



저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 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](#) 

2009 년 2 월

석사학위논문

치과용 임플란트 시술 매니플레이터

설계 및 해석에 관한 연구

조 선 대 학 교 대 학 원

기 계 공 학 과

서 호 진

치과용 임플란트 시술 매니플레이터
설계 및 해석에 관한 연구

*A Study on Design and Analysis of Assist
Manipulator for Implant Surgery*

2009 년 2 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

기 계 공 학 과

서 호 진

치과용 임플란트 시술 매니플레이터
설계 및 해석에 관한 연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학석사학위 논문으로 제출함.

2008 년 12 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

기 계 공 학 과

서 호 진

서호진의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 이규태 印

위원 조선대학교 교수 장완식 印

위원 조선대학교 교수 정상화 印

2008년 11월 일

조선대학교 대학원

목 차

LIST OF TABLE	IV
LIST OF FIGURES	V
ABSTRACT	VII
제 1 장 서 론	1
제 1 절 연구배경	1
제 2 절 의료용 로봇의 발전과정	2
제 3 절 연구내용 및 방법	6
제 2 장 임플란트 수술	
제 1 절 임플란트 수술 방법 및 현황	
제 2 절 로봇을 이용한 임플란트 수술	8
.....	8
제 3 장 임플란트 시술 매니플레이터 메커니즘	15
제 1 절 RCM 기구부	16
.....	
.....	

1. 임플란트 기술에서 RCM 메커니즘의 필요성	19
2. 이중평행사변형 메커니즘의 선정	21
3. 이중평행사변형 기구의 RCM 목표	23
4. 이중평행사변형 기구의 구동 토크	27

제 4 장 메니플레이터의 메커니즘 설계 및 해석 29

제 1 절 메니플레이터 모델링	29	...
------------------------	----	-----

제 2 절 ADAMS를 이용한 동특성 해석	32
-------------------------------	----

1. 드릴팁 피치(pitch)운동	33
2. 피치운동(motion 2)에 대한 드릴팁 변위	37
3. 롤(roll)운동에 대한 드릴팁 변위	39
4. 회전스테이지와 깊이조절부 시뮬레이션	44

제 3 절 임플란트 기술 메니플레이터의 진동 특성 해석 ..	45
-----------------------------------	----

1. 임플란트 핸드피스의 진동영역	45
2. ANSYS를 이용한 시스템의 진동특성 해석	46

제 5 장 <i>F/T</i> 센서를 이용한 시스템 구동	52
제 1 절 LabVIEW를 이용한 6축 <i>F/T</i> 센서 신호 획득	52
제 2 절 <i>F/T</i> 센서 신호를 이용한 기구부 시뮬레이션	54
1. LabVIEW를 이용한 3D 형상 획득	55
2. 3차원 시각화(3D visualization) 프로그램	57
3. <i>F/T</i> 센서 신호 변환 알고리즘 및 시뮬레이션	58
제 6 장 결 론	67
참 고 문 헌	69

LIST OF TABLES

Table 2-1 Implant surgical guide system	11
Table 4-1 Modeling specification	31
Table 4-2 Conditions of manipulator modeling	32
Table 4-3 Comparison with theoretical and simulated pitch angle of drill tip	34
Table 4-4 Displacement error of target point for motion 2	37
Table 4-5 Displacement error of target point for motion 1 (joint free)	40
Table 4-6 Displacement error of target point for motion 1 (joint fixed)	42
Table 4-7 Implant handpiece rpm	46
Table 4-8 Input conditions for frequency analysis	47
Table 4-9 Natural frequency of manipulator	48

LIST OF FIGURES

Fig. 1-1 Research of medical robot	3
Fig. 1-2 Development of surgery robot	4
Fig. 1-3 Navigation system of dental implant	5
Fig. 1-4 Assisted robot for implant surgery	7
Fig. 1-5 Cooperative manipulation system	7
Fig. 2-1 Implant surgery process	9
Fig. 2-2 Concept in dental implantology	10
Fig. 2-3 ILS system of Tactile Technologies	13
Fig. 2-4 Robot for implant dentistry	14
Fig. 3-1 RCM mechanisms	18
Fig. 3-2 Angle control of implant drill tip	20
Fig. 3-3 Distance between drill tip and implant-axis	20
Fig. 3-4 Series of double parallelogram	21
Fig. 3-5 Double parallelogram mechanism of handpiece	22
Fig. 3-6 Component of double parallelogram	23
Fig. 3-7 Geometry of double parallelogram	24
Fig. 3-8 Torque of double parallelogram	27
Fig. 4-1 Parallelogram sketch of manipulator	29
Fig. 4-2 Conceptual design of manipulator	31
Fig. 4-3 Modeling of manipulator	33
Fig. 4-4 Simulation of translational table (60mm)	35
Fig. 4-5 Simulation of translational table (-60mm)	36

Fig. 4-6 Displacement of drill tip for motion 2	39
Fig. 4-7 Displacement of drill tip for motion 1 (joint free)	41
Fig. 4-8 Displacement of drill tip for motion 1 (joint fixed)	43
Fig. 4-9 Roll angle of drill tip caused by motion 1	44
Fig. 4-10 Translational displacement of drill tip caused by motion 3	45
Fig. 4-11 Meshing of manipulator	47
Fig. 4-12 Mode shape of manipulator	51
Fig. 5-1 Applied force and torque vector of transducer	52
Fig. 5-2 Electronic hardware outline	53
Fig. 5-3 Signal acquired by F/T sensor	54
Fig. 5-4 Set geometry for 3D picture control	56
Fig. 5-5 Trigonometric geometry of manipulator	57
Fig. 5-6 3D visualization of manipulator	57
Fig. 5-7 Zero output within specified region	58
Fig. 5-8 Simulation result from Tx and Ty	59
Fig. 5-9 Flow chart of simulation	61
Fig. 5-10 Angle displacement of handpiece at torque (X-axis 30Nmm)	63
Fig. 5-11 Angle displacement of handpiece at torque (X-axis 60Nmm)	64
Fig. 5-12 Angle displacement of handpiece at torque (Y-axis -30Nmm) ...	65
Fig. 5-13 Angle displacement of handpiece at torque (Y-axis -60Nmm) ...	66

ABSTRACT

A Study on Design and Analysis of Assist Manipulator for Implant Surgery

Seo Ho Jin

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

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

Implant surgery is generally accepted as the good technique to replace the teeth completely. The "freehand" drilling of implant is performed frequently in the numerous implant surgery. It is still one of the most demanding techniques to the dentist and patient. Development of CT(Computerized Tomography) and 3D visualization technique help to make the treatment plan and the surgical navigation assists the dentist during the intra-operative procedure.

As medical engineering is advanced, there are many technical progresses in dental implantology. 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 do modification 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 be avoided for safety reasons.

In this thesis, design and analysis of assist-manipulator are studied. Angulation device performs a task by cooperative manipulation. The force/torque sensor is attached to the tool and specifically designed for surgeon's input. Data acquisition board, LabVIEW software and ATI force/torque sensor are used for smooth and accurate sensing. The double parallelogram mechanism can provide a fixed entry point during the surgery, enhance the safety and quality, and give facilities for surgeons. RCM(Remote Center of Motion) for drill tip are tested by using ADAMS. The 3D visualization program of manipulator is developed by LabVIEW.

제 1 장 서 론

제 1 절 연구배경

매년 임플란트 시술 환자가 증가하는 만큼 세계적으로 임플란트 시술에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 선진국들은 이미 수십년 전부터 치과 의료 산업 육성을 도모해 왔지만 국내에서는 치과산업의 육성이 매우 미진하다. 그 결과 해외에서 개발된 최신 치과의료 기술에 의한 치료를 받기 위해 더 비싼 진료비를 부담해야 하고 국가적 비용지출과 기술의 대외 의존정도는 더 심해질 것이다. 따라서 국내에서도 임플란트 시술의 기술 개발에 대한 연구가 요구된다. 치과용 구강 수술에 관한 연구는 주로 사전 시술 계획이나 수술의 시각적 도움을 주는 3차원 형상화 분야에 초점이 맞추어져 있었다^[1] 하지만 치과용 임플란트 시술의 성공여부는 정확한 사전시술 계획의 수립뿐만 아니라 수술단계에서 치과 의사의 시술 수행능력도 영향을 미친다. 독일의 하이델버그(Heidelberg)대학에서는 치과용 임플란트 시술에 로봇의 도입을 시도하였다.^[2] 로봇이 의사의 역할을 완벽하게 수행할 수는 없지만, 시술을 보조함으로써 보다 안정적이고 신속한 시술이 가능하다는 것을 보여준다. 임플란트 시술시 발생할 수 있는 드릴의 진동에 의한 의사의 손떨림, 환자의 움직임, 의사의 피로도 및 비숙련도 등은 시술계획과는 무관하게 임플란트 시술의 정확도를 떨어뜨린다. 임플란트 시술에서 보다 완벽하고 안정적인 시술을 위한 대안은 임플란트 시술에 로봇을 도입하는 것이다. 따라서 환자의 구강상태에 맞는 시술 계획을 수술단계에 적용할 수 있는 기구부의 개발이 요구된다.

제 2 절 관련 연구 현황

1. 의료용 로봇의 발전 과정

최근 로봇 제어 기술의 발달로 산업용 로봇 이외에 다양한 분야의 작업이 로봇에 의해 이루어지고 있다. 로봇은 단조로운 작업의 대체 수단으로서, 사람이 작업하기 어려운 환경에서의 작업 수단으로서 각광을 받아왔고 이용 분야가 확대되고 있다. 이에 따라 산업용 로봇 뿐만 아니라 서비스 로봇으로서 개인용 로봇 및 전문용 로봇에 대한 관심이 높아지고 있다. 의료지원용 로봇은 서비스 로봇 중 전문용 로봇에 속하며, 인간의 능력으로는 실현할 수 없는 정밀작업이 필요한 마이크로 단위의 움직임을 구현하여 수술의 정확성을 높이고, 환자의 회복기간을 단축할 수 있다. 현재 의료용 로봇에 관한 연구는 그 분야에 따라서 매우 다양하게 진행되고 있다. Fig. 1-1은 다양한 의료용 로봇의 연구 분야에 대해 나타내었다. 피부과에서 환자의 피부 채취를 위해 사용하는 SALPP가 이미 2002년도에 소개되었고, 내과 수술에서 정확한 절개를 유도하는 CyberKnife^[3]도 널리 알려져 있다 이외에도 혈액을 채취하는 Bloodbot^[4]과 임플란트 기술의 정확한 가이드 제작을 위하여 유럽에서 개발한 VISIMPLANT^[5], 귀, 안구 기술 등 미세 기술에 사용하는 Steady Hand Robot (JHU)^[6]은 활용 분야를 넓히고 있다.

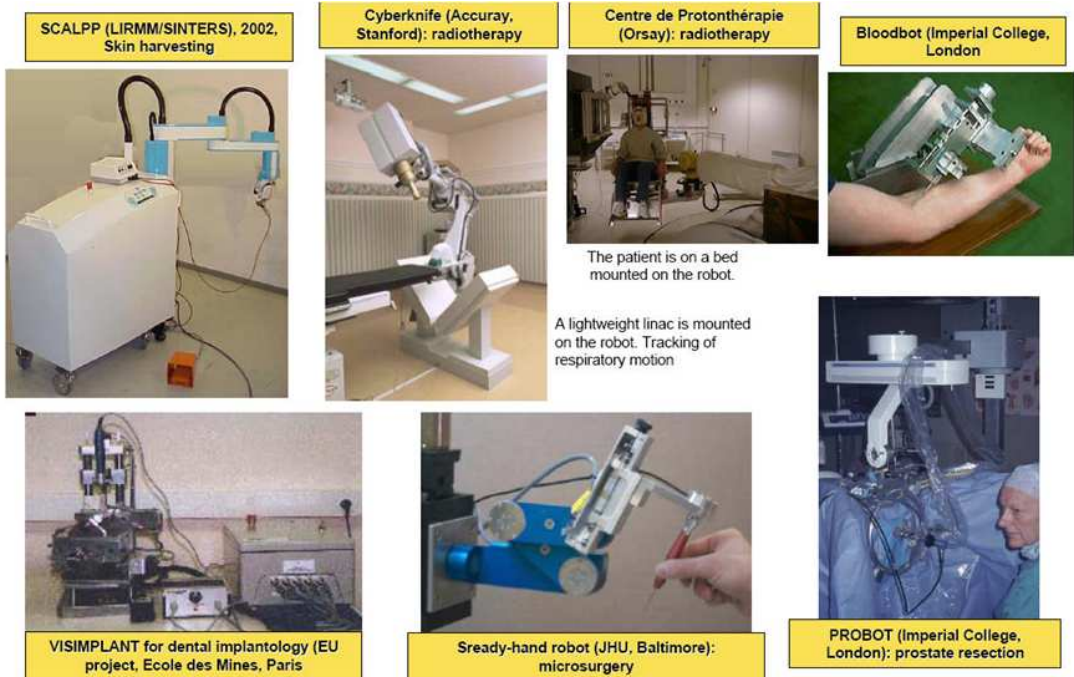


Fig. 1-1 Research of medical robot

초기 의료용 로봇의 출발은 정형외과(orthopedic)분야에서 의사들이 정확도 향상을 위한 노력으로 시작되었다. 골수 수술을 전후한 여러 과정 중 전체적 모습이 바뀌지 않는 강체로서 수술 전의 계획과 수술 중의 실체를 정확히 연결시킬 수 있고, 주위의 연부 조직과 잘 구분되기 정확한 영상획득이 가능하며, 3차원 재구성도 용이하다. 따라서 다른 모든 영역보다 가장먼저 CAOS(Computer Assisted Orthopedic Surgery)의 도입이 먼저 이루어졌고 현재까지 가장 많은 발전을 보이고 있다.^[7] Fig. 1-2에 의료용 로봇의 진화 과정을 나타내었다. 1980년에 Bargar등에 의해 최초의 능동적인 로봇인 Robodoc (Integrated Surgical System, CA, USA)이 개발되었다.^[8] Robodoc의 개발 이후 2~3회의 수정을 통해 현재의 모델에 이르며, 초기 산업용 로봇을 기반으로 한 모델에서 전용 로봇(dedicated robot)의 형태를 거쳐 현재의 휴대용(portable)형태로 변화하였다. 이것은 수년간의 연구에 걸친 의료용 로봇의 가장 진화된 모습의 표본이라 할 수 있다.

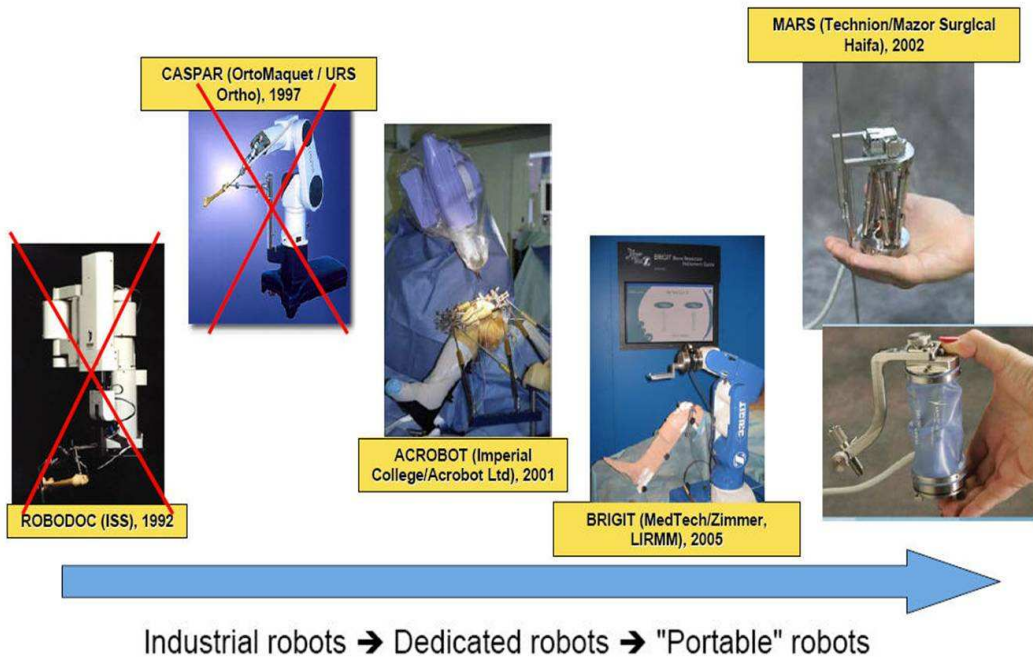


Fig. 1-2 Development of surgery robot

이러한 로봇과는 별도로 컴퓨터의 발전에 따라 수술은 외과의사가 하되 마치 운전할 때 길안내를 하듯 수술시 각종 기구 및 골의 위치를 알려주는 수동적인 네비게이션이 1990년대에 들어서면서 개발되기 시작하였다. 이러한 수술용 항법 장치는 수술 전에 촬영한 환자의 CT(Computer Tomography)영상을 사용하는 CT-유도형(CT-Guided) 네비게이션이 1990년대 초반부터 척추 수술 시 척추경 나사의 삽입에 시도되었다.^[9] 그 이후 많은 시도를 거쳐 치과용 임플란트 시술에도 도입되었으며, 현재 다양한 분야에 그 영역을 넓혀가고 있다. 그러나 전산화 단층 촬영에서 경제적 및 방사선 피폭의 문제가 대두되면서 좀 더 방사선 피폭량이 적은 투시촬영장치(fluoroscopy)를 사용한 2D, 3D 투시장치기반(fluoroscopy-based)네비게이션이 등장하게 되었다. 더욱 최근 들어서는 수술 전이나 수술 중 방사선이 필요 없는 무영상(imageless) 네비게이션이 다양하게 사용되고 있으며 여러 이유로 현대의 네비게이션의 주류를 이루고 있다. Fig. 1-3은 임플란트 시술에 사용되는 네비게이션 시스템을 나타내었다. 네비게이션 시스템은 수술 틀과 환자의 시술부위를 나타내는 DRB(Dynamic Reference Base), DRF(Dynamic Reference Frame)그리고 CCD카메라로 구성된다.

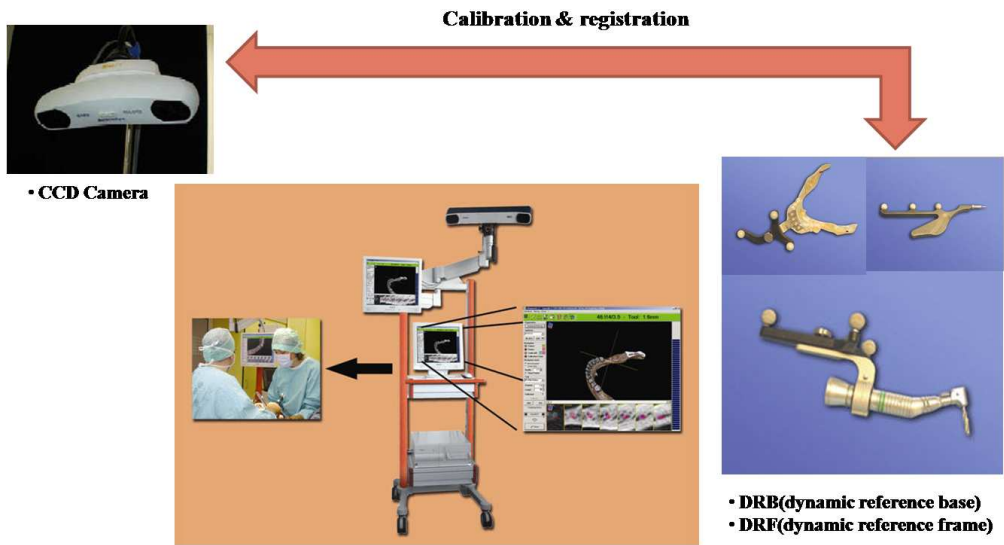


Fig. 1-3 Navigation system of dental implant

제 3 절 연구의 내용 및 방법

본 연구에서는 시술자의 인지능력과 판단능력을 활용하고, 로봇의 정밀성과 정확성을 접목한 협동조작시스템(cooperative manipulation system)인 ARIS(Assistant Robot for Implant Surgery)를 개발하고자 한다. ARIS는 시술시 치과의를 보조하는 반자동로봇(semi-active robot)으로써 임플란트 시술에서 사전 시술 계획이 수술단계에서 정확하게 적용될수 있는 보조 로봇이다. Fig. 1-4는 ARIS의 개략도 이다. ARIS는 핸드피스를 테이블위에 있는 환자의 임플란트 식립위치까지 이송하는 로봇암(gross positioning robot arm)과 각도와 깊이를 조절하는 RCM(Remote Center of Motion)메니플레이터로 구성된다. Fig. 1-5는 시술자와 ARIS의 협동조작 시스템을 나타내었다. 치과 의사는 사전에 수립한 환자의 시술계획(각도, 위치, 깊이)과 시술환경에 따라 F/T(Force/Torque)센서에 힘을 가하게 된다. 의사의 힘은 센서에서 받아들이는 로봇의 구동데이터가 되고, 로봇은 의사가 원하는 위치와 각도에 위치한다. 최종적으로 드릴링을 시작하면 기존에 입력된 깊이로 드릴링을 시작한다.

