



## 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](#) 

2014년 2월  
석사학위논문

치과용 임플란트 시술 보조로봇의  
구조해석 및 제어에 관한 연구

조선대학교 대학원

기계공학과

박 건 후

치과용 임플란트 시술 보조로봇의  
구조해석 및 제어에 관한 연구

A Study on Structural Analysis and Control of  
Assistant Robot for Dental Implant Surgery

2013년 2월 25일

조선대학교 대학원

기계공학과

박 건 후

# 치과용 임플란트 시술 보조로봇의 구조해석 및 제어에 관한 연구

지도교수    정 상 화

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2012년 10월

조선대학교 대학원

기 계 공 학 과

박    건    후

# 박건후의 석사학위논문을 인준함

위원장    조선대학교    교수    이 규 태 印

위    원    조선대학교    교수    김 수 관 印

위    원    조선대학교    교수    정 상 화 印

2012년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

LIST OF TABLES .....	IV
LIST OF FIGURES .....	V
ABSTRACT .....	VII
제1장 서 론 .....	1
제1절 연구 배경 .....	1
제2절 의료용 로봇 기술 개발 현황 및 연구동향 .....	4
1. 의료용 로봇 유형 및 개념 .....	4
2. 의료용 로봇 기술 개발 현황 .....	6
가. 수술 로봇 .....	6
나. 수술 시뮬레이터 .....	8
다. 재활로봇 .....	8
3. 국내 의료용 로봇 적용사례 .....	10
가. 다빈치 .....	10
나. 로보닥 .....	12
4. 의료용 로봇 연구 동향 및 전망 .....	13
제3절 연구 내용 및 방법 .....	16
제2장 치과 임플란트 수술 .....	20
제1절 치과 임플란트 .....	20

제2절 치과 임플란트 수술 방법 및 과정 .....	22
제3절 로봇 치과 임플란트 수술 .....	24
제3장 치과 임플란트 수술 보조 로봇 .....	26
제1절 가상 중심 메카니즘 .....	26
1. 가상 중심 기구부의 필요성 .....	26
2. 2자유도 가상 중심 기구부 .....	29
제2절 이중 평행사변형 기구부 .....	31
1. 이중 평행사변형 구조 .....	31
2. 이중 평행사변형 기구학적 해석 .....	33
제3절 치과 임플란트 수술 로봇 설계 및 해석 .....	36
1. 이중 평행사변형 구조를 이용한 기구부 설계 .....	36
2. 기구부 구조 및 진동 해석 .....	38
가. 구조 해석 .....	38
나. 진동 해석 .....	42
제4절 기구부 제작 .....	45
제4장 시스템 구성 .....	46
제1절 구동 장치 구성 .....	46
1. 가상 중심 기구부 구동 메카니즘 .....	46
제2절 구동 프로그램 개발 .....	48
제3절 기구부 성능 평가 .....	51
1. 드릴링 테스트 .....	51

가. 실험 방법 .....	51
나. 결과 .....	54
제5장 모터 속도 제어 .....	57
제1절 홀 이펙트 전류 센서 .....	57
1. 홀 이펙트 센서 .....	57
2. 전압 측정 및 전류 계산 .....	58
제2절 단계별 드릴링을 위한 모터 속도 제어 .....	60
제6장 결 론 .....	61
참 고 문 헌 .....	63



# LIST OF TABLES

Table 3-1 Drilling velocity according to the drill diameter of handpiece ...	28
Table 3-2 Input conditions for FEA of RCM manipulator .....	39
Table 3-3 Results of static structural analysis .....	40
Table 3-4 Analysis data set up .....	42
Table 4-1 Hole size after drilling by Hands-on and ARDIS .....	55

# LIST OF FIGURES

Fig. 1-1	Increase of aged population .....	3
Fig. 1-2	Medical robot classification .....	5
Fig. 1-3	Representative surgery robots .....	7
Fig. 1-4	Representative rehabilitation robots .....	9
Fig. 1-5	DaVinci surgical system .....	11
Fig. 1-6	The Increase in Da Vinci Surgeries .....	11
Fig. 1-7	ROBODOC surgical system .....	12
Fig. 1-8	The prospects of global robot market .....	23
Fig. 1-9	The history of robotics in surgery .....	23
Fig. 1-10	Concept of the image-guided robot system .....	26
Fig. 1-11	Introduction to assistant robot for dental implant surgery .....	28
Fig. 1-12	Flow chart of research .....	29
Fig. 2-1	Kind of implant .....	30
Fig. 2-2	Dental implant surgery process .....	30
Fig. 2-3	Concepts in dental implantology .....	31
Fig. 2-4	Robot for implant dentistry .....	32
Fig. 3-1	Components considered in dental implant drilling .....	33
Fig. 3-2	Angulation methods of manipulator .....	34
Fig. 3-3	Classification of VC mechanisms .....	35
Fig. 3-4	Double parallelogram of 2DOF mechanisms .....	35
Fig. 3-5	Coincidence methods of end-effector and remote center of motion ..	37
Fig. 3-6	Expansion of 2DOF double parallelogram linkage .....	38
Fig. 3-7	Design parameter of double parallelogram for kinematic analysis ..	39
Fig. 3-8	Link length in complex plane .....	40
Fig. 3-9	RCM manipulator's Solidworks 3D design .....	41
Fig. 3-10	Boundary conditions for FEA .....	42

Fig. 3-11	Static structural analysis of RCM manipulator during drilling process	43
Fig. 3-12	Modal analysis of RCM manipulator	44
Fig. 3-13	Result of harmonic analysis	45
Fig. 3-14	Assembled RCM manipulator	46
Fig. 4-1	Stopping modes of motor	47
Fig. 4-2	Find home algorithm	47
Fig. 4-3	Flow chart of driving program	49
Fig. 4-4	Driving process of program source	49
Fig. 4-5	Driving program created by LabVIEW	50
Fig. 4-6	Drilling into the cow bone by Hands-on	52
Fig. 4-7	Drilling into the cow bone using ARDIS	52
Fig. 4-8	3D CT images of cow bone after drilling	53
Fig. 4-9	Deviation between planned size of the hole and the hole after drilling	53
Fig. 4-10	Comparison between Hands-on and ARIDS	56
Fig. 5-1	Typical current sensor	57
Fig. 5-2	Connecting the output voltage	58
Fig. 5-3	Current checked by LabVIEW	59
Fig. 5-4	Increase in Current	59
Fig. 5-5	Current control by LabVIEW	60

# ABSTRACT

## A Study on Structural Analysis and Control of Assistant Robot for Dental Implant Surgery

Park. Geon Hu

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

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

The professionalism and the experience of medical teams and the cooperation system of the medical period are important to increase the success rate of the implant operation. In spite of the precise surgical operation plan, however, it is difficult to drill a hole of the size planned due to the hardness of jawbone or the shake of operators. For the more stabilized operation, it is better to use robots for the implant operation which can be applied even in the surgical operation planning stage.

ARDIS(Assistant Robot for Dental Implant Surgery) is a dental implant surgical assistant robot. It is an RCM(Remote Center of Motion) manipulator. It locates a drill to implant sites and adjusts the angle and the depth by using the semi-automatic robot which assists dentists during operations.

Dentists scheme plans for the dental operations on the CT(Computerized Tomography) image. By using ARDIS, We can directly work on drilling for the right depth in accordance with the location and angle data they inserted.

In this research, Structural defects have been discovered in ARDIS by analyzing its mechanics and vibration. Errors also have been discovered errors in holes and angles by drilling oxbones. In order to have an accurate drilling on the mechanism part, we have moderated the motor control.

ANSYS with the structural analysis and vibration analysis has been used to check whether there are structural defects in the virtual center mechanism part. Initial conditions were created similar to the implant operation and measured the deformation rate and the distribution of stresses in the virtual center mechanism part. As a result, deformation was less than 0.4mm, and the deformation rate was very small : $2.8258e-004$ mm/mm.

Oxbones were drilled and micro-CT were used to measure the size of the holes in order to check the errors in holes and angles from ARDIS. Consistency in the size of a hole were checked by comparing between the upper diameters with the lower ones.

The motor's drilling speed was controlled to reduce the stimulus to the bones around the implant sites. Current sensor was used to measure the electric current generated by the motor and controlled it to the level that was needed for the optimal motor's drilling speed for the implant operation.

# 제 1 장 서 론

## 제 1 절 연구 배경

현대 치의학의 궁극적 목표는 환자를 정상적인 외형, 기능, 편안함, 심미, 발음 및 건강을 가지도록 회복시키는데 있다. 치아 우식을 제거하든 여러 개의 치아를 대체하든, 치과의사는 건강한 삶을 위한 수복물을 제공한다. 임플란트 치의학이 독특한 학문인 이유는 악구강계의 위축 질병 및 외상과 상관없이 위에 언급한 궁극적 목표를 달성할 수 있기 때문이다.<sup>[1]</sup> 그러나 환자가 상실하는 치아의 수가 많을수록 이 과업을 해내는데 대한 도전도 많아진다. 진단 도구, 치료 계획, 임플란트 디자인, 재료 및 기법에 대한 끊임없는 연구의 결과, 많은 도전적인 임상적 상황의 재건에 대한 예견 가능한 성공이 이제는 현실이 되었다.

미국에서 사용된 많은 치과 임플란트는 1983년부터 2002년까지 약 10배 정도 증가했고 2000~2005년까지 약 5배 정도 증가했다. 매년 백만 개 이상의 치과 임플란트가 북미 지역에서 식립되고 있다. 1983년에는 북미 지역 치과의사들에게 1,000만 달러의 임플란트 제품이 팔렸고 2005년에는 약 5억 5천만 달러가 팔렸다. 이를 토대로 앞으로 수년간 연 12~15% 정도의 판매 성장률을 보일 것으로 기대된다.<sup>[2-3]</sup> 골 이식 재료가 임플란트 제품에 포함되면서 치과 임플란트 분야는 2010년까지 100억 달러의 서비스를 제공할 것으로 추정된다.<sup>[4]</sup> 외과 전공 치과의사들의 90% 이상이 현재 임상에서 통상적인 치료로 임플란트 치료를 제공해 오고 있으며 보철학 전공 치과의사들의 90%가 통상적으로 임플란트로 수복하고 있고, 15년 전의 65%에 비교 하여 80% 이상의 일반의들이 고정성 및 가철성 보철물을 위하여 임플란트를 사용하고 있다.<sup>[5-9]</sup>

임플란트 기술은 치의학 분야로서 임상과 경험에 기초하여 수행되어 왔으나 최근 국내 임플란트 드릴에 대한 국산화 개발이 이루어지기 시작하면서 보다 체계적인 개발 방법론의 확립에 관심이 커지고 있다. 생체공학적 측면에서 유한요소법을 적용한 임플란트 드릴링에 대한 연구가 활발히 이루어지기 시작했으며, 치의학과 기계공학의 기술 접목을 통한 다양한 연구가 시작되었다.

게다가 65세 이상의 인구 비율의 증가뿐만 아니라 전체적인 인구도 증가하였다 2000년 인구는 2억 8천 2백만 명이었고, 2050년까지 49% 증가하여 4억 2천만 명에 이를 것으로 예상된다. 인구 증가와 65세 이상의 인구 비율의 증가 효과를 고려할 때 환자

숫자에 있어서 어마어마한 증가가 예상된다. 2003년에 3천5백만 명이 65세 이상이었다. 이 숫자는 2025년까지 87% 증가하여 65세 이상의 인구가 7천만 명 이상이 될 것으로 예상된다.<sup>[10]</sup> 노령인구에서는 치아가 상실되기 쉽기 때문에 임플란트 치의학은 수십 년 간 극적으로 증가할 것이다.

임플란트와 관련된 치료의 요구와 이용이 증가되는 것은 Fig. 1-1을 통해 볼 수 있듯이 노령인구의 증가 뿐 만 아니라, 치아상실, 고정성 보철물의 실패, 무치악의 해부학적 영향, 보철물의 불충분한 기능, 국소의치의 결과, 치아상실의 심리적 측면과 노령화된 baby boomer들의 필요, 임플란트 지지 보철물의 예견 가능한 장기간의 결과들, 임플란트 지지 보철물의 장점, 공중의식의 증가 등 여러 요소들의 복합적인 영향에 기인한다.<sup>[11]</sup> 이렇듯 임플란트 수요자가 급증하는 만큼 세계적으로 임플란트 시술에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다.

로봇이 의료용 로봇으로써 수술에 이용되는 목적으로는 수술로 인한 신체 손상을 최소화하고, 수술시간을 단축해 출혈 및 수혈을 최소화하고, 수술 후 통증이나 불편함을 없애며 상처감염의 기회를 줄여 퇴원을 앞당김으로써, 최대한 빨리 사회활동으로 복귀시키고자 하는 데 있다. 집도의 측면에서는 로봇이 미세하고 정교한 수술을 도와주거나 대신하기도 하며, 눈으로 볼 수 없는 부위의 수술도 가능하게 하여 의사의 피로도 줄이고 환자에게 피해를 덜 주면서 최대한의 수술 효과를 얻을 수 있도록 하는데 있다.

임플란트 수술과 같이 복잡하고 정밀한 수술과정 때문에 치과의사 중 소수인원만이 수행할 수 있는 수술도 임플란트에 특화된 로봇을 이용하면 경험 많은 의사와 같은 수술효과를 빠르게 얻을 수 있고, 원거리나 인적자원이 부족한 후진국에서도 수준이상의 집도 실력을 갖출 수 있을 것이다.<sup>[12]</sup>

치과용 임플란트 수술의 성공 여부는 정확한 사전수술 계획의 수립뿐만 아니라 수술 단계에서 치과 의사의 수술 수행능력도 영향을 미친다. 턱뼈의 형태와 크기는 물론, 조직 특성이 환자마다 모두 다르며, 이를 엑스레이 촬영을 통해 그 형을 고려해 임플란트 드릴링 시에 주치의의 오랜 경험에 의존하여 드릴링하는 방식으로 시술이 이루어지기 때문이다. 임플란트를 수술할 때 발생할 수 있는 드릴의 진동에 의한 의사의 손 떨림, 환자의 움직임, 의사의 피로도 및 비숙련도 등은 수술계획과는 무관하게 임플란트 식립 시 골유착도를 떨어뜨려 임플란트 수술의 성공률을 감소시킨다. 이보다 더욱 안정된 수술을 위해서는 시술 계획단계에서부터 적용할 수 있는 임플란트 수술 로봇의 연구와 활용이 요구된다.

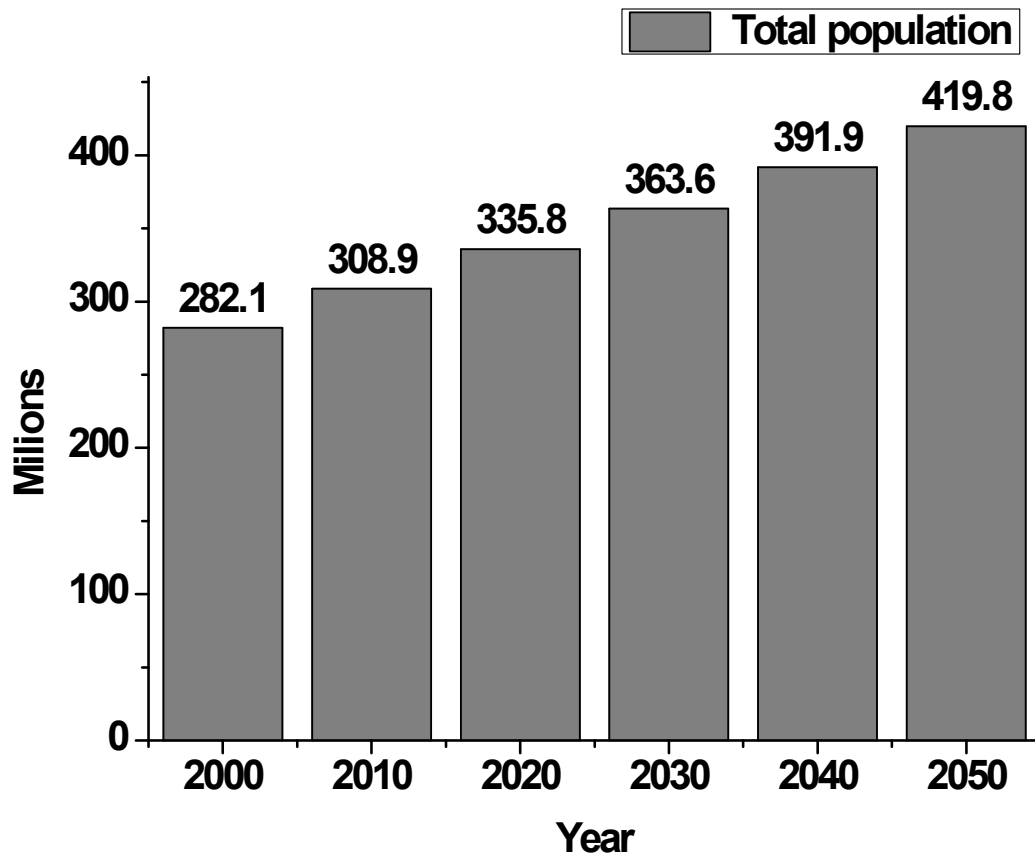


Fig. 1-1 Increase of aged population



## 제 2 절 의료용 로봇 기술 개발 현황 및 연구 동향

### 1. 의료용 로봇 유형 및 개념

의료용 로봇은 수술 로봇, 수술 시뮬레이션, 재활 로봇, 기타 의료 로봇 등으로 분류된다. 첫째, 수술 로봇은 크게 두 가지의 유형으로 분류된다. 첫째, 수술 보조 로봇(surgery assistant robot)은 수술실에서 집도의 명령에 따르면서 수술을 보조하거나 영상 가이드 역할을 해주는 로봇을 의미하며, 수술 로봇(surgery robot)은 의사를 대신하여 수술과정의 전체 혹은 일부를 의사 대신 혹은 의사와 함께 수술 작업을 한다.<sup>[13]</sup> 둘째, 수술 시뮬레이터(surgery simulator)는 의사의 수술에 관한 숙련도를 높이기 위하여 가상의 그래픽 환자 모델과 햅틱 장치(haptic device) 등을 이용하여 수술을 연습할 수 있게 하는 의료용 로봇이다. 특히 근래에 들어 프로세스의 성능이 좋아지면서 MRI나 CT 영상 등을 활용한 실시간 3차원 볼륨이 가능해지면서 의료용 시뮬레이터 개발은 가속화 되었다. 셋째, 재활 로봇(rehabilitation robot)은 노인과 장애인의 재활치료와 일상생활을 도와주는 로봇 시스템으로 단순한 신체를 지지해 주는 역할을 벗어나 중증 환자나 노인의 신체 움직임을 향상시키고 빠른 시일 내에 회복하도록 주요 기능을 수행하고 장애인의 장애를 극복하여 독립적인 생활을 가능하게 할 수 있는 특정 기능의 로봇을 의미한다. 넷째, 기타 의료 로봇으로는 간호 로봇이나 안내 로봇 등이 있다. 현재의 간호 인력을 도와서 수술이나 치료를 받는 환자를 보살피는 로봇으로서 정확한 투약과 수술 후 관리가 가능하도록 도와주는 기능과 환자의 이동, 간병 및 산책이 가능하고 말벗의 기능을 포함하는 로봇을 의미한다.

