



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2016년 2월  
석사학위논문

# 치과용 임플란트 시술 보조 로봇의 위치 및 각도 보정에 관한 연구

조선대학교 대학원

기계공학과

임기홍

# 치과용 임플란트 시술 보조 로봇의 위치 및 각도 보정에 관한 연구

A Study on Position and Degree Calibration of  
Assistant Robot for Dental Implant Surgery

2016년 2월 25일

조선대학교 대학원

기계공학과

임기홍

# 치과용 임플란트 시술 보조 로봇의 위치 및 각도 보정에 관한 연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2015년 10월

조선대학교 대학원

기계공학과

임 기 홍

# 임기홍의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 장완식 印

위원 조선대학교 교수 김수관 印

위원 조선대학교 교수 정상화 印

2015년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

LIST OF TABLES .....	IV
LIST OF FIGURES .....	V
ABSTRACT .....	VII
<b>제 1 장 서 론 .....</b>	<b>1</b>
제 1 절 연구배경 .....	1
제 2 절 관련 연구동향 .....	2
제 3 절 연구 목적 .....	9
제 4 절 연구 내용 및 방법 .....	10
<b>제 2 장 임플란트 수술 .....</b>	<b>12</b>
제 1 절 임플란트 수술 방법 및 현황 .....	12
1. 치과 임플란트 .....	12
2. 치과 임플란트 수술방법 .....	14
제 2 절 로봇 치과 임플란트 .....	17

<b>제 3 장 RCM 매니플레이터</b> .....	20
제 1 절 RCM 메커니즘 .....	20
제 2 절 이중 평행사변형 기구 .....	27
1. 이중 평행사변형 구조 .....	27
2. 이중 평행사변형 기구학적 해석 .....	29
<b>제 4 장 비전센서를 이용한 위치 추적</b> .....	32
제 1 절 실험 장치 구성 .....	32
제 2 절 위치 추적 .....	33
1. 이진화 및 임계값 설정 .....	33
2. 마커 추출 .....	37
제 3 절 비전센서 보정 .....	41
<b>제 5 장 기울기 측정</b> .....	45
제 1 절 시스템 구성 .....	45
제 2 절 시스템 성능평가 .....	46

1. 기울기 센서 보정 .....	46
2. 매니플레이터 기울기 측정 .....	50
제 6 장 결 론 .....	62
1. 연구 결과 .....	62
2. 향후 연구 방향 .....	63
참 고 문 헌 .....	64

## LIST OF TABLES

Table 1-1 Key products and technologies for the medical robot .....	4
Table 5-1 Tilting sensor specification .....	47
Table 5-2 Calibration results of tilt sensor 1 .....	52
Table 5-3 Calibration results of tilt sensor 2 .....	58



Fig. 4-1 Position tracking configuration using vision sensor .....	32
Fig. 4-2 Histogram plot of image process .....	33
Fig. 4-3 $M \times N$ image array in pixels .....	34
Fig. 4-4 Thresholding .....	34
Fig. 4-5 Flow chart for marker extraction .....	38
Fig. 4-6 Color image and gray image .....	39
Fig. 4-7 Binary image and threshold image .....	39
Fig. 4-8 The pixel corresponding to the set threshold (98.4%, 69.5%, 68.3%) .....	40
Fig. 4-9 Pixel distribution for threshold .....	40
Fig. 4-10 Stereo vision system .....	42
Fig. 4-11 Stereo camera calibration program .....	42
Fig. 4-12 Specification of grid parameters .....	43
Fig. 4-13 Stereo camera calibration .....	43
Fig. 4-14 Image fusion and depth map generation .....	44
Fig. 5-1 Schematic diagram for calibration of tilt .....	45
Fig. 5-2 Diagram of complementary filter .....	46
Fig. 5-3 Pitch angle according to time from tilt sensor 1 .....	51
Fig. 5-4 Linear fit of pitch from tilt sensor 1 .....	52
Fig. 5-5 Residual of pitch from tilt sensor 1 .....	52
Fig. 5-6 Roll angle according to time from tilt sensor 1 .....	54
Fig. 5-7 Linear fit of roll from tilt sensor 1 .....	55
Fig. 5-8 Residual of roll from tilt sensor 1 .....	55

Fig. 5-9 Pitch angle according to time from tilt sensor 2 ..... 57

Fig. 5-10 Linear fit of pitch from tilt sensor 2 ..... 58

Fig. 5-11 Residual of pitch from tilt sensor 2 ..... 58

Fig. 5-12 Roll angle according to time from tilt sensor 2 ..... 60

Fig. 5-13 Linear fit of roll from tilt sensor 2 ..... 61

Fig. 5-14 Residual of roll from tilt sensor 2 ..... 61

## ABSTRACT

### **A Study on Position and Degree Calibration of Assistant Robot for Dental Implant Surgery**

Lim Ki Hong

Advisor : Prof. Jeong, Sang-Hwa, Ph.D.

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

Recently, Implant surgery is generally accepted as the good technique to replace the teeth completely. The professionalism of the medical team and experience and cooperation system of the medical process are important in order to raise the success rate of the implant operation. However, it is difficult to drill the planned hole size in spite of the exact surgical operation plan due to the hardness of tooth or the shake of the operator. For the more stabilized operation, the application of the implant operation robot, CT(Computerized Tomography), and 3D visualization technique which can be applied in the surgical operation planning level, are required.

Computer-guided navigation has proven a valuable tool in several surgical disciplines. Although the navigation technique facilitates the positioning, the image guided adjustment of the angle cannot be attained easily in the dental surgery.

Furthermore, the influence of random factors such as trembling cannot be substantially eliminated by the computer assisted navigation. On the other hand, surgical guide can not modify implant guide during surgery. A completely alternative way could be a robot. After gross positioning of the dental drill, the end-effector should set the final angulation. The setting of the final orientation requires 2 degree of freedom and takes place very close to the patients. Therefore, high accelerations and complicated kinematics have to be avoided for safety reasons.

In this paper, the tilt and position tracking of developed assistant robot for dental implant surgery are studied. The marker that is attached to the ARDIS(implant secondary robot) and binarized by the image conversion extracts optimal threshold value for the separated image. Position is tracked by the marker, and stereo camera that calibrated to the principle of binocular disparity builds the depth map. The method, that the calibrating tilt data are measured to Acceleration-gyro sensor attached to the ARDIS and the positioning accuracy is increased, are studied.

# 제 1 장 서 론

## 제 1 절 연구 배경

전 세계적으로 고령화 시대에 도래하고 있다. 선진국에서 60세 이상 인구가 차지하는 비율은 1999년 10%에서 2050년에는 22%로 2배 이상 늘어날 것으로 전망된다.<sup>[1]</sup> 인구 고령화로 의학 기술과 생활 보건 개선에 관심이 증대하고 있으며, 2014년부터 70세 노인의 임플란트 시술에 대해 건강보험 적용이 가능해지면서 치아관리에 대한 관심도 커지고 있다.

미국에서는 지난 20여 년 동안 미국에서만 연 100만개 이상의 임플란트가 시술되고 있으며,<sup>[2]</sup> 1983년부터 1987년까지 임플란트 시술이 약 4배 증가하였고, 1986년과 1990년 사이에는 73%의 증가를 보였으며, 같은 시기 동안 임플란트 시술을 실시한 치과의사의 숫자는 10배가 증가하였다. 국내에서 임플란트가 1980년대부터 시술되기 시작하여 1990년 후반부터 붐이 일었고, 2000년대에 들어와서는 보다 보편화되었다.<sup>[3]</sup> 또한 국내 치과용 임플란트 시장은 2005년 말 기준 약 1,260억 원의 시장규모가 형성되어 있으며, 국내에서는 치과용 임플란트를 직접 연구 개발하여 판매하거나 수입 판매하고 있는 업체만 도 약 50여개에 달하는 등 임플란트 산업도 빠르게 성장하고 있다.<sup>[4]</sup>

치과 임플란트의 비중이 커지고 있지만 복잡하고 정밀한 수술과정으로 인해 치과 의사중 16%만이 임플란트 시술을 수행할 수 있다.<sup>[5]</sup> 시술시 발생하는 임플란트 드릴 진동에 의한 의사의 손떨림과 피로도는 임플란트 시술의 정확도를 떨어뜨리고 환자의 치유기간을 늘린다. 보다 안정된 수술을 위해서는 시술 계획단계에서부터 적용할 수 있는 방법이 필요하다. 독일의 하이델버그(Heidelberg)대학에서는 치과용 임플란트 시술에 로봇을 도입하였다.<sup>[6]</sup> 네비게이션 시스템과 로봇을 이용하여 환자 신체의 손상을 최소한으로 유지하고 시술의 정확성과 성공률을 높이며 회복시간을 단축함으로써 시술 후의 삶의 질을 높일 수 있는 임플란트 시술이다. 로봇이 시술을 보조함으로써 경험이 부족한 의사도 경험이 많은 의사와 같은 수술효과를 얻을 수 있고 보다 안정성 높은 시술을 수행할 수 있다. 따라서 더욱 안전하고 정교한 시술을 하기위한 임플란트 시술 보조로봇과 네비게이션 시스템의 개발이 요구된다.

## 제 2 절 관련 연구동향

로봇은 단조로운 작업의 대체 수단으로 사람이 작업하기 어려운 환경에서 인간을 대신해 작업을 행하며 1985년 산업용 로봇인 PUMA560을 뇌수술에 사용하면서 의료용 로봇의 가능성을 확인한 후, 의료현장에서 로봇을 활용한 다양한 연구와 제품들이 소개됐다. 1995년 미국 스탠퍼드 대학 연구소에서는 원거리 통신기술을 이용하여 전방의 부상병을 후방에 있는 집도의가 수술을 집도 할 수 있는 원격수술 시스템을 선보였고, 2000년도에는 세계 최초로 FDA승인을 받은 수술로봇으로서 4개의 로봇팔을 이용해 3D 입체영상을 보며 원격으로 수술을 하는 장비인 다빈치(Davinci)수술 시스템(Intuitive Surgical Inc., 미국)<sup>[7]</sup>이 본격적인 로봇수술 시대를 열며 로봇수술의 대중화와 관련 기술의 발전을 촉진시켰다. 의사의 손놀림을 그대로 재현하는 로봇손은 보다 정밀한 수술이 가능하고, 절개를 최소화해 수술 후 회복기간도 짧은 게 장점이다. 현재는 수술뿐만 아니라 진단, 치료, 재활 및 간호보조 등을 포함하는 의료 전반에 걸쳐 로봇이 활용되고 있다.<sup>[8]</sup>

의료로봇은 Table. 1-1와 같이 크게 수술보조로봇, 재활로봇, 수술시물레이터, 기타 의료로봇으로 분류된다. 수술보조로봇은 영상 가이드를 제공하거나 명령에 따라 수술을 보조하는 로봇이며, 수술보조로봇에는 네비게이션 보조로봇, 미세자세 조종로봇, 의사도우미 로봇 등이 있다. Fig. 1-1는 미국의 브레인랩(BrainLab)사에서 개발한 Vecrot Vision과 Exact dynamics에서 개발된 MANUS이다. 벡터비전(Vector vision)은 대표적인 수술 보조 로봇으로 뇌와 척추의 생검(Biopsy) 수술과정에서 수술 도구가 바로 삽입되고 있는지 수술 중에 환자를 옮겨가며 CT나 MRI 촬영을 해야 하는 어려움을 해결하기 위해 개발한 무선 영상보조 수술시스템(Wireless Image-Guided Surgery System)이다. 또 벡터비전(Vector Vision)은 MRI나 CT영상을 촬영한 후에 수술 전 계획(Preoperative Planning)을 세우고, 마이크로스코프(Microscope), 형광투시경(Fluoroscope)과 위치가이드(Position guidance) 시스템을 사용해 무선으로 수술 중 영상을 통해 수술 보조를 받을 수 있게 하는데 세계적으로 100개 이상이 설치되어 있다. Fig. 1-2은 이외의 수술보조로봇들이다. 순서대로 독일의 DLR과 한국의 Cybermed의 뇌수술항법과 미국의 UC Berkeley의 MRC, BrainLAB의 VectorVision이며, 수술보조로봇은 수술계획을 세우거나 수술에 대한 숙련도를 높이고, 사전 검증을 위한 도구로

쓰인다. 수술시뮬레이터는 의사의 수술에 관한 숙련도를 높이기 위하여 가상의 그래픽 환자 모델과 햅틱 장치장치(Haptic device) 등을 이용하여 수술을 연습할 수 있게 하는 의료로봇을 의미하며, 근래에 들어 프로세스의 성능향상으로 인하여 MRI 또는 CT 영상 등을 활용한 실시간 3차원 볼륨이 가능해지면서 의료용 시뮬레이터 개발이 가속화되고 있다.<sup>[9]</sup> 재활 로봇은 인간의 팔이나 다리등 움직임을 보조하는 재활 운동용과 인간의 신경 신호를 이용해 팔이나 손을 움직이는 로봇 등이 있으며, 아직은 기초연구가 진행되고 있다. Fig. 1-3는 대표적인 재활 로봇인 Exact dynamics의 MANUS과 일본 Honda사의 체중 지지형 보행 어시스트이다. 재활로봇은 노인과 장애인의 재활치료와 일상생활을 도와 주는 로봇 시스템이다. 단순한 신체를 지지해 주는 역할을 벗어나 중증 환자나 노인의 신체 움직임을 향상시키고 빠른 시일 내에 회복하도록 주요 기능을 수행하고 장애인의 장애를 극복하여 독립적 생활을 가능하게 할 수 있는 특정 기능의 로봇이다.

의료로봇은 인간에 비하여 로봇이 갖는 여러 가지 장점들(정밀성, 안정성, 우수한 반복성 등)을 이용하여 의료 현장에서 의사의 어려움을 덜어주거나, 수술과정의 일부에서 의사를 대체하거나, 혹은 비숙련자가 수술을 연습할 수 있는 있도록 할 수 있으며, 간호사 직무의 일부를 보조 및 대체할 수 있으므로 의료로봇에 관한 연구가 활발히 진행 중이다.<sup>[10]</sup>

Table. 1-1 Key products and technologies for the medical robot<sup>[11]</sup>

Division	Key products	Technologies
Surgical Robot	Economical joint surgery robot, Accurate haptic celioscope surgery robot, Location radiation therapy using three-dimensional image induction technology	Haptic Device operating Manipulator design technology 3D Vision, AR
Rehabilitation Robot	High-precision artificial hand/leg of reflecting user's reliance + Human body's external installation type robot for function assistance	Bio-signal fusion technology Driving mechanism technology Microassembly
Surgery Simulator	Precise surgery simulator patient's simulator Medical device simulator	3D Volume Rendering Deformable Modeling VR & AR
Other medical robot	Capsule endoscope for active matrix colon, Active DDS Nursing & nursing assistance robot Hospital guide robot	Micro sensor/actuator location/position recognition technology, Control Navigation Sensor Devices of IT fusion type

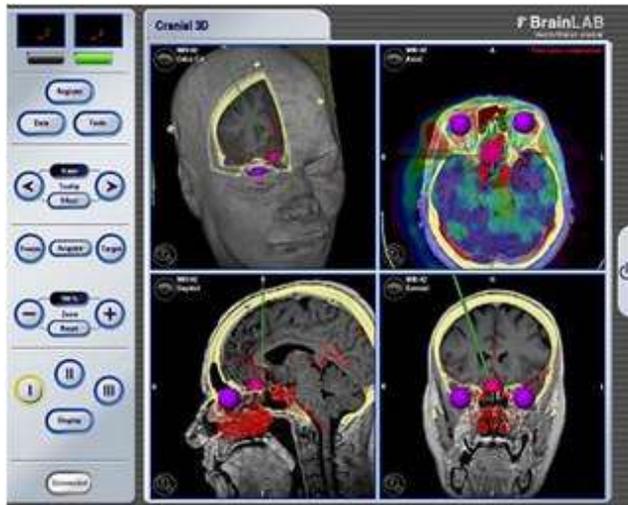
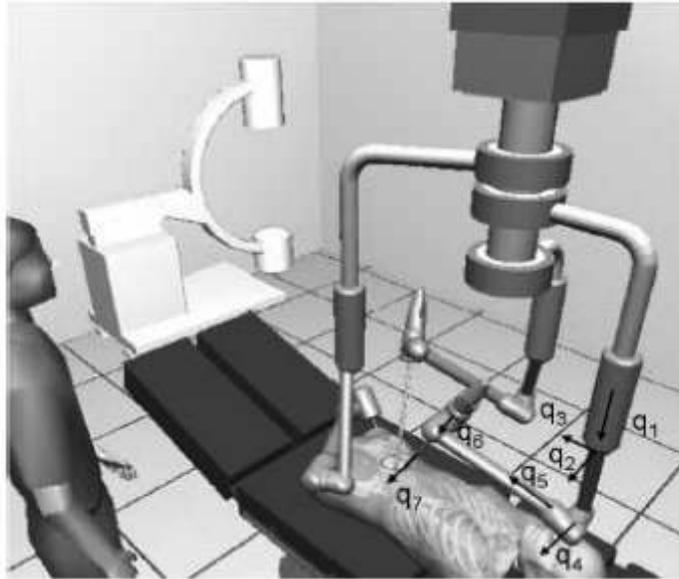


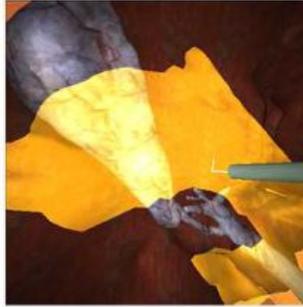
Fig. 1-1 Vecrot vision of BrainLAB



(a) Surgical procedures optimal design of DLR from Germany



(b) Brain surgery navigation of Cybermed from Korea



(c) MRC of UC Berkeley from U.S.A.

