEE 1394
Resolution rate	8bit / 10bit(b/w only), 12bit(ADC)
Frame rate	Up to 10 Hz, 7 Hz (RGB)
Lens	C-mount (8mm)
Dimensions	72mm x 44mm x 29mm (L x W x H)

표 3.1 카메라 장치 상세사항

이를 위해 본 논문에서는 IGS의 스테레오 카메라 시스템 카메라 프레임을 설계하였다. 두 대의 카메라의 Image plane의 중심점을 지나는 광축의 평행한 위치유지와 카메라 사이의 거리인 Baseline 조정, 바닥면과 이루는 각도조정을 자유롭게 할 수 있는 정교한 카메라 프레임을 그림 3.2와 같은 형태로 설계하고 제작하였다. 카메라 사이의 이동을 자유롭게 하기 위해 볼-스크류를 이용하였고 바닥면과의 각도 조절을 위해 카메라가 고정된 프레임의 원통몸체를 기어방식을 자유롭게 조정 가능하도록 하였다. 또한 카메라에 다른 빛의 간섭을 줄이고자 프레임을 무광택의 검은색으로 열처리 도금을 하였다.



(a) Stereo camera frame 구상도                      (b) 제작된 Stereo camera frame

그림 3.2 Stereo camera frame

영상은 8bit의 Gray level로 800 x 600 pixel의 크기의 영상으로 설정을 하였고 IEEE-1394 보드를 통해서 두 대의 카메라로부터 초당 30 프레임의 영상이 획득하여 LabVIEW 프로그램으로 영상의 버퍼를 만들어 실시간으로 영상처리가 가능하도록 스테레오 카메라 시스템을 구성하였다. 다음과 같은 영상을 처리하고 3차원 위치측정을 하기위한 스테레오 카메라 시스템의 프로그램 구현은 National Instrument 사의 LabVIEW 7.1과 NI-Vision Assistant를 이용하였다.

### 3.2 3차원 위치측정을 위한 영상 전처리

카메라를 통해서 대퇴골의 표면의 3차원 좌표 데이터를 얻기 위해서 본 논문에서는 MotionAnalysis 사의 Soft marker를 사용하였다. 본 논문의 서론에서 참조 마커를 사용하지 않는 형상기반 IGS 시스템을 연구한다고 하였다. 본장에서 사용한 마커는 스테레오 카메라를 통해 표면의 3차원 위치를 얻기 위한 Anatomical landmark 마커로 사용한 것으로 기존의 마커기반의 시스템의 참조마커는 Reference 마커로 뼈에 삽입을 한 것으로 실험을 위해 사용된 Soft marker와는 차이가 있다. 그림 3.3의 Soft marker는 지름 4mm의 크기로 다른 물질보다 빛에 대한 반사율이 높이기 위해 알루미늄가루로 제작된 마커이다. 물론 실제의 IGS 수

술에서는 Digital probe와 같은 수술도구에 의해서 환부의 표면 데이터들의 좌표 데이터를 획득하지만 본 논문은 Digital probe와 동일하게 마커를 대퇴골의 표면의 3차원 위치를 측정하기 위해 소형의 마커를 부착하는 방법으로 위치측정을 시도하였다.



그림 3.3 대퇴골 Anatomical landmark의 위치측정을 위한 Soft marker

실험에 사용된 사람의 대퇴골 크기와 동일한 모형 표면에 부착된 마커만을 2차원의 (X,Y)의 영상에서 추출하기 위해 그림 3.4와 같이 영상처리를 적용하였다. 카메라로부터 획득되는 대퇴골 모델 표면에 부착된 마커만을 추출하기 위해서 처음으로 입력되는 영상을 Histogram equalization을 적용하였다. 이는 대퇴골 표면에 붙어 있는 마커가 다른 대퇴골의 표면보다 빛에 반사율이 높다는 점을 착안하여 0부터 255의 범위를 가지는 Gray level 영상신호를 Histogram equalization을 통해서 영상의 히스토그램을 평활화하면 Contrast enhancement하기 위해서 이다. 다음으로 가장 밝은 Gray level을 가지는 마커만을 추출하기 위해서 가장 밝은 255의 Threshold 방법을 적용하여 마커만을 분리 하였다. 분리된 영상에서 다른 밝은 부분들이 노이즈로 작용을 하기 때문에 모포놀지 (Morphology) 방법인 2번의 Erosion을 적용하여 작은 노이즈들을 제거 하였다. 분리된 마커의 2차원 영상에서 X, Y 좌표를 측정하기 위해서 패턴매칭(Pattern matching) 방법을 적용하였다. 패턴매칭을 적용한 템플릿 영상은 원모양이다. 마커의 모양이 원형의 모양으로 2차원 영상에서 원형모양인 곳을 찾아내어 원의 중심인 (X, Y)의 값을 측정하였다. 그림 3.5는 대퇴골 모델에 영상전처리를 적용하여 추출한 마커좌표에 해당하는 (X,Y) 값을 나타내는 그림을 나타낸다.

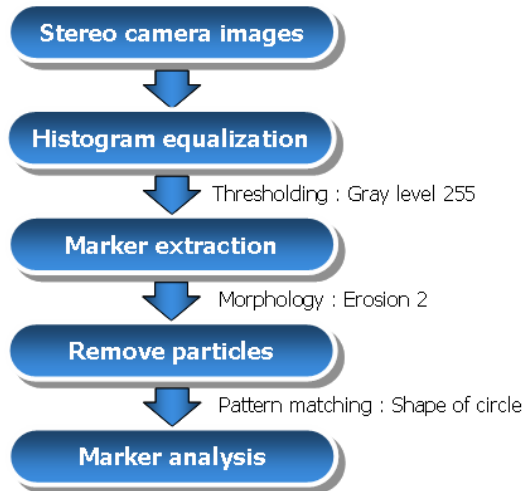


그림 3.4 영상전처리 순서도



그림 3.5 영상전처리를 통한 (X,Y)의 마커좌표 추출

### 3.3 양안시차 방법을 이용한 3차원 측정

3차원의 정보를 획득하는 것은 IGS에 있어서 중요한 작업중의 하나이다. 본 논문에서는 양안시차 방법을 적용하였다. 이 방법은 스테레오 비전 분야에서 널리 사용되는 방법으로 사람이 일정거리를 유지하는 두 눈을 이용하여 깊이정보를 아는 방법과 동일하게 일정거리를 두고 있는 카메라에서 각각 획득한 영상 쌍 (Image pair)을 이용하여 깊이 정보를 알아내는 방법이다. 본 논문에서는 대퇴골



의 표면의 3차원 위치정보를 얻기 위해서 3.1절에서 설명한 것과 같이 구성된 스테레오 카메라 시스템에 양안시차 방법을 적용하여 대퇴골의 마커들의 3차원 위치를 측정하였다.

공간상의 한 점의 3차원 위치를 측정하기 위해서는 그림 3.6과 같은 두 대의 카메라가 간단한 기하를 가지고 있다. 공간상의 한 점은 양쪽의 카메라의 영상에 투영이 된다. 카메라의 렌즈 중심  $C_l$ ,  $C_r$  들과 공간상의 점  $P$ 로 만들어지는 면을 Epipolar plane이라고 하고 영상면과 만나서 이루어지는 선을 Epipolar line이라고 정의한다. 공간상의 점  $P$ 는 두 카메라의 영상면의 동일한 Epipolar line위에 위치하게 된다. 두 대의 카메라가 광축이 평행하게 유지되어 있다면 x축 방향으로 떨어진 두 카메라 중심사이의 거리를 기초선 (Base line)이라고 한다 [14][15][16].

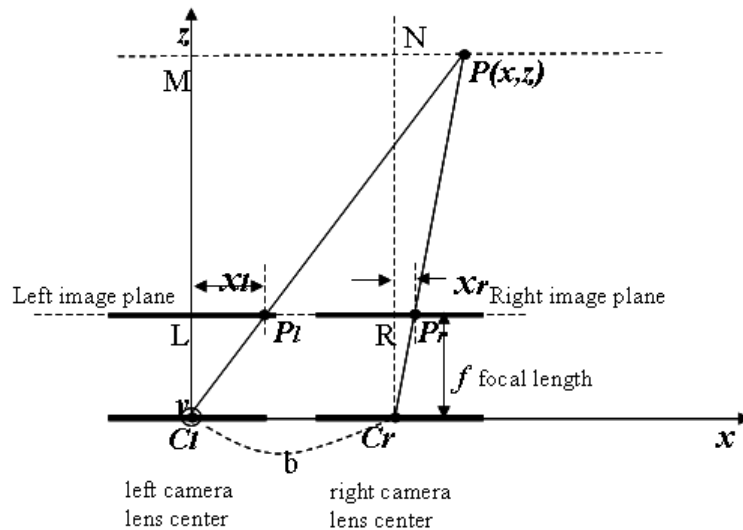


그림 3.6 양안시차 방법의 기하학적 구조

공간상의  $P$ 점  $(x, y, z)$ 는 두 카메라의 영상에 각각  $(x'_r, y'_r)$ ,  $(x'_l, y'_l)$  로 측정이 된다. 왼쪽 영상의  $P_l$ 과 오른쪽 영상의  $P_r$  에서는 식 3.1과 식 3.2, 식 3.3과 같은 관계가 성립된다.

$$\frac{x'_l}{f} = \frac{x + b/2}{z} \quad (\text{식 3.1})$$

$$\frac{x'_r}{f} = \frac{x - b/2}{z} \quad (\text{식 3.2})$$

$$\frac{y'_l}{f} = \frac{y'_r}{f} = \frac{y}{z} \quad (\text{식 3.3})$$

위의 식에서  $f$ 는 각각의 카메라의 초점거리가 된다. 이는 3.4절의 카메라 보정 과정에서 측정할 수 있다. 위의 3개의 식의 관계를 통해 스테레오 카메라의 초점 거리  $f$ 와 공간상의 한 점  $P$ 이 두 영상에 투영될 때의 각각의  $(x'_r, y'_r)$ ,  $(x'_l, y'_l)$ 을 안다면  $P$ 점  $(x, y, z)$ 를 구할 수 있다. 위의 식들에서 다음과 같은 식들을 유추해 낼 수 있다[14][15][16].

$$z = b \frac{f}{x'_l - x'_r} \quad (\text{식 3.4})$$

$$y = b \frac{(y'_l + y'_r)/2}{x'_l - x'_r} \quad (\text{식 3.5})$$

$$x = b \frac{(x'_l + x'_r)/2}{x'_l - x'_r} \quad (\text{식 3.6})$$

위의 식에서 동일한 일치점인  $P$ 의 두 영상에 투영될 때 발생하는 x좌표의 차이인 Disparity  $x'_l - x'_r$ 가 앞에서 설명한 양안시차법의 중요한 부분이라고 할 수 있다. 식 3.4에서 알 수 있듯이 보면  $z$ 의 값에는 Disparity와 기초선인  $b$ 가 중요하다는 것을 알 수 있다. Disparity는 기초선  $b$ 에 비례한 요소이므로 즉, 두 카메라 렌즈 중심사이의 거리의 선택이 적용하는 상황에 다를 수 있다는 점을 알 수 있다. 본 논문에서는 실험환경에 의해 두 대의 카메라가 대퇴골을 촬영할 수 있는 영역을 고려하여 기초선 Base line은 99mm로 선정하였다.

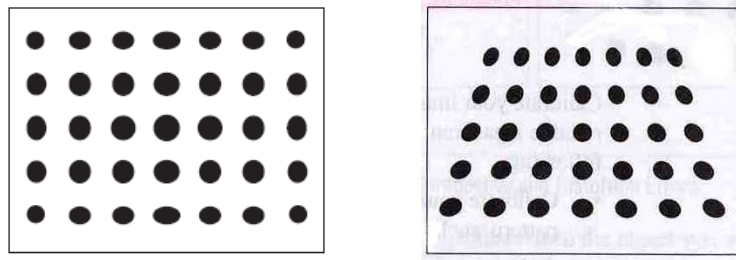
### 3.4 카메라 보정

공간상의 어느 한 점은 3차원의 점에 해당한다. 하지만 스테레오 카메라에 투영되는 공간상의 한 점은 두 영상 면의 영상 쌍으로 2차원의 점에 해당한다. 서로 다른 차원의 점을 정확히 스테레오 카메라를 통해 측정을 하기 위해서는 카메라의 보정과정의 필요하다. 본 논문에서는 단일 카메라의 특성을 분석하는 과정으로 초점거리 측정, 렌즈왜곡 검증, 픽셀 보정을 시도 하였으며 두 대의 카메라를 이용한 실제거리 변환을 위한 Scale factor 측정, 공간 좌표계(World coordinate)의 한 점을 카메라 좌표계(Camera coordinate)의 변환 보정을 시도하였다.

#### 3.4.1 카메라 렌즈 왜곡 검증

카메라를 통해 물체를 촬영할 때 렌즈를 통해 카메라의 영상 면에 투영이 된다. 하지만 렌즈는 곡면을 가진 것으로 물체가 왜곡을 가지고 영상 면에 투영이 될 수 있다. 이러한 영상획득 단계에서 발생한 왜곡은 한 점의 3차원 위치를 계산하는 과정에서 오차의 원인으로 작용한다. 그래서 본 논문에서는 구성된 스테레오 카메라를 통해 대퇴골의 마커들의 위치를 측정하기 전에 렌즈 왜곡에 대한 검증을 시행 하였다.

렌즈 왜곡의 종류는 2가지로 볼 수 있다. 하나는 카메라에 수직인 면의 영상을 획득하였을 때 렌즈의 중심과 가장자리의 픽셀들의 관계가 선형적이지 않은 그림 3.7의 (a)의 Nonlinear error 이다. 다음으로는 동일하게 카메라에 수직인 위치에서 획득한 영상이 서로 다른 깊이정보를 가지는 것과 같이 원근감이 발생하는 왜곡이 있는데 그림 3.7 (b)에 보이는 것과 같다.



