



저작자표시-비영리-동일조건변경허락 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.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 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](#)

2010 년 2 월
석사학위논문

이중평행사변형 기구를 이용한
치과용 매니퓰레이터 설계에 관한
연구

조선대학교대학원

기계공학과

임성빈

이중평행사변형 기구를 이용한
치과용 매니퓰레이터 설계에 관한
연구

A Study on Design of Dental Manipulator using
Double Parallelogram Linkage

2010 년 2 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

기 계 공 학 과

임 성 빈

이중평행사변형 기구를 이용한
치과용 매니플레이터 설계에 관한
연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학석사학위 논문으로 제출함.

2009 년 11 월 일

조 선 대 학 교 대 학 원

기 계 공 학 과

임 성 빈

임성빈의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 이 규 태 

위 원 조선대학교 교수 강 동 완 

위 원 조선대학교 교수 정 상 화 

2009 년 11 월 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 및 목적	1
제 2 절 관련 연구현황	2
1. 의료 로봇에 관한 연구	2
제 3 절 연구 내용	6
제 2 장 임플란트 개요	7
제 1 절 임플란트 수술 방법 및 현황	7
1. 임플란트	7
2. 수술방법	8

제 2 절 로봇 임플란트 기술	11
제 3 장 매니플레이터의 이론적 해석	14
제 1 절 RCM 메커니즘	14
제 2 절 각도 조절 메커니즘	16
1. 이중평행사변형 메커니즘	18
2. 이중평행사변형 운동	19
3. 이중평행사변형 토크	23
제 4 장 매니플레이터 모델링 및 시뮬레이션	25
제 1 절 이중평행사변형을 이용한 기구설계	25
제 2 절 가상중심 메커니즘	27
제 3 절 ADAMS를 이용한 시뮬레이션	29
제 5 장 매니플레이터 제작	34
제 1 절 시스템 구성 및 특성	34

1. 시스템 구성	34
제 2 절 시스템 성능평가	41
1. 기울기 센서 성능평가	41
2. 모터 성능평가	45
제 3 절 히스테리시스 측정	50
1. 블랜드 팩터	50
제 6 장 결 론	56
참 고 문 헌	57

LIST OF TABLES

Table 4-1 Modeling specification	25
Table 5-1 Tilting sensor specification	38
Table 4-3 Laser displacement sensor specification	39
Table 5-3 Comparison with and experiment of angle according to motor displacement handpiece	49

LIST OF FIGURES

Fig. 1-1 Surgical robot history	3
Fig. 1-2 Research of medical robot	4
Fig. 1-3 Navigation for surgery scenes and images	5
Fig. 1-4 Contents of study	6
Fig. 2-1 Implant surgery process	8
Fig. 2-2 Implant surgical guide system	9
Fig. 2-3 ILS system of tactile technologies	11
Fig. 2-4 Robot for implant dentistry	12
Fig. 3-1 RCM mechanisms	14
Fig. 3-2 Distance between drill tip and implant-axis	15
Fig. 3-3 Angulation method	16
Fig. 3-4 Series of double parallelogram	17
Fig. 3-5 Component of double parallelogram	18
Fig. 3-6 Geometry of double parallelogram	19
Fig. 3-7 Torque of double parallelogram	22
Fig. 4-1 Design of parallelogram linkage	24
Fig. 4-2 Virtual center of motion	26
Fig. 4-3 CATIA design of dental manipulator	27
Fig. 4-4 Angle of handpiece drilling axis	28
Fig. 4-5 Fluctuation drill tip caused by angulation	30
Fig. 4-6 Angle and motor displacement according to time	31

Fig. 4-7 Drill tip angle according to motor displacement	32
Fig. 5-1 Schematic diagram for experiment	33
Fig. 5-2 UMI-7764 motion I/O terminal block	34
Fig. 5-3 Wiring diagram schematic of motor driver	35
Fig. 5-4 PNP type driver input signal	36
Fig. 5-5 Connecting wire diagram of motor and limit sensor	37
Fig. 5-6 Tilting sensor	38
Fig. 5-7 Laser displacement sensor	39
Fig. 5-8 Tilting sensor calibration	41
Fig. 5-9 Yaw angle of handpiece according to input signal of motor2	43
Fig. 5-10 Motor rotation direction control	44
Fig. 5-11 Theory of motor velocity control	45
Fig. 5-12 Experiment of motor velocity	46
Fig. 5-13 Travel measurement	48
Fig. 5-14 Angle according to displacement using laser displacement sensor	48
Fig. 5-15 Blended coordinate spaces	50
Fig. 5-16 Blending move profile in blend factor -1	51
Fig. 5-17 Hysteresis in velocity 5000step/sec	52
Fig. 5-18 Hysteresis in velocity 10000step/sec	54

ABSTRACT

A Study on Design of Dental Manipulator using Double Parallelogram Linkage

Sung Been Im

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

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

There are much technical progresses in dental implantology. Development of CT(Computerized Tomography) and 3D visualization technique help to make the treatment plan and the surgical navigation assists the dentist during the intraoperative phase. Regardless of the technical progress the "freehand" drilling of implant is performed frequently in the numerous implant surgery. In spite of the excellent preoperative plan, the hand tremble of a dentist caused by vibration of drill, the mobility of patient, and the fatigue and unskillfulness of surgeon turn down the success rate of the dental implant surgeries. 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 the trembling cannot be substantially eliminated by the computer assisted navigation. On the other hand, surgical guide can not be modified during the surgery. A completely alternative way could be a robot. After the 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 thesis, design of manipulator for dental implant using double parallelogram linkage is studied. Angulation device performs a task by cooperative manipulation. 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 is simulated by using ADAMS. Double parallelogram manipulator is developed as RCM manipulator and motor controller is produced. Performance of RCM manipulator is evaluated.

제 1 장 서 론

제 1 절 연구배경 및 목적

21세기에 들어서면서 인구 고령화와 생활수준의 향상으로 인해 의료 및 건강에 대한 관심이 고조 되고 있다. 국제 시장의 개방 추세에 따라 치과 의료 시장도 점차 개방되고 있다. 현재 국내 치과 의료수준은 선진국 수준에 가깝다. 그러나 그와 관련된 산업은 단순제품의 국산화가 이루어져 있으나 고가 첨단 제품 등은 대부분 수입에 의존해 환자들의 치료비 부담이 커져간다. 치과 구강 수술은 시술 계획에 대해 시각적인 3차원 형상화 개발 및 연구에 발전이 두드러졌다.^[1] 그러나 수술단계에서 의사의 시술 수행능력은 환자의 치료에 대해 막대한 영향을 미친다. 독일의 하이델버그(Heidelberg)대학에서는 치과용 임플란트 시술에 로봇의 도입을 시도하였다.^[2] 로봇은 사람에 비하여 정밀하고 안정되게 제어 할 수 있다. 장점은 피로에 지치지 않고, 작업의 반복성이 우수하고, 의사의 손떨림을 제거하거나, 힘이나 촉감 같은 외부 정보를 전달할 수 있다. 이러한 장점들을 살려 의료 현장에서 의사의 어려움을 덜어주거나 수술 과정의 일부에서 의사를 대체함으로써 보다 완벽하고 안정적인 임플란트 시술 로봇 도입이 필요하다. 따라서 시술 계획 중 수술단계에 적용할 수 있는 기구부의 개발이 요구된다.

제 2 절 관련 연구현황

1. 의료 로봇에 관한 연구

로봇은 전통적으로 산업용 및 제조용 분야에서 공작 기계의 형태로 발전해 왔다. 산업용 로봇의 발전과 더불어 서비스 로봇 역시 비약적인 발전을 보였다. 로봇은 단조로운 작업의 대체 수단으로써 사람이 작업하기 어려운 환경에서 작업 수단으로 활용 되었다. 서비스 로봇에서 개인용 로봇 및 전문용 로봇에 대한 관심이 높아지면서 의료용 로봇으로 관심이 집중되고 있다. 의료용 로봇은 인체를 대상으로 하는 특성을 가졌다. 인간의 생명과 연관되어 작업의 정확성이 중요하다. 현재 의료용 로봇에 관한 연구는 다양하게 진행되고 있다. 역사적으로 최초의 의료로봇은 1985년 산업로봇인 ‘PUMA 560’을 이용한 생검 로봇시스템이다.^[3] 퓨마 560은 CT 지도를 사용하여 두뇌 생검을 위한 바늘을 두기 위하여 이용되었다. 1989년 프랑스의 benabid 팀은 뇌정위 수술 시 뇌 내에 전극 삽입술을 도와주는 ‘Neuromate’를 개발했다.^[4] 1980년에 Bargar등에 의해 최초의 능동적인 로봇인 Robodoc(Integrated Surgical System, CA, USA)이 개발되었다.^[5] Robotdoc은 인공관절 삽입시술에 있어 정교한 뼈의 절삭을 위해 사용되는 로봇이다. 하지만 Robotdoc은 CT촬영을 통해 주어진 프로그램에 의해 정확한 각도를 유지하며 오차를 최대한 줄여주는 역할을 하며 정형외과의 고관절 수술에만 사용된다. 1994년에 개발된 이숍(AESOP)^[6]은 복강경수술에있어 복강경카메라를 고정해 주고 상. 하. 좌. 우 및 원. 근을 자유로 발판이나 손잡이를 눌러 조절할 수 있으며 최근에는 수술자의 목소리를 인식하여 동작이 되는 장치로까지 개발되었다. MIS의 개발된 대표적인로봇으로는Computer Motion사의 내시경 보조 로봇인 이숍(AESOP)과 복강경 수술 로봇인 제우스(ZEUS)^[7], 제우스 보다 진보된 Intuitive Surgical의 다빈치(daVinch)^[8] 등이 있다. 이 중 다빈치는 대표적인 수술 로봇 역할을 하고 있다. Fig. 1-1은 수술 로봇에 대해 나타내었다.

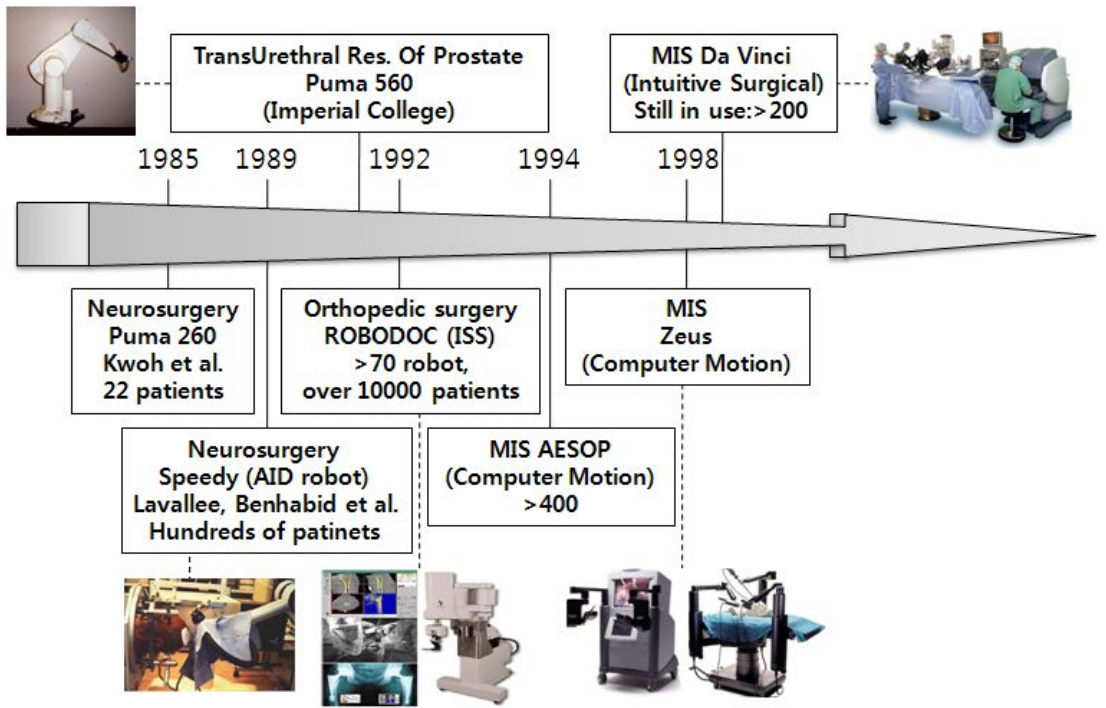
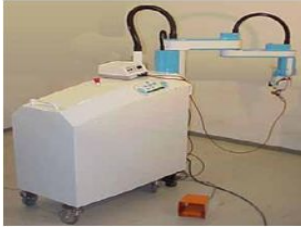


Fig. 1-1 Surgical robot history^[9]

의료용 로봇에 대해 다양하게 연구 되고 있는데 Fig. 1-2 (a)는 피부과에서 사용하는 로봇 중 환자의 피부 샘플을 채취하는 SCALPP가 있고^[10], Fig. 1-2 (b)는 사람의 혈액을 뽑는 Bloodblt^[11], Fig. 1-2 (c)는 미세 수술에 사용하는 Steady Hand Robot (JHU)^[12]가 있고, Fig. 1-2 (d)는 내과에서 수술시 절개를 유도하는 Cyberknife^[13]가 있고, Fig. 1-2 (e)는 전립선 비대증에 대한 수술 로봇인 PROBOT이 개발되었다.^[14] Fig. 1-2는 다양한 의료용 로봇의 연구 분야에 대해 나타내었다.

SCALPP
(LIRMM/SINTERS),
2002,
Skin harvesting



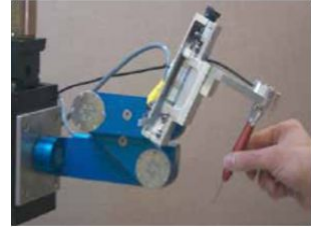
(a)

Bloodbot
(Imperial College,
London)



(b)

Steady-hand robot
(JHU, Baltimore):
microsurgery



(c)

Cyberknife
(Accuray, Stanford):
radiotherapy



(d)

PROBOT
(Imperial College, London):
prostate resection



(e)

Fig. 1-2 Research of medical robot^{[10][11][12][13][14]}

의료용 로봇은 의사들의 정확도를 향상시키기 위해 정형외과분야에서 주로 사용되었다. 골은 수술 전후의 모습이 바뀌지 않는 강체로, 수술전의 계획과 수술 중의 실체를 정확히 나타내고, 주위의 연부 조직과 잘 구분되기 때문에 3차원 영상획득이 용이하다. 다른 영역보다 CAOS(Computer Assisted Orthopedic Surgery)의 도입이 먼저 이루어졌고 현재까지 가장 많은 발전을 보이고 있다.^[15] Fig. 1-3과 같이 임플란트 시술에 사용되는 네비게이션(navigation)을 접목한 수술 장비가 1990년대에 들어서 개발되기 시작하는데, 척추 수술 시 척추경 나사의 삽입에 사용되었다.^[16] 네비게이션은 CT(Computer Tomography)영상이나 투시촬영장치(fluoroscopy)와 달리 방사선이 필요 없는 무영상(imageless)으로 다양하게 연구되고 있고, 보다 발전된 치료법이 계속 진행 중이다.