Fig. 1-2 Surgery simulator



(a) MANUS of exact dynamics



(b) weight support walk assistant of honda from Japan

Fig. 1-3 Rehabilitation robot

### 제 3 절 연구 목적

본 연구의 목적은 흔들림 없이 정확한 위치에 임플란트를 식립하기 위해 RCM(Remote center of motion) 메커니즘을 이용하여 기구부를 설계하고, 사전 계획된 시술 각도와 깊이 만큼 핸드피스의 드릴팁을 유도 가능한 치과의료용 임플란트 시술 보조 로봇을 개발하고자 한다. 또한 각도와 깊이조절에 대한 정확도를 높이고자 환자의 CT영상과 핸드피스의 영상을 중첩하여 제공하는 네비게이션 시스템 구축을 위해 모션 비전을 이용해 핸드피스 드릴을 유도하고 위치 추적 시스템을 구축하며, 마커를 인식하는 소프트웨어를 개발하고자 한다. Fig. 1-4는 시술자와 임플란트 시술 보조 로봇의 협동 조작 시스템을 나타내었다. 치과 의사는 사전 수립한 환자의 시술 계획(각도, 위치, 깊이)과 시술 환경에 따라 네비게이션 시스템을 조작해 드릴팁을 유도하며 시술을 진행한다.

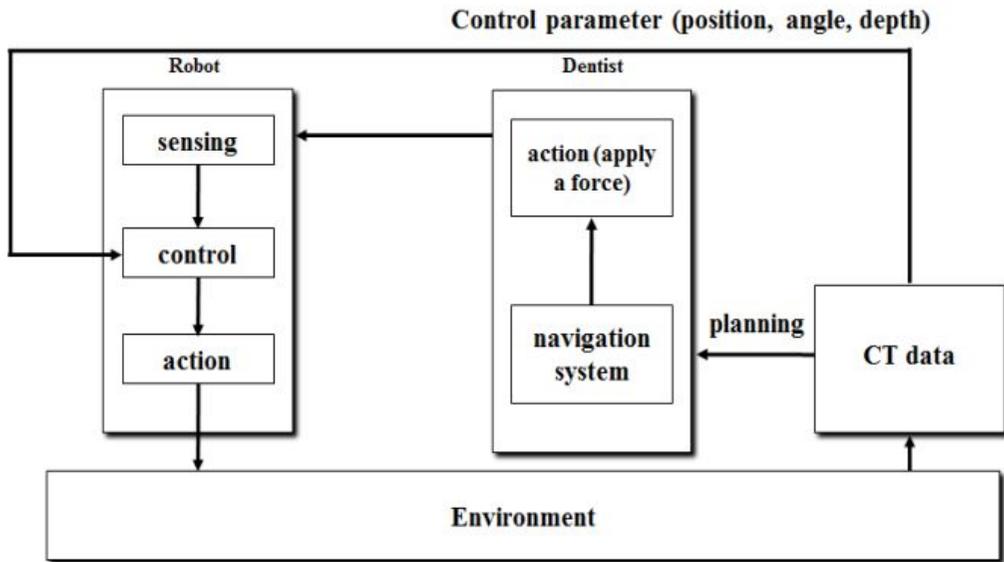


Fig. 1-4 Cooperative manipulation system

## 제 4 절 연구 내용 및 방법

더욱 안전하고 정교한 기술을 하기 위한 임플란트 기술 보조로봇과 네비게이션 시스템의 개발이 필요하다. 임플란트 기술에 필요한 구동은 위치, 깊이, 각도 3가지이다. 상용 로봇암이나 스테이지를 이용하여 수술부위에 드릴을 위치시킬 수 있지만 각도와 깊이를 조절해야 하는 드릴링 작업은 보다 정교함이 필요하다. 따라서, 더 정교한 기술을 위해 기술시 각도와 깊이를 조절할수 있게 도와주는 네비게이션 시스템 구축이 필요하다. 네비게이션 시스템은 수술 중에 환자와 수술 도구의 위치를 인식하여 수술 전략에 따라 수술이 진행되는지 실시간으로 모니터링 할 수 있도록 도와주는 기능을 말한다.

Fig. 1-5에 ARDIS의 구동을 위한 계략도를 나타내었다. 의료 현장에서 의사의 어려움을 덜어주거나, 수술과정의 일부에서 의사를 대체하거나, 혹은 비숙련자가 수술을 연습할 수 있도록 도와주는 가상 중심 메커니즘을 이용한 치과 임플란트 기술 보조 로봇(Assistant robot for dental implant surgery, ARDIS)에 마커를 부착하고 영상 변환을 통해 마커를 이진화하고 물체와 마커를 분리된 화상에서 최적의 임계값을 설정해 마커를 추출하는 방법과 영상보정을 통해 영상을 정합하는 정합기법을 구현하였다. 그리고 기울기 센서를 부착하고 보정하여 임플란트 기술 보조 로봇이 주어진 각도로 움직이고 있는지 확인할 수 있는 기울기 피드백 시스템을 연구하였다. Fig. 1-6는 연구 진행 과정을 나타내었다.

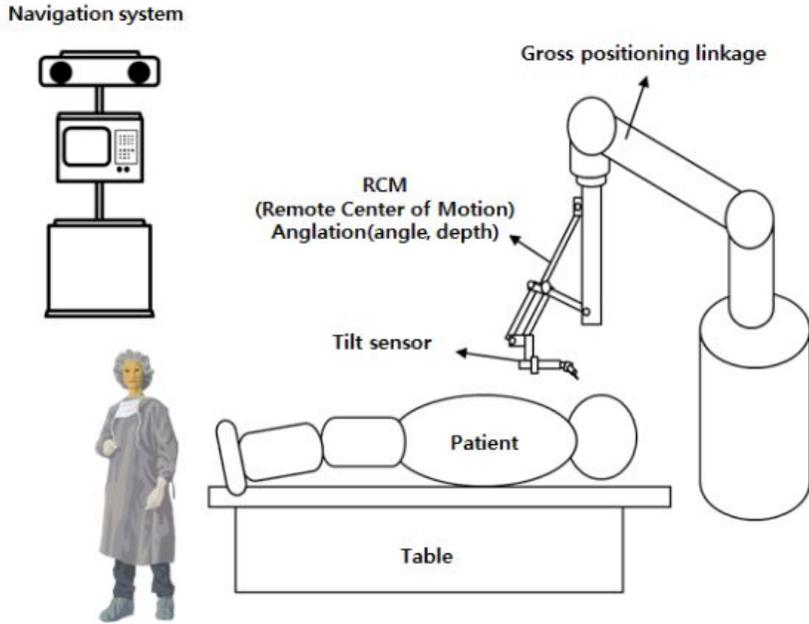


Fig. 1-5 Schematic diagram of ARDIS

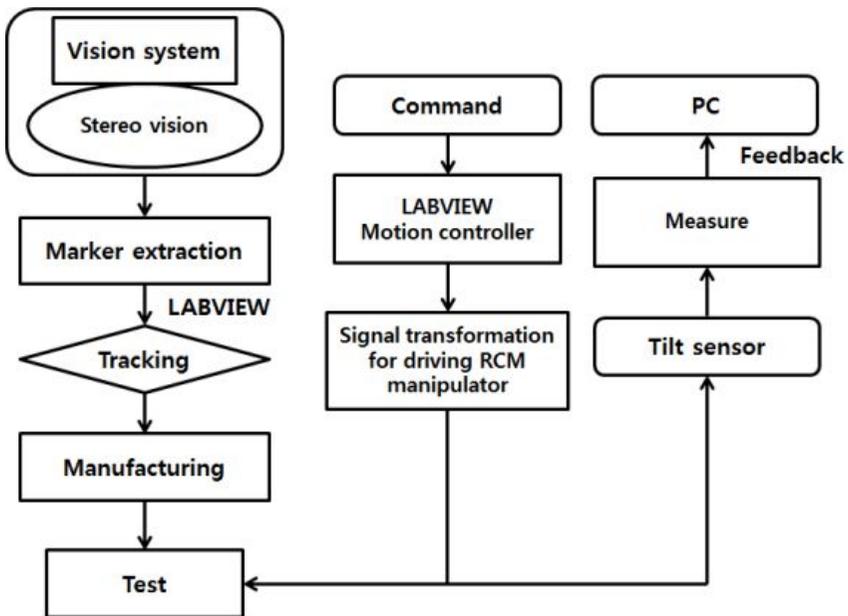


Fig. 1-6 Flow chart of research

## 제 2 장 임플란트 수술

### 제 1 절 임플란트 수술 방법 및 현황

#### 1. 치과 임플란트

임플란트(Implant)란 상실된 인체 조직을 회복시켜 주는 대치물로 치과에서는 인공 치아 이식을 의미한다. 상실된 치아의 치근을 대신할 수 있도록, 인체 거부 반응이 없는 티타늄으로 만들어진 인공치근을 이가 빠져나간 치조골에 심어서 유착시킨 후 인공치아를 고정시켜 치아의 원래 기능을 회복하도록 하는 기술이다.<sup>[12]</sup> 임플란트는 턱뼈 속에 임플란트 본체를 심어서 골 유착이 된 후 인공치아를 제작하여 치아의 기능을 할 수 있도록 해 주며 충치나 잇몸병증으로 인해 손실된 치아의 회복 사고 또는 종양 등으로 인하여 손실된 치조골과 잇몸을 심미적,기능적으로 회복시켜 준다.<sup>[12]</sup> 성공적으로 효과를 기대하려면 임플란트 수술 전에 잇몸치료나 신경치료 충치치료 등 필요한 치료를 선행해야 한다. 임플란트의 수명을 결정하는 것은 얼마나 정교하게 잇몸 뼈에 심겨지는지와 임플란트 위에 연결되는 임플란트 보철물의 적합도에 의해 결정 된다고 할 수 있다. 임플란트 시술 시 임플란트의 정확한 위치와 각도에 따라 앞으로 얼마나 오랜 기간 자신의 치아처럼 사용할 수 있을지가 판단된다.<sup>[12]</sup> Fig. 2-1은 치과 임플란트의 간단한 예시이다.

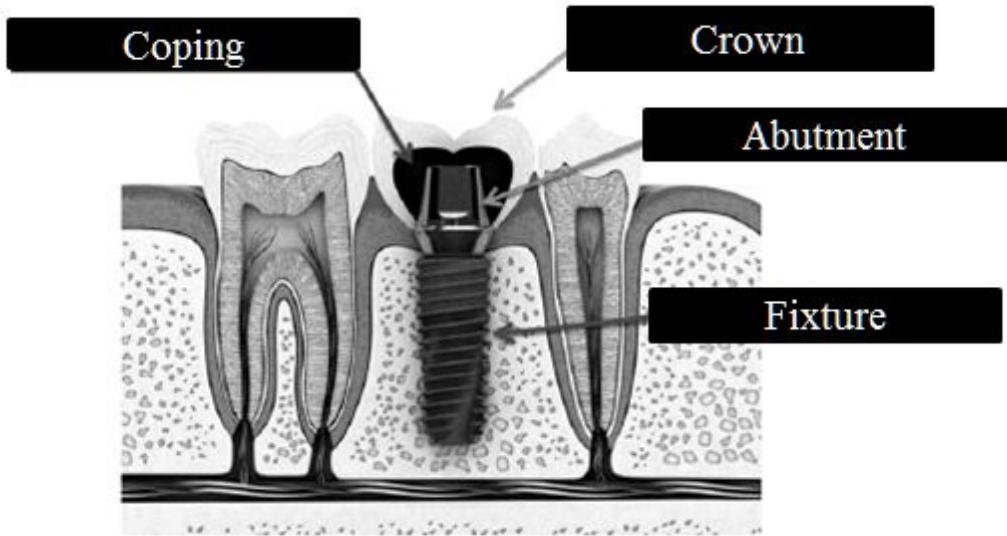


Fig. 2-1 Dental implant

## 2. 치과 임플란트 수술방법

임플란트 수술 과정을 Fig. 2-2에 나타내었다. 임플란트 시술은 크게 3단계로 분류할 수 있다. 먼저 구강진단 단계(Perception)로 임플란트를 하기 위한 사전검사이다. CT촬영, 치아 본뜨기, 구강정밀검진 등을 통해 임플란트 치료가 필요한 부분과 잇몸뼈 상태 등에 대한 기초 검사를 하게 된다. 구강진단에서 고려되어야 할 것은 치아 상실 이유와 상실된 치아가 다른 인접한 치아에 미치는 영향이다. 임플란트 시술시에는 필요에 따라 치아 악골내외의 해부학적 위해를 가할 수도 있기 때문에 Fig. 2-3와 같이 사전에 Dental CT와 임플란트 시뮬레이션을 이용하여 인접 치의 치근, 신경, 혈관, 비강, 상악동의 위치 등에 대한 정보를 얻는다. 두 번째 단계는 치료 계획 수립단계(Decision)로서 구강진단의 결과를 토대로 임플란트의 치료계획을 수립한다. 임플란트 매식체의 식립위치와 방향, 깊이, 매식체의 직경과 길이를 결정하고 세균감염을 최소화하여 임플란트와 뼈가 안정적으로 결합할 수 있도록 수술계획을 수립하고 수술결과를 예측하여 인공치아 보철물을 정확히 장착할 수 있도록 설계한다. 마지막 단계는 수술 단계(Action)로 임플란트가 들어갈 부위의 잇몸을 열고 턱뼈의 정확한 위치에 임플란트 매식체(Fixture)를 심고 수술부위를 꿰매어 다시 덮는 1차 수술과 수술 후 잇몸뼈에 있는 임플란트 매식체가 잇몸뼈와 완전히 붙게 되면 인공치아 보철물을 장치할 수 있도록 잇몸밖으로 기둥을 연결하는 2차 시술이 이루어진다.

기술적 진보에도 불구하고 임플란트 수술의 대부분이 프리핸드 드릴링에 의해 이루어진다. 임플란트 홀의 프리핸드 드릴링은 환자의 CT 영상과 환자의 실제 상황을 융합하는 과정을 단지 의사의 상상에 의존해서 수술을 진행해야 하는 결점이 있지만, 수술 준비 시간이나 기술적 소비가 적어 가장 흔히 사용되는 수술 방법이다. 프리핸드 드릴링은 부정확한 임플란트 수술을 초래하는 큰 이유중에 하나며, 임플란트의 부정확한 위치는 해부학적 구조에 치명적인 손상을 주고, 드릴링 작업의 정교함에 따라 치유기간이 달라지기 때문에 임플란트 시술 과정은 의사의 풍부한 경험과 지식을 필요로 한다. 임플란트 성공률을 높이기 위해서는 의료진의 전문성과 경험, 의료기간의 협력시스템이 주요한 요소로 작용하게 된다. 그러나 이러한 시술계획에도 임플란트를 수술할 때 시술자의 손 떨림이나 턱뼈의 정도에 의해 계획한 크기의 홀을 뚫기 어려워 정밀한 시술이 이루어지지 않고 있다. 이는 환자에게 큰 고통을 주게 되고 오랜 치유 시간을 필요하게

된다. 이를 극복하기 위해서 뼈에 구멍을 낼 수 있을 정도의 힘을 갖고, 흔들림이 없이 안정되며, 제어 강인성을 갖고, 원하는 위치로 정밀하게 찾아갈 수 있는 정밀한 수술 보조 기구부가 필요하다.