Robotics to assist doctors / surgeons

Robotics to assist people

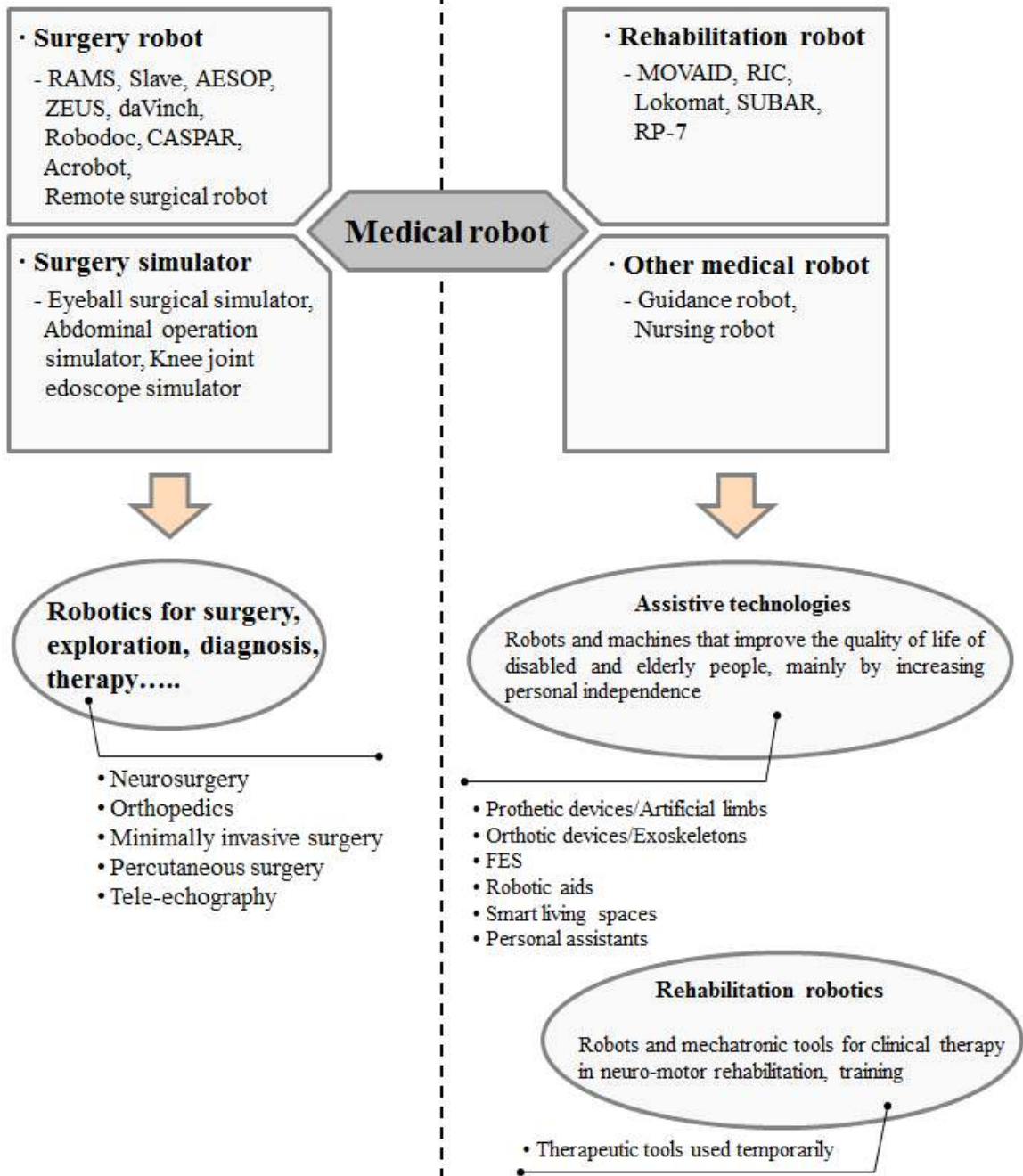
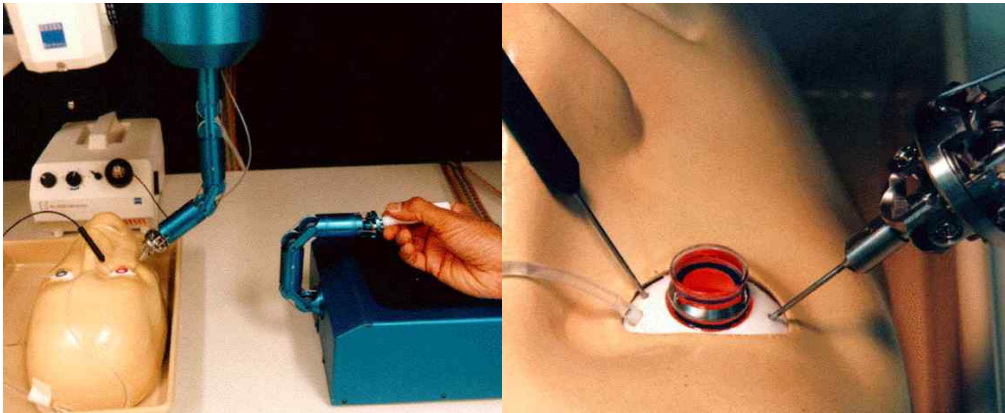


Fig. 1-2 Medical robot classification<sup>[14]</sup>

## 2. 의료용 로봇 기술 개발 현황

### 가. 수술 로봇

현재까지 연구된 수술 로봇은 미세 수술용 원격 수술 로봇, 최소 침습 수술(MIS) 로봇, 관절 수술 로봇 등으로 분류할 수 있다. 원격수술 로봇 시스템 일환으로 개발된 대표적인 로봇으로는 일본 동경대의 원격 수술 로봇, 미국 NASA JPL의 RAMS, SRI International의 원격 수술 로봇, 한국과학기술원(KAIST)의 미세수술용 Slave 로봇 등이 있다. MIS의 로봇 시스템 일환으로 개발된 대표적인 로봇으로는 미국의 U.C 버클리 대학의 수술 로봇시스템, Computer Motion사의 내시경 보조 로봇인 이숍(AESOP)과 복강경 수술 로봇인 제우스(ZEUS), 제우스 보다 진보된 Intuitive Surgical의 다빈치(daVinch) 등이 있다. 이 중 다빈치는 수술용 로봇으로 거의 독점적인 위치로써 세계 로봇수술의 첨병 역할을 하고 있다. 관절 수술 로봇의 일환으로 개발된 대표적인 로봇으로는 미국 Integrated Surgical System사의 로보닥(Robodoc), 독일의 Orto Maque사의 CASPAR, 영국의 Imperial College의 아크로보트(Acrobot) 등이 있다<sup>[15]</sup>. 대표적인 수술 로봇을 Fig. 1-3에 표시하였다.



(a) RAMS master and slave arms



(b) Computer motion - AESOP



(c) Orto Maque - CASPAR

Fig. 1-3 Representative surgery robots

## 나. 수술 시뮬레이터

수술 로봇 이외에 의사의 수술에 관한 숙련도를 높이기 위한 의료용 시뮬레이터가 활발하게 연구되고 있다. 특히 근래에 들어 프로세서의 성능이 좋아지면서 MRI나 CT 영상 등을 활용한 의료용 수술 시뮬레이터 개발이 가속화 되었다. 대표적인 수술 시뮬레이터로는 미국 Georgia Tech.의 안구 수술 시뮬레이터, 미국 Boston 다이내믹스사의 개복수술 시뮬레이터, Mitsubishi Electric Research Lab의 무릎관절 내시경 시뮬레이션, 영국 맨체스터 대학의 웹기반 시뮬레이터 등이 있다.

## 다. 재활 로봇

노령인구와 장애인구의 증가로 로봇 기술의 필요성은 재활분야에도 확대되고 있다. 장애인의 독립적인 활동을 보장하고 삶의 질을 높이려는 노력은 유럽 등의 선진국을 중심으로 재활 로봇이 연구되어 왔으며, Exact dynamics사에서 개발된 MANUS와 이탈리아에서 개발된 MOVAID가 대표적인 재활 로봇이다. 또 미국에서는 MIT를 중심으로 RIC와 같은 로봇 신경 재활 로봇들이 개발되고 있다. 스위스에서는 보행 재활 로봇으로 Lokomat이 개발되었고, 국내에서는 KAIST에서 휠체어 로봇 시스템과 보행보조 로봇 등이 연구되고 있다<sup>[16]</sup>. 이외에도 서강대학교에서는 SUBAR라는 보행 재활 로봇을 개발하였다. 이외에도 최근 미국의 Intouch Health사에서 개발한 RP-7은 멀리 있는 환자의 병증을 파악하는 데 탁월한 원격진료 로봇으로 활용되고 있다.



(a) Exact dynamics MANUS



(b) MOVAID



(c) SUBAR



(d) Intouch Health RP-7

Fig. 1-4 Representative rehabilitation robots

### 3. 국내 의료용 로봇 적용사례

#### 가. 다빈치(da Vinci)

다빈치 로봇은 1997년 벨기에에서 처음으로 환자에게 적용된 이래 국내에 2005년 7월 연세대학교 신촌 세브란스 병원에서 최초로 도입하여, 2005년 7월 15일 국내 최초로 다빈치를 이용한 로봇 수술이 이루어졌다. Fig. 1-6에서 세브란스 병원의 Da Vinci 수술 횟수를 통해 알 수 있듯이, 수술사례는 계속적으로 매년 증가하여 2012년 1800건이 넘는 수술이 이루어졌다. 다빈치는 전립선암, 위암, 대장암, 부인암, 식도암, 갑상선암, 간암 등 대부분의 암수술에 적용된다. 그 중에서도 전립선암에서 가장 많이 활용되고 있는 실정이다. 다빈치 로봇 수술은 개복수술이나 복강경 수술보다 수술회복기간이 단축되고 수술시간도 감소하는 효과가 있으며, 무엇보다 후유증 감소 효과가 탁월하다. 특히, 전립선암의 경우 대표적인 수술 후유증인 요실금과 발기부전 등의 가능성이 대폭 줄어드는 것으로 나타나기 때문이다. 이와 같은 수술사례와 수술성과에도 불구하고 다빈치 로봇의 가격이 25억 정도의 고가이기 때문에 영세한 의료기관에서 도입하기에는 다소 무리가 따르고 있다. 그러나 대형 병원들은 다빈치의 성공적인 수술사례를 통해 앞 다투어 이를 도입하고 있다. 신촌 세브란스 병원은 이미 3대를 도입했고 영동 세브란스 병원, 고려대 안암병원, 서울아산병원, 한림대 강남병원, 분당서울대병원, 삼성서울병원, 경북대병원, 동아대병원 등 많은 의료기관에 도입되고 있다. 또한 2008년 연세대 세브란스 병원은 로봇 수술의 활성화를 위해 Intuitive Surgical과 공동으로 복강경 수술용 로봇 다빈치를 이용한 수술법을 배우는 “연세 다빈치 트레이닝 센터”를 개소하였다. 다빈치는 로봇 가격만큼 수술비용에 있어서도 고가인데다 의료보험이 적용되지 않아 수술비용을 환자가 모두 부담해야 하는 실정이다. 다빈치 로봇수술 비용은 700~2000만 원선으로, 기존의 수술비용인 200~300만 원 보다는 다소 높은 가격이다. 전립선암의 경우 로봇 수술비용은 1500만 원선으로, 개복수술이나 복강경 수술보다 5~7배 정도의 높은 가격이다. 그럼에도 로봇 수술은 거의 모든 암 수술에 적용되고 있고, 환자와 의사 모두 만족하는 수술법으로 자리잡고 있다.





Fig. 1-5 Da Vinci surgical system

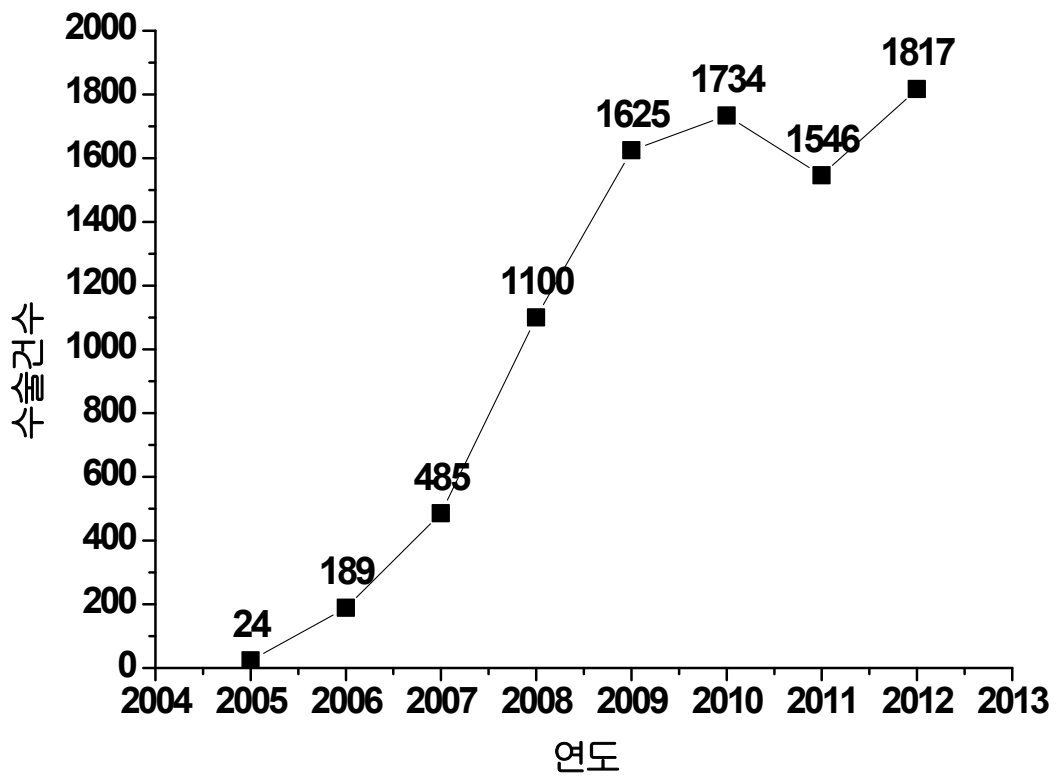


Fig. 1-6 The increase in Da Vinci Surgeries



## 나. 로보닥(ROBODOC)

로봇이 외과적 기계로써 임상적으로 처음 국내에서 적용된 것은 1992년 ‘로보닥’이라는 의료용 로봇이다. 미국에서 개발된 로보닥은 인공관절이 삽입될 환자의 뼈를 로봇으로 가공해서 수술 성공률을 획기적으로 높였다. 두꺼운 뼈를 정확한 형상으로 깎아내는 작업에는 CAD/CAM 자료에 따라 작동하는 로봇팔이 숙련된 외과 의사를 간단히 능가했다. 로보닥은 한국과 EU의 판매승인을 획득했고 결국 인공관절수술의 대세를 장악했다. 세계적으로 12,000회 이상의 수술이 로보닥을 이용하여 성공적으로 수행되었으며, 2001년 FDA의 승인을 받기도 하였다. 2002년 국내 처음으로 로보닥이 도입된 이래로, 이춘택 병원은 현재까지 6,000회라는 경이적인 수술건수를 기록하였다. 그는 최소침습수술(MIS)과 접목하여 로봇의 정밀성과 최소 절개기술을 결합시킴으로써 환자의 고통과 재활 기간을 크게 줄였다. 그러나 로보닥의 가격은 무려 17억 원이며, 3차원 영상까지 구현하기 위해서는 10억 원 상당의 멀티 CT까지 도입해야만 한다. 그렇기 때문에 소규모의 관절전문병원이 도입하기에는 다소 무리한 점이 있다. 이러한 상황에서 이춘택은 국내시장에 맞는 로봇개발을 위해 국산 부품 및 소프트웨어를 개발 중에 있다. 고령화 사회를 맞아 세계적으로 관절 수술이 급증하고 있는 상황에서 국내 기술로 만든 수술용 로봇이나 소프트웨어 개발은 국내 의료용 로봇시장의 활성화는 물론 세계 의료시장에서의 위상을 높일 수 있는 가장 최선의 방법이다.



Fig. 1-7 ROBODOC surgical system

#### 4. 의료용 로봇 연구 동향 및 전망

로봇시장의 성장은 의료용 로봇 기술 개발 산업의 성장과 밀접한 관계가 있다. Fig. 1-8을 통해 로봇시장의 성장 전망을 보면 갈수록 증가하는 추세를 볼 수 있다. 의료용 로봇개발 하드웨어 분야에서는 일본이 경쟁력이 가장 높으며, 소프트웨어 분야에서는 미국이 앞서나가고 있다. 독일은 하드웨어 및 소프트웨어 분야에서 동시에 상당한 연구 개발 능력을 보유하고 있다.<sup>[17]</sup> 앞으로는 이 세 나라가 의료용 로봇 시장의 핵심 주자로 나설 것으로 예상된다. 로봇산업이 미래 성장 동력산업으로 떠오르고 있다. 최근 4년간 전 세계 로봇시장 연평균 성장률은 16.7%에 이를 정도로 빠르게 성장하고 있다. 지식경제부에 따르면 향후 10년간 전 세계 로봇시장 연평균 성장률은 24.3%에 이를 것으로 전망된다. 국내 로봇시장의 성장세도 가파르다. 국내 로봇산업 생산 규모(2010년 기준)는 1조7848억원으로 전년도 1조200억원 대비 75% 성장했고, 로봇산업 시장의 연평균 증가율은 25.5%로 2006년 이후 지속적인 성장세를 보이고 있다. 의료용 로봇에서 세계 1위인 미국에 비해 우리는 아직 10년 이상 차이가 있지만 세계 최초로 국제 규모의 로봇랜드 조성 및 로봇펀드 발생 등 정부 차원에서의 노력이 여러 가지 방면에서 다양하게 펼쳐지고 있기 때문에, 그 격차는 점차 줄어들 것으로 예상된다. 또한, IFR(2006) 자료에 따르면, 한국 산업용 로봇은 세계 5위의 강국인데 비해 의료용 로봇에 있어서는 약소국이다.<sup>[18]</sup> 이는 의료용 로봇의 개발비가 많이 드는데 비해 국내 시장은 극히 제한적이어서 일반 기업의 참여가 아주 저조하기 때문이다. 국내에서 의료용 로봇 관련 기술 개발은 아직 걸음마 단계에 머물러 있으며 벤처기업 및 대기업들이 개발해 상용화시키고 있는 기술이나 제품도 대부분이 생활 가전형 로봇에 한정되어 있을 뿐 의료용 로봇분야는 아직 미개척지로 남아 있다. 국내에서는 이러한 시장 상황에서 대학이나 연구소 차원에서 의료용 로봇에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 한국과학기술원이 8년 전 설치한 휴먼 Warfare Robotic Surgery Center가 대표적인 연구기관이다. 이 연구소에서는 거동이 불편한 환자들을 위한 휠체어의 자동화 시스템이나 복강경 수술 로봇 등 로봇 수술용 기구의 국산화에 초점을 맞춰 진행 중이다. 또한 최근에는 국립암센터 역시 산업자원부로부터 수술용 로봇과 영상시스템을 주제로 한 의료용 로봇 개발자로 선정되어 연구에 들어갔다.<sup>[19]</sup> 비록 국내 의료 및 수술 로봇 관련 기술이 일본, 미국 등에 비해 아직까지 뒤쳐져 있는 실정이지만 국내에서도 의료용 로봇 기술 개발이 이처럼 활발히 진행되고 있어서 향후 전망은 매우 밝다고 할 수 있다. 또한 해외에서 각광을 받고 있는

캡슐형 내시경 연구 역시 국내에서 벌써 10년째 계속 되고 있다. 최근 한국과학기술연구원(KIST)과 벤처기업인 인트로메딕이 개발한 세계 최소형 캡슐형 내시경인 미로캠(MiroCam)은 2010년까지 국내 캡슐형 내시경 시장의 80%를 점유할 것으로 예상되고 있다. 이러한 국산 의료용 로봇 개발을 통해 고부가가치 시장인 세계 의료 시장에 뛰어 들 수 있는 기반을 다졌다는 데에 큰 의미가 있다. 전문 서비스용 로봇의 경우 제조업 로봇 관련 풍부한 경험을 바탕으로 전문 서비스용 로봇으로의 기술확대, 메카트로닉스(mechatronics) 관련 다양한 산업기반과 세계적인 IT 인프라 보유국의 강점을 살리고 있다. 또한, 한국은 10대 성장동력간 연계 등을 통한 시너지 효과와 세계 전문서비스 로봇 시장이 초기형성 단계임을 감안한다면 이 분야의 진출에 대한 절호의 기회이며, 머지않아 의료용 로봇 강국으로 진입할 수 있을 것이다. Fig. 1-9는 의료로봇의 개발을 연대별로 나타내었다.