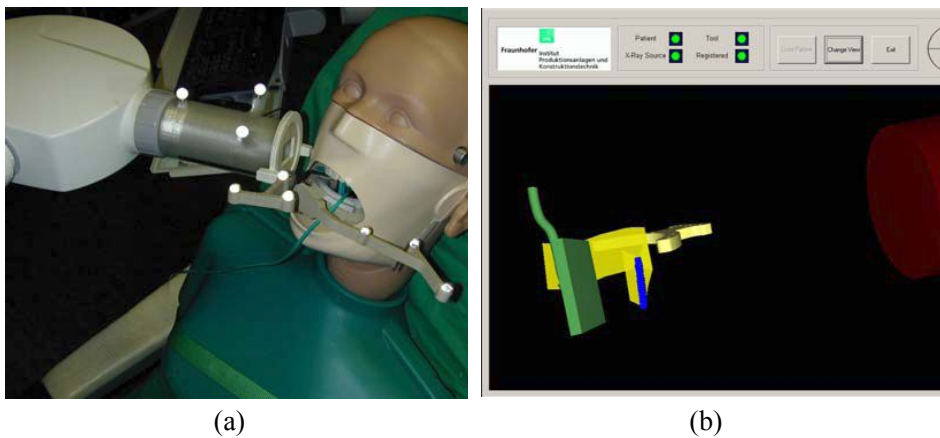


Fig. 1-3 Navigation for surgery scenes and images^[21]

제 3 절 연구 내용

본 논문에서는 이중평행사변형 기구를 이용한 치과용 매니퓰레이터 설계에 관한 연구를 Fig. 1-4와 같이 진행하였다.

1. 이중평행사변형 메커니즘 선정
2. 설계한 매니퓰레이터의 동특성 해석
3. 제작한 기구부의 성능평가

각도조절 기구부는 RCM(Remote Center of Motion) 메커니즘을 이용하여 각도조절 오차를 줄이기 위해 도입하였다. 이중평행사변형구조의 메커니즘을 사용해 이론적 검증을 하였다. 이중평행사변형 구조의 매니퓰레이터를 모델링하고, 동역학 해석 프로그램을 통해 기구부의 동적거동을 확인한다. 시뮬레이션을 통한 결과 값과 비교해 실제 제작한 기구부의 구동 및 성능평가 하였다.

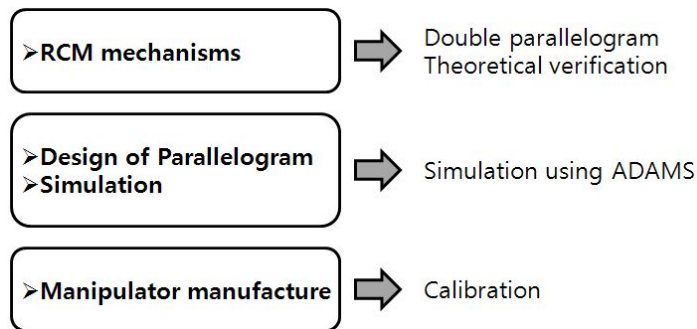


Fig. 1-4 Contents of study

제 2 장 임플란트 개요

제 1 절 임플란트 수술 방법 및 현황

1. 임플란트

임플란트는 치아가 손실되거나 상실되었을 때 치아의 기능, 형태적인 심미성, 정확한 발음, 전체적인 구강의 건강을 회복하기 위한 인공대치물을 말한다. 고대로부터 동물의 뼈나 치아를 조각하거나 상아 등을 이용하여 인공치를 만들려는 흔적을 발견할 수 있으며, 마야 인디언들은 AD 100년경 흑요석으로 치아모양의 인공치를 만들어 사용하기도 했다. 19세기에는 금이나 사기로 만든 인공치를 식립하려는 노력도 하였으나 성공적이지 못했다. 치아가 상실된 경우 옆에 있는 자연치를 원통형으로 깎아서 걸어주거나 부분틀니 혹은 완전틀니를 제작하여 수복해주는 방법 밖에는 없었다. 자연치를 삭제하여 치료하는 경우 치아에 돌이킬 수 없는 해를 주게 되며 평균 7-10년마다 보철물을 새로 만들어야 하는 단점이 있었다. 틀니의 경우 꺾다 뺀다하는 불편과 충분히 음식물을 씹을 수 없다는 단점이 있었다. 따라서 상실된 치아를 어떻게 회복하는가에 대해 많은 연구들이 있었으나 자연치에 버금가는 기능과 수명을 만족시키는 대체 치아는 개발되지 않았다. 그러다가 1960년대 초 스웨덴의 예테보리대학의 P. I. Branemark 교수^[17]가 뼈와 골성 결합하는 타이테늄 임플란트를 개발하였다. 타이테늄 임플란트는 인접 자연치를 깎지 않고 치아가 상실된 부위에 직접 임플란트를 식립하여 자신의 치아처럼 사용할 수 있다. 임플란트 기술은 연결 방법에 따라 인터널(internal)과 익스터널(external) 두 가지로 나뉜다. 미국에서 주종인 익스터널 방식은 연결 부위에 핀을 조여서 상부 구조 위에 고정하는 ‘투피스’ 방식이어서, 시간이 흐르면서 흔들릴 우려가 상대적으로 크다. 반면 유럽에서 일반적인 인터널 방식은 연결 부위에 홈을 파서 썸을 박듯이 연결하는 ‘원피스’ 방식이다. 시간이 흘러 이에 힘이 가해질수록 상부 구조가 깊이 파고들어 튼튼해질 수 있지만, 기술적으로는 더 까다로운 방식이다. 이렇듯 임플란트 기술이 발전함에 따라 임플란트 치아는 자연치에 버금가는 심미성과 기능을 가지는 좋은 대체 치아로 발전하고 있다.

2. 수술 방법

임플란트 수술을 위해서는 우선 상악과 하악에 대한 생체 구조를 파악하여야 한다. 이를 위해서 현재 CT나 CB(Cone Beam) Scan과 같은 방법이 이용되고 있으며, 최근 Tactile 사에서 탐침을 이용한 방법도 개발된 상태이다. 이는 임플란트를 식립하기 위한 위치를 잡는데 중요한 데이터가 된다. Scan 결과를 바탕으로 임플란트의 위치, 각도, 깊이 등을 파악하기 때문이다. 이와 같은 과정을 거치는 단계를 Planning 과정이라고 한다. Scan 결과를 3D 형상으로 바꿔 의사가 임플란트의 위치를 잡는데 도움을 주고 있다. 이를 위해서 설계 제작된 치아 임플란트 로봇, 이식할 임플란트 시스템, 치아 및 턱뼈 등에 대한 3차원 형상 모델 및 시각화를 하여야 한다. 또한 의료 영상으로부터 치아와 턱뼈의 3차원 형상 모델을 생성하고 기존 솔루션을 이용하여, 특화된 기능이 추가되며 사용자의 개입을 최소화하고 정확도를 향상할 수 있도록 한다. 3차원 형상을 바탕으로 최적의 임플란트 위치 및 자세를 선정하는 알고리즘을 개발하고 치과의사의 기술 위치 및 자세 선정을 위한 경험적 지식을 효율적으로 획득 및 지식베이스를 구축한다. 그러나, 이러한 배경에도 불구하고 임플란트 수술시 손 떨림과 치아의 경도에 의해 계획한 크기의 구멍을 뚫기 어려워 정밀한 드릴링 기술이 이루어지지 않고 있다. 이는 환자에게 큰 고통을 주게 되고, 임플란트와 뼈가 골성결합되는데 오랜 시간을 필요하게 된다. 따라서 원하는 넓이와 깊이로 드릴링 작업을 하는 것은 임플란트 수술에 있어서 중요한 부분을 차지한다. 이를 위해서 뼈에 구멍을 낼 수 있을 정도의 힘을 갖고, 흔들림이 없이 안정되며, 제어 강인성을 갖고, 원하는 위치로 정밀하게 찾아갈 수 있는 기구부가 필요하다. Fig. 2-1은 임플란트 수술 단계를 나타냈다.

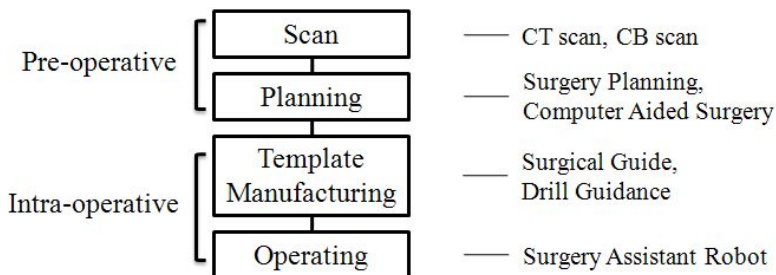


Fig. 2-1 Implant surgery process

Fig. 2-2는 가이드 제작 방법에 따른 기술 구분을 나타내었다. 수술의 안정성을 고려하여 템플릿 등의 수술 보조 기구를 제작하여 시술하기도 한다. 정확도를 향상을 위하여 가이드 제작 기술이 발전하는데, Fig. 2-2 (a)는 전통적이 수작업에 의한 방법으로 석고 본위에 레진(Resin)을 사용 하거나 기존의 위치 Plate를 사용하는 방법이 있다.^[18] Fig. 2-2 (b)는 이후 보다 정확한 가이드 제작을 위해 CT데이터를 이용해 고정밀 가이드 제작 방법이 도입 되었다고^[19], Fig. 2-2 (c)는 현재는 3D 형상화 기술의 발전으로 3차원 적층 기술 RP(Rapid Prototype)로 보다 손쉽고 빠르게 제작 할 수 있게 되었다.^[20] Fig. 2-2 (d)는 기타 방법으로 탐침봉 기술을 이용한 Tactile사는 악·안면 구조를 파악하고 독자적인 가이드 제작기술을 개발하였다.^[21]

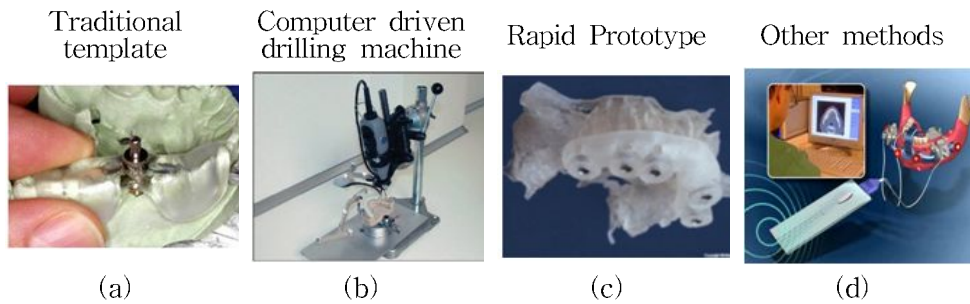


Fig. 2-2 Implant surgical guide system^{[18][19][20][21]}

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(stoper)가 시중에 있으나 사용하기 매우 번거롭다. 이러한 가운데 기존의 의료용 네비게이션 기술을 치과에 적용하여 시각적인 지원을 하는 기술 개발이 이루어졌고 실제 상용화된 제품이 출시되었다.^{[22][23]} 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.^{[24][25][26]} 하지만 여전히 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 하이텐버그 대학에서는 임플란트 핸드피스에 광섬유센서(fiber optic sensor)를 장착하여 DRB장치 없는 네비게이션 기술에 대하여 연구하였다.^[27] 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 로봇 임플란트 기술

Fig. 2-3는 Tactile사에서 개발한 ILS을 나타내었다. 기존의 치과용 가이드 제작방법과는 다른 방법으로 이스라엘의 Tactile Technologies가 개발한 ILS(Implant Location System)^[21]은 자체 개발한 탐침 방법을 이용하고 있다. 탐침을 통해 획득한 데이터는 3D 영상으로 변환되어 뼈의 구조를 파악하고 임플란트 기술을 위한 정확한 위치 정보를 제공한다. 설정된 데이터는 드릴(drill)이 정확한 위치에 계획된 직경과 깊이로 시술될 수 있도록 가이드를 만들게 된다. 가이드를 제작하여 잇몸에 고정시키고 의사가 이 가이드를 통해 드릴 작업을 하여 임플란트를 식립 할 수 있는 구멍을 뚫게 된다. Tactile Technologies는 이미 시스템의 부품들에 대한 동물 시험을 수행했으며, 미국 FDA에서 실제 인체에 대한 시험을 승인받았다.

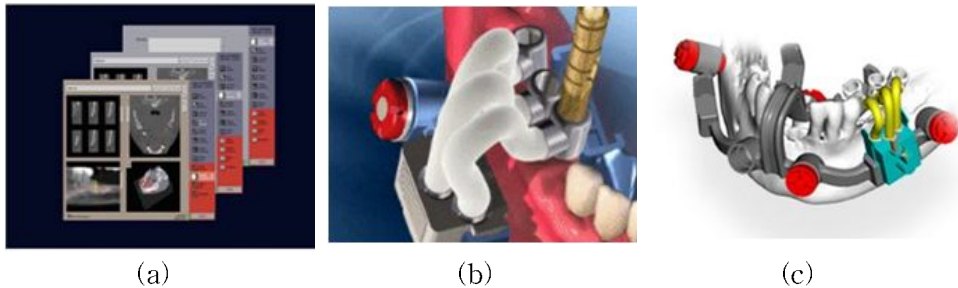


Fig. 2-3 ILS system of tactile technologies^[21]

Fig. 2-4는 독일의 하이델버그 대학에서 연구한 임플란트 시술 가이드 로봇을 나타내었다.^[2] 독일의 하이델버그 대학에서는 임플란트 시술 가이드 로봇으로 드릴링 테스트를 시도했다. CT 영상에 의해 3D 영상을 바탕으로 환자의 좌표를 생성한다. 좌표 값에 의해 드릴링의 초기 위치, 방향, 깊이를 설정하고 로봇은 시술 위치에 배치한다. 로봇암을 이용하고, 시뮬레이션 및 시각화가 가능하다. 프로그램인 Tomorob에 의해 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.