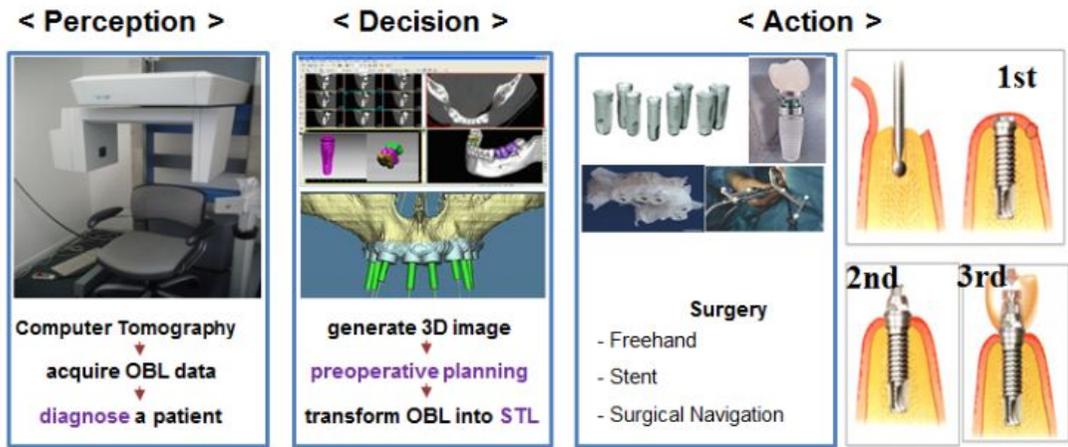


Fig. 2-2 Dental implant surgery process<sup>[13-19]</sup>

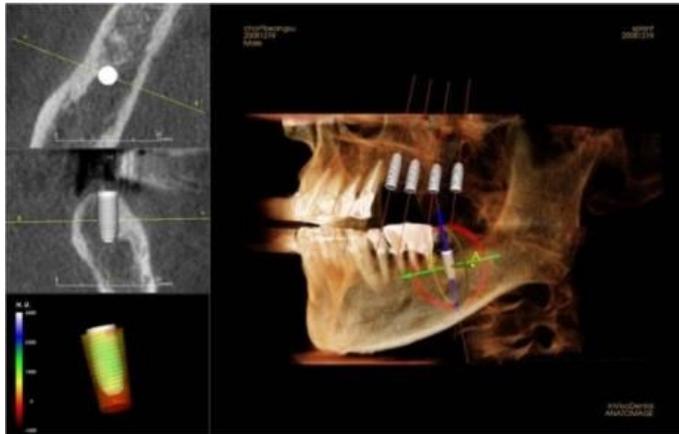


Fig. 2-3 3D simulation and program<sup>[20]</sup>

## 제 2 절 로봇 치과 임플란트

Fig. 2-4는 Tactile Technologies에서 개발한 ILS(Implant location system)을 나타내었다. ILS는 탐침로봇과 수술가이드, 수술가이드 제작 로봇, 시술계획프로그램으로 구성되어있다. ILS는 기존의 치과용 가이드 제작방법과는 다른 방법을 도입하였다. 자체 개발한 로봇인 Mrcrobot을 이용하여 상·하악 시술부위에 대한 정보를 획득한다. 이러한 방법은 기존의 CT 스캔 과정의 일부를 생략하여 시술시간을 단축하였고 가이드 제작 역시 기존의 방법보다 제작 시간을 단축하였다.

치과 임플란트 수술 보조 로봇은 드릴 구멍의 방향을 설정하기 위해서 2 자유도 운동이 가능한 장치가 필요하다. 또한, 드릴 각도조절과 이송 운동을 분리하기 위해서 드릴링 경로를 유지할 수 있는 추가적인 자유도가 필요하다. Fig. 2-5은 독일의 하이델버그 대학에서 연구한 임플란트 시술 가이드 로봇을 나타내었다.<sup>[30]</sup> 독일의 하이델버그 대학에서는 임플란트 시술 가이드 로봇으로 드릴링 테스트를 시도했다. CT 영상에 의해 3D 영상을 바탕으로 환자의 좌표를 생성한다. 로봇은 시술자에 의해 입력된 값에 의해 드릴링의 초기 위치, 방향, 깊이를 설정하고 로봇은 시술 위치에 배치한다. 로봇암을 이용하고, 시뮬레이션 및 시각화가 가능하다. 시술계획에 의해 결정된 값을 Tomorob라는 프로그램에 입력하면 값에 따라 변화하며 구동된다. 아직 임상단계로 각도 조절에 대한 정보는 제공하지 않는다. 이렇게 로봇의 도입으로 수술 보조용 로봇이 의사 역할을 수행하는 영역이 확대할 수 있음을 알 수 있다.

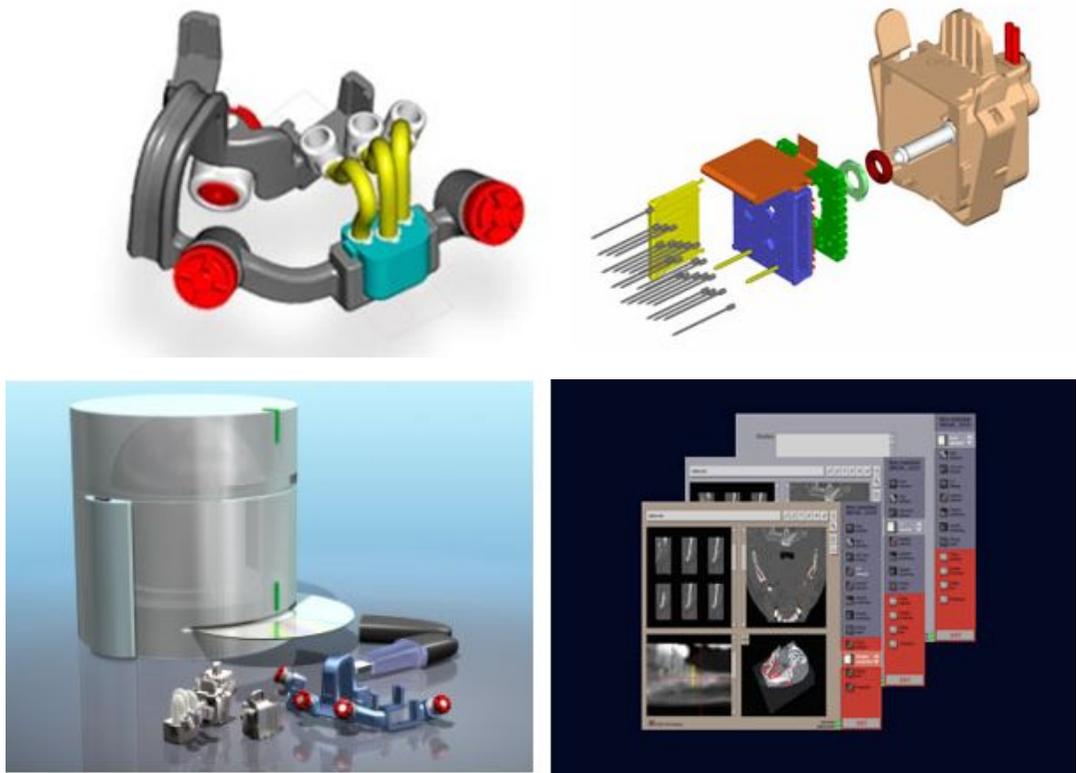
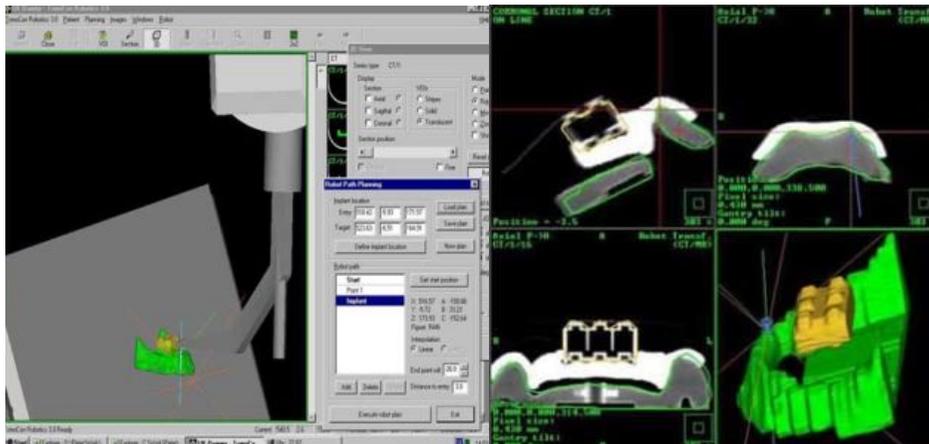
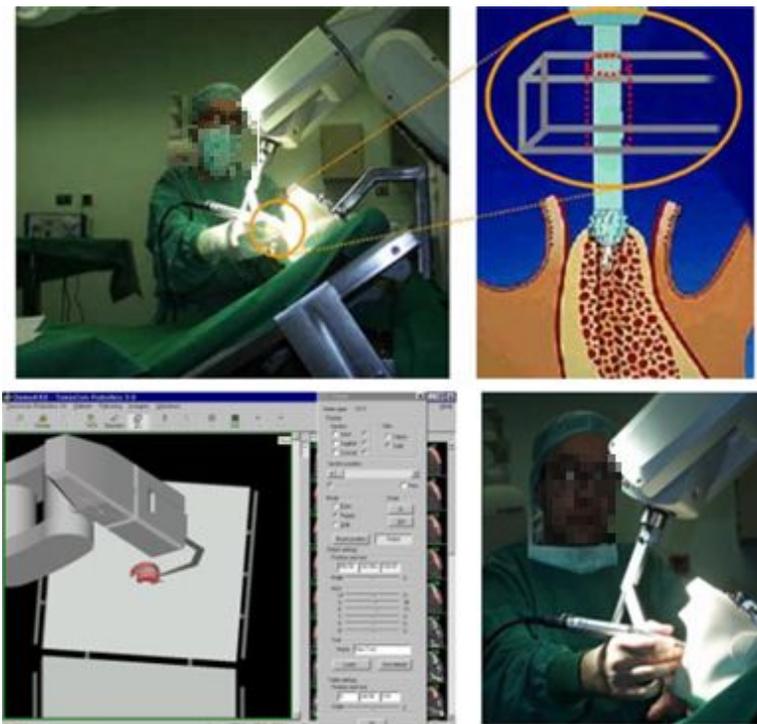


Fig. 2-4 ILS(Implant location system) of tactile technologies<sup>[21]</sup>



(a) TomoRob software tool for 3D-planning the implant position



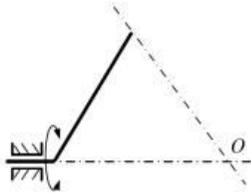
(b) Executing the drilling by robot assistance

Fig. 2-5 Robot for implant dentistry<sup>[22-23]</sup>

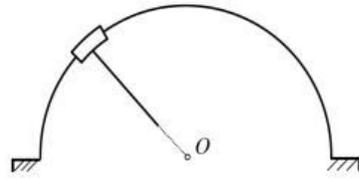
## 제 3 장 RCM 메니플레이터

### 제 1 절 RCM 메커니즘

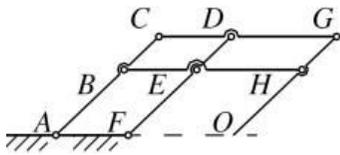
원격운동중심기구(RCM)는 이동도가 적은 기구를 이용하여 고정적인 가상회전중심을 실현하는 방법이다. RCM은 로봇의 핸드구조로써 말단장치로 하여금 공간 내의 임의의 고정 점을 둘러싸고 회전운동을 한다. 이러한 기구는 수술의 안정성을 높일 수 있다. Taylor 등<sup>[24-26]</sup>은 처음으로 RCM개념을 복강경수술 보조로봇에 응용하였고 서로 다른 적용분야에 대해 MINI-RCM, PAKY 및 Steady hand로봇 등 다양한 RCM기구를 개발하였다. KIM<sup>[27]</sup> 등은 RCM 조작핸드로 최소침습수술을 진행하였다. 이미 상업화된 Da Vinci수술로봇의 말단조작장치도 RCM기구를 사용하였다. Fig. 3-1은 현재까지 의료용 로봇에 사용된 RCM메커니즘을 종류별로 나타낸 그림이다. Fig. 3-1 (a)는 조인트에 구속된 링크가 축을 기준으로 회전을 했을 때 나타나는 메커니즘이다. 축의 연장선에 있는 어떠한 점도 1자유도의 RCM을 구현할수 있는 구조이다. 이러한 종류의 메커니즘은 보통 RCM을 제외한 기본 자유도가 2DOF이상일 때 사용한다. 구조가 비교적 간단하여 시스템 구성이 쉬운 장점을 가지고 있다. Lum<sup>[28]</sup> 은 2개의 회전조인트로 2자유도의 RCM메커니즘을 구성했었다. Fig. 3-1 (b)는 원호가이드를 이용한 RCM메커니즘이다. Guerrouad 와 Vidal이 SMOS로봇<sup>[29]</sup>에서 사용한 메커니즘으로 원호가이드를 이용한 메커니즘의 강성있는 움직임을 구현할수 있는 장점을 가지고 있다. 그러나 회전범위의 한계, 큰 시스템 공간, 그리고 제작시에 높은 정밀도를 요구한다. Fig. 3-1 (c)는 평행사변형 구조의 RCM메커니즘으로써 2자유도 RCM메커니즘을 쉽게 구현할 수가 있다. 구동부는 베이스 링크에 직접 위치하고, 링크를 굽힘으로써 RCM point의 조절이 가능하다. Fig. 3-1 (d)는 벨트로 구동되는 RCM메커니즘을 나타내었다.



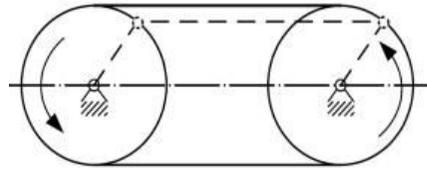
(a) Single-revolute-joint



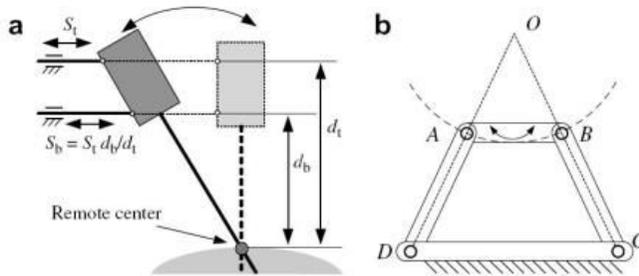
(b) Circular-prismatic-joint



(c) Parallelogram



(d) Synchronous-transmission



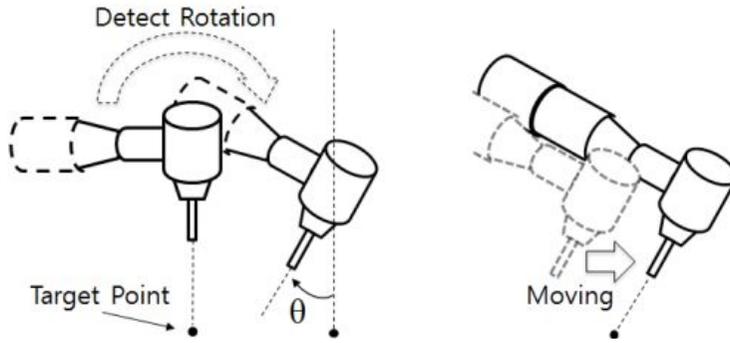
(e) Instantaneous VC mechanism

Fig. 3-1 Classification of VC mechanisms<sup>[30-31]</sup>

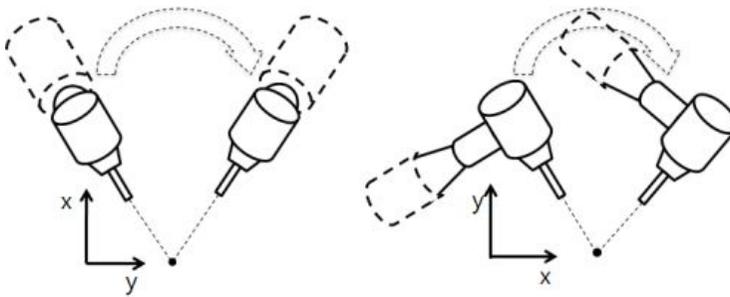
복강경 수술에서 내시경 또는 기타 수술도구는 투관침(Trocar)을 통해 환자피부의 작은 절개구에 삽입하여 수술 위치에 도달하는데 절개구의 제한으로 인해 투관침은 삽입점(Entry point)을 기준으로 선회운동 한다.

Fig. 3-2는 치과 임플란트 수술에서 각도조절시 고려해야할 사항을 보여준다. 각도 조절시 고려해야 할 사항으로는 임플란트 축과 드릴팁과의 거리( $d_1$ ), 임플란트 축과 드릴 축과의 각도( $\alpha$ ), 그리고 드릴 깊이( $d_2$ )이다. 임플란트 홀의 드릴링 작업은 마찰열로 인한 턱뼈의 손상을 막기 위해 한 번에 시술을 하지 않고 드릴직경에 따라 순차적으로 시술한다. 따라서 드릴의 위치가 항상 동일해야 한다. 또한, 초기 각 편차(Initial angle deviation,  $\alpha$ )는 수술이 진행됨에 따라 드릴 축과 임플란트 축의 거리를 더욱 크게 만드는 원인이 된다. 초기 각 편차는 또한 드릴의 도달 깊이( $d_2$ )에도 영향을 주기 때문에 정밀한 위치제어와 초기 각 편차가 없도록 각도 조절하여야 한다.

임플란트 수술 보조 로봇은 직선 운동과 회전 운동이 분리된 구조가 적합하다. 회전 운동은 가상 중심 메커니즘을 이용하여 제어가 용이하고 구조가 간단하도록 설계하여야 한다. 임플란트 드릴링 진행시에 드릴의 진동과 시술자의 손떨림에 의해 초기에 정확한 각도를 설정했다 하더라도 드릴링이 진행되면서 각도 오차가 발생할 위험이 있다. 임플란트 네비게이션은 각도와 깊이조절에 대한 정확도를 높이고자 환자의 CT영상과 핸드 피스의 영상을 중첩하여 제공한다. 그러나 의사는 여전히 프리핸드 드릴링을 사용한다. 초기의 각도 설정에 대한 오차는 현저하게 줄어들지만, 드릴링 진행시에 손떨림으로 인하여 틀어지는 각도오차는 여전히 문제점으로 지적 되고 있다. Fig. 3-3는 부정확한 각도조절로 인한 드릴링 실패를 보여준다.