본 논문에서는 각도조절 기구부의 운동 메커니즘에 대해 설계 및 해석하였다. ARIS의 각도 조절부를 RCM 메커니즘을 이용하여 각도 변위가 일어날 때 드릴팁이 움직이지 않도록 설계하였다. 임플란트 시술에 적절한 원격운동중심(RCM) 메커니즘 구현을 위해 이중평행사변형(double parallelogram) 구조를 이론적으로 평가하였고, 메니플레이터에 접목하였다. 메니플레이터에 대한 모델링 및 시뮬레이션을 통하여 기구부의 동적거동을 컴퓨터 화면에 가시화 함으로써 가상시제품(virtual prototype)을 제작하여 가상실험을 수행하였다. 메니플레이터의 고유진동수(natural frequency) 해석을 통하여 핸드피스 드릴 진동과의 공진영역을 평가하였다. 또한 어드미턴스 타입(admittance type)의 협동조작시스템 구성을 위하여 F/T센서의 신호 획득과 3차원 모델링 데이터와의 연동을 위한 프로그래밍을 하였다. 가상 협동 조작 시뮬레이션을 통하여 사용자의 힘에 상응하는 핸드피스의 각도변위와, 각속도를 시뮬레이션 데이터를 통하여 확인하였다.

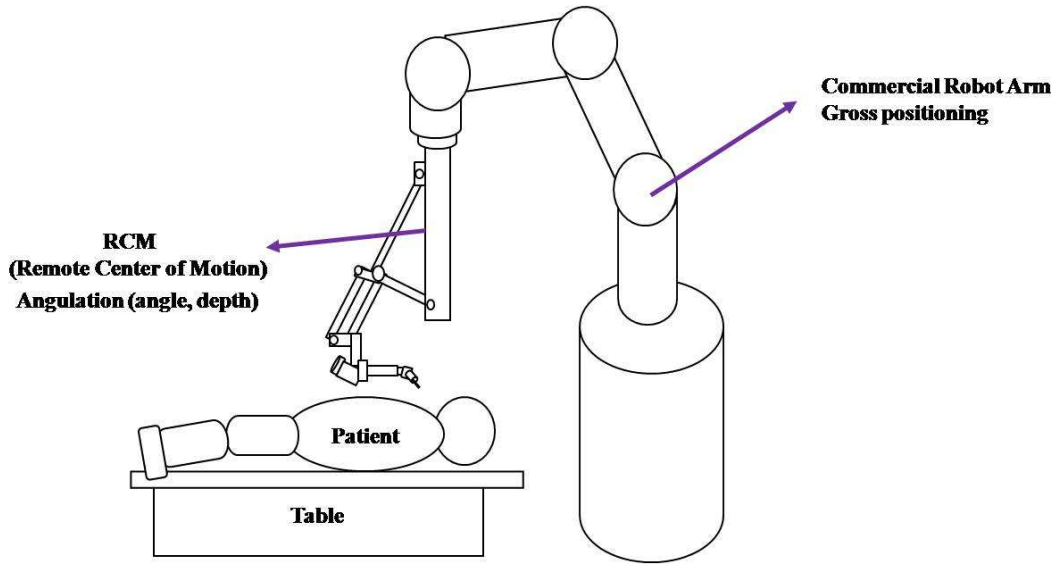


Fig. 1-4 Assisted robot for implant surgery

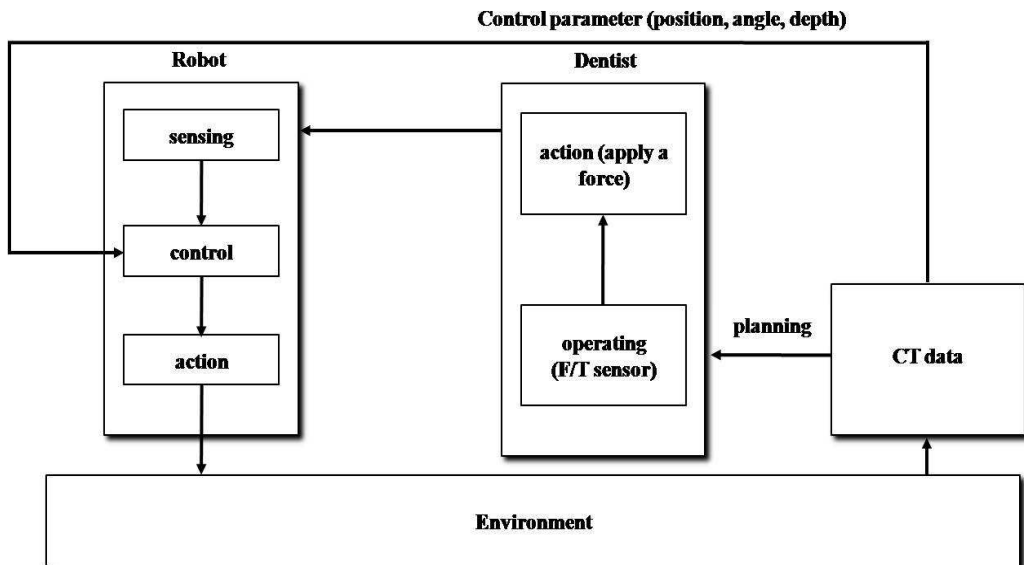


Fig. 1-5 Cooperative manipulation system

제 2 장 임플란트 시술

제 1 절 임플란트 시술 방법 및 현황

임플란트란 상실된 치아부위에 인공치아를 심어 건강한 구강을 갖게 하는 인공대치물을 말한다. 따라서 임플란트 시술에서 인공치근 식립의 정확도가 수술의 성공 여부를 결정한다. 임플란트 식립 정확도의 향상을 위해서는 환자에 대한 정확한 진단을 바탕으로 한 시술 계획 수립이 필요하다. 치과용 임플란트 시술 과정은 수술전(pre-operative) 단계와 수술중(intra-operative) 단계로 구분할 수 있다. 수술전단계로는 CT스캔, 3D형상화, 가이드제작 등 수술계획수립에 의한 준비단계이고, 수술중단계에서는 제작된 가이드를 이용하여 시술을 시작한다. 임플란트 시술 과정은 Fig. 2-1과 같이 크게 4단계로 분류할 수 있다. 먼저 CT(Computer Tomography)를 통하여 환자의 구강 상태를 진단한다. 획득한 CT데이터로 3D형상화를 하고 시술계획을 수립한다. 시술준비 단계에서는 가이드를 제작하고 가이드는 임플란트 시술단계에서 의사를 보조한다. 임플란트의 부정확한 위치는 해부학적 구조(anatomical structures)에 치명적인 손상을 주고, 드릴링 작업의 정교함에 따라 치유기간이 달라지기 때문에 임플란트 시술 과정은 의사의 풍부한 경험과 지식을 필요로 한다.

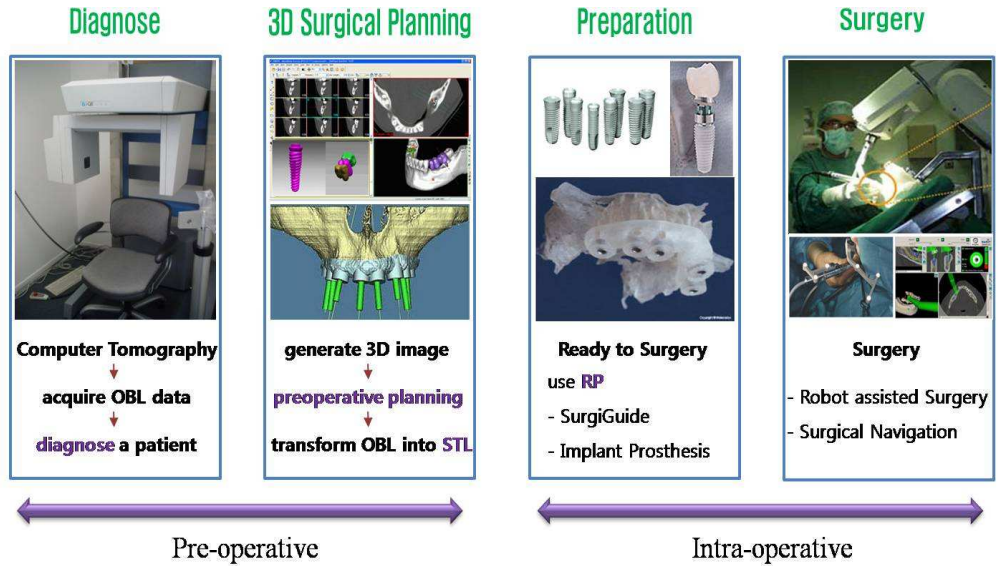


Fig. 2-1 Implant surgery process

현재 치과용 임플란트 시술 분야에서 연구개발 및 사용 중인 기술들을 Fig. 2-2에 나타내었다. 1) 기존에는 임플란트를 식립하기 위해 시술자의 직관에 의존하거나 레진(resin)을 이용하여 직접 제작한 템플릿(template)을 사용하여 왔다. 2) CT기술을 기반으로 정확한 시술계획을 수립하고 측정된 데이터를 활용하여 3차원 형상화 및 네비게이션(navigation) 기술의 발달로 보다 정밀한 시술이 가능해졌다. 3) Tactile사에서는 탐침 기술을 이용하여 악·안면 구조를 파악하고 독자적인 가이드 제작기술을 개발하였다. 4) NobelGuide, Simplant등에서는 3차원 형상화 기술을 기반으로 RP(Rapid Prototype)로 가이드를 제작하여 보다 신속하고 편리하게 임플란트 시술을 돕고 있다.

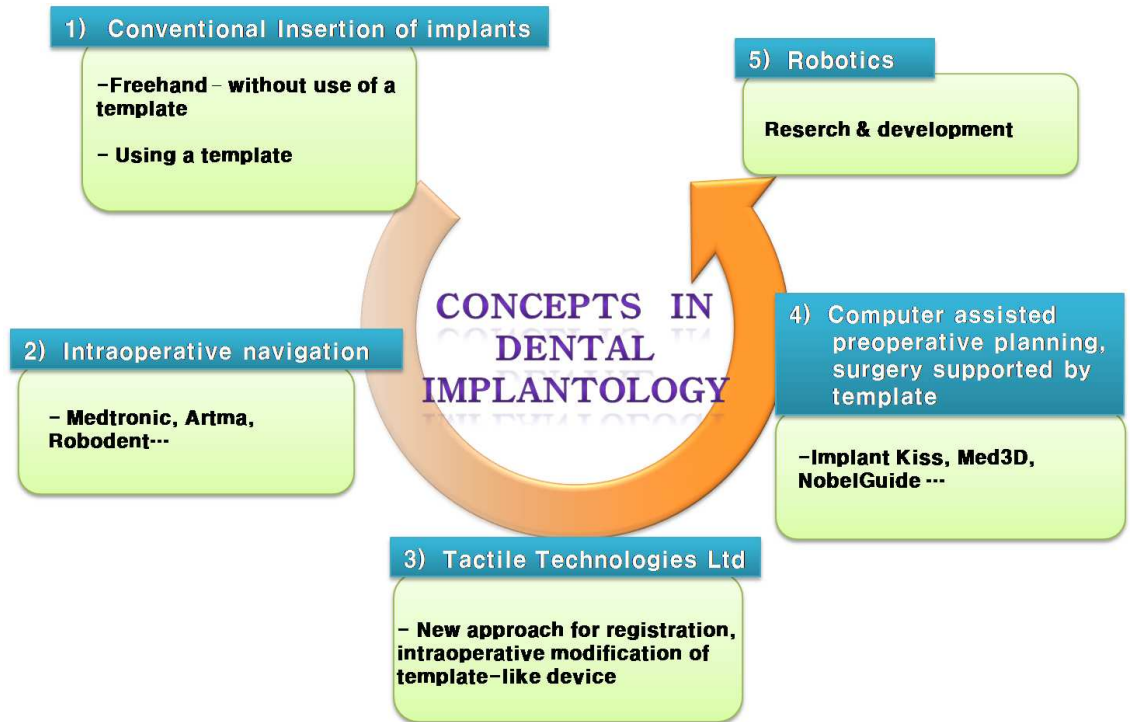


Fig. 2-2 Concepts in dental implantology

임플란트 시술에서 정확도 향상을 위하여 현재까지 가장 많이 연구되는 분야가 가이드 제작 기술이다. 가이드 제작기술은 임플란트 시술분야에서 가장 활발히 연구되는 분야로 현재 기술 수준은 상당히 높다. Table 2-1은 가이드 제작 방법에 따른 기술 구분을 나타내었다. 가장 오래된 방법인 수작업에 의한 가이드 제작방식은 정확도가 가장 떨어지는 방법이지만 해외 기술 의존도가 높고 상대적으로 낙후된 국내 치과에서 많이 사용하는 방법이다. 기존의 가이드 제작 방법은 기존의 수작업에 의한 레진이나 기타 보조물을 사용하는 방법을 주로 이용하였고 많은 시간과 인력을 요구했다. 이후 보다 정확한 가이드 제작을 위하여 시술 계획 단계에서의 CT자료를 이용한 컴퓨터 유도 드릴링 머신(computer-driven drilling machine)을 이용한 방법이 도입되었으며,^[10] 현재는 3D 형상화 기술의 발전에 힘입어 3차원 적층 기술 RP(Rapid Prototype)로 보다 손쉽고 빠르게 제작 할 수 있게 되었다. 가이드 제작을 위해 현재 가장 널리 쓰이고 있는 방법은 3D적층 기술을 이용한 가이드 제작 방법이고 초기에는 정확도에서 많은 문제점을 보였으나 현재는 실제 시술에 적용빈도가 높아진 만큼 정확도가 많이 향상되

었다.

Table 2-1 Implant surgical guide system

<i>Fabrication method</i>	<i>Traditional template</i>	<i>Computer driven drilling machine</i>	<i>RP(Rapid Prototype)</i>	<i>Other methods</i>
<i>Company</i>	IIT(Inovate Implant Technology), EZ stent	Danube University Kren Georg Schick Dental	Meterialise, I-Dent, Media Lab.	Tactile Ltd. (Custom Template), University of Heidelberg (Robot Guide)
<i>Guide support</i>	Position	Position, Angle	Position, Angle	Position, Angle
<i>3D scan required</i>	X	O	O	O

독일을 중심으로 보다 정확한 가이드를 제작하기 위한 CT데이터의 각도와 깊이 정보를 활용한 가이드 제작 방법이 도입되었으나 정확성이 떨어져 근래에 들어서는 거의 사용하지 않으며, 최근 3D형상화 기술의 발달로 인해 RP가 가장 많이 사용되고 있다. 이외에도 탐침봉 기술을 이용한 Tactile사의 Custom Guide와 상용 로봇암에 가이드를 부착하여 임플란트 식립 각도와 위치를 보조하는 시도가 있었다.^[11] 현재 개발된 가이드는 위치와 각도는 제공 하더라도 정확한 깊이에 대한 정보를 제공하기가 어렵다. 임플란트 시술 시에 깊이 조절 실패는 매우 위험하므로 가장 중요한 요소일 수 있으나 현재까지 대안이 없는 실정이고 임플란트 핸드피스의 드릴팁에 장착하는 스톱퍼(stopper)가 시중에 있으나 사용하기 매우 번거롭다. 이러한 가운데 기존의 의료용 네비게이션 기술을 치과에 적용하여 시각적인 지원을 하는 기술 개발이 이루어졌고 실제 상용화된 제품이 출시되었다.^{[12][13]} 치과용 네비게이션 기술은 기존의 가이드의 도움으로 시술의 편의를 돕는 가운데 시각적인 영상 정보까지 제공함으로써 임플란트 시술에 정확성과 편의성을 돕고 안정성을 한 단계 개선하였다. 의사는 실제 환자의 CT영상을 보면서 위치와 각도, 깊이를 예측하므로 임플란트 가이드의 역할은 현저하게 줄어들었다.^{[14][15][16]} 하지만 여

전히 네비게이션 기술을 제공하는 회사들은 가이드와 네비게이션 기술을 동시에 사용하고 있다. 실시간으로 환자의 움직임과 핸드피스의 움직임을 감지해야 하므로 DRB(Dynamic Reference Base)장치의 움직임이 틀어지거나 또는 적외선 감지 장치와 DRB장치 사이에 공간적 제약은 물론 오차 발생 시 치명적인 결과를 초래할 위험이 있다. 독일 하이델버그(Heidelberg) 대학에서는 임플란트 핸드피스에 광섬유센서(fiber optic sensor)를 장착하여 DRB장치 없는 네비게이션 기술에 대하여 연구하였다.^[17] 그동안 치과용 임플란트 시술에 관한 연구는 주로 시술전단계에서 가이드 제작기술에 치중해 있었다. 하지만 반복되는 작업과 드릴링 진동으로 인한 피로도, 불안정한 드릴링 자세, 의사의 손 떨림 등은 여전히 임플란트 시술에서 해결해야 할 문제로 남아있다. 이러한 문제는 시술중단계에 해당하는 문제로써 가이드 제작만으로는 해결하기가 어렵다. 가장 이상적인 방법은 임플란트 시술의 자동화와 그에 따른 로봇의 도입이다.

제 2 절 로봇을 이용한 임플란트 시술

이스라엘의 Tactile Technologies가 개발한 ILS(Implant Location System)은 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 단축하였다. 또한 가이드 제작 역시 기존의 방법보다 제작 시간을 단축하였다. Tactile Technologies는 이미 시스템의 부품들에 대한 동물 시험을 수행했으며, 미국 FDA에서 실제 인체에 대한 시험을 승인받았다. 환자의 턱에 프레임이 고정되고 뼈의 위치를 판별하여 매우 작은 바늘이 잇몸을 관통하며 스캔이 시작된다. 이 데이터는 PC로 무선으로 전송되며, CT 스캔 데이터와 결합되어 드릴가이드 형상의 결정에 사용된다. 탐침에 의해 제공되는 정보는 매우 유용하긴 하지만, 이 탐침이 잇몸에 장기적인 통증을 유발할 위험이 있다. Fig. 2-3는 Tactile Technologies에서 개발한 ILS system을 나타내었다. ILS는 탐침로봇과 수술가이드, 수술가이드 제작 로봇, 시술계획프로그램으로 구성되어 있다.

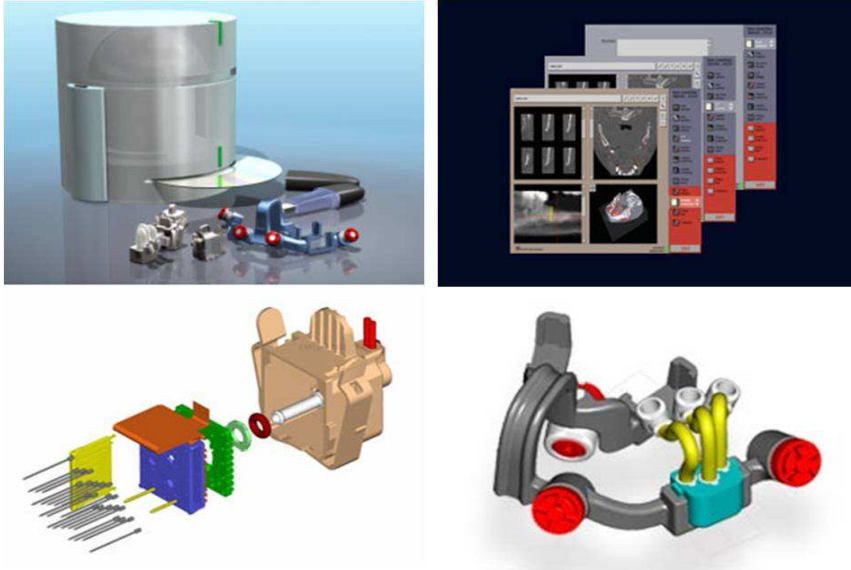


Fig. 2-3 ILS system of Tactile Technologies

독일의 하이델버그(Heidelberg) 대학에서는 치과용 임플란트 시술에 가이드 로봇을 도입하여 구강환자 모형에 드릴링 테스트를 시도 하였다. Fig. 2-4는 독일의 하이델버그 대학에서 연구한 임플란트 시술 가이드 로봇을 나타내었다. 기존의 CT 영상에 의한 3D시술계획에서 수립한 구강 영상을 바탕으로 환자 좌표를 생성하고, 생성된 좌표를 로봇 좌표로 전송한다. 로봇은 시술자에 의해 입력된 드릴링의 초기 위치, 방향, 깊이를 설정하고 가이드를 시술 위치에 배치한다. TaMed사에서 개발한 PC 기반 프로그램인 TomoRob을 이용하여 제어 가능한 700mm의 상용 로봇암을 이용하였고, 시뮬레이션 및 기구부의 시각화가 가능하다. 시술자에 의하여 시술 계획을 입력하면, 로봇은 TomoRob에 의해서 구동된다. 아직은 임상단계로 기존의 일회성 가이드 제작의 번거러움을 개선했지만, 각도 조절에 대한 정보는 제공하지 않는다. 여전의 의사는 프리핸드 (free hand) 드릴을 사용하므로 시술과정 역시 의사의 숙련도에 의존된다. 임플란트 시술에 로봇암을 도입한 예로 치과용 임플란트 시술에서 로봇암의 도입의 가능성을 시사하였다.