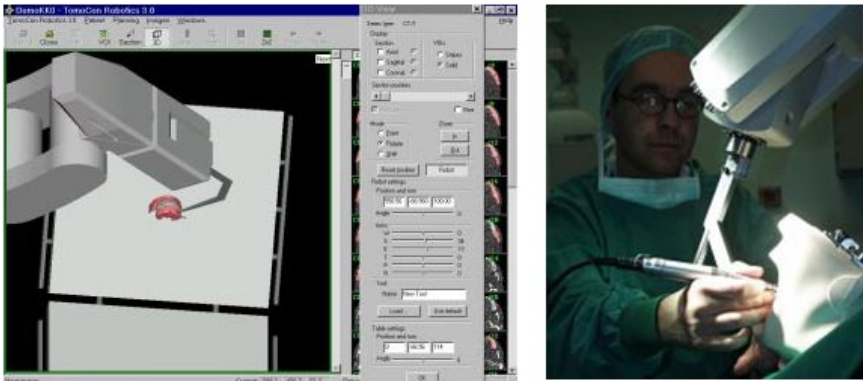
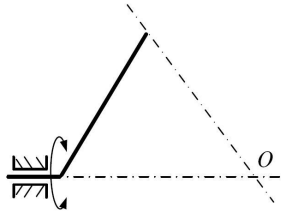


Fig. 2-4 Robot for implant dentistry^[2]

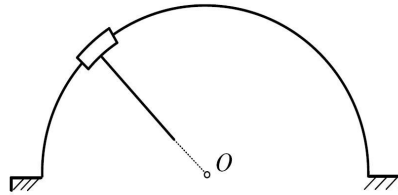
제 3 장 메니플레이터의 이론적 해석

제 1 절 RCM 메커니즘

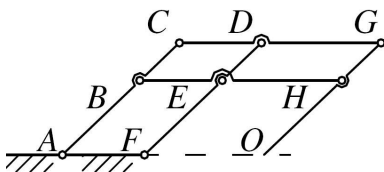
이동도가 적은 RCM(Remote Center of Motion)기구(로봇의 핸드구조로써 말단장치로 하여금 공간 내 임의의 고정 점을 둘러싸고 회전운동을 한다. 이러한 기구는 수술의 안정성을 높일 수 있다. RCM 메커니즘을 이용한 복강경수술 보조 로봇은 Taylor 등 다양한 분야에서 RCM기구를 응용하였다.^{[28][29][30]} KIM은 RCM 조작핸드를 사용해 최소침습수술을 시행하였다.^[31] RCM 메커니즘을 다음과 같이 선정하였다. Fig. 3-1 (a)는 1자유도의 RCM 메커니즘을 갖는 구조로서 조인트에 링크가 구속되어 축을 기준으로 회전을 한다. 이 시스템의 장점은 구조가 간단하고 구성이 쉽다. 2DOF 일 때 사용하는데 Lum^[32]는 2개의 회전조인트로 2자유도의 RCM 메커니즘을 구성하였다. Fig. 3-1 (b)는 원호가이드 메커니즘을 이용한 구조로서 장점은 강성있는 움직임 구현할 수 있다. Guerrouad 와 Vidal이 SMOS 로봇^[33]에서 사용했다. 단점은 회전범위가 크고, 구성 공간이 크고, 제작시 높은 정밀도가 필요하다. Fig. 3-1 (c)는 2DOF RCM 메커니즘을 구현하는 평행사변형 구조의 메커니즘을 갖는다. 한쪽 끝이 지지된 상태에서 서로 연결된 링크를 통해 움직임으로써 RCM point 조절이 가능하다. Fig. 3-1 (d)의 벨트, 기어, 체인을 통해 변위를 발생시켜 같은 비율로 움직임을 일으키는 벨트식 RCM 메커니즘을 갖는다. JHU의 SHR(Steady Hand Robot)에서 적용된 메커니즘이다. Fig. 3-1 (e)는 각도조절과 동시에 회전범위와 비례하는 직선변위를 일으키는 메커니즘이다. 방법은 Kim 등이 최소침습수술에서 이용한 방법이다. Fig. 3-1은 RCM 메커니즘을 종류별로 나타내었다.



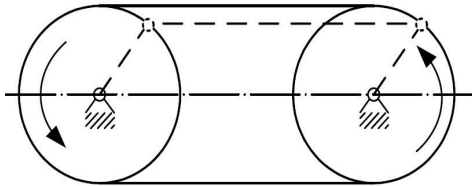
(a) Single-revolute-joint RCM mechanism



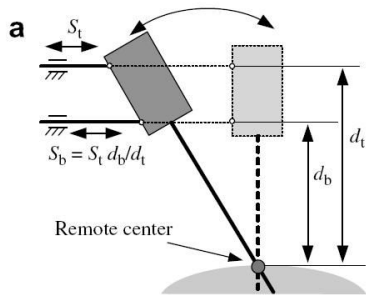
(b) Circular-prismatic-joint RCM mechanism.



(c) Parallelogram-based RCM mechanisms



(d) Synchronous-transmission RCM mechanism



(e) Instantaneous RCM mechanism

Fig. 3-1 RCM mechanisms^[36]

제 2 절 각도 조절 메커니즘

수술과정에서 의사의 실수나 손 떨림으로 각도에 오차가 생길 수 있고, 부정확한 가이드도 수술 실패의 요인이 된다.^{[34][35]} Fig. 3-2는 부정확한 각도조절로 인한 드릴링 실패에 대한 그림이다. 각도 조절 오차를 줄이기 위해 원격운동중심(RCM) 메커니즘을 도입하였다. 일반적인 각도 조절의 경우 Fig. 3-3 (a)와 같이 각도 조절을 하면 드릴 팁의 지향방향이 목표점(target point)과 어긋나게 되어 θ 만큼 각도 오차가 생겨, 각도 조절 이후 직선변위보상을 필요로 한다. 가상중심 메커니즘을 이용한 각도 조절을 Fig. 3-3 (b)에 나타내었다. 가상중심기구는 이동도가 적은 기구를 이용하여 고정적인 가상회전중심을 실현하는 방법이다. 가상중심기구는 말단장치로 하여금 공간 내의 임의의 고정점을 둘러싸고 회전운동을 한다. 원격운동중심은 시술공구의 공간상의 고정된 점을 유지함으로써 의료용 로봇과의 접목을 통한 안정적인 시술이 가능하다. 이러한 메커니즘은 의료용 로봇 분야에서 가장 많이 활용되고 있다.

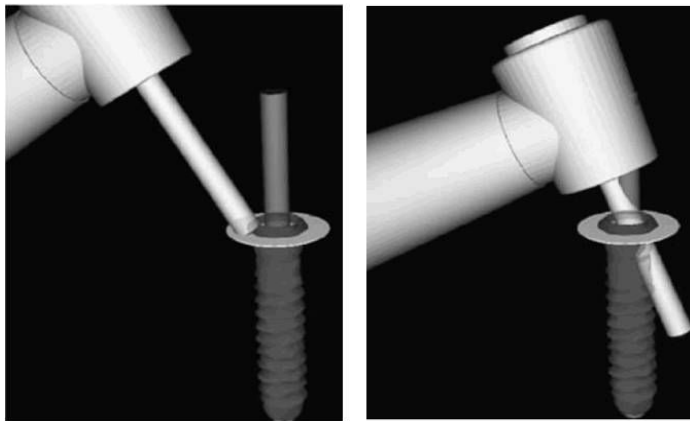
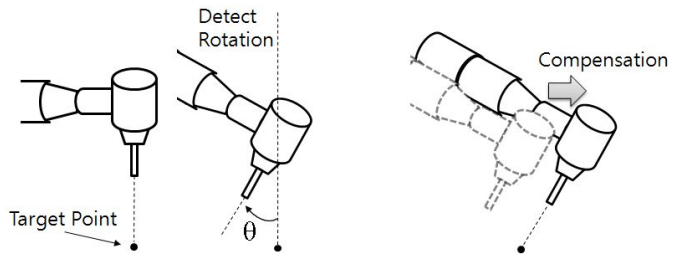
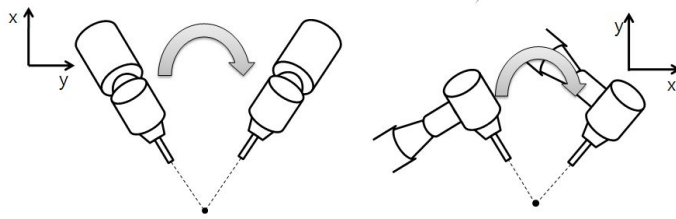


Fig. 3-2 Distance between drill tip and implant-axis^{[34][35]}



(a) Traditional angulation



(b) Angulation of rcm

Fig. 3-3 Angulation method

1. 이중평행사변형 메커니즘

이중평행사변형구조(double parallelogram)의 메커니즘이 치과용 매니플레이터의 각도 조절에 가장 적합한 구조이다. Fig. 3-4는 이중 평행사변형 RCM구조의 링크조합을 통해 구성 할 수 있는 10개의 RCM 구조를 나타냈다. 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.^[37] Fig. 3-4 (d)는 이중평행사변형 구조로서 각도 조절과 깊이 조절을 연속적으로 구현 가능하고 제한된 범위에서 공간 제약을 받지 않기 때문에 치과용 매니플레이터를 구성하는데 가장 적합한 메커니즘으로 사료된다.

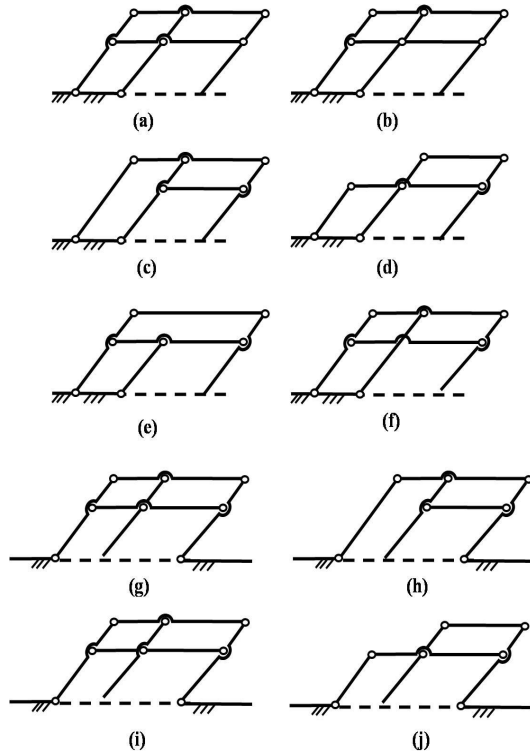


Fig. 3-4 Series of double parallelogram^[37]

2. 이중평행사변형 운동

이중평행사변형 구조를 갖는 RCM기구부의 말단장치(end effector)의 크기변수가 변하지 않는 고정점을 유지하는 여부에 대한 이론적 검증하였다. Fig. 3-5과 같이 이중평행사변형은 $l_1 \sim l_6$ 의 독립적인 크기에 의해 구성된다. A'와 F'사이의 RCM 기구의 기본 축을 설정하는 간격(offset)이고 l_6 는 핸드피스를 설치하는데 필요한 간격이다.

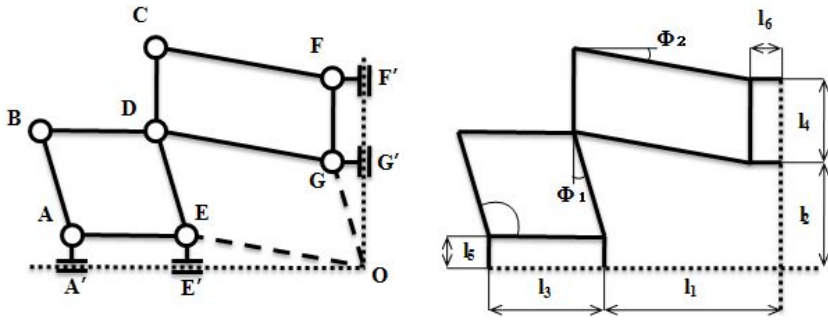


Fig. 3-5 Component of double parallelogram^[37]

기구부의 운동은 BA와 수평축선이 이루는 각 θ 가 이루는 각이다. Fig. 3-5에서 F'G'의 편각은 $\theta - \Phi_1 - \pi$ 이다. 각 링크별 기구부는 다음과 같이 나타냈다.

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

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

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

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

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

Fig. 3-6은 이중평행사변형 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.

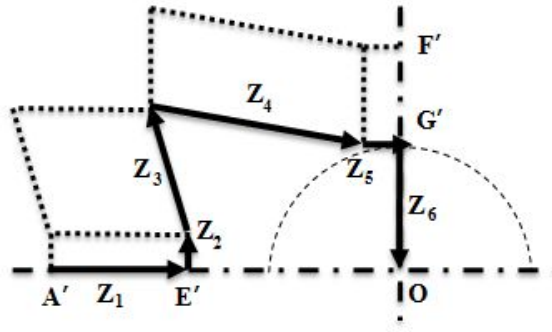


Fig. 3-6 Geometry of double parallelogram^[37]

각 링크의 힌지부를 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 식 (3-1)과 같이 나타낼 수 있다.

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

이므로 식 (3-2)와 같이 나타낼 수 있다.

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

입력각 θ 의 변화에 따른 틀이 원격운동중심을 형성하기 위해서는 틀의 위치인 F'G'와 G'O가 일치하여야 한다. 각도 변화량에 대한 각 링크부의 크기변수는 다시 오일러식에 의해 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 식 (3-4)와 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 O점에 도달하는 벡터는

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

다음과 같이 표시할 수 있다.

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

3. 이중평행사변형 토크

O점에 가해지는 토크와 각 부품에 작용하고 있는 차체 중량을 극복 할 수 있는 모터토크를 계산하였다. 힌지부의 마찰에 의한 영향은 없다고 가정하였다. 구동부에 미치는 영향은 Fig. 3-7에서는 z축과 x축에 대한 구동 토크를 나타내는데 있어서 기구부의 질량이 구동부에 가장 크게 영향을 미치는 형태로 놓고 계산한 것이다. AB를 입력 축으로 선정하였고, W는 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.