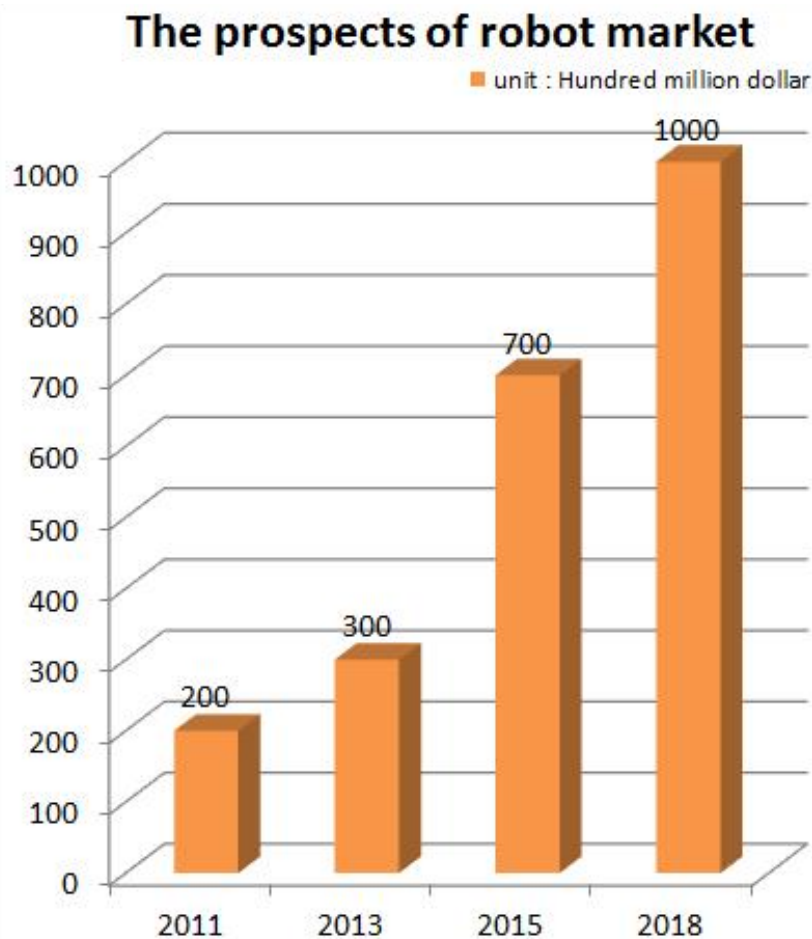


Fig. 1-8 The prospects of global robot market

## The history of robotics in surgery

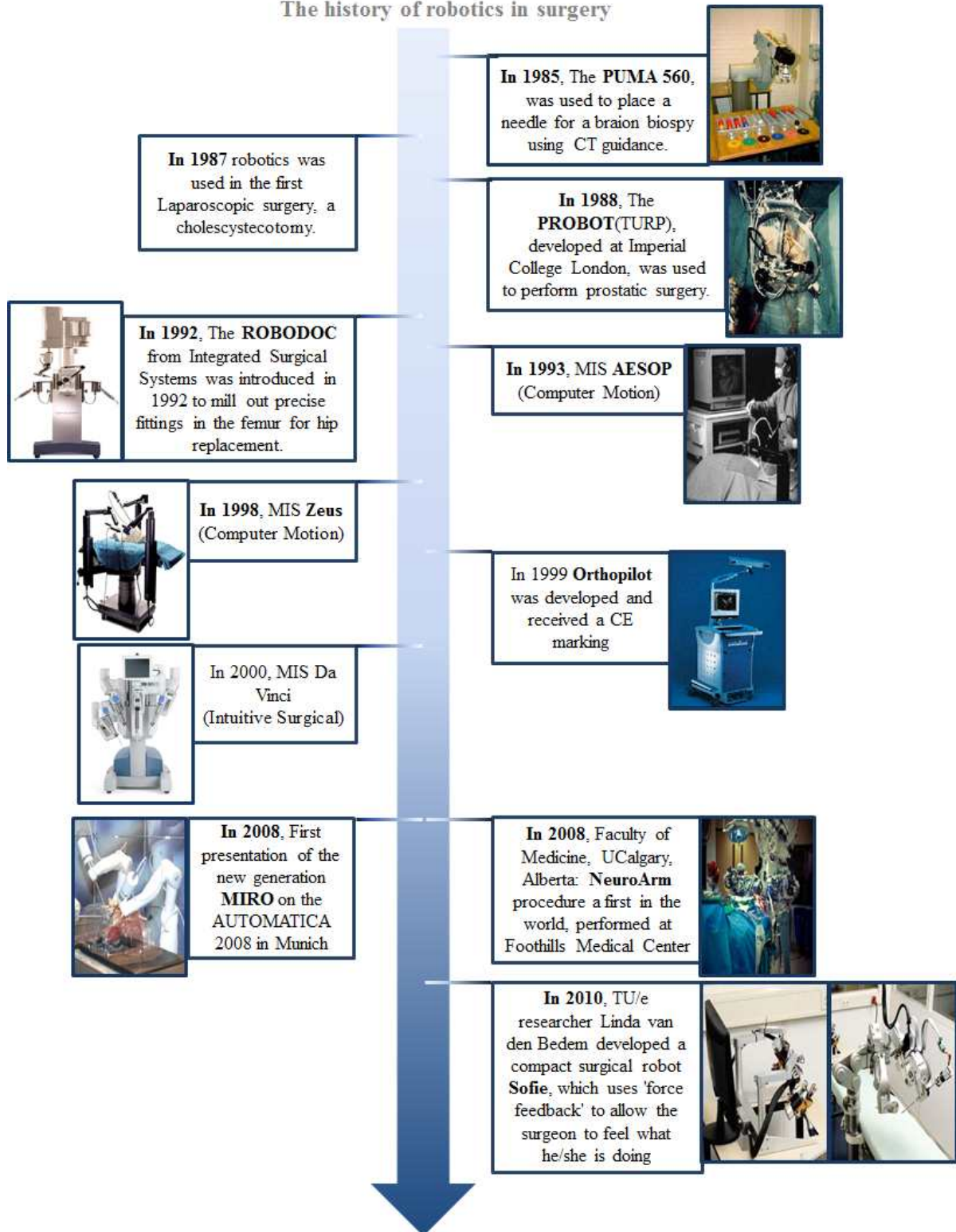


Fig. 1-9 The history of robotics in surgery

### 제 3 절 연구 내용 및 방법

가상 중심 메커니즘을 이용한 치과 임플란트 수술 보조 로봇(assistant robot for dental implant surgery, ARDIS)에 관하여 연구하였다. ARDIS는 환자에 대한 의사의 판단능력에 로봇의 정밀성과 정확성이 더해진 인간-로봇 협업 기구부(human-machine cooperative manipulator)이다. 수술 사전계획에 따른 정확한 위치와 방향 그리고 임플란트 홀의 깊이는 임플란트를 배치하는데 있어서 핵심적이며 그에 따라 임플란트의 내구력이 보장된다. 그리고 임플란트 식립까지의 시간을 단축시킨다. 치과 의료용 임플란트 수술 보조 로봇 ARDIS는 시술할 때 치과의사를 보조하는 반자동로봇을 이용하여 임플란트 식립 위치까지 드릴을 위치시키고 각도와 깊이를 조절하는 가상 중심 기구부(Remote Center of Motion)이다.

현재 세계적으로 널리 사용되는 의료 로봇 시스템인 영상 유도 로봇 시스템과 다빈치 시스템의 개념을 포함시켜 Fig. 1-10에 임플란트용 로봇 시스템의 개념도를 나타내었고, Fig. 1-11에 ARDIS의 구동을 위한 협동조작 체계를 나타내었다. Fig. 0-0)에 ARDIS의 시스템 구성도를 3D로 나타내었다. ARDIS는 의사에게 영상 정보를 제공하는 네비게이션 시스템과 의사의 손 떨림을 방지하기 위해 수술 도구를 가이드 하는 반자동 안내 시스템으로 구성된다. 네비게이션 시스템은 CT를 통해 획득한 환자 데이터를 모델링하고 수술 전략을 세우는데 도움을 주는 수술전 플래닝(preoperative planing) 기능을 갖는다. 또한, 수술 중에는 환자와 수술 도구의 위치를 인식하여 수술 전략에 따라 수술이 진행되는지 실시간으로 모니터링 할 수 있도록 도와주는 네비게이션 기능을 포함한다. 반자동 시스템은 가상 중심점을 기준으로 각운동을 하는 로봇팔과 가상 중심 기구부를 수술 영역내로 위치시켜주는 포지셔닝(gross positioning) 기구부로 구성된다.

본 논문에서는 개발된 치과 의료용 임플란트 수술 보조 로봇의 기구학적 해석과 진동해석을 하여 구조적 결함을 확인 하였다. 그리고 우골을 드릴링하여 구멍의 오차와 각도 편차를 확인하여 ARIDS의 정확한 드릴링 성능 평가를 하였다. 또한 드릴링시 약골의 피질골과 해면골에 저자극을 주기 위한 모터 속도 제어를 연구하였다. Fig. 1-11는 연구 진행과정을 나타내었다.

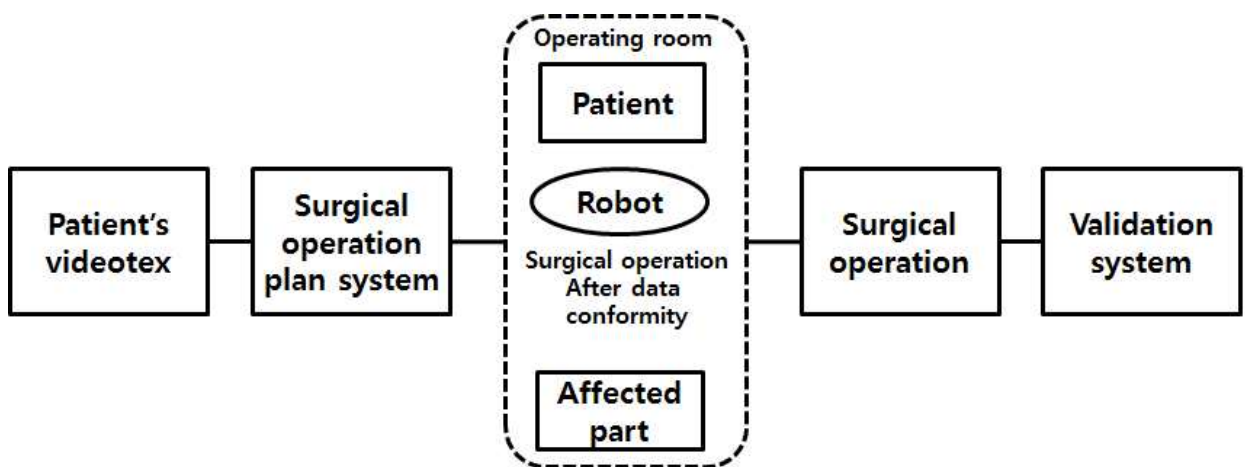
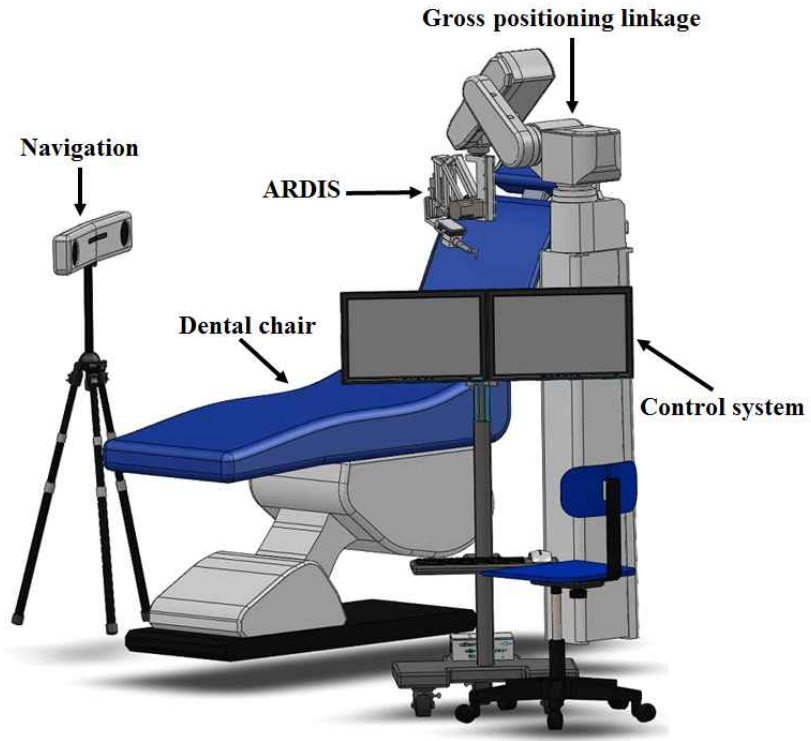
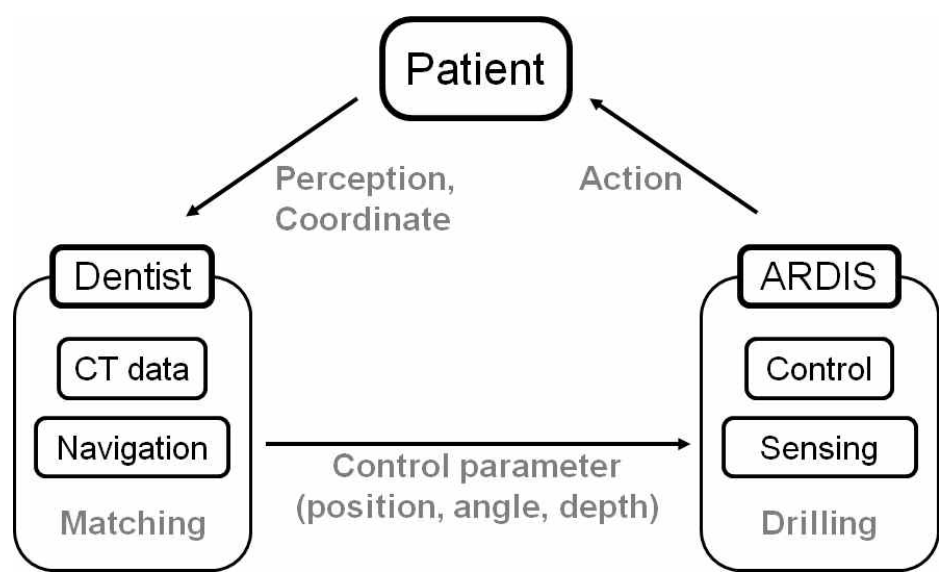


Fig. 1-10 Concept of the image-guided robot system<sup>[20]</sup>



(a) Total functions of implant surgery



(b) Human-machine cooperative strategy

Fig. 1-11 Introduction to assistant robot for dental implant surgery system

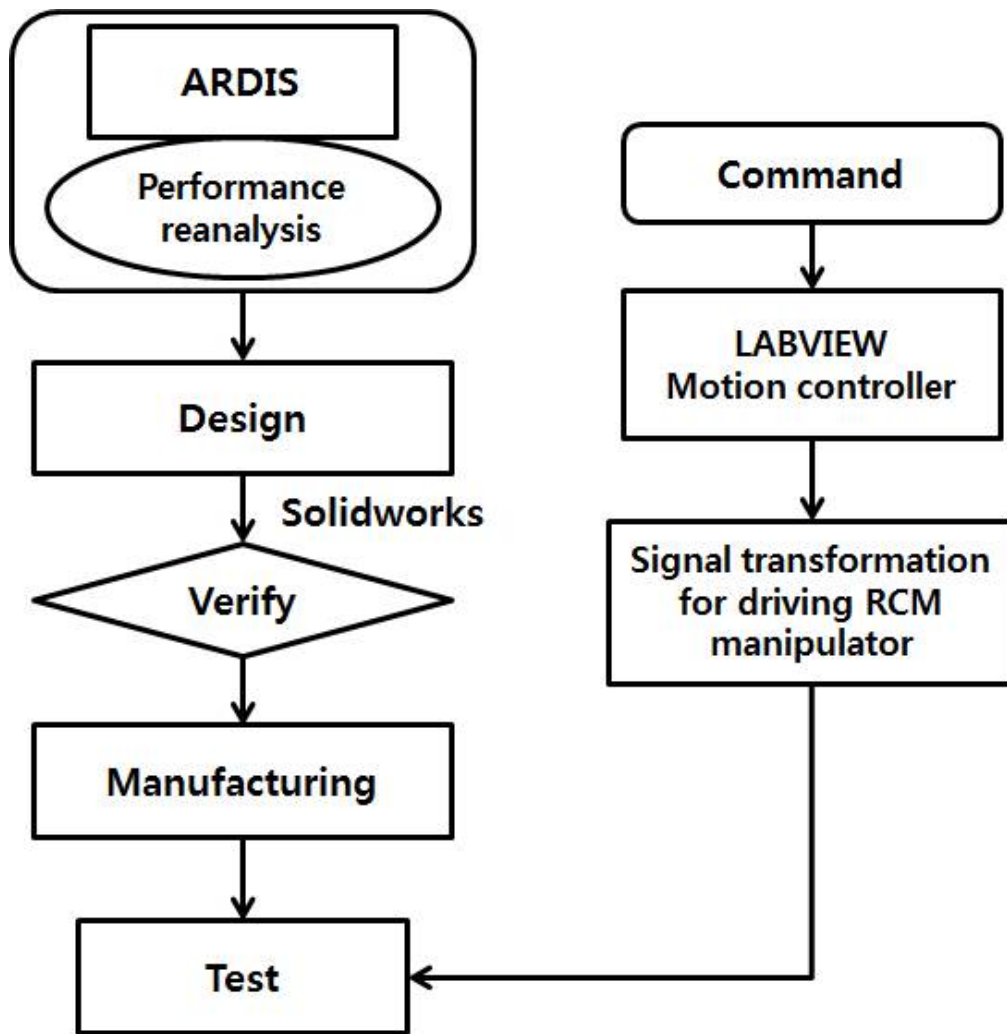


Fig. 1-12 Flow chart of research



## 제 2 장 치과 임플란트 수술

### 제 1 절 치과 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 껴다 뺐다 하는 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. 그 후 1960년대 초 스웨덴의 예테보리대학의 P. I. Branemark 교수가 골성결합하는 타이테늄 임플란트를 개발하였다.<sup>[21]</sup> 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 췌기를 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. Fig. 2-1은 많은 발전으로 이뤄낸 여러 종류의 임플란트를 나타내었다. 악골의 모양이나 골질에 따라 식립하는 임플란트가 다양해 졌음을 알 수 있다.

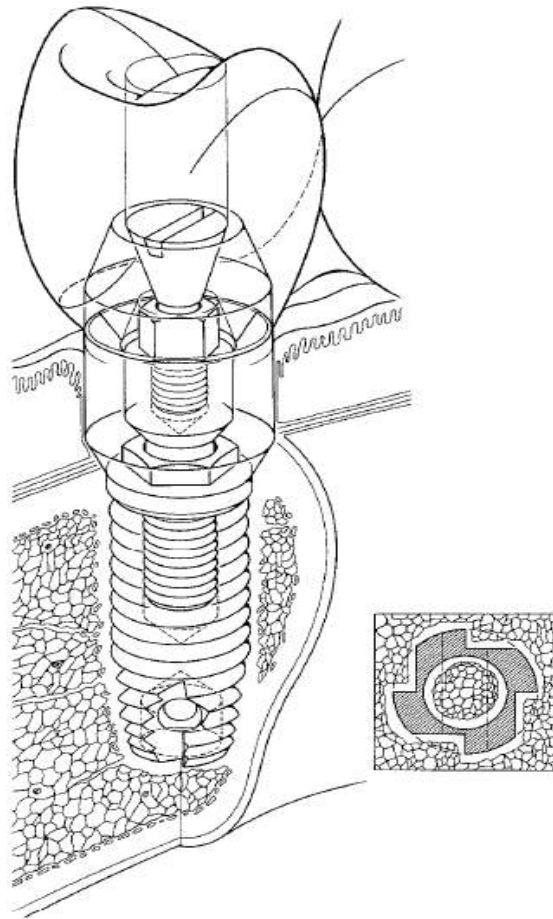


Fig. 2-1 Structure of implant

## 제 2 절 치과 임플란트 수술 방법 및 과정

임플란트 수술 과정을 Fig. 2-2에 나타내었다. CT촬영을 통해 환자의 악안면 데이터를 수집하고 영상 처리 작업을 거쳐 3차원 영상으로 변환한다. 의사는 3차원 영상을 통해 환자의 상태를 진단하고 수술 전략을 수립한다. 또한 변환된 3차원 영상 데이터를 이용해 RP 제작 기술로 템플릿을 가공할 수도 있다. 네비게이션 장비나 수술 보조 로봇을 이용하여 임플란트 수술을 실행한다. 임플란트의 부정확한 위치는 해부학적 구조에 치명적인 손상을 주고, 드릴링 작업의 정교함에 따라 치유기간이 달라지기 때문에 임플란트 수술은 의사의 풍부한 경험과 지식을 필요로 한다.

Fig. 2-3에 임플란트 식립 방법들을 나열하였다. 기술적 진보에도 불구하고 임플란트 수술의 대부분이 Hands on 드릴링에 의해 이루어 진다. 임플란트 홀의 Hands on 드릴링은 환자의 CT 영상과 환자의 실제 상황을 융합하는 과정을 단지 의사의 상상(imagination)에 의존해서 수술을 진행해야 하는 결점이 있지만, 수술 준비 시간이나 기술적 소비가 적어 가장 흔히 사용되는 수술 방법이다.

드릴링 작업을 안내하기 위한 간단한 수술 도구로 템플릿(template)을 활용하기도 한다. 템플릿은 치과 기공사에 의해 제작되기 때문에 드릴링 작업을 쉽게 할 수 있다. 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 수작업에 의한 레진이나 기타 보조물을 사용하는 방법을 주로 이용하였고 많은 시간과 인력을 요구했다. 이후 보다 정확한 가이드 제작을 위하여 CT자료를 이용한 컴퓨터 유도 드릴링 머신(computer-driven drilling machine)을 이용한 방법이 도입되었으며,<sup>[29]</sup> 현재는 3D 형상화 기술의 발전에 힘입어 3차원 적층 기술로 보다 손쉽고 빠르게 제작할 수 있게 되었다.