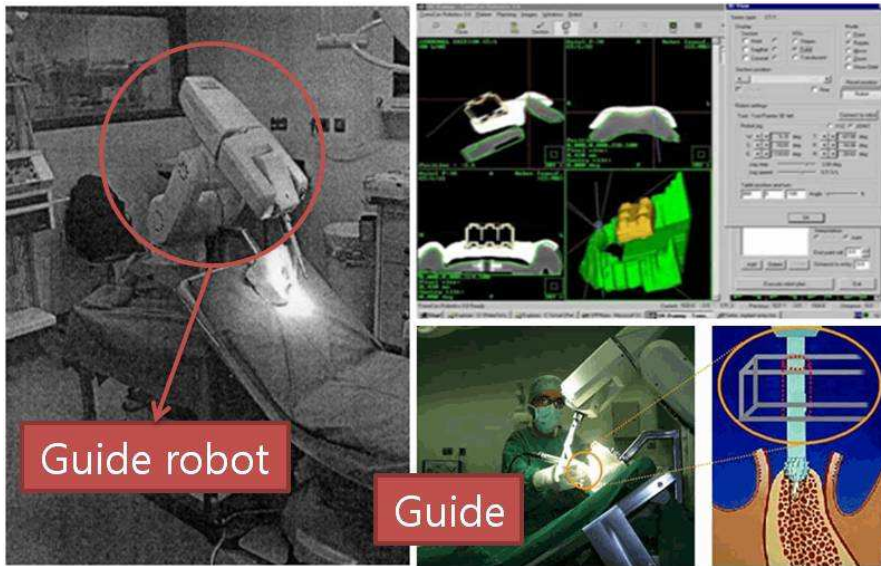


Fig. 2-4 Robot for implant dentistry

제 3 장 임플란트 시술 메니폴레이터 메커니즘

치과 의료용 임플란트 시술 로봇 시스템을 구성하기 위해서는 다음과 같은 4가지 기술이 필요하다.

- 로봇암 구동 및 위치제어 기술 (robot registration)
- 환자 고정장치(head holder)
- 시술과정의 시각화 기술 (dental navigation)
- 임플란트 핸드피스 각도 및 깊이 조절 장치 (angulation device)

첫째, 로봇암 구동 및 위치제어 기술이 필요하다. 임플란트 시술에 있어서 요구되는 의사의 움직임 범위는 작다. 좌표 추적 기술로 시술부위로의 포지셔닝은 가능하지만 세부적인 시술메커니즘을 구현하기가 까다롭다. 시술메커니즘을 구현할 수 있는 추가적인 말단장치(end effector)의 제작이 필요하다. 둘째, 환자 머리 고정 장치의 개발이 필요하다. 시술중에 발생하는 환자의 미세한 움직임을 보상하기가 어렵기 때문에 턱의 움직임을 제외한 환자 고정 장치의 개발이 필요하다.^[18] 셋째, 시술과정의 시각화 기술이 필요하다. 한정된 공간과 복잡한 시술기구로 인해서 수술중의 시야확보가 어려울 것이다. 네비게이션 기술의 도입으로 실시간 환자의 구강 영상정보를 제공해야 할 것이다. 임플란트 시술시 발생하는 문제점은 매식체(이식재료)의 방향과 각도의 오류로 인한 이식실패, 깊이 조절의 실패로 인한 신경손상으로 인한 감각이상, 시술부위 감염등의 순으로 나타난다. 이와 같이 수술 실패의 요인은 부정확한 시술전단계보다는 주로 시술 중단계에서 나타난다. 또한 시술 시에 가장 중요한 점은 정확한 각도와 깊이 조절이다. 성공적인 임플란트 시술은 환자의 상·하악 신경구조를 고려한 정확한 사전 시술 계획 수립과 그에 따른 숙련된 의사의 시술이다. 하지만 의사의 피로도와 시술 시에 드릴의 진동으로 인한 손떨림 등은 여전히 시술실패의 원인으로 나타난다. 본 논문에서는 보다 안정적인각도 조절을 유도하고 시술계획에 부합하는 깊이 조절을 할 수 있는 임플란트 핸드피스 각도 및 깊이 조절장치를 설계하였다.

제 1 절 RCM 기구부

최근 들어, 복강경검사(laparoscopy)기술을 대표로 하는 최소침습수술은 신속한 발전을 가져왔다. 최소침습수술과 로봇기술의 결합은 전통적인 최소침습수술의 제한된 관찰 및 활동범위, 힘의 피드백(force feedback) 결핍과 의사들이 쉽게 피로해 하는 등 단점을 극복할 수 있어 인체공학적으로 적합한 정확하고 안정적인 조작환경을 제공하고 수술의 정확도와 안전성을 제고할 수 있다. 최소침습수술과정에서 내시경 또는 기타 수술도구는 투관침(trocar)을 통해 환자피부의 작은 절개 구에 삽입하여 시술위치에 도달하는데 절개구 크기의 한계로 투관침은 삽입점을 돌려싸고 회전 또는 이동해야 한다. 이것은 최소침습수술의 하나의 고유한 특징이므로 이러한 수술을 보조하는 로봇은 보통 모두 수술도구를 위한 상대적으로 안정적인 고정 삽입 점을 제공할 수 있다. 원격운동중심기구(RCM)는 이동도가 적은 기구를 이용하여 고정적인 가상회전중심을 실현하는 방법이다. RCM은 로봇의 핸드구조로써 말단장치로 하여금 공간 내의 임의의 고정 점을 돌려싸고 회전운동을 한다. 이러한 기구는 수술의 안정성을 높일 수 있다. Taylor 등^{[19][20][21]}은 처음으로 RCM개념을 복강경수술 보조로봇에 응용하였고 서로 다른 적용분야에 대해 MINI-RCM, PAKY 및 Steady hand로봇 등 다양한 RCM기구를 개발하였다. KIM^[22] 등은 RCM 조작핸드로 최소침습수술을 진행하였다. 이미 상업화된 Da Vinci수술로봇의 말단조작장치도 RCM기구를 사용하였다. 본 장에서는 임플란트 시술에서 각도조절 실패가 시술에 미치는 영향을 살펴보고, 각도조절을 보완하기 위하여 임플란트 시술에 적합한 RCM메커니즘을 선정하였다. 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^[23]은 2개의 회전조인트로 2자유도의 RCM메커니즘을 구성했었다. Fig. 3-1 (b)는 원호가이드를 이용한 RCM메커니즘이다. Guerrouad 와 Vidal이 SMOS로봇^[24]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. 구동

부는 베이스 링크에 직접 위치하고, 링크를 굽힘으로써 RCM point의 조절이 가능하다. Fig. 3-1 (d)는 벨트로 구동되는 RCM메커니즘을 나타내었다. 벨트나 기어, 체인은 동등한 비율의 이동변위를 일으키고 동시에 같은 비율로 일어나는 움직임은 평행사변형 움직임을 일으킨다. JHU의 SHR(Steady Hand Robot)에서 적용된 메커니즘이다. Fig. 3-1 (e)는 각도조절과 동시에 회전범위와 비례하는 직선변위를 일으키는 RCM조절 방법이다. 이러한 방법은 Kim등이 최소침습수술에서 이용한 방법이다.

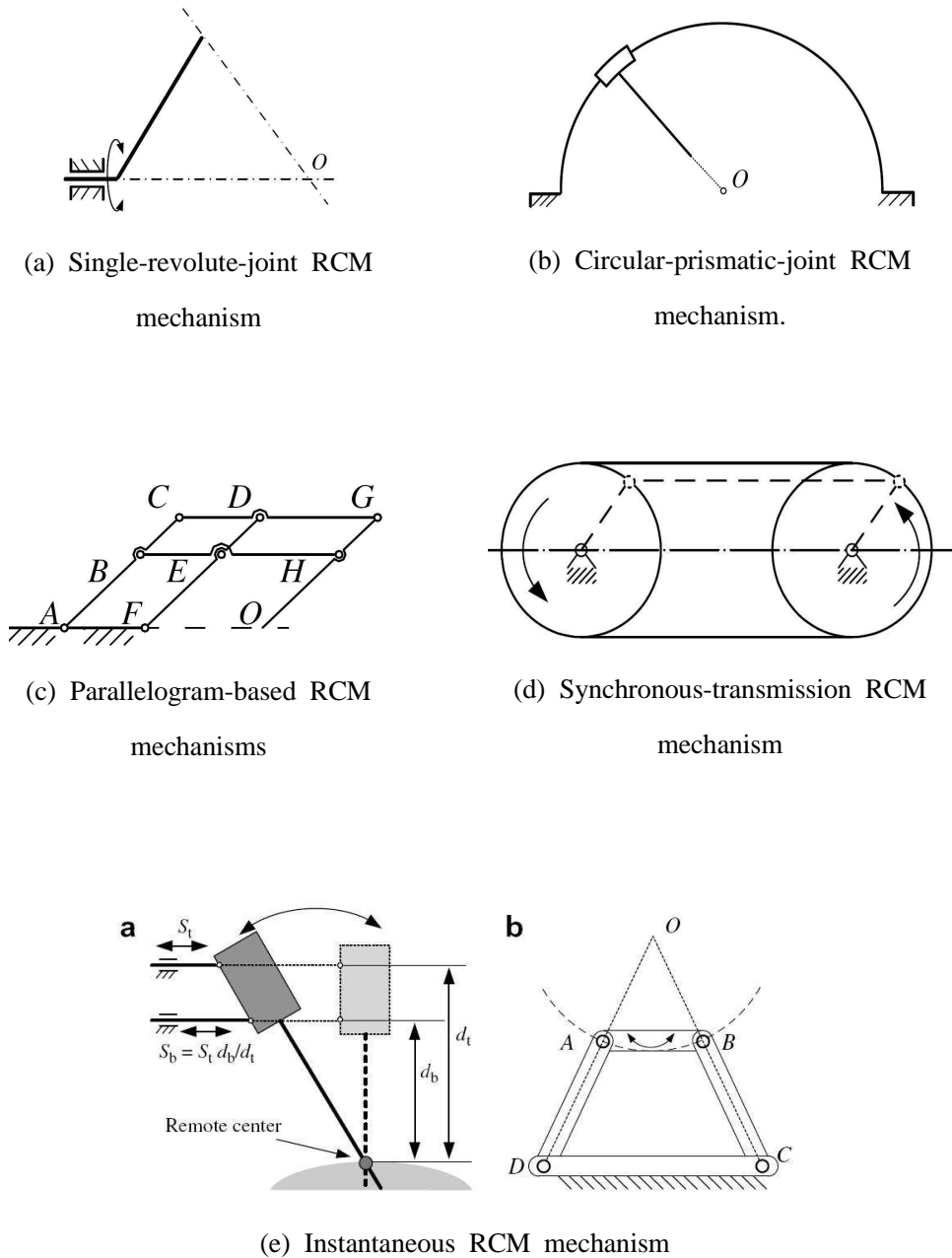


Fig. 3-1 RCM mechanisms

1. 임플란트 시술에서 RCM 메커니즘의 필요성

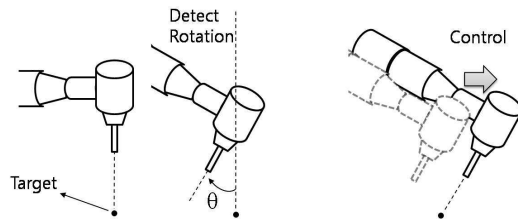
가이드 제작과 네비게이션 기술의 도입으로 임플란트 시술 위치의 정확도를 높이는 기술개발은 끊임없이 이루어졌다. 그러나 각도 조절 실패는 여전히 임플란트 시술 과정에서 빈번하게 발생함에도 불구하고 현재까지는 가이드제작 기술에만 의존하고 있는 실정이다. 초기의 부정확한 각도 조절은 수술 실패의 요인이 되지만 드릴링 진행시 부정확한 진행 방향 역시 수술실패의 원인이 된다.^{[25][26]} 본 논문에서는 부정확한 각도 조절에 대한 보완으로 임플란트 시술에 RCM 메커니즘을 도입하였다. 고정된 드릴팁을 유지하는 RCM 메커니즘은 초기 각도조절 오차와 드릴링 진행 각도 오차 모두를 보완한다.

가. 초기 각도조절 오차

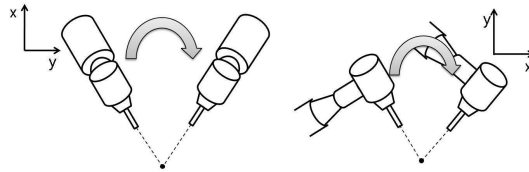
정확한 식립 위치를 선정했다 하더라도 부정확한 각도 조절은 임플란트 시술 실패의 요인이 된다. 수술중(intra-operative) 과정에서 의사의 실수나 손떨림으로 각도 조절의 실패를 유발할 수도 있지만, 시술계획단계(pre-operative)에서 부정확한 촬영으로 인한 가이드 제작도 각도 실패를 유발한다. 각도 조절 오차를 줄이고자 원격운동중심 메커니즘을 각도조절 구동 메커니즘으로 도입하였다. Fig. 3-2 (a)는 일반적인 핸드피스 각도조절 방법을 나타내었다. 일반적인 각도 조절은 원하는 각도 θ 를 조절하면 드릴팁은 $\sin\theta$ 에 비례하여 목표위치(target point)에서 멀어지게 된다. 따라서 추가적인 위치오차 보상이 필요하다. Fig 3-2 (b)는 원격운동중심을 나타내었다. RCM은 공간상의 떨어진 목표 위치를 지향하면서 각도 조절을 한다. 각도조절이 안정적으로 이루어지고 추가적인 위치보상이 불필요하다.

나. 드릴링 진행각도 오차

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 핸드피스의 영상을 중첩하여 제공한다. 그러나 의사는 여전히 프리핸드(free-hand)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) Translation control for target point



(b) Angle control for fixed point

Fig. 3-2 Angle control of implant drill tip

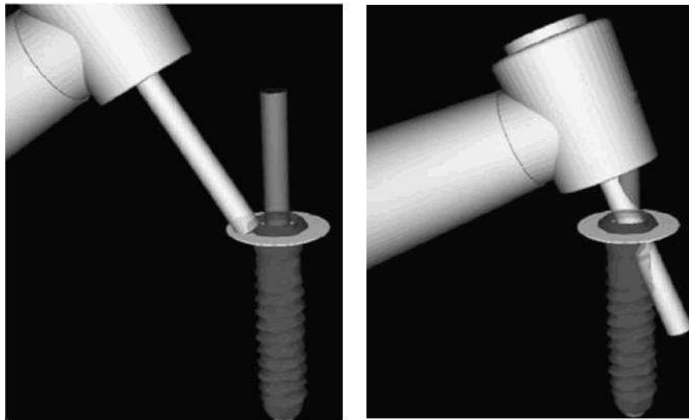


Fig. 3-3 Distance between drill tip and implant-axis

2. 이중평행사변형 메커니즘의 선정

본 논문에서는 치과용 핸드피스의 각도 조절에 가장 적합한 RCM메커니즘을 평행사변형구조의 메커니즘으로 선정하였다. Fig. 3-4에 이중 평행사변형 RCM구조의 링크 조합을 통해 구성할수 있는 10개의 RCM 구조를 나타내었다. 각 링크의 조합을 통하여 Fig. 3-4의 (a)~(f) 까지 다양한 구조로 나타낼 수 있으며, (g)~(f)와 같이 말단부가 중앙에 위치한 구조로도 구현이 가능하다.^[27] 치과용 임플란트 시술 메뉴플레이터는 각도 조절과 깊이조절을 연속적으로 구현해야 한다. 또한 구강안의 제한된 영역에서 시술이 이루어지기 때문에 각도와 깊이 조절의 기구적 범위가 시술영역에 영향을 미치지 않아야한다. 이러한 점을 고려하였을 때 Fig. 3-4 (d)의 이중평행사변형 구조는 수술툴의 팁부분이 공간 제약을 받지 않고 링크부의 구성부품이 가장적기 때문에 치과의료용 임플란트 시술 메니플레이터의 각도와 깊이 조절 장치를 구성하는데 가장 적합한 메커니즘으로 판단된다.

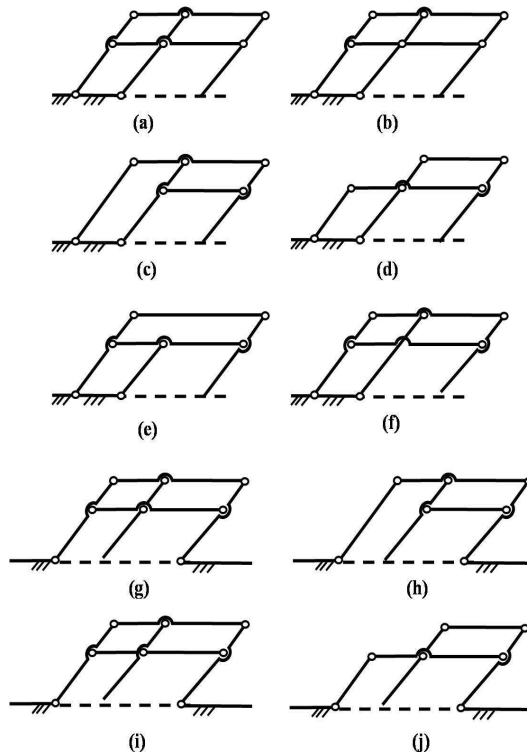


Fig. 3-4 Series of double parallelogram

의료용 로봇에 사용되는 RCM기구는 반드시 아래 4개 조건을 만족해야 한다. 이러한 조건을 고려하여 Fig. 3-5와 같은 임플란트 핸드피스 RCM기구부를 구성하였다.

- (1) 이동도, 즉 삽입 점을 둘러싼 3개 회전과 1개 이동을 갖고 있어야 한다. 수술도구 축선을 둘러싼 회전과 이동은 2D회전을 통해 실현할 수 있다.
- (2) 수술도구가 필요한 위치까지 도달할 수 있는 공간을 보장해야 한다.
- (3) 적은 수술공간을 차지해야 할 뿐만 아니라 환자 신체의 다른 부위도 피해야 하며 의사의 수술진행을 방해하지 않아야 한다.
- (4) 시스템 강도는 자체 및 수술 도구 중력과 외부 힘의 작용에 변형이 없도록 보장해야 하며 그렇지 않을 경우 환자의 안전에 위험을 준다.

위의 조건을 고려하여 이중평행사변형 구조의 치과용 임플란트 각도와 깊이 조절부의 구동부에 대한 요소는 Fig. 3-5에 나타내었다. x축과 평행한 드릴팁의 움직임과 두개의 회전에로 구성되어 있다. 나머지 1개의 회전은 베이스부분의 자유도로 보완한다. RCM 기구의 설계를 위해서 우선 유형종합을 통해 적합한 RCM 구성을 선택 하고, 구체적인 응용의 필요한 조건에 근거하여 각 막대 길이변수를 결정했다. 드라이빙 토크에 대한 추산을 통하여 적합한 구동장치를 고려하였다.

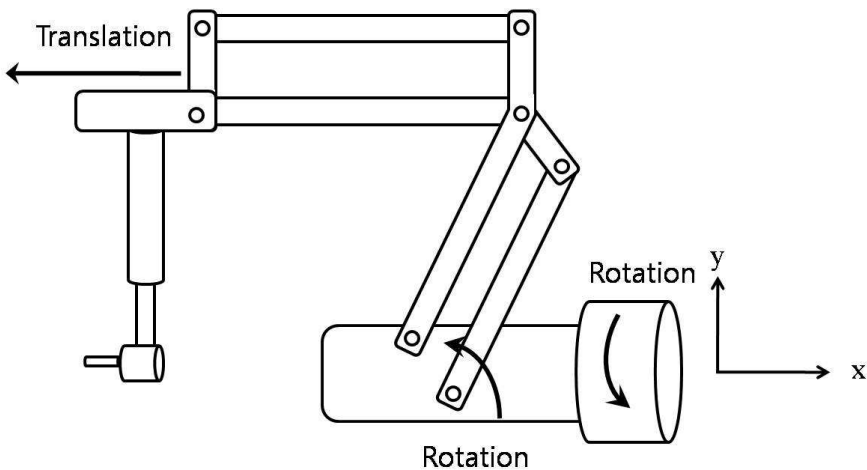


Fig. 3-5 Double parallelogram mechanism of handpiece

3. 이중평행사변형의 기구의 목표

이중평행사변형 구조를 갖는 RCM기구부 말단장치의 크기변수가 변하지 않는 고정점을 유지하는 여부에 대한 이론적 검증을 시도하였다. Fig. 3-6과 같이 이중평행사변형은 $l_1 \sim l_6$ 의 독립적인 링크의 크기에 의해 구성된다. A'와 F'사이의 RCM 기구의 기본축을 설정하는 간격(offset)이고 l_6 는 핸드피스를 설치하는데 필요한 간격이다.