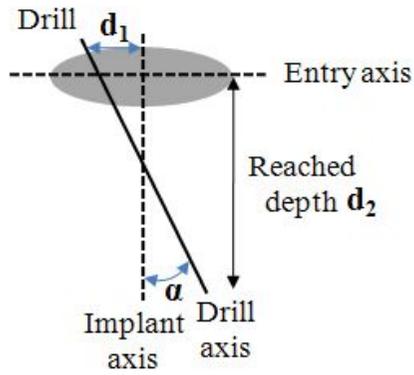


(a) Angle control in conventional manipulator



(b) Angle control in VC manipulator

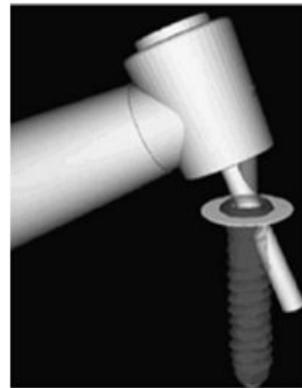
Fig. 3-2 Angulation methods of manipulator<sup>[32]</sup>



(a) Distance between two axes( $d_1$ ), initial angle deviation( $\alpha$ ) and reached depth( $d_2$ )



(b) Starting with tolerated initial angle deviation



(c) Growing distance between two axes during drilling

Fig. 3-3 Components considered in dental implant drilling<sup>[33]</sup>

가상 중심의 기구부는 최소 침습 수술 로봇이나 수술 로봇 응용분야에서 수술 도구나 내시경을 조작하고 위치를 결정하기 위해 계속 연구 개발 되어왔다. 지금 널리 대부분의 가상 중심 기구부가 RCM 고정점 주변에 최소 2개의 회전 자유도를 갖지만, 이러한 기구부는 2개의 1자유도 가상 중심 기구부로 구성된다. 링크의 끝이 회전조인트에 의해 연결되었다면 링크에서 회전조인트의 축을 포함하는 모든 점들은 축 주위를 회전한다. 이 경우에는 축 상의 어떤 점들도 RCM 고정점이 될 수 있다.

시스템의 설치면에서는 능동관절을 이용한 메커니즘이 가장 장점을 가지고 있다. 로봇팔이 어느 곳에 위치하던지 복강경이 복강의 절개 부위를 중심으로 움직이도록 능동 관절이 도와주기 때문에 로봇팔의 초기 위치 설정이 따로 필요없다. 그러나 나머지 메커니즘은 모두 기계적으로 가상의 움직임 중심을 만들어내기 때문에 시스템의 움직임 중심이 절개 부위에 위치하도록 초기 위치 설정이 필요하다. 그러나 능동관절 메커니즘은 구상관절 메커니즘과 더불어 특이점이 존재하고 2축의 구동기가 서로 결합되어 움직이는 단점이 있다. 의학 영역에서 사용될 시스템이기 때문에 무엇보다 안전성이 확보되는 것이 중요하다. 따라서 각도 조절에 필요한 움직임 이외의 움직임 영역이 존재하는 능동관절 메커니즘과 특이점이 존재하는 구상관절 메커니즘은 고려 대상에서 제외되었다. 이중 평행사변형 메커니즘과 원호 운동 가이드 메커니즘은 기계적으로 거의 유사한 특징을 가지고 있다.

이중 평행사변형 메커니즘이 링크 자체의 움직임이 많은 반면에 원호 운동 가이드 메커니즘은 링크 자체의 움직임이 많지 않다. 하지만, 치과 임플란트 수술 보조 로봇은 링크부의 끝단에 드릴링 경로를 유지할 수 있는 추가적인 자유도가 필요하다. 또한, 치과용 핸드피스의 종류가 다양하기 때문에 평행사변형 기구부는 링크를 구부림으로써 핸드피스를 부착할 수 있는 지그부의 설계가 자유로워진다. 따라서, 치과 임플란트 수술 보조 로봇의 가상 중심 머니플레이터로 이중 평행사변형 기구부를 선정하였다. Fig. 3-4은 2자유도의 가상 중심 메카니즘 중 이중 평행사변형 구조이다. 치과 의료용 로봇에는 구강안의 한정된 시술범위, 드릴팁 중심의 각도조절과 깊이 조절의 연동이 유연해야 한다는 점, 기존의 임플란트 핸드피스를 탈부착 할 수 있는 구조가 되어야 함을 고려하여 이중 평행사변형 구조를 적용하였다.

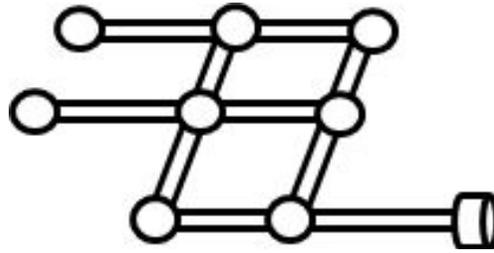
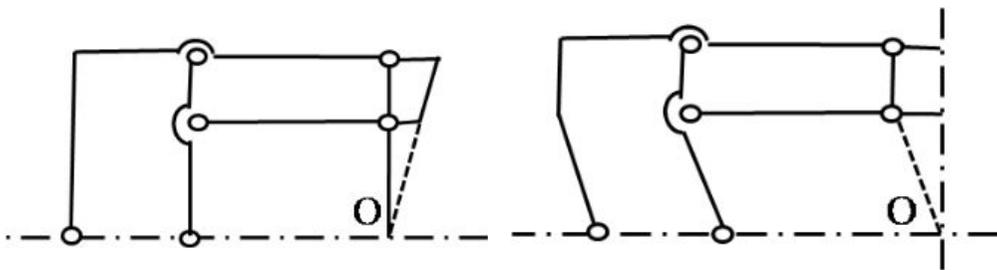


Fig. 3-4 Double parallelogram of 2DOF mechanisms<sup>[34]</sup>

## 제 2 절 이중 평행사변형 기구

### 1. 이중 평행사변형 구조

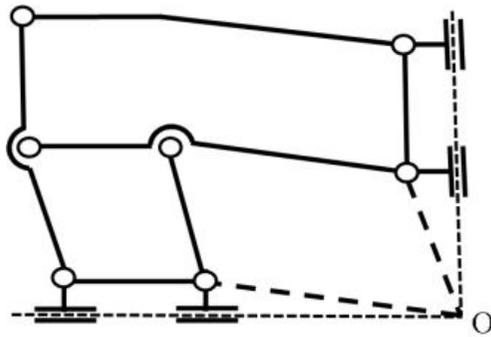
이중 평행사변형 기구란 평면상에서 연결된 2개의 평행사변형이 가상 중심을 둘러싸고 회전 운동하는 기구이다. 이중 평행사변형 구조는 구조가 간단하여 액츄에이터를 베이스에 배치할 수 있고, 링크의 굴곡 변형에 따라 다양한 RCM을 구성할 수 있다. 단점으로는 링크 사이에 간섭이 존재하여 운동 범위에 영향을 주고, 힌지 구성이 많아 기구 강성에 영향을 준다. 이중 평행사변형 구조는 장치(수술 도구) 및 기구부를 고정하는 받침판에 의해 일정 공간을 차지한다. 말단장치가 운동의 원격 중심(O)을 지나도록 하기 위해서는 Fig. 3-5과 같이 장치를 설치하여야 한다. Fig. 3-5(a)와 같이 장치를 이중 평행사변형 기구의 끝단 링크와 경사지게 배치하거나, Fig. 3-5(b)와 같이 이중 평행사변형 기구의 링크를 구부려 장치가 운동의 원격 중심을 수직하게 지나도록 한다. 1자유도 이중 평행사변형 기구를 수정해서 Fig. 3-6와 같은 2자유도 이중 평행사변형 기구를 얻을 수 있다.<sup>[35]</sup>



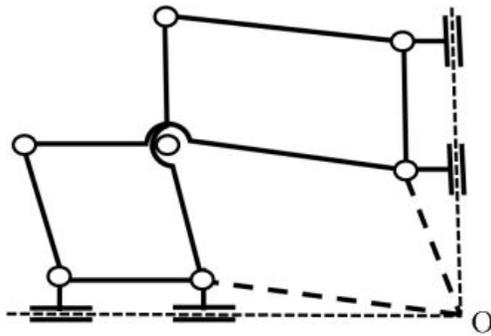
(a) Inclined end-effector

(b) Perpendicular end-effector

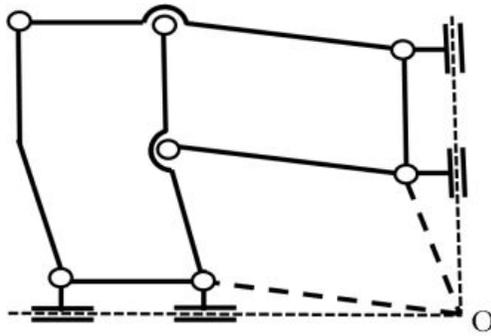
Fig. 3-5 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion<sup>[35-36]</sup>



(a)



(b)



(c)

Fig. 3-6 Expansion of 2DOF double parallelogram linkage<sup>[35-36]</sup>

## 2. 이중 평행사변형 기구의 기구학적 해석

이중 평행사변형 구조를 갖는 기구부의 기구학적 해석을 통해 가상 중심 메커니즘을 설명하였다. Fig. 3-7와 같이 이중 평행사변형은  $l_1 \sim l_6$ 의 독립적인 링크의 크기에 의해 구성된다.  $l_1, l_2$ 는 RCM 고정점(O)을 이루는 기준 축이고,  $l_5$ 는 이중 평행사변형의 기준 축  $AE$ 와 이중 평행사변형을 지지하는 베이스와의 간격을 나타낸다.  $l_6$ 는 핸드피스를 설치하는데 필요한 링크와의 간격을 나타낸다.

전체 기구의 운동은  $BA$ 와 수평축선이 이루는 각  $\theta$ 가 이루는 각이다.  $F'G'$ 의 편각은  $\theta - \Phi_1 - \pi$ 이다. 각 링크별 기구부는 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.<sup>[36]</sup>

$$l_{CD} = l_{FG} = l_4 \quad (3-1)$$

$$l_{BD} = l_{AE} = l_3 \quad (3-2)$$

$$l_{AB} = l_{DE} = l_{GO} = \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \quad (3-3)$$

$$l_{DG} = l_{CF} = l_{EO} = \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \quad (3-4)$$

$$l_{CE} = l_{FO} = \sqrt{l_6^2 + (l_2 + l_4)^2} \quad (3-5)$$

Fig. 3-8은 이중 평행사변형 구조의 각 링크 길이를 복소평면에 나타냈을 때  $Z_1, Z_2, Z_3, Z_4, Z_5, Z_6$ 가 복소평면에 형성하는 좌표를 기하학적으로 나타내었다.

$$G' = Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5 \quad (3-6)$$

이므로 복소 평면으로 나타내면 식 (3-7)과 같다.

$$G' = l_1 + l_3 + l_2i \quad (3-7)$$

입력각  $\theta$ 의 변화에 상관없이 말단 장치가 운동의 원격 중심을 기준으로 원운동 하기 위해서는 말단 장치의 위치인  $F'G'$ 와  $G'O$ 의 각 운동이 일치하여야 한다. 각도 변화량

에 대한 각 링크부의 크기변수는 다시 오일러식에 의해서 지수함수로 나타낼 수 있다.

$$Z_1 = l_3 \quad (3-8)$$

$$Z_2 = l_5 i \quad (3-9)$$

$$\begin{aligned}
 Z_3 &= -\frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\Phi_1 + i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\Phi_1, \quad \theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2} = 0 \\
 &= -\frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\left(\Phi_1 + \frac{\pi}{2}\right) - i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\
 &= \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\theta - i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\theta \\
 &= \frac{l_6}{\sin\Phi_1} e^{-i\theta} \quad (3-10)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Z_4 &= \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \cos\Phi_2 - \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \sin\Phi_2 \\
 &= \frac{l_5}{\sin\Phi_2} e^{-i\Phi_2} \quad (3-11)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Z_5 &= l_6 \cos\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right) + i l_6 \sin\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right) \\
 &= l_6 e^{i\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)} \quad (3-12)
 \end{aligned}$$

따라서  $G'$ 에 대하여 정리하면,

$$\begin{aligned}
 G' &= l_1 + l_3 + \frac{l_6 \cos\theta}{\sin\Phi_1} + l_6 \sin(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1) \\
 &= l_1 + l_3 + l_2 \cos(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1) \quad (3-13)
 \end{aligned}$$

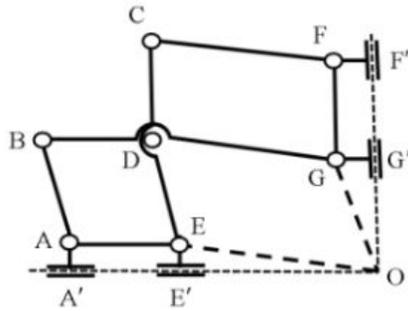
과 같이 나타낼 수 있다. 결국  $G'$ 가 O점에 도달하는 벡터는

$$Z_6 = (l_1 + l_3 + 0i) - G' = l_2 e^{i(\theta - \Phi_1 - \pi)} \quad (3-14)$$

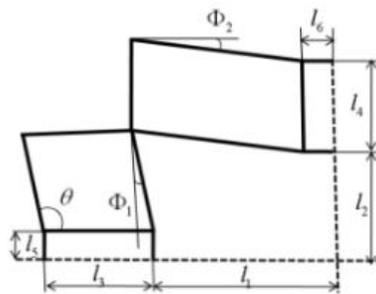
과 같이 표시할 수 있다.

$\theta - \Phi_1$ 의 값은 항상  $\frac{\pi}{2}$ 로 일정하다. 따라서 식 (3-14)에서와 같이  $G'$ 와 O까지의 거리( $l_2$ )는 회전각의 변화( $\theta$ )가 변하여도 일정하다. 따라서, Fig. 3-7의 이중 평행사변형

구조의 기구부의 링크  $F'G'$ 은 RCM 고정점(O)를 기준으로 원운동한다.<sup>[37]</sup>



(a)



(b)

Fig. 3-7 Design parameter of double parallelogram for kinematic analysis<sup>[37]</sup>

(a) VC mechanism architecture, (b) Link dimension

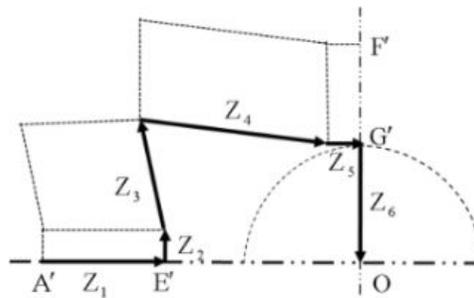


Fig. 3-8 Link length in complex plane<sup>[37]</sup>

## 제 4 장 비전센서를 이용한 위치 추적

### 제 1 절 실험 장치 구성

비전센서를 이용하여 위치를 추적하기 위한 시스템 구성을 Fig. 4-1에 나타내었다. 웹캠을 통해 획득된 영상은 pc를 통해 수집되고, 영상 처리 알고리즘을 적용하여 필요로 하는 데이터를 추출한다. RCM 고정점과 핸드피스의 드릴 팁이 일치하도록 모터 구동 신호를 출력하고, 패턴매칭과 가장자리 검출 알고리즘을 이용해 드릴 팁의 위치를 추적한다.

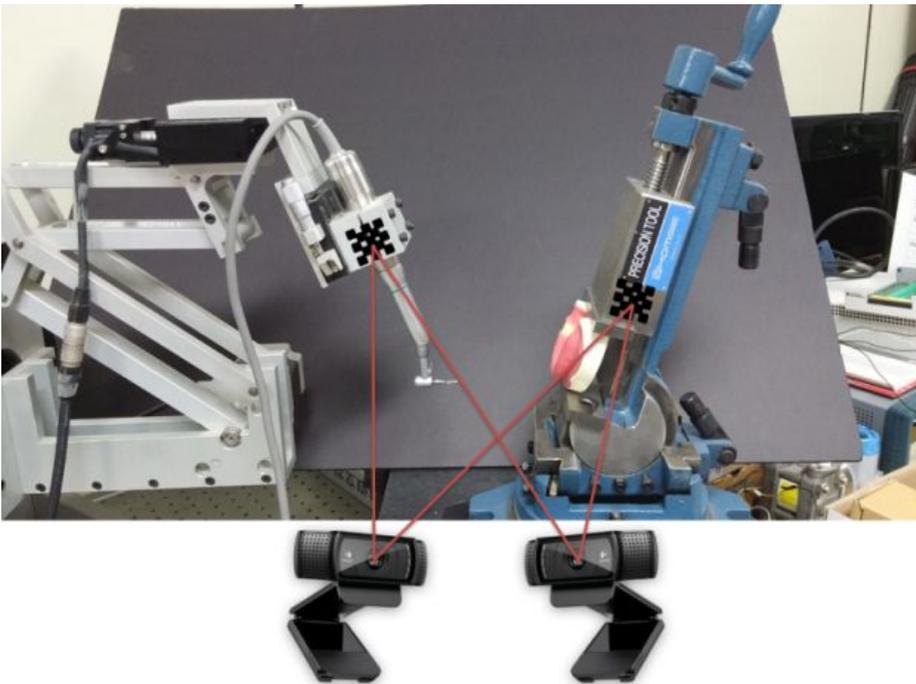


Fig. 4-1 Position tracking configuration using vision sensor

## 제 2 절 위치 추적

### 1. 이진화 및 임계값 설정

영상 처리에서 가장 간단하면서 유용한 도구 중의 하나가 히스토그램이다. 히스토그램이란 영상 안에서 화소들에 대한 명암도 값의 분포를 나타낸 것으로 한 영상에서 밝은 점과 어두운 점이 분포할 때 그 분포의 범위와 값을 표현한 것이다. 히스토그램은 보통 막대그래프로 나타내는데 256 명암도(Gray level) 영상에서 명암 값의 범위는 0 ~ 255 값을 가지고 있으며 각 명암도 값의 빈도 수를 조사하여 그래프의 높이로 나타낸다. 히스토그램의 명암도 값이 0으로 치우치면 어두운 영상을 얻으며, 명암도 값이 255쪽으로 치우치면 밝은 영상을 얻을 수 있다. 히스토그램은 명암도 값이 고르게 퍼져있는지 아니면 한쪽으로 치우쳐 있는지를 직관적으로 관찰할 수 있도록 해주며 한쪽으로 치우친 명암도 값을 넓게 분포시켜 준다. Fig. 4-2은 256개의 명암도 영역에서의 히스토그램을 나타낸 예이다. 명암도 영역에서 히스토그램 함수를  $H$ 라 한다면 명암도 값  $k$ 는 식 (4-1)와 같이 정의된다.

$$H(k) = n_k \quad (4-1)$$

여기서  $n_k$ 는 명암도 값  $k$ 에서의 화소값이다.

