



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



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

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

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

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

[Disclaimer](#)

2011년 2월
석사학위 논문

RCM 매니플레이터의 치과
임플란트 시술을 위한 임상
모형실험에 관한 연구

조선대학교대학원

기계공학과

신상호

RCM 매니플레이터의 치과
임플란트 시술을 위한 임상
모형실험에 관한 연구

A Study on a Mock-up Clinical Trial for Dental
Implant Surgery using RCM Manipulator

2011년 2월 25일

조선대학교 대학원

기계공학과

신상호

RCM 매니플레이터의 치과
임플란트 시술을 위한 임상
모형실험에 관한 연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2010년 10월

조선대학교 대학원

기계공학과

신 상 호

신상호의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 이 규 태 印

위 원 조선대학교 교수 강 동 완 印

위 원 조선대학교 교수 정 상 화 印

2010 년 11월 29일

조선대학교 대학원

목 차

LIST OF TABLES	IV
LIST OF FIGURES	V
ABSTRACT	VI
제 1 장 서 론	1
제 1 절 연구배경	1
제 2 절 관련 연구현황	4
1. 의료용 수술 로봇	4
제 3 절 연구 내용 및 방법	7
제 2 장 치과 임플란트 수술 보조 로봇	8
제 1 절 치과 임플란트의 개요	8
1. 임플란트란	8
2. 임플란트 치료 과정	9
제 2 절 임플란트 수술 보조 로봇	11

1. 임플란트 로봇 기술	11
2. 2자유도 가상 중심 기구부	13
가. 각도 조절 기구부	13
나. RCM의 필요성	16
다. 이중 평행사변형 기구의 구조	17
라. 이중 평행사변형 기구의 기구학적 해석	20
제 3 절 IRDIS 기구부의 특징	25
1. 시스템의 구동	28
2. 가상 중심 기구부 구동메커니즘	32
3. F/T 센서 조작 장치	35
제 3 장 실험 장치 및 재료	38
제 1 절 실험 장치 구성	38
제 2 절 실험 재료와 기구	39
1. 치과용 핸드피스 구조	39
2. 골 시편	40
3. 고정 지그	42
4. 드릴 키트	43

제 3 절 RCM기구부 정밀도 검증	46
1. 드릴링 힘이 뼈에 미치는 영향	46
가. 포스센서 보정	47
2. 드릴팁 진동 측정	51
가. 진동 시뮬레이션	51
나. 기구부 진동측정	53
3. 홀의 크기 및 변형도 측정	59
가. 실험방법	59
나. 결과	64
제 4 장 결 론	66
1. 연구 결과	66
참 고 문 헌	68

LIST OF TABLES

Table 2-1 Drilling velocity according to drill diameter of handpiece	15
Table 2-2 Specifications for design of RCM manipulator	27
Table 2-3 System specifications of RCM manipulator	28
Table 3-1 Hunsfield unit	41
Table 3-2 Specifications of vice	42
Table 3-3 Drill design affecting bone chip formation and removal	45
Table 3-4 Review of literature dealing	47
Table 3-5 FSR specifications	49
Table 3-6 Force following for <i>RPM</i>	50
Table 3-7 Input conditions for FEA of ARDIS	51
Table 3-8 LabVIEW's measurement establishment	54
Table 3-9 Measure hole after drilling using freehand and ARDIS method ·	65

LIST OF FIGURES

Fig. 1-1 Concept of the image-guided robot system	2
Fig. 1-2 Minimally-Invasive Surgery	4
Fig. 1-3 History of surgical robot	5
Fig. 1-4 Navigation system of dental implant	6
Fig. 2-1 Structure of implant	8
Fig. 2-2 3D Simulation and program	9
Fig. 2-3 Adoption of robot-assisted surgery	10
Fig. 2-5 Robot for implant dentistry	12
Fig. 2-6 Components considered in dental implant drilling	14
Fig. 2-7 Angulation methods of manipulator	15
Fig. 2-8 Parallelogram RCM mechanism	16
Fig. 2-9 Hierarchy relationship of circle motion mechanism	17
Fig. 2-10 Expansion of 1DOF double parallelogram linkage	18
Fig. 2-11 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion	18
Fig. 2-12 Expansion of 2DOF double parallelogram linkage	19
Fig. 2-13 Design parameter of double parallelogram for kinematic analysis	20
Fig. 2-14 Link length in complex plane	21
Fig. 2-15 Design scheme of double parallelogram linkage	23
Fig. 2-16 Geometric configurations of mandible section	25
Fig. 2-17 CATIA design of RCM manipulator	26

Fig. 2-18 Photograph of manufactured RCM manipulator	30
Fig. 2-19 Trajectory generator	31
Fig. 2-20 Stopping modes of motor	32
Fig. 2-21 Find home algorithm	34
Fig. 2-22 F/T sensor joystick	35
Fig. 2-23 6-axis F/T sensor	36
Fig. 3-1 Schematic diagram of drilling cow bone using ARDIS method	38
Fig. 3-2 Dental high speed air turbine handpiece	39
Fig. 3-3 RCM point moves $\pm 10mm$ with mortar2	40
Fig. 3-4 The photograph of cow's cancellous bone used in experiment	41
Fig. 3-5 Universal 3-way tilting vise	42
Fig. 3-6 Photographs of the drills used in this experiment	43
Fig. 3-7 Drill geometry affecting bone chip formation	44
Fig. 3-8 Photographs of 3 different implant drills	44
Fig. 3-9 Force sensing resistor	48
Fig. 3-10 Force sensing calibration	50
Fig. 3-11 Modal analysis of ARDIS	52
Fig. 3-12 Accelerometer fixing position	54
Fig. 3-13 Signal of accelerometer	55
Fig. 3-14 FFT of RCM manipulator according to handpiece <i>RPM</i>	56
Fig. 3-15 FFT of RCM manipulator according to drilling of handpiece and motor2	57

Fig. 3-16 FFT of RCM manipulator according to type of bone	58
Fig. 3-17 Drilling into cow bone using freehand method	60
Fig. 3-18 Drilling into cow bone using ARDIS method	60
Fig. 3-19 Images of cowbone after drilling	61
Fig. 3-20 Explanation of CT-image	62
Fig. 3-21 Deviation between planned size of hole and hole after drilling ..	62
Fig. 3-22 Registration of CT image of planned and post-drilling cow bone	63

ABSTRACT

A Study on a Mock-up Clinical Trial for Dental Implant Surgery using RCM Manipulator

Shin Sang Ho

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

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

Correct position, angle, and the depth of implant holes according to pre-operative plan are essential to place implants. It can assure the durability of implants. In addition, it makes the patient feel more comfortable by shortening the length of procedures.

ARDIS(Assistant Robot for Dental Implant Surgery) is a semi-automatic robot which assists the dentist for the purpose of controlling the angle and the depth. It is also a RCM(Remote Center of Motion) manipulator which guides the drill into the region for implant surgery. A newly developed method in this thesis, ARDIS drilling method, makes plans for surgical procedures using CT images of bone specimen. Drilling to the correct depth follows after that. To prove the safety of the method, accuracy such as the actual force affect on the bone and blurring is checked. Force sensor and acceleration are used to confirm it. The result from this thesis was compared to the one using previous surgical

guide.

Cow rib used as a bone specimen shows a similarity to the jawbone. This thesis experiment was done under the same circumstance of actual surgeries. This thesis mainly verifies three issues; whether there is any problem in use, whether it is easy to install and whether it disturbs the surgery.

제 1 장 서 론

제 1 절 연구배경

로봇이란 재 프로그램이 가능하며, 다양한 기능을 갖는 자동시스템을 정의한다. 이러한 공학적 개념의 로봇은 다양한 기술이 융합된 현대의 발명품이며 여러 산업 및 문화에 적용되고 있다. 현재 이용되고 있는 로봇은 단순하고 반복적인 수공작업을 수행하고, 지능적이며 정밀한 성능을 요하는 자동화 작업을 대체하며, 인간이 작업할 수 없는 극한지역 혹은 군사용 및 연구용 등에 이용되고 있다.

로봇이 의료용 로봇으로서 수술에 이용되는 목적으로는 수술 때문인 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. 집도의의 측면에서는 로봇이 수술할 때 정확한 부위를 정확하게 제거할 수 있도록 도우며, 미세하고 정교한 수술을 대신하며, 눈으로 볼 수 없는 부위의 수술도 가능하게 하여, 의사의 피로도 줄이고 환자에게 피해를 덜 주면서 최대한의 수술 효과를 얻을 수 있도록 하는데 있다. 또한, 임플란트 수술과 같이 복잡하고 정밀한 수술 과정 때문에 치과 의사 중 소수인원만이 수행할 수 있는 수술도 임플란트에 특화된 로봇을 이용하면 경험 많은 의사의 수술 방법을 빠르게 터득할 수 있고, 원거리나 인적자원이 부족한 후진국에서도 경험 많은 의사와 같은 집도 실력을 갖출 수 있을 것이다. 이미 독일의 하이델버그 대학에서는 치과 임플란트 수술에 로봇의 도입을 시도하였다.^[1]

임플란트용 로봇 시스템의 개념은 Fig. 1-1과 같다. 현재 세계적으로 ‘영상유도 로봇 시스템’ 과 ‘다빈치 시스템’으로 분류된다. 미국 존스 홉킨스 대학의 Taylor 교수가 제안한 ‘영상유도 로봇시스템’은 수술 전 환자의 다양한 정보를 자료화 시킨 후 기존의 데이터베이스 자료를 중심으로 의사의 지시로 수술실의 로봇에 입력한 후 환부에 데이터를 일치시켜 수술한다.^[2] 수술 중 환부의 변화에 따른 정보는 실시간으로 로봇에 입력되어 재가공하여 의사의 판단에 따라 수술을 진행한다. 수술할 때 다양한 정보는 보관한 후 수술 후 검증 작업을 통하여 전반적인 검토를 시행하여 이를 다음 수술에 다시 데이터로 이용하게 된다. ‘다빈치 시스템’은 내시경 수술이 발달한 형태로 기본적으로 내시경 영상을 보고 의사가 주장치를 움직여 종 로봇이 수술하는 형태로 ‘내시경 유도 로봇시스템’이라고 할 수 있다.

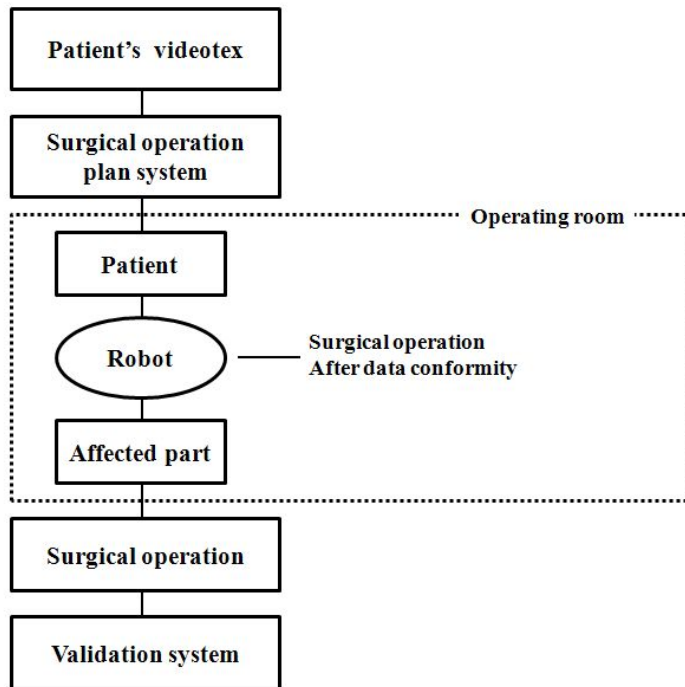


Fig. 1-1 Concept of the image-guided robot system

치과 임플란트는 주위의 치아나 조직에 손상을 주지 않고 가장 자연치와 버금가는 기능을 회복시켜주는 수술방법이다. 적지 않은 비용에도 임플란트와 관련된 치료의 요구와 이용이 증가하는 것은 여러 가지 요소의 복합적인 영향에 기인하는데 특히 노령인구의 증가를 들 수 있다. 통계청 자료^[3]를 보면 1971년 기준으로 남자의 평균 연령 59세, 여자의 평균 연령 66세인데 반해 2005년 기준으로는 남자의 평균 연령이 75.14세, 여자의 평균 연령이 81.89세로 평균연령이 급속히 증가함을 알 수 있다. 따라서 40세 이상이 총인구의 65.7%를 차지하며, 노령인구가 빠른 속도로 증가하고 있다는 사실을 보여 주고 있다. 미국에서는 1983년부터 1987년까지 임플란트 시술이 약 4배 증가하였고, 1986년과 1990년 사이에는 73%의 증가를 보였으며, 같은 시기 동안 임플란트를 시술한 치과 의사의 숫자는 10배가 증가하였으며, 국내에서는 임플란트가 1980년대부터 일부 시술되기 시작하여 1990년 후반부터 붐이 일었고, 2000년대에 들어와서 보다 보편화 되었다.^[4] 또한, 연령과 관련된 상실 치아의 증가, 경제력 향상, 의료광고의 증가, 의학정보에 대한 관심의 증가, 가철성 보철물의 불충분한 기능, 임플란트 지지보철물의 장점 등에 의한 임플란트의 수요는 계속하여 증가하고 있다.^[5] 이렇듯 임플란트 수요자가 급증하는 만큼 세계적으로 임플란트 시술에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있으며 치과용 임플란트 수술의 성공 여부는 정확한 사전수술 계획의 수립뿐만 아니라 수술단계에서 치과 의사의 수술 수행능력도 영향을 미친다. 로봇이 의사의 역할을 완벽하게 수행할 수는 없지만, 수술을 보조함으로써 보다 안정적이고 신속한 수술이 가능하다. 임플란트를 수술할 때 발생할 수 있는 드릴의 진동에 의한 의사의 손 떨림, 환자의 움직임, 의사의 피로도 및 비숙련도 등은 수술계획과는 무관하게 임플란트 식립시 골유착도를 떨어뜨려 임플란트 수술의 성공률이 떨어지게 된다. 이처럼 더욱 안정된 수술을 위해서는 시술 계획단계에서부터 적용할 수 있는 임플란트 수술 로봇의 활용이 요구된다.

제 2 절 관련 연구현황

1. 의료용 수술 로봇

최초 로봇수술의 시초는 1995년 미국 스탠퍼드 대학 연구소에서 원거리 통신기술을 이용하여 전방의 부상병을 후방에 있는 집도의가 수술을 집도할 수 있는 원격수술 시스템이었다. 이후 10년간 무선 통신과 하드웨어 기술의 발전으로 원거리 의료를 가능케 하였다. 자동 수술로봇은 좌표를 입력하면 시작부터 끝까지 의사의 제어 없이 전 과정이 자동으로 진행되는 안과영역에서 사용되는 라식, 라섹과 같은 시력교정 수술이 있으며, 의사 옆에서 고정 장치와 같은 기능을 수행하는 수술 보조 로봇은 Fig. 1-2와 같은 최소 침습수술 MIS(Minimally-Invasive Surgery)가 있다. 이것은 로봇과 같은 조이스틱, 헤드 트랙 커, 음성 제어와 같은 직접적인 제어 인터페이스를 제공하여 기능을 수행한다.^[6]

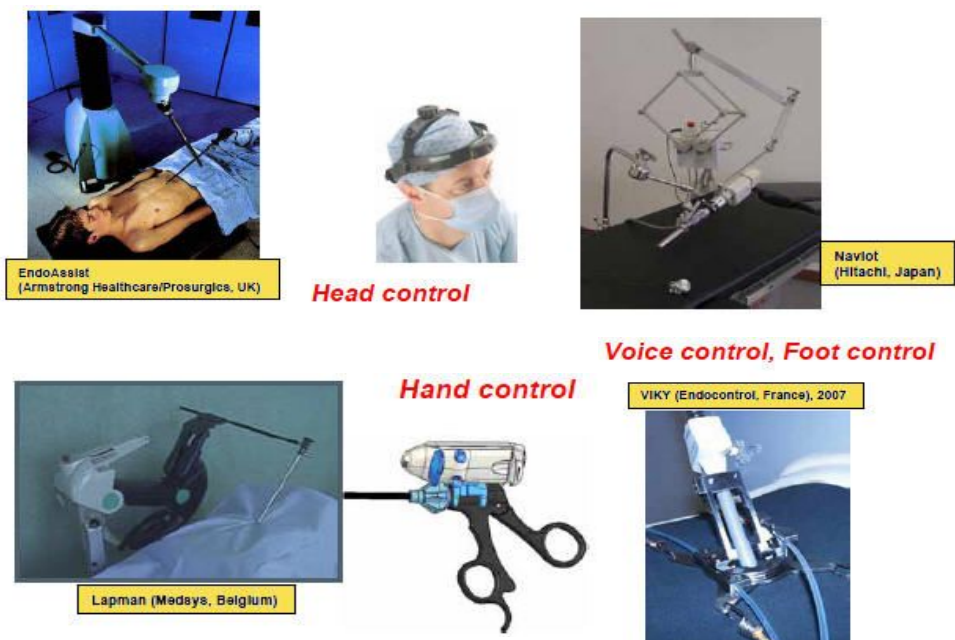


Fig. 1-2 Minimally-Invasive Surgery^[6]

수술로봇의 종류로는 1990년대 초반 독일의 Schurr등에 의해 ARTEMIS (Advanced Robotic Telemanipulator for Minimally Invasive Surgery)가 개발되었고, 미국 Computer Motion사의 AESOP(Automated Endoscopic System for Optimal Positioning)는 사람을 대신하여 내시경을 잡아주거나 Retractor로 사용되고 있다. 일본에서는 NaviotTM이 개발되었으며 AESOP과 유사하나 특징적으로 내시경에 줌이 적용되어 있다. 최근 외과용 로봇시스템이 상업화되면서 개발된 Intuitive Surgical사의 da Vinci 시스템과 Computer Motion사의 Zeus 시스템이 임상에 활발히 응용되어 오다가 2003년 두 회사의 합병으로 현재는 da Vinci 시스템만이 상용화되고 있다. Fig. 1-3은 의료용 로봇의 발전과정을 연도순으로 나타내었다. 초기 산업용 로봇을 기반으로 한 모델에서 전용로봇의 형태를 거쳐 현재의 휴대용형태로 변화해가고 있다.^[7]