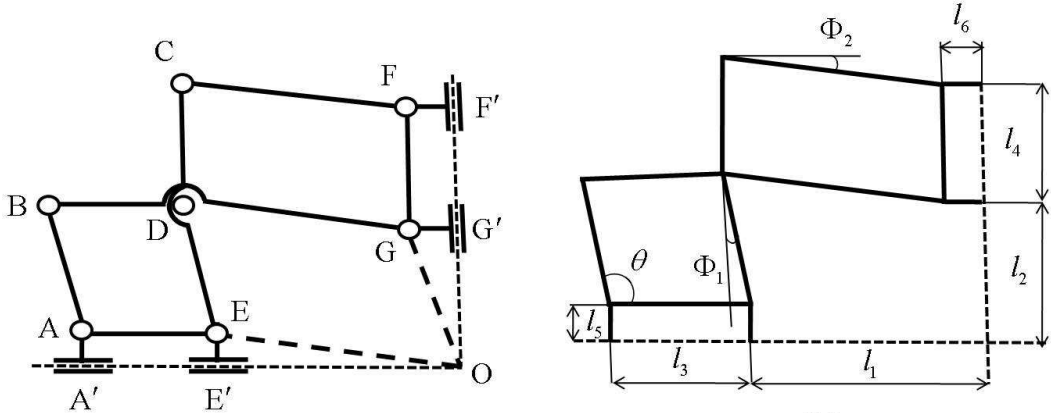


Fig. 3-6 Component of double parallelogram

전체 기구의 운동은 BA와 수평축선이 이루는 각 θ 가 이루는 각이다. F'G'의 편각은 $\theta - \Phi_1 - \pi$ 이다. 각 링크별 기구부는 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$l_{CD} = l_{FG} = l_4$$

$$l_{BD} = l_{AE} = l_3$$

$$l_{AB} = l_{DE} = l_{GO} = \frac{l_6}{\sin\Phi_1}$$

$$l_{DG} = l_{CF} = l_{EO} = \frac{l_5}{\sin\Phi_2}$$

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

Fig. 3-7은 이중 평행 사변형 구조의 각 링크 길이를 복소평면에 나타냈을 때 Z_1 , Z_2 , Z_3 , Z_4 , Z_5 , Z_6 가 복소평면에 형성하는 좌표를 기하학적으로 나타낸 그림이다.

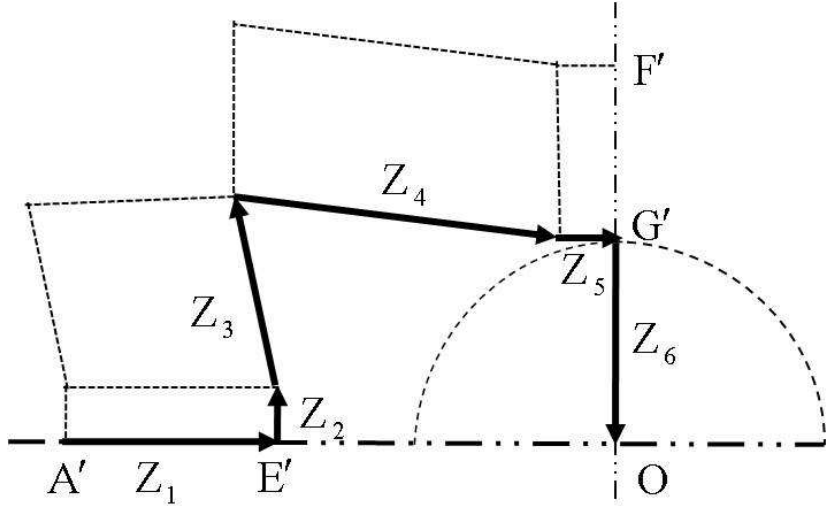


Fig. 3-7 Geometry of double parallelogram

각 링크의 한지부를 중심으로 복소평면에 나타내면 다음과 같다.

$$Z_1 = l_3 + 0i$$

$$Z_2 = 0 + l_5i$$

$$Z_3 = -l_6 + l_2i$$

$$Z_4 = l_1 - l_5i$$

$$Z_5 = l_6$$

따라서 G' 은

$$G' = Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5 \tag{3-1}$$

이므로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\dot{G} = l_1 + l_3 + l_2 i \quad (3-2)$$

입력각 θ 의 변화에 따른 툴이 원격운동중심을 형성하기 위해서는 툴의 위치인 F'G'와 G'O가 일치하여야 한다. 각도 변화량에 대한 각 링크부의 크기변수는 다시 오일러식에 의해서 지수함수로 나타낼 수 있다.

$$Z_1 = l_3$$

$$Z_2 = l_5 i$$

$$Z_3 = -\frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\Phi_1 + i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\Phi_1, \theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2} = 0$$

$$= -\frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\left(\Phi_1 + \frac{\pi}{2}\right) - i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right)$$

$$= \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \cos\theta - i \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \sin\theta$$

$$= \frac{l_6}{\sin\Phi_1} e^{-i\theta}$$

$$Z_4 = \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \cos\Phi_2 - \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \sin\Phi_2$$

$$= \frac{l_5}{\sin\Phi_2} e^{-i\Phi_2}$$

$$Z_5 = l_6 \cos\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right) + i l_6 \sin\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)$$

$$= l_6 e^{i\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)}$$

따라서 G' 에 대하여 정리하면,

$$\begin{aligned}
 G' &= l_3 + l_5 i + \frac{l_6}{\sin\Phi_1} e^{i\theta} + \frac{l_5}{\sin\Phi_2} e^{-i\Phi_2} + l_6 e^{i\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)} \\
 &= l_3 + l_5 i + \frac{l_6 \cos\theta}{\sin\Phi_1} + i \frac{l_6 \sin\theta}{\sin\Phi_1} + \frac{l_5 \cos\Phi_2}{\sin\Phi_2} - i \frac{l_5 \sin\Phi_2}{\sin\Phi_2} \\
 &\quad + l_6 \cos\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right) + i l_6 \sin\left(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)
 \end{aligned} \tag{3-3}$$

Φ_1 은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned}
 \tan\Phi_1 &= \frac{l_6}{l_2}, \quad \sin\Phi_1 = \frac{l_6 \cos\Phi_1}{l_2} \\
 \tan\Phi_2 &= \frac{l_5}{l_1}, \quad \sin\Phi_2 = \frac{l_5 \cos\Phi_2}{l_1}
 \end{aligned} \tag{3-4}$$

식 (3-4)를 식 (3-3)에 대입하여 정리하면,

$$\begin{aligned}
 G' &= l_1 + l_3 + \frac{l_6 \cos\theta}{\sin\Phi_1} + l_6 \sin(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1) \\
 &= l_1 + l_3 + l_2 \cos(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1)
 \end{aligned} \tag{3-5}$$

과 같이 나타낼 수 있다. 결국 G' 가 O 점에 도달하는 벡터는

$$Z_6 = (l_1 + l_3 + 0i) - H' = l_2 e^{i(\theta - \Phi_1 - \pi)} \tag{3-6}$$

과 같이 표시할 수 있다.

$\theta - \phi_1$ 의 값은 항상 $\frac{\pi}{2}$ 로 일정하다. 따라서 식 (3-6)에서 보여지듯이 G' 와 O 점까지의 거리는 회전각의 변화에 따라 변화하지 않는다. $F'G'$ 와 $G'O$ 의 회전각은 동일하므로 $F'G'$ 은 점 O 를 중심으로 회전한다.

4. 이중평행사변형 기구의 구동 토크

본 절에서는 O점에 가해지는 토크와 각 부품에 작용하고 있는 차체 중량을 극복할 수 있는 모터토크를 계산하였다. 힌지부의 마찰에 의한 영향은 없다고 가정하였다. 구동부에 미치는 영향은 Fig. 3-8에서는 z축과 x축에 대한 구동 토크를 나타내는데 있어서 기구부의 질량이 구동부에 가장 크게 영향을 미치는 형태로 놓고 계산한 것이다. AB를 입력 축으로 선정하였고, W 는 각부에 작용하는 중력이다. M_{Oz} 와 M_{Ox} 는 시술자에 의하여 생성된 x축 z축 기준의 토크이며, M_{Az} 와 M_{Ax} 는 각각 Z축, x축에 대하여 필요한 구동토크이다. AB와 x축과의 각을 θ 라 하고, AB를 x축을 기준으로 회전하였을 때 z축과 이루는 각을 β 라고 한다.

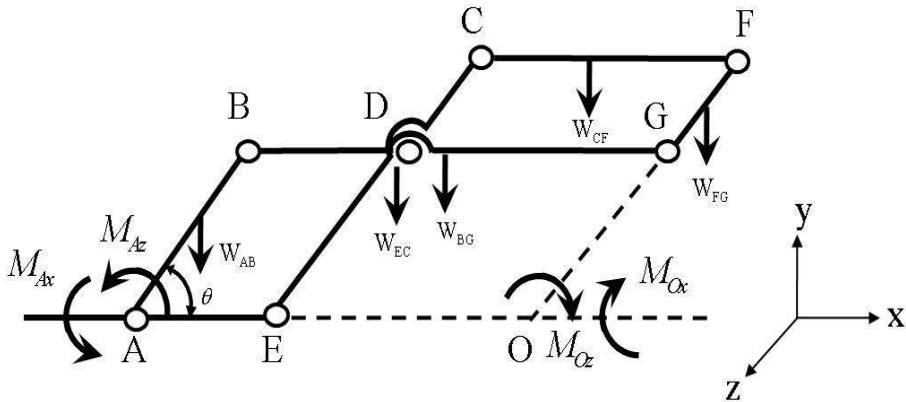


Fig. 3-8 Torque of double parallelogram

z축을 중심으로 한 M_{Az} 와 x축을 중심으로 한 M_{Ax} 를 각각 구해보면 다음과 같다.
(OG를 l_2 , GF를 l_4 라 가정)

$$M_{Az} = M_{Oz} + \cos\theta \cos\beta \times \left[\frac{1}{2} W_{AB} l_2 + \frac{1}{2} W_{EC} (l_2 + l_4) + W_{GF} \left(l_2 + \frac{1}{2} l_4 \right) + W_{BG} l_2 + W_{CF} (l_2 + l_4) \right] \quad (3-7)$$

$$M_{Ax} = M_{Ox} + \cos\theta \cos\beta \times \left[\frac{1}{2} W_{AB} l_2 + \frac{1}{2} W_{EC} (l_2 + l_4) + W_{GF} \left(l_2 + \frac{1}{2} l_4 \right) + W_{BG} l_2 + W_{CF} (l_2 + l_4) \right] \quad (3-8)$$

각 부품들의 길이와 질량은 고정되어 있기 때문에 식 (3-7), (3-8)은 다음과 같이 표현 할 수 있다.

$$\begin{aligned}M_{Az} &= M_{Oz} + C \cos \theta \cos \beta \\M_{Ax} &= M_{Ox} + C \cos \theta \cos \beta\end{aligned}\tag{3-9}$$

여기서, C는 상수이고 각 축에 구성품의 질량에 대한 중력이 구동 드라이버에 미치는 토크는 1개의 집중질량과 동등하므로 토크평형을 실현함에 있어서 편리하다. 따라서 반응속도가 빠르고 사용자가 직접 잡고 움직이는 매니플레이터로 구성하기가 적합하다.

제 4 장 메니플레이터 메커니즘 설계 및 해석

제 1 절 메니플레이터 모델링

치과용 임플란트 시술 메니플레이터의 각도 조절은 드릴팁의 위치를 유지하면서, 각도 조절을 구현하기 위하여 이중평행사변형 메커니즘을 도입하였다. 또한 정밀한 각도조절과 강성있는 움직임을 구현하기 위하여 선형 운동 기구(linear motion kinematics)를 적용하였다. 슬라이더-크랭크(sliding-crank)운동에 따른 평행사변형의 각도 변화는 드릴팁의 각도 변화를 유발한다. 선형 운동 기구는 위치 결정 정밀도가 크고 동시에 고속 움직임이 가능하며, 강성과 허용하중이 크다. 또한 장기간 고정도를 유지하므로 의료기기 분야에 적용이 가능하다. Fig. 4-1은 치과용 임플란트 핸드피스에 원격운동중심 메커니즘 구현을 위한 이론적인 기구부의 배열을 나타낸다. 초기 기구부의 위치에 따라 고정된 값은 $L_2, L_3, L_4, H, \gamma, \delta, \zeta$ 이고, 이송스테이지의 병진운동에 따라 변동되는 값은 $x, \alpha, \beta, \theta_h$ 이다. 핸드피스의 각도 변화 θ_h 의 구현을 위하여 리니어 슬라이드 모션에 의한 L_4 는 x 만큼 변한다. x 의 변화량 만큼 β 와 α 값 역시 변하고, 결국 $\alpha + \beta + \delta$ 의 변화량만큼 θ_h 도 변한다.

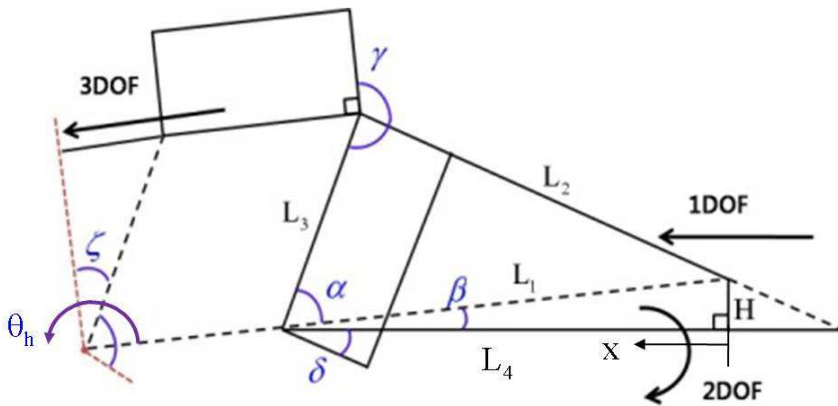


Fig. 4-1 Parallelogram sketch of manipulator

임플란트 시술시 필요한 각도의 변위를 구현하기 위해 적절한 값을 선정하였다. 각 링크부의 길이는 다음 식에 의해 계산된다.

$$\gamma = const, \delta = const, \zeta = const \quad (3-10)$$

cos 제 2법칙에 의해 α 는

$$\alpha = \cos^{-1} \left[\frac{(L_1^2 - L_2^2 + L_3^2)}{2L_1L_3} \right] \quad (3-11)$$

H 값에 의하여 β 는

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{H}{L_1} \right) \quad (3-12)$$

따라서 θ_h 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\theta_h = \alpha + \beta + \delta \quad (3-13)$$

Table 4-1에 메니플레이터 설계 시에 적용한 인자들을 나타내었다. 이러한 값들은 핸드피스 드릴팁을 기준으로 원격운동중심을 구현하기 위한 값들이다. 각 요소들은 메니플레이터 모델링에 적용되었다. $\alpha + \beta = 60^\circ$ 인 경우를 기준으로 핸드피스의 회전 길이를 고려하여 설계하였다. 메니플레이터의 모델링 형상을 Fig. 4-2에 나타내었다. 드릴링의 깊이를 조절하는 깊이조절부(insertion part)와 드릴링의 각도를 조절하는 각도조절부(orientation part)로 나누어진다. 각도조절부는 이송스테이지(translation stage)와 회전스테이지(rotation stage)로 이루어져 있다. 각 축별로 분리된 액추에이터의 주요 구성요소인 볼스크류, 볼너트, 베어링, LM 가이드, 테이블 플렉서, 모터축, 기타 동력전달 부품으로 나누어서 CATIA를 이용하여 모델링하였다.

Table 4-1 Modeling specification

<i>Component</i>	<i>Spec.</i>
L_1	377.36 mm
L_2	320 mm
L_3	200 mm
H	13.205 mm
α	58.995 °
β	2.005 °

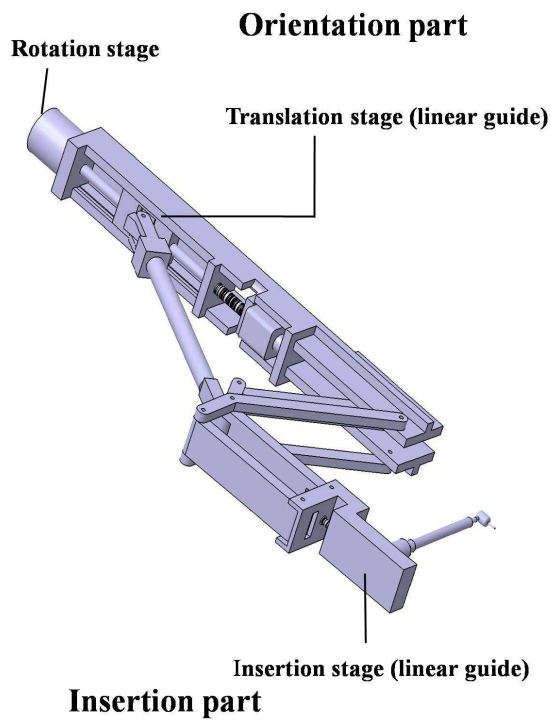


Fig. 4-2 Conceptual design of manipulator

제 2 절 ADAMS를 이용한 시스템의 동특성 해석

치과용 임플란트 시술 매니퓰레이터의 설계 목적은 임플란트 핸드피스 드릴팁의 안정적인 RCM 모션의 구현이다. 본 논문에서는 목(neck)과 머리(head)가 직각 구조인 핸드피스를 기준으로 매니퓰레이터를 설계 및 시뮬레이션하였다. 따라서 임플란트 핸드피스 드릴팁의 지향방향은 깊이 조절부의 볼스크류와 평행을 이룬다. 드릴팁의 RCM Point는 회전스테이지의 중심축의 연장선상에 있다. ADAMS에서 구동조건을 입력하고, x축과 y축에 대하여 RCM 모션의 구현을 평가하기 위한 시뮬레이션을 진행하였다. Table 4-2는 시뮬레이션을 진행하기 위한 모델링 조건을 나타낸 것이다. Fig. 4-3은 ADAMS plant에서 시뮬레이션 조건을 나타낸 그림이다. 매니퓰레이터는 총 3개의 입력 회전 모션으로 구성되어 있고, 입력 모션에 대하여 샵입스테이지와 이송스테이지가 스크류조인트와 이송조인트로 구성되어 있다. 샵입스테이지의 볼스크류2와 테이블2의 회전대 이송비는 1:0.02이고, 이송스테이지의 볼스크류1과 테이블1의 회전대 이송비는 1:0.25로 설정하였다.

Table 4-2 Conditions of manipulator modeling

<i>Input rotation</i>		rotation 1, rotation 2, rotation 3	
<i>Insertion stage</i>		link + screw joint + translation joint	
<i>Translation stage</i>		link + screw joint + translation joint	
<i>Rotation stage</i>		rotation joint	
<i>Coupling</i>	rotation stage	rotational ratio	1 : 1
	ballscrew 2 : table 2	rotation : translation	1 : 0.02
	ballscrew 1 : table 1	rotation : translation	1 : 0.25

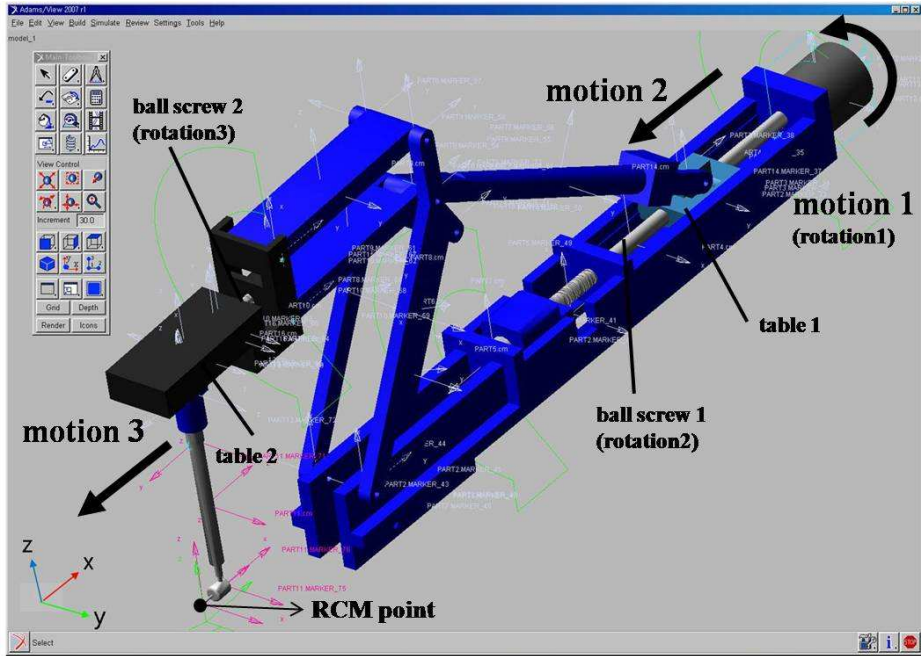


Fig. 4-3 Modeling of manipulator

1. 드릴팁의 피치(pitch) 운동

메니플레이터는 임플란트 드릴팁과 시술영역의 요구각도에 대한 정보를 가지고, 환자의 구강영역 시술자의 위치 등을 고려하여 모델링을 하였다. 식 (3-11)에서 각도 조절부의 리니어 슬라이드 이송량(travel length)과 드릴팁의 각도 변화량은 다음과 같다.

$$\alpha = \cos^{-1} \left[\frac{\left(\frac{H}{\sin b} \right)^2 - L_2^2 + L_3^2}{2 \left(\frac{H}{\sin b} \right) L_3} \right] \quad (3-14)$$