(a) Nonlinear error

(b) Perspective error

그림 3.7 Camera lens distortion

본 논문에서 렌즈 왜곡을 검증한 방법은 National Instrument 사의 NI-Vision Assistant에서 제공되는 보정 툴을 이용하였다. 그림 3.8에 보이는 것과 같이 가로, 세로 20mm 크기의 격자를 10mm 간격으로 36개를 배열한 격자무늬 판을 제작하였다.

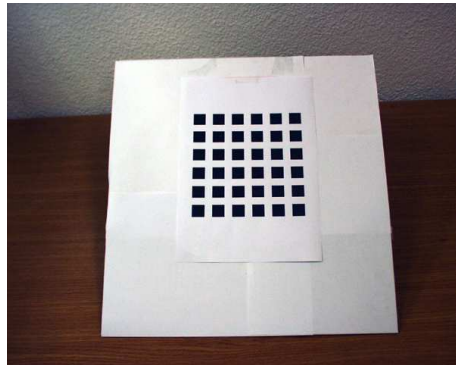


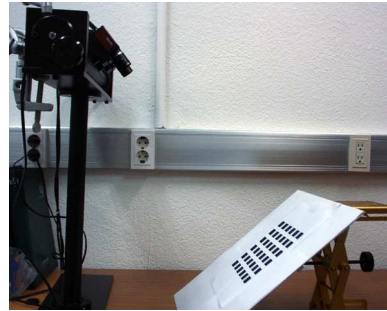
그림 3.8 렌즈 왜곡 검증을 위한 격자무늬 판

검증을 위해서 그림 3.9의 (a)와 (b) 같이 카메라를 바닥면과  $50^\circ$ 로 세팅하고 격자무늬 판을 카메라의 광축과 수직하게 유지를 시키고자  $40^\circ$ 로 하여 영상을 획득하였다. 그림 3.9의 (c)와 같이 Vision에서 제공되는 렌즈 왜곡검증 툴을 이용하면 이미 알고 있는 격자무늬의 크기를 입력하면 제공되는 툴에서 입력된 격자의 크기를 바탕으로 각각의 격자무늬가 선형적으로 동일한 픽셀의 크기로 영상이

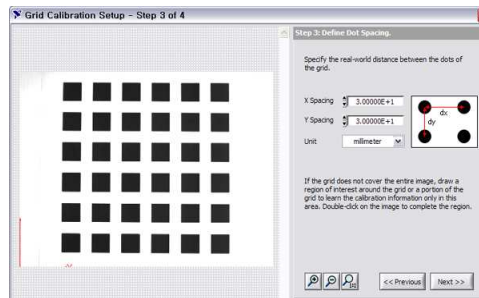
획득되었는지 확인을 한다. 렌즈의 왜곡을 검증하여 왜곡이 발생하는 만큼 영상을 보정하는 파라미터를 추출하게 된다. 본 논문에서는 스테레오 카메라 시스템에서 각각의 측정된 렌즈의 왜곡 보정파라미터를 카메라의 영상 입력 단에서 영상을 보정하는 방법으로 렌즈의 왜곡을 보정하였다.



(a) 격자무늬 판 40° 각도 유지



(b) 격자무늬 판 90° 세팅



(c) NI-Vision 툴

그림 3.9 카메라 렌즈왜곡 검증

### 3.4.2 초점거리 측정

3차원의 위치측정을 위해서는 3.3절에서 설명한 것처럼 카메라의 렌즈의 중심과 영상이 투영되는 면까지의 거리인 초점거리(Focal length)가 필요하다. 본 논문에서는 각각의 카메라에 대한 초점거리 측정을 그림 3.10과 같은 방법으로 초점거리를 pixel 단위로 측정하였다.

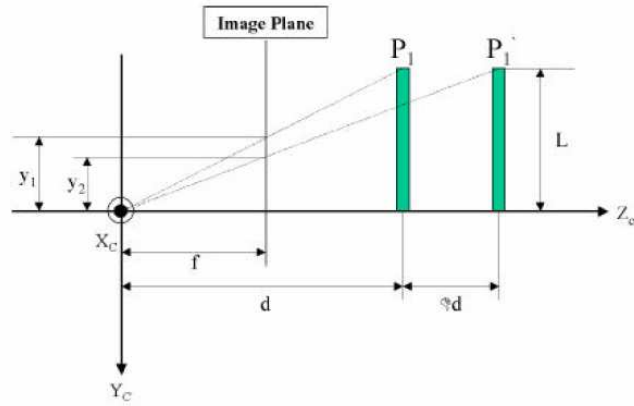


그림 3.10 카메라 초점거리 측정방법

그림 3.10의 방법은 실제크기  $L$ 의 높이를 가지는 것을  $\Delta d$  만큼의 거리가 다른  $P_1$ 과  $P_2$ 에서 영상을 획득하였을 때 영상 면에 다르게 투영되는  $y_1$ 과  $y_2$ 의 픽셀차이로 초점거리  $f$ 를 측정하는 방법이다. 위의 관계는 식 3.7과 같은 수식으로 표현 할 수 있다[17].

$$f = \frac{\Delta d}{\left(\frac{1}{y_2} - \frac{1}{y_1}\right)L} \quad (\text{식 3.7})$$

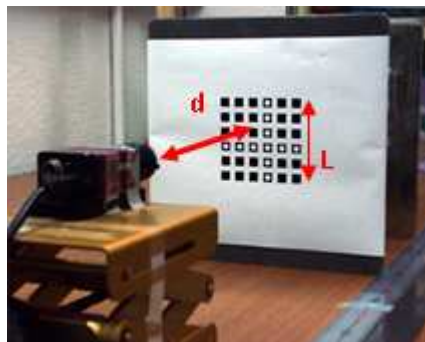


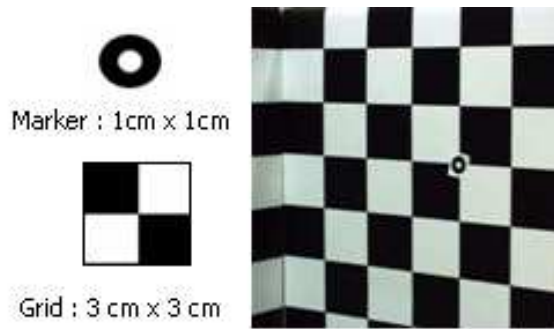
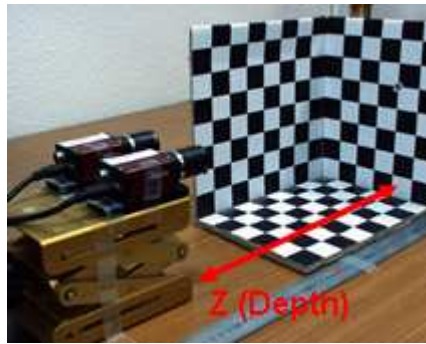
그림 3.11 카메라 초점거리 측정

위의 방법으로 그림 3.11과 같이 초점거리 측정 실험을 하였다.  $d$ 는 287mm,  $\Delta d$ 는 116mm,  $L$ 은 85mm로 세팅을 한 결과 본 논문에서 구성된 AVT 사의 카메라 초점거리는 1755 pixel로 측정이 되었다.

### 3.4.3 스테레오 카메라 픽셀검증

다음으로 스테레오 카메라 각각의 영상 면에 동일한 크기가 같은 픽셀로 투영이 되는지 검증을 하였다. 이는 공간상의 한 점이 두 영상 면에 투영되어 발생하는 Disparity를 이용하여 3차원 위치를 측정하는데 있어서 동일 크기가 만약 서로 다른 픽셀의 크기로 투영이 된다면 3차원 위치측정에 오차를 발생 할 수 있기 때문이다.

이번의 검증도 동일한 격자무늬 판을 이용하여 첫 번째로 양쪽의 카메라에서 거리에 따라 가로 세로가 20mm인 격자의 크기가 동일한 픽셀만큼 영상으로 획득이 되는지 검증을 하였다. 격자무늬 판을 425mm, 525mm, 655mm, 885mm, 1030mm로 카메라 렌즈에 수직하게 뒤로 이동하면서 픽셀의 길이를 측정하였다. 두 번째로 그림 3.12의 (a)와 같은 3차원 격자큐브를 제작하여 카메라 렌즈와 수직인 관계를 유지하며 뒤로 이동하면서 Z-depth의 선형성과 각 거리마다 X, Y축의 방향에 대한 실공간의 mm와 영상공간의 pixel과의 scale factor를 구하였다. 3차원 큐브에서 한 점의 위치를 추출하기 위해 가로 세로 1mm의 원형의 마커를 제작하여 카메라로부터 들어오는 Gray level의 영상에서 마커와 동일한 원형의 템플릿의 패턴 매칭방법으로 스테레오 카메라의 일치점 (Corresponding point)을 추출하였다.



(a) Z-depth 선형성 측정

(b) 3차원 큐브와 마커

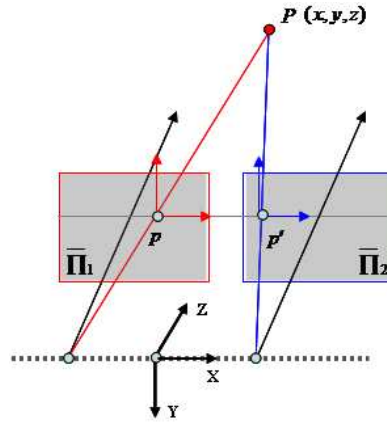
그림 3.12 스테레오 카메라 픽셀 검증실험

### 3.4.4 카메라 좌표변환 보정

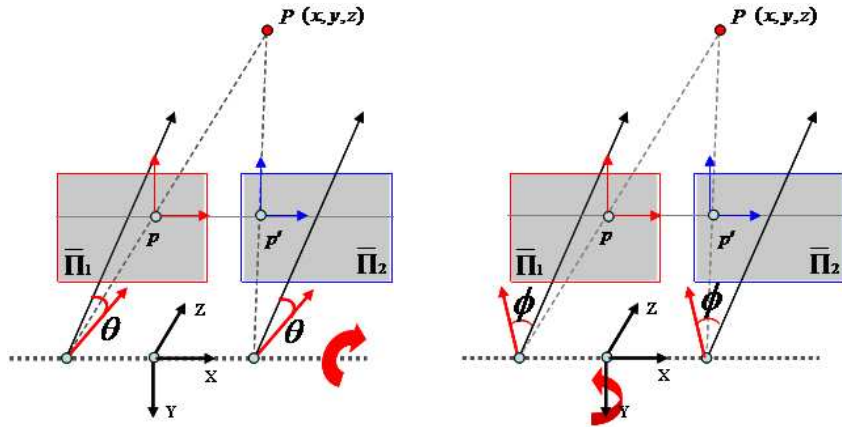
스테레오 카메라의 3차원 위치측정을 위한 방법으로는 이전의 3.3절에서 설명하였다. 하지만 앞 절에 설명한 방법은 그림 3.13의 (a)와 같이 카메라 좌표계와 실공간 좌표계가 일치할 경우에만 가능한 방법이다. 카메라가 영상을 획득하는 실공간 좌표계에 존재하는 한 점  $P$ 는 카메라로 투영이 될 때는 카메라 좌표계의 점으로 정의하기 위해서는 두 공간 좌표계의 변환을 하는 과정이 필요로 한다.

IGS 의 스테레오 카메라 시스템에서도 대퇴골이 속해있는 공간 좌표계와 스테레오 카메라 좌표계와의 보정이 필요로 한다. 카메라 좌표계와 항상 일치하는 실공간 좌표계에 대퇴골이 존재하지 않기 때문에 대퇴골에서 측정된 샘플 포인트들은 좌표계 보정을 하여야 한다[18][21].





(a) 카메라와 실공간 좌표계 일치



(b) Tilt angle

(c) Pan angle

그림 3.13 카메라 좌표계와 실공간 좌표계

그림 3.13의 (b)와 (c)의 그림을 보면 카메라 좌표계를 기준으로 실공간상의 한 점  $P$ 가 X축으로  $\theta$ 각도만큼 회전(Rotation) 되어 있거나 Y축으로  $\phi$  각도만큼 회전되어 있는 경우가 있다. 이러한 좌표계의 차이를 보정을 해주어야 실공간상의  $P$ 가 카메라 좌표계의 한 점으로 정의되어 진다. 두 좌표계 사이의 변환을 위한 보정을 위해서는 실공간 좌표계 측정 데이터에 식 3.8과 같이 회전(Rotation) 과 이동(Translation) 변환이 이루어져야 한다.

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{bmatrix} + T \quad (\text{식 3.8})$$

$$R = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\Phi \sin\theta & \sin\Phi \cos\theta & \sin\theta \\ \sin\Phi \cos\theta & \cos\Phi \sin\theta & \cos\theta \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (\text{식 3.9})$$

$$T = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{bmatrix} \quad (\text{식 3.10})$$

위의 식 3.9의 회전변환 행렬은 카메라 좌표계와 실공간 좌표계의 회전변환의 각도  $\theta$ ,  $\Phi$ 에 따른 회전변환 파라미터 행렬을 구할 수 있다. 본 논문에서는 스테레오 카메라와 바닥면에 위치한 대퇴골 모델과의 각도를 실험을 위해서 수동적으로 프로그램에 입력하여 회전변환 파라미터 행렬을 구하여 좌표계 보정을 시도하였다. 이러한 좌표계의 회전변환의 검증을 위해서 카메라와 바닥면의 각도(Tilt angle)를  $42^\circ$ 로 선정하고 3차원 큐브의 Depth map을 측정하는 방법으로 검증을 하였다[19][20][21].