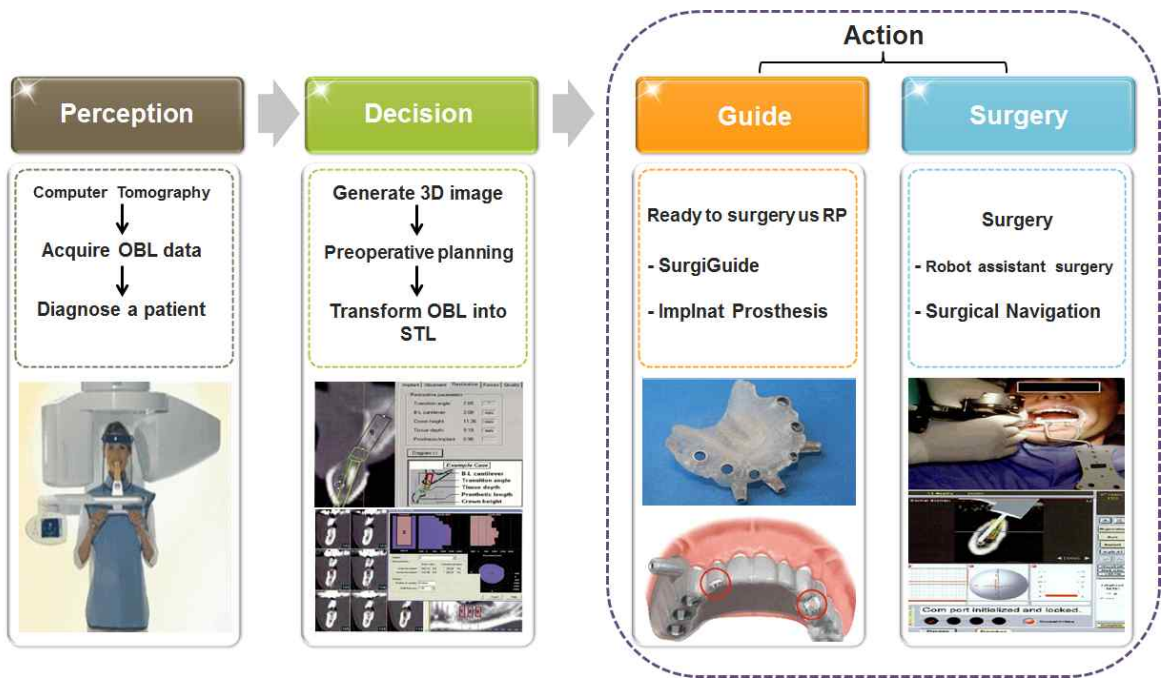


Fig. 2-2 Dental implant surgery process<sup>[22-28]</sup>

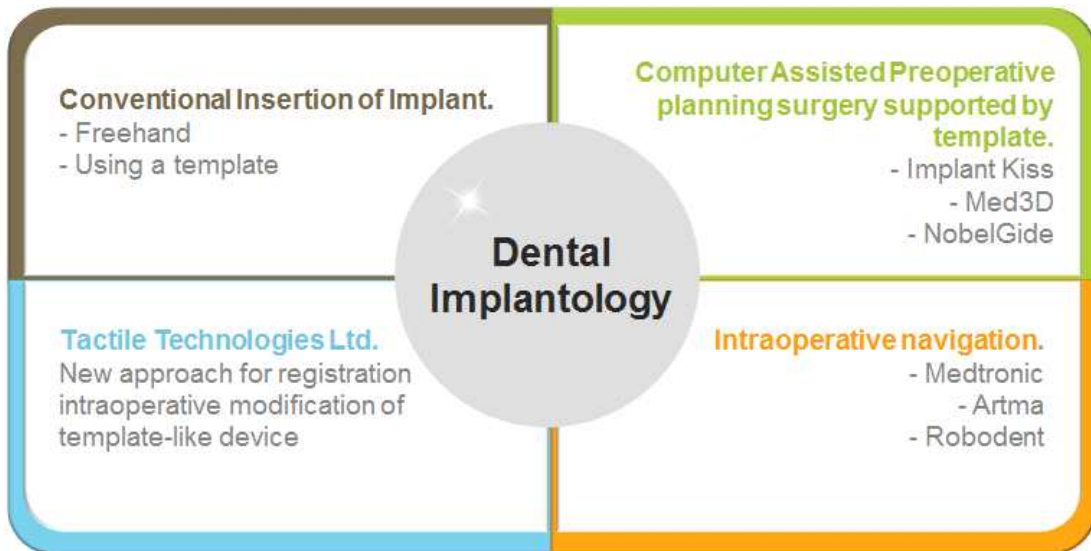


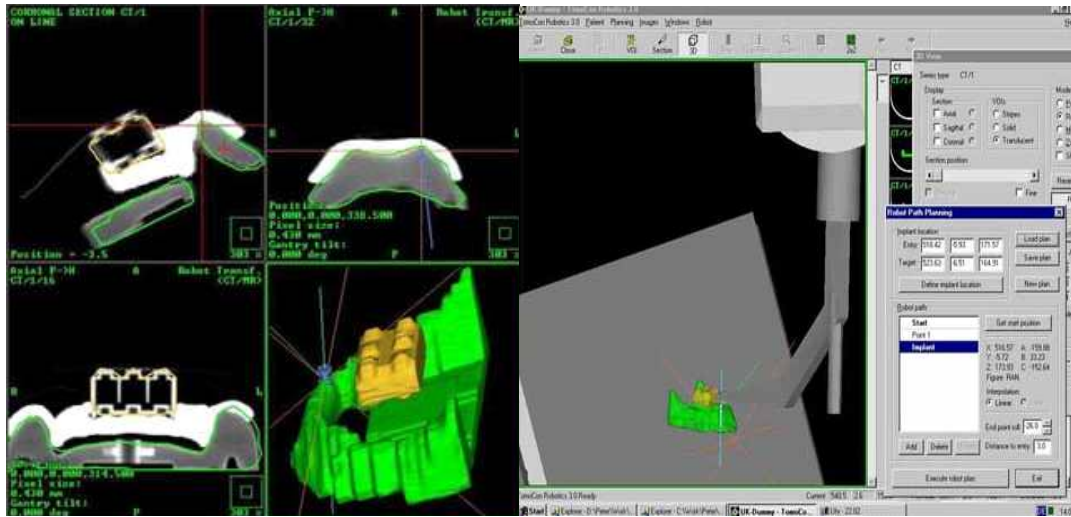
Fig. 2-3 Concepts in dental implantology<sup>[29]</sup>

### 제 3 절 로봇 치과 임플란트 수술

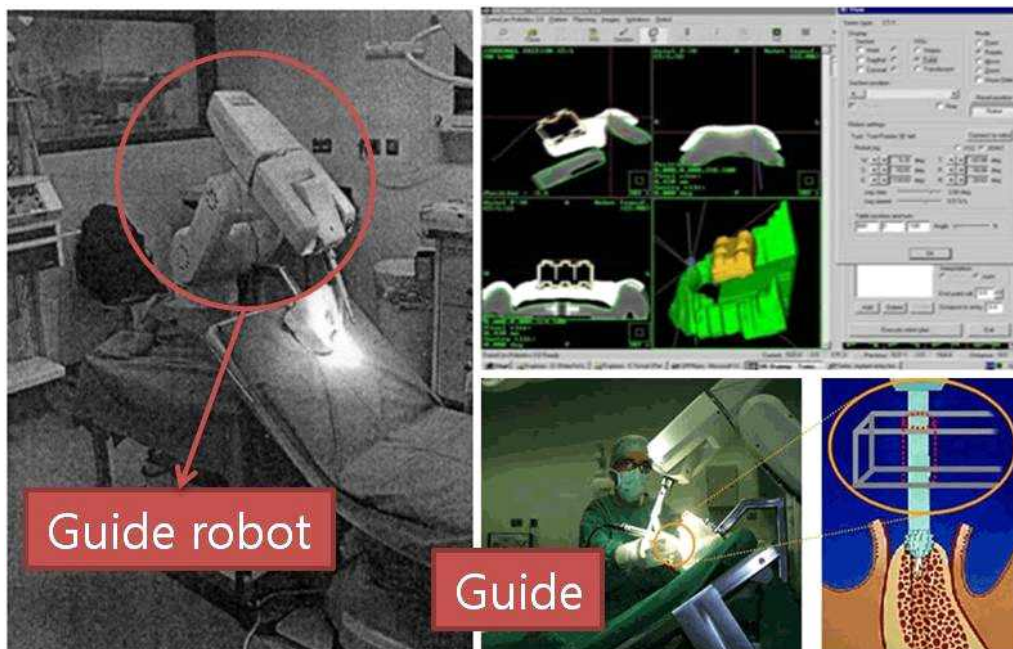
임플란트 수술 보조 로봇은 치과용 핸드피스의 드릴을 수술 위치로 이동한 후 임플란트 식립을 위한 드릴 구멍을 뚫는다. 드릴 구멍의 방향을 설정하기 위해서는 2 자유도 운동이 가능한 장치가 필요하다. 또한, 드릴 각도조절과 이송 운동을 분리하기 위해서 드릴링 경로를 유지할 수 있는 추가적인 자유도가 필요하다. 의료용 로봇은 안전성의 문제로 높은 가속도와 복잡한 기구학적 구조는 피해야 한다.

Fig. 2-4는 독일의 하이델버그 대학에서 연구한 임플란트 시술 가이드 로봇을 나타내었다.<sup>[30]</sup> 독일의 하이델버그 대학에서는 임플란트 시술 가이드 로봇으로 드릴링 테스트를 시도했다. CT 영상에 의해 3D 영상을 바탕으로 환자의 좌표를 생성한다. 로봇은 시술자에 의해 입력된 값에 의해 드릴링의 초기 위치, 방향, 깊이를 설정하고 로봇은 시술 위치에 배치한다. 로봇암을 이용하고, 시뮬레이션 및 시각화가 가능하다. 시술계획에 의해 결정된 값을 Tomorob라는 프로그램에 입력하면 값에 따라 변화하며 구동된다. 아직 임상단계로 각도 조절에 대한 정보는 제공하지 않는다. 이렇게 로봇의 도입으로 수술 보조용 로봇이 의사 역할을 수행하는 영역이 확대할 수 있음을 알 수 있다.

새로운 탐침 방법을 제시한 이스라엘의 Tactile Technologies사가 개발한 ILS(Implant Location System)은 기존의 임플란트 식립의 방식과 달리 자체 개발한 탐침 방법을 이용하고 있다.<sup>[31]</sup> 탐침을 통해 획득한 데이터는 3D 영상으로 변환되어 뼈의 구조를 파악하고 임플란트 시술을 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.



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



(b) Executing the drilling by robot assistance

Fig. 2-4 Robot for implant dentistry<sup>[29-30]</sup>

# 제 3 장 치과 임플란트 수술 보조 로봇

## 제 1 절 가상 중심 메카니즘

### 1. 가상 중심 기구부의 필요성

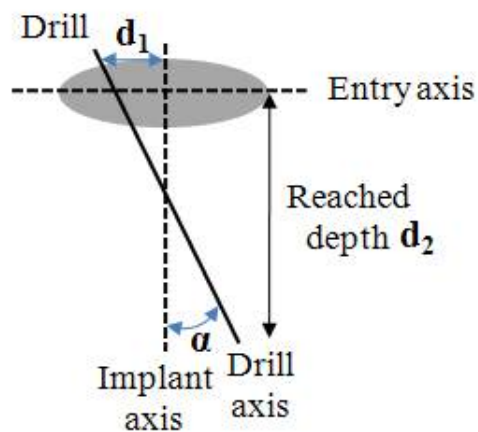
많은 수술들이 제한된 수술 영역 내에서 한 개의 점에 대해 상대적으로 넓고 정밀한 각 운동을 필요로 한다. 예를 들면 복강경 수술에서 내시경 또는 기타 수술도구는 투관침(trocar)을 통해 환자피부의 작은 절개구에 삽입하여 수술 위치에 도달하는데 절개구의 제한으로 인해 투관침은 삽입점(entry point)을 기준으로 선회운동 한다.

Fig. 3-1은 치과 임플란트 수술에서 각도조절시 고려해야할 사항을 보여준다. 각도 조절시 고려해야 할 사항으로는 임플란트 축과 드릴팁과의 거리( $d_1$ ), 임플란트 축과 드릴 축과의 각도( $\alpha$ ), 그리고 드릴 깊이( $d_2$ )이다. Table 3-1에 임플란트 핸드피스의 드릴 직경에 따른 드릴의 회전속도를 나타내었다. 임플란트 홀의 드릴링 작업은 마찰열로 인한 턱뼈의 손상을 막기 위해 한 번에 시술을 하지 않고 드릴직경에 따라 순차적으로 시술한다. 따라서 드릴의 위치가 항상 동일해야 한다. 또한, 초기 각 편차(initial angle deviation,  $\alpha$ )는 수술이 진행됨에 따라 드릴 축과 임플란트 축의 거리를 더욱 크게 만드는 원인이 된다. 초기 각 편차는 또한 드릴의 도달 깊이( $d_2$ )에도 영향을 주기 때문에 정밀한 위치제어와 초기 각 편차가 없도록 각도 조절하여야 한다.<sup>[31]</sup>

Fig. 3-2에 각도 조절 방법을 나타내었다. 일반적인 로봇 기구부를 사용할 경우 Fig. 3-2(a)와 같이 회전각( $\theta$ )만큼 각도 조절을 하면 목표점으로부터  $\sin\theta$ 만큼 틀어지게 되어 별도의 보상을 위한 운동을 필요로 한다. 따라서, 이러한 수술 임무를 수행하기 위해서 수술 도구의 회전 운동과 병진 운동이 분리되어야 한다. 이러한 운동을 구현할 수 있는 메커니즘이 RCM(remote center of motion)을 포함하는 가상 중심 메커니즘(VC mechanism)이다. Fig. 3-2(b)와 같이 가상 중심 기구부를 이용한 경우에는 각도조절을 하더라도 수술도구가 항상 목표점을 향하고 있기 때문에 추가적인 위치제어가 용이하다. 이와 같은 이유로 의료용 로봇에 사용되는 로봇은 수술도구를 수술 위치로 안내하는 직선 포지셔닝 기구부와 각도조절을 하더라도 항상 목표를 지향할 수 있는 각도조절

기구부를 분리하는 형태가 일반적이다.

위의 내용으로 임플란트 수술 보조 로봇은 직선 운동과 회전 운동이 분리된 구조가 적합하다. 회전 운동은 가상 중심 메커니즘을 이용하여 제어가 용이하고 구조가 간단하도록 설계하여야 한다. 식립할 임플란트의 방향과 각도의 오류는 환자의 치유기간을 늘리고, 수술의 실패 원인이 된다.



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



(b) Starting with tolerated initial angle deviation




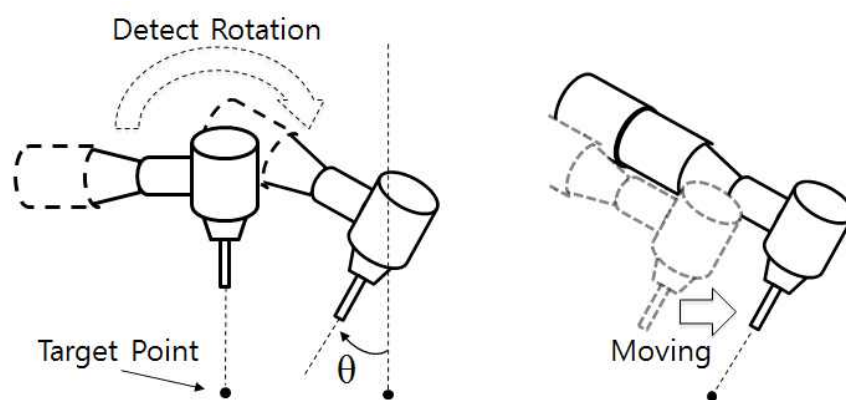
(c) Growing distance between two axes during drilling

Fig. 3-1 Components considered in dental implant drilling<sup>[33]</sup>

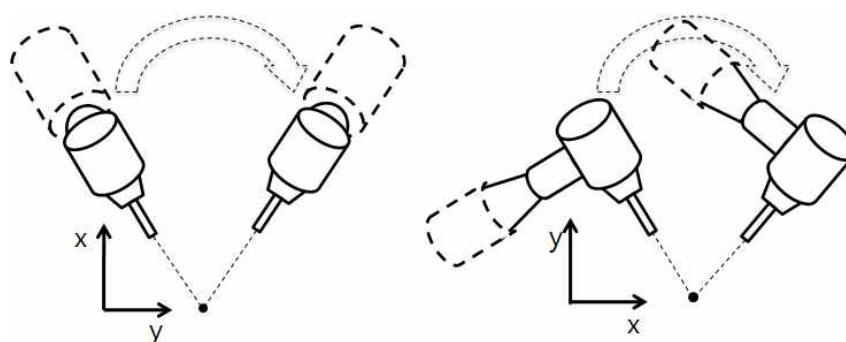


Table 3-1 Drilling velocity according to the drill diameter of handpiece(adapted from reference 31)<sup>[34-37]</sup>

Drill diameter( <i>mm</i> )	2.0	2.7	3.0	3.3
Drilling velocity( <i>RPM</i> )	800			20



(a) Angle control in conventional manipulator



(b) Angle control in VC manipulator

Fig. 3-2 Angulation methods of manipulator<sup>[31]</sup>

## 2. 2자유도 가상 중심 기구부

가상 중심의 기구부는 최소 침습 수술 로봇이나 수술 로봇 응용분야에서 수술 도구나 내시경을 조작하고 위치를 결정하기 위해 계속 연구 개발 되어왔다. 지금 널리 대부분의 가상 중심 기구부가 RCM 고정점 주변에 최소 2개의 회전 자유도를 갖지만, 이러한 기구부는 2개의 1자유도 가상 중심 기구부로 구성된다. Fig. 3-3은 현재까지 의료용 로봇에 사용된 가상 중심 메커니즘을 종류별로 나타내었다. 링크의 끝이 회전조인트에 의해 연결되었다면 링크에서 회전조인트의 축을 포함하는 모든 점들은 축 주위를 회전한다. 이 경우에는 축 상의 어떤 점들도 RCM 고정점이 될 수 있다.

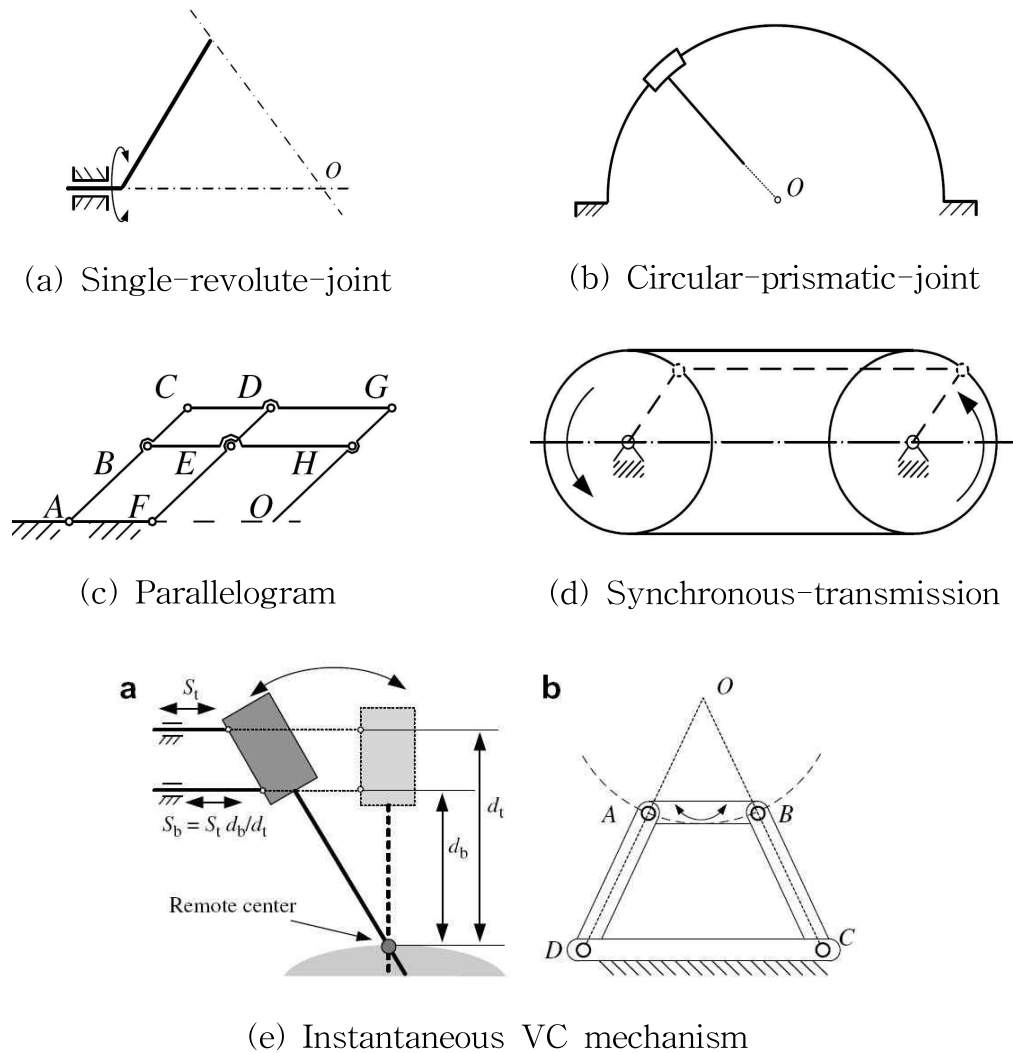


Fig. 3-3 Classification of VC mechanisms<sup>[38-39]</sup>

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

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

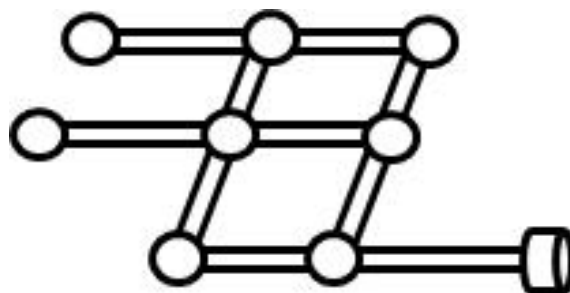


Fig. 3-4 Double parallelogram of 2DOF mechanisms<sup>[40]</sup>

## 제 2 절 이중 평행사변형 기구부

### 1. 이중 평행사변형 구조

이중 평행사변형 기구란 평면상에서 연결된 2개의 평행사변형이 가상 중심을 둘러싸고 회전 운동하는 기구이다. 이중 평행사변형 구조는 구조가 간단하여 액츄에이터를 베이스에 배치할 수 있고, 링크의 굴곡 변형에 따라 다양한 RCM을 구성할 수 있다. 단점으로는 링크 사이에 간섭이 존재하여 운동 범위에 영향을 주고, 힌지 구성이 많아 기구 강성에 영향을 준다. 이중 평행사변형 구조는 장치(수술 도구) 및 기구부를 고정하는 받침판에 의해 일정 공간을 차지한다. 말단장치가 운동의 원격 중심(O)을 지나도록 하기 위해서는 Fig. 3-5과 같이 장치를 설치하여야 한다. Fig. 3-5(a)와 같이 장치를 이중 평행사변형 기구의 끝단 링크와 경사지게 배치하거나, Fig. 3-5(b)와 같이 이중 평행사변형 기구의 링크를 구부려 장치가 운동의 원격 중심을 수직하게 지나도록 한다. 1자유도 이중 평행사변형 기구를 수정해서 Fig. 3-6와 같은 2자유도 이중 평행사변형 기구를 얻을 수 있다.<sup>[41]</sup>