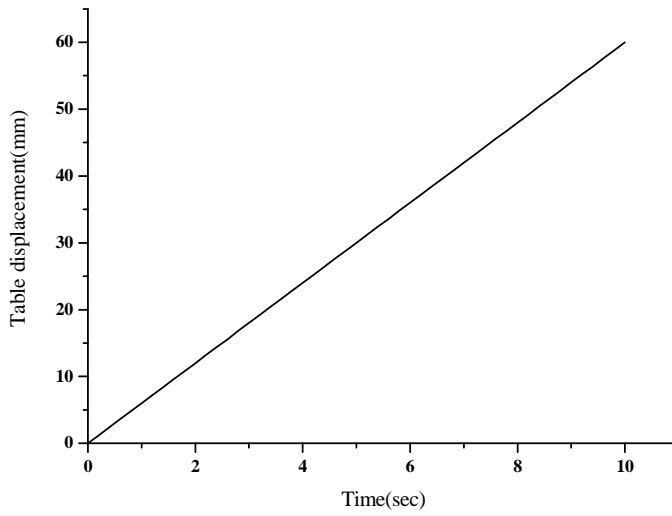
$$b = \tan^{-1} \left(\frac{H}{L_4 + x} \right)$$

ADAMS에서 이입한 3D 모델링에 구동 조건을 주고, 시뮬레이션을 실행하면 시스

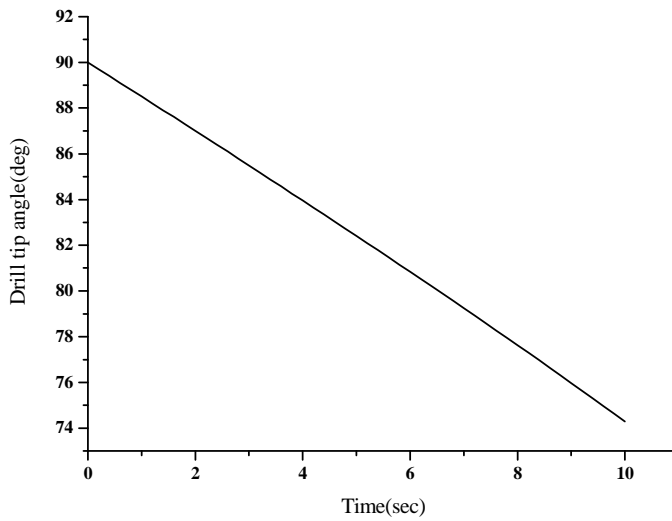
템의 동적 거동을 가시화할 수 있고 각 요소별 상태량에 대한 그래프를 얻을 수 있다. 치과용 임플란트 시술에 필요한 최대 각 변위를 30° 로 규정하였다. Table 4-3에 식 (3-14)에 의해서 $\pm 60\text{mm}$ 의 테이블 이송거리에 대한 이론적인 이송량에 대한 드릴팁의 각도 변위와 motion 2에 대하여 시뮬레이션을 하였을 때의 데이터와 비교하였다. $+60\text{mm}$ 이송시 오차는 0.27° 이고, -60mm 이송시에 발생하는 오차는 0.38° 이다. 이러한 이론식과 실제 시뮬레이션 결과에서 발생하는 오차는 매니플레이터 설계에서 발생하는 치수오차이다. 또한 핸드피스 각도 90° 를 기준으로 테이블의 병진운동이 대칭적인 각도변화를 보이지 않았다. 테이블1의 병진운동은 핸드피스의 전체 각도조절 영역에도 동일한 변위를 일으키지 않음을 확인하였다. Fig. 4-4와 Fig. 4-5는 $\pm 60\text{mm}$ 테이블의 변위에 대한 드릴팁의 각 변화를 나타내는 시뮬레이션 그래프이다. 10초의 시뮬레이션 진행 시간 동안 Table 1에 대한 핸드피스의 각도는 테이블1의 병진운동에 대하여 선형적인 각변위를 보였다.

Table 4-3 Comparison with theoretical and simulated pitch angle of drill tip

<i>Data</i>	<i>Theory</i>		<i>Simulation</i>	
Translational displacement of table 1 for motion 2 (mm)	60	-60	60	-60
Pitch angle of drill tip(deg)	-15.44	14.43	-15.71	14.81

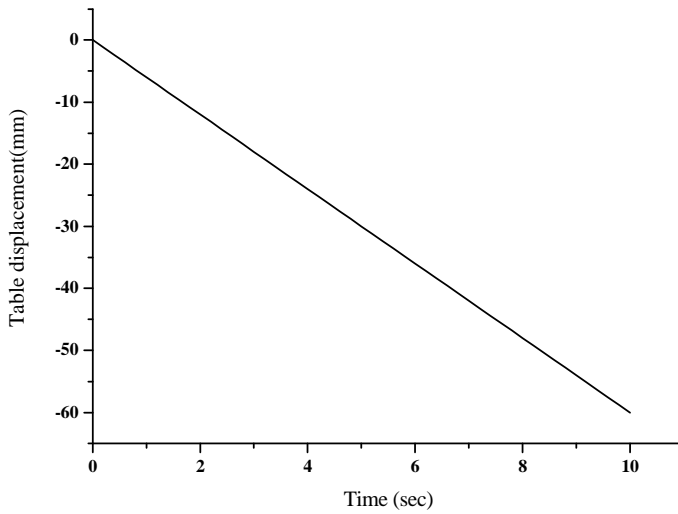


(a) Translational displacement of table 1

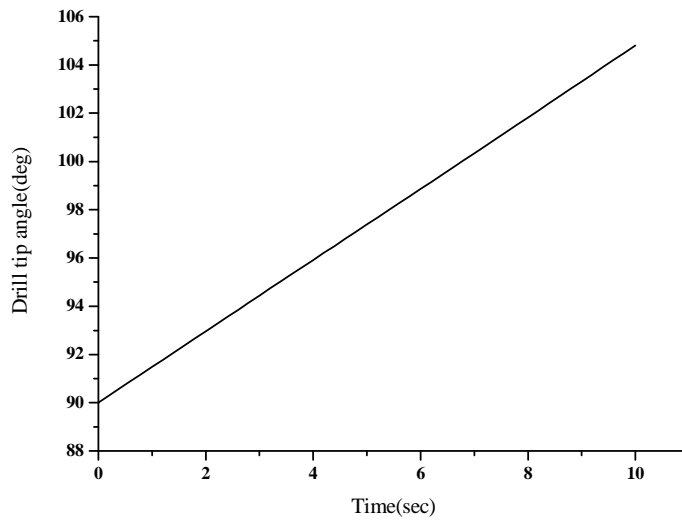


(b) Pitch angle of drill tip

Fig. 4-4 Simulation of translational table (60mm)



(a) Translational displacement of table 1



(b) Pitch angle of drill tip

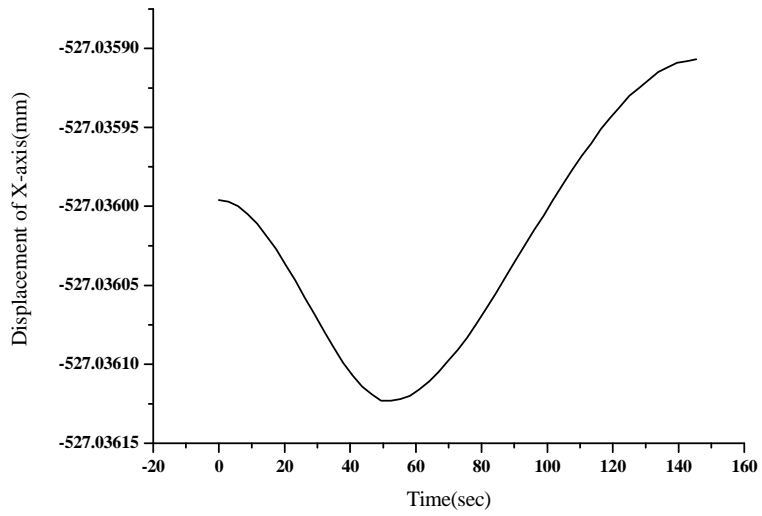
Fig. 4-5 Simulation of translational table (-60mm)

2. 피치운동(*motion 2*)에 대한 드릴팁의 변위

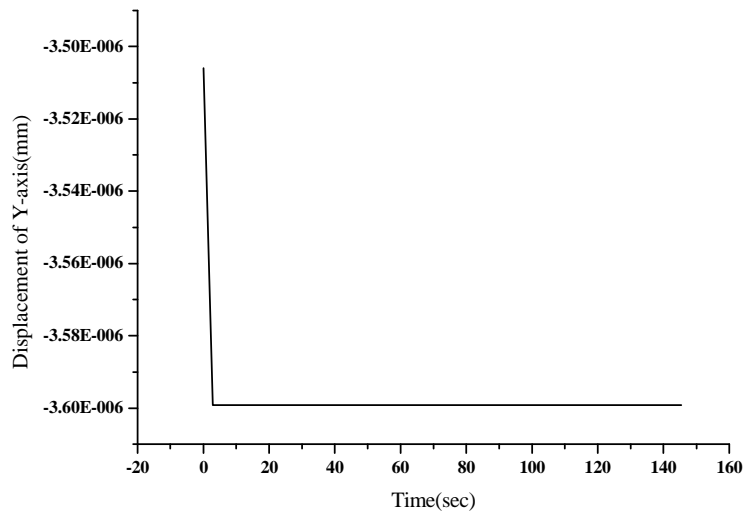
각도조절부의 설계목적은 핸드피스(d)의 드릴팁이 공간상의 한 점을 유지한 채 자유로운 각도 조절을 하는데 있다. 슬라이드 Table 1에 입력 변위를 주었을 때 원격운동중심을 구현여부를 확인하였다. 테이블과 볼넷간의 나사선의 피치는 0.25mm로 설정하였고, 모터의 회전 속도는 300RPM으로 설정하였다. STEP 함수를 사용하여 리니어 슬라이드가 움직일 수 있는 전체 구간에 대하여 x, y, z축에 대한 핸드피스 드릴 팁의 움직임을 시뮬레이션하였다. Table 4-4에 드릴팁의 변위오차를 나타내었다. Fig. 4-6 (a), (b), (c)는 드릴팁의 변위를 그래프로 나타낸 것이다. x축과 z축에 대하여 약 $\pm 0.0001mm$ 의 미세한 오차를 일으켰으며 각도 변화가 일어나는 동안에 흔들림이 거의 없었음을 확인하였다.

Table 4-4 Displacement error of target point for motion 2

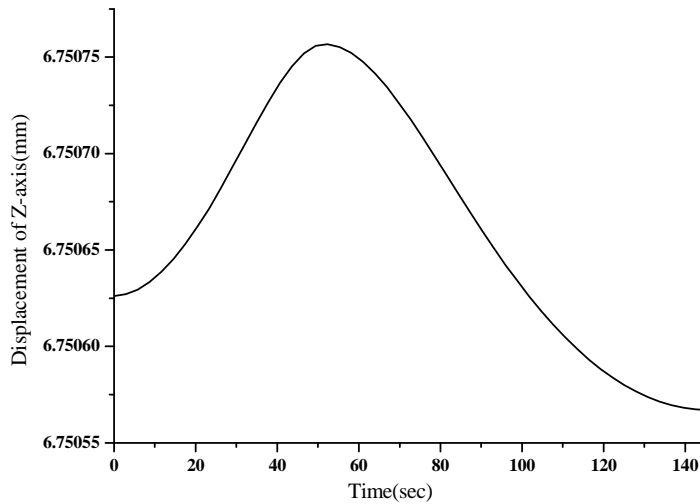
<i>Handpiece drill tip</i>	<i>error(mm)</i>
Displcement of X-axis	± 0.0001
Displcement of Y-axis	0
Displcement of Z-axis	± 0.0001



(a) Displacement of X-axis



(b) Displacement of Y-axis



(c) Displacement of Z-axis

Fig. 4-6 Displacement of drill tip for motion 2

3. 롤(roll)운동에 대한 드릴팁 변위

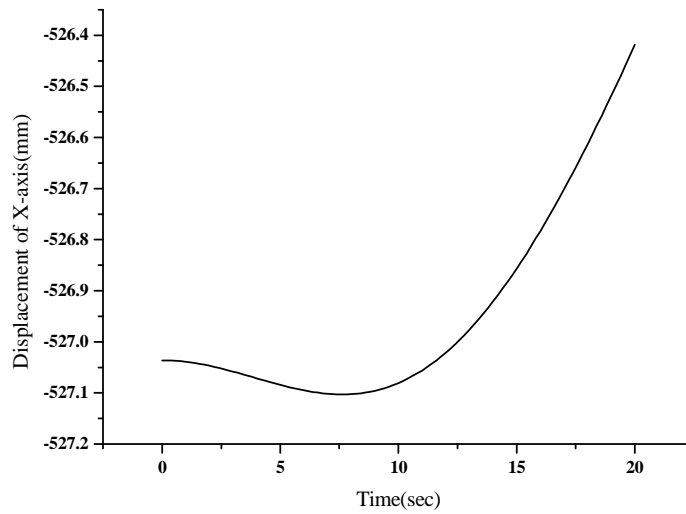
회전 스테이지 구동부에 대한 RCM 시뮬레이션을 진행하였다. 회전스테이지의 움직임이 전체 기구부에 미치는 영향을 보기위하여 깊이조절부와 각도조절부의 회전 모션에 대하여 조인트 풀림(rotate joint free) 조건과 회전 모션 고정(rotate joint fixed)의 2개의 조건으로 나누어 시뮬레이션하였다.

가. 볼스크류 회전 조인트 풀림(*free*) 조건

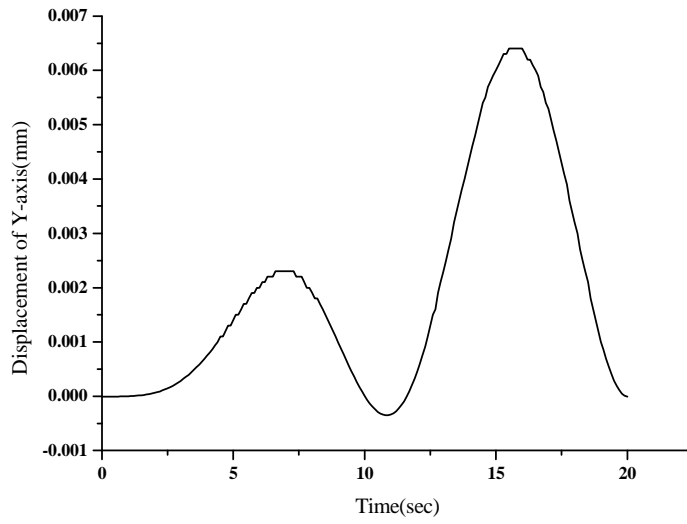
모터 회전 조인트 풀림 조건일 때 각축에 대한 임플란트 핸드피스의 드릴팁의 변위를 측정하였다. 회전스테이지는 20초 동안 360°를 회전을 하였다. Table 4-5는 시뮬레이션 결과 핸드피스의 드릴팁의 변위를 나타내었다. 핸드피스는 x, y, z축에 대하여 각각 0.683mm, 0.06365mm, 0.0288mm의 흔들림을 보였다. Fig. 4-7는 각축에 대한 시뮬레이션 그래프를 나타내었다. 시뮬레이션 결과 드릴팁은 X축에 대하여 가장 심한 요동을 일으켰다. 회전스테이지에서 매니퓰레이터 전체를 회전할 때 기구부의 자체 중량에 의한 관성이 RCM 정밀도에 영향을 주는 것으로 판단된다.

Table 4-5 Displacement error of target point for motion 1 (joint free)

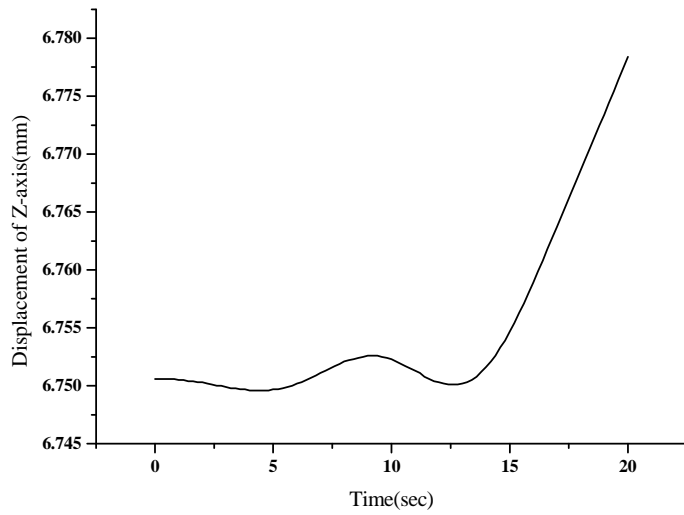
<i>Handpiece drill tip</i>	<i>error(mm)</i>
Displcement of X-axis	0.6839
Displcement of Y-axis	0.06365
Displcement of Z-axis	0.0288



(a) Displacement of X-axis



(b) Displacement of Y-axis



(c) Displacement of Z-axis

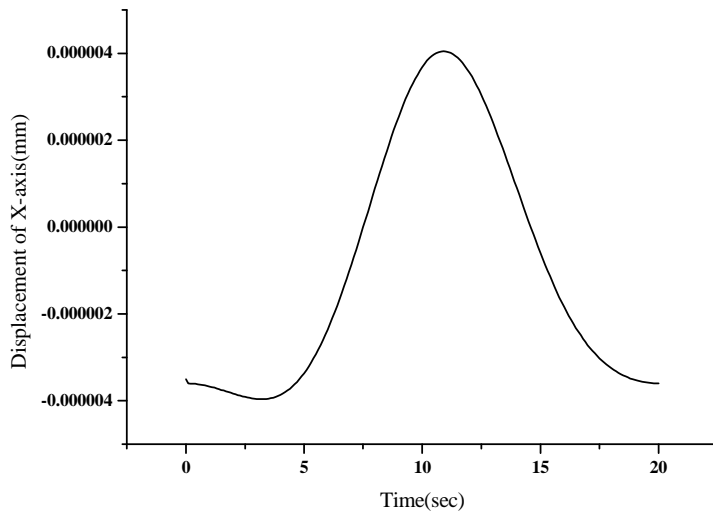
Fig. 4-7 Displacement of drill tip for motion 1 (joint free)

나. 볼스크류 회전 조인트 고정(*fixed*) 조건

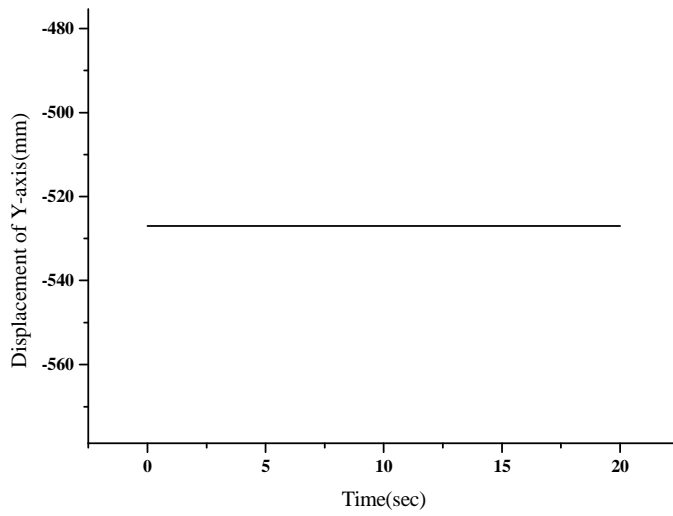
모션2와 모션3의 회전 조인트 고정 조건을 설정하고 모션1을 20초 동안 360° 회전하였다. Table 4-6에 핸드피스 드릴팁의 변위에 대한 결과를 나타내었다. Fig. 4-8에 각축에 대한 시뮬레이션 그래프를 나타내었다. x축에 대하여 약 $7.9429 - e6mm$ 의 미세한 오차를 보였다. 풀림조건의 경우와는 다르게 오차가 거의 없었음을 확인하였다. 따라서 RCM 모션을 구현하기 위한 매니퓰레이터의 설계가 적절하게 이루어졌다고 판단된다.

Table 4-6 Displacement error of target point for motion 1 (joint fixed)

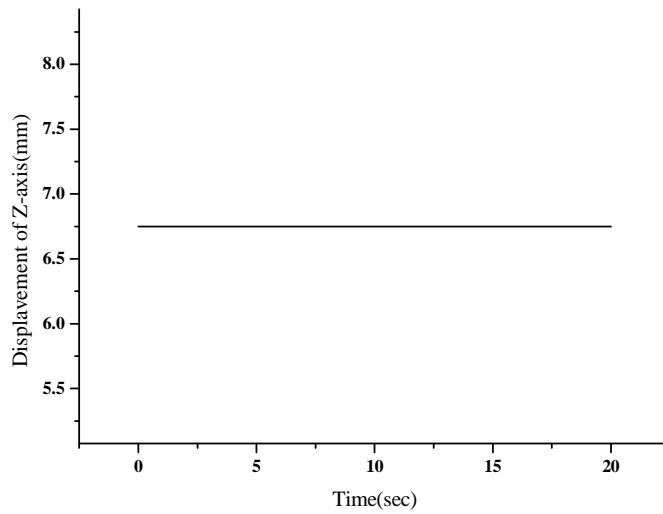
<i>Handpiece drill tip</i>	<i>Displacement(mm)</i>
Displcement of X	7.9429-e6
Displcement of Y	0
Displcement of Z	0



(b) Displacement of X-axis



(a) Displacement of Y-axis



(c) Displacement of Z-axis

Fig. 4-8 Displacement of drill tip for motion 1(joint fixed)

4. 회전스테이지와 깊이조절부 시뮬레이션

가. 회전스테이지 시뮬레이션

임플란트 핸드피스 드릴팁의 y축에 대한 변화각(pitch angle)은 리니어 슬라이드 모션2 만으로 가능하지만, x축의 각도 조절은 모션2와 모션1의 연동을 통해서 구현한다. Fig. 4-9는 x축에 대한 회전스테이지를 20초 동안 3(deg/s)시뮬레이션을 진행한 결과 핸드피스 몸통부의 x축에 대한 변화각(roll angle)을 나타낸 것이다.