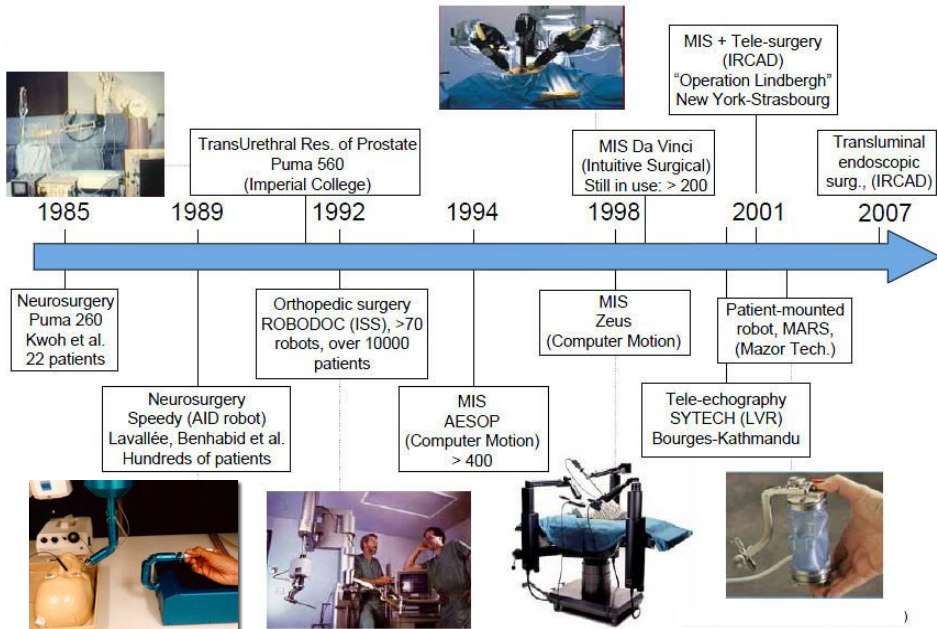


Fig. 1-3 History of surgical robot^[7]

수술 로봇 이외에 의사의 수술에 숙련도를 높이기 위한 의료용 시뮬레이터도 활발하게 연구 중에 있으며 1990년대에 들어서면서 수술은 외과의사가 하지만, 마치 운전할 때 길 안내를 받듯이 수술할 때 각종 기구 및 골의 위치를 알려주는 수동적인 내비게이션이 컴퓨터와 주변장치들의 발달로 개발되기 시작했다. 1990년대 초반부터 척추 수술 시 척추경 나사의 삽입에 시도 되었다.^[8] 그 이후 많은 시도를 거쳐 치과 수술에도 도입되었으며, 임플란트 수술 전에 촬영한 2D 파노라마 X-ray는 협측의 단층 영상이 부족하고 촬영 각도가 다를 때마다 길이측정치가 변하는 어려움이 있다. 기술이 발전함에 따라 CT(Computer Tomography)를 활용한 임플란트 진단으로 의사들은 임플란트를 식립 할 위치의 잇몸 속에 숨겨진 치조골의 골량의 크기, 길이, 두께, 방향 등을 자세히 파악할 수 있다. Fig. 1-4는 임플란트 시술에 사용될 수 있는 X scope 시스템을 나타내었다. X선 촬영 없이 그 자리에서 파악할 수 있고 실시간 동영상으로 인체 내부를 투시함으로써 수술계획에 따라 임플란트 식립시에 유용한 장비라고 할 수 있다.



Fig. 1-4 Navigation system of dental implant

제 3 절 연구 내용 및 방법

수술 사전계획에 따른 정확한 위치와 방향 그리고 임플란트 홀의 깊이는 임플란트를 배치하는데 있어서 핵심적이며 그에 따라 임플란트의 내구력이 보장된다. 그리고 임플란트의 식립시간을 단축하게 해 환자의 편안함을 증가시킨다. 치과 의료용 임플란트 수술 보조 로봇 ARDIS(Assistant Robot for Dental Implant Surgery)는 시술할 때 치과 의사를 보조하는 반자동로봇을 이용하여 임플란트 식립 위치까지 드릴을 위치시키고 각도와 깊이를 조절하는 RCM(Remote Center of Motion) 매니퓰레이터이다. 본 연구에서 새롭게 개발된 ARDIS 드릴 방법은 CT(Computerized Tomography)로 찍은 영상에 시술계획을 세우고 수술가이드 제작의 번거러움을 생략하고 입력한 위치, 각도로 기구부를 움직인 후 필요한 깊이만큼 드릴작업 하는 것이다. 실제 골에 미치는 힘, 흔들림과 같은 정밀도를 포스센서와 가속도계로 확인하여 안전성을 검증하고 기존의 수술가이드를 제작하여 홀을 뚫은 결과들과 비교하였다. 골 시편은 턱뼈와 유사한 결과를 보이는 소 늑골을 사용하였다. 실제 수술이 이루어지는 같은 환경에서 실험을 함으로써 사용하는 데 문제점은 없는지, 장착이 쉬운지, 수술에 방해되지 않는지 등을 검증하였다.

1. ARDIS 드릴작업의 안전성 검증

- 포스센서를 이용한 드릴링 힘측정
- 가속도계를 이용한 고유진동수 해석

2. 드릴작업 후 CT를 이용한 홀의 각도, 위치 편차 측정

- 프리핸드와 ARDIS방식의 홀의 중심거리, 각도편차 비교

제 2 장 치과 임플란트 수술 보조 로봇

제 1 절 치과 임플란트의 개요

1. 임플란트란

치아가 빠진 부위의 잇몸 뼈에 상실된 치아의 뿌리역할을 하는 특수금속인 티타늄으로 만든 인공치근을 턱뼈에 이식하여 고정한 후 그 위에 인공치관을 올려 본래의 자기 치아와 같은 기능을 하는 것이다. 즉, 치아가 없는 부분에 티타늄으로 특수 제작한 치아 뿌리를 심는 것이다. 사람의 이가 빠진 부위를 그대로 내버려둘 경우 치열 변형, 충치와 풍치 유발, 뼈가 흡수되는 문제점이 있다. 그 치료방법으로 브리지, 틀니와 같은 치료방법이 있지만 건강한 옆니를 갈아 내야하고, 오래 내버려둘 경우 갈아낸 옆니가 손상될 수 있다. 임플란트의 형태는 Fig. 2-1과 같으며 티타늄은 인체 조직 내에서 불활성의 성질을 띠는 금속으로 골 유착의 과정을 통해 인체의 뼈에 결합하는데 특히, 공기 또는 물에서 자발적으로 형성되는 산화막 층의 생체 친화성이 우수하여 임플란트 재료를 위한 최상의 조건을 지닌 물질이다.

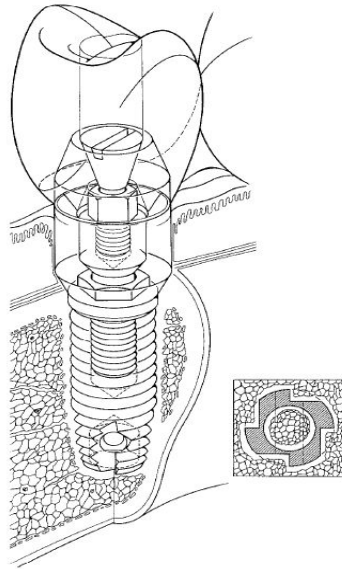


Fig. 2-1 Structure of implant^[9]

2. 임플란트 치료 과정

치과용 임플란트를 시술할 때 임플란트의 길이 결정, 골의 밀도 등의 정확한 평가를 위해 아래턱의 전방부에서는 치근단촬영, 파노라마, 두부 계측촬영 등과 같은 일반 방사선만으로도 치료계획을 세우는데 있어 충분한 진단적 정보를 제공한다.^[10-12] 전산화 단층촬영은 1970년대 초 처음 소개되어 정확한 수치계측이 가능한 연속적인 횡단면상을 제공함으로써 턱뼈내부의 해부학적 구조물들을 관찰할 수 있게 되었으며, 조직의 대조도를 향상해 연한 조직의 관찰도 가능하게 되었다.^[13-18] Fig. 2-2와 같이 사전에 Dental CT와 임플란트 시뮬레이션을 이용하여 인접 치의 치근, 신경, 혈관, 비강, 상악동의 위치 등에 대한 정보를 얻는다. 이러한 프로그램의 도움으로 의사는 자세한 치료계획을 수립할 수 있으며 사전에 미리 컴퓨터를 통해 수술 시뮬레이션을 할 수 있게 되었다. 또한, 수술도중 발생할 수 있는 위험을 없애 치료계획을 확립할 수 있고, 더 정확한 수술 가이드를 제작할 수 있다. 컴퓨터에서 설계된 임플란트의 위치와 각도 깊이는 오차 없이 환자의 구강 내로 그대로 옮겨 진행된다. 그러나 이러한 시술계획에도 임플란트를 수술할 때 시술자의 손 떨림이나 치아의 경도에 의해 계획한 크기의 홀을 뚫기 어려워 정밀한 시술이 이루어지지 않고 있다. 이는 환자에게 큰 고통을 주게 되고 치유기간에 오랜 시간을 필요하게 된다. 이를 위해서 뼈에 구멍을 낼 수 있을 정도의 힘을 갖고, 흔들림이 없이 안정되며, 제어 강인성을 갖고, 원하는 위치로 정밀하게 찾아갈 수 있는 기구부의 도움이 필요하다. Fig. 2-3은 기존의 수술에서 임플란트 수술 보조로봇이 추가된 단계를 요약했다.

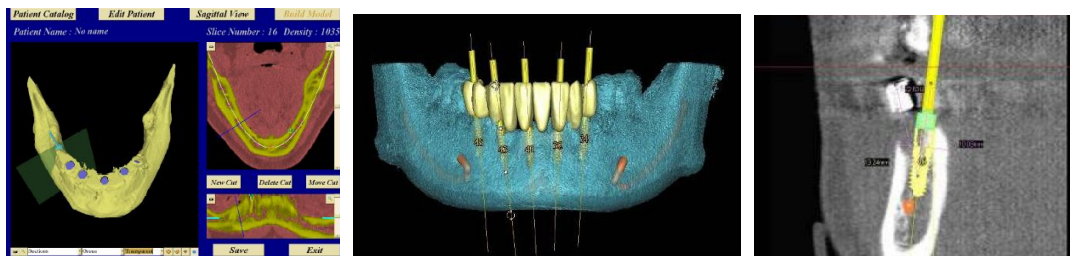


Fig. 2-2 3D Simulation and program^[19]

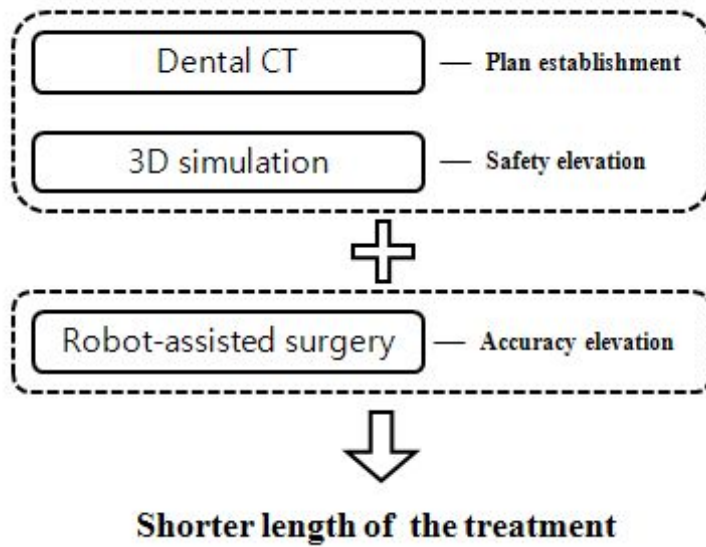


Fig. 2-3 Adoption of robot-assisted surgery

제 2 절 임플란트 수술 보조 로봇

치과 임플란트 수술 보조 로봇은 다음과 같은 조건을 만족해야 한다. 임플란트 식립 위치를 둘러싼 2개의 회전 운동과 임플란트 축을 따라 드릴링이 가능한 1개의 직선 운동이 가능해야 한다. 수술도구가 필요한 위치까지 도달할 수 있는 공간을 보장해야 한다. 적은 수술 공간을 차지해야 할 뿐만 아니라 환자 신체의 다른 부위도 피해야 하며 또한 의사의 수술진행에 방해되지 않아야 한다. 시스템 강성은 자체 및 수술도구 중력과 외부 힘의 작용하에서 현저한 변형이 없도록 보장되어야 한다.^[20]

1. 임플란트 로봇 기술

이탈리아 베로나(Verona) 대학에서는 드릴작업 과정에서 시술자를 돕기 위한 Fig. 2-4와 같은 햅틱 장치를 제작하였다. 햅틱 장치에 표준 핸드피스를 장착하여 90°와 60°로 뼈 조직을 재현한 석고에 테스트 하였지만 직접 손으로 잡고 드릴링 해야 하기 때문에 프리핸드(freehand) 방식과 비교해 정밀함이 차이가 없었다.^[21] Fig. 2-5는 독일의 하이델버그(Heidelberg) 대학에서는 치과용 임플란트 시술에 가이드 로봇을 도입하여 구강 환자 모형에 드릴링 테스트를 시도 하였다.^[22] 기존의 CT 영상에 의한 3D시술계획에서 수립한 구강 영상을 바탕으로 환자 좌표를 생성하고, 생성된 좌표를 로봇 좌표로 전송한다. 로봇은 시술자에 의해 입력된 드릴링의 초기 위치, 방향, 깊이를 설정하고 가이드를 시술 위치에 배치한다. Tamed사에서 개발한 PC 기반 소프트웨어인 TomoRob을 이용하여 제어 가능한 700mm의 상용 로봇 암을 이용하여 시뮬레이션 및 기구부를 시각화할 수 있었다. 시술 계획을 입력하면, 로봇은 TomoRob로 구동되고 기존의 일회성 가이드 제작 단계를 줄였다.^[23] 하지만, 각도 조절에 대한 정보는 제공하지 않는다. 그래서 여전히 의사는 프리핸드 드릴 방법을 사용하므로 시술결과 역시 의사의 숙련도에 의해 달라진다. 가이드 로봇은 임플란트 시술에 로봇 암을 도입한 예로 치과용 임플란트 시술에서 로봇 암의 도입의 가능성을 확인시켜 주었다.

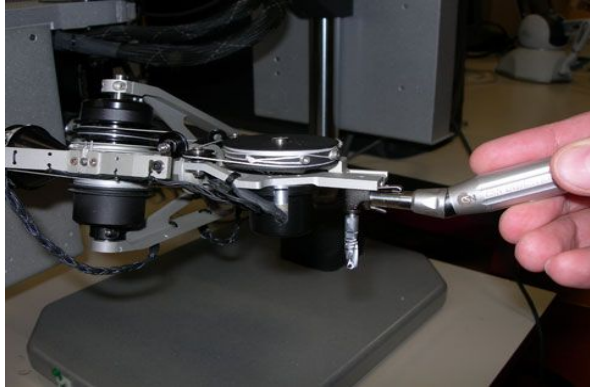
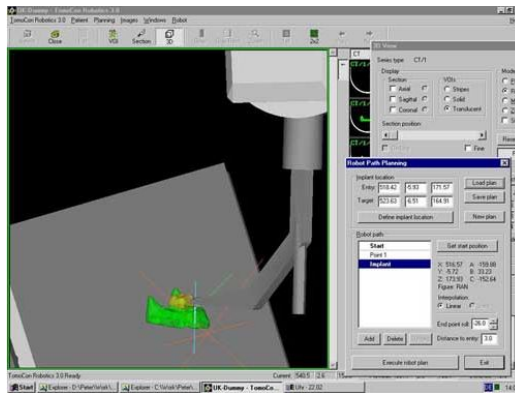
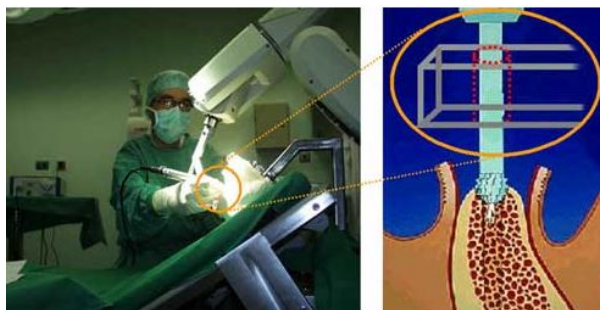


Fig. 2-4 Dental drill attached to the haptic device^[21]



(a) Controlling the plan before drilling



(b) Executing the drilling by robot assistance (Patient in fixed position)

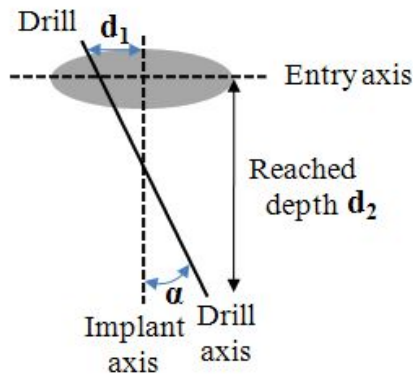
Fig. 2-5 Robot for implant dentistry^[23]

2. 2자유도 가상 중심 기구부

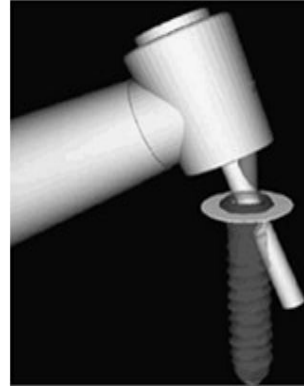
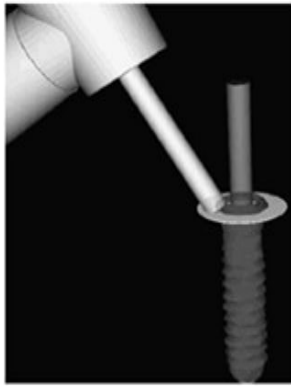
가. 각도 조절 기구부

최근에, 많은 수술이 제한된 수술 영역 내에서 한 개의 점에 대해 상대적으로 넓고 정밀한 각 운동이 필요하다. 복강경 수술에서 내시경 또는 기타 수술도구는 투관침을 통해 환자 피부의 작은 절개 구에 삽입하여 수술 위치에 도달하는데 절개 구 크기의 한계로 투관침은 삽입점을 둘러싸고 선회운동 또는 이동해야 한다.