## 제 4장 3차원 영상정합 알고리즘

5장에서는 3장에서 설명한 스테레오 카메라 시스템에 대한 기본지식과 실험방법을 바탕으로 측정된 대퇴골의 샘플 포인트들과 실험을 위해 미리 대퇴골 모델의 3차원 스캔을 통한 모델과의 형상기반의 ICP 영상정합과 고속회전 및 이동변환에 관련한 Closed form solution에 대해서 설명을 하였다. 또한 본 논문에서 형상기반의 영상정합의 오차를 줄이기 위한 TKR 수술에 적용할 수 있는 대퇴골의 기하학적인 구조를 기반으로 영역을 선정하여 영역간의 ICP 영상정합 방법에 대해서 설명을 하였다.

## 4.1 형상기반의 영상 정합

3차원의 영상정합은 서로 다른 좌표계에서 획득된 동일점에 대해 위치를 일치시키는 문제라고 볼 수 있다. 물론 서로 다른 좌표계에서 획득되었기 때문에 각 점들에 대한 회전 및 이동변환의 계산을 통하여 최적으로 동일한 일치점을 찾는 것이 영상정합의 최종 목표이다. 정합의 대상 물체가 강체(Rigid body)일 경우와 아닐 경우에 따라 영상정합의 방법이 달라지지만 본 논문에서는 대퇴골의 모델의 Bone의 강체인 경우의 영상정합에 대해서만 고려를 하였다.

본 논문에서는 스테레오 카메라를 통해 획득되는 샘플데이터와의 정합을 하기 위한 모델 데이터를 구성하기 위해서 대퇴골 모델을 그림 4.1의 Konica Minolta사의 VIVID라는 장비를 이용하여 3차원 스캐너를 통해서 3D 모델데이터를 얻게 되었다.



(a) 3D scanner



(b) 대퇴골 모델의 3D scanning

그림 4.1 Femur scanning

3차원 스캐너를 통해서 대퇴골 모델의 Surface 에 대한 기하학적인 정보를 획득하여 각각의 포인트들의 3차원 좌표정보와 포인트 노드간의 Mesh 구성을 위한 정보가 있는 STL이란 3차원 Geometric format 파일로 변환하여 컴퓨터를 통해

대퇴골의 3차원 모델을 재구성 하여 영상정합을 시도하였다.

3차원 좌표 시스템에서 영상 정합을 구현하기 위해서는 최소한 3개의 포인트가 필요하다. 3개 이상의 샘플 포인트들을 사용하여 3차원 물체를 정합하는 과정에서 고려할 사항은 수집된 샘플 포인트들 중 데이터가 수집되는 과정에서 발생하는 Residual noise에 대한 문제이다. Residual noise를 가지고 있는 샘플 포인트들 중 너무 큰 오차를 가지는 데이터에 대해서는 일정 threshold를 선정해 샘플 포인트 목록에서 제거하는 절차가 필요하다.

컴퓨터로 재구성된 3차원 영상 모델은 점, 직선, 커브, 표면 등에 대한 정보를 포함하고 있다. 이러한 정보들을 이용해서 두 개의 3차원 영상 모델과 샘플 포인트들 간의 정합이 이루어지고 이 정합의 최종 목적은 다음과 같이 표현할 수 있다 [22][23][24].

$$\min_t d(M, tD) \quad (\text{식 4.1})$$

여기서 M은 3차원 영상 모델을 의미하고 D는 스테레오 카메라를 통해 획득된 샘플 포인트를 나타낸다. t는 회전과 이동의 변환의 변환행렬을 의미하고, d는 3차원 영상 모델과 샘플 포인트들 간의 거리를 나타낸다. Besl 과 McKay는 d의 값을 최소화하는 t를 찾아가는 ICP 알고리즘을 제안하였다. 본 논문에서는 ICP 알고리즘을 기반으로 하는 3차원 영상 정합이 이루어지기 때문에 이 알고리즘에 대한 설명을 4.2절에서 설명하였다.

같은 포인트 수를 가지는 두 개의 물체에 대한 3차원 영상 정합에 대한 많은 연구가 이루어졌다. 하지만, 선택된 일부의 샘플 포인트들을 바탕으로 3차원 영상 모델에 정합하는 방식은 같은 수의 포인트 그룹에서 정합지점을 찾아가는 방식과는 차이가 있다. 3차원 영상 모델에서 샘플링 된 일부의 샘플 포인트들이 3차원 영상 모델내의 원래 위치를 찾아가는 정합을 하는데 있어서는 ICP 과정이 수행되는데, 이때 정확한 정합이 이루어지지 않은 상태에서 정합이 종료되는 Local minima가 발생하지 않도록 하는 것이 중요하다. 본 논문에서는 이에 대한 해결 방법으로 영역 기반 ICP 영상정합 알고리즘을 제안하였다.

## 4.2 Iterative closed points 알고리즘

두 좌표계간의 포인트들에 대한 정합을 하기 위해서는 스테레오 카메라를 통해 획득된 샘플 포인트들에 대한 모델에서의 일치점을 찾아야 한다. 실제 IGS에 ICP 영상정합 알고리즘을 적용될 경우, 샘플 포인트들은 수술이 진행되는 동안에 스테레오 카메라를 통해 수집되는 대퇴골의 기하학적 정보가 있는 포인트들을 말하며 모델 포인트들은 수술 전 CT, MRI와 같은 의학 영상장비에 의해 획득된 대퇴골 3D 모델로 컴퓨터 공간상의 포인트들을 말하게 된다. 이러한 IGS의 포인트들 간의 영상정합 관계는 식 4.1로 또 설명되어 진다.

### 4.2.1 ICP 알고리즘 구현

참조마커 기반의 영상정합일 경우, 참조마커간의 정합으로 최소의 회전 및 이동 변환의 변환 파라미터들만 찾으려 하지만 형상기반의 영상정합일 경우 일치하는 포인트 쌍들을 모르기 때문에 샘플 포인트들과 모델 포인트들 사이의 반복적인 변환과정으로 일치점을 찾아가는 방법이 필수적이다. 이러한 원리는 아래 그림 4.2와 같다.

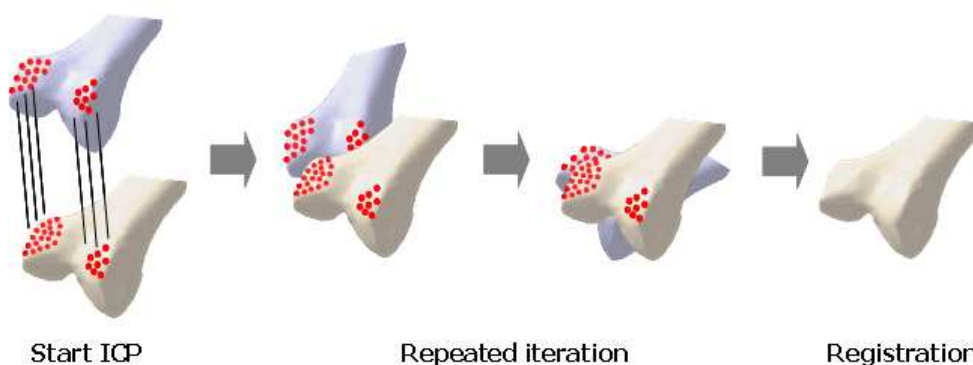


그림 4.2 형상기반의 ICP 영상정합

첫 번째 단계로 스테레오 카메라를 통해 획득된 샘플 포인트  $D_i$ 의 값들에 대해서 3차원 영상 모델내의 모든 포인트들 중에서 가장 가까운 거리에 위치하는 포인트  $M_i$ 를 사용하여 3차원 영상 모델 내에서 정합시도 포인트를 선정한다. 선정된 포인트들 간에  $D_i$ 와  $M_i$ 를 대상으로 식 4.1을 포인트 간의 Euclidean distance 값이 최소가 되는 회전변환 R과 이동변환 T를 계산한다. 이러한 과정을 반복하면서 두 모델간의 정합도가 만족한 범위 내에 들어 왔을 경우 ICP 알고리즘의 반복과정을 종결한다.

#### 4.2.2 ICP 알고리즘의 종료

ICP 알고리즘의 과정은 4.2.1절에서 설명을 하였다. 형상기반의 모델간의 영상 정합을 하기 위해서 반복적인 ICP를 수행한다면 포인트들의 거리를 점차적으로 줄어들게 되며 두 모델의 전체 포인트들의 대한 평균 거리도 함께 줄어들게 된다. 이러한 몇 번의 정합의 반복과정을 하면서 ICP 알고리즘의 수렴으로 반복과정을 종료하는 조건은 다음과 같이 생각해 볼 수 있다[22].

- 1) 식 4.2와 같이 회전변환과 이동변환의 증가분과 증가 값이 원하는 threshold 이하일 경우
- 2) 식 4.3과 같이 변환된 결과와 차이 값이 threshold 값보다 작을 경우
- 3) 반복 횟수  $i$ 가 지정된  $i_{max}$ 와 일치할 경우

$$\frac{|R_k|}{|R|} < \varepsilon_{Rr} \text{ and } \frac{|T_k|}{|T|} < \varepsilon_{Tr} \quad (\text{식 4.2})$$

$$\sum_{i=1}^k \|M_i - (RD_i + T)\|^2 < \varepsilon_{LSE} \quad (\text{식 4.3})$$

본 논문에서는 정합을 종료하는 조건은 위의 조건 1)의 경우를 선택하였다. 대퇴골의 표면으로 부터 측정되어진 샘플 포인트가 3차원 영상 모델내의 일치하는 포

인트를 찾아가는 과정에서 최종적으로 샘플 포인트들이 대퇴골에 대한 3차원 영상 모델에 매우 근접하게 되는 시점에서는 일치하는 포인트들이 변화되지 않게 된다. 즉 각각의 샘플 포인트들과 모델 포인트들 간의 가까운 거리를 선정하는 따라서 이러한 경우, 회전변환과 이동변환은 더 이상 변동하지 않는다. 따라서 이때를 정합의 최종 결과로 판단하였다. 하지만, 본 방법은 다른 영상 정합의 정확도에 대한 평가방식과 마찬가지로 다음절에서 설명할 local minima에서 영상 정합이 종료되는 경우가 발생한다. local minima를 극복하는 방법으로 다양한 방법이 제시되었다.

#### 4.2.3 ICP 영상정합에서 발생 할 수 있는 Local minima

형상기반의 ICP 알고리즘에서 초기의 샘플 포인트  $D_i$ 와 모델 포인트  $M_i$  위치가 근사한 거리에 있을 경우 ICP의 정합속도의 Iteration 수가 감소하여 속도가 증가하고 정합도의 정확성도 높아 질 수 있다. 즉, 최소의 두 포인트들 간의 위치가 형상기반 ICP 알고리즘에서 매우 중요한 요인임을 알 수 있다. 초기의 두 포인트들 사이의 거리가 크고 모델간의 기하학적인 위치에 따라서 Local minima가 발생 하였지만 정합이 수렴되어 종료가 될 수 있다.

그림 4.3에서 Setting point 초기에 정합이 시작되는 지점을 말한다. 즉, 샘플 포인트  $D_i$ 와 모델 포인트  $M_i$ 가 어떠한 기하학적 위치와 거리를 가지고 초기조건들이 선정이 된 것이다. 그림 4.3에서 보듯이 Iteration이 증가하면 영상의 정합도가 종료되는 Global minima에 도달할 수 있다. 하지만 초기 시작 지점이 다른 곳에서 형상기반 ICP 알고리즘이 시작한다면 부분적으로 정합의 오차가 작은 Local minima에 빠질 수 있는 경우가 발생한다[[22].

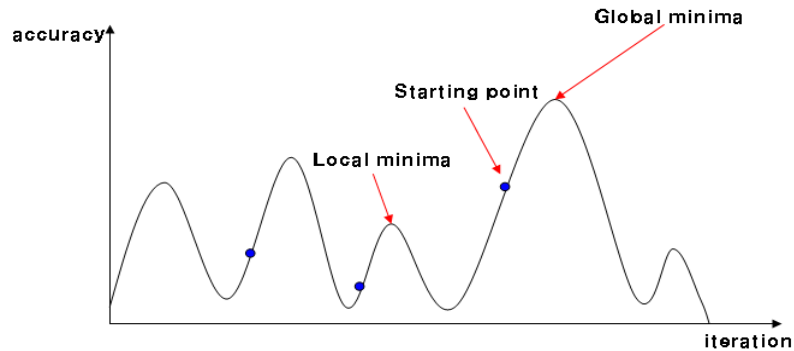


그림 4.3 Global minima와 Local minima

기존의 ICP 알고리즘 연구에서는 이러한 Local minima의 문제점을 해결하기 위한 방법을 제시하였다. 첫 번째로 최종적으로 영상정합이 이루어진 최종 회전  $R$  및 이동  $T$  변환값을 저장하고 ICP 알고리즘을 수행하였을 때 오차의 Least square 값이 이전의 값 보다 작다면 이전의 영상정합의 회전  $R$  및 이동  $T$  변환 값을 오차가 작은 정합조건인 회전  $R^*$  및 이동  $T^*$  변환 조건으로 교체한다. 그 다음으로 현재 저장되어 있는 회전  $R^*$  및 이동  $T^*$  변환 조건에 대하여 모델  $M_i$ 를 Random perturbing에 의해서 무작위로 흔들어준 다음 새로운 일치점을 찾아 ICP 알고리즘을 수행한다.

하지만 형상기반 ICP 알고리즘에서 발생할 수 있는 모든 Local minima가 위의 방법으로 해결되지는 않는다. 그래서 본 논문에서는 형상기반 ICP 알고리즘을 TKR의 수술에 적용하여 IGS 시스템을 연구하고자 효율적인 영상정합을 이루는 IGS 시스템 개발을 위한 방법을 4.4절에 소개를 하였다.

### 4.3 고속 및 회전 변환을 위한 Closed form solution

본 절에서는 영상의 정합과정중에 샘플 포인트들과 모델 내에 일치하는 포인트가 결정 되었을 경우 샘플 포인트들을 선정된 일치점으로 효과적인 이동시키기 위해 적용한 Closed form solution에 대해서 설명을 하였다. 그리고 본 이론을 유도하



기 위해 필요한 쿼터니온의 성질과 쿼터니온 회전 및 이동 변환에 대해 설명하였다[25].