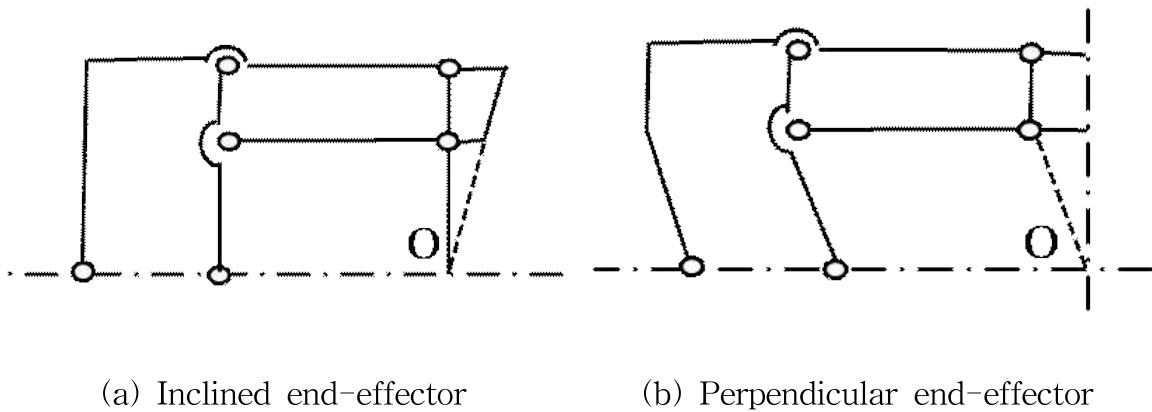
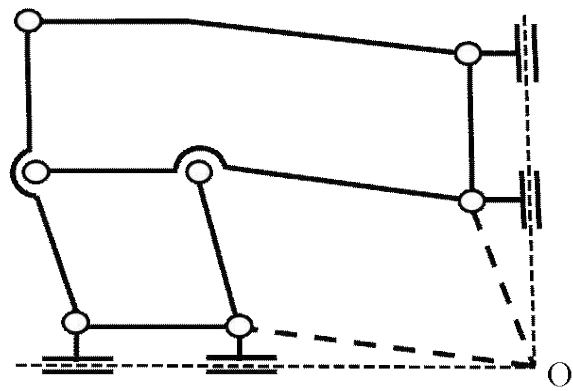
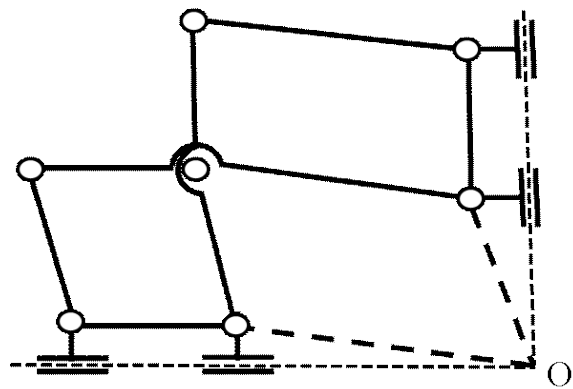


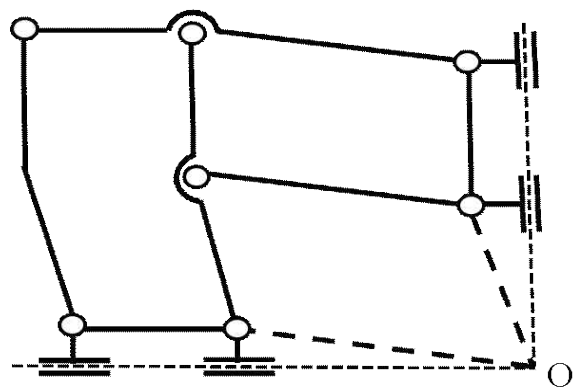
Fig. 3-5 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion<sup>[41-42]</sup>



(a)



(b)



(c)

Fig. 3-6 Expansion of 2DOF double parallelogram linkage<sup>[41-42]</sup>

## 2. 이중 평행사변형 기구의 기구학적 해석

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

전체 기구의 운동은 BA와 수평축선이 이루는 각  $\theta$ 가 이루는 각이다. F'G'의 편각은  $\theta - \Phi_1 - \pi$ 이다. 각 링크별 기구부는 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.<sup>[42]</sup>

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

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

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

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

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

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

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

이므로 복소 평면으로 나타내면 식 (3-7)과 같다.

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

입력각  $\theta$ 의 변화에 상관없이 말단 장치가 운동의 원점 중심을 기준으로 원운동 하기 위해서는 말단 장치의 위치인 F'G'와 G'O의 각 운동이 일치하여야 한다. 각도 변화량에 대한 각 링크부의 크기변수는 다시 오일러식에 의해서 지수함수로 나타낼 수 있다.

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

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

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

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

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

따라서  $G'$ 에 대하여 정리하면,

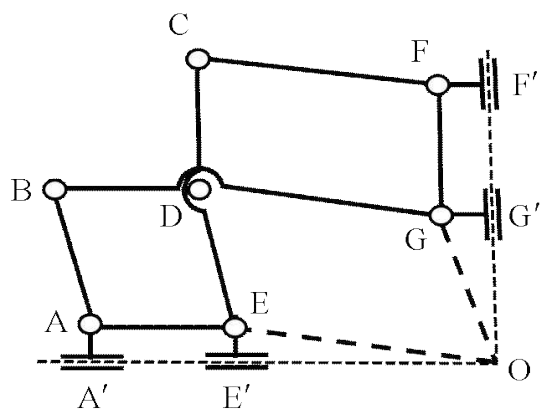
$$\begin{aligned} G' &= l_1 + l_3 + \frac{l_6 \cos\theta}{\sin\Phi_1} + l_6 \sin(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1) \\ &= l_1 + l_3 + l_2 \cos(\theta - \Phi_1) + i l_2 \sin(\theta - \Phi_1) \end{aligned} \quad (3-13)$$

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

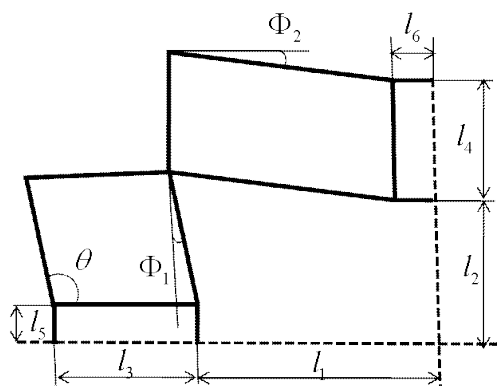
$$Z_6 = (l_1 + l_3 + 0i) - G' = l_2 e^{i(\theta - \Phi_1 - \pi)} \quad (3-14)$$

과 같이 표시할 수 있다.

$\theta - \Phi_1$ 의 값은 항상  $\frac{\pi}{2}$ 로 일정하다. 따라서 식 (3-14)에서와 같이  $G'$ 와 O까지의 거리( $l_2$ )는 회전각의 변화( $\theta$ )가 변하여도 일정하다. 따라서, Fig. 3-7의 이중 평행사변형 구조의 기구부의 링크  $F'G'$ 은 RCM 고정점(O)를 기준으로 원운동한다.<sup>[43]</sup>



(a) VC mechanism architecture



(b) Link dimension

Fig. 3-7 Design parameter of double parallelogram for kinematic analysis<sup>[43]</sup>

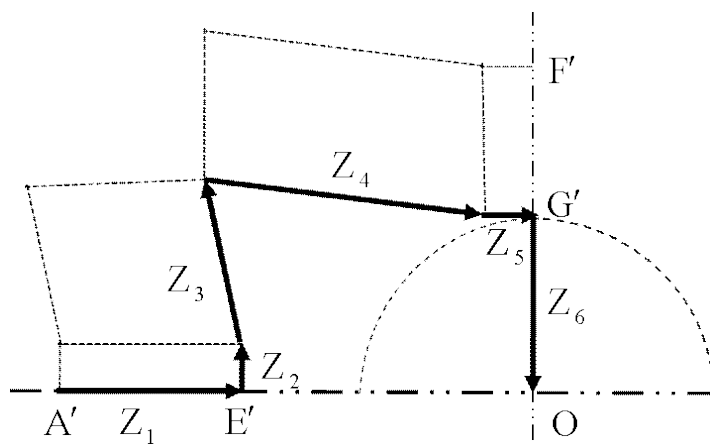


Fig. 3-8 Link length in complex plane<sup>[43]</sup>

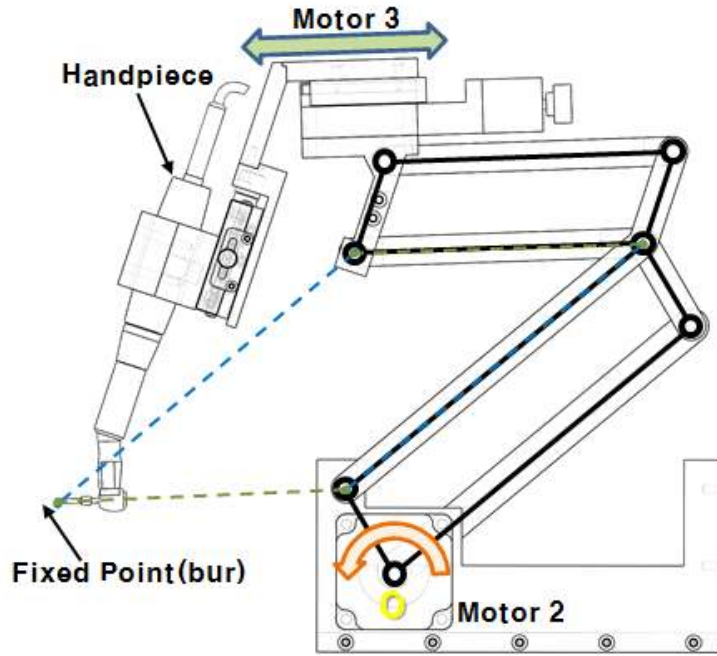


## 제 3 절 치과 임플란트 수술 로봇 설계 및 해석

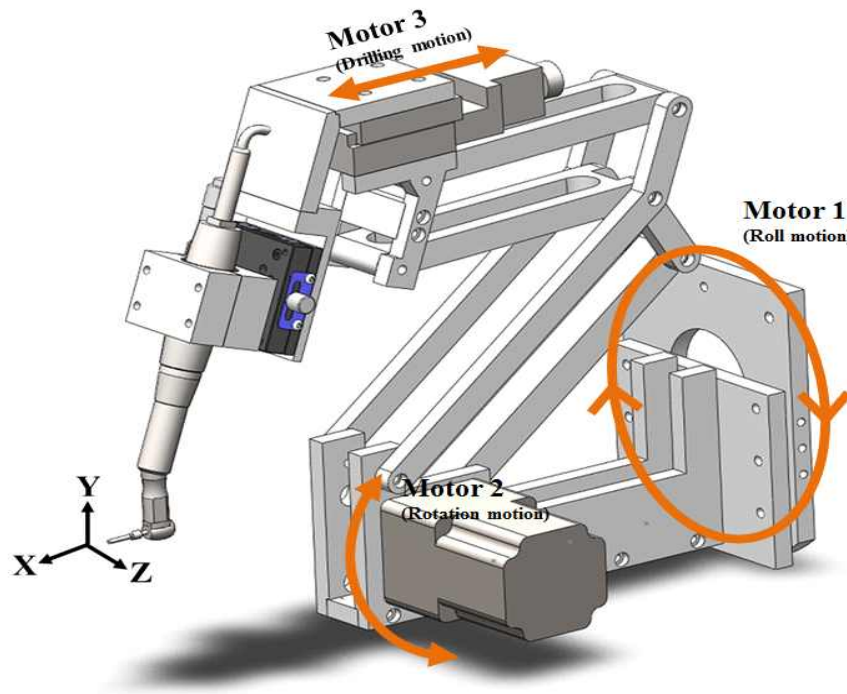
### 1. 이중 평행사변형 구조를 이용한 기구부 설계

임플란트는 식립 깊이에 따라 성공이 좌우된다 라는 말이 있을 정도로 정밀한 드릴링이 매우 중요하다. 임플란트 식립을 위해 홀을 만드는 것은 시술 전 사전계획이 완벽하더라도 많은 환경적인 요인들로 인해 어려움을 겪는다. 앞에서 설명한 것처럼 시술자의 상태나 손떨림에 민감하게 반응하기 때문이다. 또한 시술을 받는 환자의 골밀도, 골질 등에 따라서도 홀의 깊이나 크기가 사전 계획에서 어긋나는 경우가 있다. 보통 임플란트의 식립시 깊이는 10mm이상 필요하다. 임플란트의 식립을 위해 홀을 만들더라도 1년에 최소 0.2mm~0.3mm의 뼈 퇴축과 잇몸퇴축이 이루어지기 때문이다.<sup>[44]</sup>

정밀한 드릴링을 위해 고정이 되는 기구부의 요구 조건을 만족하는 임플란트 수술 보조 로봇을 설계하기 위해 앞 장에서 논의한 링크의 설계 인자를 고려해서 Fig. 3-9와 같이 가상 중심 기구부를 설계하였다. motor 1은 회전운동을 통해 기구부의 방향을 결정한다. motor 2는 O점을 중심으로 회전운동을 하여 기구부의 각도를 조절한다. motor 3은 모터가 회전할 때 축을 따라 이동하여 드릴링시 깊이를 조절한다. 가상 중심점에는 핸드피스의 드릴(bur)이 위치하여, 고정된 위치를 유지한다.



(a) Double parallelogram structure design



(b) Motion of RCM manipulator

Fig. 3-9 RCM manipulator's Solidworks 3D design

## 2. 기구부 구조 및 진동 해석

### 가. 구조 해석

설계한 가상 중심 기구부가 구조적으로 결함이 있는지 확인하기 위해 유한요소법을 이용해 구조해석과 진동해석을 수행하였다. 가상 중심 기구부는 구동 시 흔들림이 없어야 하고, 드릴링 작업에 대해 충분한 강성을 가져야 한다. 설계 데이터를 검증하기 위한 유한요소해석의 입력조건을 Table 3-2에 나타내었다. 가상 중심 기구부의 본체는 알루미늄-6061을 사용했다.

임플란트가 식립된 상태에서 하중에 따른 턱뼈의 상태를 예측할 경우에는 가볍게 물 경우  $15.7N$ , 씹을 때  $50.1N$ , 최대로 물 경우에 약  $144.4N$ 의 힘을 적용한다.<sup>[45]</sup> 임플란트 식립을 위한 드릴링 과정을 해석하기 위해서는 정형외과에서는  $20N\sim 120N$ 의 초기 하중이 사용되고, 치과용 드릴의 경우에는  $1.5N\sim 24N$ 이 일반적으로 사용된다.<sup>[45-48]</sup>

기구부의 핸드피스 드릴(bur)에 가해지는 하중을  $24N$ 으로 설정하고 가상 중심 기구부의 응력 분포 및 변형률을 측정하였다. 구조해석 결과를 Table 3-3에 정리하였고, 응력 분포와 변형률, 그리고 변위를 나타내었다. 핸드피스와 드릴(bur)의 연결 부분에서 최대 응력이 발생하였고, 가상 중심 기구부에서 응력은  $2.8258e-004\sim 3.0232e+007$  Pa로 거의 발생하지 않았다. 변형은  $0.4mm$ 이하로 매우 작았고, 변형률은  $2.0627e-014\sim 6.4044e-004$  m/m 로 임플란트 드릴링 작업에 의한 영향을 거의 받지 않음을 확인하였다.

Table. 3-2 Input conditions for FEA of RCM manipulator

Mesh	
Mesh Type	Solid mesh
Mass	55 Kg
Nodes	167985
Elements	86119
Properties (AA 6061)	
Young's modulus	70 GPa
Poisson's ratio	0.33
Density	2700 kg/m <sup>3</sup>
Tensile Yield Strength	275 MPa
Properties (Carbon Steel)	
Young's modulus	190 GPa
Poisson's ratio	0.27
Density	7845 kg/m <sup>3</sup>
Tensile Yield Strength	353.4 MPa
Boundary condition	
Static structural analysis	- Fixed support - 24N force in handpiece drill
Modal analysis	- Fixed support

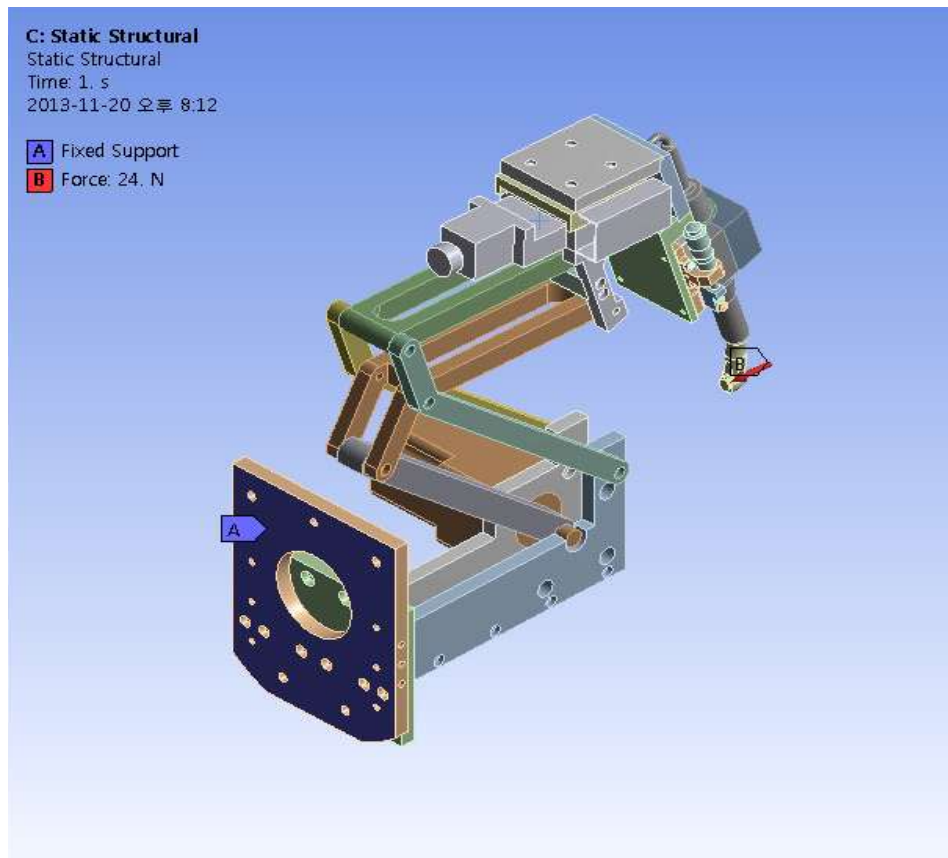
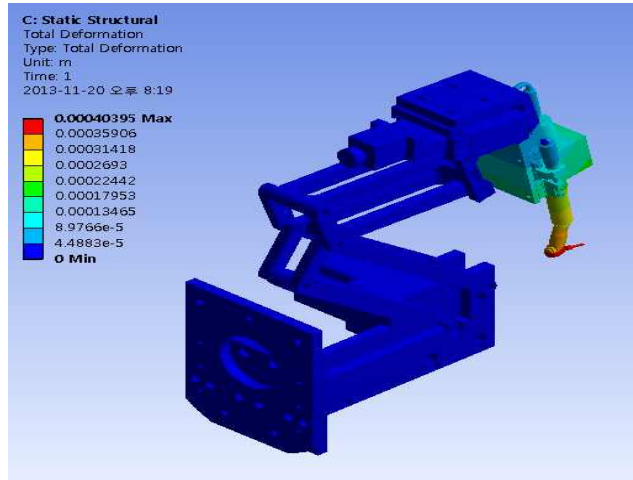


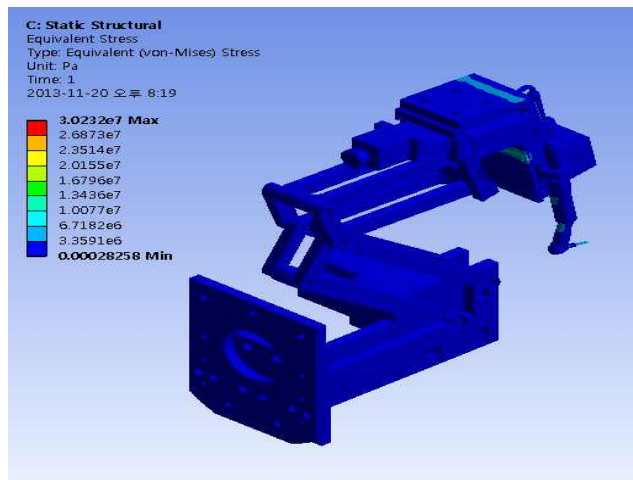
Fig. 3-10 Boundary conditions for FEA

Table. 3-3 Results of static structural analysis

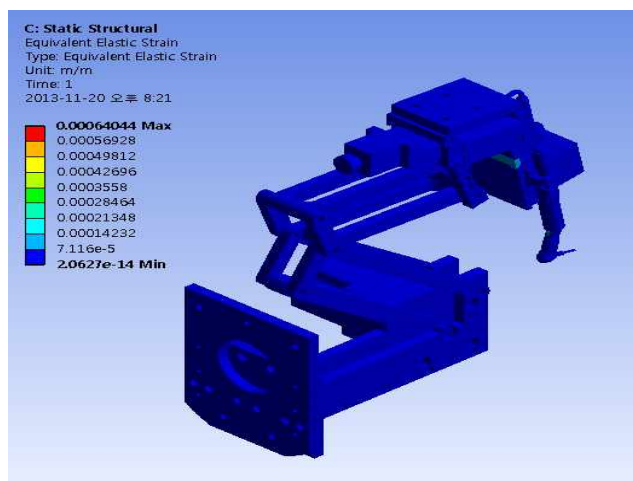
	Total Deformation	Equivalent Stress	Equivalent Elastic Strain
Minimum	0 m	2.8258e-004 Pa	2.0627e-014 m/m
Maximum	4.0395e-004 m	3.0232e+007 Pa	6.4044e-004 m/m



(a) Total Deformation



(b) Equivalent Stress



(c) Equivalent Elastic Strain

Fig. 3-11 Static structural analysis of RCM manipulator during drilling process

## 나. 진동 해석

임플란트를 식립하기 위해 악골에 드릴링을 하는 작업은 일반적으로 직경이 작은 드릴부터 직경이 큰 드릴까지 점차적으로 직경을 키워 드릴링 한다. 식립할 임플란트의 매뉴얼을 보면 제조사에서 드릴의 직경마다 드릴링 하는 RPM을 명시해 놓는다. 보통 드릴링 과정 중에는 드릴의 직경이 클수록 드릴의 회전속도를 낮춘다. 드릴의 회전속도가 너무 빠르면 드릴링 과정 중 텅빠에 열적 손상을 줄 수 있기 때문에 보통 Straght Drill은 800rpm-1200rpm, Cortical Drill은 800rpm이하에서 드릴링 한다.