치과 임플란트 수술에서는 Fig. 2-6과 같이 드릴링시 각도 조절의 실패로 초기계획과는 다르게 임플란트 축과 드릴팁과의 거리(d_1), 임플란트 축과 드릴 축과의 각도(α), 드릴 깊이(d_2)가 틀어지게 된다. 그리고 임플란트 홀의 드릴링 작업은 마찰열 때문인 골조직의 괴사를 막기 위해 한 번에 시술하지 않고 드릴직경에 따라 차례대로 시술한다. 따라서 드릴의 위치가 항상 같아야 하고 초기 각 편차(α)는 드릴의 도달 위치와 깊이(d_2)에 영향을 주기 때문에 정밀한 위치제어와 초기 각 편차가 없도록 각도 조절해야 한다.^[24]



(a) Distance between two axes(d_1), initial angle deviation(α), reached depth(d_2)




(b) Starting with tolerated initial angle deviation (c) Growing distance between two axes during drilling

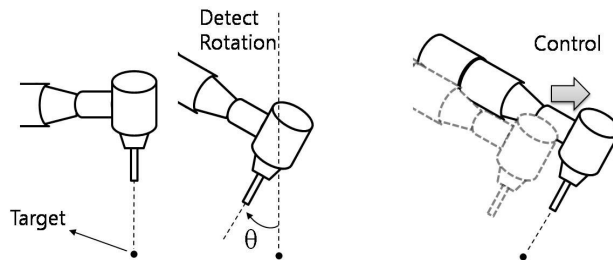
Fig. 2-6 Components considered in dental implant drilling^[24]

Table 2-1에 임플란트 핸드피스의 드릴 직경에 따른 회전속도를 나타내었고 Fig. 2-7에 각도 조절 방법을 설명하였다. 일반적인 로봇 기구부를 사용하면 Fig. 2-7(a)와 같이 회전각(θ)만큼 각도 조절을 하면 목표로부터 $\sin\theta$ 만큼 틀어지게 되며 별도의 수정 작업을 필요로 하기 때문에 치과수술 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. 2-7(b)와 같이 VC기구부를 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 위치 기구부와 각도조절을 하더라도 항상 목표를 지향할 수 있는 각도조절 기구부로 분류하고 있다.^[24]

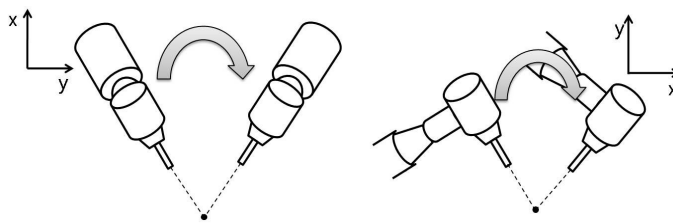
따라서, 임플란트 수술 보조 로봇은 직선 운동과 회전 운동이 분리된 구조가 적합하며 회전 운동은 가상 중심 메커니즘을 이용하여 제어가 쉽고 구조가 간단하도록 설계된다.

Table 2-1 Drilling velocity according to drill diameter of handpiece^[25-30]

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 RCM manipulator

Fig. 2-7 Angulation methods of manipulator^[24]

나. RCM의 필요성

기구학에는 운동의 중심부에 어떤 물리적 회전 조인트가 존재하지 않는 많은 원형 운동 메커니즘이 있다. 일반적인 기구부는 부품과 조인트로 구성된다. 만약 기구부 중의 하나의 부품이 기구부의 말단 고정점 주위를 회전하고, 고정점에 어떤 물리적 회전 조인트가 연결되어 있지 않으면, 이러한 기구부를 RCM기구부 라고 한다. Fig. 2-8에 보이는 것과 같이 평면내에서 고정점(O) 주변을 회전할 수 있다.^[31] 그러나 어떤 물리적 회전 조인트도 필요하지 않고 점 E와 O 사이에 여유구속이 존재하면 평면 VC기구부라 정의할 수 있다. 점 E는 중심점 O에 대해 원형 운동점이다. VC 기구부와 VCM 기구부의 차이는 VC 기구부에서 한 개 또는 그 이상의 점이 고정점 주변을 회전하고, VCM 기구부에서는 적어도 한 개의 링크가 고정점 주위를 회전한다. VCM의 개념은 VC에 포함된다. 결국, 링크가 가상 중심 주변을 회전하면, 링크의 모든 점은 중심점 주변을 회전한다. VCM 기구부와 RCM 기구부의 차이는 가상 중심의 위치이다. RCM의 개념은 VCM의 개념에 포함된다. RCM의 가상 중심은 기구부로부터 떨어진 거리이지만, VCM 기구부에서 가상 중심은 어디에든 위치할 수 있다. 이러한 개념들의 분류 체계 관계를 Fig. 2-9에 나타내었다.^[31]

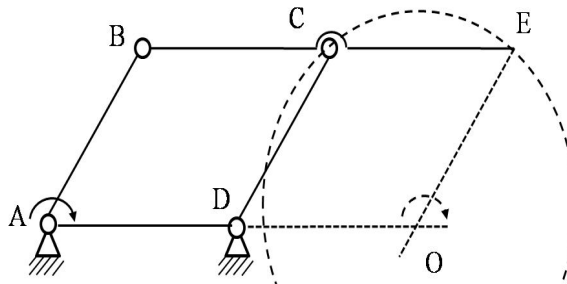


Fig. 2-8 Parallelogram RCM mechanism

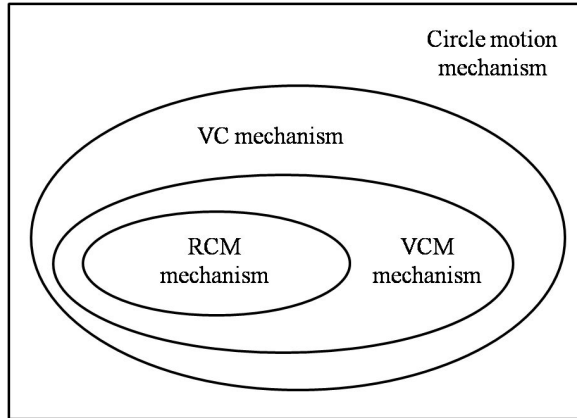


Fig. 2-9 Hierarchy relationship of circle motion mechanism^[31]

다. 이중 평행사변형 기구의 구조

이중 평행사변형 기구란 평면상에서 연결된 2개의 평행사변형이 가상 중심을 둘러싸고 회전 운동하는 기구이다. 이중 평행사변형 기구의 기본 형태는 Fig. 2-10과 같다. 이중 평행사변형 구조는 구조가 간단하여 액추에이터를 베이스에 배치할 수 있고, 링크의 굴곡 변형에 따라 다양한 RCM을 구성할 수 있다. 단점으로는 링크 사이에 간섭이 존재하여 운동 범위에 영향을 주고, 경첩 구성이 많아 기구 강성에 영향을 준다. 이중 평행사변형 구조는 수술도구를 말단장치에 기구부를 고정하여 받침판에 일정한 공간을 차지한다.^[32] 말단장치가 운동의 원격 중심(O)을 지나도록 하기 위해서는 Fig. 2-10과 같이 말단장치를 설치하여야 한다. Fig. 2-11(a)와 같이 말단 장치를 이중 평행사변형 기구의 끝단 링크와 경사지게 배치하거나, Fig. 2-11(b)와 같이 이중 평행사변형 기구의 링크를 구부려 말단장치가 운동의 원격 중심을 수직하게 지나도록 한다. 1자유도 이중 평행사변형 기구를 수정해서 Fig. 2-12과 같은 2자유도 이중 평행사변형 기구를 얻을 수 있다.^[33]

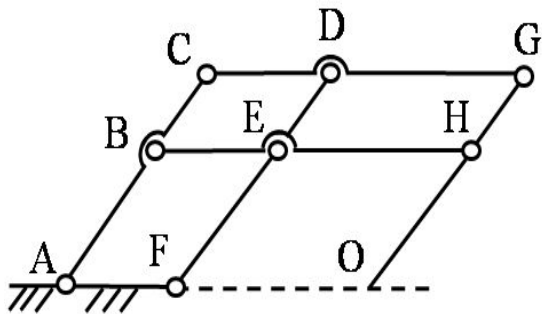
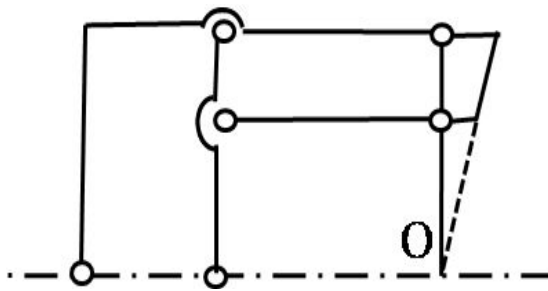
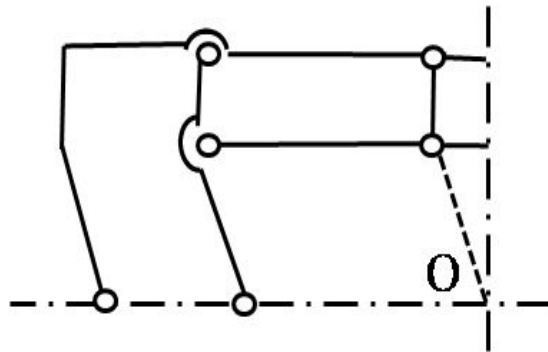


Fig. 2-10 Expansion of 1DOF double parallelogram linkage^[33]

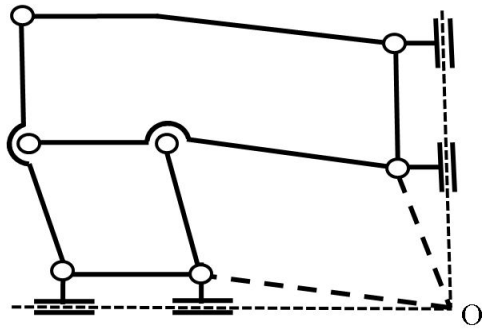


(a) Inclined end-effector

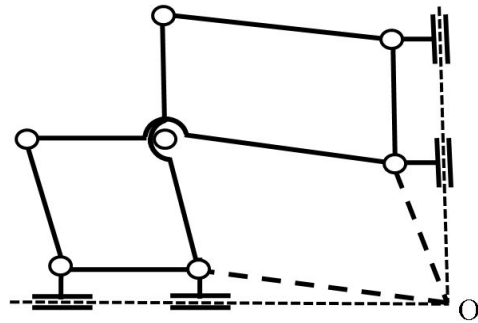


(b) Perpendicular end-effector

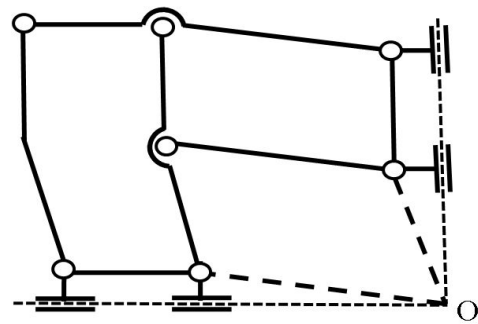
Fig. 2-11 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion^[33]



(a)



(b)

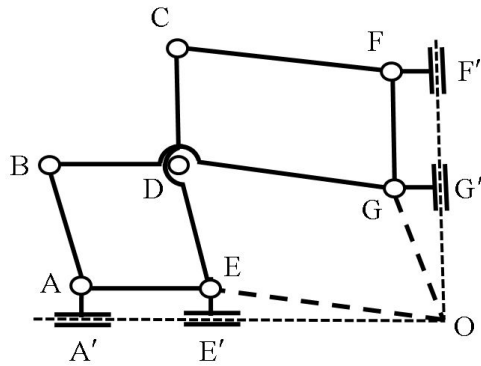


(c)

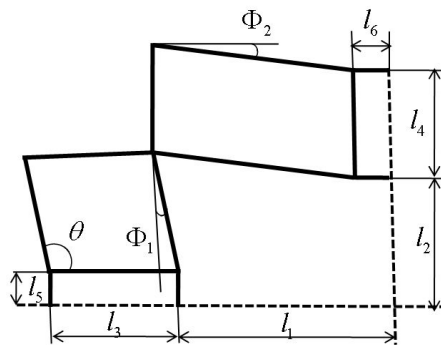
Fig. 2-12 Expansion of 2DOF double parallelogram linkage^[33]

라. 이중 평행사변형 기구의 기구학적 해석

이중 평행사변형 구조를 갖는 기구부의 기구학적 해석을 통해 가상 중심 메커니즘을 설명하였다. Fig. 2-13과 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.^[33]



(a) RCM mechanism architecture



(b) Link dimension

Fig. 2-13 Design parameter of double parallelogram for kinematic analysis^[33]

전체 기구의 운동은 BA와 수평축선이 이루는 각 θ 가 이루는 각이다. F'G'의 편각은 $\theta - \Phi_1 - \pi$ 이다. 각 링크별 기구부는 다음 식과 같이 나타낼 수 있다.^[33]

$$l_{CD} = l_{FG} = l_4 \quad (2-1)$$

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

$$l_{AB} = l_{DE} = l_{GO} = \frac{l_6}{\sin\Phi_1} \quad (2-3)$$

$$l_{DG} = l_{CF} = l_{EO} = \frac{l_5}{\sin\Phi_2} \quad (2-4)$$

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

Fig. 2-14는 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.

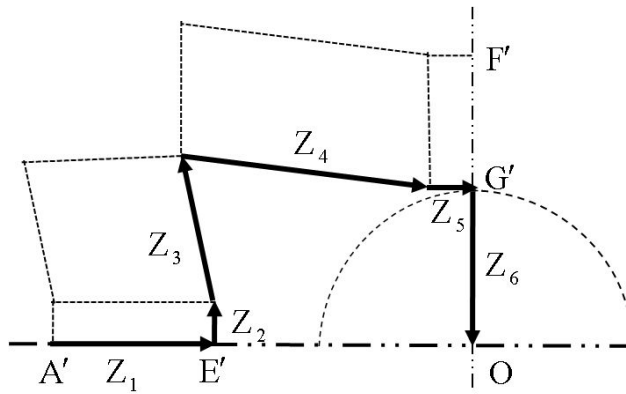


Fig. 2-14 Link length in complex plane^[33]

각 링크의 힌지부를 중심으로 복소평면에 나타내면 다음과 같다.

$$G' = Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5 \quad (2-6)$$

이므로 복소 평면으로 나타내면 식 (2-7)과 같다.

$$G' = l_1 + l_3 + l_2 i \quad (2-7)$$

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

$$Z_1 = l_3 \quad (2-8)$$

$$Z_2 = l_5 i \quad (2-9)$$

$$Z_3 = \frac{l_6}{\sin\Phi_1} e^{-i\theta} \quad (2-10)$$

$$Z_4 = \frac{l_5}{\sin\Phi_2} e^{-i\Phi_2} \quad (2-11)$$

$$Z_5 = l_6 e^{i(\theta - \Phi_1 - \frac{\pi}{2})} \quad (2-12)$$

따라서 G' 에 대하여 정리하면,

$$\begin{aligned} G' &= l_1 + l_3 + \frac{l_6 \cos\theta}{\sin\Phi_1} + l_6 \sin(\theta - \Phi_1) + il_2 \sin(\theta - \Phi_1) \\ &= l_1 + l_3 + l_2 \cos(\theta - \Phi_1) + il_2 \sin(\theta - \Phi_1) \end{aligned} \quad (2-13)$$

과 같이 나타낼 수 있다. 결국 G' 가 O점에 도달하는 벡터는

$$Z_6 = (l_1 + l_3 + 0i) - G' = l_2 e^{i(\theta - \Phi_1 - \pi)} \quad (2-14)$$

과 같이 표시할 수 있다.