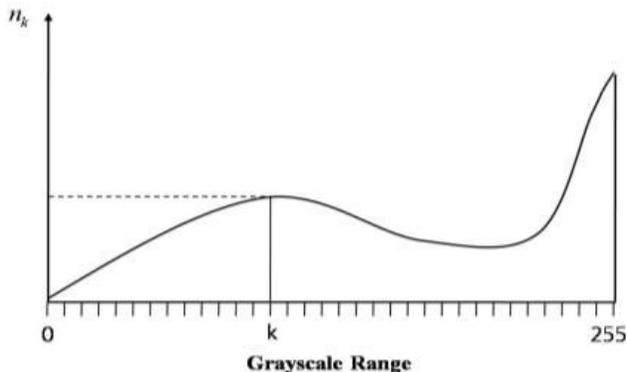


Fig. 4-2 Histogram plot of image process<sup>[38]</sup>

실제 물리적 영상은 연속적이지만 컴퓨터에서 이러한 영상을 다루기 위해서는 Fig. 4-3과 같이 2차원 화상을 바둑판 모양으로 나누어 유한개( $M \times N$ )의 격자(Grid)를 만들고 각 격자의 중심에서 그 격자의 명도를 취하고, 추출(Sampling)과 양자화(Quantization)의 과정을 거친다. 공간에서 연속적인 화상을 이산적으로 유한개의 격자로 분할하는 것을 표본화라 하며, 이를 통해 얻어진 각각의 격자를 화소라 한다. 그리고 각 화소의 명암도가 본래 연속적이므로 컴퓨터에서는 이산적인 정수 값으로 나타내는데 양자화가 필요하다. 양자화 과정을 통해 얻어진 각 화소는 주어진 범위의 정수 값을 갖게 되는데 특정 임계값 범위 내에 있는 화소값은 1, 그 밖에 있는 것은 0으로 이진화하는 것을 임계값 처리라 한다. 이진화상은 명암도가 0 또는 1로서, 256개의 명암도를 갖는 화상에 비해 데이터 양이 적기 때문에 계산 시간이 빠르고, 적은 메모리를 차지한다.  $F[i, j]$ 는 화상의  $i$ 행,  $j$ 열 화소의 명암도 값을 나타내고, 임계값 처리한 명암도값을  $F_T[i, j]$ 으로 나타낸다. 임계값  $T$ 는 식 (4-2)와 같이  $F_T[i, j]$ 에 의해 정의되고 Fig. 4-4로 나타낸다.<sup>[39]</sup>

$$F_T[i, j] = \begin{cases} 1 & \text{if } F[i, j] \geq T \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4-2)$$

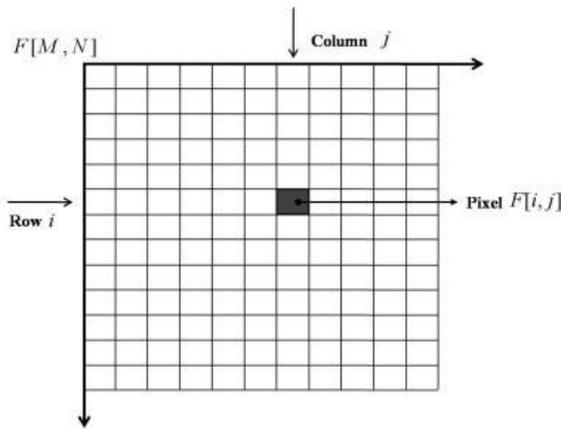


Fig. 4-3  $M \times N$  image array in pixels<sup>[38]</sup>

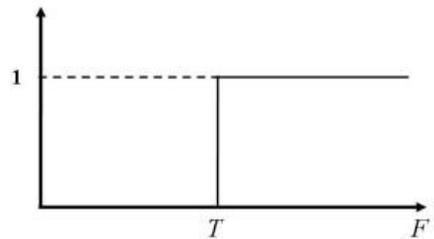


Fig. 4-4 Thresholding<sup>[38]</sup>

머신 비전을 이용한 많은 어플리케이션 중에는 미리 정의된 하위영상(Sub-image)이 원시영상(Original image)의 어느 위치에 있는지에 대하여 인식하는 방식이 많이 사용되고 있다. 미리 정의된 하위영상을 템플릿(Template)이라고 부르며, 검색하고자 하는 객체 혹은 추출하고자 하는 특성을 포함하는 부분영상을 선택하여 템플릿으로 선정한다. 템플릿 매칭 방법은 템플릿 영상이 원시 영상 위에서 이동마스크로 작용하여 원시영상 내 모든 가능한 위치로의 이동을 수반하고, 이동된 위치에서 원시영상과 템플릿 간 유사도를 평가한다. 만일 유사척도(Similarity measure)가 충분히 크다면, 물체가 그 위치에 있다고 가정할 수 있다.

유사척도는 원시영상과 설정된 템플릿 간에 영상의 차이점들의 합에 의해 기초되어 있으며, 그 외에는 교차 상관함수(Cross-correlation function)에 의해 기초되어 있다. 두 개의 영상, 템플릿  $T(i,j)$ 과, 원시영상  $G(i,j)$ 을 비교할 때 사용되는 일반적인 척도는 표준 유클리디안 거리(Standard Euclidean distance)에 기초한 기하학을 이용하고 식 (4-3)과 같이 정의한다.

$$E(m,n) = \sqrt{\sum_i \sum_j [G(i,j) - T(i-m, j-n)]^2} \quad (4-3)$$

합(Summation)은 모든  $i, j$ 에 의해 계산되고  $(i-m, j-n)$ 은 템플릿 영상의 유효 좌표이다. 이 정의는 원시영상을 따라 위치  $(m,n)$ 으로 이동하는 템플릿  $T(i,j)$ 가 이르는 정도를 나타내며, 그 위치에서의 유사척도를 평가하는 것이다. 여기에서 유클리디안 정의에서의 제곱근을  $E(m,n)$ 식의 양단을 제곱함으로 제거할 수 있고 이는 식 (4-4)과 같다.

$$E^2(m,n) = \sum_i \sum_j [G(i,j)^2 - 2G(i,j)T(i-m, j-n) + T(i-m, j-n)^2] \quad (4-4)$$

우항의 마지막 항은 단지 템플릿의 함수로만 이루어져 있기 때문에 상수가 되고, 이는 템플릿의 전 영역에 걸쳐서 계산되는 값이다. 만일 우항의 첫째항이 다시  $i, j$ 의 범위에 걸쳐 더해진다면  $R(m,n)$ 은 상관함수가 된다. 상관함수 값이 커질 때, 템플릿

$T(i-m, j-n)$ 과 좌표  $(m, n)$ 의 근접한 곳에 있는 원시 영상의  $G(i, j)$ 의 부분은 유사해진다. 상관함수는 식 (4-5)과 같다.

$$R(m, n) = \sum_i \sum_j G(i, j) T(i-m, j-n) \quad (4-5)$$

그러나 식 (4-6)의 함수는  $G$ 와  $T$ 의 진폭변화에 민감한 단점을 가지고 있으며,  $G(i, j)$ 의 합이  $m, n$ 에 무관하다면, 원시영상의 테두리 부분에서는 정확도를 잃게 되므로 식 (4-5)은 유효하지 않다. 따라서  $R$ 을 계산하는 다른 방법은 정규화된 교차 상관(Normalized cross-correlation) 방법이 있고 식 (4-6)와 같다. 이 방법은 입력 영상의 특정점과 템플릿 영상의 특정점들을 크기와 방향을 가지는 벡터성분으로 해석하여 두 벡터의 일치도를 벡터의 내적을 이용하여 구한다.<sup>[40]</sup>

$$N(m, n) = \frac{R(m, n)}{\sqrt{\left[ \sum_i \sum_j G(i, j)^2 \right]} \sqrt{\left[ \sum_i \sum_j T(i-m, j-n)^2 \right]}} \quad (4-6)$$

템플릿 매칭을 이용하여 양부를 판별할 때 가장 중요한 것의 하나가 최소정합도(Minimum matching score)를 결정하는 것이다. 정확하게 정합된 이미지, 그리고 부정확하게 정합된 이미지로부터 계산된 정합도의 분포를 이용하여 최소정합도를 결정하는 것이다.

## 2. 마커 추출

영상 마커를 추출하기 위해서는 카메라에서 받아들인 영상을 Gray 영상화하고 필요한 영상만을 부분적으로 추출하는 이진화 과정 및 기타 기본적인 영상 처리나 머신 비전 분야에서 사용되는 기법들이 적용된다. Fig. 4-5는 마커 추출을 위한 흐름도를 나타내었다. Fig. 4-6은 흐름도에 따라 Color 영상(좌)을 Gray 영상(우)으로 변환한 것으로 영상의 정보는 검은색이 0의 값을 가지며, 백색이 255의 값을 갖는 영상으로 변환되고, 밝기 정도에 따라 영상을 구성하는 각 점들은 0 - 255 사이의 값을 가지게 된다. 임플란트 시술보조로봇의 마커를 추출하려면, 부착된 마커의 Gray영상을 마커의 동일한 값(1 또는 0)으로 변환하는 이진화 및 임계값을 설정하는 과정이 필요하다. Fig. 4-7은 이진화 영상과 영상의 임계값을 조정하여 추출한 화상이다. 임계값은 2차원 화상을 바둑판 모양으로 나누어 유한개( $M \times N$ )의 격자(Grid)를 만들고 각 격자의 중심에서 그 격자의 명도를 취한다음 추출(Sampling)과 양자화(Quantization)의 과정을 거친 후 구한다. 공간에서 연속적인 화상을 이산적으로 유한개의 격자로 분할하는 것을 표본화라 하며, 이를 통해 얻어진 각각의 격자를 화소라 한다.<sup>[39]</sup>

최적의 임계값 설정에 있어 조명은 큰 영향을 미친다.<sup>[41]</sup> 임계값 설정의 일관성을 위해 일정한 조도(Lux)의 조건으로 영상을 이진화 하였으며, 이진화되는 기준을 임계값으로 잡고 마커를 추출하였다. 임계값이란 Gray영상으로 변환한 0 ~ 255 사이의 값들을 0과 1로 나누어지는 이진화 영상에 대해 어디까지를 0으로 볼지에 대한 값으로 마커의 픽셀을 측정하고 이진화된 영상에서 추출된 마커의 픽셀과 비교하였다. Fig. 4-8은 평균 조도 109 lux(Min 90 ~ Max 128)의 조도에서 임계값을 변화시킬 때 변화는 픽셀이다. 임계값을 각각 98.4%, 69.5%, 68.3%으로 설정하였을 때 임계값의 변화에 따라 추출되는 픽셀이 다름을 알 수 있다.

Fig. 4-9은 임계값에 따른 픽셀의 분포며, 각 임계값 마다 픽셀의 크기를 측정하여 분류하였다. 190 ~ 210 (74.2% ~ 85%)에서의 임계값에서의 추출된 픽셀이 기준 픽셀과 잘 일치하고 최적임을 알 수 있다. 임계값을 높게 설정할수록 기존 마커의 픽셀 보다 더 많은 영역이 추출되고 적게 설정할수록 기존 픽셀보다 더 적은 픽셀을 추출하였다.

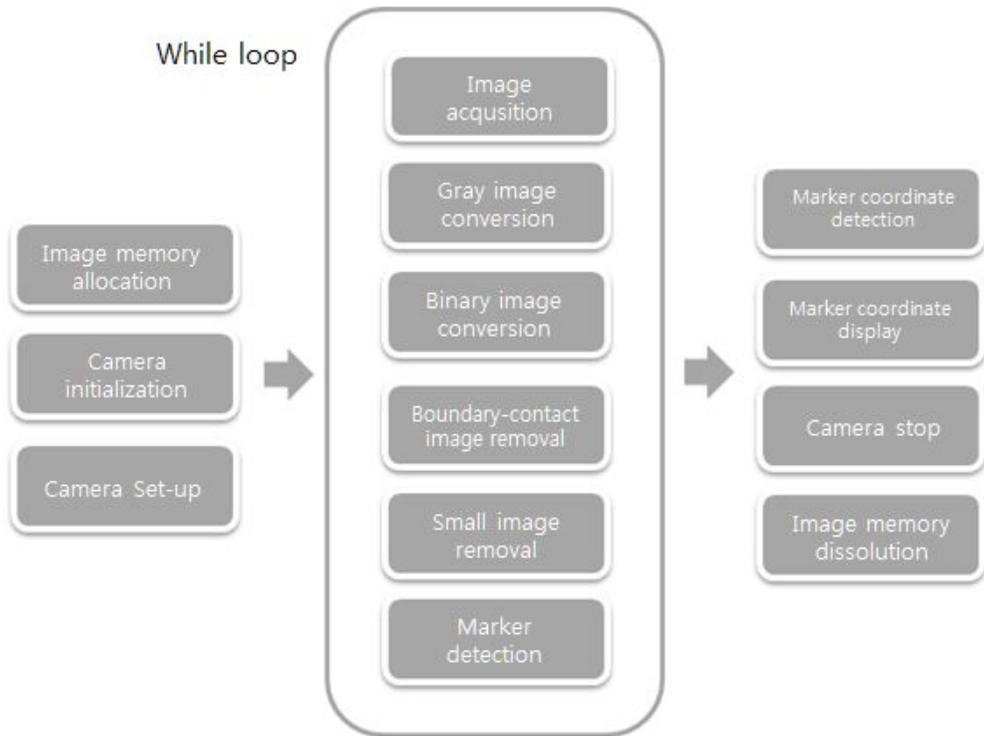


Fig. 4-5 Flow chart for marker extraction

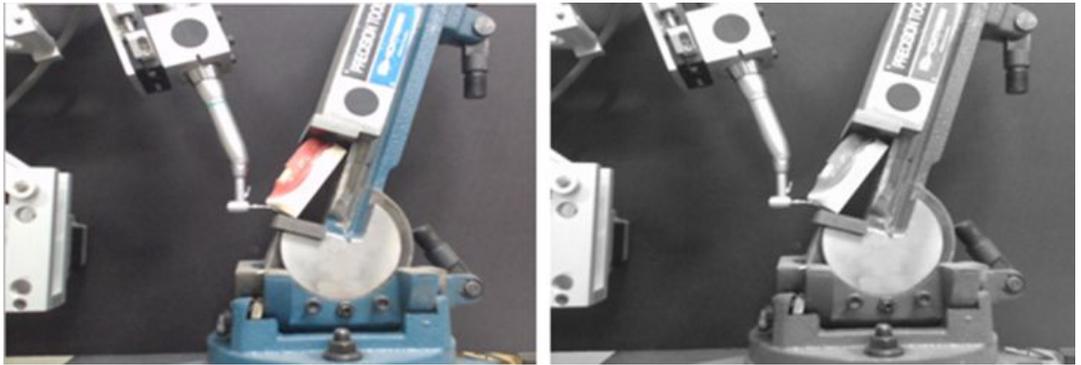


Fig. 4-6 Color image and gray image



Fig. 4-7 Binary image and threshold image

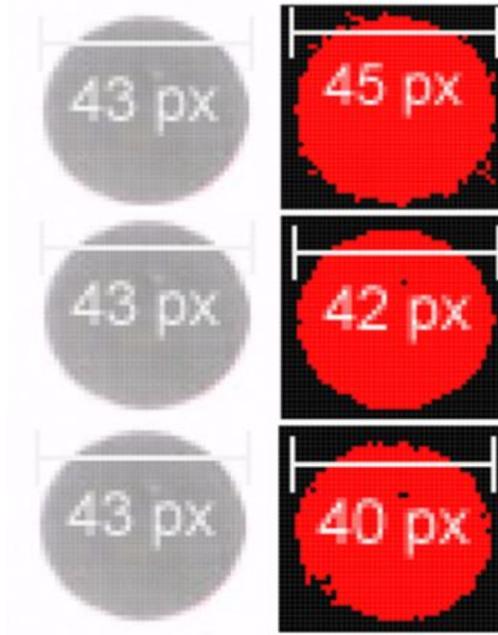


Fig. 4-8 Pixel corresponding to the set threshold (98.4%, 69.5%, 68.3%)