#### 4.3.1 Closed form solution

서로 다른 2개의 3차원 좌표계에 각각 분포한 3개 이상의 포인트들을 정합하기 위해서 필요한 이동 및 회전 변환에 대한 Least square 문제를 Closed form의 회전 및 이동 변환 방법을 제시하여 해결하였다. 기존의 일반적인 방법은 정합이 종료될 때까지 회전 및 이동변환을 반복적으로 수행을 하는데 반해 Closed form solution을 사용하면 한 번의 과정을 통해서 두 포인트 간의 회전 및 이동 변환값을 찾을 수 있다. 이러한 점을 이용하여 정합과정을 위한 최적의 회전축과 이에 대한 회전각, 이동값을 알 수 있기 때문에 기존의 ICP의 영상정합의 방법과 비교 하였을 때 계산량과 처리속도 면에서 훨씬 효율적이라고 할 수 있다.

#### 4.3.2 쿼터니온

##### A. 쿼터니온 성질

복소수 평면에서 2차원 공간의 포인트의 위치를 하나의 벡터로 표현 할 수 있듯이, 쿼터니온을 사용하면 3차원 공간에서 포인트의 위치를 벡터와 스칼라 값을 사용하여 나타낼 수 있다.

$$q = q_0 + iq_x + jq_y + kq_z \quad (\text{식 4.4})$$

쿼터니온은 복소수와 비슷한 성질을 가진다. 쿼터니온을 구성하는 방향 벡터는 다음의 성질을 가진다.

$$\begin{aligned} i^2 = -1, \quad j^2 = -1, \quad k^2 = -1 \quad (\text{식 4.5}) \\ ij = k, \quad jk = i, \quad ki = j \\ ji = -k, \quad kj = -i, \quad ik = -j \end{aligned}$$

따라서 쿼터니온 간의 곱은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \dot{r}q = & (r_0q_0 - r_xq_x - r_yq_y - r_zq_z) \quad (\text{식 4.6}) \\ & + i(r_0q_x + r_xq_0 + r_yq_z - r_zq_y) \\ & + j(r_0q_y - r_xq_z + r_yq_0 + r_zq_z) \\ & + k(r_0q_z + r_xq_y - r_yq_x + r_zq_0) \end{aligned}$$

다음의 쿼터니온 곱을  $4 \times 4$  매트릭스로 표현하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\dot{r}q = \begin{bmatrix} r_0 & -r_x & -r_y & -r_z \\ r_x & r_0 & -r_z & r_y \\ r_y & r_z & r_0 & -r_x \\ r_z & -r_y & r_x & r_0 \end{bmatrix} \cdot q = \dot{R}q \quad \dot{q}r = \begin{bmatrix} r_0 & -r_x & -r_y & -r_z \\ r_x & r_0 & r_z & -r_y \\ r_y & -r_z & r_0 & r_x \\ r_z & r_y & -r_x & r_0 \end{bmatrix} \cdot q = \overline{\dot{R}}q \quad (\text{식 4.7})$$

## B. 쿼터니온의 내적

두 개의 쿼터니온의 내적은 일치하는 각 요소의 곱의 합을 의미한다.

$$\dot{p} \cdot \dot{q} = p_0q_0 + p_xq_x + p_yq_y + p_zq_z \quad (\text{식 4.8})$$

하나의 쿼터니온의 크기의 제곱은 쿼터니온 자체의 내적이다.

$$\|\dot{q}\|^2 = \dot{q} \cdot \dot{q} \quad (\text{식 4.9})$$

복소수와 마찬가지로 쿼터니온의 Conjugate는 벡터 성분에 Conjugate를 취해준다.

$$\dot{q}^* = q_0 - iq_x - jq_y - kq_z \quad (\text{식 4.10})$$

다음의 성질을 바탕으로 Conjugate와 구성되어 있는  $4 \times 4$  메트릭스는 다음과 같이 쿼터니온의 내적을 Identity 메트릭스 곱으로 표현한 것과 같다.

$$QQ^T = \dot{q} \cdot \dot{q}^T \quad (\text{식 4.11})$$

또한 쿼터니온과 쿼터니온의 Conjugate는 쿼터니온의 내적으로 표현된다.

$$\dot{q}\dot{q}^* = (q_0^2 + q_x^2 + q_y^2 + q_z^2) = \dot{q} \cdot \dot{q} \quad (\text{식 4.12})$$

따라서 결국 쿼터니온의 Inverse는 쿼터니온의 Conjugate를 쿼터니온의 크기의 제곱으로 나누어준 결과로 표현할 수 있다. 그러므로 크기가 1인 단위 쿼터니온의 Inverse는 쿼터니온의 Conjugate라고 할 수 있다.

$$\dot{q}^{-1} = (1/\dot{q} \cdot \dot{q})\dot{q}^* \quad (\text{식 4.13})$$

### C. 단위 쿼터니온과 회전변환

3차원 좌표 시스템에서 포인트의 위치를 나타내는 벡터는 회전변환이 이루어진 다 하더라도 벡터의 크기는 변화하지 않는다. 또한 여러 개의 포인트들의 경우, 포인트들의 집합이 같은 회전변환을 했을 때, 그 포인트들의 벡터들 간의 각도는 변화하지 않는다. 그러므로 회전변환은 벡터들 간의 내적 값을 유지한다고 할 수 있다. 따라서 벡터들이 내적 값을 유지하는 상태에서 순수하게 허수부만을 가지고 있는 쿼터니온들의 위치와 변환된 이들 쿼터니온들의 위치를 찾을 수 있다면, 단위 쿼터니온을 사용하여 회전변환을 표현 할 수 있다. 또한 임의의 쿼터니온에 단위 쿼터니온을 곱한다 하더라도 그 쿼터니온 간의 내적 값은 유지된다.

$$(\dot{q}\dot{p})(\dot{q}\dot{r}) = \dot{p} \cdot \dot{r} \quad (\text{식 4.14})$$

따라서 임의 쿼터니온 단위 쿼터니온들을 곱하여 회전 변환을 표현할 수 있다.

$$\dot{r}' = \dot{q} \dot{r} q^* \quad (\text{식 4.15})$$

또한 이것은 단위 쿼터니온과 일치하는  $4 \times 4$  매트릭스로 확장할 수 있다.

$$\dot{q} \dot{r} q^* = (\dot{Q} \dot{r}) q^* = \overline{Q}^T (\dot{Q} \dot{r}) = (\overline{Q}^T \dot{Q}) \dot{r} \quad (\text{식 4.16})$$

$$\overline{Q}^T \dot{Q} = \begin{bmatrix} \dot{q}_0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & (\dot{q}_0^2 + \dot{q}_x^2 - \dot{q}_y^2 - \dot{q}_z^2) & 2(\dot{q}_x \dot{q}_y - \dot{q}_0 \dot{q}_z) & 2(\dot{q}_x \dot{q}_z + \dot{q}_0 \dot{q}_y) \\ 0 & 2(\dot{q}_y \dot{q}_x + \dot{q}_0 \dot{q}_z) & (\dot{q}_0^2 - \dot{q}_x^2 + \dot{q}_y^2 - \dot{q}_z^2) & 2(\dot{q}_y \dot{q}_z - \dot{q}_0 \dot{q}_x) \\ 0 & 2(\dot{q}_z \dot{q}_x - \dot{q}_0 \dot{q}_y) & 2(\dot{q}_z \dot{q}_y + \dot{q}_0 \dot{q}_x) & (\dot{q}_0^2 - \dot{q}_x^2 - \dot{q}_y^2 + \dot{q}_z^2) \end{bmatrix} \quad (\text{식 4.17})$$

위의  $4 \times 4$  매트릭스에서 0과 단위 쿼터니온의 곱인 1을 제외한  $3 \times 3$  매트릭스는 일반적인 회전변환에 사용되는 변환 매트릭스와 일치한다.

일반적으로 3차원 공간에서 회전 변환을 나타내는 회전각  $\theta$ 와 단위벡터로 구성된 회전축  $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 을 단위 쿼터니온으로 변환하면 다음과 같다.

$$\dot{q} = \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} (\dot{\omega}_x + \dot{\omega}_y + \dot{\omega}_z) \quad (\text{식 4.18})$$

이와 같은 단위 쿼터니온을 이용하면 회전변환의 축적된 값을 쉽게 구할 수 있다. 앞에서 구한 회전에 대한 2차 회전은 다음과 같이 표현된다.

$$\dot{r}'' = \dot{p} \dot{r}' \dot{p}^* = \dot{p} (\dot{q} \dot{r} q^*) \dot{p}^* \quad \text{즉,} \quad \dot{r}'' = (\dot{p} \dot{q}) \dot{r} (\dot{p} \dot{q})^* \quad (\text{식 4.19})$$

즉, 단위 쿼터니온의 곱을 통해서 2차 회전을 구할 수 있다. 이러한 단위 쿼터니

은의 곱을 통해 축적된 회전 변환을 구하는 방법은 일반적인 회전변환의 계산에 비해 많은 양의 계산값을 매우 효율적으로 줄일 수 있다.

### 4.3.3 Closed form solution에 의한 최적 회전변환

전체 에러값을 최소화하기 위해서는  $\sum_{i=1}^n \dot{r}'_{r,i} \mathcal{R}(\dot{r}'_{l,i})$ 이 최대가 되는 값을 찾아야 한다는 것을 알 수 있었다. 따라서 단위 쿼터니온 기반에서는  $\sum_{i=1}^n (\dot{q}'_{r,i} \dot{q}^*) \cdot \dot{r}'_{r,i}$  값이 최대가 되는 단위 쿼터니온을 찾아야 한다. 또한 이 식은 단위 쿼터니온의 성질에 따라  $\sum_{i=1}^n (\dot{q}'_{r,i}) \cdot (\dot{r}'_{r,i})$ 으로 표현된다. 그리고 이 식의 각 요소는  $4 \times 4$  매트릭스로 표현된다.

$$\dot{r}'_{r,i} \dot{q} = \begin{bmatrix} 0 & -x'_{r,i} & -y'_{r,i} & -z'_{r,i} \\ x'_{r,i} & 0 & -z'_{r,i} & y'_{r,i} \\ y'_{r,i} & z'_{r,i} & 0 & -x'_{r,i} \\ z'_{r,i} & -y'_{r,i} & x'_{r,i} & 0 \end{bmatrix} \dot{q} = \mathcal{R}_{r,i} \dot{q} \quad (\text{식 4.20})$$

$$\dot{q}'_{l,i} = \begin{bmatrix} 0 & -x'_{l,i} & -y'_{l,i} & -z'_{l,i} \\ x'_{l,i} & 0 & z'_{l,i} & -y'_{l,i} \\ y'_{l,i} & -z'_{l,i} & 0 & -x'_{l,i} \\ z'_{l,i} & y'_{l,i} & -x'_{l,i} & 0 \end{bmatrix} \dot{q} = \overline{\mathcal{R}}_{l,i} \dot{q} \quad (\text{식 4.21})$$

따라서  $\sum_{i=1}^n (\overline{\mathcal{R}}_{l,i} \dot{q}) \cdot (\mathcal{R}_{r,i} \dot{q})$ 이 최대가 되는 값을 찾는 것이라고 할 수 있다.

이 수식은 다음과 같이 표현된다.

$$\sum_{i=1}^n \dot{q}^T \overline{\mathcal{R}}_{l,i}^T \mathcal{R}_{r,i} \dot{q} = \dot{q}^T \left( \sum_{i=1}^n \overline{\mathcal{R}}_{l,i}^T \mathcal{R}_{r,i} \right) \dot{q} = \dot{q}^T \left( \sum_{i=1}^n \mathcal{N}_i \right) \dot{q} = \dot{q}^T \mathcal{N} \dot{q} \quad (\text{식 4.22})$$

N을 Symmetric메트릭스의 곱으로 표현 된 결과로 따라서 N역시 Symmetric하다. 왼쪽 좌표계와 오른쪽 좌표계에서 측정된 좌표들의 곱의 합은  $M = \sum_{i=1}^n r'_{i,i} r'^T_{r,i}$ 으로 표현할 수 있다 . 그리고 회전변환에 대한 최소 에러를 계산하기 위한 모든 요소들을 포함한 메트릭스를 구성하면 다음과 같다.

$$M = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{bmatrix} \quad (\text{식 4.23})$$

여기서 각 요소들은  $S_{xx} = \sum_{i=1}^n x'_{i,i} x'_{r,i}$ ,  $S_{xy} = \sum_{i=1}^n x'_{i,i} y'_{r,i}$  ...와 같다. 결과적으로 N을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$N = \begin{bmatrix} (S_{xx} + S_{yy} + S_{zz}) & S_{yz} - S_{zy} & S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} - S_{yz} \\ S_{yz} - S_{zy} & (S_{xx} - S_{yy} - S_{zz}) & S_{xy} + S_{yz} & S_{zx} + S_{xz} \\ S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} + S_{yz} & (-S_{xx} + S_{yy} - S_{zz}) & S_{yz} + S_{zy} \\ S_{xy} - S_{yz} & S_{zx} + S_{xz} & S_{yz} + S_{zy} & (-S_{xx} - S_{yy} + S_{zz}) \end{bmatrix} \quad (\text{식 4.24})$$

따라서 위에서 설명한 Closed form solution을 요약하면 왼쪽과 오른쪽의 좌표 시스템에서 측정된 2개의 Centroid는 각 좌표 시스템에서의 상대적인 값을 구하게 된다. 그리고 이 값들은 9가지의 곱의 형태 ( $x'_{i,i}, x'_{r,i}, \dots, z'_{i,i}$ )를 계산하게 되고 이들 값을 기반으로 9개의 합의 결과 값들 ( $S_{xx}, S_{xy}, \dots, S_{zz}$ )을 구성하게 된다.