나. 깊이조절부 시뮬레이션

임플란트 시술계획에 부합하는 각도조절을 완료하고 깊이 조절부에서는 임플란트 드릴링의 깊이를 조절한다. 볼스크류 피치는 0.02mm로 설정하였고 1500RPM으로 20초 동안 시뮬레이션하였다. Fig. 4-10에 깊이조절부의 시뮬레이션 결과를 나타내었다. 드릴 팁은 1초 동안 2.07mm의 변위를 보였다.

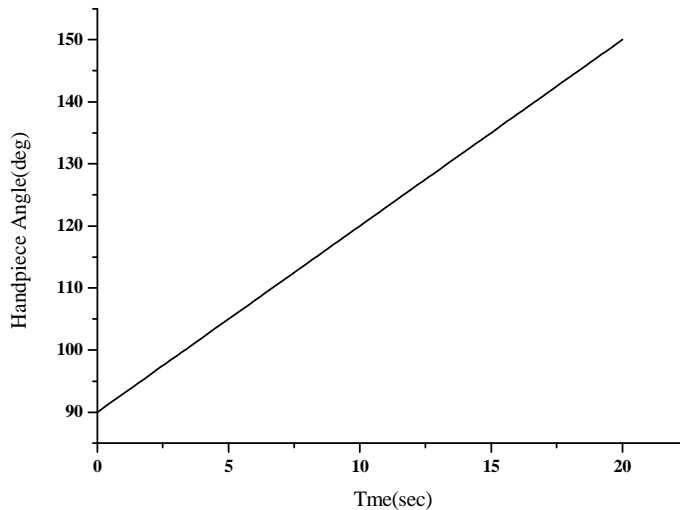


Fig. 4-9 Roll angle of drill tip caused by motion 1

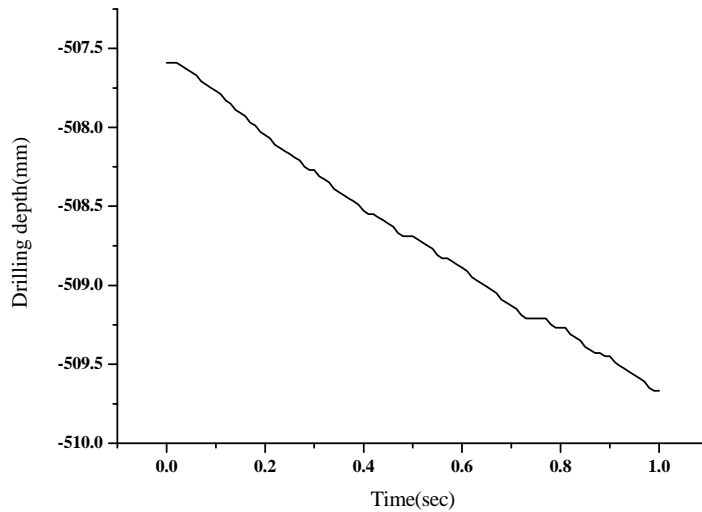


Fig. 4-10 Translational displacement of drill tip caused by motion 3

제 3 절 임플란트 시술 매니플레이터의 진동 특성 해석

임플란트 시술 매니플레이터의 고유진동수 해석을 통하여 핸드피스와의 공진영역을 분석하였다. 따라서 임플란트 핸드피스 드릴을 제외한 모델을 ANSYS에서 진동해석을 하였다.

1. 임플란트 핸드피스의 진동영역

임플란트 시술 매니플레이터의 외부 진동 장치인 핸드피스의 드릴 직경의 크기에 따른 RPM을 Table 4-7에 나타내었다. 임플란트 시술시에 800rpm 이상의 핸드피스의 속도는 드릴과 뼈의 마찰열로 인한 뼈의 손상이 우려된다. 직경이 클수록 마찰로 인한 열의 발생률이 크므로 저속으로 핸드피스를 구동한다. 또한 한번에 시술을 하지 않고 드릴직경에 따라 순차적으로 시술을 하는 것이 보다 안정적이고 시술의 성공률이 높다. 일반적으로 임플란트 시술에 사용하는 핸드피스의 구동 영역은 800rpm~20rpm이다.

Table 4-7 Implant handpiece RPM

Drill diameter (mm)	2.0	2.7	3.0	3.3
Drilling velocity (rpm)	800			20

2. ANSYS를 이용한 시스템의 진동특성 해석

임플란트 시술 매니퓰레이터에 대한 진동 모드를 파악하고 핸드피스 톨과 같은 외부 장치에 대한 진동의 안정성을 평가하기 위하여 매니퓰레이터의 진동특성을 해석하였다. 재질은 알루미늄을 사용하였고, Table 4-8에 입력 조건을 나타내었다. Fig. 4-11은 치과용 임플란트 시술 매니퓰레이터의 진동 해석을 위해 요소분할한 그림이다. Table 4-9는 진동해석 결과를 나타낸 것이다. Fig. 4-12는 회전스테이지를 고정했을 때 모드형태를 분석한 것으로 1차에서 10차 모드까지 나타내었다. 임플란트 핸드피스의 800rpm은 13.3Hz이하이므로 1차모드에서 발생하는 54.44Hz보다 훨씬작은 영역이므로 공진의 위험은 없었다.

Table 4-8 Input conditions for frequency analysis

Mesh	
<i>Mesh Type</i>	<i>Solid mesh</i>
<i>Tolerance</i>	<i>1.9524e-0.003 m</i>
<i>Nodes</i>	<i>41911</i>
<i>Elements</i>	<i>21240</i>
Properties	
<i>Young's modulus</i>	<i>6.9e+010 Pa</i>
<i>Volume</i>	<i>1.5463e-003 m³</i>
<i>Poisson's ratio</i>	<i>0.33</i>
<i>Density</i>	<i>2700 kg/m³</i>
Boundary condition	
<i>- Fixed on rotation stage with 6 DOF</i>	

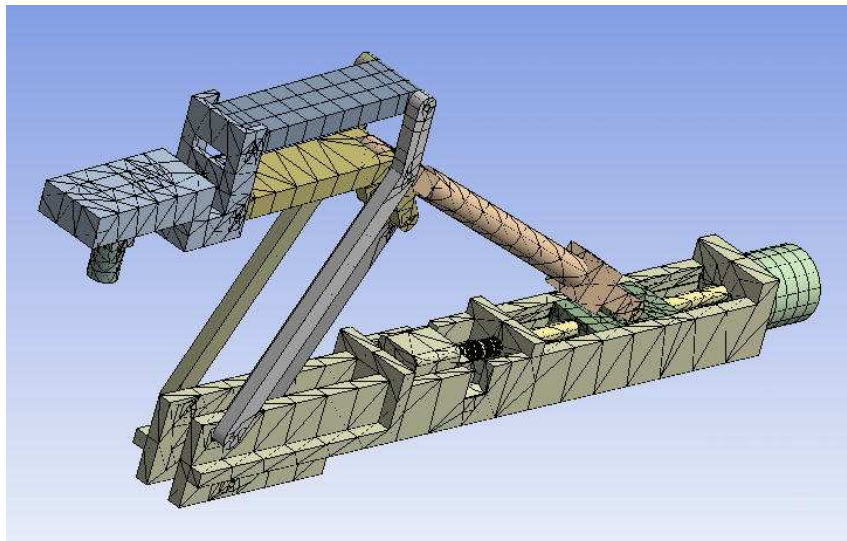
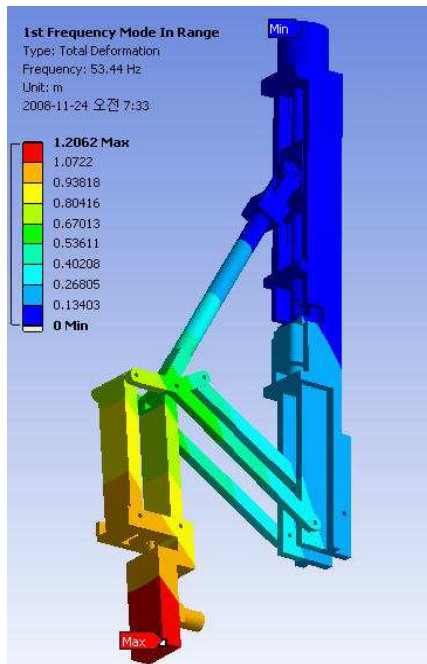


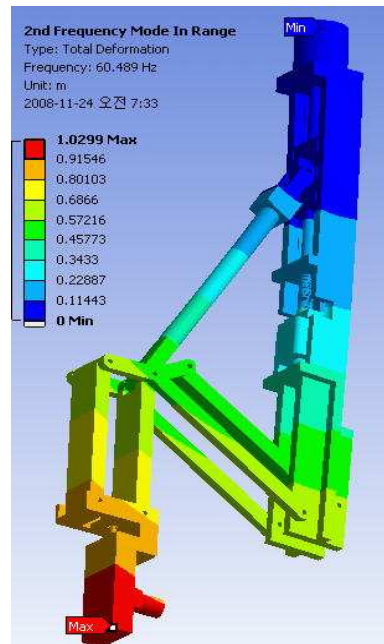
Fig. 4-11 Meshing of manipulator

Table 4-9 Natural frequency of manipulator

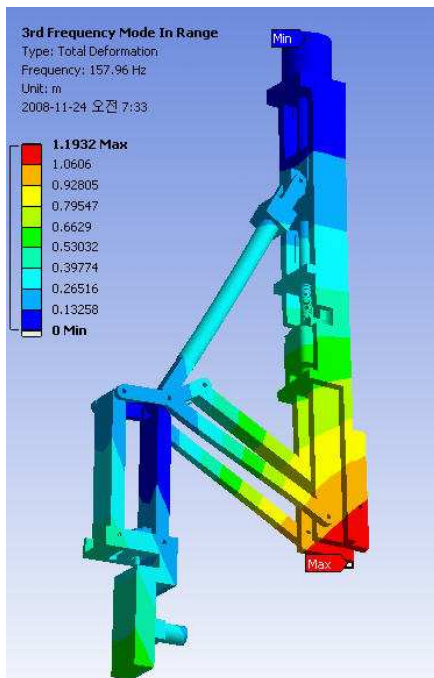
<i>Mode</i>	<i>Frequency (Hz)</i>
<i>1</i>	<i>53.44</i>
<i>2</i>	<i>60.489</i>
<i>3</i>	<i>157.96</i>
<i>4</i>	<i>204.51</i>
<i>5</i>	<i>247.23</i>
<i>6</i>	<i>463.66</i>
<i>7</i>	<i>662.77</i>
<i>8</i>	<i>779.7</i>
<i>9</i>	<i>844.44</i>
<i>10</i>	<i>859.47</i>



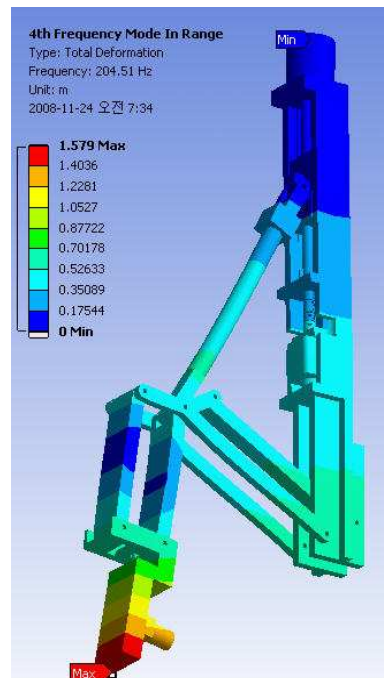
(a) 1st Mode



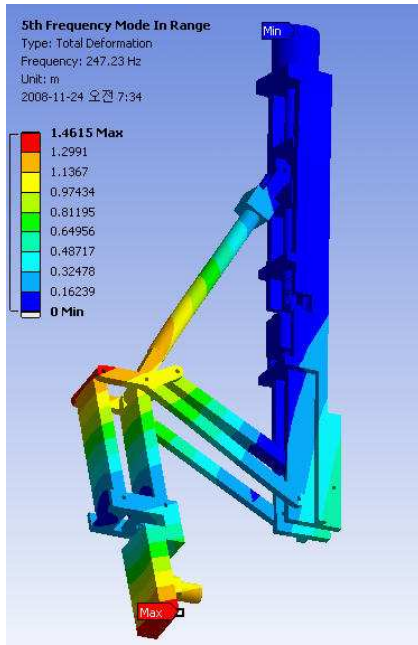
(b) 2nd Mode



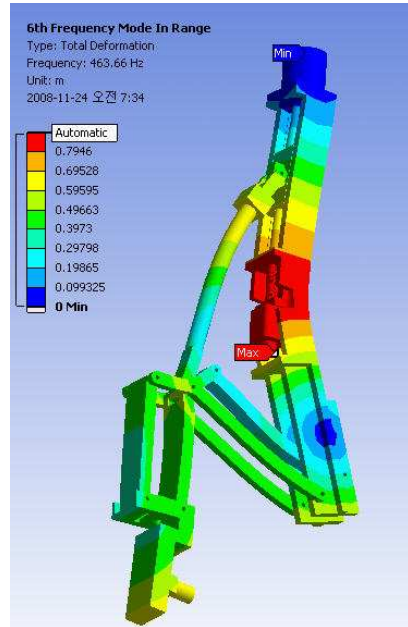
(c) 3rd Mode



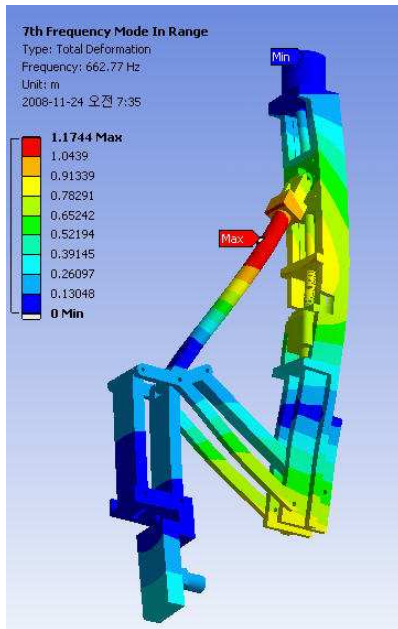
(d) 4th Mode



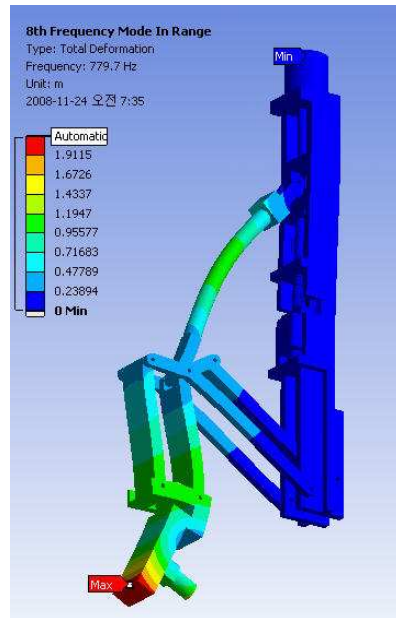
(e) 5th Mode



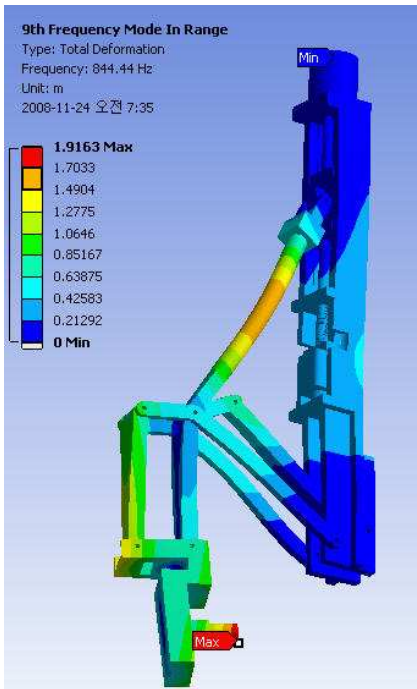
(f) 6th Mode



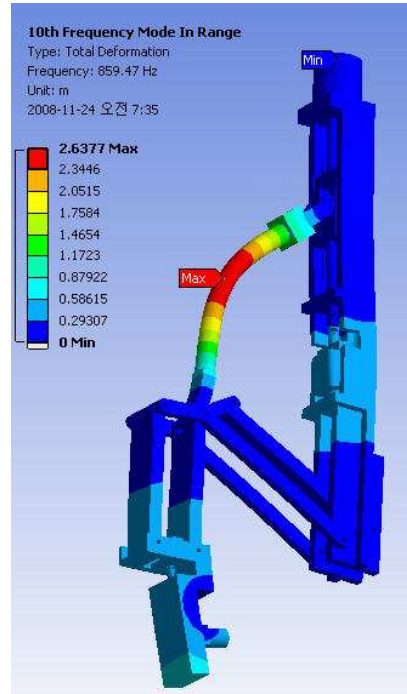
(g) 7th Mode



(h) 8th Mode



(i) 9th Mode



(j) 10th Mode

Fig. 4-12 Mode shape of manipulator

제 5 장 Force/Torque 센서를 이용한 시스템 구동

제 1 절 LabVIEW를 이용한 6축 F/T 센서 신호 획득

치과용 임플란트 시술 보조 로봇의 구동을 위해서 F/T 센서를 이용하여 시술자의 조작에 의해 액추에이터를 구동할 수 있도록 시스템을 설계하였다. F/T센서의 좌표를 Fig. 5-1에 나타내었다. F/T 센서는 X축, Y축, Z축에 대한 힘과 각축에 작용하는 토크 값을 측정할 수 있도록 구성되어 있다.

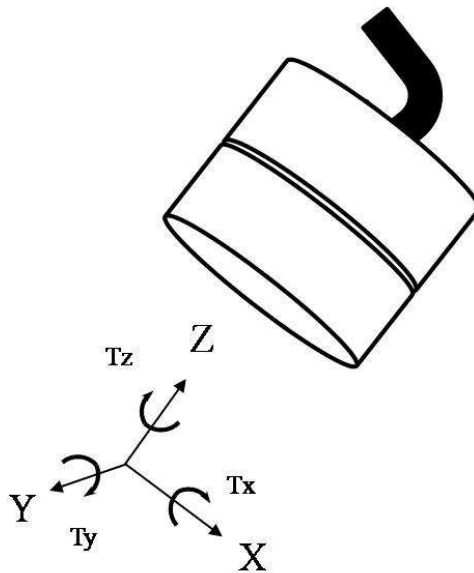


Fig. 5-1 Applied force and torque vector of transducer

후크의 법칙(Hooke's law)에 의해서 3개의 대칭 형태를 이루고 있는 빔에 힘이 가해지게 된다.

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

σ : Stress applied to the beam

E : Elasticity modulus of the beam

ϵ : Strain applied to the beam

반도체 스트레인게이지는 스트레인 감도의 측정 저항 장치로써 빔에 부착되어 있다. 스트레인 게이지의 변화량에 따라 저항 장치는 작용하는 인장력에 대한 함수로써 변하게 된다. 스트레인 게이지의 저항에 따른 변화량은 다음식과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Delta R = S_a \cdot R_o \cdot \epsilon$$

ΔR : Change in resistance of strain gauge

S_a : Gauge factor of strain gauge

R_o : Resistance of strain gauge unstrained

ϵ : Strain applied to strain gauge

DAQ(Data Acquisition)카드 드라이버는 변환기에서 전압 정보를 인식한다. 이러한 전압 데이터와 Calibration 데이터는 변환기에서 인식한 정보를 힘과 토크 데이터로 변환한다. Fig. 5-2는 변환기에서 획득한 아날로그 전기적 신호를 PC에서 유용한 디지털 정보로 변환하는 과정을 나타낸 그림이다.