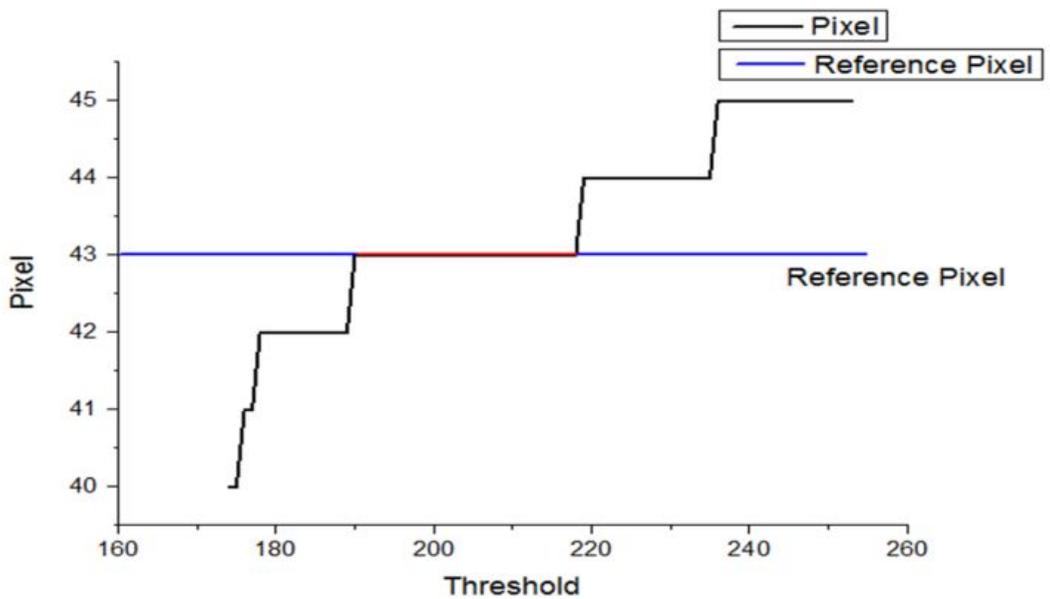


Fig. 4-9 Pixel distribution for treshold

### 제 3 절 비전 센서 보정

스테레오 비전 센서는 환경에 대한 영향을 덜 받으며 많은 정보를 획득할 수 있고, 소프트웨어적인 수정을 통해 적용 대상이나 내용을 쉽게 변경할 수 있는 장점이 있다. 스테레오 카메라는 사람의 눈과 같이 2대의 카메라를 이용하며, 두 눈의 망막에 맺히는 영상 간의 약간의 차이로 깊이를 지각하여 스테레오 영상을 획득한다.<sup>[42]</sup>

스테레오 비전은 삼각법(Triangulation)의 원리를 사용하여 시차(Disparity)를 통해 깊이 정보를 추출한다. Fig. 4-10은 단순화된 스테레오 비전 시스템을 보여준다.  $f$ 는 카메라의 초점거리,  $x_a$ 는 카메라의  $x$ 축을,  $z_a$ 는 카메라의 공학 축을 나타낸다.  $P$ 는  $x, y, z$  좌표로 표시되는 실세계 점을 의미한다.  $p$ 는 좌측 카메라 이미지에 투영되는  $P$  점이다.  $q$ 는 우측 카메라 이미지에 투영되는  $P$  점이다. 좌측 우측의 두 카메라는  $b$ 만큼의 간격을 두고 있으므로 실세계  $P$ 점에 대해서 서로 다른 2차원 이미지를 습득하게 된다. 이 경우 점  $p$ 와  $q$ 의  $x$ 좌표는 각각  $f \cdot x/z$ 와  $f \cdot (x-b)/z$ 가 된다. 이 두 투영점의 차이를 시차라고 하며 시차 값을 이용하여 깊이 정보를 계산할 수 있다. 깊이 정보는  $P$ 와 스테레오 비전 시스템 간의 거리를 의미한다. 이때 시차 값(Disparity)은  $p-q=f \cdot b/z$ 가 되고 깊이(depth)는  $f \cdot b/\text{disparity}$ 가 된다.<sup>[43]</sup>

Fig. 4-11은 삼각법(Triangulation)의 원리를 사용하여 두 개의 카메라의 영상을 보정하고 정합하는 프로그램으로 Fig. 4-11의 패턴과 패턴정보를 통해 기준 데이터를 확보하고 그 데이터를 기준으로 격자를 매치시켜 두 개의 영상을 합하게 된다. Fig. 4-13는 두 개의 영상을 패턴 정보를 통해 캘리브레이션하는 과정으로 합한 영상은 깊이 정보를 포함하고 있으며 3차원 데이터를 얻을 수 있다.

스테레오 비전 처리를 위해서는 두 카메라 사이의 공간 관계를 알아내고 렌즈 결함 등으로 인한 왜곡 현상을 제거해야 한다. Fig. 4-14는 스테레오 카메라 보정과 이미지를 조정하고 깊이 맵을 생성한 것으로 격자의 이미지를 여러 각도에서 취한 후 추출한 정보를 시차로 이용하여 파라미터 값을 구하고 이미지를 조정(Rectify) 하여 깊이 정보를 생성한 것이다.

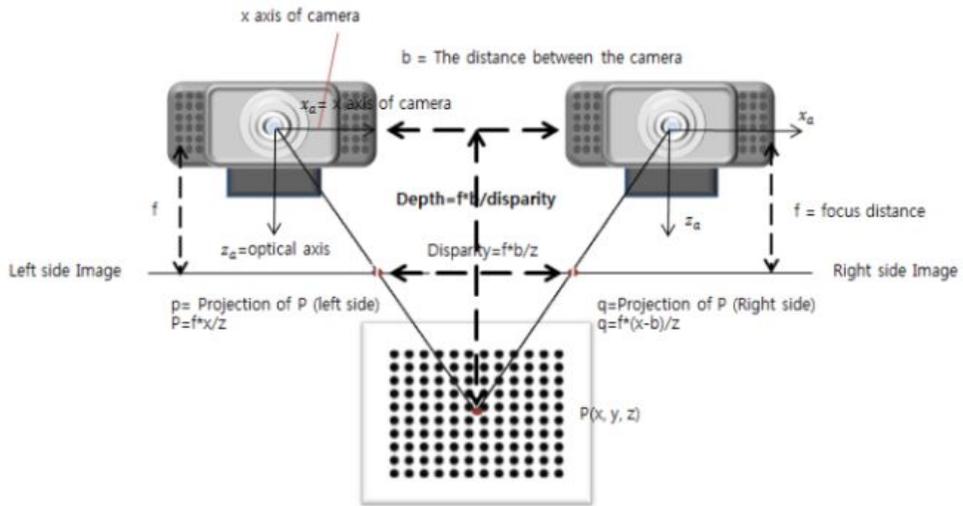


Fig. 4-10 Stereo vision system



Fig. 4-11 Stereo camera calibration program

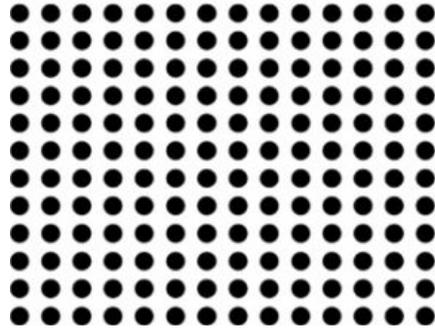
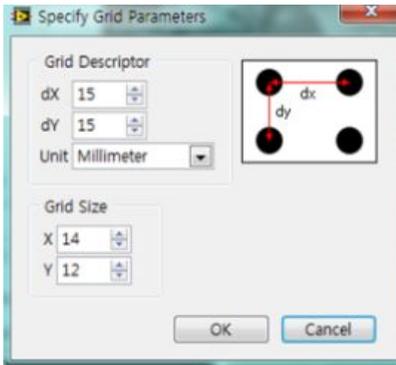


Fig. 4-12 Specification of grid parameters

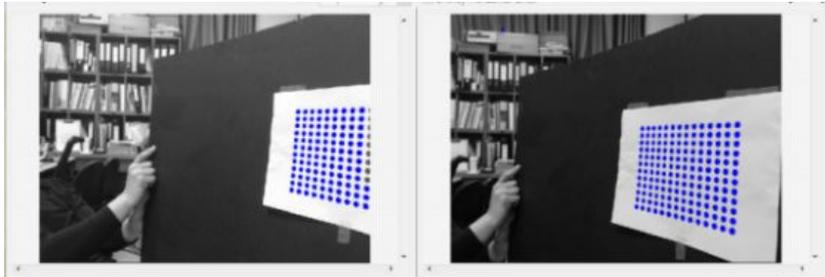


Fig. 4-13 Stereo camera calibration



Fig. 4-14 Image fusion and depth map generation

## 제 5 장 기울기 측정

### 제 1 절 시스템 구성

치과용 임플란트 시술 로봇의 기울기를 측정하기 위한 구성도를 Fig. 5-1에 나타내었다. 가속도-자이로 센서를 이용해 획득한 가속도 및 자이로 데이터는 데이터 보드를 통해 수집되고, 상보 필터를 거쳐 기울어진 각도 값을 추출하였다.

치과용 임플란트 시술 로봇의 스텝 모터를 이용하여 가속도-자이로 센서의 기울기를 보정하고 기울기 보정식을 구하였다. 핸드피스의 피치 각(Pitch angle)과 롤 각(Roll angle)을 측정하기 위해 2개의 기울기 센서(Tilt sensor)를 사용하였다.

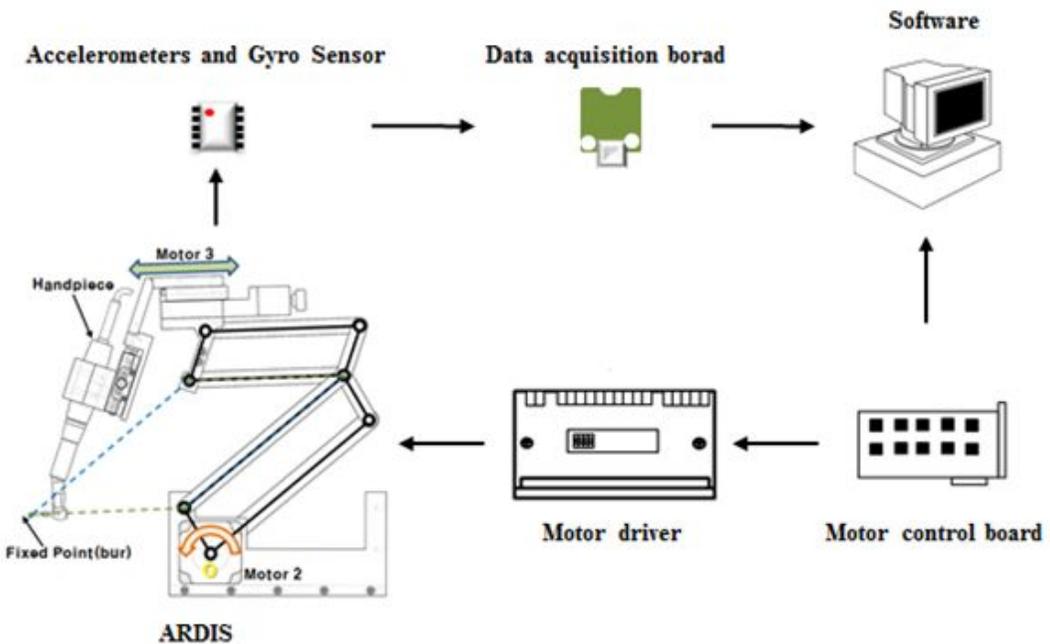


Fig. 5-1 Schematic diagram for calibration of tilt

## 제 2 절 시스템 성능평가

### 1. 기울기 센서 보정

Table. 5-1은 기울기 센서들의 사양이다. Tilt sensor 1은 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서인 기울기 센서이고 Tilt sensor 2는 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서로 이루어진 기울기 센서이다. 가속도 센서는 센서에 작용하는 중력 가속도를 x, y, z 축 3개의 벡터로 나누어 크기를 측정해 준다. 진동과 외력에 측정값이 왜곡될 수 있지만 시간이 지나도 오차에 강한 특징을 갖는다. 자이로 센서는 센서의 회전이 발생하면 x, y, z 축의 각속도 변화량을 측정해준다. 그러나 각속도이기 때문에 각도를 구하려면 적분을 해줘야한다. 적분하는 과정에서 센서의 노이즈도 같이 적분되기 때문에 누적오차가 커지게된다. 결론적으로 자이로 센서는 실제 움직임과 비슷한 값을 출력하지만 누적오차가 발생한다. 따라서 두 센서를 보정해 주어야 하며, 그 역할을 하는 것이 보상 필터(Complementary filter)이다.

Fig. 5-2는 상보 필터의 다이어그램이다.  $\theta_c$ 는 가속도 센서,  $\dot{\theta}_g$ 는 자이로 센서 그리고  $\theta_f$ 는 최종 각도값을 의미한다. 가속도 센서로부터 측정한 각도  $\theta_c$ 에 적분각도( $\theta_f$ )와의 차를 이득  $1/a$ 를 곱하여  $\theta_f$ 에 적분한다. 그리고 자이로 센서로부터 측정한 각속도  $\dot{\theta}_g$ 는  $\theta_f$ 에 그대로 적분한다. 여기서 주의할 점은,  $\dot{\theta}_g$ 는 센서 좌표계를 기준으로 하는 각속도 값이고,  $\theta_c$ 는 전역 좌표계를 기준으로 하는 각도 값이라는 점이다. 이 때문에 적분하는 방법에 차이가 있다.

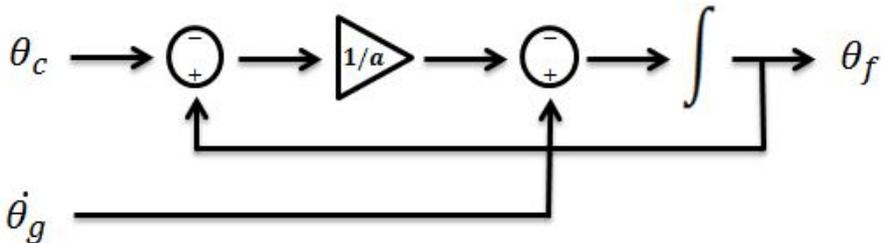


Fig. 5-2 Diagram of Complementary filter<sup>[44]</sup>

이상적인 자이로 센서는 움직이지 않을 때 0을 출력하여야 하나, 대부분의 실제 센서가 0이 아닌 바이어스 된 값을 출력한다. 그래서 센서에서 측정된 값으로부터 바이어스 된 값을 제거해야 할 필요가 있다. 자이로 센서로부터 측정된 각속도  $\omega$ 와  $\omega$ 의 평균  $\omega_m$  간의 차를 계산함으로써 자이로 센서의 바이어스를 제거한 각속도  $\Delta\theta_g$ 를 계산한다.  $\Delta t$ 는 각속도 센서의 데이터 측정 주기다. 이는 식 (5-1)과 같이 정의한다.

$$\Delta\theta_g = (\omega - \omega_m)\Delta t \quad (5-1)$$

회전행렬  $R$ 은 현재 센서의 자세각을 표현하는 행렬이다. 자이로 센서로부터 읽은 각속도를 회전행렬의 변위  $\Delta R_g$ 로 바꾸어  $R$ 에다가 적분(회전 행렬간의 곱)한다. 이는 식 (5-2)와 같이 정의한다.

$$\Delta R_g = R_z(\Delta\psi)R_y(\Delta\phi)R_z(\Delta\theta) \quad (5-2)$$

중력가속도는 항상 지구 중심으로 향하기 때문에 가속도 센서에 다른 힘이 작용하지 않을 경우  $g = (0, 0, -9.81)$ 가 측정된다. 가속도 센서에서 측정된 가속도와 중력가속도를 비교함으로써  $R$ 를 보정할 수 있다. 하지만 이러한 조건은 가속도 센서에 작용하는 힘이 오직 중력만 있을 때 가능하다. 중력가속도와 이러한 힘을 분리하여 측정할 수 없기 때문에, 중력가속도 외 다른 힘이 작용하고 있는 조건은  $\|a\| \approx \|g\|$  인지 확인해 보는 것이 제일 간단한 방법이다.