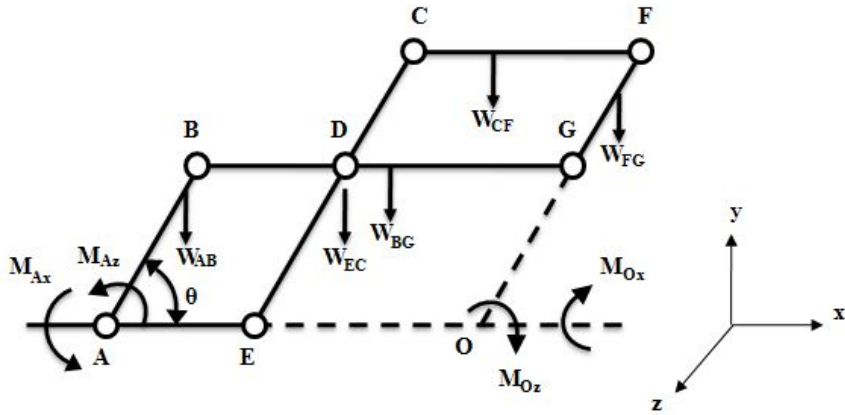


Fig. 3-7 Torque of double parallelogram^[37]

z축을 중심으로 한 M_{Az} 와 x축을 중심으로 M_{Ax} 를 각각 구해보면 다음과 같다.^[37] (OG를 l_2 , GF를 l_4 라 가정)

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

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

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

$$M_{Az} = M_{Oz} + C \cos\theta \cos\beta \quad (3-9) \\ M_{Ax} = M_{Ox} + C \cos\theta \cos\beta$$

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 구성 하기가 적합하다.

제 4 장 매니플레이터 설계 및 시뮬레이션

제 1 절 이중평행사변형을 이용한 기구설계

매니플레이터는 임의의 가상중심점을 통해 각도 조절을 하기 위해 이중평행사변형 메커니즘을 적용하였다. 선형 운동 기구를 사용하였고, 장점은 정밀한 각도와 강성있는 움직임을 구현했고, 고속 움직임이 가능하며, 강성과 허용하중이 크다. 이중평행사변형구조를 갖는 기구부의 치수 $L_2, L_3, L_4, H, \gamma, \delta, \zeta$ 은 상수 값을 갖고, LM가이드(motor2)의 병진운동 거리에 따라 $x, \alpha, \beta, \theta_h$ 값이 변동된다. 핸드피스의 각도 변화 θ_h 는 LM가이드(motor2)의 L_4 가 x 만큼 변한다. x 의 변화량만큼 β 와 α 값 역시 변하고, 결국 $\alpha + \beta$ 의 변화량만큼 θ_h 도 변한다. Fig. 4-1은 이중평행사변형구조를 갖는 기구부를 나타내었다.

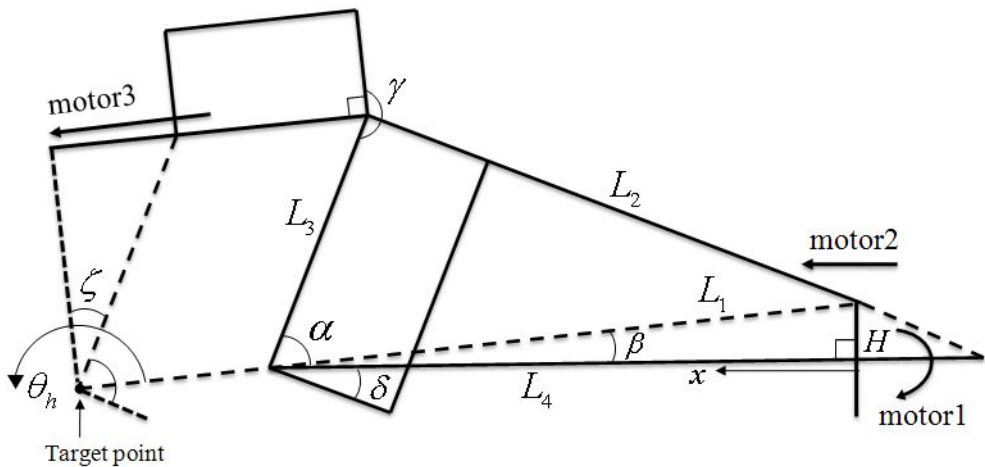


Fig. 4-1 Design of parallelogram linkage

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 4-1은 매니플레이터 설계에 적용한 인자들을 나타내었다. 이러한 값들은 핸드피스 드릴 팁을 기준으로 가상중심운동을 구현하기 위한 값들이다.

Table 4-1 Modeling specification

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

제 2 절 가상중심 메커니즘

Fig. 4-2는 가상중심운동 기구부를 나타내는데, Table 4-1를 기준으로 링크의 길이를 설정해 매니플레이터 모델링을 하였다. 기구부 말단장치에 임플란트 핸드피스를 부착한다. motor1은 회전 운동하고 핸드피스의 롤(roll)운동을 발생한다. motor2는 LM가이드를 이용하여 병진운동하고 운동을 링크부에 전달한다. 이로 인해 핸드피스는 요(yaw)운동을 한다. motor3은 LM가이드를 이용해 병진운동하고, 핸드피스의 각도 조절 후 드릴 팁이 드릴링(drilling)운동을 통해 턱뼈에 구멍을 내고 임플란트 식립 깊이를 조절한다.

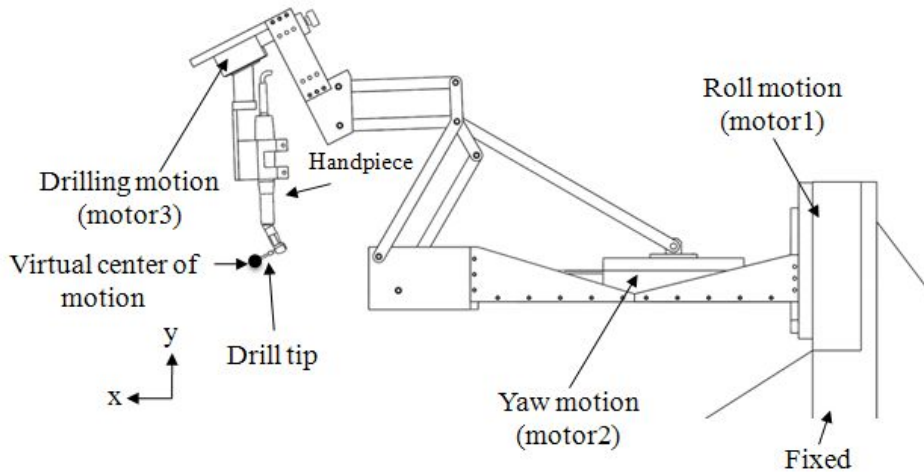


Fig. 4-2 Virtual center of motion

Fig. 4-3은 설계 프로그램인 CATIA를 이용해 기구부를 모델링하고, 전체 모습을 다음과 같이 나타냈다.

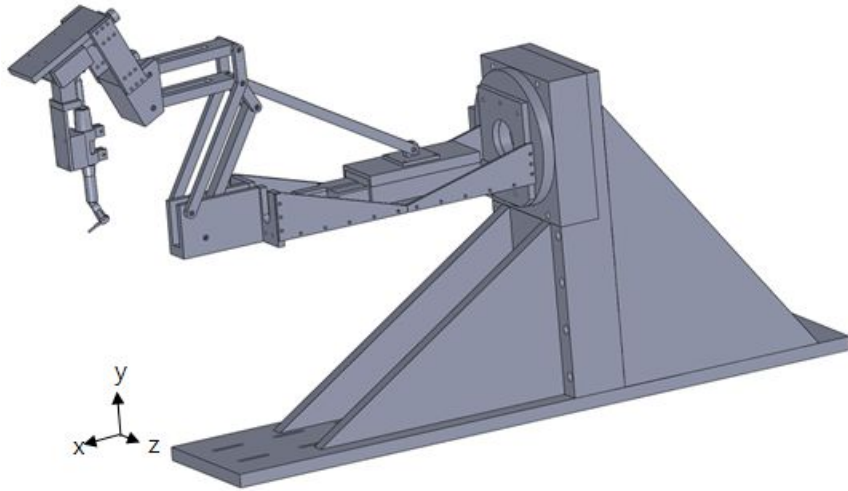


Fig. 4-3 CATIA design of dental manipulator

제 3 절 ADAMS를 이용한 시뮬레이션

설계한 기구부를 검증하기 위해 ADAMS(Automatic Dynamic Analysis of Mechanical System)를 이용하여 시뮬레이션 하였다. ADAMS는 실제 형상을 쉽고 빠르게 제작하고 테스트할 수 있으며, 가시적 및 수학적인 실제 시뮬레이션을 통해 복잡한 기계 시스템의 최적 설계를 수행할 수 있는 다물체 동역학 해석(Multibody System Analysis) 프로그램이다. 이중 평행사변형을 이용한 매니퓰레이터는 액추에이터 3개의 모터로 구동하는데, 이 실험은 가상중심점을 기준으로 모터를 움직여 핸드피스 드릴 팁의 각도 변화를 예측 하고 가상중심점을 기준으로 핸드피스가 회전운동하는지 확인하려고 한다.

실험조건은 다음과 같다. 링크부에 연결 부위는 회전조인트를 사용하였고, 운동조건은 “free”로 하였다. 재질은 알루미늄(aluminium)으로 설정하였다. motor1은 회전(revolute)운동 조건을 입력하고, motor2와 motor3은 병진(translational)운동 조건을 입력하였다. Fig. 4-4는 motor2가 병진운동하면 가상중심점의 좌표계의 X축과 드릴링 축의 각도 θ_h 변화를 나타내었다.

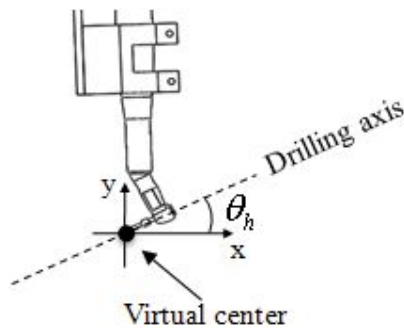
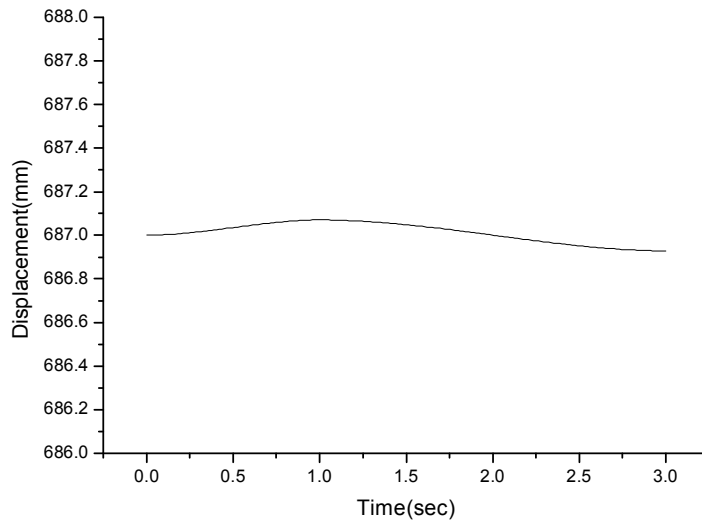
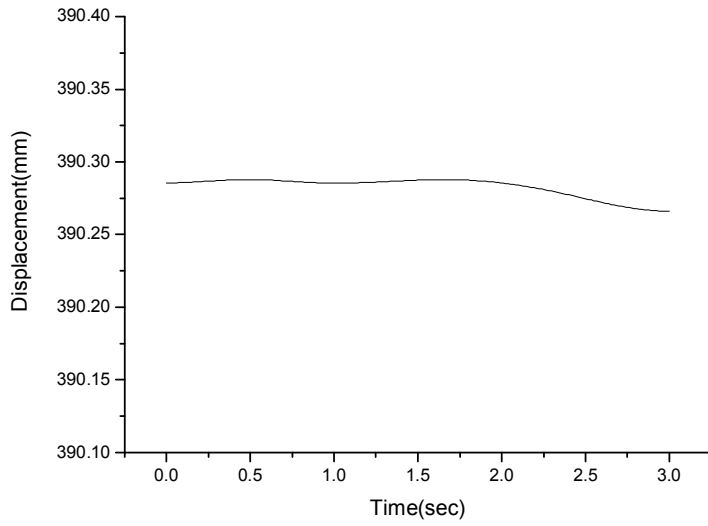


Fig. 4-4 Angle of handpiece drilling axis

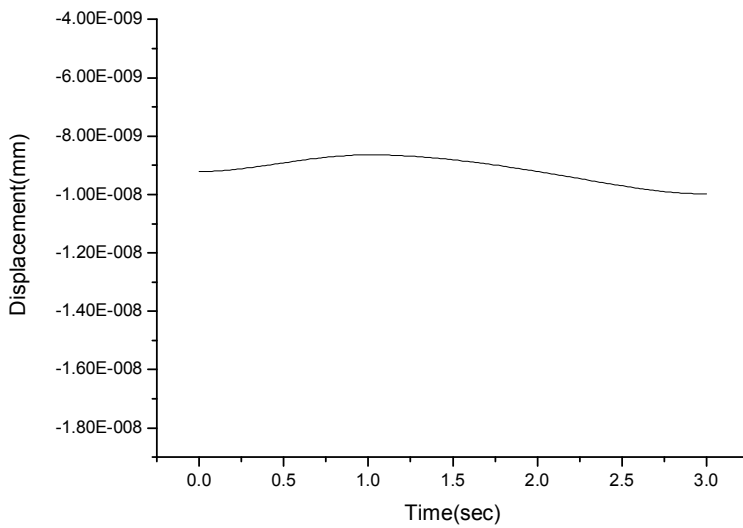
motor2에 $\pm 60\text{mm}$ 의 직선변위를 입력 했을 때, Fig. 4-5는 각 축에 대한 변위를 나타내었다. 각 축의 변위 오차는 X축 0.14mm , Y축 0.02mm , Z축 $-1.34\text{E}-009\text{mm}$ 의 미소한 오차를 발생하였다. 발생한 오차들은 무시할 수 있을 정도의 각도 조절에 의해 가상중심점이 크게 벗어나지 않음을 알 수 있다. Fig. 4-6는 모터가 움직인 변위와 모터의 움직임에 대한 각도 변화를 나타내었다. 모터는 $\pm 60\text{mm}$ 변위가 발생했고, 각도는 $\pm 15.6^\circ$ 기울임을 발생하였다. Fig. 4-7는 모터 이동에 따른 각도 변화는, 모터가 1mm 이동할 때 각도가 약 0.268° 변화를 확인할 수 있었다.