따라서 N을 수식 5.5와 같이 구성하게 되었다. 그리고 이 N을 통해 4개의 Eigenvalue와 Eigenvector를 구하게 된다. 그리고 이중 최대 양수의 Eigenvalue에 해당하는 Eigenvector는 결국 에러를 최소화하는 회전에 대한 단위 쿼터니온을 나타내게 된다. 그리고 5.3.2절에서 설명했듯이, 이동 변환은 오른쪽 좌표 시스

템의 측정값과 Scale과 회전변환이 이루어진 왼쪽 좌표 시스템의 Centroid의 차이값이다.

결론적으로 단위 쿼터니온 기반의 Closed form solution을 사용하면, 샘플 포인트들이 3차원 영상 모델 내에 선정된 일치하는 포인트들로 이동하기 위한 최소 에러의 회전 및 이동 변환을 구할 수 있다. 다시 말해서, N에 대한 최대 양수의 Eigenvalue와 Eigenvector를 구함으로써 반복적으로 회전 및 이동변환을 찾을 필요 없이 최적의 회전축에 대한 회전변환과 이동변환을 찾을 수 있다는 것을 의미한다. 물론 본 이론은 샘플 포인트들이 3차원 영상 모델 내에서 완벽히 일치하는 포인트 쌍 찾았을 때, 가능하다.

#### 4.4 영역기반의 ICP 알고리즘

4.2절부터 4.3절까지 본 논문에서 TKR 수술에 적용하고자 하는 형상기반 ICP 알고리즘에 대해서 설명을 하였다. 하지만 4.2.3절에 설명을 한 것과 같이 형상기반의 포인트들을 이용하여 ICP 알고리즘을 이용하여 정합을 하였을 경우 Local minima가 발생할 수 있다. 또한 본 논문에서 적용하고자 하는 TKR의 대퇴골의 밑단 부분 형상은 굴곡과 커브형태가 존재해서 영상정합에 오차가 발생할 수 있는 부분이 많다. 그래서 본 논문에서 제안하고자 하는 방법은 TKR 수술 시에 절개로 인해 확보 할 수 있는 대퇴골의 영역과 수술과정에 중요한 해부학적 특징점 (Anatomical landmark)를 중심으로 대퇴골에 영역을 선정하여 각각의 영역내의 샘플 포인트와 모델 포인트 간의 영상정합을 시도하였다.

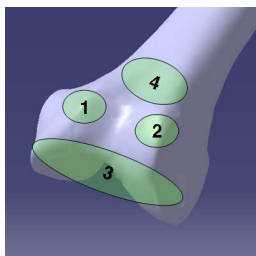


그림 4.4 대퇴골 영역선정

그림 4.4와 같이 수술과정에서 확보할 수 있는 영역의 범위 내에서 대퇴골의 Distal 부분에 기하학적으로 특징이 있는 부분을 중심으로 영역을 구분하였다. 1번 영역과 2번 영역은 Trochlear ridge나 는 부분으로 Lateral-medial 방향에서 대퇴골을 보았을 때 가장 돌출된 부분이다. 그리고 Anterior-posterior 방향에서 보았을 때 대퇴골의 맨 아래 부분에 해당하는 Condyle부분을 제 3영역으로 정하였다. 마지막으로 대퇴골의 바디 부분을 4영역으로 선정하였다.

영역기반의 ICP 알고리즘은 4.3절에서 설명한 ICP 알고리즘과 Closed form solution방법을 영역안의 샘플 포인트와 모델 포인트에 각각 적용한 방법이다. 본 논문의 IGS에 적용하면 각각의 대퇴골 모델에서 각각의 선정된 영역마다 샘플 포인트를 스테레오 카메라를 통해서 획득한다. 다음으로 대퇴골 모델과의 영상정합을 하기 위해서 기존의 ICP와 달리 각 영역의 샘플 포인트는 모델의 영역 안에서 거리가 가장 가까운 점을 선정하게 된다. 다음으로 한 번의 과정으로 회전 및 이동 변환을 하기 위해서 카메라를 통해 측정된 샘플 포인트들의 Centroid와 모델 포인트들의 Centroid를 구하여 Closed form solution 방법을 적용하여 일치점으로서의 회전값과 이동값을 계산하였다. 다음으로 처음으로 선정된 일치점으로서의 Closed form solution 방법으로 이동한 다음 또 각각의 영역에서 Euclidean distance 방법으로 가까운 일치점을 찾아 위의 방법과 동일한 과정을 수행하게 된다. 영상의 정합과정에서 각 샘플 포인트들이 영역내에 일치점 선정에 있어서 증가분이 발생하지 않을 경우 영상정합을 종료한다. 이와 같이 형상의 구조가 복잡한 강체의 영상정합에 있어서 동일한 영역을 선정하여 각 영역안의 포인트들 간의 영상정합만을 한다면 샘플 포인트  $D_i$ 와 모델 포인트  $M_i$ 의 초기의 위치조건에 따른 Local minima가 발생할 확률이 줄어 들것이다.



## 제 5장 형상기반 IGS 시스템 구성

이번 절에서는 본 논문에서 개발하고자 하는 형상기반 IGS에 대해 연구와 실험을 진행한 전체적인 시스템에 대해서 설명을 하였다. 그림 5.1을 보면 IGS의 Pre-operative 단계와 동일하게 대퇴골 모델을 3D 스캐너를 이용하여 3D 모델을 구성하였다. 다음 스테레오 카메라 시스템으로 대퇴골 모델의 각각의 영역에 샘플 포인트를 획득하기 위해서 Soft marker를 부착하고 보정이 된 스테레오 카메라를 통해서 각 영역의 마커들의 3차원 위치를 측정하였다. 이렇게 측정된 각 영역의 샘플 포인트 데이터들과 미리 구성된 3D 모델 내에 선정된 각 영역내의 Euclidean distance 방법과 Closed form solution을 이용하여 포인트들과의 영상 정합을 시도한다.

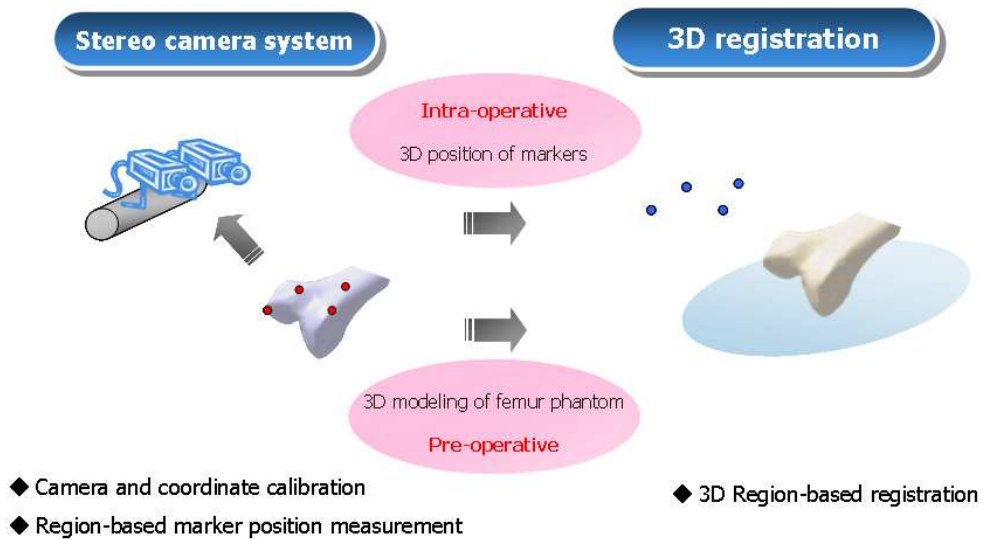


그림 5.1 형상기반 IGS 시스템

.다음으로 본 논문의 형상기반 IGS 시스템의 다이어그램이 그림 5.2와 같다. 대퇴골의 영역안의 마커들의 위치를 두 카메라를 통해서 영상전처리를 통해 마커의

(X,Y) 좌표를 추출하였고 각 영역별 마커의 Corresponding point를 구분하여 Disparity 방법으로 각 영역안의 마커들의 3차원 위치를 계산한다. 다음으로 실공간과 카메라 좌표계의 보정을 위한 마커점들의 회전 및 이동변환을 시도하였다.

이런 샘플 포인트에 해당하는 마커들의 3차원 위치를 통해 각 대퇴골 모델의 영역안에서 최단거리에 위치하는 일치점을 선정한다. 선정된 일치점들과 샘플 포인트와의 Closed form solution 방법으로 회전 및 이동 변환을 정합이 완료 될 때까지 수행을 한다.

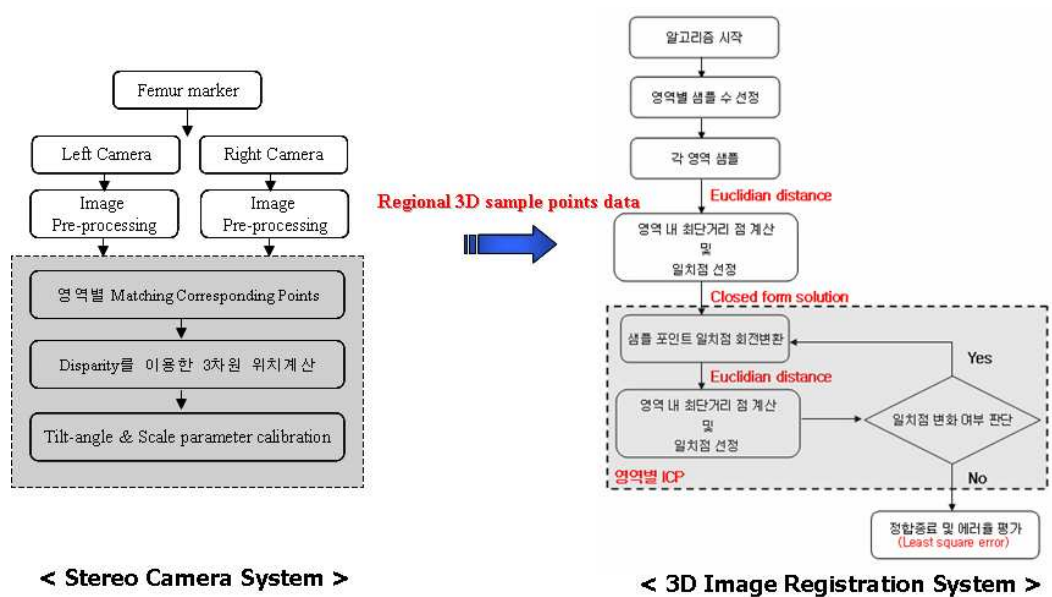


그림 5.2 형상기반 IGS 순서도

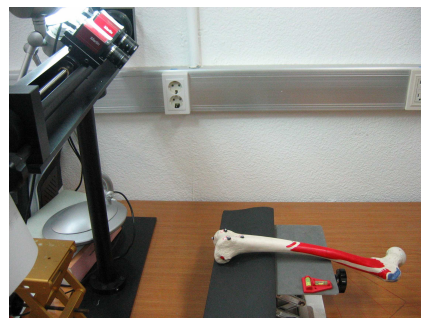
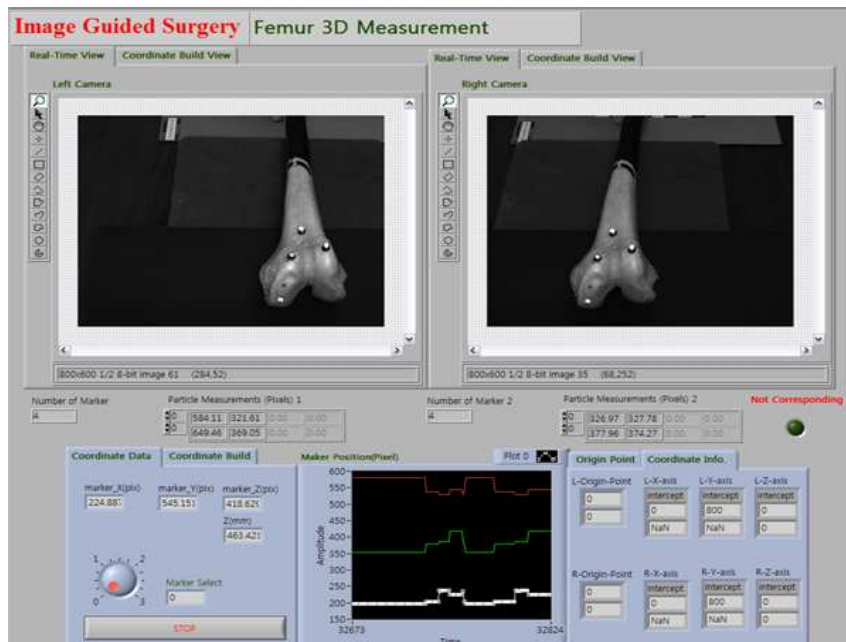
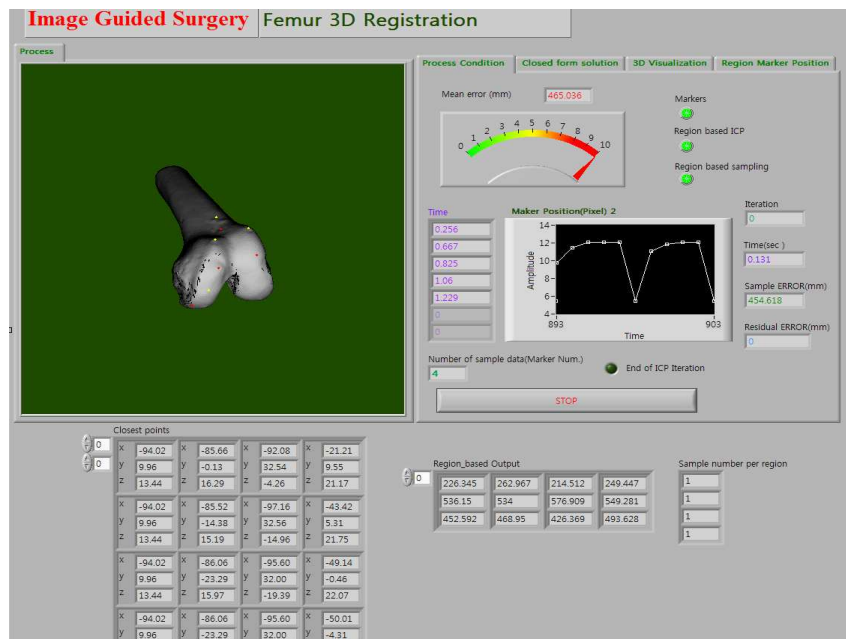