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

치과 임플란트 수술 보조 로봇의 각도 조절 기구부는 드릴팁의 위치를 유지하면서, 각도 조절을 구현하기 위하여 이중 평행사변형 기구부를 도입하였다. 또한, 정밀한 각도 조절과 강성있는 움직임을 구현하기 위하여 선형 운동 기구를 적용하였다. 슬라이더-크랭크운동에 따른 평행사변형의 각도 변화는 핸드피스의 각도 변화를 유발한다. 선형 운동 기구는 위치 결정 정밀도가 크고 동시에 고속 움직임이 가능하며, 강성과 허용하중이 크다. 또한 장기간 고정도를 유지하므로 의료기기 분야에 적용이 가능하다. Fig. 2-15는 치과용 임플란트 핸드피스의 가상 중심 메커니즘을 구현하기 위한 이론적인 기구부의 배열을 나타낸다. 링크 치수 중에 고정된 값은 $L_2, L_3, L_4, H, \gamma, \delta, \zeta$ 이고, 3의 병진운동에 따라 변동되는 값은 $x, \alpha, \beta, \theta_h$ 이다. 핸드피스의 각도 변화 θ_h 의 구현을 위하여 리니어 슬라이드 모션에 의해 L_1 이 변한다. 모터3의 이송량 x 만큼 β 와 α 도 변하고, 결국 θ_h 도 변한다.^[34]

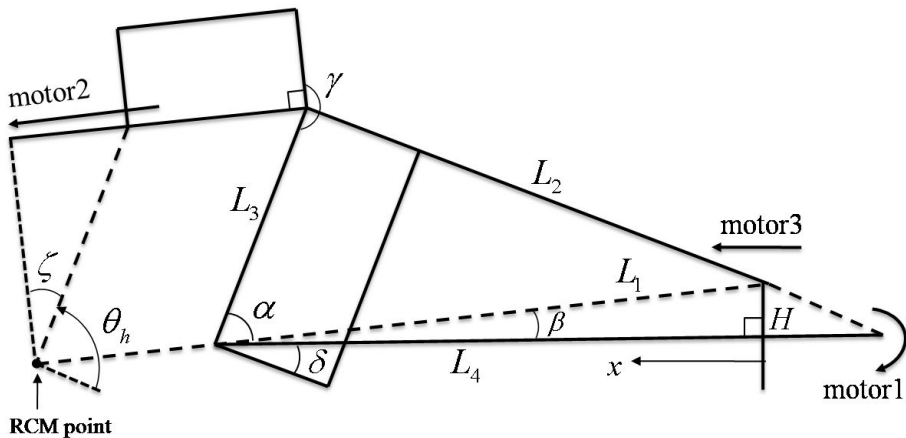


Fig. 2-15 Design scheme of double parallelogram linkage^[34]

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

$$\gamma = const, \delta = const, \zeta = const \quad (2-15)$$

cos 제 2법칙에 의해 α 는

$$\alpha = \cos^{-1} \left[\frac{(L_1^2 - L_2^2 + L_3^2)}{2L_1L_3} \right] \quad (2-16)$$

H 값에 의하여 β 는

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{H}{L_1} \right) \quad (2-17)$$

따라서 θ_h 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\theta_h = \alpha + \beta + \delta \quad (2-18)$$

제 3 절 RCM 기구부의 특징

아래턱은 위턱뼈에 비해 골이 치밀하고, 전 후방 치아결손 부위에 치밀한 골판이 재형성되기 때문에 아래턱의 임플란트 시술이 위턱보다 쉬운 경향이 있다. 아래턱은 이 용기부 즉 턱의 끝에서 가장 뚜껑다. 아래턱 관(하치조관)은 아래턱지의 중간면에 있는 아래턱으로부터 보통 작은어금니 부위인 아래턱체 측면에 있는 이공까지 아래턱지와 악체 통과하는 골 내의 크고 뚜렷한 구멍이다. 아래턱관은 신경을 포함하고 있기 때문에 임플란트 수술 중 주의를 기울여야 한다.^[35] 아래턱관 단면은 Fig. 2-16(a)와 같이 항아리 형태로 모형화하여 실제 아래턱뼈와 유사하게 나타내었다. 임플란트 홀을 내기 위해서 지름 4mm의 드릴을 사용하고, 식립 깊이는 최소 6mm로 하였을 때, 임플란트 픽스처가 해면뼈(cancellous bone)를 벗어나지 않게 하려면 핸드피스 최대 운동 범위는 $\pm 14.5^\circ$ 가 필요하다. 큰어금니의 아래에는 아래턱 신경이 지나가지 않기 때문에 임플란트 식립 깊이를 충분히 여유 있게 하여 15mm의 드릴링 이송 범위가 필요하다.^[36]

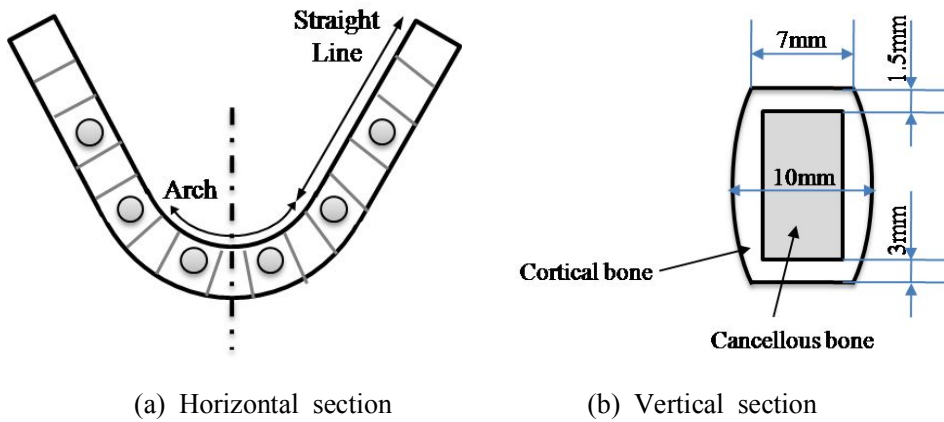


Fig. 2-16 Geometric configurations of mandible section^[35]

다음 조건을 만족하는 임플란트 수술 보조 로봇(ARIDIS)은 Fig. 2-17과 같다. 기구부 말단장치에 임플란트 핸드피스를 부착한다. 모터 1은 회전 모터로 핸드피스의 롤 운동을 발생한다. 모터 3은 LM가이드를 이용해 병진 운동을 평행사변형 링크에 전달한다. 이 때문에 핸드피스는 요 운동을 하여 드릴링시에 각도변화를 줄 수 있다. 모터 2는 LM가이드를 이용하여 병진운동하고 각도 조절 후에 핸드피스를 드릴 경로를 따라 이동시킨다. 따라서 모터 2의 운동 축과 핸드피스의 드릴링 축은 항상 평행하도록 핸드피스를 말단장치에 부착하여야한다. Table 2-2에 기구부의 링크부 치수를 나타내었다.^[36]

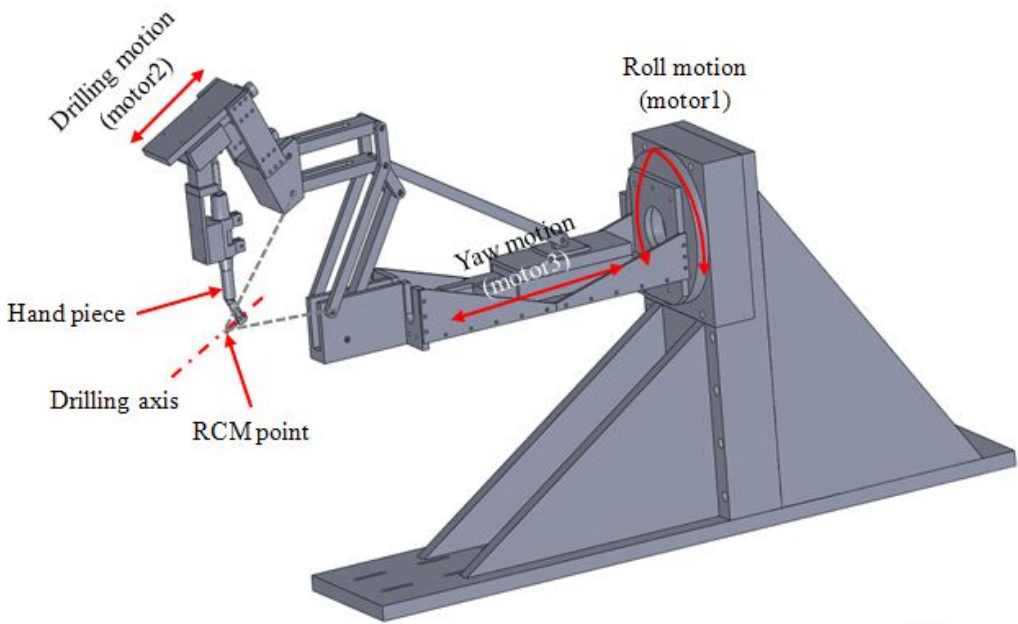


Fig. 2-17 CATIA design of RCM manipulator

Table 2-2 Specifications for design of RCM manipulator^[36]

Component	Spec.
L_1	377.36mm
L_2	320mm
L_3	200mm
H	13.205mm
α	58.995 °
β	2.005 °
Drilling depth	< 15mm
Handpiece angle	± 14.5 °

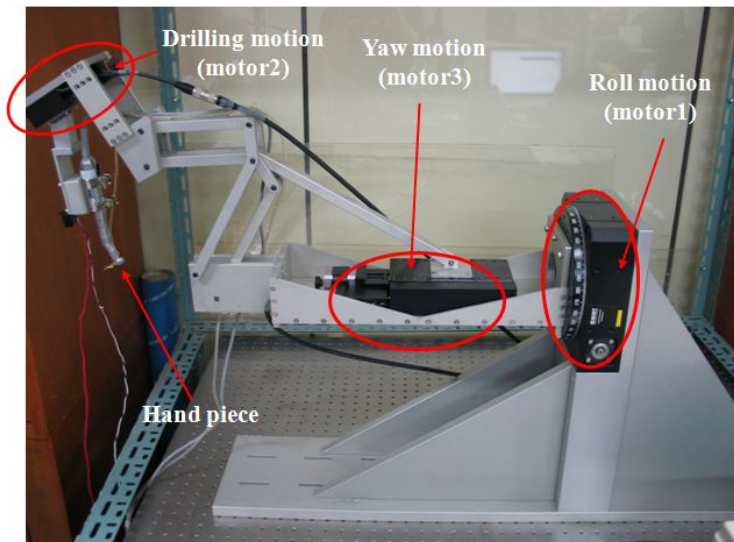
1. 시스템의 구동

Table 2-3에 가상 중심 기구부에 사용된 모터와 센서 사양을 나타내었다. 모터의 회전방향을 전환하기 위한 입출력 신호부는 외부 잡음의 영향이 적은 PNP 타입 컨트롤러가 쓰였다. 모터의 회전방향 제어는 1펄스 타입은 한 개의 펄스 신호를 생성해서 모터를 구동하고 모터의 방향 전환은 스텝 신호를 이용해 제어한다. 2펄스 타입은 CW 포트에 펄스 신호가 입력되면 정방향으로 회전하고, CCW 포트에 펄스가 입력되면 역방향으로 회전한다.^[37]

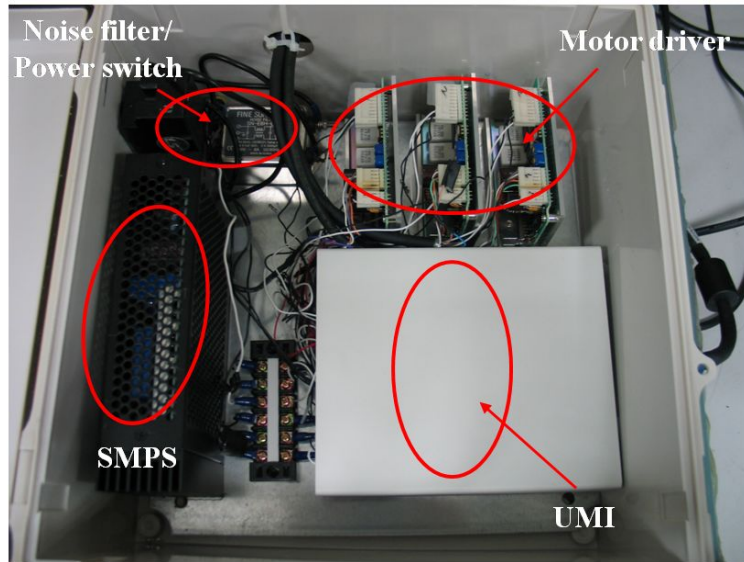
Table 2-3 System specifications of RCM manipulator^[37]

System	Spec.	Range
Motor 1	Worm gear	1/180, 360 °
Motor 2	Ball screw $\varnothing 8$ lead, cross roller	$\pm 10mm$
Motor 3	Ball screw $\varnothing 8$ lead, cross roller	$\pm 60mm$
F/T sensor	ATI 6-axis F/T sensor	force : $\pm 50N$, torque : $\pm 500Nmm$
Link	Aluminum-7016	
Handpiece	ACL451, NSK EC	32:1, Max 25,000 RPM

가상 중심 기구부는 Fig. 2-18(a)과 같다. 핸드피스의 각도를 조절하기 위해서 모터 1의 롤 운동과 모터3의 요 운동이 필요하다. 모터 1은 1/180 워기어를 사용해서 1pulse에 0.004° 회전한다. 모터 3은 LM 가이드를 이용해서 직선 변위를 발생하고, 발생한 직선 운동은 이중 평행사변형 링크부를 거쳐 핸드피스의 요 운동을 유발한다. 모터 2는 핸드피스의 드릴링과 핸드피스의 드릴의 축 방향이 평행 드릴링 축이 평행하도록 설치하였다. Fig. 2-18(b)에 모터를 구동하기 위한 전장 박스를 나타내었다. 모터를 제어하기 위한 신호는 UMI(Universal Motion Interface)를 통해 모터 드라이버에 전달된다. 모터 드라이버는 5상 모터를 구동하기 위한 모터 구동 신호를 발생하고, 모터의 홈/리밋 센서 신호를 감지한다.^[37] Fig. 2-18(c)는 기구부의 말단장치에 부착된 핸드피스를 나타냈다.



(a) RCM linkage



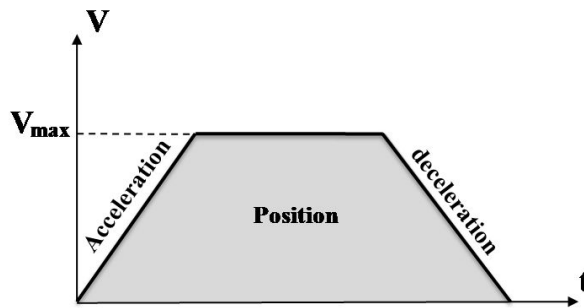
(b) Motor controller



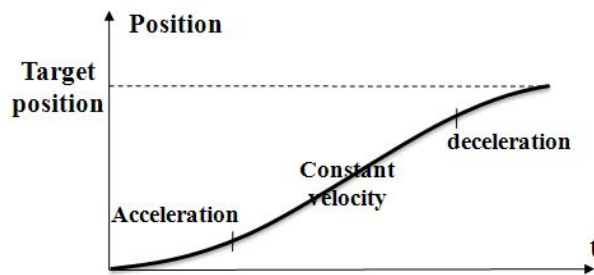
(C) Handpiece body

Fig. 2-18 Photograph of manufactured RCM manipulator

모터 직선 이송을 위한 경로 생성은 Fig. 2-19과 같이 표준 사다리꼴 속도 프로파일 (industry-standard trapezoidal velocity profile)을 이용하였다. 사다리꼴 속도 프로파일을 생성하기 위해서, 목표 위치(target position), 최대 속도(max. velocity), 가/감속 값 (acceleration/deceleration value)을 설정해야 한다. 모터는 선택된 가속도 값으로 가속되고, 최대 속도에 도달하면 일정 시간 동안 그 상태를 유지한 후 감속된다. 경로 생성은 시간에 대하여 속도를 적분함으로써 위치 명령 프로파일(position command profile) 즉, Fig. 2-19(a)의 면적이 모터의 위치를 나타낸다.^[37]



(a) Generic trapezoidal velocity profile



(b) Position command profile

Fig. 2-19 Trajectory generator^[37]

2. 가상 중심 기구부 구동 메커니즘

드릴링 운동을 하는 모터 2와 요 운동을 하는 모터 3은 직선 운동 기구로 2개의 리밋 센서와 1개의 홈 센서를 가지고 있고 홈 센서와 리밋 센서는 포토 인터럽터로 구성되어 있어 모터의 기준 위치를 감지한다. 리밋 센서가 이동 끝단에서 활성화되면 컨트롤러는 이동거리를 최소화하기 위해 급속정지를 수행한다. 모터의 정지 상태를 Fig. 2-20에 나타내었다. 급속정지는 서보 모터의 경우 모터를 최대한 빨리 정지시키기 위해 풀 토크를 인가하고, 스텝 모터의 경우에는 스텝 펄스 신호의 출력으로 즉시 멈춘다. 감속정지(deceleration)는 모터를 미리 정의된 감속도로 정지한다. 킬정지에는 모터에 공급되는 전원을 차단하고 마찰정지 또는 스텝 신호의 출력을 중지함으로써 모터를 정지한다. 컨트롤러는 리밋 센서가 비활성화될 때까지 같은 방향으로의 이동을 차단한다.^[37]

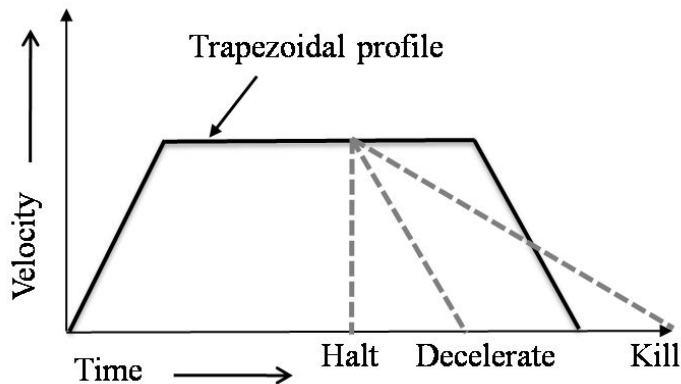
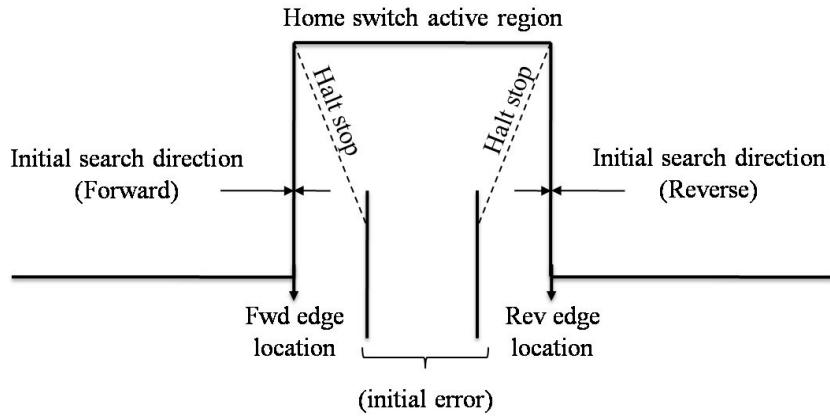
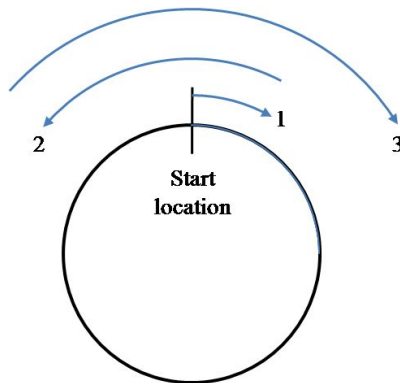


Fig. 2-20 Stopping modes of motor^[37]

가상 중심 기구부를 구동하기 전에 각 축의 기준 위치를 잡아주어야 한다. 각 축의 초기 위치를 찾기 위해 Fig. 2-21과 같이 홈 서치 알고리즘을 개발하였다. 모션 컨트롤러는 홈센서를 발견하거나 리밋 센서를 만날 때까지 한 방향으로 탐색을 한다. 리밋 스위치가 활성화되면 모션 컨트롤러는 방향을 바꾸어 반대쪽 리밋 센서가 활성화될 때까지 홈 센서를 탐색한다. 홈 센서를 발견하면 홈 센서 활성화 영역 때문에 탐색 방향에 따라 모션의 정지 위치가 달라진다. 따라서, 정지할 홈 센서의 에지 설정을 통해 기준 위치를 설정할 수 있다. 예를 들어, 초기 탐색 방향은 정방향, 최종 접근 방향은 역방향, 정지할 홈 에지는 정방향으로 설정하면 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 홈 센서가 활성화되면 급속 정지한다. 홈 센서 활성화 영역 내에서 정지하기 위해서 최종 접근 방향과 홈 센서 에지 검출 방향이 같아야 한다. 회전 모터는 리밋 센서가 없으므로 Fig. 2-21(b)와 같이 출발 위치에서 정방향과 역방향으로 차례대로 회전을 하며 전 후진 탐색 방식을 사용해서 회전 모터의 홈 센서를 탐색한다. 회전 모터도 정지할 홈 에지 방향을 설정할 수 있다.