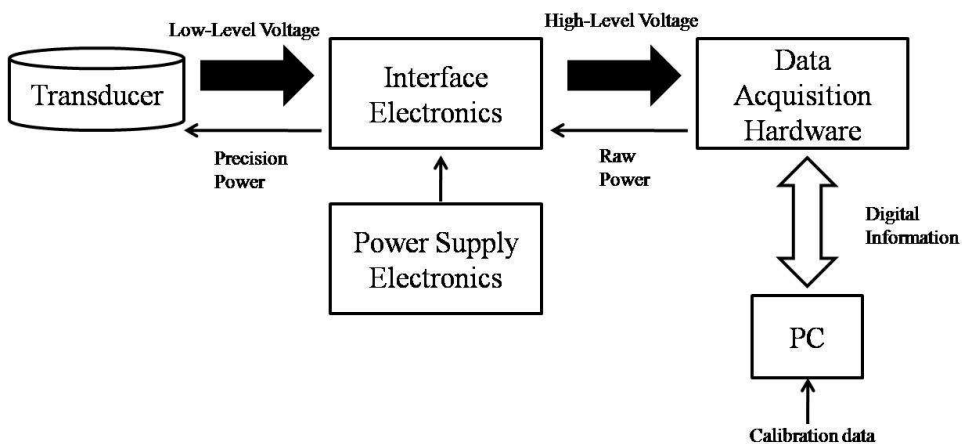


Fig. 5-2 Electronic hardware outline

임플란트 시술시 시술자의 힘과 토크는 각도와 깊이 조절부를 구동하는 입력 데이터가 된다. Fig. 5-3은 LabVIEW를 이용하여 F/T 센서의 데이터를 획득한 그림이다. DAQ Board의 1번 채널에서 최대 $\pm 10V$ 의 전압 신호를 획득한다. Sampling rate 는

10000Hz로 설정하였다. 스트레인 게이지에서 획득한 각축에 대한 전압 데이터는 보정 매트릭스(calibration matrix)에 의해서 힘과 토크 데이터로 변환된다. 바이어스 전압은 초기 스트레인게이지에서 나오는 전압데이터이다. 불리언스위치를 이용하여 각축에 대한 초기 바이어스 전압을 제거함으로써 초기화할 수가 있다.

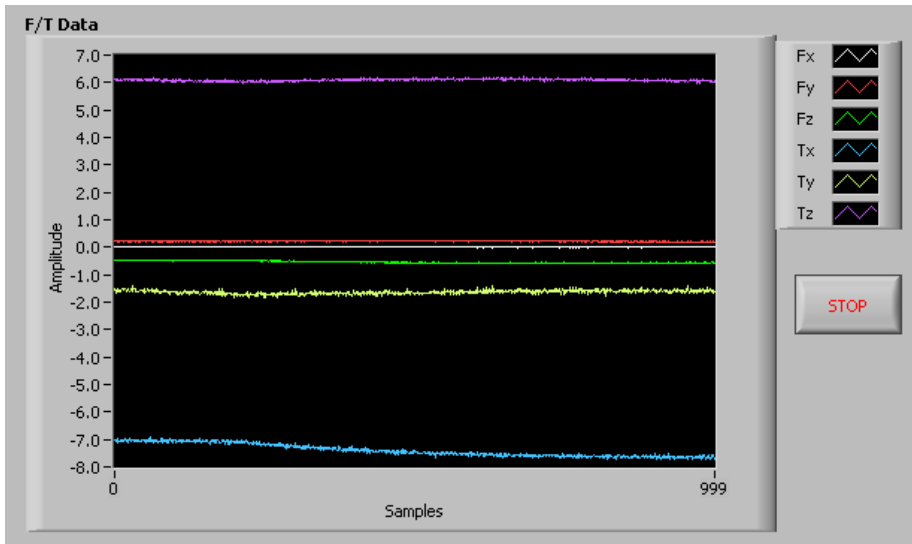


Fig. 5-3 Signal acquired by F/T sensor

제 2절 F/T 센서 신호를 이용한 기구부 시뮬레이션

치과용 임플란트 핸드피스의 부정확한 각도 조절의 개선을 위해 네비게이션 기술을 이용한 시각화에 대한 연구가 진행되고 있고 상용화되어 있다. 기존의 방식인 DRB 장치와 적외선 CCD는 각도 조절의 미세한 오차를 감지하기는 매우 어렵다. 본 논문에서는 치과용 임플란트 시술 보조 매니플레이터의 3차원 시각화(3D visualization)와 다이내믹한 구동을 위하여 OpenGL(Graphics Library)을 이용하여 프로그래밍 하였다. X축과 Y축에 대한 토크 신호는 사각지대(dead zone) 신호 변환 알고리즘을 적용하였고, 3차원 그림 컨트롤(3D picture control)로 기구부에 대한 실시간 시각화를 구현하였다. 사용자는 각도조절에 대한 영상을 볼 수 있고, 입력된 각도 정보를 확인할 수 있다. 또한 사용자의 작용력에 상응하는 핸드피스의 각도조절을 구현하였다.

1. LabVIEW를 이용한 3D 형상 획득

모델링한 각 파트를 센서신호와 실시간 연동(real time interface)하기 위하여 LabVIEW에서 지원하는 VRML(Virtual Reality Modeling Language) 과 STL(Stereolithography) 형식을 CAD프로그램에서 생성하였다. 모델링한 각 3D형상 부품의 이동과, 회전에 대한 수학적 관계를 설정하여 배치하였다. 3차원 영상에 대한 카메라 설정을 하고, 8개의 부품에 대한 8개의 좌표값을 기준으로 다이내믹한 모션에 관한 기하학적인 관계 조건을 설정하였다. Fig. 5-4는 모델링한 8개의 파트에 각 파트별 좌표 관계 설정과 시각화를 위한 카메라 설정을 나타낸 그림이다. 각도 조절부는 X축에 대하여 회전과 직선운동의 두개의 입력을 가지고 있고, 핸드피스 드릴팁의 각도인 1개의 출력을 나타낸다. 동적인 변화량에 따른 기하학적 관계를 Fig. 5-5 에 나타내었다. 식 (3-2)에서 유도한 매니플레이터 길이 변수를 이용하여 각 x 의 변화량에 따른 나머지 조인트들의 기하학적인 관계를 구하였다. 각 α 가 변화하면서 진행되는 각 조인트들의 변동을 살펴보면, L_1 값에 따라서 HO값은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\overline{HO} = L_3 \sin(\alpha + \beta) \quad (5-1)$$

따라서 각도 조절이 진행되는 동안 조인트 H의 X축과 Y축 좌표 변화량은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(x, y) = \{L_3 \sin(\alpha + \beta), L_3 \cos(\alpha + \beta)\} \quad (5-2)$$

각 α 의 변화량을 기준으로 각각 나머지 파트들의 변화 추이를 구하면, 결국 핸드피스의 드릴팁을 기준으로 회전한다는 것을 알 수 있다. H점을 기준으로 나머지 파트에 대한 계산식을 LabVIEW의 시뮬레이션 데이터로 활용하였다.

Open 3D model

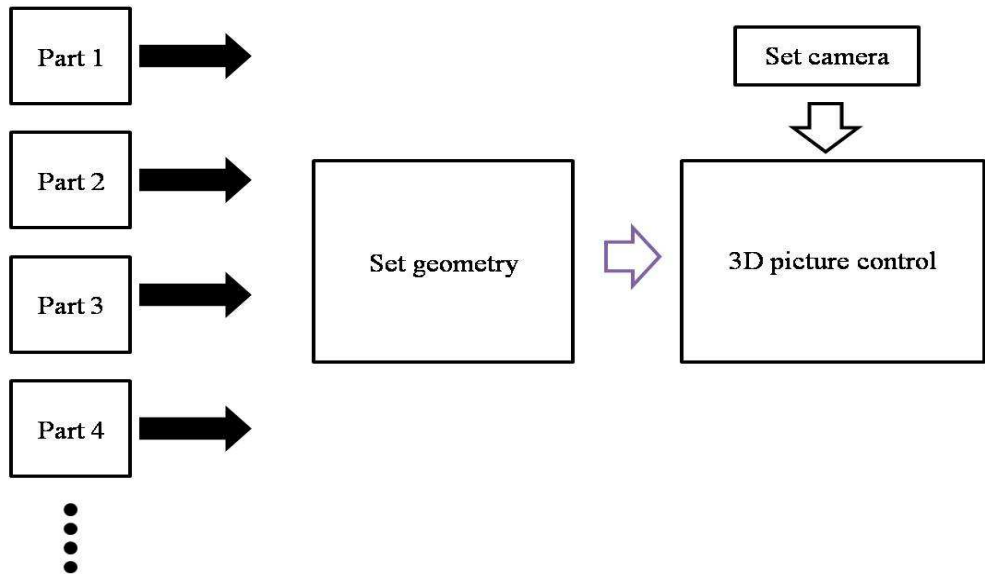


Fig. 5-4 Set geometry for 3D picture control

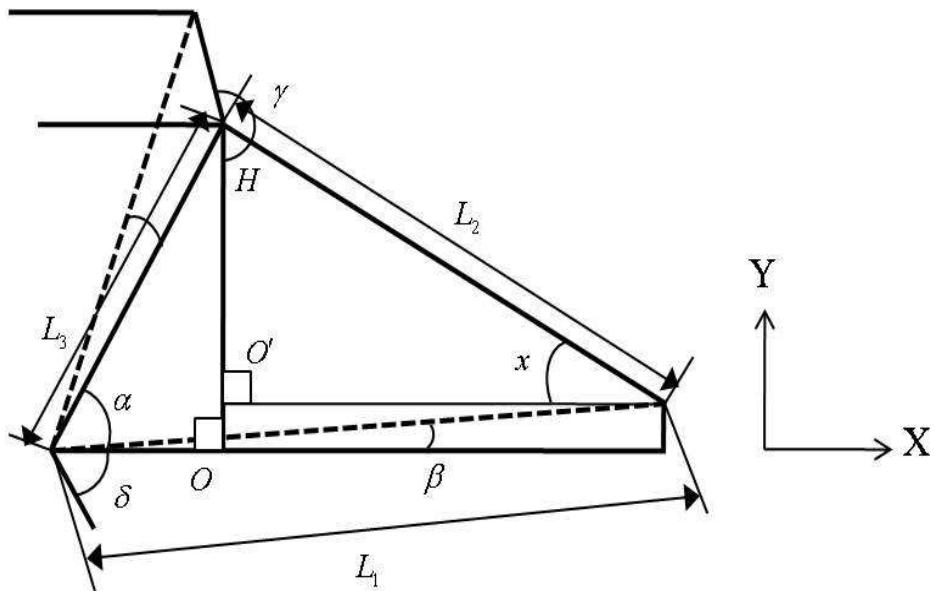


Fig. 5-5 Trigonometric geometry of manipulator

2. 3차원 시각화(3D visualization) 프로그램

임플란트 시술 매니플레이터에 대한 기구부의 시각화 프로그램을 개발하였다. Fig. 5-6과 같이 모델링한 매니플레이터를 LabVIEW를 이용하여 시각화 한 그림이다. 각 파트는 X축에 대한 변위 입력인 슬라이드와 Y축에 대한 각도입력인 회전스테이지 두 개의 입력 데이터에 의해서 구동된다. 임플란트 핸드피스의 드릴에 대한 각도는 자동(automatic)과 수동(manual)으로 구동할 수 가 있으며, X축과 Y축의 각도조절 결과에 대한 궤적(trajjectory)을 3차원 그래프로 확인할 수 있다.

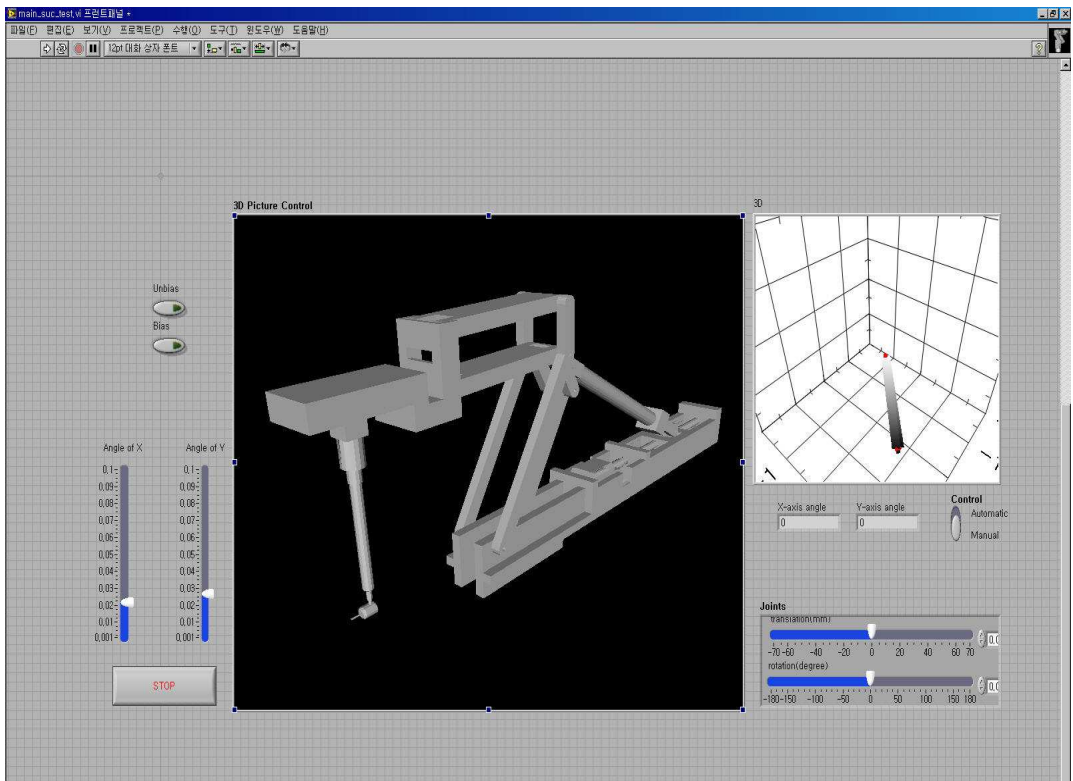


Fig. 5-6 3D visualization of manipulator

3. F/T 센서 신호 변환 알고리즘

임플란트 시술 매니플레이터의 각도 조절은 원하는 각도에 도달했을 때 임플란트 핸드피스에 고정된 위치를 유지해야 한다. 핸드피스의 자체 중량에 대한 영향을 제거하기 위해서 F/T센서의 Tx, Ty에 대한 바이어스 토크에 대한 신호 필터 기능을 프로그래밍하였다. 핸드피스는 사용자에게 의해 직접 작용하는 힘 이외에 핸드피스 드릴의 진동과 모터 진동의 영향을 받지 않아야 한다. 사각지대(dead zone)를 통해 제한된 센싱 영역을 설정하였다. 각도 조절에 대한 사용자의 능력을 최대한 반영하기 위하여 입력된 토크 신호에 비례하는 변위를 발생하도록 프로그래밍하였다. 토크에 대한 이득값을 조절함으로써 적절한 스케일 조절 구현을 시도하였고, 자연스러운 각도조절 시뮬레이션을 구현할 수 있었다.

가. Zero Out Put 영역의 설정

사각지대 시작(start of dead zone)과 사각지대 끝(end of dead zone)의 영역 설정으로 사각지대내의 입력 신호(input signal)에 대하여 출력신호(output signal)는 0을 반환한다. 만약 입력신호가 끝점 이상이면, 끝점 신호까지의 영역을 제외한 신호를 출력신호로 반환한다. Fig. 5-7에 신호 사각지대의 설정을 나타내었다. 사각지대의 신호는 0값을 출력한다. Fig. 5-8 (a)는 Tx와 Ty에 대한 무작위 입력신호이고, 사각지대 설정을 거쳐 (b)와 같은 신호로 변환된다. 사각지대의 시작점과 끝점을 $\pm 10\text{mmN}$ 로 설정하였다.

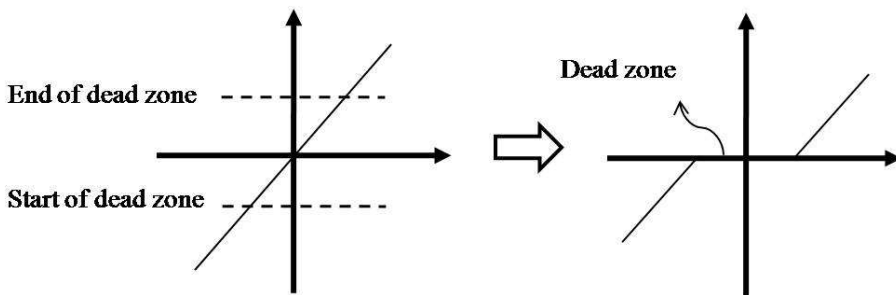
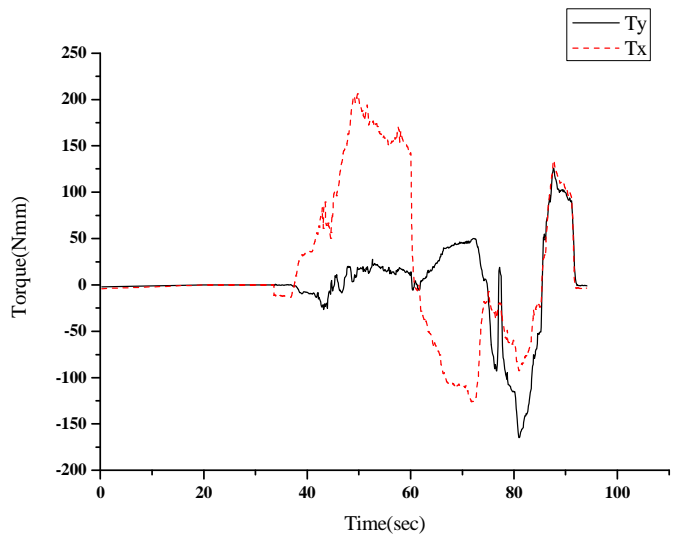
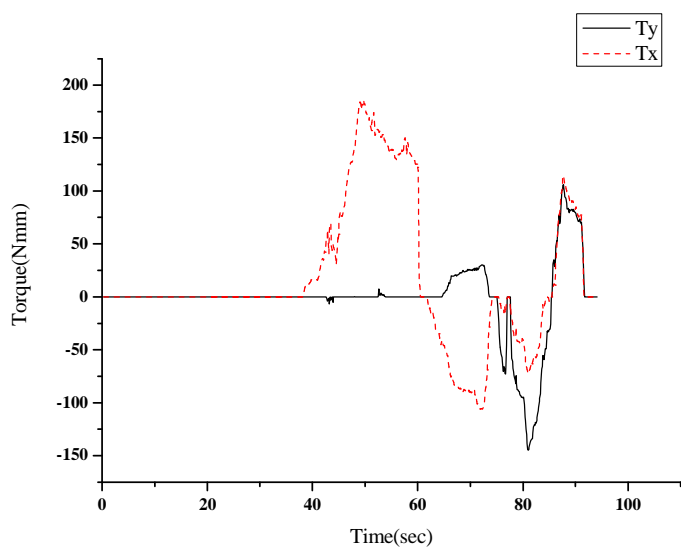


Fig. 5-7 Zero output within specified region



(a) Input signal of Tx and Ty



(b) Tx and Ty applying dead zone algorithm

Fig. 5-8 Simulation result from Tx, Ty

나. F/T 센서의 스케일 조절

사각지대의 제로출력 영역을 제외한 토크 신호는 사용자의 조절에 의해서 설정된 조인트 속도 비례 이득(joint velocity proportional gain) 값에 의해서 스케일 조절을 통한 속도조절이 가능하다. 조인트 속도 비례 이득은 프런트 패널의 수직 슬라이더 포인터로 구성하였다. 사용자는 X축과 Y축에 대한 각도 조절 모드에 따라 선택적으로 각도 조절을 할 수가 있다. F/T센서에 작용하는 실제 사용자의 힘은 균일하지가 않고, 사용자의 손떨림에 의해서 불균일한 외란 토크(disturbance torque)가 발생하게 된다. 본 논문에서는 이러한 외란토크가 핸드피스의 등속도 각 변위에 미치는 영향을 보기 위한 실험을 하였다. 입력 토크 T_x , T_y 에 대하여 임플란트 핸드피스의 X축, Y축에 대한 각도 변위를 측정하였다. 입력토크는 30Nmm, 60Nmm 두 가지 모드로 시뮬레이션을 진행하였다. T_x , T_y 의 조인트 속도 비례 이득은 각각 0.005, 0.5로 설정하였다. Fig. 5-9에 F/T센서와 OpenGL의 연동을 통한 시뮬레이션 프로그램의 흐름도를 나타내었다. CATIA에서 STL형식으로 저장된 각 파트들은 OpenGL에 의해서 Import 된다. 이때 프런트 패널에서 카메라의 위치와 각도가 설정된다. F/T센서에서 획득한 6개의 힘과 토크 데이터중 T_x 와 T_y 만 추출을 하고, 사각지대 신호변환에 의해서 $\pm 10Nmm$ 이내 신호는 제거된다. 신호 스케일링에 의해서 토크 신호는 시뮬레이션을 진행하기 위한 구동신호로 변환된다. 기구학적 관계식에 의해서 시뮬레이션이 진행되고 실시간으로 화면에 나타난다. Table 5-1은 두가지 모드에 대한 시뮬레이션 결과를 나타내었다. F/T센서의 X축에 대한 입력토크가 30Nmm일 때 각속도는 0.253deg/s를 보였고, 60Nmm일 때 0.631deg/s의 각속도로 드릴팁은 움직였다. F/T센서의 Y축에 대하여 -30Nmm일 때는 0.919deg/s의 각속도를 나타내었고, -60Nmm일 때 2.298deg/s의 각속도를 보였다. Fig. 5-10, Fig. 5-11는 입력토크 30Nmm일때의 시뮬레이션 그래프를 나타내었다. Fig. 5-12, Fig. 5-13는 입력토크 -60Nmm의 시뮬레이션 그래프를 나타내었다. 각 그래프는 사용자의 입력 힘에 상응하는 각변위를 나타내었고, 시뮬레이션 결과 미세한 사용자의 손떨림은 선형적인 핸드피스의 등속도 운동에 영향을 주지 않았다.