가속도 센서에서 측정된 가속도  $a = [a_x \ a_y \ a_z]^T$ 에는 중력가속도와 센서의 가속에 의한 다양한 종류의 가속도가 포함되어있다. 이를 식으로 나타내면 식 (5-3)과 같다.

$$\begin{aligned} a &= \dot{v} + v \times \omega + R^T g \\ &= \begin{bmatrix} \dot{v}_x \\ \dot{v}_y \\ \dot{v}_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & v_z & -v_y \\ -v_z & 0 & v_x \\ v_y & -v_x & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_x \\ w_y \\ w_z \end{bmatrix} + g_z \begin{bmatrix} -\sin\theta \\ \cos\theta\sin\phi \\ \cos\theta\cos\phi \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5-3)$$

여기서  $\dot{v} = [\dot{v}_x \ \dot{v}_y \ \dot{v}_z]^T$ 는 선가속도이며,  $R$ 은 직교행렬(Orthogonal matrix)이고

$g = [g_x \ g_y \ g_z]^T$ 는 관성좌표계에서 중력가속도 값  $(0, 0, -9.81)$ 을 가진다. 위 식에서 선가속도  $\dot{v}$ 가 0이고 각속도  $\omega$ 가 0일 때는 다음 식 (5-4)와 같이 간단히 쓸 수 있다.

$$\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = g_z \begin{bmatrix} -\sin\theta_e \\ \cos\theta_e \sin\phi_e \\ \cos\theta_e \cos\phi_e \end{bmatrix} \tag{5-4}$$

오일러 각으로 정리하면 다음 식 (5-5)와 같다.

$$\begin{aligned}
 \tan\phi_e &= \frac{a_y}{a_z}, \sin\theta_e = -\frac{a_x}{g_z} \\
 \phi_e &= \text{atan2}(-a_y, -a_z), \theta_e = \left( \text{asin} - \frac{a_x}{g_z} \right)
 \end{aligned} \tag{5-5}$$

여기서 구한  $\phi_e, \theta_e$ 로  $R_a$ 를 계산하고  $R$ 을 다음 식 (5-6)과 같이 업데이트 한다.

$$R_a = R_y(K_a\theta_e)R_x(K_a\phi_e) \tag{5-6}$$

$K_a$ 는 중력으로 찾은 각도의 오차를 업데이트하는 비율이다. 중력벡터의 크기가 1g 근처일 때 이득이 커야하고 1g에서 멀어질수록 이득이 적어야 한다. 따라서 이득을 다음 식 (5-7)과 같이 계산하도록 하였다.

$$K_a = \frac{1}{a} = 0.1 \frac{1}{1 + 100(\|n_g\| - 1)^2} \tag{5-7}$$

Table. 5-1 Tilt sensor specification

<b>Tilt sensor 1</b>		
<b>Sensor type</b>	Gyroscope	Accelerometer
<b>Interface</b>	UART/I2C/USB interface	UART/I2C/USB interface
<b>Startup</b>	10 ms	10 ms
<b>Max range</b>	±300d/s	±4G
<b>Min range</b>		
<b>Update rate</b>	100 hz	100 hz

<b>Tilt sensor 2</b>		
<b>Sensor type</b>	Gyroscope	Accelerometer
<b>Interface</b>	I2C interface	I2C interface
<b>Startup</b>	100 ms	100 ms
<b>Max range</b>	±2000 d/s	±16G
<b>Min range</b>	±250 d/s	±2G
<b>Resolution(Max)</b>	16.4 LSB/(degree/s)	2048 LSB/(degree/s)
<b>Resolution(Min)</b>	131 LSB/(degree/s)	16384 LSB/(degree/s)
<b>Update rate</b>	4 ~ 8000 hz	4 ~ 8000 hz

## 2. 메니플레이터 기울기 측정

기울기 센서를 사용해서 핸드피스의 각도를 측정하기 위해 센서를 보정하였다. 보정된 기울기 센서를 Motor1에 부착하고 1000pulse씩 회전시켜 그때의 각도를 측정하고 회귀분석하였다. Motor1은 1/180 워엄 기어를 사용해서 1pulse에 0.004° 회전한다.

Fig. 5-3은 기울기 센서 1의 피치(Pitch) 값을 시간에 따른 각도로 나타내었다. 10ms로 기울기 데이터를 받아 1000pulse씩 회전시켜 각도를 측정하였다. 기울기 센서는 내부 구조가 액체 또는 스프링 형태로 되어 있어 외란에 민감하게 반응한다. 따라서, 모터가 움직일 때 노이즈가 발생하는 것을 볼 수 있다. 노이즈를 제거하고, 정상상태 신호를 산술 평균하여 Fig. 5-4와 같이 입력 신호를 계산하였다. 데이터는 한번 실험시 70개 ~ 90개의 데이터를 3회 측정하여 산술 평균한 값으로 210개~270개의 데이터를 평균낸 값이다. 실선은 측정된 값이고, 점선은 보정식에 의해 보정된 값을 나타낸다. 기울기 센서 1의 피치(Pitch) 값의 보정식은  $y = 1.25979 - 0.00424x$ 가 나왔다. Fig. 5-5는 보정된 값과 측정된 값의 잔차를 나타낸 것으로 min - 0.38503 ~ max 0.32428의 범위에서 잔차가 발생하였다

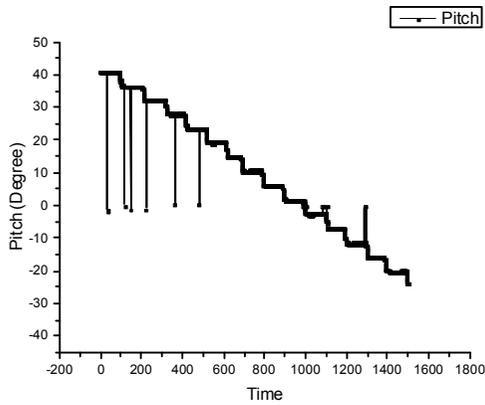
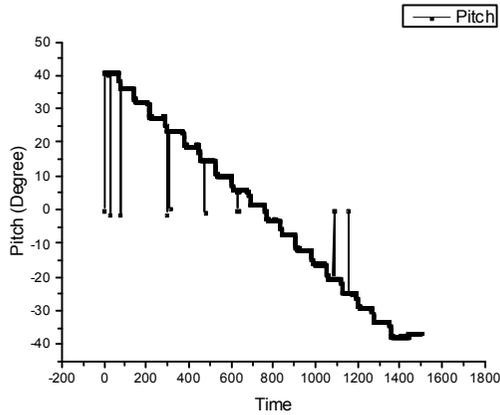
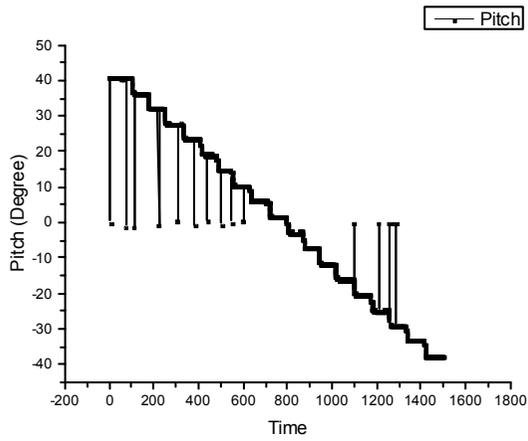


Fig. 5-3 Pitch angle according to time from tilt sensor 1

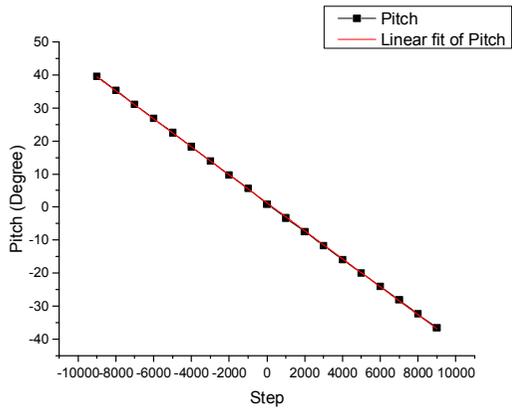


Fig. 5-4 Linear fit of pitch from tilt sensor 1

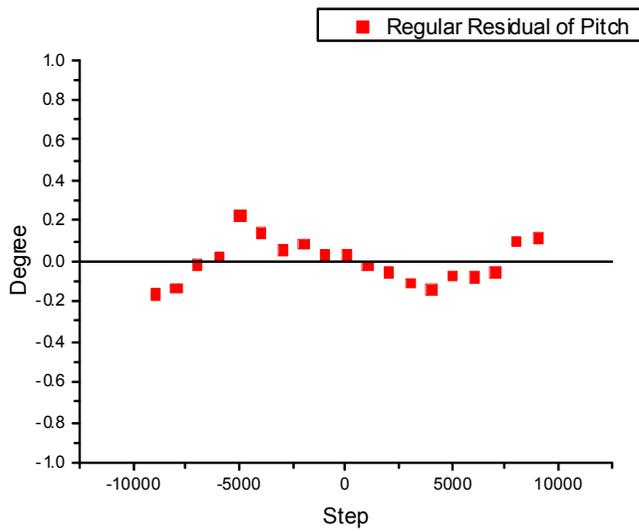


Fig. 5-5 Residual of pitch from tilt sensor 1

Fig. 5-6은 기울기 센서 1의 롤(Roll) 값을 시간에 따른 각도로 나타내었다. 롤 값에 대해 정상상태 신호를 산술 평균하여 Fig. 5-7와 같이 입력 신호를 계산하였다. 기울기 센서 1의 롤(Roll) 값의 보정식은  $y = 0.27452 - 0.00434x$ 가 나왔다. Fig. 5-8는 보정된 값과 측정된 값의 잔차를 나타낸 것으로 min - 0.19926 ~ max 0.60362의 범위에서 잔차가 발생하였다. Table. 5-2에 기울기 센서 1의 보정 결과를 간단하게 나타내었다.

Table. 5-2 Calibration results of tilt sensor 1

Tilt sensor 1		
	Pitch	Roll
Regression straight line	$y = 1.25979 - 0.00424x$	$y = 0.27452 - 0.00434x$
Sample RMS	0.204033	0.185353
Sample variance	0.0439422174	0.0361073173
Max residual	0.32428	0.25770

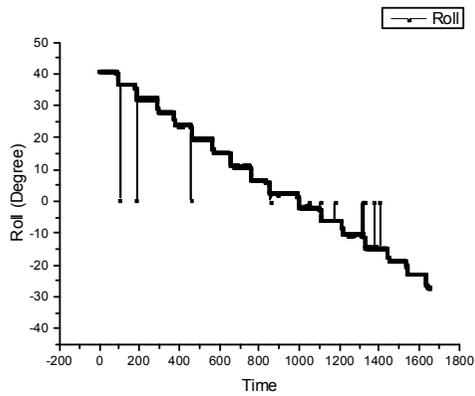
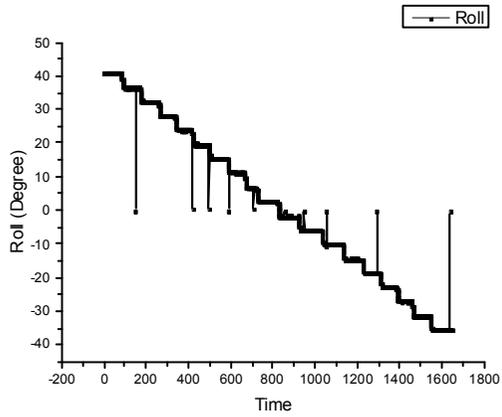
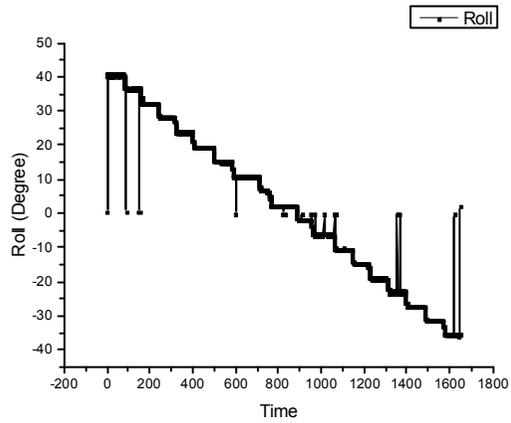


Fig. 5-6 Roll angle according to time from tilt sensor 1

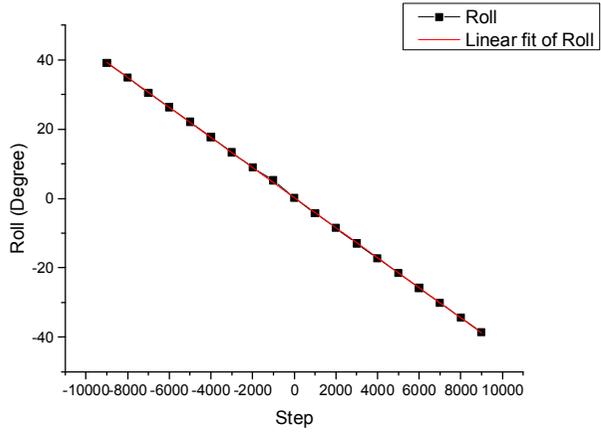


Fig. 5-7 Linear fit of roll from tilt sensor 1

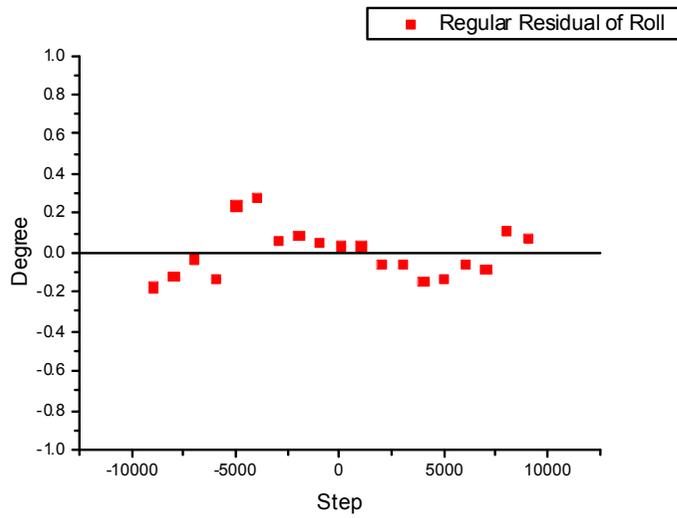


Fig. 5-8 Residual of roll from tilt sensor 1

Fig. 5-9은 기울기 센서 2의 피치(Pitch) 값을 시간에 따른 각도로 나타내었다. 롤 값에 대해 정상상태 신호를 산술 평균하여 Fig. 5-10와 같이 입력 신호를 계산하였다. 기울기 센서 2의 피치(Pitch) 값의 보정식은  $y = -4.14748 + 0.00409x$ 가 나왔다. Fig. 5-11은 보정된 값과 측정된 값의 잔차를 나타낸 것으로 min - 0.65654 ~ max 0.25944의 범위에서 잔차가 발생하였다

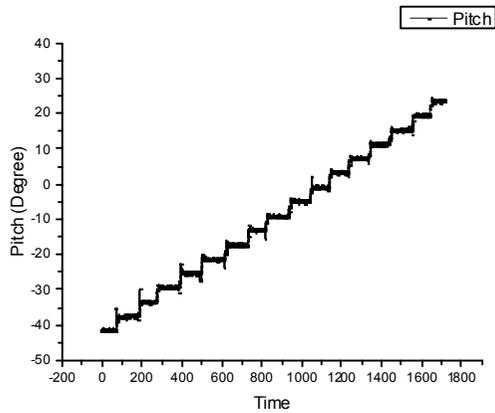
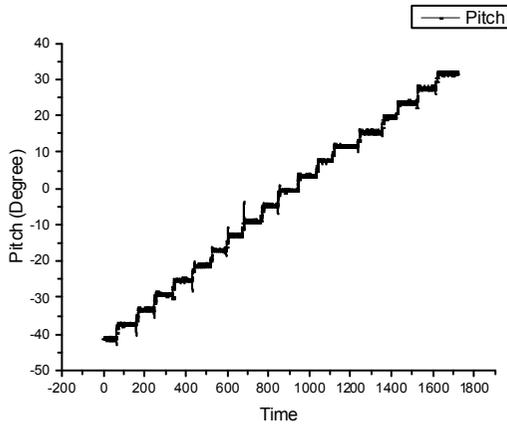
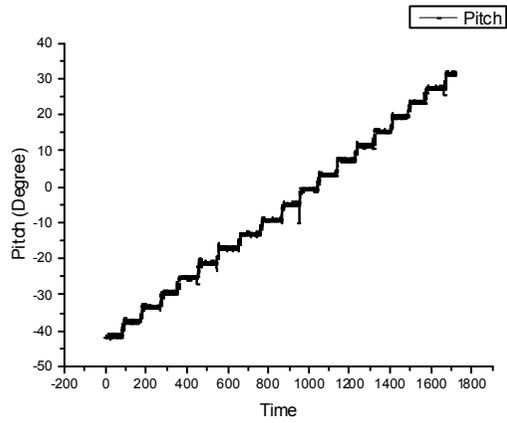


Fig. 5-9 Pitch angle according to time from tilt sensor 2

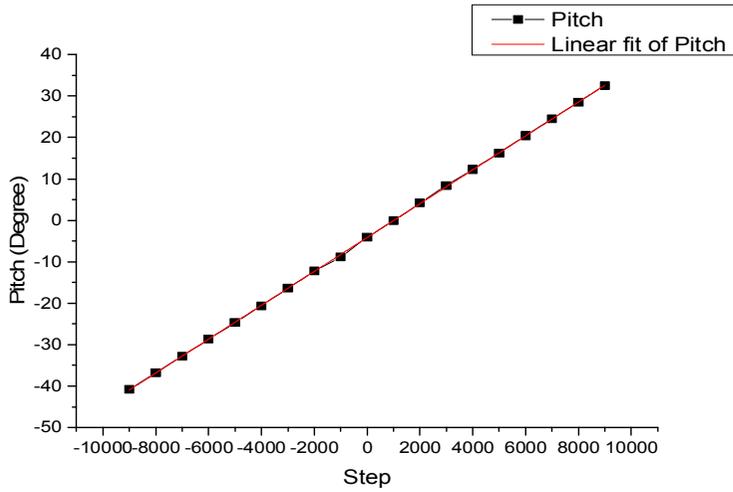


Fig. 5-10 Linear fit of pitch from tilt sensor 2

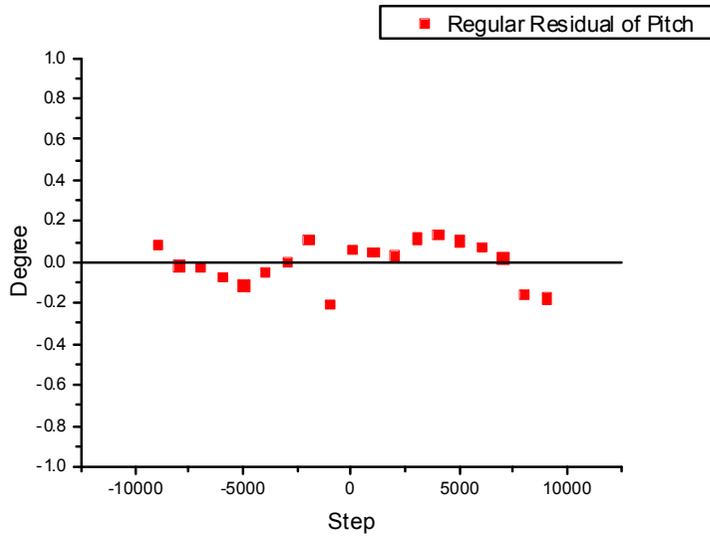


Fig. 5-11 Residual of pitch from tilt sensor 2

Fig. 5-12은 기울기 센서 2의 롤(Roll) 값을 시간에 따른 각도로 나타내었다. 롤 값에 대해 정상상태 신호를 산술 평균하여 Fig. 5-13와 같이 입력 신호를 계산하였다. 기울기 센서 2의 롤(Roll) 값의 보정식은  $y = -7.2455 - 0.00492x$ 가 나왔다. Fig. 5-14는 보정된 값과 측정된 값의 잔차를 나타낸 것으로 min - 0.3212 ~ max 0.69371의 범위에서 잔차가 발생하였다. Table. 5-3에 기울기 센서 2의 보정 결과를 간단하게 나타내었다.