(a) Displacement of X-direction

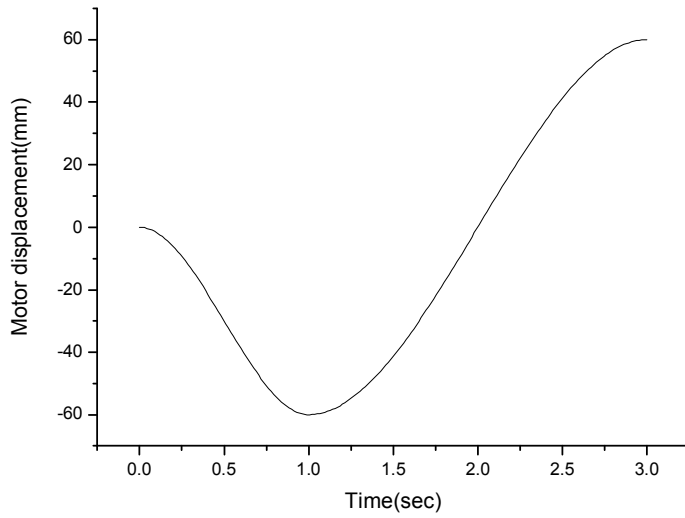


(b) Displacement of Y-direction

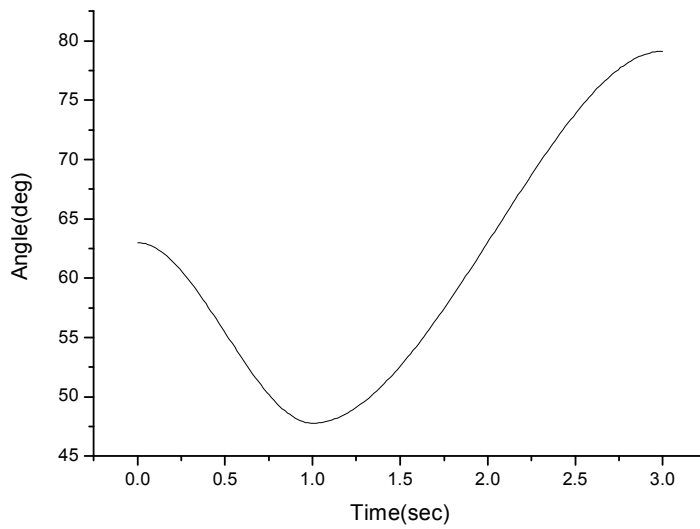


(c) Displacement of Z-direction

Fig. 4-5 Fluctuation drill tip caused by angulation



(a) Motor displacement according to time



(b) Angle according to time

Fig. 4-6 Angle and motor displacement according to time

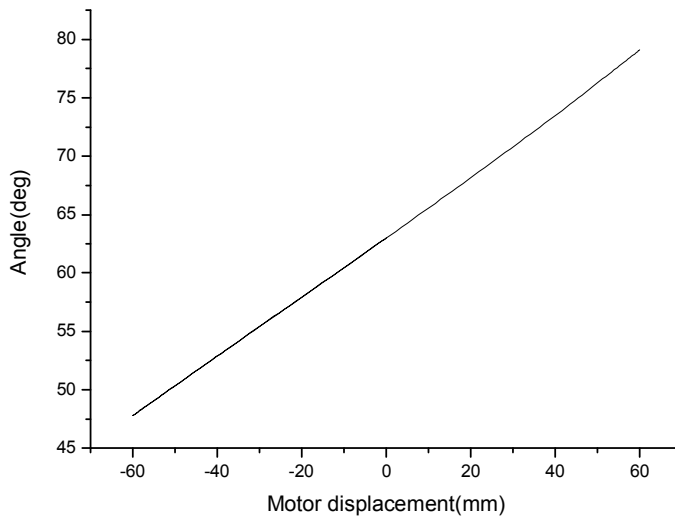


Fig. 4-7 Drill tip angle according to motor displacement

제 5 장 메니플레이터 제작

제 1 절 시스템 구성 및 특성

1. 시스템 구성

메니플레이터를 구동하기 위하여, Fig. 5-1의 실험장치 기구도를 나타냈다. 각 구성품을 컨트롤 박스에 넣어 드라이버부를 구성 제작 하였다. 드라이버부는 모터 드라이버(motor driver)인 DFC5107P 2개, DFC5114P 1개, 5V-1A 전원공급장치 1개, 24V-6A 전원공급장치 1개, 노이즈 필터 1개, 모터 컨트롤러 신호와 모터 드라이버 연결 장치인 UMI-7764(National Instrument사) 1개로 구성되었다. 제작한 드라이버부 크기는 330×330×170이다. RCM기구를 보정하기 위해 기울기 센서와, 레이저 변위 센서를 사용하였다.

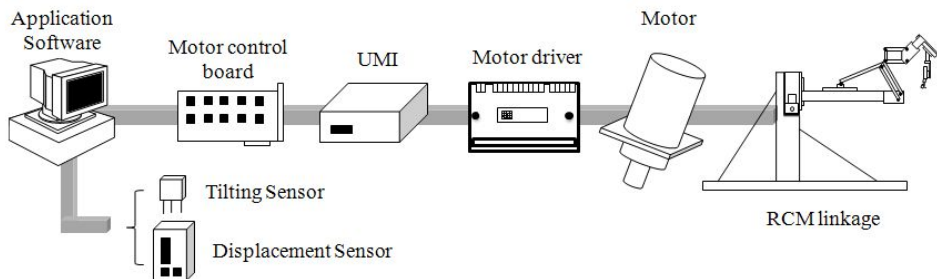


Fig. 5-1 Schematic diagram for experiment

가. UMI(Universal Motion Interface)

Fig. 5-2의 UMI는 모션 컨트롤 보드 및 드라이버의 피드백 신호를 위해 와이어링 포트를 제공하는 터미널 블록이다. UMI를 사용함으로써 드라이버와 I/O 신호는 컨트롤러 통합을 통해 간단해진다. UMI의 리밋 스위치 터미널(limit switch terminals)에 드라이버의 리밋(limit)센서를 각각 결선한다. 리밋 센서는 모터의 중간점과 양 끝점을 알기 위한 센서이다. 이외 증폭기, 인코더 등을 사용하지 않기 때문에 결선하지 않는다. 전원은 5V 1A로 전원 공급한다.

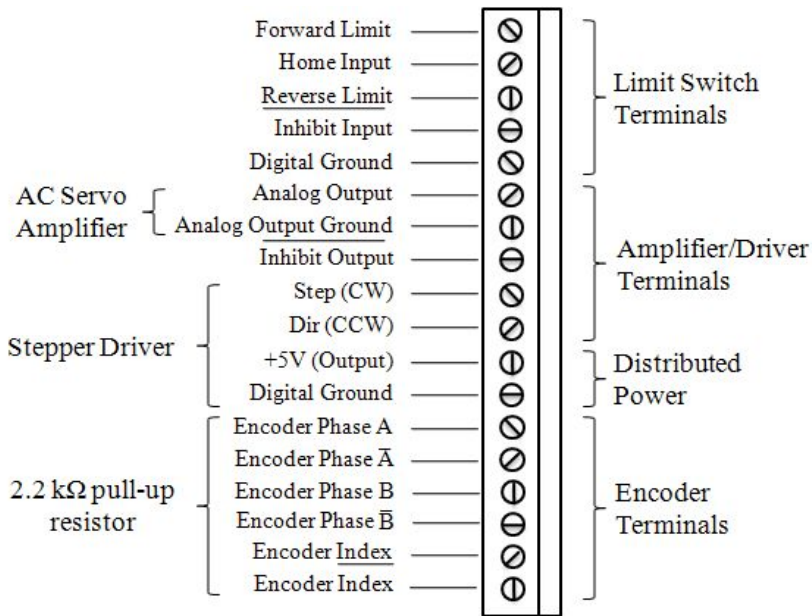


Fig. 5-2 UMI-7764 motion I/O terminal block

나. 모터 드라이버

Fig. 5-3은 모터 드라이버의 결선도를 나타냈다. 모터 드라이버는 모터가 구동할 수 있도록 전원을 공급하고, 신호를 전달하는 장치이다. 본 실험에서 사용한 모터 드라이버는 LM가이드용 DFC5107P 2개와 회전모터용 DFC5107P 1개이다. 모터를 제어하기 위해 UMI의 스텝퍼 드라이버(stepper driver)에 CW와 CCW를 각각 결선한다. 이외 분해능과 원격신호 출력은 사용하지 않기 때문에 결선하지 않았다. 드라이버의 전원 공급 장치로 스위칭 모드 파워 서플라이(Switching Mode Power Supply)를 사용하였으며, SMPS의 사양은 24V 6A전원을 사용해 모터에 전력을 공급한다.

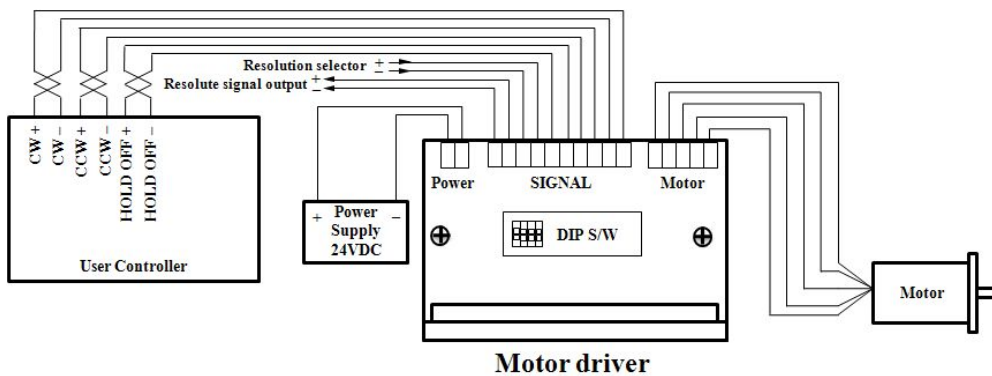


Fig. 5-3 Wiring diagram schematic of motor driver

다. PNP제어

Fig. 5-4는 모터 드라이버의 PNP 타입의 입력 신호를 나타냈다. 신호부에 외부 노이즈의 영향이 적은 PNP 타입 컨트롤러를 사용하였다. 모터 드라이버는 1~4번을 사용해 모터의 전류와 후류를 구동하기 위해 (+)를 결선하여 제어한다. 이외 다른 출력전류, 타이밍출력, 분해능은 사용하지 않기 때문에 결선하지 않는다.

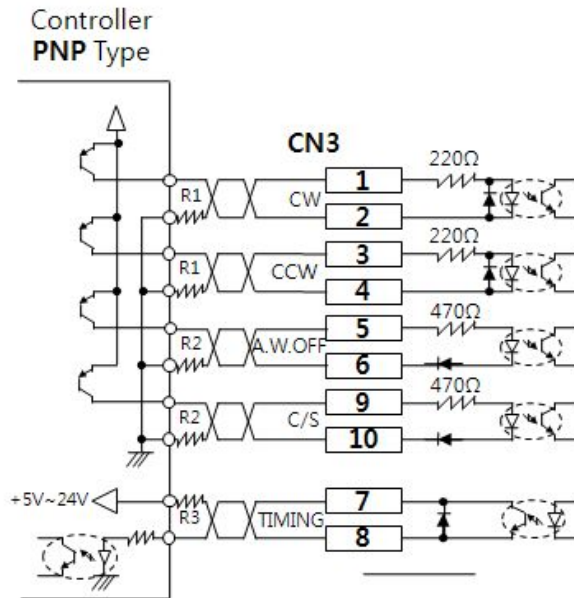


Fig. 5-4 PNP type driver input signal

라. 모터와 센서 연결

Fig. 5-5는 모터와 리밋 센서의 결선도를 나타냈다. 모터는 5상 모터로써 1~5까지 모터에 연결한다. 리밋(limit)센서인 FORWARD, REVERSE, HOME은 UMI에 결선시킨다.

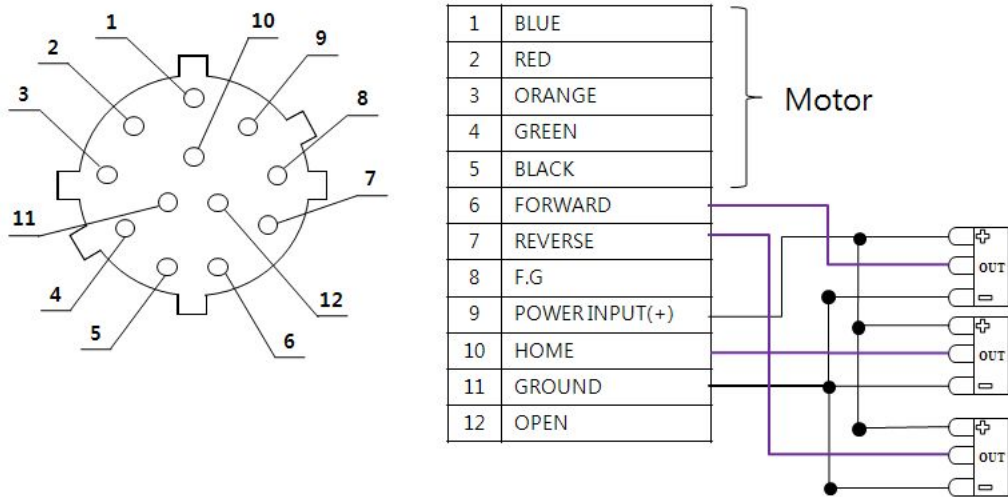


Fig. 5-5 Connecting wire diagram of motor and limit sensor

따. 기울기 센서

기울기 센서는 기구부 말단부에 부착해 기구부가 운동할 때 핸드피스의 기울임 정도를 측정하기 위해 사용했다. Fig. 5-6의 센서의 장점은 장시간 사용해도 변하지 않고, 집적회로가 내장되어 전자식 액체 충전방식을 이용해 안정된 센서이다. 센서의 각도 측정 범위는 $\pm 60^\circ$ 인데, 본 실험에서 사용하는 각도는 $\pm 15^\circ$ 이기 때문에 충분히 측정가능하다. Table 5-1은 센서의 사양은 나타내었다.