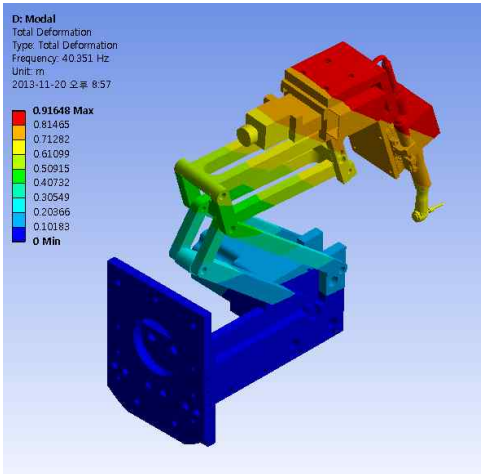
핸드피스의 진동이 기구부에 미치는 영향을 알아보기 위해 ANSYS의 Modal과 Harmonic Response로 해석을 진행하였다. Table 3-4에 해석에 대한 데이터 설정 조건을 나타냈다. 핸드피스의 회전수를 500~3000RPM(8~50Hz)으로 가정하고, 드릴의 끝점에 24N의 하중을 가하여 임플란트 드릴링 작업환경과 비슷한 조건을 입력하였다.

기구부의 진동에 따른 변형을 Fig. 3-12에 나타내었다. 가장 영향을 많이 받는 부분은 핸드피스와 기구부의 연결부임을 알 수 있다.

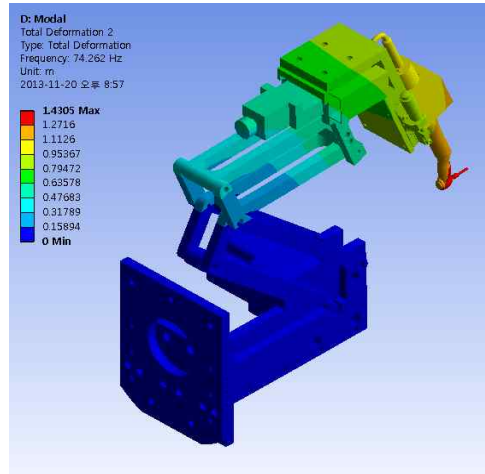
진동해석 결과 40.34Hz에서 최대진폭 6.7995e-003m으로 공진이 발생함을 통해 일반적인 핸드피스 사용속도 주파수 영역 범위를 벗어나 기구부에 영향이 없음을 확인하였다. 따라서 설계한 가상 중심 기구부는 드릴링 작업에 충분한 강성을 갖도록 설계되었고, 외부 진동에 대한 공진이 발생하지 않음을 확인하였다. Fig. 3-13은 하모닉 해석의 결과를 그래프로 정리한 것이다.

Table. 3-4 Analysis data set up

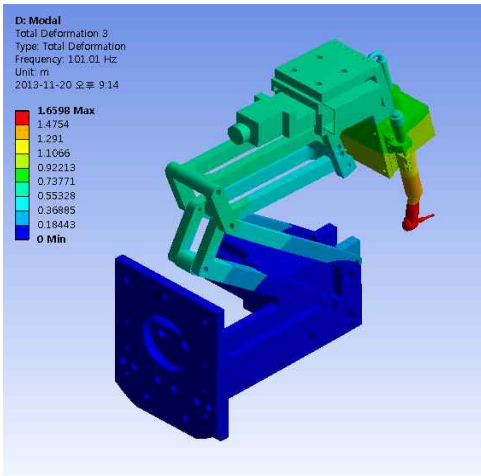
Range minimum	Range maximum	Solution intervals
8 Hz	50 Hz	100 Steps



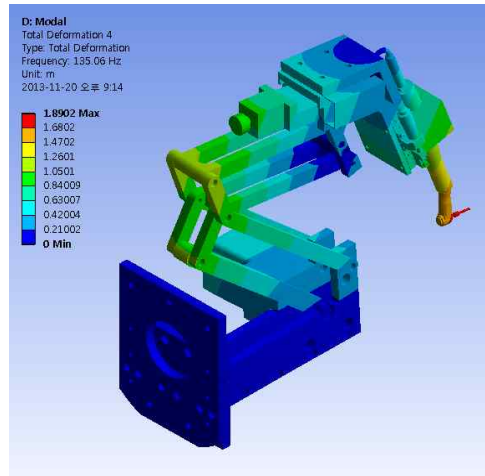
(a) 1st mode(40.351 Hz)



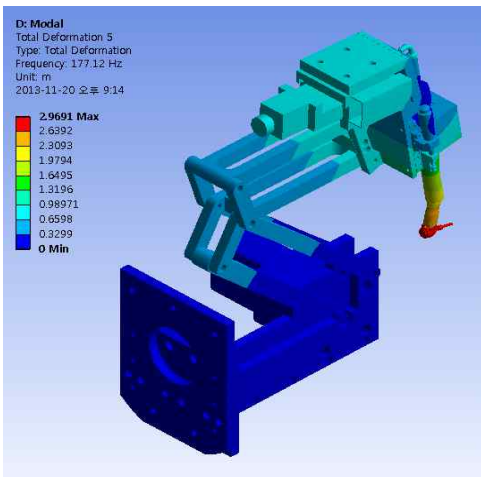
(b) 2nd mode(74.262 Hz)



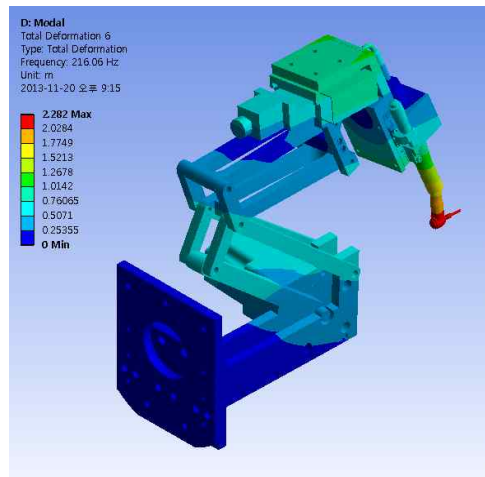
(c) 3rd mode(101.01 Hz)



(d) 4th mode(135.06 Hz)



(e) 5th mode(177.12 Hz)



(f) 6th mode(216.06 Hz)

Fig. 3-12 Modal analysis of RCM manipulator



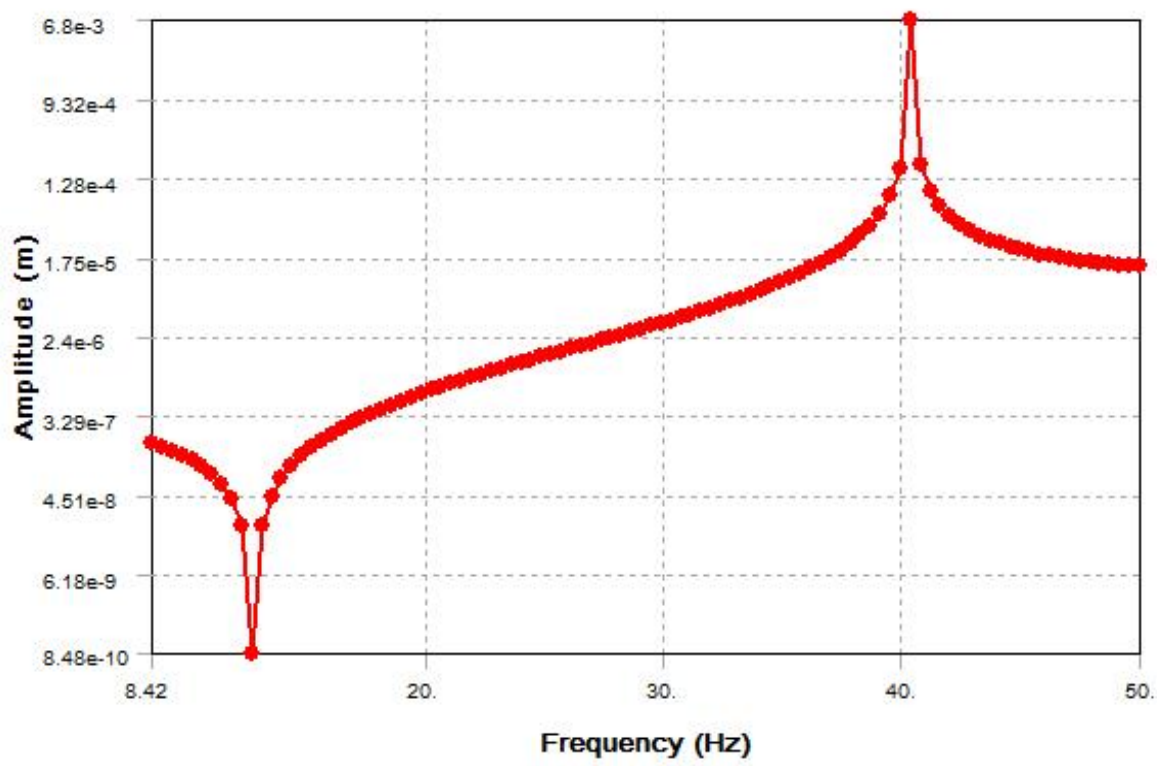


Fig. 3-13 Result of harmonic analysis

## 제 4 절 기구부 제작

정밀한 드릴링을 위한 기구부의 요구 조건을 만족하는 임플란트 수술 보조 로봇을 설계하고 해석된 결과를 가지고 링크의 설계 인자를 고려해서 Fig. 3-14와 같이 가상 중심 기구부를 나타내었다.

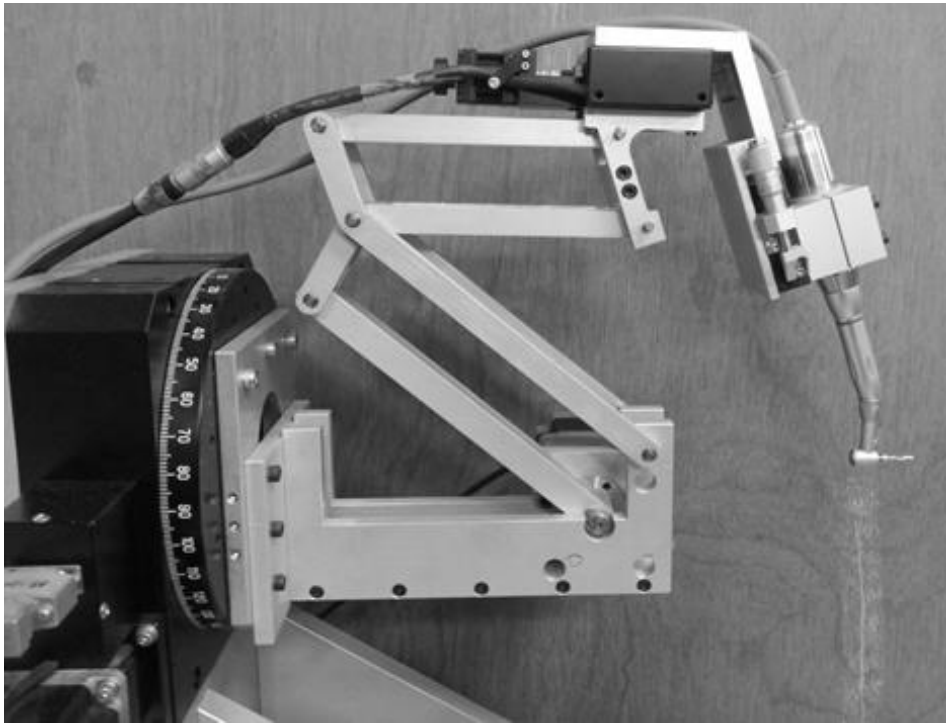


Fig. 3-14 Assembled RCM manipulator

# 제 4 장 시스템 구성

## 제 1 절 구동 장치 구성

### 1. 가상 중심 기구부 구동 메카니즘

드릴링 운동을 하는 motor3은 직선 운동 기구로 2개의 리밋센서와 1개의 홈센서를 가지고 있다. 홈 센서와 리밋 센서는 포토 인터럽터로 구성되어 있어 모터의 기준 위치를 감지한다. 리밋 센서가 이동 끝단에서 활성화되면 컨트롤러는 이동거리를 최소화하기 위해 급속정지(halt stop)를 수행한다. 모터의 정지 모드(stopping mode)를 Fig. 4-1에 나타내었다. 급속정지는 스텝 모터의 경우 스텝 펄스(step pulse) 신호의 출력을 즉시 멈춘다. 감속정지(deceleration)의 경우에는 모터를 미리 정의된 감속도로 정지한다. 킬 정지(kill)에는 모터에 공급되는 전원을 차단하고 마찰정지 또는 스텝 신호의 출력을 중지함으로써 모터를 정지한다. 컨트롤러는 리밋센서가 비 활성화 될 때까지 같은 방향으로의 이동을 차단한다.

가상 중심 기구부를 구동하기 전에 각 축들의 기준 위치(reference position)를 잡아 주어야 한다. 각 축의 초기 위치를 찾기 위해 Fig. 4-2와 같이 홈 서치(find home) 알고리즘을 입력하였다. 모션 컨트롤러는 홈 센서를 발견하거나 리밋 센서를 만날 때까지 한 방향으로 탐색을 한다. 리밋 스위치가 활성화되면 모션 컨트롤러는 방향을 바꾸어 반대 쪽 리밋 센서가 활성화될 때까지 홈센서를 탐색한다. 홈센서를 발견하면 홈센서 활성화 영역 때문에 탐색 방향에 따라 모션의 정지 위치가 달라지게 된다. 따라서, 정지할 홈센서의 에지 설정을 통해 기준 위치를 설정할 수 있다. 예를 들어, 초기 탐색 방향(initial search direction)은 정방향, 최종 접근 방향(final approach direction)은 역방향, 정지할 홈 에지(home edge to stop on)는 정방향으로 설정을 하면 모션 컨트롤러는 초기에 정방향으로 진행한다. 초기 진행 방향에서 홈 센서가 활성화되면 모션 컨트롤러는 속도를 늦추고 정방향으로 진행하다가 홈 센서가 비활성화되는 순간에 바로 정지한다. 초기 진행 방향에서 홈 센서가 활성화되지 않으면 정방향 리밋 센서가 활성화될 때까지 탐색하고 방향을 전환해서 최종 접근 방향, 즉 역방향으로 탐색을 진행한다. 탐색 진행 중에

홈센서가 활성화되면 급속정지한다. 홈 센서 활성화 영역 내에서 정지하기 위해서 최종 접근 방향과 홈 센서 에지 검출 방향이 같아야 한다. 회전 모터의 경우에는 리밋 센서가 없기 때문에 Fig. 4-2(b)와 같이 출발 위치에서 정방향과 역방향으로 순차적으로 회전을 하며 전후진 탐색 방식을 사용해서 회전 모터의 홈 센서를 탐색한다.

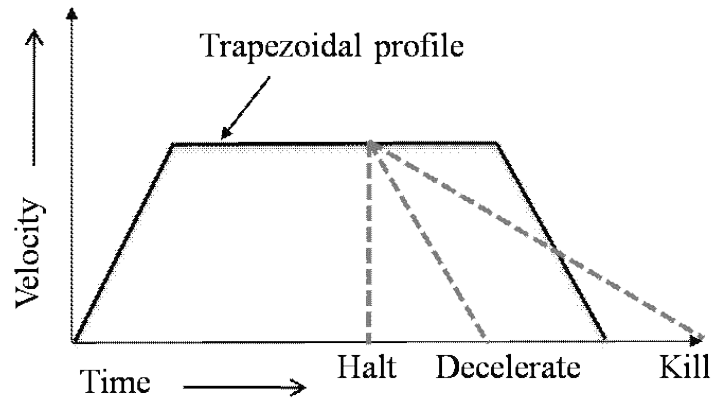
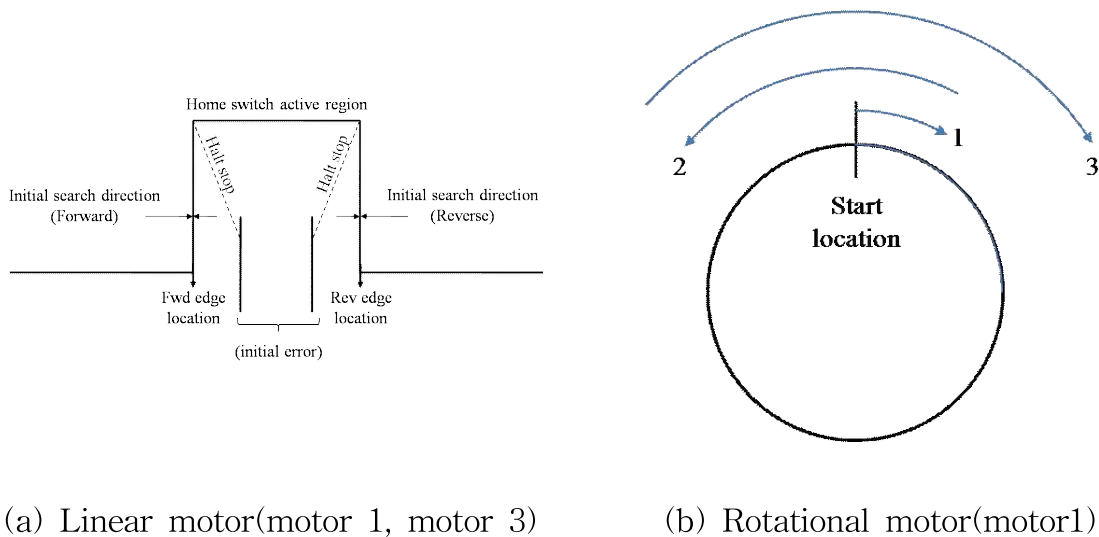


Fig. 4-1 Stopping modes of motor<sup>[49]</sup>



(a) Linear motor(motor 1, motor 3)

(b) Rotational motor(motor1)

Fig. 4-2 Find home algorithm<sup>[49]</sup>

## 제 2 절 구동 프로그램 개발

LabVIEW를 이용해 핸드피스의 각도조절, 드릴링 조작이 가능한 가상중심 기구부 프로그램을 개발하였고 개발 흐름도를 Fig. 4-3에 나타내었다. 모터에 신호를 입력하면 필터링 된 신호가 모터 입력 신호로 변환되고, 모터 컨트롤러 보드와 UMI를 거쳐 모터 드라이버에 전달되어 모터를 구동하게 된다. 프로그램 소스 개략도는 Fig. 4-4와 같다. 프로그램은 세 개의 탭으로 구성하였다. 각도 조절용 모터 2개를 제어하는 탭과 드릴링 작업을 수행하는 모터를 제어하는 탭으로 이루어졌다.

Fig. 4-5(a)와 같이 첫 번째 탭은 모터의 초기 위치를 설정하기 위해서 홈 서치 알고리즘을 실행한다. 각 모터의 홈 위치를 찾고, 위치 값을 0으로 초기화한다. 초기화 작업이 모두 완료된 후에는 핸드피스의 드릴을 RCM 고정점에 위치시킨다.

Fig. 4-5(b)와 같이 두 번째 탭은 각도조절을 할 수 있도록 하였다.

각도조절이 완료되면 Fig. 4-5(c)에서와 같이 드릴링 깊이를 입력하고 시작 버튼을 누른다. 속도를 달리해서 드릴링 과정을 진행할 수 있도록 드릴링 과정을 두 단계로 나누어 프로그래밍 하였다. 또한, 긴급 상황에 대비해서 언제든지 시스템을 정지할 수 있도록 하였다.