그림 5.3 IGS experimental system



(b) Stereo camera program



(c) 3D registration program

그림 5.4 IGS 시스템

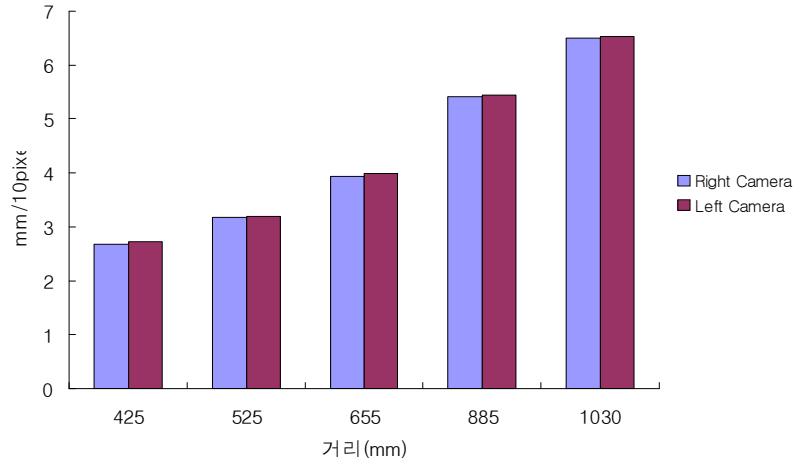
## 제 6장 형상기반 IGS 시스템의 정확도 평가

3장의 스테레오 카메라와 4장의 영상정합 알고리즘을 바탕으로 5장에서 설명한 것처럼 TKR을 위한 형상기반 IGS 시스템을 구성하였다. 구성된 IGS 시스템의 정확성을 평가하기 위해서 첫 번째로 스테레오 카메라의 3차원 위치 측정에 대한 정확성 검증을 하였다. 다음 두 번째로 스테레오 카메라를 통해 획득되는 대퇴골의 4개의 영역의 마커의 3차원 포인트 데이터와 3D 스캐너를 통해 구성된 대퇴골 모델의 일치점에 대한 영역별 ICP의 영상정합도에 대한 성능을 평가하였다.

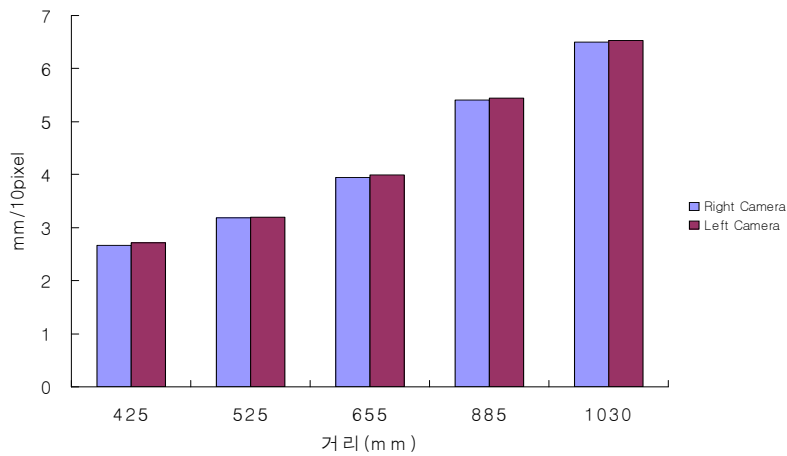
### 6.1 스테레오 카메라 시스템 정확성 검증

#### 6.1.1 스테레오 카메라 픽셀 검증 결과

3.4.3에서 설명한 정확한 3차원의 측정을 위해서 동일한 크기에 대한 두 대의 카메라 영상 면에 동일한 픽셀크기로 투영되는지 카메라 검증을 하였다. 실험방법으로는 가로 세로가 20mm인 격자가 배열된 격자무늬 판을 425mm, 525mm, 655mm, 885mm, 1030mm로 카메라 렌즈에 수직하게 뒤로 이동하면서 픽셀의 길이를 측정하였다.



(a) X 축 방향 픽셀길이



(b) Y 축 방향 픽셀길이

그림 6.1 스테레오 카메라 픽셀검증 결과

위의 결과를 보면 동일한 크기에 대한 각각의 양쪽 카메라가 거리마다 X축 Y축으로 동일한 픽셀 크기로 측정되는 것을 확인할 수 있다. 위의 결과를 보면 3차원

위치측정에 있어서 2차원 영상에서 투영되는 Corresponding point에 대해 발생하는 Disparity를 이용하는 대퇴골의 한 점에 대한 동일한 크기로 추출을 할 수 있다는 점으로 본 논문에서 구성한 카메라의 영상획득 단계에서 3차원 위치 측정에 오차가 발생하지 않음을 알 수 있다.

### 6.1.2 스테레오 카메라의 Z-depth 선형성, X, Y-Scale factor 검증

다음으로 스테레오 카메라를 이용한 거리정보를 추출하는데 있어서 스테레오 카메라 앞의 물체를 카메라로부터 거리를 증가시키기에 따라 측정되는 Z가 선형성을 가지고 있는지 확인하였다. 또한 각각의 Z 거리에 따른 X, Y, Z의 Scale factor도 측정하였다.

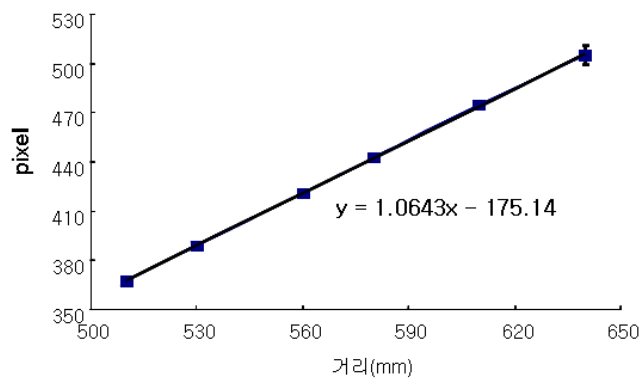


그림 6.2 스테레오 카메라 Z-depth 측정

그림 6.2는 스테레오 카메라를 이용하여 3차원 격자무늬 큐브를 510mm에서 650mm까지 이동을 하면서 측정한 Z의 픽셀 값을 측정하였다. 위의 결과를 보면 본 논문에서 구성된 스테레오 카메라가 거리의 증가에 따른 픽셀의 깊이 정보도 선형적으로 증가하는 것을 확인 할 수 있다. 또한 위의 데이터를 가지고 Z 거리에 따른 픽셀 값과의 관계인 Scale factor를 구한 결과  $z = 1.06\text{pixel}/\text{mm}$ 의 값을 얻을 수 있었다.

다음으로 각 거리마다 X 축 방향과 Y 축 방향으로의 실제거리와 픽셀과의

Scale factor도 측정을 하였다. 동일한 실험방법으로 510mm에서 650mm까지 이동하면서 영상의 X방향과 Y 방향으로의 픽셀의 Scale factor를 구하였다.

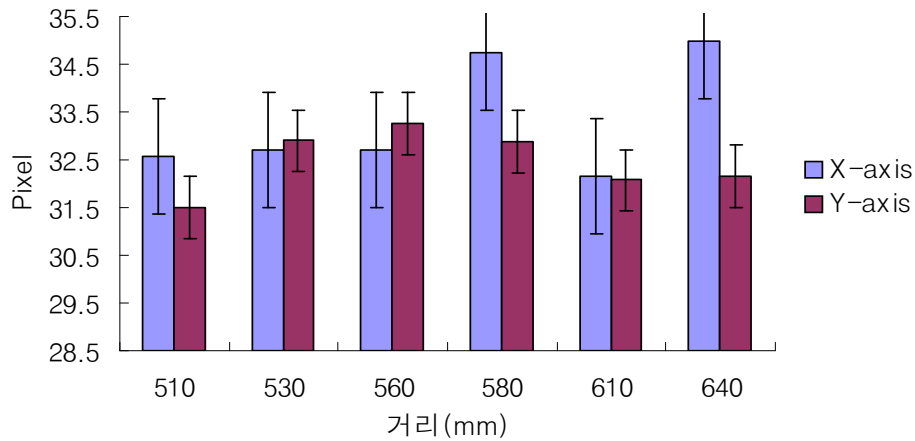


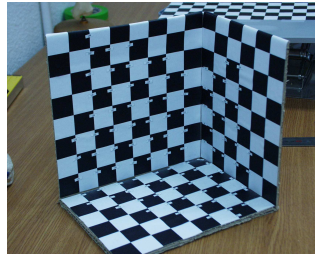
그림 6.3 X, Y 방향의 Scale factor 측정

510에서 650mm까지 격자무늬를 이동하면서 30mm 마커를 이동하였을 때 픽셀의 변화를 확인한 것이다. 각각의 다른 Z의 거리에서도 실공간에서 30mm 변화에 대한 픽셀변화도 동일한 점을 확인할 수 있으며 위의 결과를 바탕으로  $x, y = 1.09 \text{ pixel/mm}$ 임을 알 수 있었다.

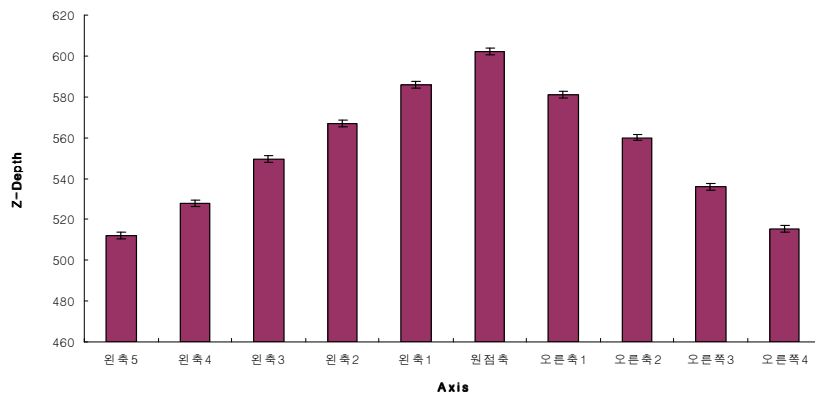
### 6.1.3 스테레오 카메라 보정실험 결과

다음으로 서로 다른 카메라 좌표계와 실공간 좌표계의 보정을 위한 회전 파라미터를 이용하여 변환한 카메라 좌표계 보정에 대한 검증 실험을 하였다.

카메라를 바닥면과의 Tilt angle을  $42^\circ$  유지하고 3차원 큐브의 각 축의 거리정보를 각도보정을 하여 Depth-map을 구하였다. 바닥면과  $42^\circ$ 의 차이가 발생하므로 바닥에 있는 물체들은 동일한 거리에 있더라도 서로 다른 거리로 인식이 된다. 하지만 좌표계 보정의 Rotation 변환과 이동변환을 해주면 각 축이 동일한 거리로 측정이 된다. 이러한 점은 그림 6.4를 통해 확인할 수 있다.



(a) 각도보정 검증 실험



(b) 각도 보정 후 3차원 큐브 각축의 Depth-map

그림 6.4 좌표계 보정 검증 실험

위의 결과 그림 6.4의 (b)를 보면 각 축의 Depth-map이 큐브가 카메라 렌즈와 평행한 상태에서 투영되었을 때의 큐브의 거리정보임을 알 수 있다. 이는 카메라와 실공간 좌표계가 달랐지만 각도보정에 의해 보정되었음을 확인 할 수 있었다.

#### 6.1.4 스테레오 카메라 정확도 검증

다음으로 스테레오 카메라를 통해 대퇴골의 마커를 부착하고 앞에서 구한 Scale factor를 이용한 스테레오 카메라를 통한 대퇴골의 실거리 측정에 대한 정확도를 측정하였다.



<b>실거리 측정오차 평균(mm)</b>	<b>1.15</b>	<b>X축 방향 30mm (pix)</b>	<b>Y축 방향 30mm(pix)</b>
Max Error (mm)	3.00	31.77	39.42
Min Error (mm)	1.25	<b>X방향 mm/pixel</b>	<b>Y방향 mm/pixel</b>
<b>Standard Deviation</b>	<b>1.35</b>	1.06	1.31

표 6.1 스테레오 카메라 정확성 검증

스테레오 카메라 앞에서 실험을 위해 알고 있는 거리를 변화시킬 때 대퇴골의 실제 거리가 측정되는데 얼마만큼의 정확성을 가지는지 검증을 하였다. 실거리 측정오차의 평균은 1.145mm로 측정되었으며 실제거리 측정오차의 범위는 1.25mm 부터 최대 3mm까지 발생하였다.

## 6.2 형상기반 IGS 시스템의 영상정합 정확성

다음으로 6.1절의 정확성을 가지고 있는 스테레오 카메라로부터 대퇴골 모델의 각 영역에 부착된 Soft marker의 3차원 위치를 측정하여 이 좌표 데이터와 대퇴골 모델의 영역 안에서의 일치점에 대한 정합의 정확성을 검증하였다. 정합의 정확성을 검증하기 위해서 4.4절에서 선정된 각 영역마다 TKR 수술에 중요한 부분으로 생각되는 특정 위치에 1개씩의 Soft marker를 부착한 상태로 VIVID 3D 스캐너를 통해 3D 모델 데이터를 획득 하였다.