Fig. 5-6 Tilting sensor

Table 5-1 Tilting sensor specification

Measuring range	$\pm 60^\circ$
Resolution	0.1 degrees
Non-linearity	1% FS
Transverse Sensitivity	0.5% at $\pm 60^\circ$ tilt
Response time	0.5 second
Power supply (Regulated)	5 Vdc
Min.to Max.supply	3 to 6 Vdc
Current consumption 5V	1 mA
Operating Temperature	-30 to .. $+60^\circ\text{C}$
Storage Temperature	-45 to .. $+90^\circ\text{C}$
Weight	approx. 5 g
Sensitivity	appox 30 mV/ $^\circ$
Zero offset at 5V	2.0 ± 0.3 Volt
Temperature Drift of sensitivity	1% / $^\circ\text{C}$
Temperature Drift of Zero	± 0.05 mV/ $^\circ\text{C}$
Output impedance	10 kOhm

바. 레이저 변위 센서

레이저 변위 센서는 물체가 일정 위치에서 다른 위치로 이동했을 때 그 이동량을 측정하는 것이다. 레이저 변위 센서를 이용해 모터의 이송변위를 측정하기 위해 사용했다. 레이저식 변위 센서 LK-501의 측정 원리는 CCD 레이저식 변위 센서는 삼각 측정 방식을 사용해 안정적이고, 장거리 측정 모드에서 $\pm 250\text{mm}$ 까지 측정할 수 있다. Table 5-2는 레이저 변위 센서 사양을 나타내었다.



Fig. 5-7 Laser displacement sensor

Table 5-2 Laser displacement sensor specification

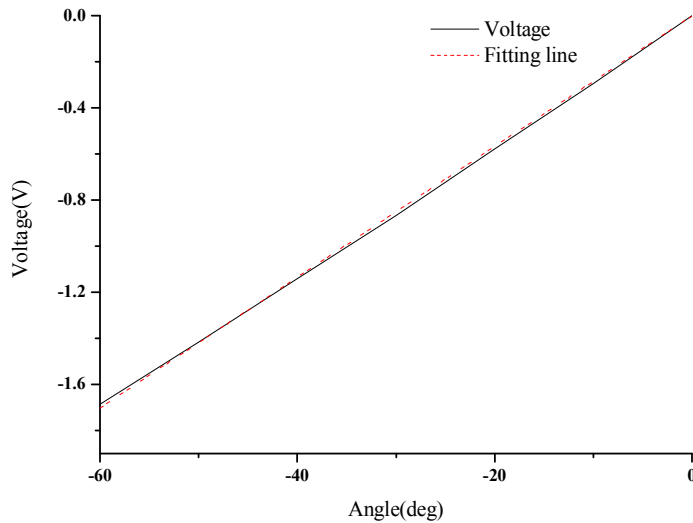
Measurement mode		Long-range	High-precision
Reference distance		500mm	350mm
Measuring range		$\pm 250\text{mm}$	$\pm 100\text{mm}$
Light source		Visible red semiconductor laser	
Wavelength		670nm	690nm
Spot diameter		Approx. 0.3 mm dia	Approx. 0.7 mm dia
Linearity		$\pm 0.1\%$ of F.S.	
Resolution		$50\mu\text{m}$	$10\mu\text{m}$
Analog output	Voltage	$\pm 5\text{V}(50\mu\text{m}/\text{mV})$	$\pm 10\text{V}(10\mu\text{m}/\text{mV})$
	Impedance	100 Ω	
	Current	4 to 20 mA (350 Ω max.)	
Alarm output		NPN open-collector 100 mA (40 V) max. (N.C.) Residual voltage 1 V max.	
Sampling cycle		1024 μs	
Other functions		AUTO ZERO, Alarm hold, GAIN selection, Response speed selection, Span/Shift adjustment	

제 2 절 시스템 성능평가

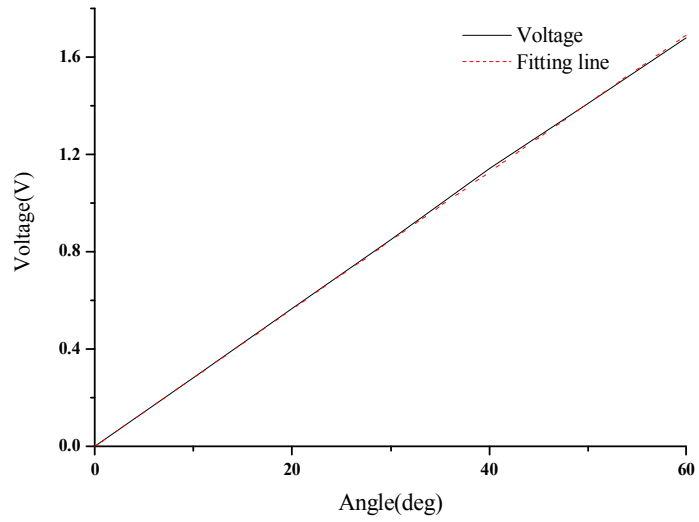
1. 기울기 센서 성능평가

가. 기울기 센서 전압 측정

센서의 측정 범위는 $\pm 60^\circ$ 이다. 기울기 센서를 보정(calibration)하기 위해 각도에 따른 전압을 측정하였다. 측정결과 Fig. 5-8 (a)는 (-)쪽 기울임에 따른 전압을 측정하였는데, 1° 기울어짐에 따라 0.02839V 전압을 발생한다. 최고 오차는 0.01569V임을 알 수 있다. Fig. 5-9 (b)는 (+)쪽 기울임에 따른 전압을 측정하였는데, 1° 기울어짐에 따라 0.02817V 전압을 발생한다. 최고 오차는 0.01335V임을 알 수 있다. 기울기 센서의 제로 오프셋(zero offset) 전압은 2.254V로 측정하였다.



(a) Tilting sensor voltage according to negative angle

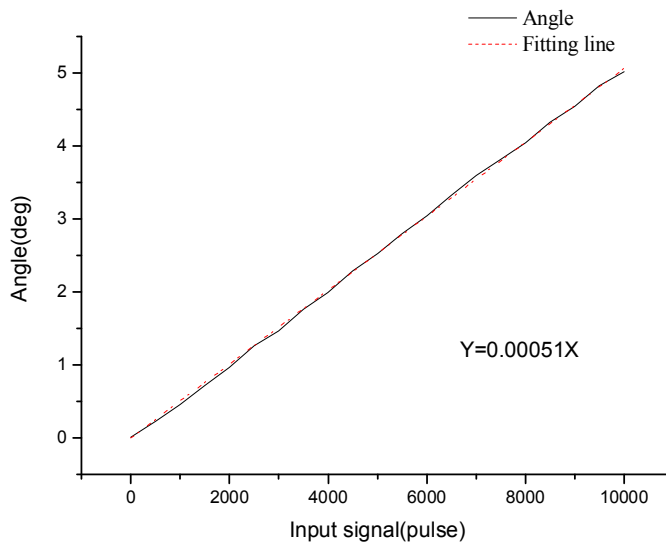


(b) Tilting sensor voltage according to positive angle

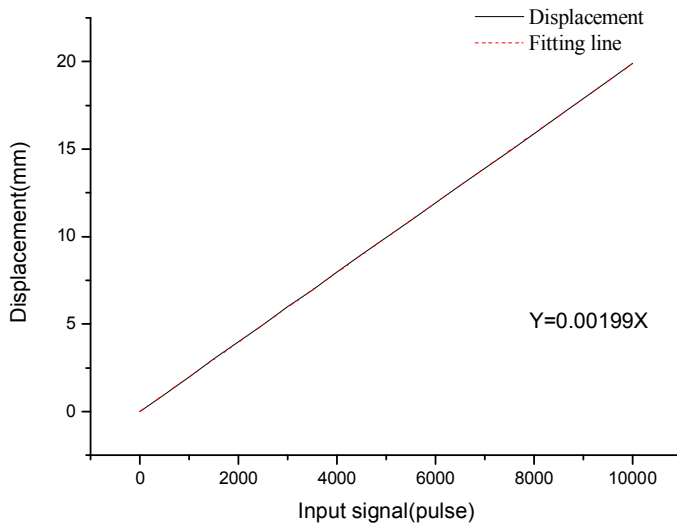
Fig. 5-8 Tilting sensor calibration

나. 기울기 센서의 각도와 변위 측정

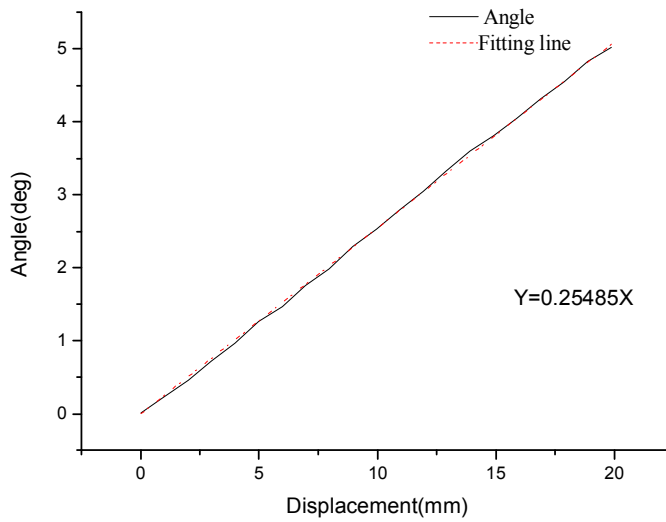
핸드피스의 각도를 측정하기 위해 제작한 기구부 말단에 기울기 센서를 부착했다. 모터의 직선 변위를 측정하기 위해 레이저 변위 센서를 사용했다. LM가이드에 ± 10000 pulse를 입력하고 드릴 팁의 각도와 모터의 직선 변위를 측정하였다. Fig. 5-9 (a)는 입력신호에 따른 핸드피스의 기울기를 나타냈는데, 1pulse 일 때 핸드피스의 기울기는 0.0005° 변한다. Fig. 5-9 (b)는 입력에 따른 변위를 나타냈는데, 1pulse 일 때 변위는 0.002mm 변한다. Fig. 5-9 (c)는 변위에 따른 각도 변화를 나타냈는데, motor의 직선 변위가 1mm 변할 때 각도는 0.25° 기울어짐을 확인하였다.



(a) Angle according to input signal



(b) Motor displacement according to input signal



(c) Handpiece angle according to motor displacement

Fig. 5-9 Yaw angle of handpiece according to input signal of motor2

1. 모터 성능평가

가. 입력 신호

스텝핑 모터(steping motor)는 펄스(pulse)신호에 의해 이동량, 속도 회전방향 등을 결정할 수 있다. 펄스 신호에 따라 회전 방향을 판별하는 방법에는 2가지 종류가 있다. Fig. 5-10 (a)는 2 펄스 (CW/CCW) 방식은 CW 입력 부에 펄스가 입력 또는 CCW 입력부에 펄스가 입력에 따라 회전 방향을 결정하는 방식이다. Fig. 5-10 (b)는 1 펄스 (pulse/dir) 방식은 펄스신호 입력부에 펄스는 입력되고, 그 때 회전 방향 입력부가 H/L 레벨에 있는 가로 회전방향을 판별하는 방식이다. 본 실험에서는 외부의 영향을 적게 받는 1 펄스 방식을 선정하였다.

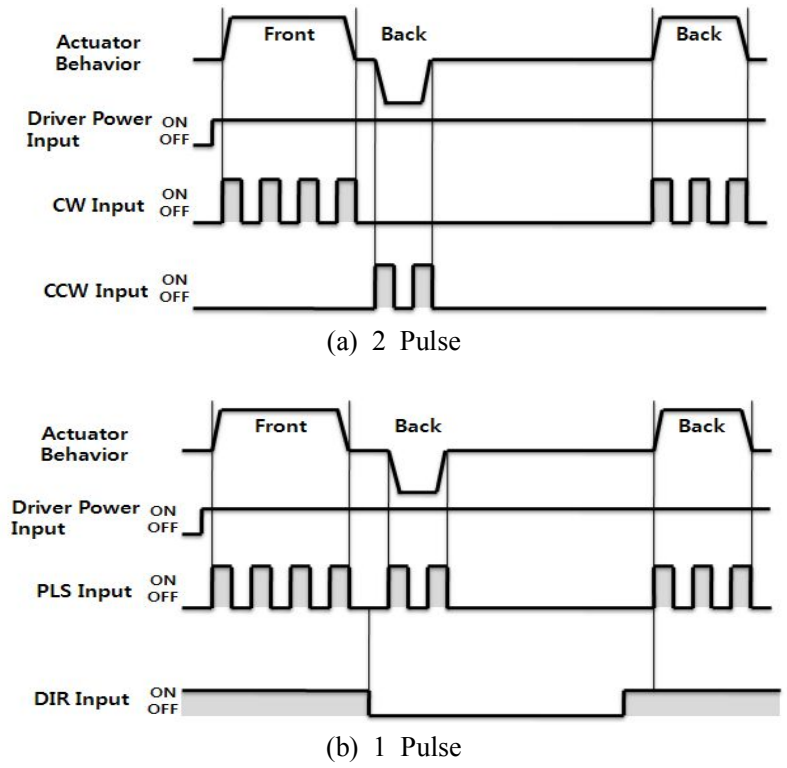
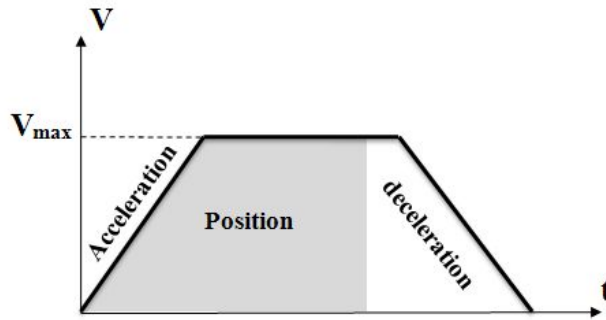


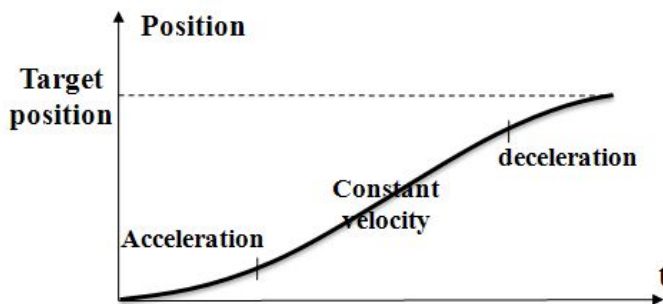
Fig. 5-10 Motor rotation direction control

나. 모터 속도 제어

Fig. 5-11는 속도 프로파일을 생성하기 위해서 경로 생성(trjectory generator)을 나타내었다. 명령된 위치 및 가속, 그리고 그 가속에 소모되는 시간을 결정하는 속도와 감속 세그먼트(segment)를 만든다. 사다리꼴 형태의 프로파일에 서 모션은 정지된 위치나 이전 위치에서부터 동작하기 시작해서 목표 속도까지 가속한다. 컨트롤러가 감속한 후 모션은 목표 위치에서 멈출 시점을 결정할 때까지 셋팅 기간 동안 이 속도를 유지 한다. Fig. 5-12 (a)는 경로 생성 프로파일을 이용해 0.15sec까지 위치가 500pulse가 되도록 하고, Fig. 5-12 (b)는 모터로부터 들어오는 신호를 체크한 그래프이다.