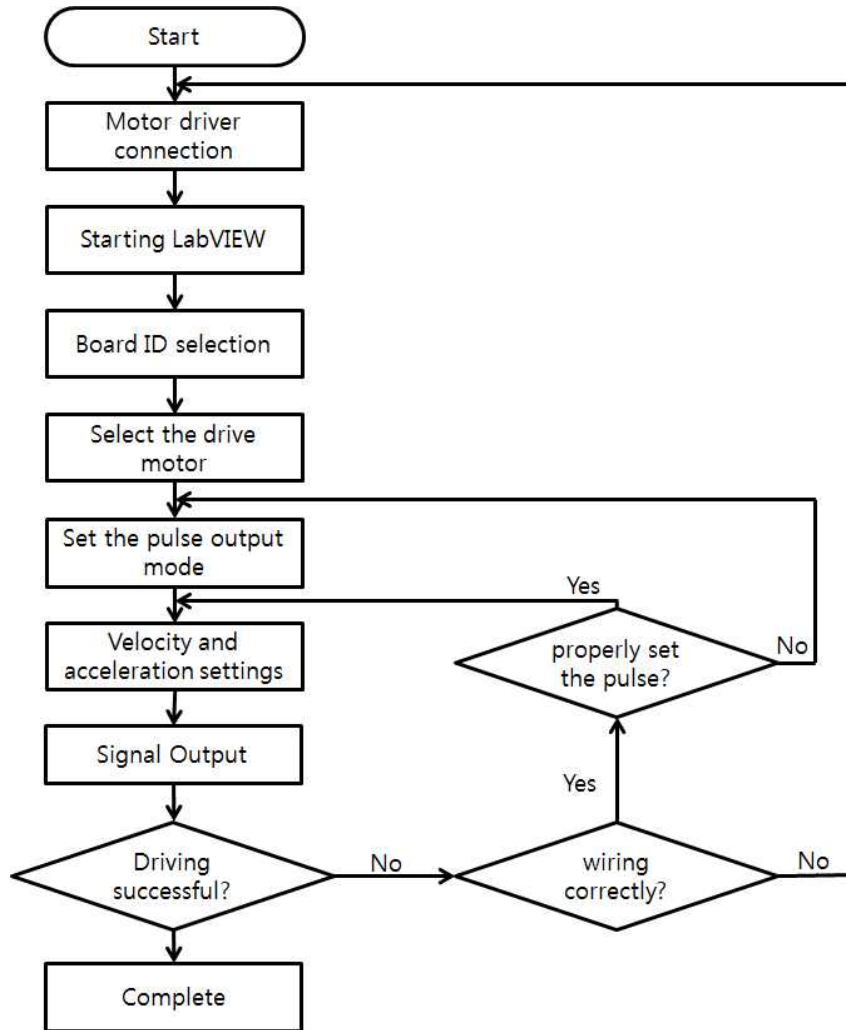


Fig. 4-3 Flow chart of the driving program

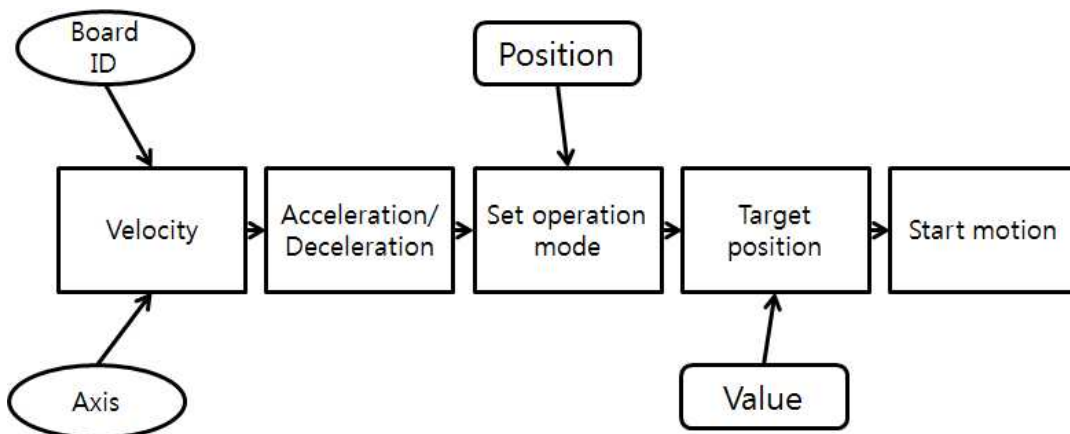
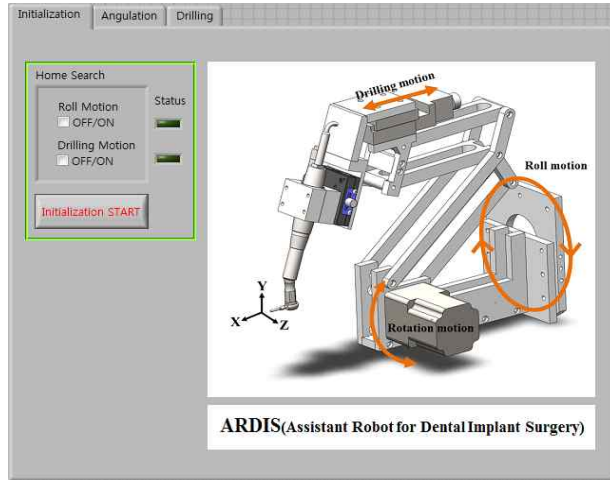
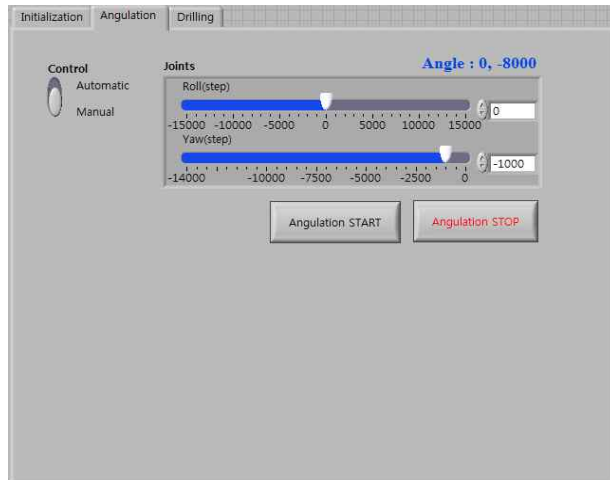


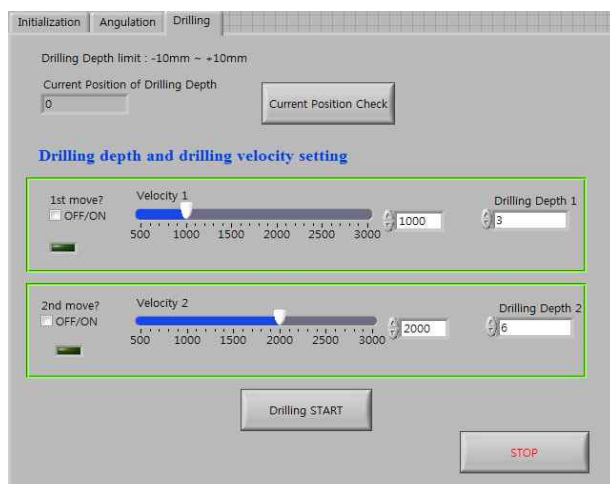
Fig. 4-4 Driving process of program source



(a) Initialization tap



(b) Angulation tap



(c) Drilling tap

Fig. 4-5 Driving program created by LabVIEW

## 제 3 절 기구부 성능 평가

### 1. 드릴링 테스트

#### 가. 실험 방법

ARDIS가 기존의 핸드피스 드릴링보다 정밀하고 오차가 적음을 확인하기 위해 Hands-on 방법과 ARDIS로 드릴링 하는 방법 두 가지를 통해 실시한 후 비교하여 홀의 위치 오차와 직경오차 비교 하였다. 실험군(ARDIS)과 대조군(Hands-on)을 같은 골 시편에 드릴링 하였다. 또한 간격을 멀게 드릴링을 하게 되면 골질의 차이를 보여 Hands-on와 ARDIS의 비교가 어려워지므로 되도록 간격을 좁게 드릴링 하였다.

Fig. 4-6과 같은 Hands-on 방법과 Fig. 4-7의 ARDIS 방법을 사용하여 같은 직경으로 3개의 골 시편을 드릴링하고 4개의 다른 드릴을 사용하여 총 12개의 시편에 10mm의 깊이로 시편 하나당 2개씩 모두 24개의 홀을 뚫었다. 비슷한 골질의 3개의 시편을 Drill Point와 직경 2.2mm, 2.5mm, 2.8mm 4개의 드릴로 실험 하였다. 약한 피질골보다는 실질적으로 드릴링하는 부분인 망상골에 실험 하였다.

Hands-on방식은 고정용 지그에 우골을 홀드하고, 드릴 날에 표시한 10mm 깊이 표시를 보면서 뼈와 최대한 직각을 유지하여 천천히 드릴링 하였고, ARDIS 방법은 고정용 지그에 우골을 홀드하고 프로그램에 드릴링 탭에서 원하는 깊이 값을 입력하여 드릴 날의 끝과 뼈의 망상골 각도가 직각이 되도록 위치시킨 후 motor 3을 10mm만큼 전진시켜 드릴작업을 하였다. Fig. 4-8은 드릴링이 끝난 후 1 $\mu$ m까지 측정 가능한 Micro-CT(테크벨리사의 TVX-IMT225 CT)를 사용하여 12개의 골 시편을 촬영 하였다. CT 촬영 후 FXE Control 프로그램으로 3D 렌더링을 하는 과정에서 구멍의 크기를 측정하였다.

드릴링 후 Hands-on과 ARDIS 의 홀의 크기, 깊이 차이를 비교하는 계획을 Fig. 4-9에 나타내었다. 드릴이 시작되는 윗부분과 끝나는 아래부분을 비교해서 흔들림이 있는지 확인하고 깊이와 각도도 비교하였다.



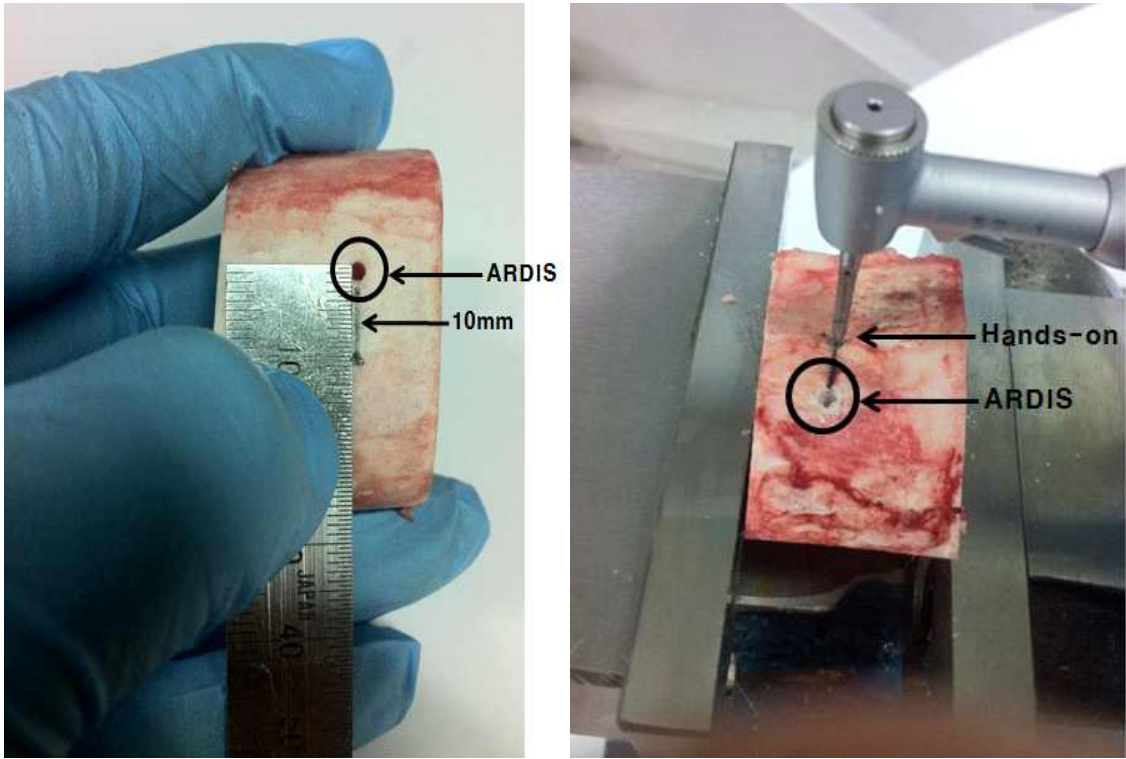


Fig. 4-6 Drilling into the cow bone by Hands-on



Fig. 4-7 Drilling into the cow bone using ARDIS

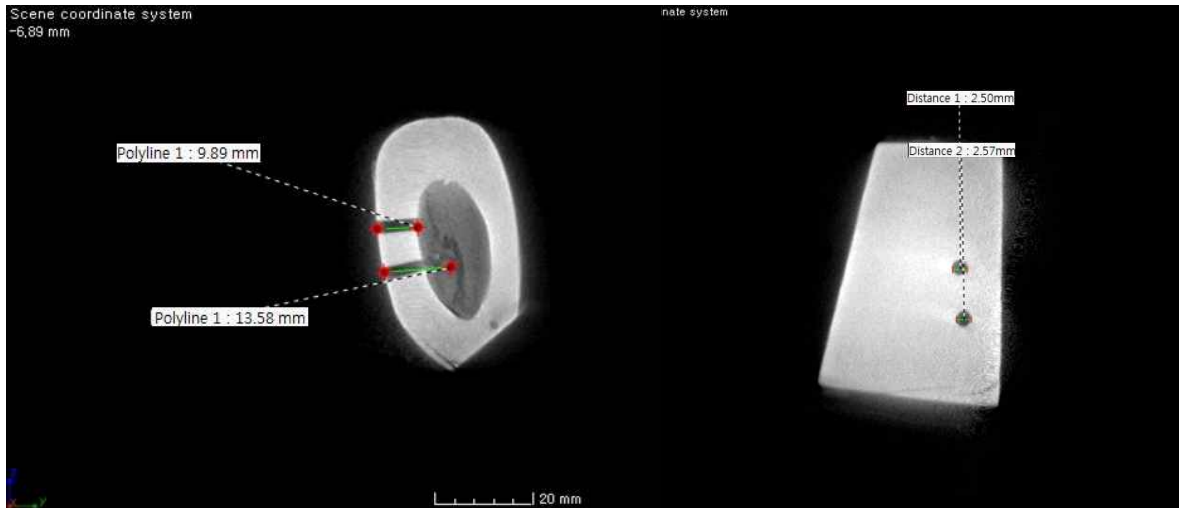


Fig. 4-8 3D CT images of cow bone after drilling

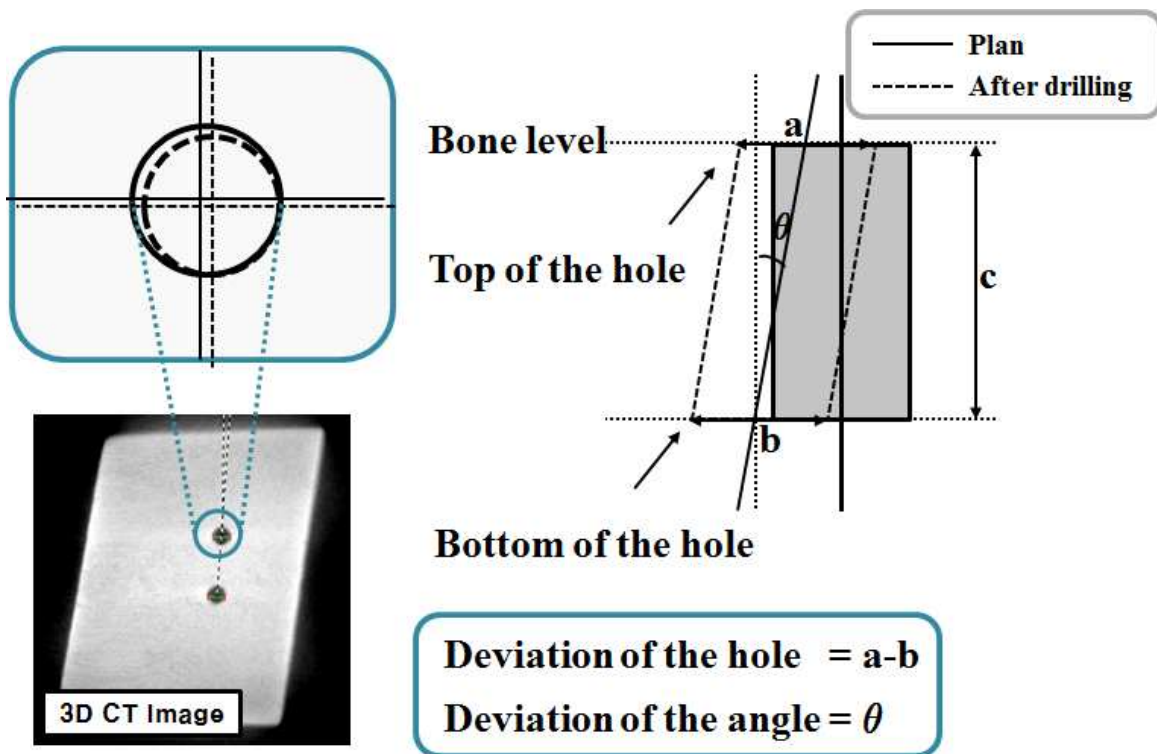


Fig. 4-9 Deviation between planned size of the hole and the hole after drilling<sup>[50]</sup>

## 나. 결과

Hands-on 방법과 ARDIS 방법의 각도, 홀크기, 홀편차 등을 Table 4-1에 나타내었다. Hands-on 방식은 10mm를 드릴날에 마킹된 표시를 눈으로 보고 뚫기 때문에 더 깊이 뚫리는 어려움이 있다. Point Drill과 직경 2.2mm의 드릴은 스톱퍼가 없는 드릴, 2.5mm와 2.8mm는 스톱퍼가 있는 드릴을 사용하였다. 스톱퍼가 있는 드릴은 원하는 깊이만큼 드릴링 할 수 있었지만 스톱퍼가 없는 드릴은 눈으로 확인하여 드릴링 해야하기 때문에 정확하게 뚫지 못하였다. 망상골에서 피질골로 골질이 달라지는 지점에서 핸드피스로 가하는 힘을 조절하기 힘들어 더 깊이 들어가는 것을 느낄 수 이었다.

ARDIS 방법은 정확히 입력된 위치까지만 이송되고 돌아오기 때문에 일곱 번의 드릴링 모두 10mm에 근접한 결과를 나타내었다. 깊이와 홀에서 보이는 오차는 사람의 골보다 단단한 우골의 망상골을 드릴링하기 때문에 생기는 차이라고 생각된다.

홀의 상부의 지름에서 하부의 지름을 비교하여 홀이 끝까지 같은 지름으로 뚫리는지 확인했다. Table. 4.1은 같은 직경의 드릴을 3번씩 드릴링 후 평균값을 내어 Hands-on과 ARDIS를 수치상 비교한 것이다. Fig.4-10에서 알 수 있듯이 Hands-on보다 ARDIS가 계획한 것처럼 깊이가 10mm에 가까운 것을 확인 하였다.

Table 4-1 Hole size after drilling by Hands-on and ARDIS

Drill		Top of the hole (a)	Bottom of the hole (b)	Deviation of hole ( $ a - b $ )	Depth (c)	Degree ( $\theta$ )
1.8mm Point Drill	Hands-on	1.899mm	1.883mm	0.016mm	13.258mm	3.6°
	<b>ARDIS</b>	<b>1.829mm</b>	<b>1.821mm</b>	<b>0.008mm</b>	<b>9.924mm</b>	<b>2.1°</b>
2.2mm twist drill	Hands-on	2.302mm	2.241mm	0.061mm	12.469mm	3.1°
	<b>ARDIS</b>	<b>2.234mm</b>	<b>2.218mm</b>	<b>0.016mm</b>	<b>10.021mm</b>	<b>1.3°</b>
2.5mm twist drill	Hands-on	2.868mm	2.799mm	0.069mm	10.898mm	3.4°
	<b>ARDIS</b>	<b>2.604mm</b>	<b>2.623mm</b>	<b>0.019mm</b>	<b>9.984mm</b>	<b>2.4°</b>
2.8mm twist drill	Hands-on	2.972mm	2.884mm	0.088mm	11.179mm	4.3°
	<b>ARDIS</b>	<b>2.913mm</b>	<b>2.899mm</b>	<b>0.014mm</b>	<b>9.895mm</b>	<b>1.8°</b>

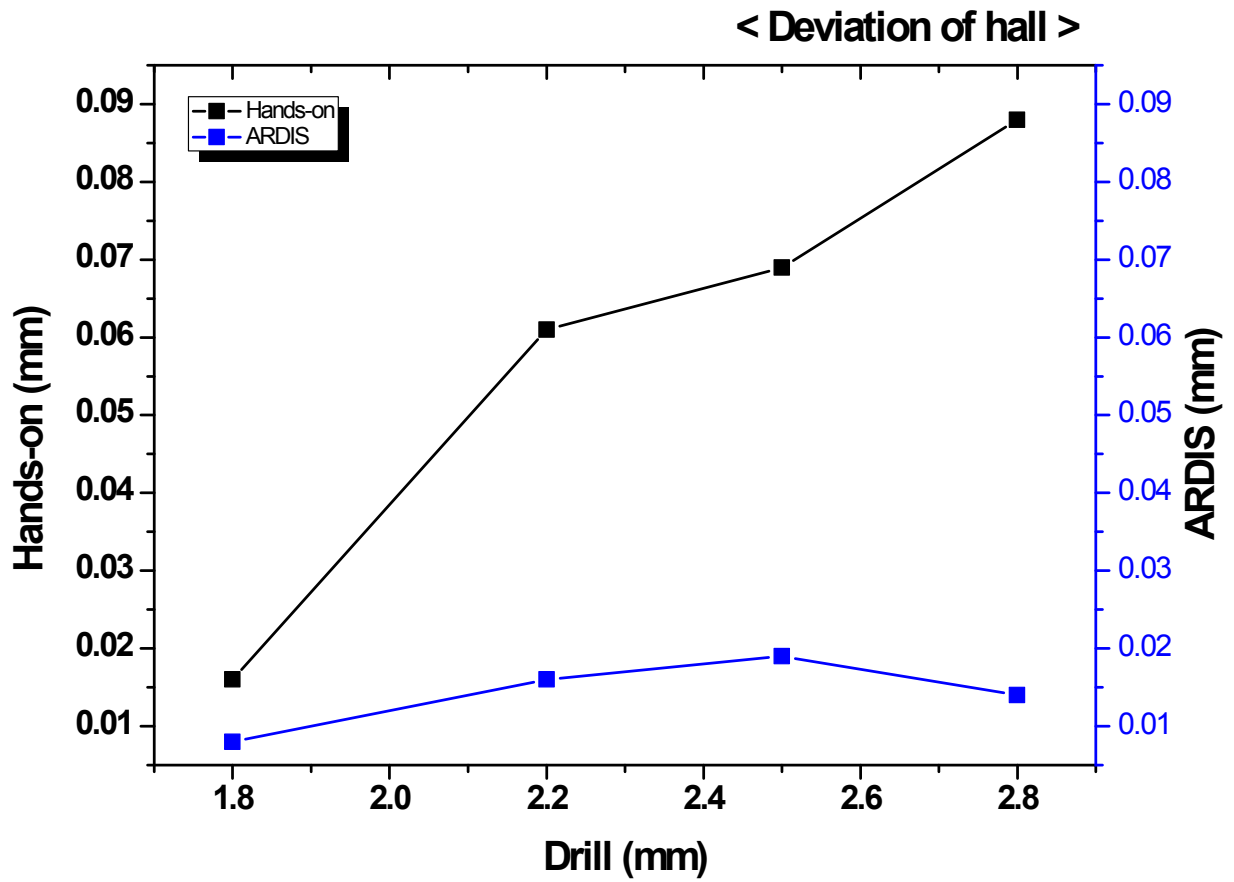


Fig. 4-10 Comparison between Hands-on and ARDIS

## 제 5 장 모터 속도 제어

### 제 1 절 홀 이펙트 전류 센서

#### 1. 홀 이펙트 센서

도체에 전류가 흐르는 상태에서 전류의 방향과 수직으로 자기장이 형성될 때, 전류가 흐르는 도체내에서 전류와 수직방향으로 전위차가 발생(전기장 형성)하는데, 이 때 발생하는 전압(전위차)를 홀전압이라 한다. 이러한 원리를 이용해 자기장을 감지하거나 이를 이용하는 센서는 통상 홀센서 또는 홀효과 센서(Hall Effect Sensor)라는 이름으로도 불린다. 홀 센서가 사용되는 분야는 여러 가지가 있는데, 가장 대표적인 것은 회전하는 물체의 회전속도(rotation speed)를 측정하기 위한 것이다. 홀 센서의 주위로 자석이 움직이거나 자장의 방향이 바뀔 때는 홀센서에서 감지하는 홀 전압에 변화가 생긴다. 이런 과정에서 변화하는 전기 신호는 아날로그 신호 또는 디지털 신호로 변환되고 이 신호의 변환주기를 이용, 홀센서 주위를 움직이는 자성물체(자석)의 속도를 측정할 수 있다. 이런 원리를 이용해 홀센서는 전류 측정, 펄스 변조, 자동차 속도 측정 등 다양한 분야에 사용가능하다. Fig. 5-1은 전류를 측정하기 위해 사용할 센서를 나타내었다.