Table. 5-3 Calibration results of tilt sensor 2

Tilt sensor 2		
	Pitch	Roll
Regression straight line	$y = -4.14748 + 0.00409x$	$y = -7.2455 - 0.00492x$
Sample mean	0.181609	0.245091
Sample variance	0.0348143553	0.0634070780
Max residual	0.25944	0.33812

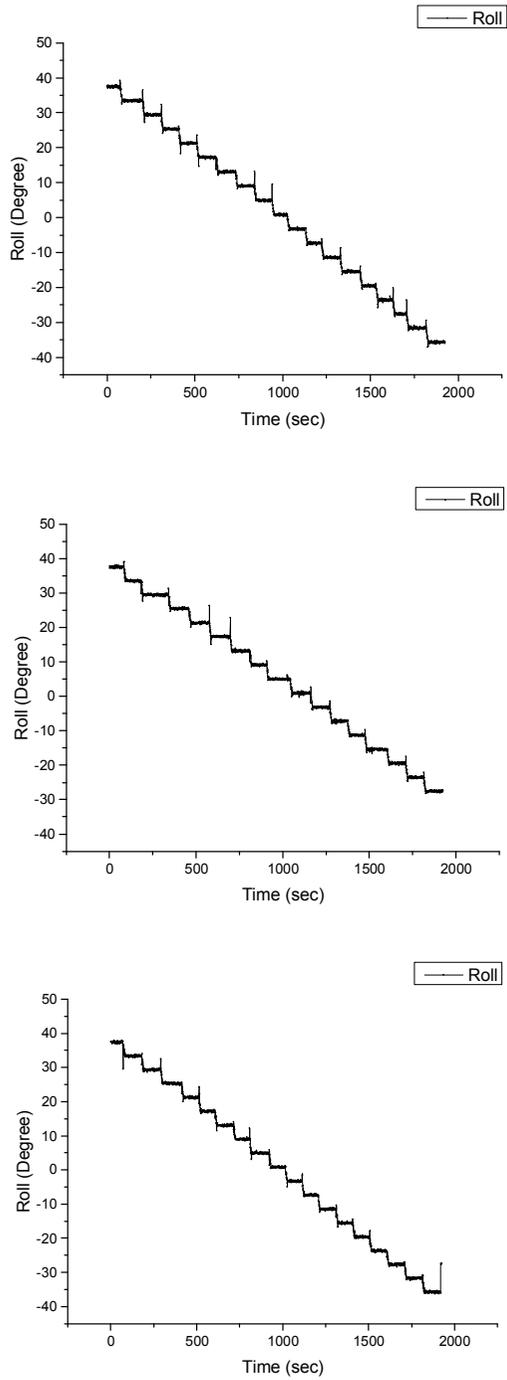


Fig. 5-12 Roll angle according to time from tilt sensor 2

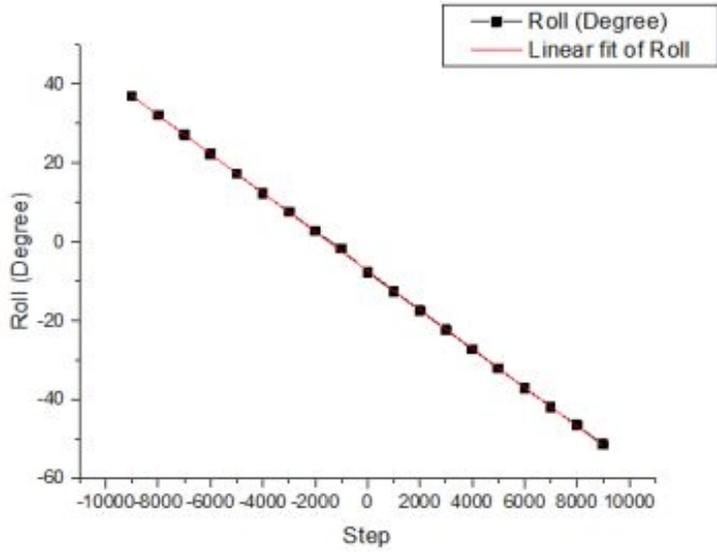


Fig. 5-13 Linear fit of roll from tilt sensor 2

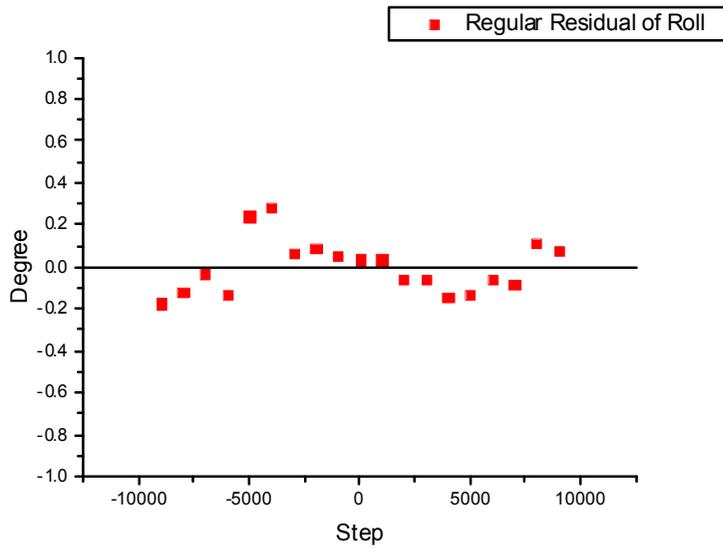


Fig. 5-14 Residual of roll from tilt sensor 2

## 제 6 장 결 론

본 논문에서는 개발된 ARDIS(Assistant Robot for Dental Implant Surgery) 임플란트 시술 보조 로봇에 마커와 기울기 센서를 부착하고 마커를 부착하고 영상 변환을 통해 마커를 이진화하고 물체와 마커를 분리된 화상에서 최적의 임계값을 설정해 마커를 추출하는 방법과 영상보정을 통해 영상을 정합하는 정합 기법을 구현하였다. 그리고 센서 보정을 통해 위치를 추적하고 기울기를 측정하는 방법에 대해 연구하였다. 본 논문의 주요 연구 결과는 다음과 같다.

### 1. 연구 결과

1. 비전 센서를 이용한 마커 추적에 앞서 마커를 추출하기 위해서는 영상 변환을 통한 마커의 이진화와 최적의 임계값을 설정해 최적의 조건에서 마커를 추출하는 것이 중요하다. 190 ~ 210 (74.2% ~ 85%)에서의 임계값에서의 추출된 픽셀이 기준 픽셀과 잘 일치하고 최적임을 알 수 있다. 임계값을 높게 설정할수록 기존 마커의 픽셀 보다 더 많은 영역이 추출되고 적게 설정할수록 기존 픽셀보다 더 적은 픽셀을 추출된다.

2. 3차원 좌표를 추출하기 위해 스트레오 비전을 이용하여 3차원 깊이 맵을 생성하였다. 스트레오 비전은 두 눈의 망막에 맺히는 영상 간의 차이로 깊이를 지각하여 스트레오 영상을 획득한다. 삼각법의 원리를 이용하여 여러 번의 캘리브레이션을 거쳐 시차를 통해 3차원 깊이 맵을 생성하였다. 깊이 맵은 밝을수록 가까운 거리에 있는 물체이고 어두울수록 멀리 있는 물체이다. 측정거리는 2500 ~ 3000mm 거리까지 측정된다..

3. 네비게이션 시스템의 정확도를 높이기 위해 기울기 센서를 임플란트 시술 보조 로봇에 부착하였다. 기울기 센서 2개를 부착하고 캘리브레이션 하여 정확한 기울기 값을 보정하였다. 기울기 센서 1의 Roll 오차는 0.204033, Pitch 오차는 0.185353으로 기울기 센서 2의 Roll 오차 0.181609, Pitch 오차 0.245091보다 Pitch 값은 더 정확하지만 Roll 값의 정확도는 떨어졌다. 따라서, Roll 값은 기울기 센서 1로 Pitch 값은 기울기 센서 2로 피드백 시스템을 구축했다. 센서 1의 피치(Pitch)와 롤(Roll) 값의 보정식은 각 각,

$y = 1.25979 - 0.00424x$ ,  $y = 0.27452 - 0.00434x$  기울기 센서 2의 피치(Pitch)와 롤(Roll) 값의 보정식은 각각,  $y = -4.14748 + 0.00409x$ ,  $y = -7.2455 - 0.00492x$ 가 나왔으며, 기울기 센서로 드릴 팁의 각도를 확인한 결과 1pulse 당 0.004°의 값만큼 회전하였다. 센서의 종류의 따라 결과는 달라질 수 있으나, 같은 방식을 이용하여 보정 가능하다.

## 2. 향후 연구 방향

본 논문에서는 3차원 위치 추적을 위한 기초연구를 진행하였다. 흔들림 없이 정확한 위치에 임플란트를 식립하기 위해 사전 계획된 시술 각도와 깊이 만큼 핸드피스의 드릴 팁을 유도 가능한 치과의료용 임플란트 시술 보조 로봇과 네비게이션 시스템을 만들기 위해서는 추가적인 연구가 이루어져야 할 것으로 판단된다.

향후 연구 방향으로는

첫째, 선행 기술을 통해 수술 도구를 수술 위치까지 안내하는 포지셔닝 기구부와 가상 중심 기구부의 연동 방법에 대해 진행한다.

둘째, 환자 좌표와 로봇 좌표를 연동할 수 있는 네비게이션에 관한 연구를 수행한다.

셋째, 정밀 반복 위치 재정렬 기술을 적용한다.

넷째, 기울기 센서를 이용한 모터 제어에 관해 연구한다.

## 참 고 문 헌

1. 전국지리교사연합회, “살아있는 지리 교과서” pp.248-249 2011
2. Baek, J. W., “Dental Implant. Korean society for Engineering Education”, Vol.1, pp.87-90, 2002
3. Carl. E. M. “Contemporary implant dentistry”, 2th de, Daehan publishing co, pp.11-35, 2000.
4. Osstem implant. Quarterly Reports, NOV. 14, 2006.
5. Brief, J., Hassfeld, S., Redlich, T. and Ziegler, C., 2000, “Robot assisted insertion of dental implants—a clilical evaluation,” *Int. J. of Computer Assisted Radiology and Surgery-CARS*, pp. 932-937.
6. Brief, J., Hassfeld, S., Boesecke, R., Vogele, M., Krempien, R., Treiber, M. and Mühling, J., 2002, “Robot assisted Dental Implantology,” *Int. Poster J.*, Vol. 4, No. 1, Poster. 109.
7. 안정국, Robon “의료로봇, 어디까지 왔나”
8. Guthart. G. S., and Kenneth Salisbury. J. J., “The intuitive telesurgery system: overview and application,” IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 618-21, 2000.
9. 정역석, 서진호, 민정탁, 장중원 “경북지역로봇산업산업기술지도”
10. 우정현, Science Times, 의학세계사: 로봇의학 이야기(33) ”로봇이 환자를 수술하고 간호한다.” 2007.11.07.
11. 정보과학회지, 2008. 04.
12. 장명희, “임플란트 수술 과정” 뉴욕 중앙일보 발행 2015.07.07.
13. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. and Eriksson, A. R., 1986, “The long term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 1, No. 1, pp. 11-25.
14. Ekfeldt, A., Carlsson, G. E. and Börjesson, G., 1994, “Clinical evaluation of the single-tooth restorations supported by osseontegrated implant: A retrospective study,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 9, No. 2, pp. 179-183.

15. English, C. E., 1993, "Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures," *J. Dent. Symp.*, Vol. 1, pp. 10-15.
16. Jemt, T., 1991, "Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, Vol. 6, pp. 29-42.
17. Jemt, T., Linden, B. and Lekholm, U., 1990, "Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, Vol. 7, pp. 185-194.
18. Misch, C. E., 1993, *Contemporary implant dentistry*, Mosby-Year Book. Inc, St. Louis.
19. Naert, I., Quirynen, M., Steenberghe, D., Darius, P., 1992, "Six-year prosthodontic study of 509 consecutive inserted implants for the treatment of partial edentulism," *J. Prosthet. Dent.*, Vol. 67, pp. 236-245.
20. The S daental's blog, "[http://blog.naver.com/s\\_plant/70120612153](http://blog.naver.com/s_plant/70120612153)", 2011
21. Valentea, F., Sbrennab, A., and C. Buonic., "CAD CAM drilling guides for transferring CT-based digital lanning to flapless placement of oral implants in complex cases," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 413~426, 2006.
22. Schicho, K., Kronrief, G. and Ewers, R., 2007, "Theoretical background for the development of a robot in navigated dental implantology," *Int. J. CARS.*, Vol. 2, pp. S412-S418.
23. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 57-60, 2009.
24. Taylor, R. and Funda, J., 14th IEEE Medicine & Biology Conf., "A telerobotic system for augmentation of endoscopic surgery", pp. 54-56, 1992
25. Taylor, R. and J. Funda, J., "A telerobotic assistant for laparoscopic surgery", *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 279-288, 1995
26. Taylor, R. and Funda, J., "A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation", *The International journal of Robotics Research*, pp. 201-210, 1999

27. Kim, D. and Kobayashi, E., "A new compact MR-compatible surgical manipulator for minimally invasive liver surgery", 5th International conference on medical image computing and computer assisted intervention, pp. 264-169, 2002
28. Lum, M., "kinematic Optimization of a 2-DOF Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot", 2004
29. Guerrouad, A. and Vidal, P., "Stereotaxical microtelemanipulator for ocular surgery", Proceeding of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Seattle, Wa, pp. 879-880, 1989
30. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 30, 2009.
31. Zong, G., Pei, X., Yu, J. and Bi, S., 2008, "Classification and thype synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanism," *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 43, pp. 1585-1595.
32. Valentea, F., Sbrennab, A., and C. Buonic., "CAD CAM drilling guides for transferring CT-based digital lanning to flapless placement of oral implants in complex cases," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 413~426, 2006.
33. Koulechov, K. and Lueth, T. 2004, "A new metric for drill location for Navigated Control in navigated dental implantology," *International congress Series*, Vol. 1268, pp. 1220-1225.
34. Shin, W. H., 2007, "*Development of a 5DOF Laparoscopic Assistant Robot*," Master Thesis, KAIST.
35. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 33-35, 2009.
36. Zong, G., Pei, X., Yu, J., Bi, S. and Sun, M, 2007, " Design of double parallelogram remote-center-of-motion mechanisms," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, Vol. 43, No. 12, pp, 103-107.
37. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 36-38, 2009.
38. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual

- Center Mechanism," Chosun University, pp. 96-99, 2009.
39. Otsu, N., "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE Transactions on System Man Cybernet*, Vol. 9, pp. 62-66. 1979.
  40. Rafael, C. G. and Richard, E. W., 2007 "*Digital Image Processing 3/E*," Prentice Hall.
  41. Sun-Ho Kim, Woon-Bo Baek, "Tool Monitoring System using Vision System with Minimizing External Condition, *Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers*, Vol 11, No. 5, pp 142-147, 2012.
  42. B. Julesz, " Binocular depth perception of computer generated images," *Bell Syst. Tech. J.*, Vol. 39, no. 5, pp. 1125-1163, Sep. 1960.
  43. 박용석, 박세호, 서정욱, 위정욱 "스트레오 비전 시스템을 이용한 시차 지도 생성" *한국통신학회* pp. 128-129, 2013.
  44. Yang, G. U. "1차 상보 필터와 회전행렬로 ARS 설계" KITECH