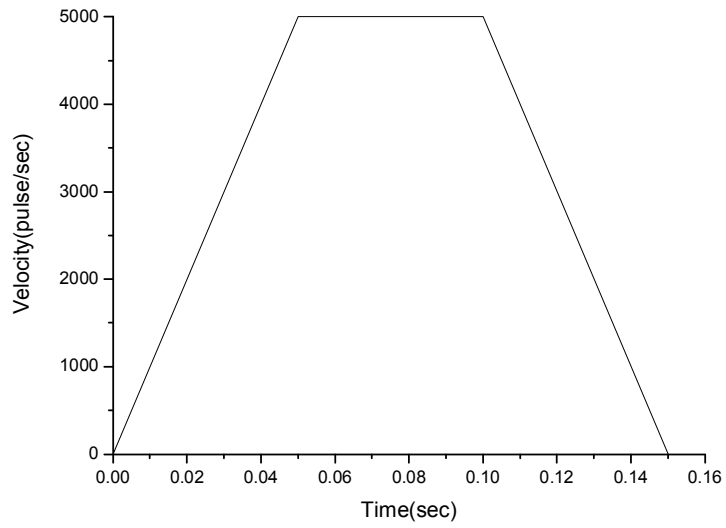


(a) Trajectory generator

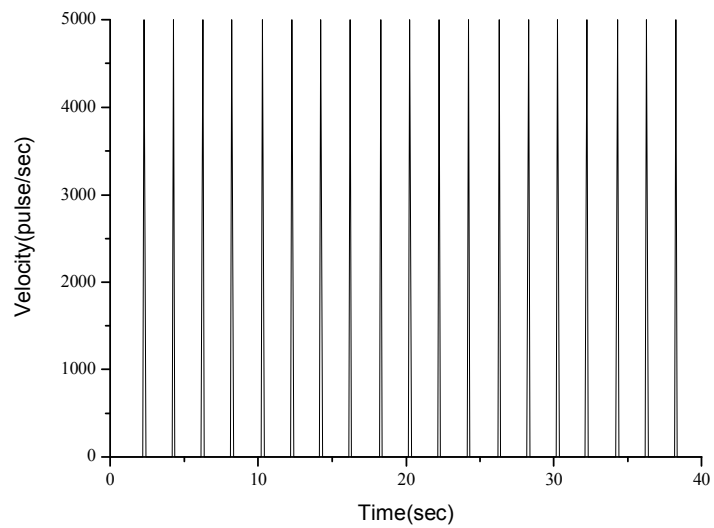


(b) Position command profile

Fig. 5-11 Theory of motor velocity control



(a) Trapezoidal signal

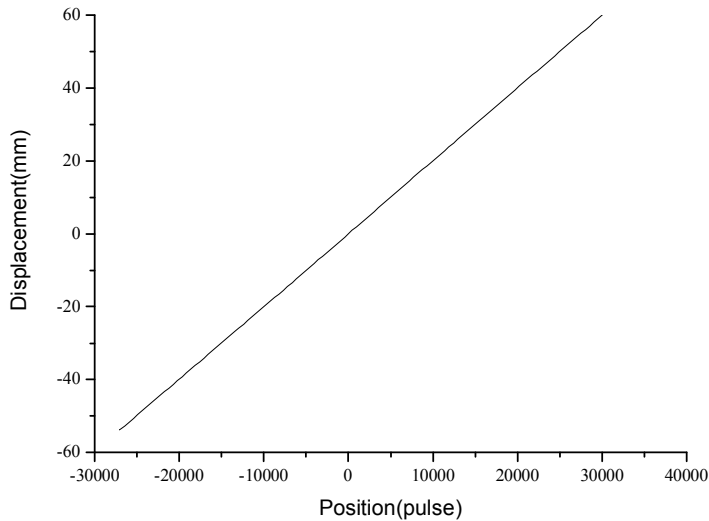


(b) Input signal

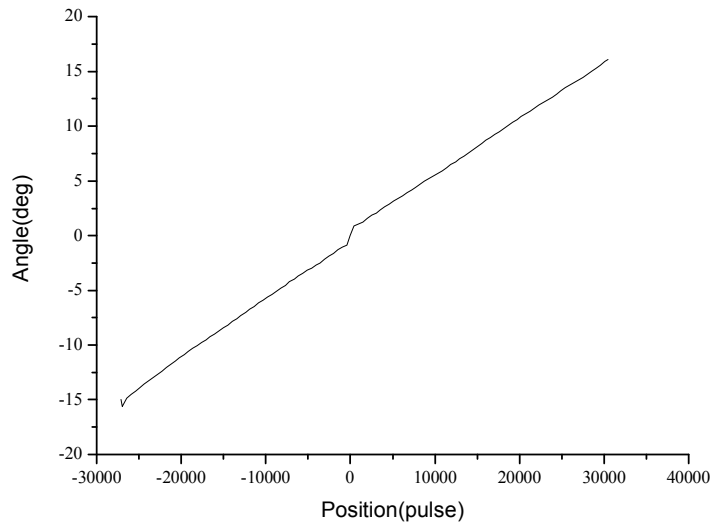
Fig. 5-12 Experiment of motor velocity control

다. 모터 이송 범위 측정

모터의 병진운동에 따라 기구부 말단에 있는 핸드피스 드릴 팁의 각도를 변형시킨다. 모터의 움직임에 따라 각도가 변하기 때문에 모터의 움직임이 중요하다. Fig. 5-13은 모터가 -27132pulse에서 30508pulse까지 이동함에 따라 변위와 각도를 알 수 있다. Fig 5-13 (a)는 모터의 직선변위를 나타냈는데, 모터의 직선 변위는 -53.8mm부터 60.65mm까지 변위가 발생했다. Fig. 5-13 (b)는 모터의 요운동에 대한 각 변위는, -15° 에서 16.1° 까지 기울어졌다. Fig. 5-14는 레이저 변위 센서를 이용해 모터의 변위에 따른 핸드피스의 각도 변화는, 모터가 1mm 변할 때 각도는 0.25° 기울어진다. Table 5-3은 시뮬레이션과 측정된 결과를 나타냈는데, 그 차가 0.018이다. 기울기 센서의 정밀도가 약 0.1° 이므로 시뮬레이션 결과가 잘 적용됨을 확인하였다.



(a) Displacement of according to position



(b) Angle of according to position

Fig. 5-13 Travel measurement

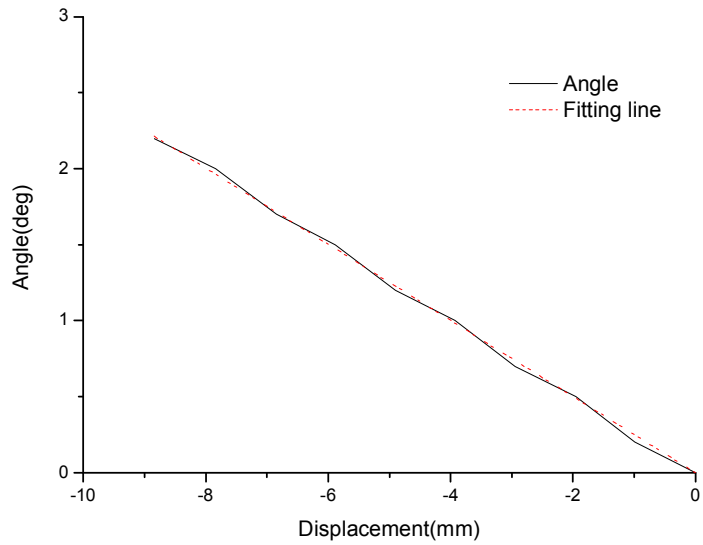


Fig. 5-14 Angle according to displacement using laser displacement sensor

Table 5-3 Comparison with simulation and experiment of angle according to motor displacement handpiece.

Comparison	Angle(°)
Simulation	0.268°
Experiment	0.25°

제 3 절 히스테리시스 측정

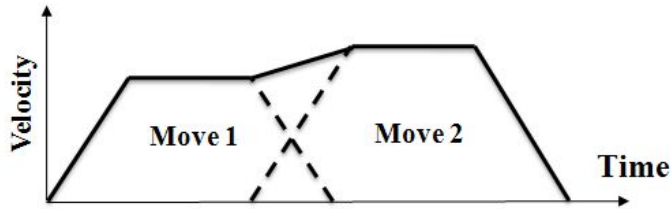
1. 블랜드 팩터

블랜드 팩터(blend factor)에 따른 모터의 속도 변화를 Fig. 5-15에 나타내었다. 블랜드 팩터는 경로(trajectories)를 중첩함으로써 모션 프로파일(motion profiles)을 Fig. 5-15와 같이 결합한다. 블랜드 팩터를 -1로 하였을 때, 첫 번째 움직임(move1)이 끝나기 전에 두 번째 움직임(move2)이 시작하는 가장 짧은 주기(cycle time)를 갖는다. Fig. 5-15 (b)는 블랜드 팩터를 0으로 설정한 경우, 첫 번째 움직임이 끝나자마자 두 번째 움직임이 시작한다. Fig. 5-15 (c)는 첫 번째 움직임이 끝난 후, 지정된 시간지연(delay) 후에 두 번째 움직임을 시작한다. 블랜드 팩터를 -1로 하였을 때 주기가 가장 짧지만 Fig. 5-16에서와 같이 연속적인 움직임에 의해 중간점(middle point)에 도달하지 못할 수도 있다.

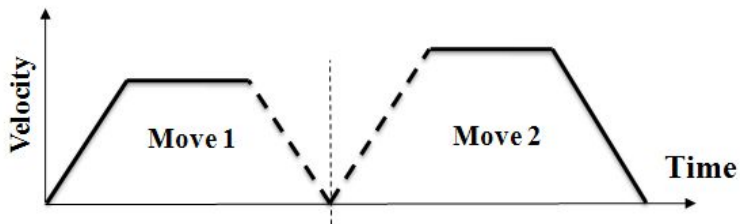
히스테리를 측정하기 위해 모터에 신호 $\pm 2000\text{pulse}(\pm 40\text{mm})$ 를 반복 입력하고, 최종 위치는 0pulse로 설정하였다. 최종 정지 위치에서 모터가 정지하는지 여부를 파악하고, 사이클 타임을 측정하였다.

Fig. 5-17은 모터 속도를 5000pulse/sec로 설정해 측정 결과, 모두 최종 위치 0mm에 정지하였고, 블랜드 팩터 -1, 0에서의 시간은 48.4sec로 일치하였고, 블랜드 팩터 500일 때 51.4sec로 지연시간을 측정했다. Fig. 5-18은 모터 속도를 10000pulse/sec로 설정해 측정 결과, 블랜드 팩터 -1로 하였을 때 모터의 정지

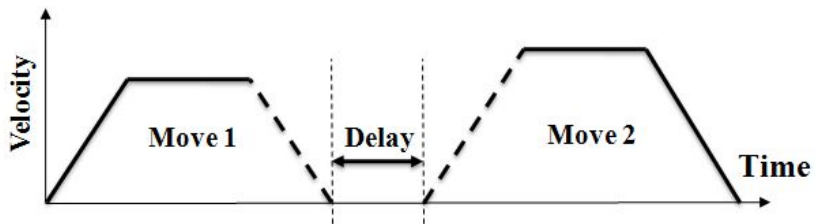
위치는 $-17\text{pulse/sec}(0.034\text{mm})$ 이고, 사이클 타임은 24.7sec 로 가장 짧은 주기를 갖는다. 블랜드 팩터 0, 500은 0mm 에서 정지하였고, 사이클 타임은 24.8sec 와 27.8sec 의 주기를 측정했다. 히스테리시스 오차는 0.3% 이내로 매우 작음을 확인하였다.