Fig. 5-1 Typical current sensor

## 2. 전압 측정 및 전류 계산

전압을 측정하고 측정된 값으로 전류를 계산하기 위해 Fig. 5-2의 회로를 만들어 홀 이펙트 센서를 완성하고, 12V의 전압이 회로에 흐를 때 측정되는 전압  $V_{offset}$  값이 4V로 일정하게 나오는 것을 확인 하였다. 식 5-1에 측정된  $V_{out}$  값을 대입하여 전류 값을 구할 수 있다. 여기서  $N$ 은 Current sensor에 감은 전선의 수이고,  $V_{out}$ 은 Output voltage값으로 변화된 전압값을 나타낸다.

$$I = \frac{V_{out} - V_{offset}}{32.7mV * N} \quad (5-1)$$

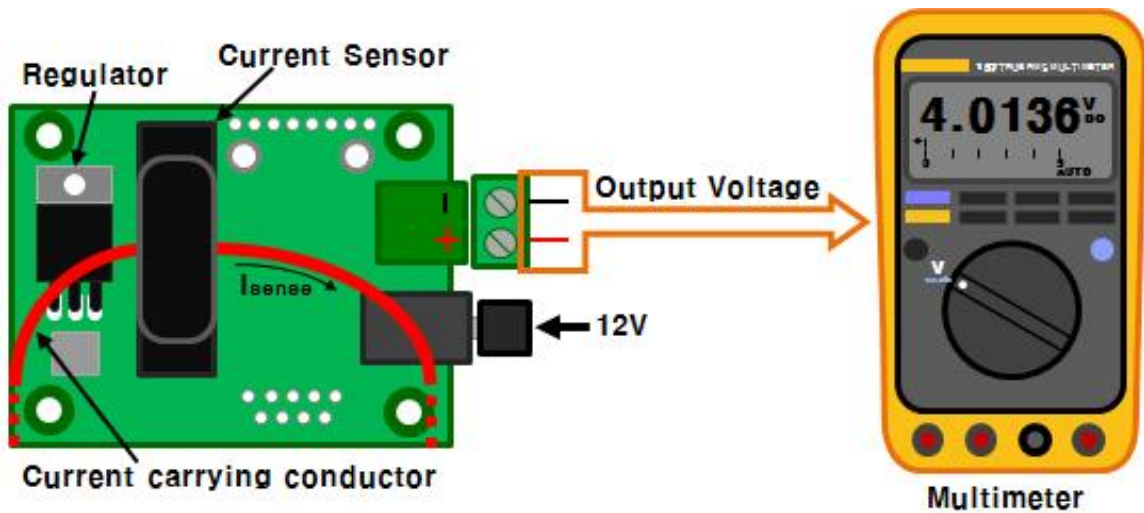


Fig. 5-2 Connecting the output voltage

구성된 회로를 가지고 모터의 속도에 따라 달라지는 전류값을 측정하기 위해 앞의 식을 가지고 Fig. 5-3에서와 같이 LabVIEW로 프로그래밍 하였다. 얻은 전류값은 Fig. 5-4에 나타내었다.

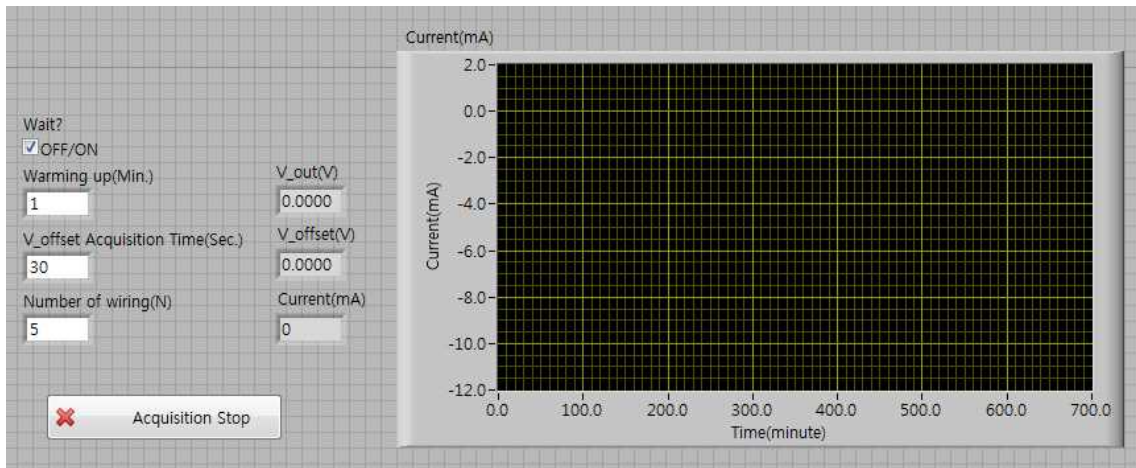


Fig. 5-3 Current checked by LabVIEW

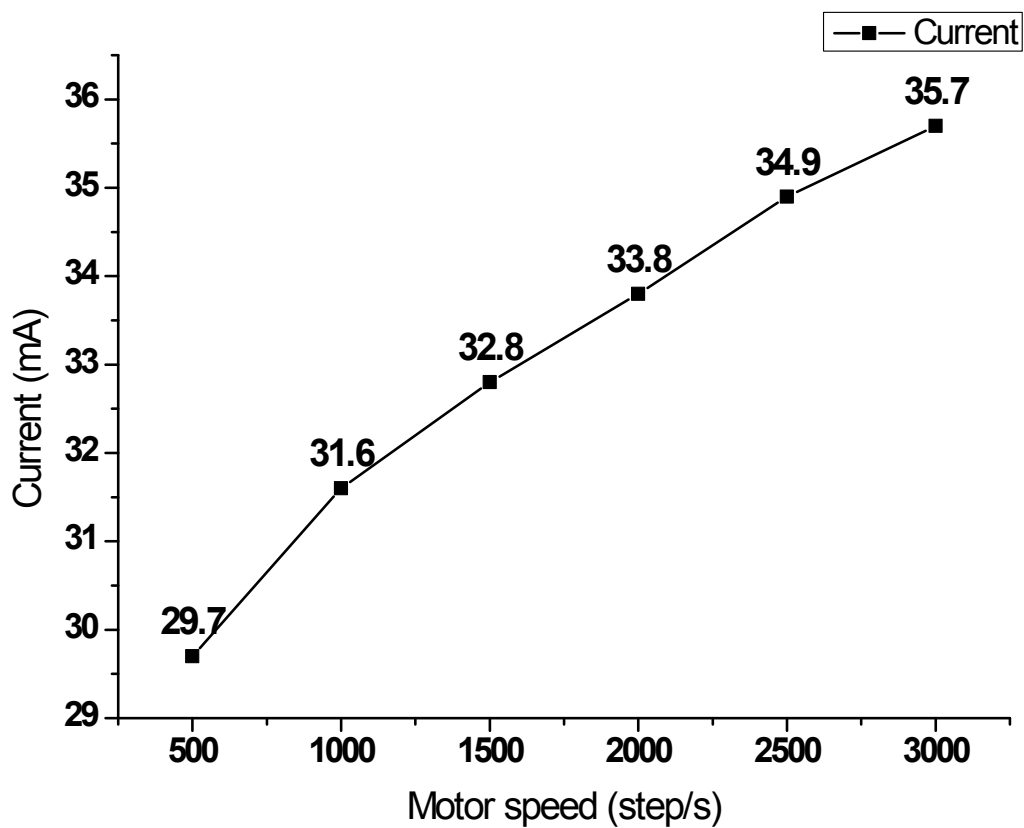


Fig. 5-4 Increase in Current



## 제 2 절 단계별 드릴링을 위한 모터 속도 제어

얻어지는 전류값을 입력하여 모터의 속도를 제어할 수 있는 프로그램을 완성하였다. 임플란트 식립을 위한 드릴링을 할 때 골질과 골밀도에 따라 전류값의 차이를 보이는데 데이터를 확보하여 골질과 골밀도에 따라 모터의 속도를 제어할 수 있는 기반을 마련한다면 어떠한 상태의 악골도 쉽게 드릴링 할 수 있을 것이다.

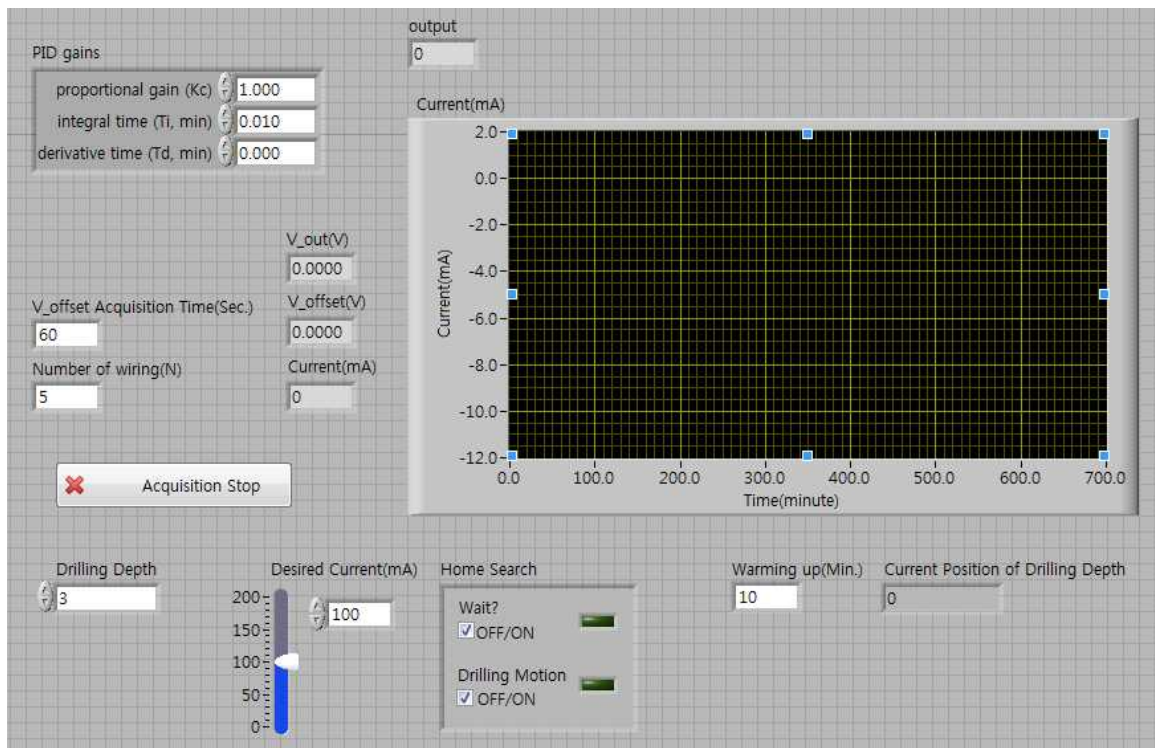


Fig. 5-5 Current control by LabVIEW

## 제 6 장 결 론

선생 연구자들에 의해 연구 되어온 임플란트 시술 보조로봇(ARDIS)의 기구부의 구조적 해석 및 성능평가와 제어에 관한 연구를 수행하였다. 기존에 제작된 기구부를 분석하고, 오류를 찾아내어 효율적인 시스템이 되도록 설계 및 프로그래밍 하였다. 본 논문의 주요 연구 결론은 다음과 같다.

### 가. 설계된 기구부 구조 및 진동 해석

설계된 가상 중심 기구부가 구조적으로 결함이 있는지 판단하기 위해서 ANSYS를 이용해 구조해석과 진동해석을 하였다. 임플란트 시술 환경과 비슷한 초기 조건을 부여하고 가상중심 기구부의 응력 분포 및 변형률을 측정된 결과 변형은 0.4mm이하로 발생했고, 변형률은  $2.8258e-004\text{mm/mm}$ 로 매우 작음을 확인하였다.  $40.34\text{Hz}$ 에서 최대진폭  $6.7995e-003\text{m}$ 으로 공진이 발생함을 통해 일반적인 핸드피스 사용속도 주파수 영역 범위를 벗어나 기구부에 영향이 없음을 확인 하였다. 따라서 설계한 가상 중심 기구부는 드릴링 작업에 충분한 강성을 갖도록 설계되었고, 외부 진동에 대한 공진이 발생하지 않음을 확인하였다.

### 나. 구동 프로그램 개발

기존의 구동 프로그램에 오류를 보완하고 수정하여 효율적인 시스템이 될 수 있도록 모터의 홈을 찾는 알고리즘을 완성하였고 드릴링도 홈에서 양쪽으로 10mm씩 이동가능하도록 하여 총 20mm까지 이동이 되도록 설계 하였다.

### 다. 우골 드릴링 실험

기구부의 성능 평가를 위해 Hands-on 와 ARDIS를 비교하여 기구부의 정확성을 확인하였다. 10mm를 드릴링 깊이 오차는 Hands-on 일 때  $11.951\pm 1.10776$  이고, ARDIS 는  $9.956\pm 0.05702$ 로 나타나 정확함을 확인하였다.

### 라. 전류제어에 관한 연구

전류제어를 하기 위해 홀 이펙트 센서를 이용해 전압값을 받아 식을 통해 전류값으

로 변환하고 이를 통해 LabVIEW 프로그래밍 하여 모터 속도에 따라 달라지는 전류값을 확인하였다. 전류값으로 모터의 속도를 조절할 수 있도록 프로그램을 완성하였다.

## 참 고 문 헌

1. Tatum OH, "The Omni implant system", Birmingham, Ala, 1988, Alabama Implant Congress.
2. J Dent Educ, "National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants", 52:686-691, 1988.
3. Millenium Research Group report: US Markets for Dental Implants 2006, USDI 06, June, 2006.
4. Implant based dental reconstruction, The worldwide implant and bone graft market, September 2005, Available at <http://www.kaloramainformation.com>. Accessed July 14, 2007.
5. Stillman N, Ouglass CW, "Developing market for dental implants", J Am Dent Assoc, 124:51-56, 1993.
6. Watson MT, "Implant dentistry : a 10-year retrospective report, Dental Products Report 30"14-18, 1997.
7. Watson MT, "Specialist's role in implant dentistry rooted in history : a survey of periodontists and maxillofacial surgeons, Dental Products Report 31:14-18, 1997.
8. Reis-Schmidt T, "Surgically placing implants-a survey of oral maxillofacial surgeons and periodontists", Dental Products Report 32:26-30, 1998.
9. Goff S, "Trends in dentistry", Dental Products Report 36:16-24, 2002.
10. Sunden S, GrondahJ K, GrundahJ HG, "Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants", Clin Oral Implant Res, 6:220-226, 1995.
11. Carl E. Misch, "Contemporary Implant Dentistry", 3, 2009.
12. Park, Y. H., "A Study on the Design of Compact Robot for Dental Implant Surgical Assistanct," Chosun University, pp. 1-3, 2012.
13. 권동수, 경기욱, "의료용 로봇의 연구 현황과 전망," 기계저널, Vol.42, No.3, 2002, pp.38-44.
14. Pierrot, F, 2008, "Medical Robotics : Still a Long Way to Go," IEEE Int. Conf. on Robotics and its Social Impact, Taipei, Taiwan, August 23-25.

15. Park. J. O., "Overview of Current Medical Robotics," Hospital Federation 35th World Hospital Congress, 2007.
16. 김영수, "의료용 로봇의 현재와 미래," 대한병원협회지, 제302호, pp.82-91, 2006.
17. Lee Woo-Jung, "Future of Medical Robot Technology," Int'l Hospital Federation 35th World Hospital Congress, 2007.
18. International Federation of Robot, "World Robotics 2006," <http://www.ifr.org>.
19. 산업자원부, "로봇산업 일일동향," 2007. 3. 20.
20. Park, Y. H., "A Study on the Design of Compact Robot for Dental Implant Surgical Assistanct," Chosun University, pp. 1-5, 2012.
21. 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.
22. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. and Eriksson, A. R., 1986, "The long term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 1, No. 1, pp. 11-25.
23. Ekfeldt, A., Carlsson, G. E. and Börjesson, G., 1994, "Clinical evaluation of the single-tooth restorations supported by osseointegrated implant: A retrospective study," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 9, No. 2, pp. 179-183.
24. English, C. E., 1993, "Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures," *J. Dent. Symp.*, Vol. 1, pp. 10-15.
25. Jemt, T., 1991, "Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, Vol. 6, pp. 29-42.
26. Jemt, T., Linden, B. and Iekholm, U., 1990, "Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, Vol. 7, pp. 185-194.
27. Misch, C. E., 1993, *Contemporary implant dentistry*, Mosby-Year Book. Inc, St. Louis.
28. Naert, I., Quirynen, M., Steenberghe, D., Darius, P., 1992, "Six-year prosthodontic

- study of 509 consecutive inserted implants for the treatment of partial edentulism," *J. Prosthet. Dent.*, Vol. 67, pp. 236-245.
29. Schicho, K., Kronrief, G. and Ewers, R., 2007, "Theoretical background for the development of a robot in navigated dental implantology," *Int. J. CARS*, Vol. 2, pp. S412-S418.
30. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 57-60, 2009.
31. 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.
32. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 23-25, 2009.
33. Koulechov, K. and Lueth, T. 2004, "A new metric for drill location for Navigated Control in navigated dental implantology," *International congress Series*, Vol. 1268, pp. 1220-1225.
34. Brisman, D., 1996, "The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites," *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Vol. 11, pp. 35-37.
35. Iyer, S., Weiss, C., and Mehta, A., 1997, "Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental osteotomies. Part II: relationship between drill speed and healing," *Int. J. Prosthodont*, Vol. 10, No. 6, pp. 536-540.
36. Sharawy, M. and Misch, C., 2002, "Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed," *J. Oral Maxillofac Surg.*, Vol. 60, pp. 1160-1169.
37. Cordioli, G. and Majzoub, Z., 1997, "Heat generation during implant site preparation: An in vitro study," *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Vol. 12, No. 2, pp. 186-193.
38. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 30, 2009.

39. Zong, G., Pei, X., Yu, J. and Bi, S., 2008, "Classification and thype synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanism," *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 43, pp. 1585-1595.
40. Shin, W. H., 2007, "*Development of a 5DOF Laparoscopic Assistant Robot*," Master Thesis, KAIST.
41. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 33-35, 2009.
42. Zong, G., Pei, X., Yu, J., Bi, S. and Sun, M., 2007, " Design of double parallelogram remote-center-of-motion mechanisms," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, Vol. 43, No. 12, pp, 103-107.
43. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 36-38, 2009.
44. The Nemo dental's blog, "<http://blog.daum.net/limbo38/17951875>", 2010.
45. Haraldson, T. and Carlsson, G. E., 2007, "Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants," *European Journal of Oral Sciences*, Vol 85, No. 3, pp. 200-208.
46. Bachus, K. N., Rondina, M. T. and Hutchinson, D. T., 2000, "The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 22, pp. 685-691.
47. Chacon, G. E., Bower, D. L., Larsen, P. E., McGlumphy, E. A. and Beck, F. M., 2006, " Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization," *J. Oral Maxillofac Surg.*, Vol. 64, pp. 265-269.
48. Im, T. W., 1995, "A study on the finite element analysis of stress induced by the different diameters of dental implants," Master thesis, Chosun University.
49. Shin, S. H., "A Study on a Mock-up Clinical Trial for Dental Implant Surgery using RCM Manipulator", Chosun University, pp. 33-34, 2011.
50. Ohtani, T., Kusumoto, N., Wakabayashi, K., Yamada, S., Nakamura, T., Kumazawa, Y., Yatani, H. and Sohmura T., "Application of haptic device to implant dentistry - accuracy verification of drilling into a pig bone," *Dental Materials Journal*, Vol. 28, No. 1, pp. 75-81, 2009.