(a) Linear motor(motor2, motor3)



(b) Rotational motor(motor1)

Fig. 2-21 Find home algorithm^[37]

3. F/T 센서 조작 장치

치과용 임플란트 수술 보조 로봇을 구동하기 위한 조작 장치로 6축 F/T 센서를 사용하여 Fig. 2-22에 나타냈다. F/T센서는 Fig. 2-23과 같다. F/T 센서는 X축, Y축, Z축에 대한 힘과 각 축에 작용하는 토크 값을 측정할 수 있다. 트랜듀서에서 감지된 신호는 전기적 변환장치를 통해 유용한 전기 신호로 변환되고 DAQ 보드를 통해 PC에 저장된다. F/T 센서에서 획득한 신호는 스트레인 게이지 값으로 식 (2-19)의 보정 매트릭스를 사용해 전압값으로 보정하고, 식 (2-20)과 같이 제로 오프셋을 통해 초기화된 신호를 획득할 수 있다.^[38]

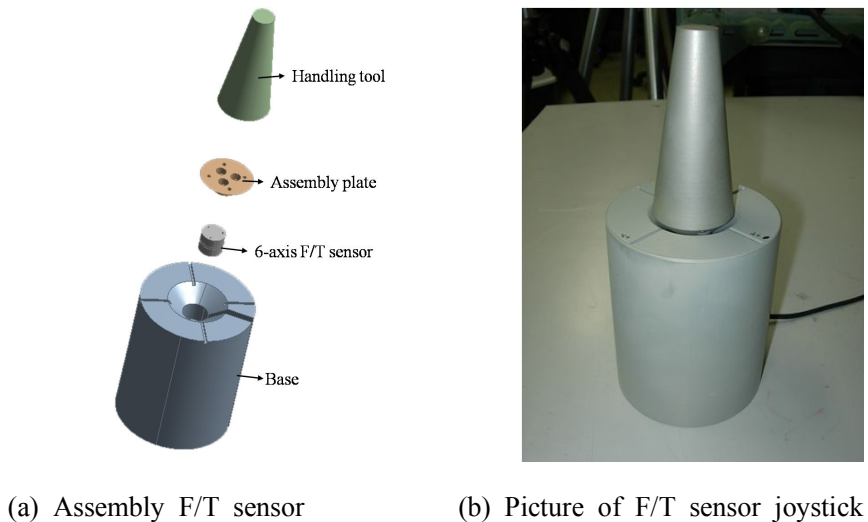
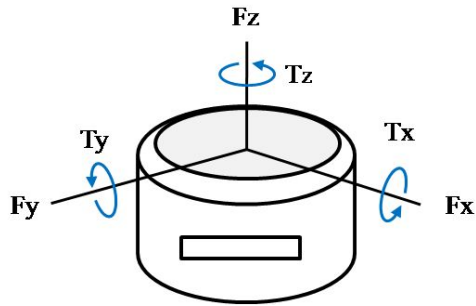
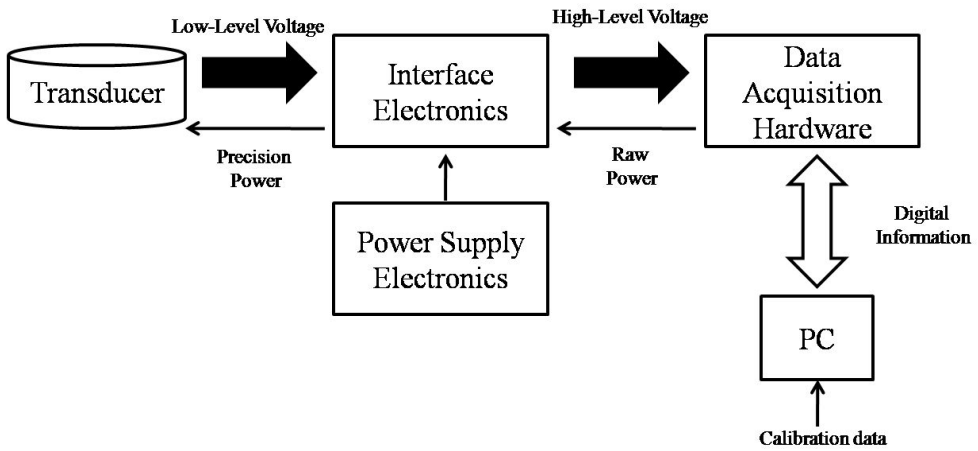


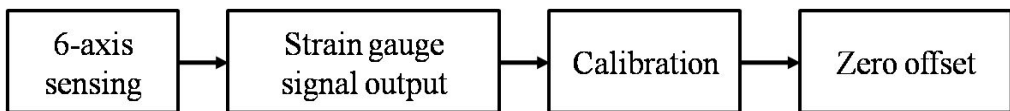
Fig. 2-22 F/T sensor joystick^[38]



(a) Applied force and torque vector of transducer



(b) Electronic hardware outline



(c) Signal acquisition process

Fig. 2-23 6-axis F/T sensor^[38]

$$\begin{bmatrix} \text{-----} \\ \text{-----} \\ \text{Strain gauge} \\ \text{Signal} \\ \text{Matrix} \\ \text{-----} \\ \text{-----} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{-----} \\ \text{-----} \\ \text{Calibration} \\ \text{Matrix} \\ \text{-----} \\ \text{-----} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Fx_n \\ Fy_n \\ Fz_n \\ Tx_n \\ Ty_n \\ Tz_n \end{bmatrix} \tag{2-19}$$

$$\begin{bmatrix} Fx_1 & Fx_2 & Fx_3 & \dots \\ Fy_1 & Fy_2 & Fy_3 & \dots \\ Fz_1 & Fz_2 & Fz_3 & \dots \\ Tx_1 & Tx_2 & Tx_3 & \dots \\ Ty_1 & Ty_2 & Ty_3 & \dots \\ Tz_1 & Tz_2 & Tz_3 & \dots \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} Fx_1 \\ Fy_1 \\ Fz_1 \\ Tx_1 \\ Ty_1 \\ Tz_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \end{bmatrix} \tag{2-20}$$

제 3 장 실험 장치 및 재료

제 1 절 실험 장치 구성

임플란트 수술 보조 로봇으로 골 시편에 홀을 뚫기 위해 Fig. 3-1과 같이 실험장치를 구성하였다. 모터에 신호를 입력하기 위해 의사가 F/T 센서에 신호를 입력하면 필터링된 신호가 모터 입력 신호로 변환되고 모터 컨트롤러 보드와 UMI를 거쳐 모터 드라이버에 전달되어 모터를 구동하게 된다. 드릴링시 골 시편에 가해지는 힘을 측정하기 위해서 힘 센서(Force sensor)를 사용하고, 기구부의 고유진동수를 측정하기 위해 가속도계(Accelerometer)를 사용하였다. 또한, 골 시편에 뚫린 홀의 중심편차, 각 편차, 깊이를 측정하기 위해 Micro-CT로 골 시편을 3D 렌더링하여 측정하였다.

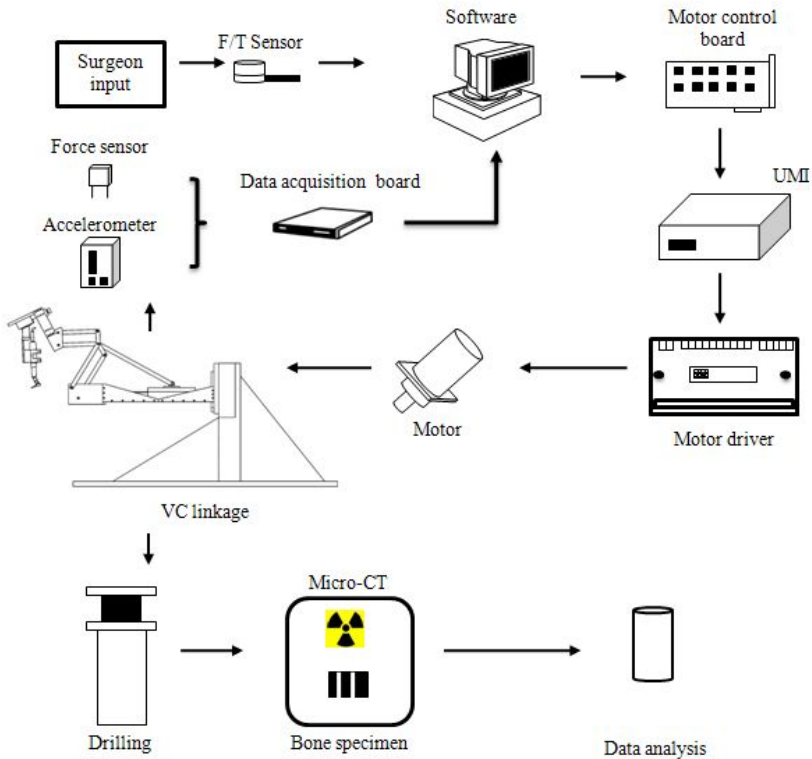


Fig. 3-1 Schematic diagram of drilling cow bone using ARDIS method

제 2 절 실험 재료와 기구

1. 치과용 핸드피스 구조

핸드피스는 사용빈도 수가 매우 높은 치과 치료 장비로서 지금까지 전 세계적으로 가장 널리 사용되고 있는 치과 치료 장비 중의 하나이다. 핸드피스는 몸체부와 카트리지부로 구성되어 있고, Fig. 3-2는 치과용 핸드피스의 표준 커플링을 나타내었다. 핸드피스 몸체는 공압 장치와 커플러를 연결해주는 커플링, 몸체와 커플링을 연결해주는 커플러, 몸체, 구동원인 카트리지를 탑재하는 헤드, 그리고 카트리지가 구동할 수 있도록 중심을 잡아주는 캡으로 구성되어 있다. 몸체 내부에는 공압 장치와 연결되어 압축된 공기가 유입되는 공급관로, 핸드피스를 작동할 때 드릴의 고속회전에 의한 고온의 열을 낮추기 위해 냉각수를 분사하는 수로관, 유입된 공기가 배출되는 배기 관로로 구성되어 있다. 핸드피스 카트리지 부는 중심축이 되어 구동하는 샤프트, 그 중심축을 중심으로 회전하는 터빈, 샤프트를 고정해주는 베어링으로 구성되어 있다. 이 표준핸드피스는 일본의 NSK사의 Mark II와 세신정밀의 ACL-451을 사용하였고 Fig. 3-3과 같이 ARDIS의 말단장치에 부착되어 드릴링 모터의 이송거리인 $\pm 10\text{mm}$ 만큼 움직이면서 드릴링 한다.

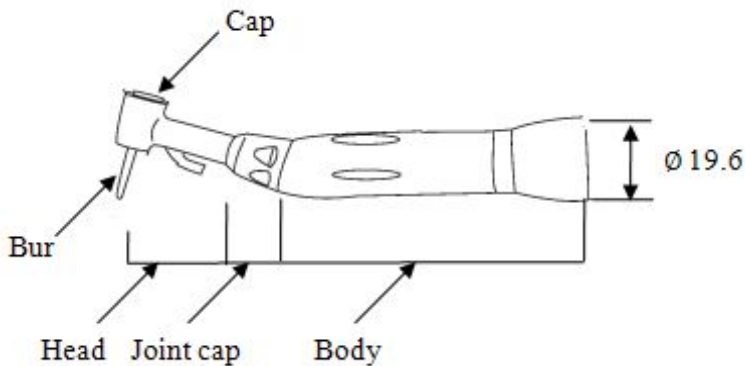


Fig. 3-2 Dental high speed air turbine handpiece

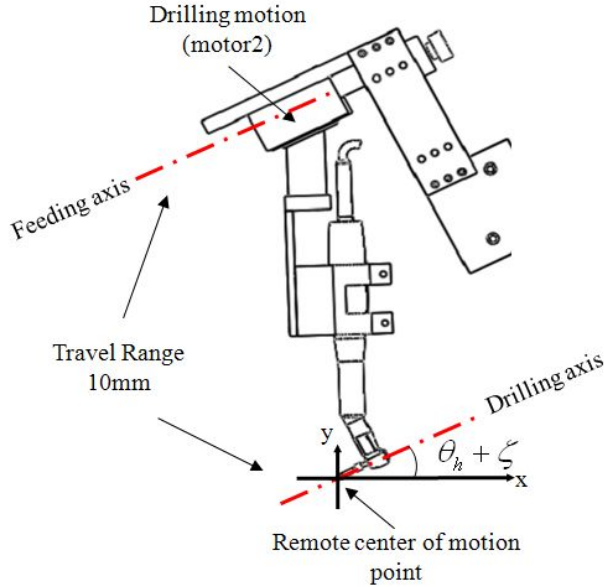


Fig. 3-3 RCM point moves $\pm 10mm$ with mortor2

2. 골 시편

임플란트 식립에 적당한 골밀도는 일반적으로 400-1200Hunsfield이다. 1200을 초과하는 골밀도는 드릴 과정에서 과열현상 때문에 골이 피사하고 혈액순환이 원활하지 못하게 될 수도 있다. 만약 골밀도가 400 미만이라고 하면 초기고정할 때의 기계적 안정이 부족하여 실패할 확률이 높아 조직에 따른 Hunsfield를 Table 3-1에 나타내었다. 실험에서 사용된 골은 한국산 한우 암소의 신선한 늑골을 한 마리에서 채득하여 50mm 간격으로 잘라낸 다음, 폭경 10~15mm, 길이 60~7mm 크기가 되는 50개의 늑골 조각들을 모았다[39]. 그리고 이 중에서 단면을 육안으로 보아 골질이 비슷한 것으로 다시 30개의 늑골조각을 고른 다음, 표층의 피질골 두께를 측정하여 기록한 뒤 평균 1.0mm 정도 되는 것으로 20개의 늑골 조각을 골랐으며, Fig. 3-4와 같이 표층의 연한 살은 제거하였다. 이렇게 준비된 늑골은 실험 전까지 냉동 보관하였다가 실험 당일 6-8시간을 실온에서 녹인 후 사용하였다. 소 늑골의 골질은 사람 턱뼈와는 다소 차이가 날 수 있으나 휴먼 카테바에서 실험한 O'sullivan의 실험에서도 유사한 결과를 볼 수 있다.^[40-41]

Table 3-1 Hounsfield Unit

Tissue	Hounsfield
Air	-1000
Water	0
Muscle	35~70
Fibrous tissue	60~90
Cartilage bone	150~900
Cotical bone	900~1800
Dentin	1600~2400
Enamel	2500~3000



Fig. 3-4 The photograph of cow's cancellous bone used in experiment

3. 고정용 지그

드릴링시 골 시편을 고정해주는 용도로 3-Way 밀링바이스를 선정하였다. 재질은 FCD55 ductile iron이며 3차원으로 각도 조절이 가능하고, 베이스는 360° 회전하며, 90° 수직이동과 좌, 우 45°로 기울일 수 있다. 3방향에서의 정확한 각도설정과 안전한 잠금장치 기능이 있어 RCM 매니플레이터로 각도별로 골시편을 뚫을 때 정확한 위치 지정이 가능하다. 드릴링시 미세한 움직임에도 실험 결과에 영향을 줄 수 있으므로 고정용 바이스에 골 시편을 조여 견고하게 고정하였다.