(a) Blend factor : -1



(b) Blend factor : 0



(c) Blend factor : delay time

Fig. 5-15 Blended coordinate spaces

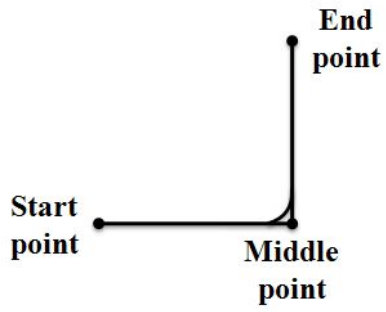
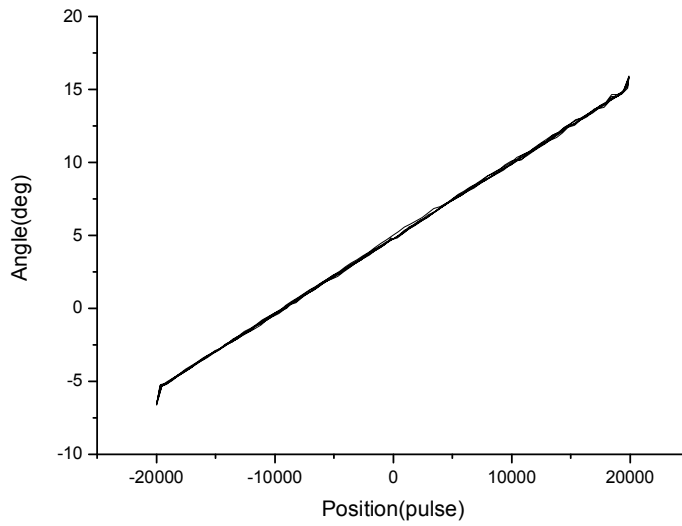
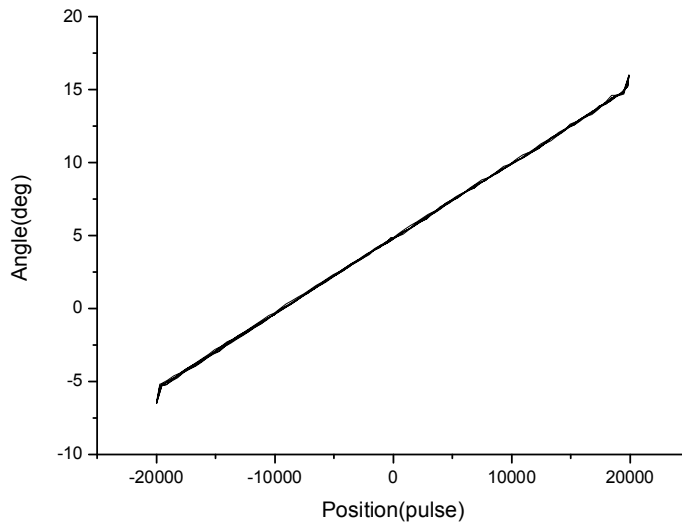


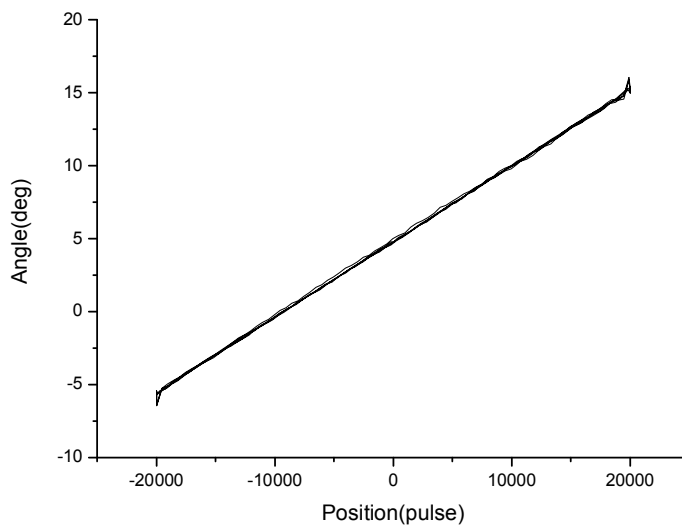
Fig. 5-16 Blending move profile in blend factor -1



(a) Angle according to position in blend factor -1

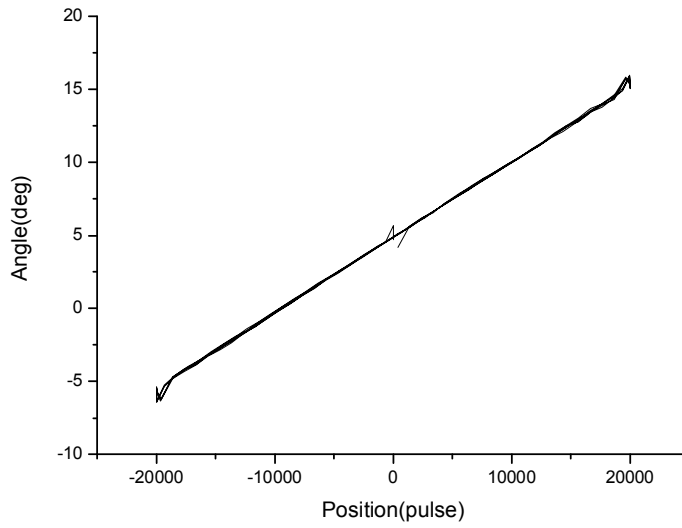


(b) Angle according to position in blend factor 0

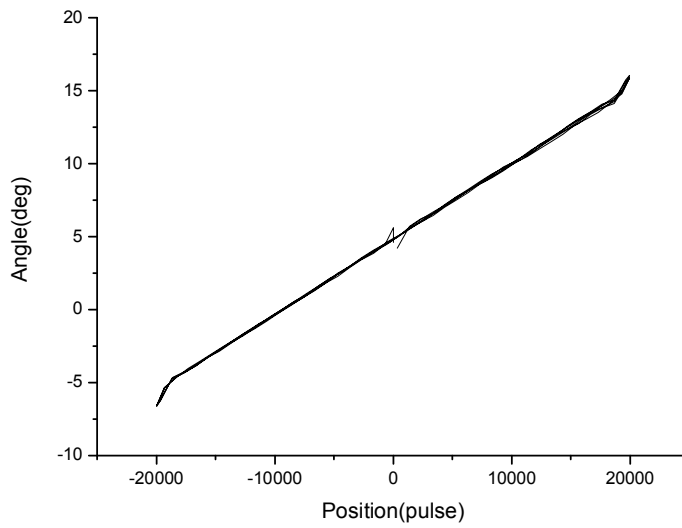


(c) Angle according to position in blend factor 500

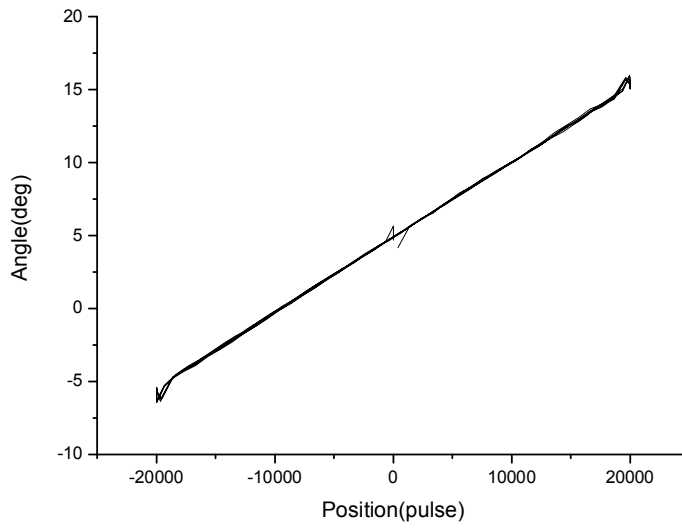
Fig. 5-17 Hysteresis in velocity 5000pulse/sec



(a) Angle according to position in blend factor -1



(b) Angle according to position in blend factor 0



(c) Angle according to position in blend factor 500

Fig. 5-18 Hysteresis in velocity 10000pulse/sec

제 6 장 결 론

본 논문에서는 이중평행사변형 기구를 이용한 치과용 매니퓰레이터 설계에 관해 연구하였다. 이중평행사변형 구조를 이용해 기구부를 설계하였고, 동역학 해석 프로그램을 통해 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션 결과를 토대로 제작한 기구부의 성능을 평가하였다.

1. 이중평행사변형 메커니즘을 이용한 RCM 기구부 설계

매니퓰레이터의 각도 조절을 구현하기 위해 평행사변형 메커니즘을 적용하였다. 이중평행사변형 구조는 두 사각형의 고정된 임의의 가상중심점을 기준으로 원뿔운동을 통해 각도 조절이 가능하다. 각도 조절을 구현하기 위해 선형 운동 기구는 위치 결정 정밀도가 크고 동시에 고속 움직임이 가능하며, 강성과 허용하중이 크다. 또한 장기간 고정도를 유지하므로 의료기기 분야에 적합하다.

2. 매니퓰레이터 시뮬레이션

이중평행사변형 메커니즘을 적용해 매니퓰레이터를 설계하였다. 각 링크부 수치를 선정하고 설계하였다. 3개의 모터를 사용해 각도 조절과 드릴링 움직임을 가능하게 하였다. ADAMS를 이용해 설계한 기구부를 검증하기 위해 motor2에 병진운동을 시켜 핸드피스를 드릴 팁의 각 축에 대한 변위를 측정 결과 X축 0.14mm, Y축 0.02mm, Z축 $-1.34E-009$ mm의 미소한 오차를 발생하였다. 모터는 1mm 이동할 때 각도가 약 0.268° 변했다.

3. 성능평가

설계한 기구부를 구동하기 위해 드라이버부를 제작하고, 기구부를 보정하기 위해 기울기 센서와 레이저변위 센서를 사용해 장치를 구성하였다. 모터의 병진운동에 의해 기구부를 기울기 센서와 레이저변위 센서로 측정결과, 모터의 병진운동에 의해 기구부를 기울기 센서와 레이저 변위 센서로 측정결과, 모터는 -53.1 mm ~ 60.68 mm 변위 발생, 이때 핸드피스 각도는 $-15^\circ \sim 16.1^\circ$ 기울임을 나타냈다. 모터는 1pulse 당 0.002mm 변하고, 이때 0.0005° 기울임을 갖는다. 그래서 모터 1mm

당 0.25° 변함을 알 수 있다. 시뮬레이션 결과 거의 일치했다. 블랜드 팩터에 따른 히스테리시스 측정을 하였다. 속도 5000pulse/sec에서 블랜드 팩터의 영향을 받지 않고, 속도가 10000pulse/sec에서는 블랜드 팩터의 영향을 받았다. 블랜드 팩터가 -1일 때 사이클 타임이 가장 짧지만 최종위치에 오차가 발생했다. 히스테리시스 오차는 0.3%이내이다.

참 고 문 헌

1. Brief, J., Hassfeld, S., Redlich, T., and 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., and Boesecke, R., Volele, M., Krempien, R. "Robot assisted Dental Implantology," International Poster Journal, Vol. 4, No 1, Poster 109, 2002.
3. Davies, B., "A review of robotics in surgery," Proc Inst Mech Eng [H], Vol. 214, pp. 129-140, 2000.
4. Lavallee. S, Troccaz. J, Gaborit. L, Cinquin. P, A. Benabid. L, and Hoffmann. D, "Image-guided operating robot: a clinical application in stereotactic neurosurgery," in Computer-Integrated Surgery, R. H. Taylor, S. Lavallee, G. C. Burdea, and R. Mosges, Eds.: MIT Press, pp. 343-351, 1995.
5. Shunsaku, N., and Nobuhiko, S., J Orthop SCI, "Clinical accuracy evaluation of femoral canal preparation using the ROBODOC system", Vol. 9, pp. 452~641, 2004.
6. Mettler, L., Ibrahim, M., and Jonat, W., " One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder AESOP) in gynaecological endoscopic surgery", Human Reproduction , Vol. 13, No. 10, pp. 2748-2750, 1998.
7. Boehm. D. H., Reichenspurner. H, Detter. C, Arnold. M, Gulbins. H, Meiser. B, and Reichart. B, "Clinical use of a computer-enhanced surgical robotic system for endoscopic coronary artery bypass grafting on the beating heart [In Process Citation]," Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 48, pp. 198-202, 2000.
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. Troccaz, J., Introduction to medical robotics, Common Problems. School material, slides:www.Limm.fr/manifs/UEE/school.htm.
 10. Duchemin G. et al., "SCALPP: a 6-dof robot with a non-spherical wrist for surgical applications", Advances in Robot Kinematics, Piran-Portoroz, Slovenia, pp. 165-174, 2000.
 11. Korb, W., Marmulla, R., and Raczkowsky, J., Department of Maxillofacial and Craniofacial Surgery, "Robots in the operating theatre—chances and challenges" University Hospital, Heidelberg, Germany, 2004.
 12. Taylor, R., Iordachita, I., and Kapoor, A., "Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery", The Johns Hopkins University, Baltimore, Maryland.
 13. Wilson, A., Rebecca, S., and Filip, B., "Electromagnetic tracker accuracy in the CyberKnife suite", A Imaging Science and Information Systems (ISIS) Center, Department of Radiology, Georgetown.
 14. Harris SJ, Arambula-Cosio F, Mei Q, Hibberd RD, Davies BL, Wickham JE, Nathan MS, and Kundu B. "The Probot - an active robot for prostate resection" Proc Inst Mech Eng Vol. 211(4), pp. 317 - 25, 1997.
 15. 대한고관절학회지, "인공 고관절 치환술에서의 네비게이션 및 로봇 수술의 이용", 제19권 제 3호, 2007.
 16. 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.
 17. Branemark, P. -I., Breine, U., Adell R., Hansson, B, O., Lindstrom, J and Ohlsson A., "Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses" Scand J Plast Reconstr Surg Vol. 3 pp. 81-100, 1969.
 18. Carini S. (alcagno E, Fortori-l)onati P. Andreussi I, "A new model for non-invasive, reproducible fixation of a stereotaxic frame using an orthodontic resin plate",

- (technical note). *Acta Neurochir Wien*; Vol. 118 pp. 159- 161, 1992.
19. Dr. N. Jörg., *Int Poster J Dent Oral Med*, "Fabrication of Surgical Template for CT-based Implant Planning", Vol. 6, No 04, Poster 248, 2004.
 20. Korves B, Klimek L, Klein HM, and Mosges R. Image- and model- based surgical planning in otolaryngology. *J Otolaryngol*, Vol. 24 pp. 265-70, 1995.
 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. Franz. r. W., 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.
 23. Zoppi, M., and Zlatanov, D., "Analytical kinematics models and special geometries of a class of 4-DOF parallel mechanisms", *IEEE Transactions, on Robotics*, Vol. 6, pp. 1~10, 2005.
 24. Szymanskia, 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.
 25. 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*.
 26. 김은경, *대한구강학회지*, "치과 임플란트 계획시 개인용 컴퓨터를 이용한 영상 재형성에 관한 연구" No.2, Vol.21, 1996.
 27. Marmulla, J., Brief, J., and Heurich, T., "The Perspectives in the computer-aided implantology", pp. 152~158, 2002.
 28. R, Taylor., and J, Funda., "A telerobotic system for augmentation of endoscopic

- surgery", 14th IEEE Medicine & Biology Conf., pp. 54-56, 1992.
- 29 R. Taylor., J. Funda., "A telerobotic assistant for laparoscopic surgery", Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp. 279-288, 1995.
30. R. Taylor., J. Funda., "A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation", The International journal of Robotics Research, pp. 201-210. 1999.
31. 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.
32. Lum, M., "kinematic Optimization of a 2-DOF Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot", University of Washington, Washington, 2004.
33. 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.
34. Koulechov, K., and Lueth, T., "A new metric for drill location for Navigated Control in navigated dental implantology".
35. Rita, C., 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.
36. 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.
37. Zong, G., Pei, X., Yu, J., Bi s. and Sun, M, "Design of double parallelogram remote center of motion mechanisms," Chinese Journal of mechanical Engineering, Vol. 43, No. 12, pp. 103-107, 2007.