스캔과정을 할 때와 동일한 위치에 Soft marker를 부착하고 카메라 좌표계를 기준으로 대퇴골 모델의  $x$ 축,  $y$ 축,  $z$ 축 이동조건 변화에 따른 영상정합 검증을 각각의 Euclidean distance 방법의 거리차이로 평가 하였다. 또한 카메라 좌표계의  $x$ 축,  $y$ 축의 대퇴골 모델회전변화에 따른 영상정합도 평가하였다.

### 6.2.1 대퇴골 모델의 X, Y, Z축 이동에 따른 영상정합 평가

영상정합의 정확성 검증 실험 시 스캔할 때와 동일한 특정 위치에 마커를 부착하여 스테레오 카메라를 통한 3차원 위치측정과 영역기반의 ICP 알고리즘을 적용하여 Iteration이 종료되는 시점에 마커간의 Euclidean distance 거리차이를 측정하는 방법으로 정합의 정확성을 검증하였다.

실험은 그림 6.5과 같이 스테레오 카메라 프레임으로부터 대퇴골이 카메라 촬영 범위에 들어오는 범위 내에서  $x$ 축 거리조건은  $y$ 축,  $z$ 축 위치를 고정하고  $x$ 축 방향으로 170mm 이동,  $y$ 축 거리조건은  $x$ 축,  $z$ 축을 고정하고 바닥으로부터  $y$ 축 방향으로 70mm부터 230mm까지 160mm 이동,  $z$ 축 거리조건은  $x$ 축,  $y$ 축을 고정하고  $z$ 축 방향으로 370mm부터 650mm까지 160mm을 변화 시키면서 영상의 정합도를 검증 하였다.  $x$ 축,  $y$ 축,  $z$ 축 이동조건에 따른 대퇴골 영상정합 검증을 위해 다른 축의 위치는 고정하고 카메라 좌표계와 대퇴골이 이루는  $x$ 축 각도(Tilt angle)는  $42^\circ$ ,  $y$ 축 각도(Pan angle)은  $0^\circ$ 로 대퇴골을 고정하였다.

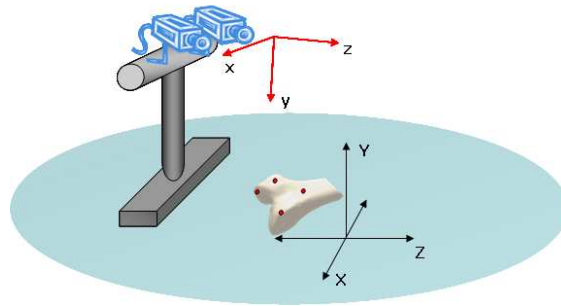
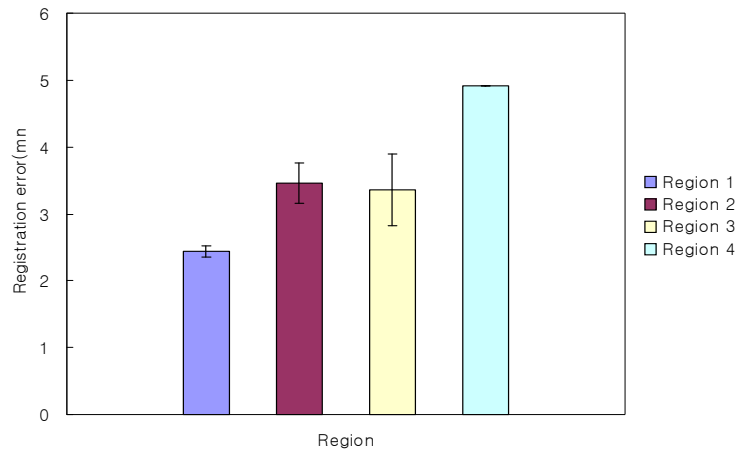
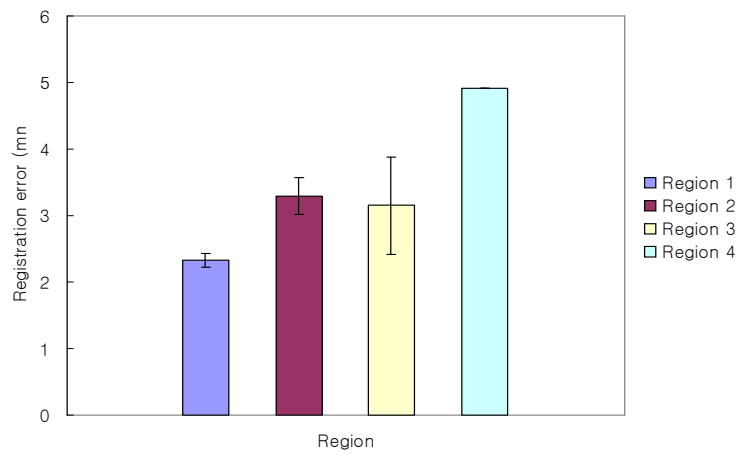


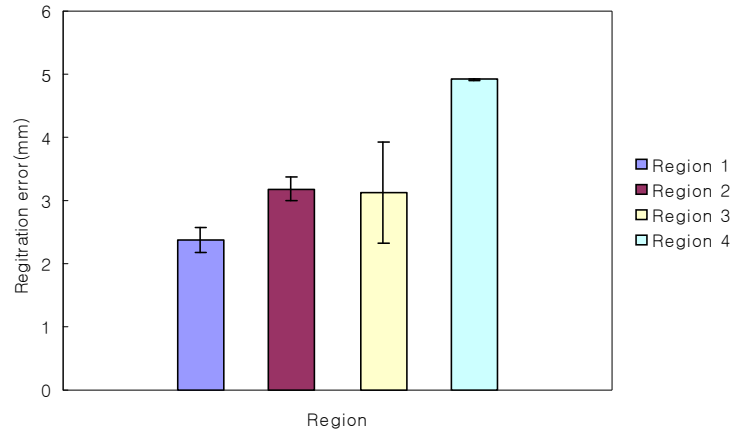
그림 6.5 영상정합 정확성 검증을 위한 이동조건



(a) X축 이동조건 변화에 따른 영상정합도



(b) Y축 이동조건 변화에 따른 영상정합도



(c) Z축 이동조건 변화에 따른 영상정합도

그림 6.6 X, Y, Z 이동변화에 따른 영상정합도

그림 6.6의 결과는 각 거리 이동에 따른 영역기반 ICP의 영상 정합도를 검증한 것이다. 위의 결과를 보면  $x$ 축,  $y$ 축,  $z$ 축 방향으로 대퇴골의 이동이 발생하여도 각 영역의 영상정합의 결과 동일한 양상으로 나타나는 것을 알 수 있다. 평균 3mm의 정합 오차가 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. 최소 마커간의 오차는 2.24mm가 발생하였으며 최대 4.93mm까지 발생을 하였다. 영상 정합이 오차가 적게 발생하는 영역으로는 1, 3번 영역으로 나타났으며 오차 발생이 가장 큰 영역으로 2, 4영역으로 나타났다. 이러한 이유는 3, 4영역이 대퇴골의 기하학적인 구조상 카메라로부터 1, 2번 영역보다 다소 먼 거리를 유지하고 있으므로 3차원 위치 측정에 있어 오차가 다른 영역보다 크게 발생한다고 볼 수 있다. 또한 각 오차 발생의 표준편차를 살펴보면 3번영역의 표준편차가 가장 크고 다음으로 1, 2번 영역, 마지막으로 4번 영역의 순으로 표준편차가 크게 발생하는 점을 그림 6.6의 (a), (b), (c)를 통해 확인할 수 있다. 이러한 원인도 대퇴골의 기하학적인 구조상 카메라로부터 거리의 차이에 의해 이동에 따라 카메라에 민감하게 3차원 위치가 측정된다는 것을 알 수 있다.

## 6.2.2 대퇴골 모델의 X축, Y축 회전에 따른 영상정합 평가

다음으로는 스테레오 카메라 좌표계를 기준으로 대퇴골 모델이 회전조건을 가지고 다른 조건에서 대퇴골의 표면의 마커들의 위치를 측정하고 영상정합을 하였을 때 마커간의 Euclidean distance의 거리오차를 측정하여 영상정합을 오차 검증하는 실험을 하였다.

실험은 그림 6.7과 같이 스테레오 카메라의 좌표계를 기준으로 X축 방향으로  $42^{\circ} \sim 52^{\circ}$  까지 Y축 방향으로는  $-16^{\circ} \sim 16^{\circ}$  까지 회전을 하면서 영상정합의 거리오차를 측정하였다. 물론 다른 이동조건은 고정을 하였다.

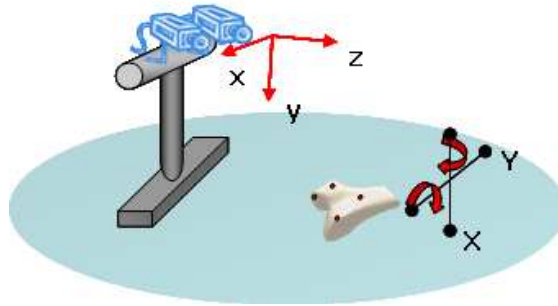
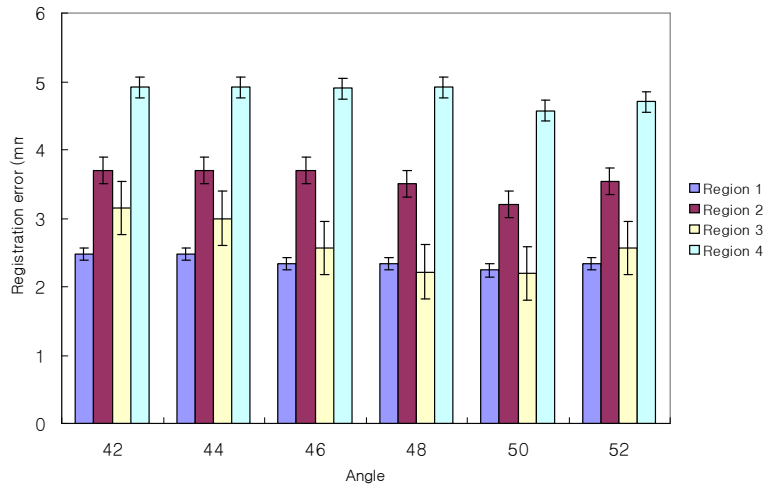
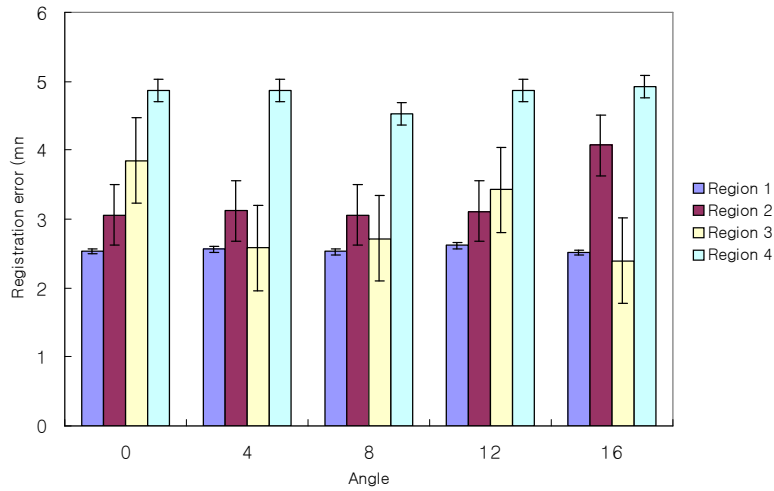


그림 6.7 영상정합 검증을 위한 회전조건



(a) X-rotation



(b) Y-rotation

그림 6.8 회전조건 변화에 따른 영상정합도

위의 그림 6.8의 결과는 스테레오 카메라를 통해 3차원 위치가 측정되는 대퇴골이 각각 X축과 Y축으로의 회전이 발생되었을 때 영상정합을 나타내는 것이다. 위의 (a)와 (b)의 결과도 그림 6.6의 결과와 동일한 양상을 나타는 것을 확인할 수 있다. 1번과 3번 영역의 영상정합도 오차가 평균 3mm의 거리차이를 발생하였고 2번 영역과 4번 영역에서는 3.5mm의 평균값을 나타내는 것을 확인할 수 있었다. 위의 결과에서도 4번 영역의 영상 정합도가 가장 큰 것을 확인할 수 있는데 이 거리오차의 이유도 카메라와의 거리가 가장 멀기 때문이기 때문으로 생각되어진다. 위의 결과에서는 중요한 점은 각각의 각도조건의 변화에서도 영상정합이 일정하다는 점이다.

### 6.2.3 대퇴골 모델의 영역넓이 크기에 따른 영상정합 평가

다음으로 본 논문에서 제안하는 영역기반 ICP 알고리즘에서 영역의 넓이에 따른 영상정합의 정합도를 알아보았다. 이전의 실험에서는 대퇴골에 부착하는 마커

의 위치를 중심으로 가로, 세로 30mm의 넓이를 선정하고 영역기반 ICP 알고리즘을 시행하였다. 이번 실험에서는 이 영상정합의 단계에서 closest point를 선정하고 일치점을 찾는 영역의 넓이변화에 따른 영상정합의 마커간의 거리오차를 측정하였다.