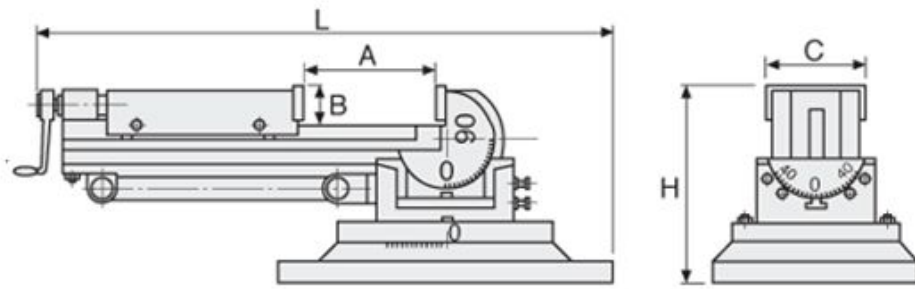


Fig. 3-5 Universal 3-way tilting vise

Table 3-2 Specifications of vice

Model	A	B	C	H	L	Vertical height	Weight
HY-3	90mm	30mm	80mm	150mm	396mm	386mm	17kg

제 4 절 드릴키트

치조골의 해부학적 넓이와 높이에 따라 드릴의 직경과 길이가 결정된다. 골밀도가 비교적 높은 치조골은 직경이 너무 큰 드릴을 쓰는 것은 바람직하지 않다. 드릴은 오스텝 시스템을 사용했으며 사용 순서 및 사용된 드릴은 좌측부터 Fig. 3-6에 나타내었다. 드릴의 각부 중 칩 형성과 관련 있는 세부구조는 Fig. 3-7에 나타내었다. 드릴에 대해 살펴보면 처음 골 측정 및 이니셜 드릴링이 쉽도록 뼈에 홀을 형성하는 Fig. 3-8(a)와 같은 랜스 드릴이 있고 그 후 필요로 하는 직경에 맞는 드릴로 깊이 조절을 하여 구멍을 뚫게 된다. 날의 개수가 증가하는 경우 웹의 직경이 줄어들고, 드릴의 홈의 폭이 줄어들어 칩 배출에는 악영향을 준다. 웹은 드릴의 강도를 결정하고 칩이 플루트를 타고 밖으로 빠져나가는 길을 만들어주기 때문에 웹이 작을수록 칩 배출에는 유리하지만 약한 뼈대를 갖게 되어 강한 골질에서는 진동이 증가한다.^[42] 드릴의 선단 부분의 시닝은 선단 경사각으로 선단부의 절삭 저항을 줄여주는 역할을 하며 플루트와 연결되어 칩 배출성을 향상시켜준다.^[42] 플루트는 칩의 배출통로이며 냉각수의 유입통로로 이용되고 폭이 좁으면 칩의 배출성이 불량하게 된다.^[42] 임플란트 드릴의 디자인에서 칩의 형성과 배출 외에도 골삭제능, 강성, 진동방지 등 중요한 요소들이 많다. 드릴의 축 중심 부위의 Web, Thinning, 홈의 폭은 Caliper를 이용하여 드릴에서 직접 측정하였고 비틀림각(경사각)은 디지털카메라로 사진 촬영 후 각도를 측정하여 Table 3-3에 나타내었다.



Fig. 3-6 Photographs of the drills used in this experiment (Osstem system : Lance drill, 2mm Twist Stopper, 3.0, 3.3, 3.6, 3.8, 4.1, 4.3, 4.6mm Twist drill)

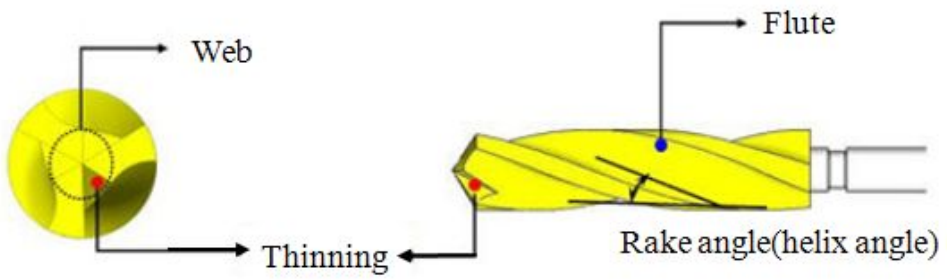


Fig. 3-7 Drill geometry affecting bone chip formation



(a) 2mm Lance drill



(b) 2mm Twist Stopper



(c) 3mm Twist drill

Fig. 3-8 Photographs of 3 different implant drills

Table 3-3 Drill design affecting the bone chip formation and removal

Osttem system	Drill shape	Number of flute	Web	Thinning	Flute	Rake angle
2mm tapered straight	Lance	3	0.3mm	No	0.85mm	0°
2.0mm twist stopper	Parallel, Twist	2	1.2mm	No	0.95mm	15°
3.0mm twist drill	Parallel, Twist	2	1.4mm	3	0.65mm	40°
3.3mm twist drill	Parallel, Twist	2	1.5mm	3	0.9mm	40°
3.6mm twist drill	Parallel, Twist	2	1.6mm	3	0.9mm	40°
3.8mm twist drill	Parallel, Twist	2	1.7mm	3	1.0mm	40°
4.1mm twist drill	Parallel, Twist	2	1.8mm	3	1.0mm	40°
4.3mm twist drill	Parallel, Twist	2	2.0mm	3	1.05mm	40°
4.6mm twist drill	Parallel, Twist	2	2.1mm	3	1.15mm	40°

3절 RCM 기구부 정밀도 검증

1. 드릴링 힘이 뼈에 미치는 영향

드릴링시 마찰열 때문인 뼈의 피사가 임플란트를 식립하는데 중요한 영향을 가진다. 임플란트 드릴링 작업시 드릴에 더 큰 힘을 가했을 때 피질골 주변의 최대온도와 50°C 이상의 온도 지속시간을 효과적으로 감소시킨다.^[43] 여러 연구자는 Table 3-4와 같이 뼈에 구멍을 뚫을 때 피질골 온도는 천공의 힘에 비례하여 관련이 있다고 보고해왔다.^[43] Abouzgia와 Symington는 힘이 2.0~6.2N으로 증가함에 따라 온도의 변화를 80°C 이상에서 대략 30°C까지 감소시켰다.^[44] 게다가 이들은 힘이 증가함에 따라 47°C 이상에서의 온도 지속시간이 60초 이상에서 20초로 감소했고 Brisman은 천공의 힘이 12~24N으로 증가할 때 최대온도가 현저하게 감소 한다는 것을 발견했다.^[45] Matthew와 Hirsch는 힘이 20~170N으로 증가할 때 피질의 온도가 감소 한다는 것을 발견했다.^[46] 같은 연구에서 힘이 증가함에 따라 온도지속시간의 변화는 35초에서 거의 0초로 감소했다. 치과 수술과 정형외과 수술에 적용하는 힘의 차이점은 정형외과 수술 중에 사용하는 드릴 스피드의 범위는 60~700RPM이고 보편적으로 적용하는 힘은 60~120N이다.^[47] 다른 정형외과 연구들에서는 드릴 스피드는 345~2900RPM이고 힘은 20~118N이 사용됐다.^[48] 그리고 정형외과에서는 소뼈를 이용한 대신에 인간의 대퇴부를 시료로 사용했다. 정형외과 연구에서의 드릴스피드와 절개도구 등의 다양성 때문에 치과용 드릴과의 자료 비교를 어렵게 만든다. 임플란트 식립을 위한 힘에 따른 턱뼈의 상태를 예측할 경우에는 가볍게 물 때 15.7N, 씹을 때 50.1N, 최대로 물면 약 144.4N의 힘을 적용한다.^[49] 치과용 드릴의 스피드는 20~800RPM 힘은 1.5~24N이 일반적으로 사용되므로 ARDIS를 사용하여 드릴링을 할 때 열로 인한 뼈의 피사가 일어나지 않고 안전범위 내에서 구멍을 뚫을 수 있도록 핸드피스의 RPM에 따른 힘을 측정하였다.

Table 3-4 Review of literature dealing^[43]

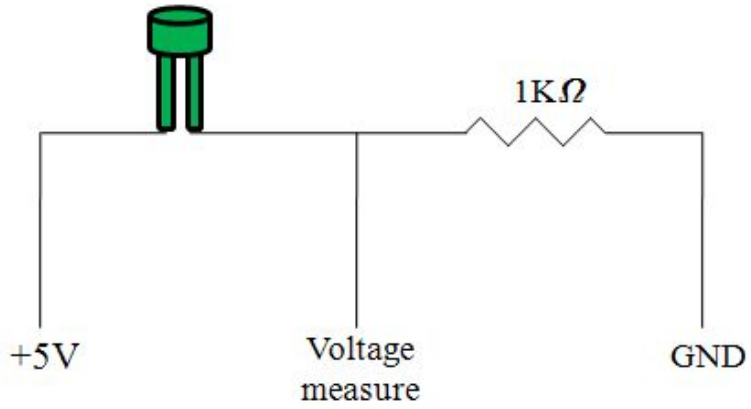
Study	Date	Forces(<i>N</i>)	Drill speed(<i>RPM</i>)	Cutting tool diamter	Bone tested
Matthew and Hirsch	1972	20, 59, 118	345, 885, 2900	3.2mm Surgical bit	Human femur
Abouzia and James	1997	1.5, 2.2, 3.6, 4.5, 6.0, 9.0	49,000	2.5mm Surgical bit	Bovine femur
Brisman	1996	12 and 24	1800 and 2400	3.25mm Dental burr	Bovine femur
Abouzia and Symington	1996	1.5, 2.2, 3.6, 4.5, 6.0, 9.0	20,000 to 100,000	2.5mm Surgical bit	Bovine femur

가. 포스센서 보정

포스 센서를 사용해서 드릴링시 턱뼈에 가해지는 하중을 측정하기 위해 Mecmesin사의 포스게이지를 사용하여 FSR(Force Sensing Resistor) 센서를 보정하였다. FSR은 센서 표면에 힘을 증가시킬 때 저항이 감소하는 중합체의 필름(polymer film) 장치라고 할 수 있다. 전도성의 고무와 비교해 볼 때 전기적 이력 현상이 거의 없고 피에조 필름(piezo film)과 비교해 보면 FSR이 진동과 열에 훨씬 더 영향이 적다. Table 3-5에 포스 센서 사양을 나타내었다. 센서 전원은 5V를 사용하였고, 전압값을 측정하기 위해 Fig. 3-9와 같이 결선하였다.



(a) Photograph of force sensing resistor



(b) Interface of FSR

Fig. 3-9 Force sensing resistor

Table 3-5 FSR specifications

Features	Specification
Model	UST-SNR-FSR no.402
Measuring range	0.1kg/cm ² ~ 10kg/cm ²
Size range	Max=20"×24"(510×610mm) Min=0.2"×0.2"(5×5mm)
Device thickness	0.008" to 0.050"(0.20 to 1.25mm)
Temperature range	-30°C to +170°C
Non-linearity	<1% FS

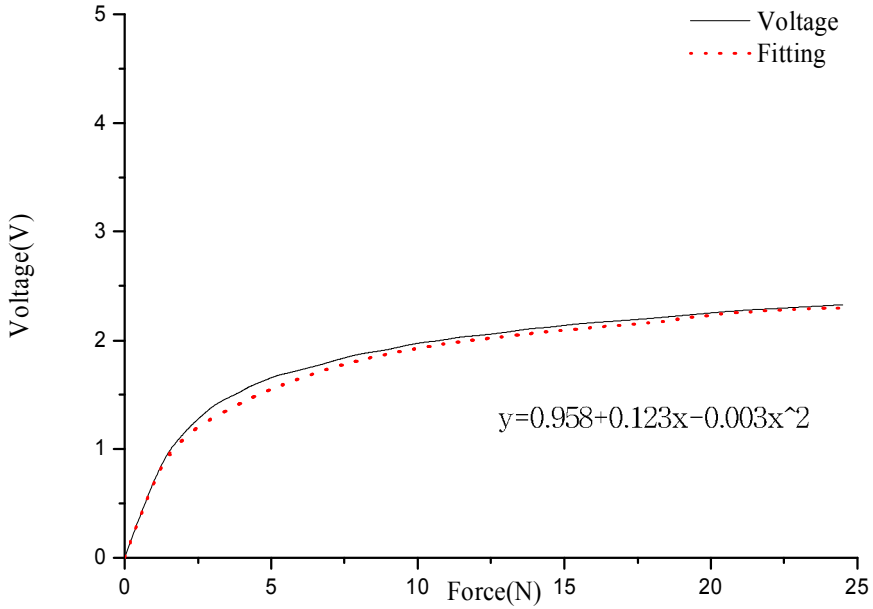


Fig. 3-10 Force sensing calibration

드릴의 회전속도가 너무 빠르면 드릴링 과정 중 톱에 열적 손상을 줄 수 있기 때문에 일반적으로 20~800RPM 사이에서 사용한다. 임플란트 수술 보조 로봇을 사용하여 핸드피스의 RPM마다 드릴로 10번씩 10mm의 깊이의 Hole을 내어 포스 센서 신호를 10회 측정하고 산술 평균한 값을 Table 3-6에 나타내었다. 드릴이 처음 피질골을 뚫을 때 가장 큰 힘이 가해졌고 해면골부터는 적은 힘으로도 구멍이 뚫리는 것을 확인할 수 있었다.

Table 3-6 Force following for RPM

RPM	MAX Voltage	MAX Force
218	2.08 V	13.1N
625	1.837 V	8.9N
812	1.656 V	6.8N

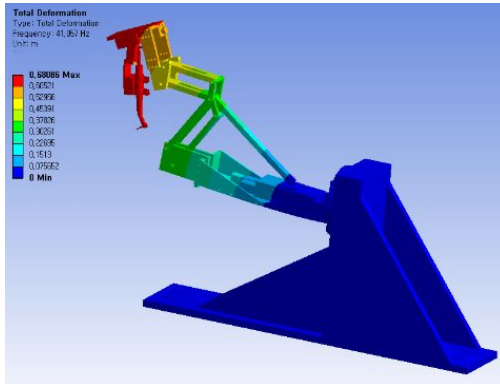
2. 드릴팁 진동 측정

가. 진동 시뮬레이션

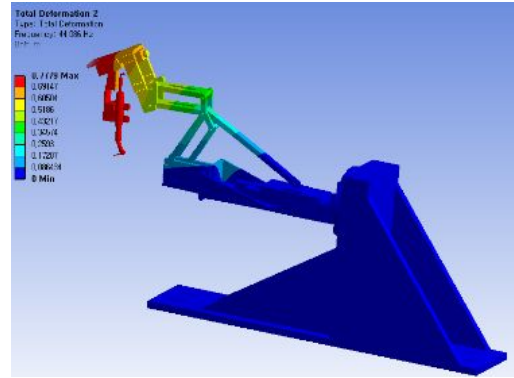
ARDIS의 드릴링시 공진영역을 분석하기 위해 ANSYS를 사용하여 진동해석 하였다. 유한요소해석의 입력조건은 Table 3-7과 같으며 핸드피스 버의 공차는 포함하지 않았다. 재질은 알루미늄-7016이고 초기하중은 25N을 사용하였다. 응력분포를 Fig. 3-11에 나타내었으며 핸드피스의 헤드부분에서 최대 응력이 발생하였고 변형은 0.2mm 이하로 매우 작아 임플란트 드릴링 작업에 의한 영향을 거의 받지 않았다.

Table 3-7 Input conditions for FEA of ARDIS

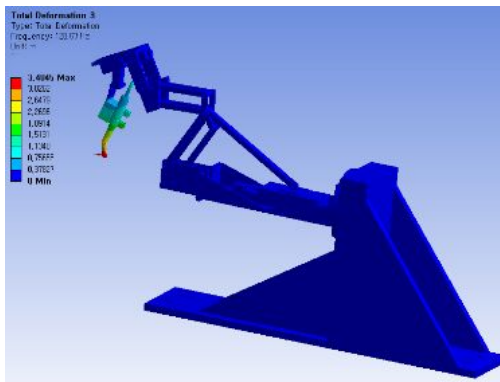
Mesh	
Mesh Type	Solid mesh
Mass	55Kg
Nodes	170894
Elements	87701
Properties (Aluminum-7016)	
Young's modulus	71GPa
Poisson's ratio	0.33
Density	2780kg/m ³
Yield stress	315MPa
Ultimate stress	360MPa
Boundary condition	
Static structural analysis	- Fixed support - 25N force in handpiece drill
Modal analysis	- Fixed support



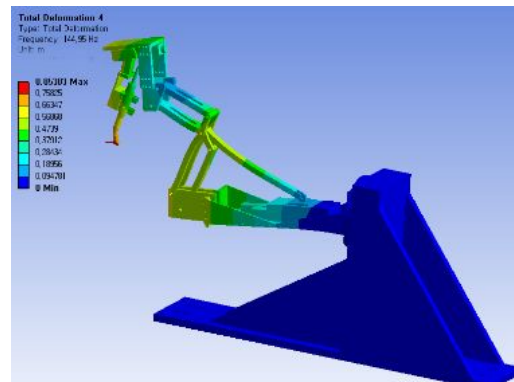
(a) 1st mode(2460RPM)



(b) 2nd mode(2640RPM)



(c) 3rd mode(7200RPM)



(d) 4th mode(9000RPM)

Fig. 3-11 Modal analysis of ARDIS

나. 기구부 진동측정

가속도계는 운동 도중이나 정지 때의 가속도, 미세 떨림을 측정하는데 많이 사용되고 있다. 시뮬레이션 결과를 참고하여 드릴작업 시 기구부의 진동은 핸드피스의 헤드부분에서 최대 응력이 발생하기 때문에 가속도계를 Fig. 3-12와 같이 기구부의 말단장치 끝에 단단히 부착시켰다. 가속도계에서 감지된 신호는 전기적 변환장치를 통해 전기신호로 변환되어 NI사의 PXI4472보드를 통해 실시간으로 PC에 저장된다. LabVIEW를 사용하여 Table 3-8과 같이 프로그램하였다. 기구부에 아무런 입력이 없을 때 가속도계의 신호를 Fig. 3-13(a)에 나타내었다. 샘플링은 초당 600번 하였고 RMS(Root Mean Square)로 10번의 평균값을 사용하여 주변 노이즈가 없음을 확인하였다. Fig. 3-13(b)와 같은 아날로그 신호를 주파수 영역에서 분석하기 위해 FFT(Fast Fourier Transform)하였다.

첫 번째로 핸드피스의 RPM별로 측정하여 Fig. 3-14에 나타내었다. Fig. 3-15는 기구부의 모터2의 드릴링 모션을 함께 구동하여 10mm만큼 전진시켜 진동을 측정하였다. 그 결과 핸드피스의 RPM과 모터 2와의 공진은 일어나지 않았고 기구부에는 진동이 거의 일어나지 않는 것을 확인하였다.