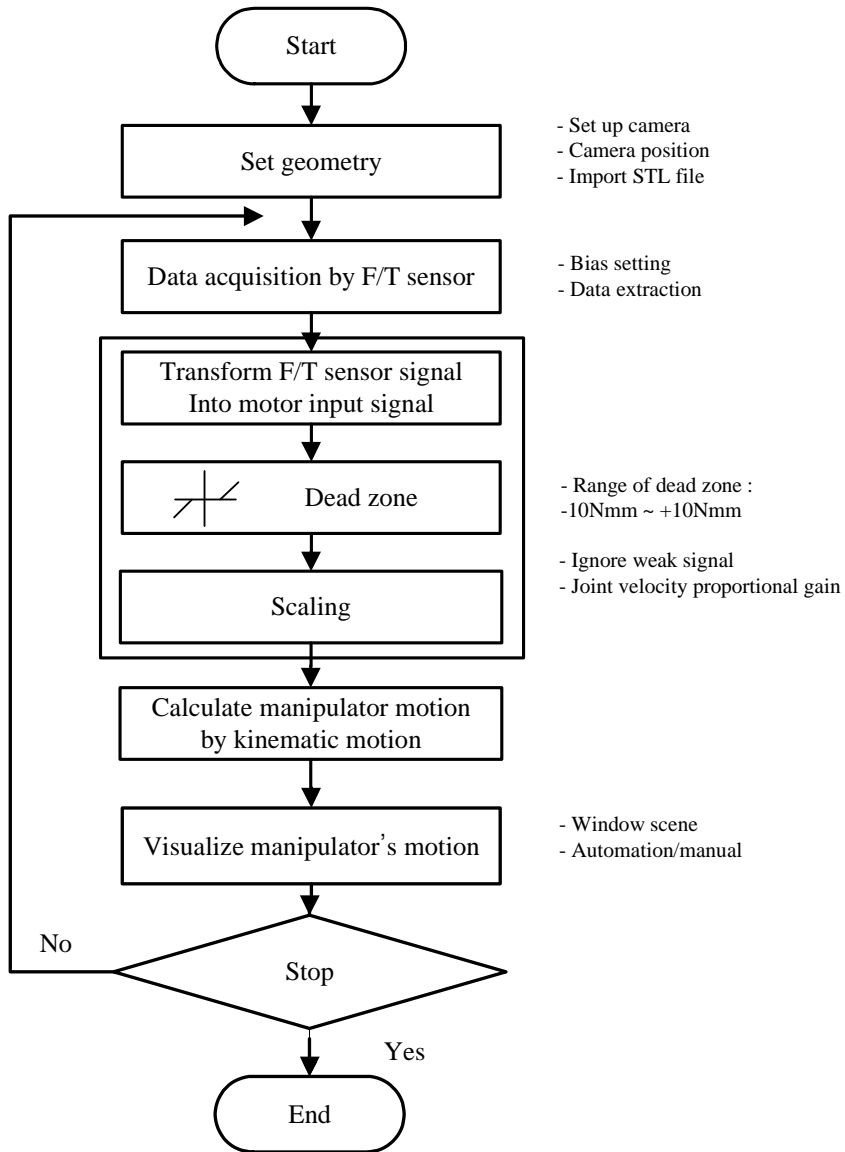
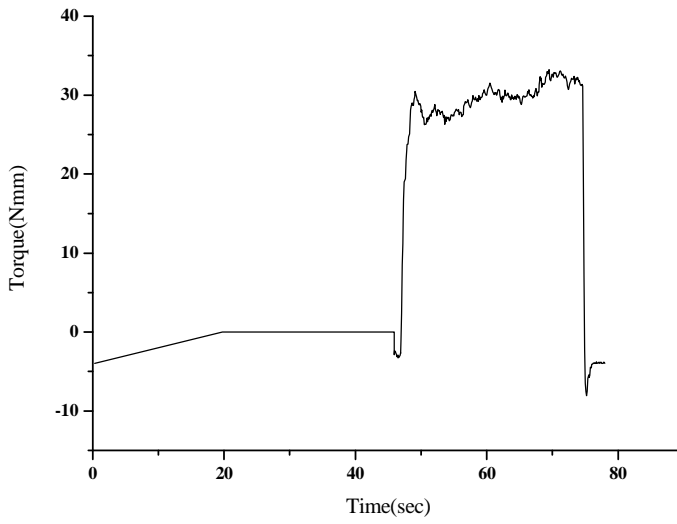


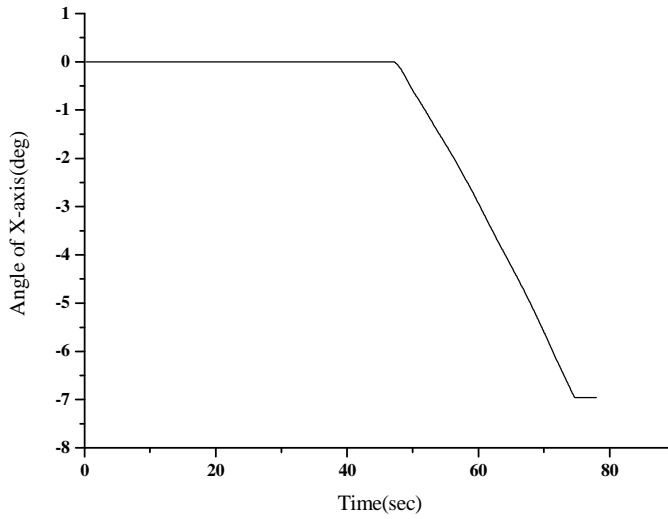
Fig. 5-9 Flow chart of simulation

Table 5-1 Velocity of handpiece angle

<i>Input torque</i>		<i>Velocity (deg/s)</i>
<i>Linear stage</i>	Input torque of X-axis (30Nmm)	0.253
	Input torque of X-axis (60Nmm)	0.631
<i>Rotation stage</i>	Input torque of Y-axis (-30Nmm)	0.919
	Input torque of Y-axis (-60Nmm)	2.298

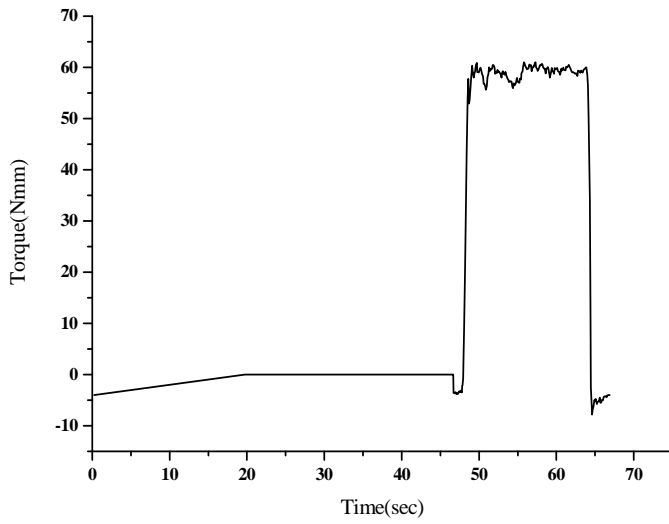


(a) Input torque of X-axis

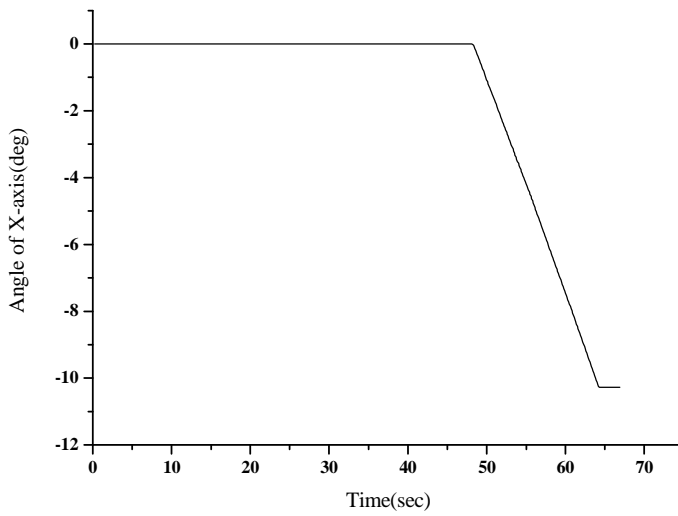


(b) Displacement of angle at X-axis

Fig. 5-10 Angle displacement of handpiece at torque(X-axis 30Nmm)

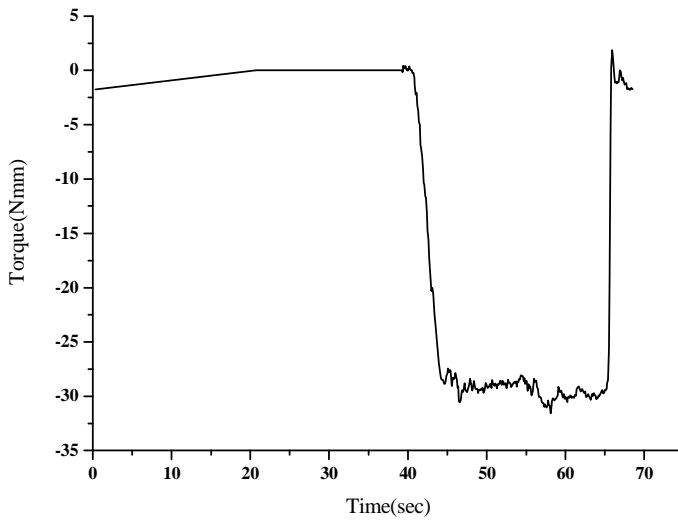


(a) Input torque of X-axis

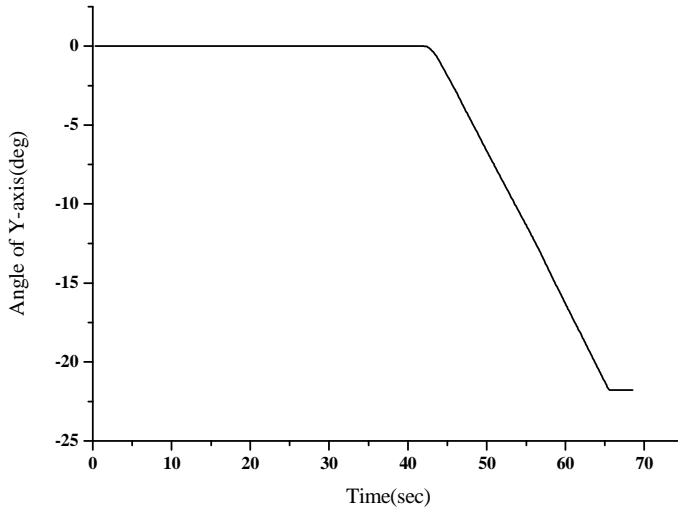


(b) Displacement of angle at X-axis

Fig. 5-11 Angle displacement of handpiece at torque(X-axis 60Nmm)

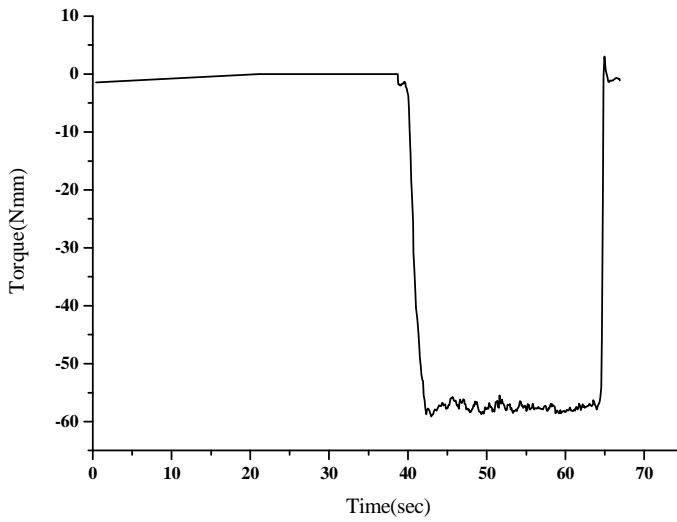


(a) Input torque of Y-axis

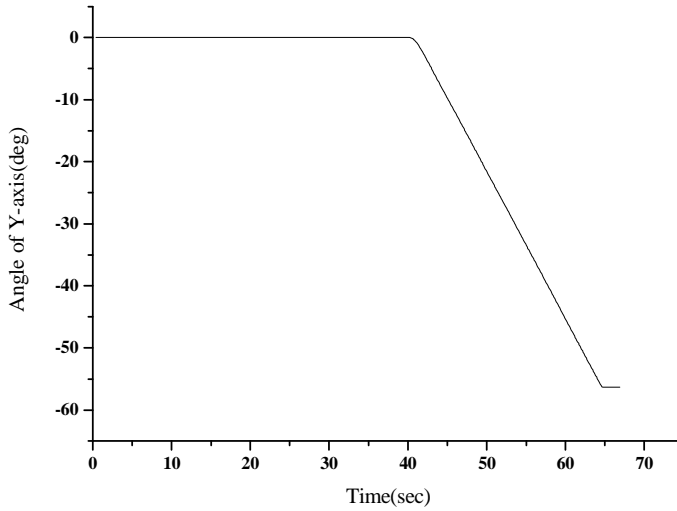


b) Displacement of angle at Y-axis

Fig. 5-12 Angle displacement of handpiece at torque(Y-axis -30Nmm)



(a) Input torque of Y-axis



(b) Displacement of angle at Y-axis

Fig. 5-13 Angle displacement of handpiece at torque(Y-axis -60Nmm)

제 6 장 결 론

본 논문에서는 임플란트 시술시 의사의 손떨림, 피로도, 숙련도에 따라서 발생할 수 있는 시술 실패에 대하여 보완할 수 있는 수술용 보조 매니플레이터에 대하여 연구하였다. 임플란트 시술시 발생할 수 있는 부정확한 각도, 깊이 조절을 보완하고자 F/T센서를 이용하여 각도와 깊이를 조절할 수 있는 협동조작 시스템 기반의 매니플레이터를 설계하고 시뮬레이션하였다.

1. RCM 기구의 선정

임플란트 시술에서 각도 조절 실패가 시술에 미치는 영향을 분석하였고, 각도 조절을 보완하기 위하여 임플란트 시술에 적합한 RCM 메커니즘을 선정하였다. 기존의 RCM 메커니즘의 구동 특성에 따른 장·단점을 정리하였고, 시술에 적용하기 위한 요구사항을 정리하였다. 이중평행사변형 구조의 RCM이 임플란트 시술영역에 적용하기가 가장 적합한 메커니즘으로 판단하고, 이중평행사변형의 종류를 분석하고, 적합한 메커니즘을 선정하였다. 이중평행사변형 구조의 RCM 구동의 이론적인 검증을 시도하였고, 적절한 모터선정을 위하여 구동부에 대한 토크 식을 유도하였다.

2. RCM 기구의 설계 및 해석

정밀하고 강성있는 각도 조절을 구현하기 위하여 구동부에 리니어 가이드를 접목시켜 각도 조절에 대한 정밀도와 강성의 향상을 시도하였다. RCM 모션과 드릴링 깊이 조절을 위하여 회전스테이지, 리니어 스테이지를 구동 액추에이터로 선정하였다. 이중평행사변형 구조의 RCM 매니플레이터를 설계하기 위한 이론적인 데이터를 정리하였고, CATIA를 이용하여 모델링하였다. ADAMS를 이용하여 각축에 대하여 RCM 구현의 검증을 시도하였다. 드릴팁의 피치운동에 대한 RCM 시뮬레이션 결과 드릴팁은 X축과 Z축에 대하여 $\pm 0.0001\text{mm}$ 의 변위 오차를 보였고, 드릴팁의 롤(roll)운동에 대한 RCM시뮬레이션 결과 X축에 $7.9429\text{-e}6\text{ mm}$ 의 오차를 보여 설계가 정확하게 이루어졌음을 확인하였다. 또한 ANSYS를 이용하여 매니플레이터의 진동해석을 한 결과 임플란트 핸드피스 모터의 진동수인 13.3Hz가 기구부의 1차모드 53.44Hz 이하의 영역에 있으므로 공진의 위험은 없었다.

3. 6-Axis F/T센서를 이용한 시뮬레이션

6축 힘 토크 센서를 이용하여 Tx와 Ty의 신호 추출 및 바이어스 오차 제거를 위한 프로그래밍을 하였다. 모델링한 매니퓰레이터 형상을 OpenGL을 이용하여 3차원 객체 조절 기능을 구현하였고, 힘 토크센서와의 연동을 통하여 실시간 시뮬레이션 프로그래밍을 개발하였다. 드릴의 진동에 대한 영향을 제거하기 위하여 입력 토크 신호에 사각지대(dead zone)알고리즘을 적용하였다. 입력 토크 30Nmm와 60Nmm의 두 개의 모드를 가지고 시뮬레이션하였으며, 사용자의 힘에 상응하는 핸드피스의 각속도를 얻을 수 있었고, 사용자의 손떨림은 시스템을 구동하는데 영향을 없음을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. Brief, J., Hassfeld, S., Redlich, T., Ziegler, C., "Robot Assisted Insertion of Dental Implants A clinical evaluation," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 932~937, 2000
2. Brief, J., Hassfeld, S., Boesecke, R., Volele, M., Krempien, R., "Robot assisted Dental Implantology," International Poster Journal, Vol. 4, No. 1, Poster. 109, 2002
3. Wilson, A., Rebecca, S., Filip, B., "Electromagnetic tracker accuracy in the CyberKnife suite", A Imaging Science and Information Systems (ISIS) Center, Department of Radiology, Georgetown
4. Korb, W., Marmulla, R., Raczowsky, J., "Robots in the operating theatre – chances and challenges", Department of Maxillofacial and Craniofacial Surgery, University Hospital, Heidelberg, Germany, 2004
5. Julien, D., François, G., Claude, L., "Computer Assisted Dental Implantology : A New Method and a Clinical validation"
6. Taylor, R., Iordachita, I., Kapoor, A., " Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery", The Johns Hopkins University, Baltimore, Maryland
7. 대한고관절학회지, "인공 고관절 치환술에서의 네비게이션 및 로봇 수술의 이용", 제19권 제 3호, 2007
8. Shunsaku, N., Nobuhiko, S., "Clinical accuracy evaluation of femoral canal preparation using the ROBODOC system", J Orthop SCI, Vol. 9, pp. 452~641, 2004
9. Burgerta, O., Salba, T., Gockela, T., Dillmanna, D., " A system for facial reconstruction using distraction and symmetry considerations", University of Karlsruhe, Gebaude, Institute of Real-Time Computer Systems and Robotics, 2007
10. Jörg, N., "Fabrication of Surgical Template for CT-based Implant Planning", International Poster of Journal Dental Oral Medical, Vol. 6, No. 04, Poster. 248, 2004
11. Valentea, F., Sbrennab, A., Buonic, C., "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
12. Franz, W. and Wolfgang, B., Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, "Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method", 1999
 13. Zoppi, M. and Zlatanov, D., "Analytical kinematics models and special geometries of a class of 4-DOF parallel mechanisms", IEEE Transactions, on Robotics, pp. 1 ~ 10, 2005
 14. Szymanska, D. and Heinb, A., "Navi-X— planning and treatment system for dental implantology based on navigated projection images", A Department of Maxillofacial Surgery and Clinical Navigation and Robotics, Medical Faculty Charite, pp. 1243 ~ 1249
 15. Franz, J. and Kramer, C., "Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement A comparative in vitro study", Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Medical University of Hannover, Germany
 16. 김은경, 대한구강학회지, "치과 임플란트 계획시 개인용 컴퓨터를 이용한 영상 재형성에 관한 연구" No. 2, Vol. 21, 1996
 17. Marmulla, J., Brief, J., Heurich, T., "The Perspectives in the computer-aided implantology, pp. 152 ~ 158, 2002
 18. Reinhart, S., S, Sweeney., "Comparison of a Non-invasive Head Holder with Thermoplastic Mask for Fractionated Radiotherapy and a Case Report", International Journal of Radiation Oncology Biology, Vol. 41, No. 2, pp. 475 ~ 83, 1998
 19. Taylor, R. and Funda, J., 14th IEEE Medicine & Biology Conf., "A telerobotic system for augmentation of endoscopic surgery", pp. 54-56, 1992
 20. Taylor, R. and J. Funda, J., "A telerobotic assistant for laparoscopic surgery", Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp. 279-288, 1995
 21. Taylor, R. and Funda, J., " A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation", The International journal of Robotics Research, pp. 201-210, 1999
 22. 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
23. Lum, M., "kinematic Optimization of a 2-DOF Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot", 2004
 24. 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
 25. Koulechov, K. and Lueth, T., "A new metric for drill location for Navigated Control in navigated dental implantology"
 26. Rita, C. and Evelina, L., "An image analysis approach for automatically re-orienting CT images for dental implants", University of Modena and Reggio Emilia, Computerized Medical Imaging and Graphics, Italy, pp. 185~201, 2004
 27. Guanghua, Z., Xu., Y, Jingjun., B, Shusheng., "Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms", Robotics Institute, Beihang, University, China, pp. 1585~1595, 2007