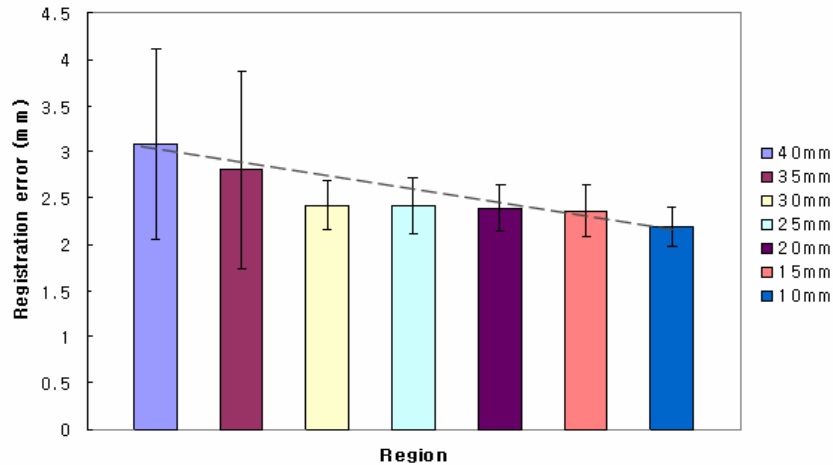


그림 6.9 영역의 넓이에 따른 영상정합도

위의 실험 결과인 그림 6.9를 보면 영상정합의 영역의 넓이를 40mm부터 10mm까지 선정하는 대퇴골의 4개의 영역넓이를 감소하면서 마커간의 거리차이를 측정할 것을 볼 수 있다. 위의 결과는 4 영역의 거리차이의 평균값을 나타낸 것으로 40mm의 넓이에서는 평균 3mm의 거리차이를 보이면서 10mm의 영역넓이에서는 2.1mm의 평균값을 나타내는 것을 확인할 수 있다. 위의 결과에서는 영역기반의 영상정합을 하는데 있어서 선정되는 영역의 넓이가 중요한 요소로 작용한다는 것을 알 수 있다. 이러한 점은 TKR을 위한 IGS 수술시 의사가 프로브나 수술도구를 통해서 얻게되는 대퇴골의 샘플포인트 획득이 매우 중요하다고 볼 수 있으며 영상정합을 위한 선정된 영역의 일치가 중요한 요인이라고 볼 수 있다.

## 제 7장 결론 및 토의

본 논문에서는 기존의 마커기반의 IGS에서 생겨나는 환자에 침습적인 방법, 부수적인 수술, 감염의 요인, 영상획득에 노이즈 발생을 할 수 있다는 단점을 개선하기 위해서 대퇴골의 기하학적인 구조의 의해 측정된 데이터들로 영상정합을 하는 형상기반 IGS에 대해서 연구를 시도하였다.

IGS 시스템을 구성하기 위해서 먼저 스테레오 카메라 시스템을 구성하였다. 정확한 대퇴골의 3차원 샘플 포인트들의 획득을 위해서 각각의 단일 카메라 보정과 초점거리, 중심점 확인 등의 특성분석을 하여 파라미터들을 추출하고 3차원 위치 측정을 위한 선형성 검증, 픽셀 보정의 검증을 시도 하였다. 또한 카메라와 실공간 사이의 서로 다른 좌표계의 보정을 위한 회전 및 이동변환을 본 논문에서 구성한 스테레오 카메라에 적합하게 적용하였으며 이러한 스테레오 카메라 시스템에서 측정된 대퇴골의 마커들의 3차원 위치를 측정하였다. 다음으로 형상기반의 영상정합을 시도하기 위해서 대퇴골의 ICP 알고리즘을 적용하였으며 고속 회전, 이동변환을 위해 Closed form solution을 이용하였다. 하지만 본 논문에서 적용하고자 하는 TKR 수술의 대퇴골의 기하학적인 구조상 ICP에서 발생할 수 있는 Local minima의 발생을 막기 위해서 본 논문에서는 TKR 수술 과정에서 중요한 영역과 절개창에서 의사가 볼 수 있는 대퇴골의 영역을 기반으로 영역기반 ICP 알고리즘을 시도하였다.

시스템의 정확도를 평가하기 위해서 처음으로 스테레오 카메라 시스템에 대한 보정의 결과를 검증하였다. 앞에서 언급한 보정 과정 후에 대퇴골의 마커에 대한 3차원 공간상에서의 이동에 따른 실거리 측정의 오차를 분석한 결과 정확한 결과를 보였으며 좌표계의 보정도 3차원 큐브를 이용한 거리맵(Depth map)을 구하여 정확도를 검증하였다.

영상정합의 정확성을 검증 실험을 카메라 좌표계를 기준으로 각 축 방향으로의 대퇴골을 위치조건, 회전조건을 변화하면서 영상의 정합 오차를 Euclidean



distance 방법으로 각각의 일치점 거리차이로 오차 검증을 하였다. 또한 영역기반의 영상정합의 알고리즘에서 영역의 넓이에 따른 영상정합의 거리 오차를 측정하기 위해서 영역넓이 조건의 변화에 따른 실험도 하였다. 거리오차의 정확한 차이를 검증하기 위해 3D 스캐너를 이용한 3차원 모델링 과정에서 대퇴골에 Soft marker를 부착한 상태로 모델을 얻었고 실험을 할 때 동일한 위치에 마커를 부착하여 카메라로부터 획득되는 각 영역내의 마커들의 3차원 위치가 대퇴골 모델에 마커들의 일치점과의 거리차이를 측정하였다.

서로 다른 축 방향으로 대퇴골의 이동조건 변화에도 영상정합의 거리차이 오차가 동일한 양상을 보이는 것을 확인 할 수 있었으며 본 논문에서 TKR 수술에 적용하고자 개발한 형상기반의 IGS 시스템은 전체 오차발생이 평균 거리차이 3mm를 확인 할 수 있었다. 회전조건 변화에서도 일정한 3mm의 거리오차가 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. 물론 기존의 마커기반 시스템과 비교를 하였을 때 보다 약간 큰 오차발생이 볼 수 있지만 형상기반을 위한 영역내의 적은 샘플포인트 조건을 감안한다면 본 논문의 시스템의 결과도 유용하다고 생각이 된다.

또한 영역기반 ICP 알고리즘을 적용한 본 시스템에서 영상정합을 하는데 있어 선정영역의 넓이에 따른 영상정합의 오차발생 결과를 보면 영역의 넓이에 따라 비례적으로 오차가 발생한다. 오차발생을 줄이기 위해서는 선정영역의 넓이가 매우 중요한 요인이라고 생각할 수 있으며 실제 수술에서 의사에 의해 획득되는 영역의 샘플포인트에 대한 동일한 영역선정과 넓이등이 중요하다고 생각된다.

하지만 본 논문에서 개발한 IGS 시스템을 TKR 수술에 적용하고자 한다면 몇 가지 추가적인 연구가 필요하다고 생각되어 진다. 향후 연구로 좀 더 정확한 영상정합과 수술과정의 실시간 추적(Real time tracking)을 위해서 마커들의 사용이 불가피 하다고 생각되어 진다. 하지만 본 논문 서론에서 강조한 환자의 환부에 삽입하는 마커는 단점들을 가지고 있으므로 형상기반 IGS 시스템을 적용하여 의사들이 사용하는 Surgical tool에 마커를 장착해서 형상기반 IGS의 정확도와 처리속도 면에서 좀 더 개선될 것으로 예상되어 진다. 마지막으로 본 논문에서는 실험을 위해 대퇴골 표면에 부착하는 Soft marker를 사용하였지만 실제 수술에서는 대퇴골에서 좀 더 많은 표면의 샘플 데이터들을 스테레오 카메라를 통해서 얻을 수

있는 도구와 알고리즘들을 연구해야 할 것으로 생각되어진다. 이러한 좀 더 많은 샘플 포인트로 형상기반의 영역별 ICP 정합을 한다면 현재의 마커기반의 IGS의 단점 개선과 효율성이 높아진 IGS 시스템이 가능할 것이다. 따라서 본 논문에서 시도한 형상기반의 영역별 ICP 를 적용하는 IGS 시스템은 TKR 수술의 적용에 있어서 효과적인 방법으로 사용되어 질 것으로 예상된다.

## 참 고 문 헌

- [1] Y. S. Kwoh, J. Hou, E. A. Jonckheere, and S. Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, February 1998, 35(2), pp. 153-160.
- [2] R. H. Taylor, B. D. Mittelstadt, H. A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J. F. Zuhars, B. Williamson, B. L. Musits, E. Glassman, and W. L. Bargar. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, June 1994, 10(3), pp. 261-275.
- [3] R. L. Galloway and R. J. Maciunas. Stereotactic Neurosurgery. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1990, 18(3), pp. 181-205.
- [4] S. Lavallee, P. Sautot, J. Troccas, P. Cinquin, and P. Merloz. Computer assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using ct data and a 3-d optical localizer. In *Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, September 1994, Pittsburgh, PA, pp. 315-322.
- [5] L. P. Nolte, L. J. Zamorano, J. Zhaowei, Q. Wang, F. Langlotz, E. Arm, and H. Visarius. A novel approach to computer assisted spine surgery. In *Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, September 1994, Pittsburgh, PA, pp. 323-328.
- [6] K. Radermacher, H. W. Staudte, and G. Rau. Computer assisted orthopedic surgery by means of individual templates - aspects and analysis of potential applications. In *Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, September 1994, Pittsburgh, PA, pp. 42-48.
- [7] W. E. L. Grimson, T. Lozano-Perez, W. M. Wells, G. J. Ettinger, S. J. White, and R. Kikinis. Automated registration for enhanced reality visualization in surgery. In *Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer*

- Assisted Surgery*, September 1994, Pittsburgh, PA, pp. 82-89.
- [8] A. Schweikard, R. Tombropoulos, J. R. Adler, and J. Latombe. Planning for image-guided radiosurgery. In *Applications of Computer Vision in Medical Image Processing*, March 1994, pp. 96-101.
  - [9] G. Eggers, J. Muhling, R. Marmulla, Image-to-patient registration techniques in head surgery, *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 2006, 35, 1081-1095.
  - [10] Quan Shi, Ning Xi, Yifan Chen, Weihua Sheng, Registration of Point Clouds for 3D Shape Inspection, *International Conference on Intelligent Robots and System*, October 9-15, 2006, Beijing, China
  - [11] B. Ma, R.E Ellis, Robust registration for computer-integrated orthopedic surgery: Laboratory validation and clinical experience, *Medical Image Analysis*, 7 2003 237-250
  - [12] Timothee Jost and Heinz Hugli, A Multi-Resolution Scheme ICP Algorithm for Fast Registration, *International Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*, 2002
  - [13] Lee Engfer, *Your Guide to Total Knee Replacement*, Fairvier Health Services, Minneapolis, Minnesota, January 2007
  - [14] David A. Forsyth and Jean Ponce, *Computer Vision A Modern Approach*, Peason Education, 2003
  - [15] J. Michael Brady, Daniel G. Bobrow, Randall Davis, *Three-Dimensional Computer Vision*, The MIT Press, 1993
  - [16] Richard Hartley, Andrew Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*, Cambridge University Press, 2003
  - [17] 양주웅, “스테레오 비전을 이용한 이동물체의 추적에 관한 연구”, 연세대학교, 2000
  - [18] Emilio J. Gonzalez-Galvan, Felipe Pazos-Flores, Steven B. Skaar, Antonio Cargenas-Galindo, Camera pan/tilt to eliminate the workspace-size/pixel-resolution tradeOff with camera-space manipulation, *Robotics and Computer Integrated Manufacturing* 18, 2002 95-104
  - [19] Hongshan YU and Yaonan Wang, An Improved Self-calibration Method for Active Stereo Camera, *Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation*, June 21-23, 2006,

China

- [20] Huahua Chen, Zezhong Xu, Local 3D Map Building and Error Analysis Based on Stereo Vision, 2005 IEEE
- [21] Li Mei Song, Ming Ping Wang, Lu Lu, Huang Jing Huan, High precision camera calibration in vision measurement, Optics & Laser Technology 39, 2007 1413-1420
- [22] David A. Simon, Fast and Accurate Shape-Based Registration, Carnegie Mellon University Pittsburgh, Pennsylvania, 1996
- [23] Russell H. Taylor, Stephane Lavalée, Grigore C. Burdea and Ralph Mosges, Computer-Integrated Surgery, The MIT Press
- [24] Quan Shi, Ning Xi, Yifan Chen, Weihua Sheng, Registration of Point Clouds for 3D Shape Inspection, Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ, OCTOBER 9-15 2006, Beijing, China
- [25] Berthold K. P. Horn, Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions, Journal of the Optical Society of America A, Vol. 4, 629, April 1987

## ABSTRACT

# Study of shape-based Image Guided Surgery for Total Knee Replacement operation

Seo, Duckchan

Dept. of Graduate program

in biomedical engineering

The Graduate School

Yonsei University

Recently, many medical instruments have been used to diagnose and treat a disease of human. These devices make it possible that provide doctors could make accurate decision and method. Also, invention of image modalities such as CT, MRI, PET offer various 3D images information to understand anatomical structures of patient.

Formerly most doctor conduct surgeries based their surgical experience and knowledge. This method is nonobjective. Therefore, development of Image Guided Surgery system is important. IGS system which has variously tried in medical engineering fields is able to give a surgeon objective information of operation process like a decision making and surgical planning. This information is displayed 3D images which are acquired from medical image modalities like CT and MRI for pre-operative. The technic of 3D position measurement and 3D image registration is

necessary to IGS system. The existing system have to use fiducial markers for common reference frame to do precise process.

However, these markers have caused various problems, additional surgical protocol for inserting markers into the bone and invasive process to patients. The inserting markers could make noise of image for acquiring 3D, motion artifact and limited surgical operation because of exposed reference markers For inserting and removing marker, it could make patients secondary infection and trauma.

Therefore, this paper develop shape-based IGS on technic of fiducial marker-based IGS. Our research focus on stereo camera system for 3D position measurement of femur and region-based The shape-based registration use relative sample points on anatomical landmark of femur.

This paper propose region-based Iterative Closest Points(ICP) algorithms for shape-based 3D image registration. We focus on precise 3D position measurement with stereo camera system and region-based ICP algorithm. For this development, this paper also research a calibration of stereo camera and validation of region-based ICP algorithm by simulation experiments.

We validate error of 3D image registration in various conditions, such as translation and rotation conditions. We assume that our IGS system is useful technic for Total Knee Replacement(TKR) operation.

---

Key words : image registration, 3D, medical image, ICP, stereo camera, TKR