두 번째 측정은 진동이 가장 크게 발생하도록 하기 위해 드릴의 웹 직경이 가장 작은 2.0mm 드릴을 사용하여, 소 늑골의 가장 단단한 부분인 피질골부터 10mm 깊이만큼 천공을 내며 측정하였다. 핸드피스의 드릴스피드는 1250RPM을 사용하였고 골 시편의 가장 단단한 피질골을 뚫었다. Fig. 3-16(a)와 같이 나타났으며 드릴작업 시 진동현상이 거의 일어나지 않아 드릴의 외부 진동에 대한 공진이 거의 일어나지 않음을 확인하였다.

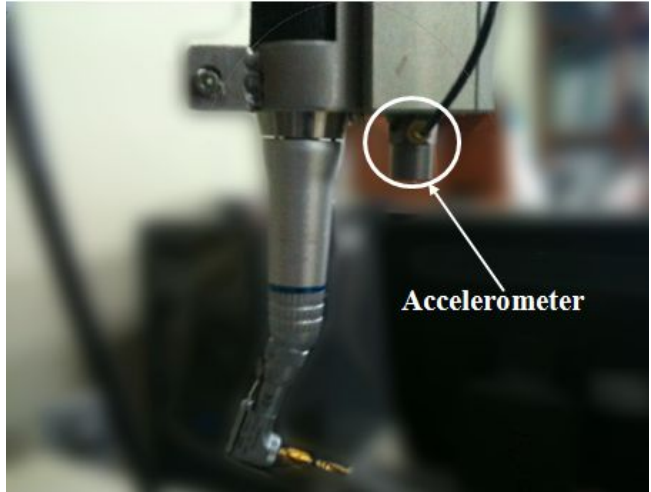
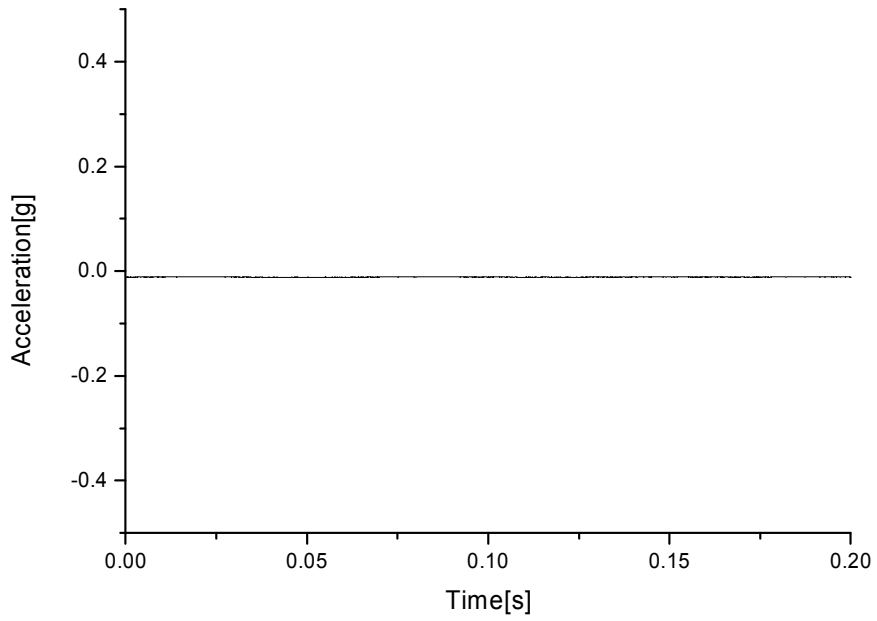


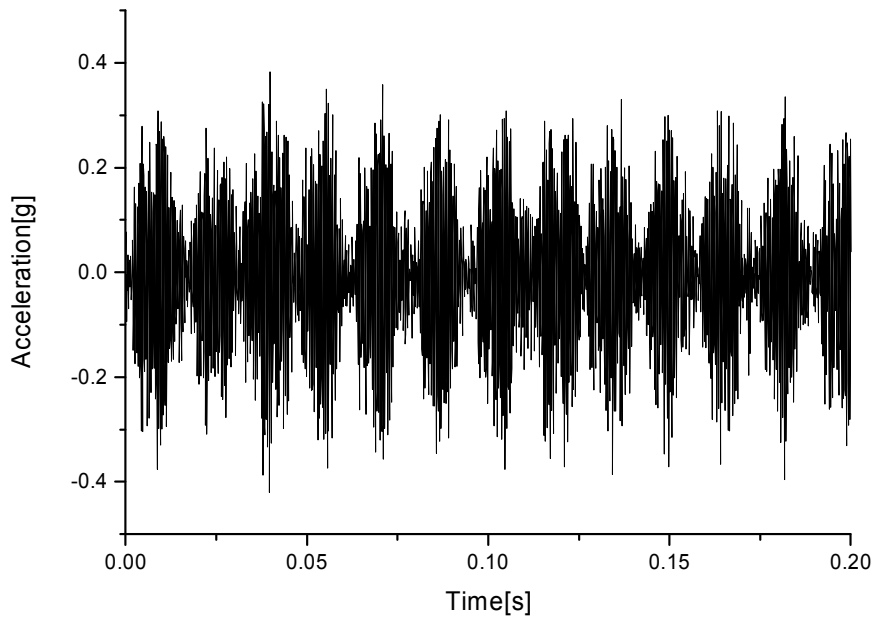
Fig. 3-12 Accelerometer fixing position

Table 3-8 LabVIEW's measurement establishment

Input channel parameters	
Minimum value(g)	-100
Maximum value(g)	100
IEPE excitation source	Internal
IEPE current value	0.004
Averaging parameter	
Averaging mode	RMS(Root Mean Square)
Number of averages	10
Weighting mode	Exponential
Linear mode	Auto restart
Accelerometer parameters	
Sensitivity	100
Sensitivity units	mVolts/g
Number of Samples	600

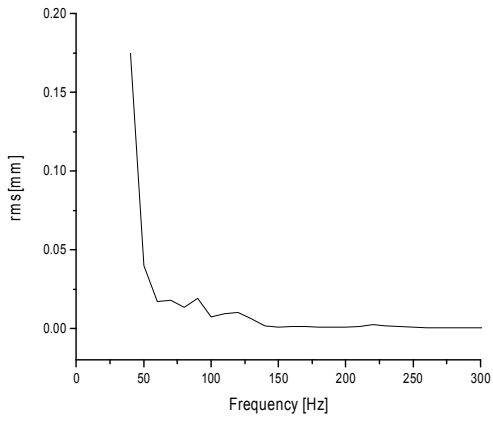


(a) No input

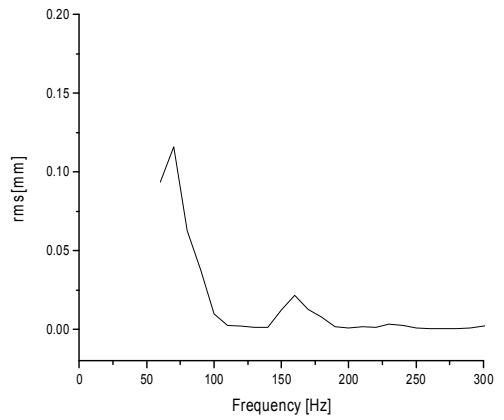


(b) Input of 218RPM

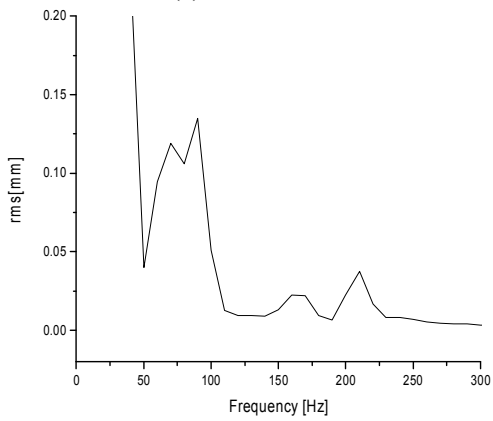
Fig. 3-13 Signal of accellerometer



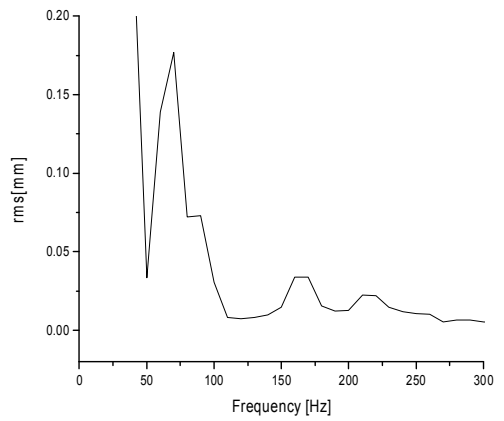
(a) 218RPM



(a) 500RPM

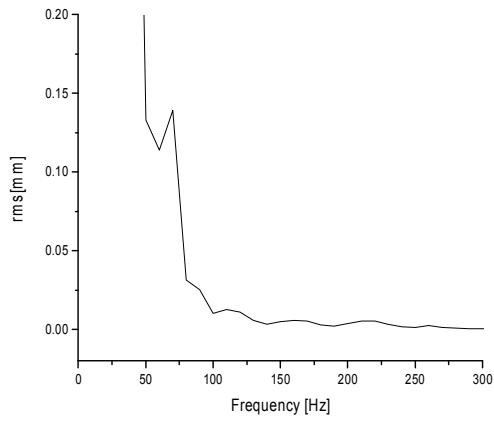


(c) 1000RPM

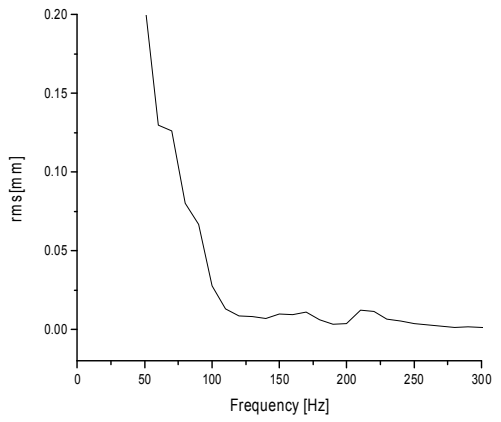


(d) 1250RPM

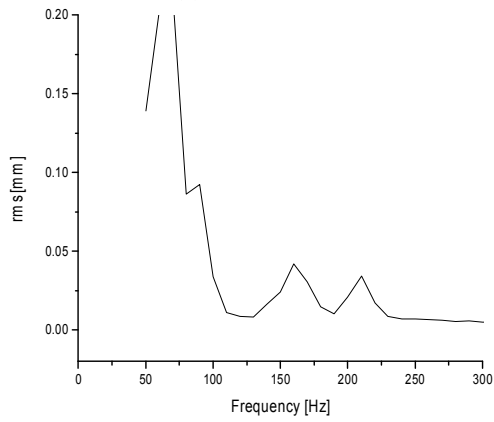
Fig. 3-14 FFT of RCM manipulator according to handpiece RPM



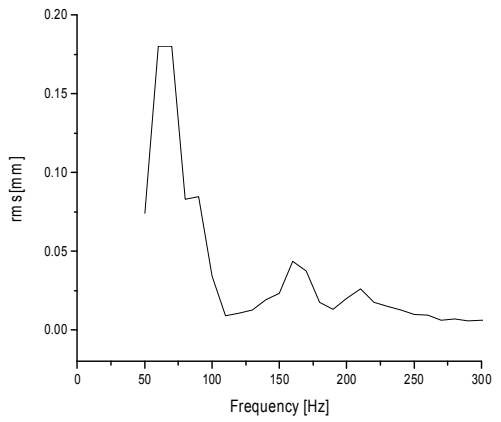
(a) 218RPM



(b) 500RPM

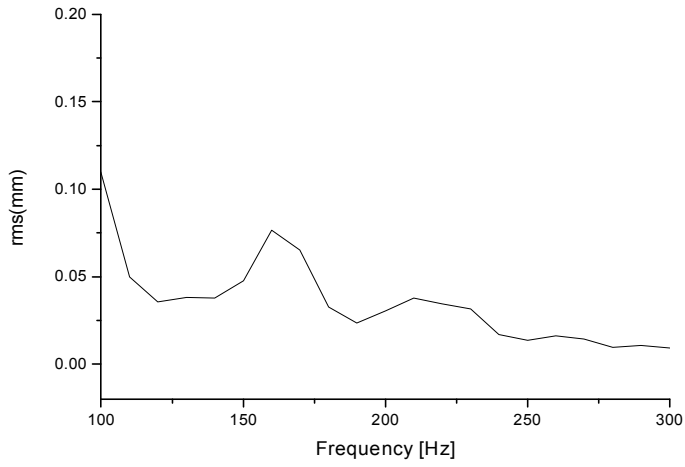


(c) 1000RPM

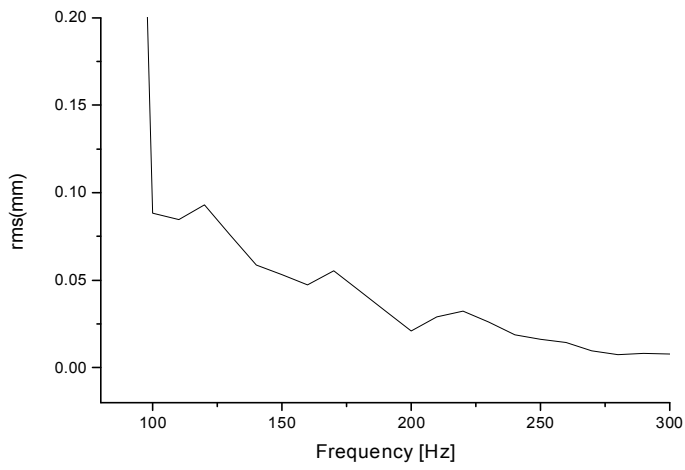


(d) 1250RPM

Fig. 3-15 FFT of RCM manipulator according to drilling of handpiece and motor2



(a) Cancellous bone



(b) Cortical bone

Fig. 3-16 FFT of RCM manipulator according to type of bone
(drilling with 1250 RPM)

3. 홀의 크기 및 변형도 측정

가. 실험방법

프리핸드 방법과 ARDIS 방법의 드릴작업 후 홀의 위치 오차와 직경오차 비교를 하기 위해 골 시편을 각각 4개씩 비슷한 골질의 시편으로 준비하였다. 사람 턱뼈의 피질골과 비교하면 소의 늑골 피질골이 매우 단단하므로 해면골이 노출된 부분을 사용하였다. Fig. 3-17과 같은 프리 핸드 방법과 Fig. 3-18의 ARDIS 방법을 사용하여 각각 4개 총 8개의 시편에 10mm의 깊이로 시편 하나당 2개씩 모두 16개의 홀을 뚫었다. 드릴 직경은 2.0mm부터 4.3mm까지 사용하였다.

프리핸드방식으로 드릴작업을 할 때에는 드릴 날에 표시된 10mm 깊이 표시를 보면서 뼈와 최대한 직각을 유지하여 뚫었고, ARDIS 방법은 고정용 지그에 뼈를 고정하고 F/T조이스틱을 조작하여 드릴 날의 끝과 뼈의 해면골 각도가 직각이 되도록 위치시킨 후 모터 2를 10mm만큼 전진시켜 드릴작업을 하였다. Fig. 3-19(a)와 같이 드릴링이 끝난 후 Micro-CT(테크벨리사의 TVX-IMT225 CT)를 사용하여 8개의 골 시편을 3D 렌더링 하였다. Micro-CT는 1 μ m까지 측정 가능하며 얻어진 데이터로 부터 Fig. 20, 21와 같이 홀의 상부, 하부 그리고 각도를 측정할 수 있었다.



Fig. 3-17 Drilling into cow bone using Freehand method

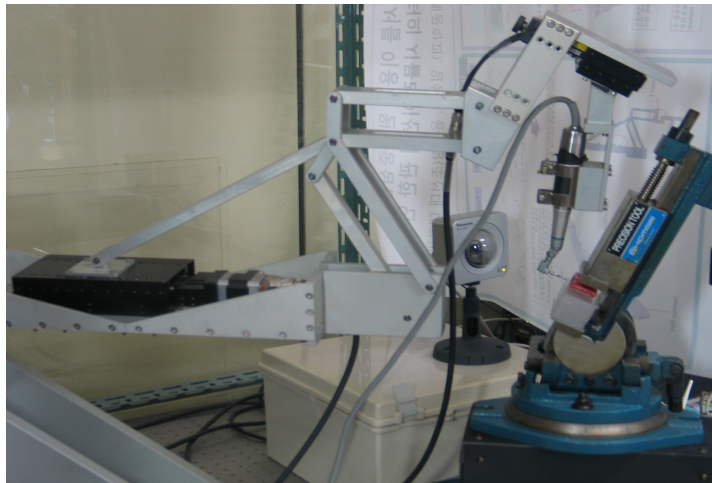
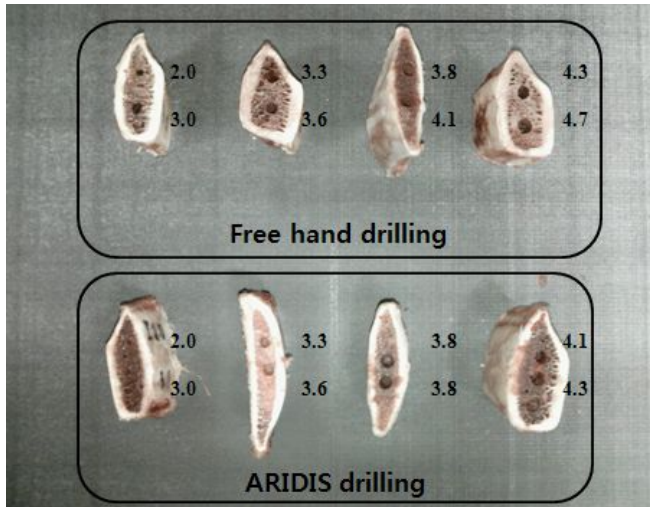
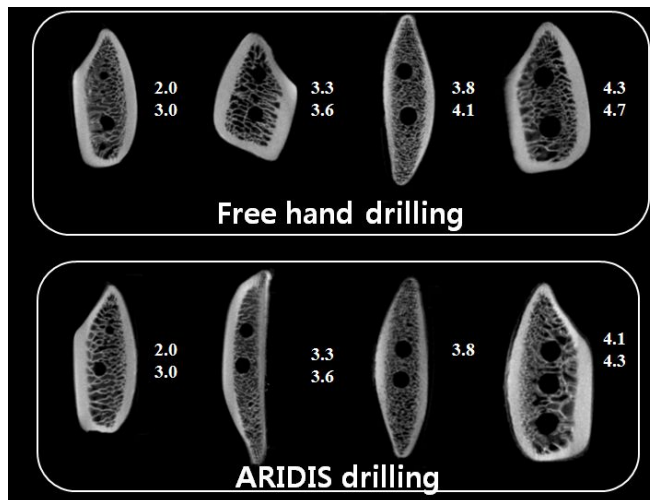


Fig. 3-18 Drilling into cow bone using ARDIS method



(a) Cow bones after drilling



(b) 3D CT images of cow bone

Fig. 3-19 Images of cowbone after drilling

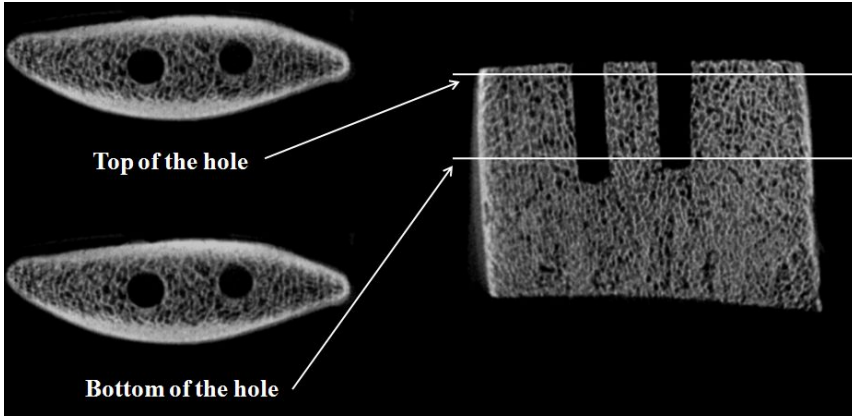


Fig. 3-20 Explanation of CT-image

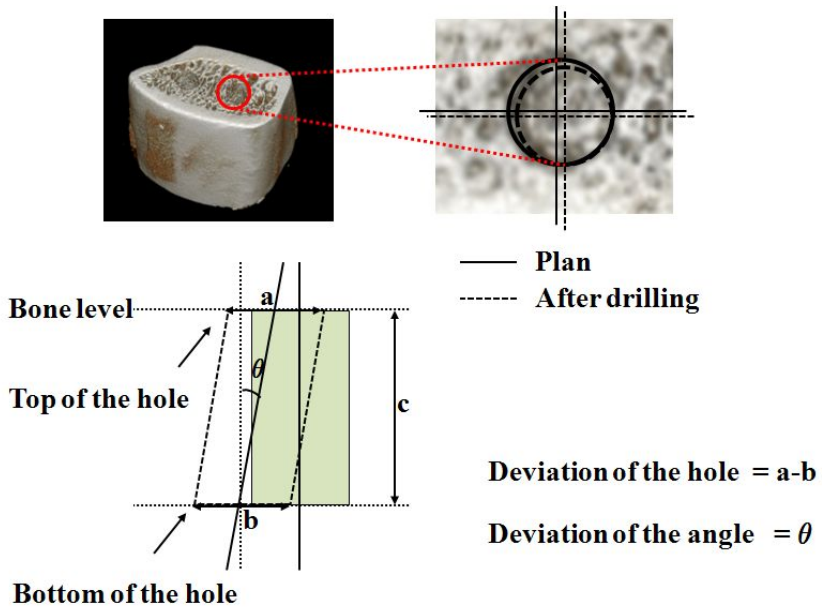


Fig. 3-21 Deviation between planned size of hole and hole after drilling^[50]

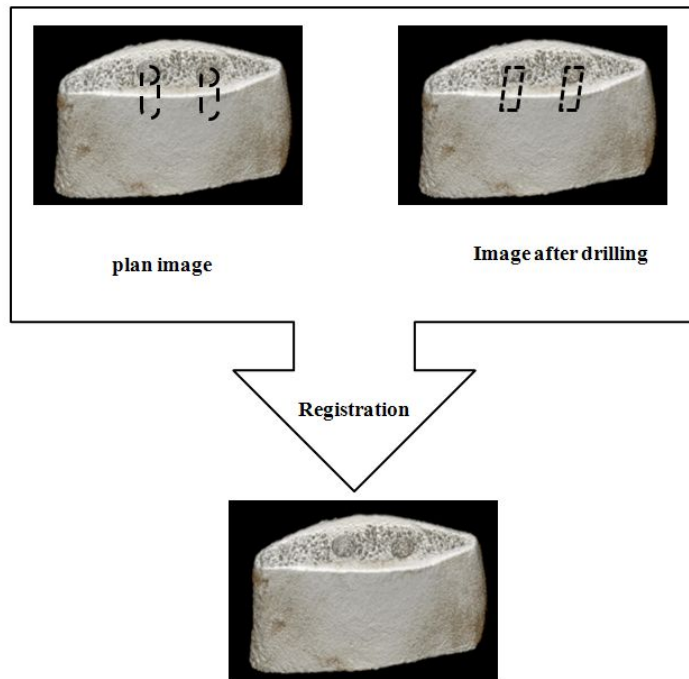


Fig. 3-22 Registration of CT image of planned and post-drilling cow bone

나. 결과

프리핸드 방법과 ARDIS 방법의 각도, 홀크기, 홀편차 등을 Table 3-9에 나타내었다. 프리핸드 방식은 10mm를 드릴날에 마킹된 표시를 눈으로 보고 뚫기 때문에 더 깊이 뚫리는 어려움이 있다. 그래서 2.0mm는 스톱퍼가 있는 드릴을 사용하여 드릴링 하였지만, 정확히 10mm를 뚫지 못하였다. 3.0mm부터 4.3mm드릴은 스톱퍼가 없는 롱드릴을 사용하였다. 그러나 ARDIS 방법은 정확히 입력된 위치까지만 이송되고 돌아 오기 때문에 일곱 번의 드릴링 모두 10mm에 근접한 결과를 나타내었다. 깊이에서 약간의 오차는 핸드피스 헤드와 드릴간의 체결이 정확하지 못해 생긴 공차라고 생각된다. 홀의 상부의 지름에서 하부의 지름을 비교하여 홀이 끝까지 같은 지름으로 뚫리는지 확인했다. 프리핸드 방식은 $0.084 \pm 0.034mm$, ARDIS 방식은 $0.031 \pm 0.019mm$ 의 수치를 보였다. 상부에서 드릴작업이 잘 됐더라도 드릴을 수직으로 정확히 뚫지 못해 구멍이 의도와는 다르게 넓어질 수 있었다. 각도 편차는 프리핸드 방법은 $4.67 \pm 3.8^\circ$, ARDIS 방법은 $1.35 \pm 0.9^\circ$ 였다. ARDIS는 골 시편이 지그에 고정만 되면 흔들리지 않고 구멍을 뚫기 때문에 각도 편차가 적었다.

Table 3-9 Measure hole after drilling using freehand and ARDIS method

Freehand method					
Drill	Top of the hole (a)	Bottom of the hole (b)	Depth (c)	Degree (θ)	Deviation of hole ($ a - b $)
2.0mm twist stopper	2.107mm	2.137mm	10.925mm	4.6°	0.03mm
3.0mm twist drill	3.217mm	3.18mm	10.469mm	3.1°	0.037mm
3.3mm twist drill	3.388mm	3.435mm	15.766mm	3.4°	0.047mm
3.6mm twist drill	3.729mm	3.754mm	13.782mm	5.3°	0.025mm
3.8mm twist drill	3.784mm	3.854mm	13.634mm	2.8°	0.07mm
4.1mm twist drill	4.152mm	4.245mm	14.224mm	3.1°	0.093mm
4.3mm twist drill	4.486mm	4.574mm	12.716mm	10.4°	0.088mm

ARDIS method					
Drill	Top of the hole (a)	Bottom of the hole (b)	Depth (c)	Degree (θ)	Deviation of hole ($ a - b $)
2.0mm twist stopper	2.074mm	2.095mm	9.724mm	2.4°	0.021mm
3.0mm twist drill	3.123mm	3.082mm	10.171mm	1.3°	0.041mm
3.3mm twist drill	3.363mm	3.325mm	10.169mm	1.3°	0.038mm
3.6mm twist drill	3.609mm	3.634mm	9.787mm	0.6°	0.025mm
3.8mm twist drill	3.791mm	3.773mm	9.620mm	0.7°	0.018mm
4.1mm twist drill	4.042mm	4.023mm	9.724mm	1.6°	0.019mm
4.3mm twist drill	4.167mm	4.224mm	9.535mm	1.6°	0.057mm

제 4 장 결 론

임플란트의 안정성은 식립시 드릴링의 정확한 위치와 구멍의 크기에 연관이 있으며 임플란트 식립 위치의 결정 그리고 수술계획에 따른 정밀한 천공은 치아 임플란트의 성공적인 배치를 보장하는 데 필수적이다. ARDIS는 시술시 치과의사를 보조하는 반자동 로봇으로서 사전계획(위치, 각도, 깊이)대로 정밀하게 구멍을 낼 수 있도록 도와준다. 이것은 초기의 일회용 수술가이드 제작의 번거로움과 제작 후 변경이 어려운 단점들을 보완해 주며 홀의 정밀도를 향상해 환자의 치유기간을 단축 시켜준다. RCM 매니플레이터를 제작하고, 이를 이용해 실제 소늑골을 드릴링 해봄으로써 치과 임플란트 수술에 적용 가능성을 확인하였다.

1. 연구결과

가. 드릴링 힘 측정

치과 수술에 사용되는 드릴스피드인 200-800RPM을 사용하여 소 늑골의 해면골에 구멍을 뚫을 때 핸드피스에 작용하는 힘을 측정하였다. 측정한 결과 218RPM일 때 약 13.1N의 힘이 핸드피스에 작용하였다. RPM이 증가할수록 드릴링에 필요한 힘은 줄어들었다. 치과에서 뼈를 뚫을 때 일반적으로 사용되는 1.5-24N 범위 안에 있었다. 또한, 측정한 힘을 이용하여 RCM 매니플레이터 진동해석의 입력조건으로 활용했다.

나. RCM매니플레이터의 진동해석

Ansys의 진동 시뮬레이션결과 드릴작업 시 기구부에서 하중이 가장 많이 걸리는 부분은 핸드피스트릴의 헤드 부분이었다. 진동을 측정하기 위해 가속도계를 핸드피스와 가장 가까운 기구부의 말단장치에 부착하고 핸드피스의 RPM, 드릴모션의 모터 2를 동작시키며 측정 하였다. 치과용 드릴의 웹 직경이 가장 작아 진동이 가장 많이 발생할 수 있는 2.0mm를 사용하여 소뼈의 피질골을 뚫으며 진동을 측정하였지만 핸드피스 모터의 진동수인 20.83Hz가 진동에 거의 영향을 받지 않는 영역에 있었다. ARDIS는 드릴링 작업에 충분한 강성을 갖도록 설계되어, 외부진동에 대한 공진이 발생하지 않음을 확인하였다.

다. 프리핸드 방법과 ARDIS방법의 비교

프리핸드 방법과 ARDIS 방법을 사용하여 골 시편에 천공을 하였다. 이 방법들은 초기의 수술가이드만을 이용한 천공의 결과들과 비교하였다. Sarment의 심플란트 시스템의 보고에서는 각도 편차는 $4.5 \pm 2.0^\circ$ 이고 임플란트 바디의 윗부분의 편차는 $0.9 \pm 0.5 \text{ mm}$, 임플란트 바디의 아랫부분의 편차는 $1.0 \pm 0.6 \text{ mm}$ 이었다.^[51] Brief의 연구는 IGI시스템이 사용되었고 각도 편차가 4.21° , 임플란트 바디의 윗부분의 편차는 0.65 mm 임플란트 바디의 아랫부분의 편차는 0.65 mm 이었다.^[52] Assche의 노벨 가이드시스템 각도 편차는 $2.0 \pm 0.8^\circ$ 이고 임플란트 바디의 윗부분의 편차는 $1.1 \pm 0.7 \text{ mm}$ 임플란트 바디의 아랫부분의 편차는 $2.0 \pm 0.7 \text{ mm}$ 이었다.^[53] 가이드를 제작해서 부착하여도 $0.02 \sim 0.05 \text{ mm}$ 초기고정 위치 오차는 피할 수 없다. 반면에 ARDIS를 사용한 방법은 구멍의 상, 하부의 편차는 $0.031 \pm 0.019 \text{ mm}$ 였고, 각도 편차는 $1.35 \pm 0.9^\circ$ 였다. 가이드를 제작하여 수술한 수치보다 정밀성이 향상했음을 알 수 있다.

실험자가 실제 임플란트 시술을 해본 경험이 없어서 프리핸드 방법을 사용하여 직접 천공하여 임플란트 시술을 경험해 보았다. 빠른 속도로 회전하고 있는 핸드피스 드릴로 드릴 날에 있는 깊이표시 마킹을 정확히 읽을 수 없어 정확한 깊이조절이 어려웠고 드릴이 들어갔을 때 칩의 배출 때문에 시야를 가렸다. 홀의 상부에서 드릴작업이 잘 됐더라도 드릴을 수직으로 정확히 빼지 못해 구멍이 의도와는 다르게 넓어질 수 있었다.

환자는 수술 중 작은 움직임에 따라 초기각도나 위치가 변할 수도 있다. ARDIS는 사람을 상대하는 의료용 보조 로봇이므로 안전장치와 간편한 조작장치, ARDIS 특성에 맞는 핸드피스의 개발이 요구되며 컴퓨터 보조 시스템인 BoneNavi와 같은 가상천공 소프트웨어 프로그램과 연동한다면 치료를 극대화할 수 있다고 생각된다. 이것들이 만족할 경우 기구부의 소형화를 통해 실제 치료에도 투입되어 활용될 것이다.

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. Kim, Y. S., "Present and future of medical robot", 2006.
3. Choi., M. H. "Dental hygienists on dental implantation a study of knowledge and attitudes," J. of The Chung-Ang Nursing, Vol.7, No.2, pp.57-66, 2003.
4. Carl. E. M., "Contemporary implant dentistry", 2th ed, Daehan publishing co, pp.11-35, 2000.
5. Chung. J. Y., "Factors impacting on the satisfaction of implant patients in Daegu and Kyungpook Areas," Master's Thesis of Yeungnam Univ., pp.5-35, 2005.
6. Pierrot, F., "Medical robotics : State of the art: Minimally-Invasive Surgery," Robotics research teams at LIRMM, France, pp.50, 2008.
7. Pierrot, F., "Medical robotics : Robotics for surgery and diagnosis: state of the art," Robotics research teams at LIRMM, pp.42.
8. Burgerta, O., Salba, T., Gockela, T., Dillmanna, D., "A system for facial reconstruction using distraction and symmetry considerations," Univ. of Karlsruhe, Gebaude, Institute of Real-Time Computer Systems and Robotics, 2007.
9. French, D. J., Jackson, I. T and Tolman, D. E., " A system of osseointegrated implants and its application to dental and facial rehabilitation," European Journal of plastic surgery, Vol. 11, No. 1, pp.14-21
10. Truhlar, R. S., Morris, H. F and Ochi, S. "A review of panoramic radiography and its potential use in implant dentistry and its potential use in implant dentistry," Implant dent Vol. 2, pp.122-130, 1993
11. Branemark, P. I., Hansson, B. O. and Adell, R. "Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw : Experience from a 10year period," Scan J plast Reconstr Surg, 1977.

12. Shulman, L. B., "Surgical considerations in implant dentistry," J Dent Educ, Vol. 52, pp. 712-720, 1988.
13. Schwarz, MS., Rothman, SG., RHodes, ML., Chafetz, N., "Computed tomography : Part. 1. Preioerative assessment of the mandible for endosseous implant surgery," Int J Oral Maxillfac Implants, Vol. 2, pp,137-141, 1987.
14. Schwarz, MS., Rothman, SG., RHodes, ML., Chafetz, N., "Computed tomography : Part. 2. Preioerative assessment of the mandible for endosseous implant surgery," Int J Oral Maxillfac Implants, Vol. 2, pp.142-148, 1987.
15. Eckerdal, O., Kvin, S., "Presurgical planning for osseointegrated implants in the maxilla," Int J Oral Maxillofac Surg, Vol. 15, pp.722-726, 1986.
16. Andersson, JE. and Svartz, K., "CT scanning in the preoperative planning of osseointegrated impants in the maxilla," Int J Oral Maxillofac Surg, Vol. 17, pp.33-35. 1988.
17. Casselman, JW., Quiryne, M., Lemalhier, SF. and Bonte, J., "Computed tomography in the determination of anatomical landmarks in the perspective of endosseous oral implant installation," J Head Neck Pathol., Vol. 7, pp.255-264, 1988.
18. Rothman, SLG., Chafetz, N., Rhodes, ML. and Schwarz, Ms., "CT in the preoperative assessment of the mandible and maxilla for endosseous implant surgery," Radiologe, pp.168, 171-175, 1988.
19. Woo, C. M., "CT practical use for correct treatment and diagnostic," Dental CT Casestudy, Vol. 10, 2008.
20. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," pp. 33, 2009.
21. Zerbato¹, D., Dall'iba¹, D, Giona¹, L., Vicentini¹, M., Botturi¹, D. and Fiorini¹, P., "Enhancing maxillofacial implantology with virtual fixtures," Proceedings of the 24th International Congress and Exhibition, Geneva. Switzerland, June pp. 23-26, 2010.

22. Brief, J., Hassfeld, S., Redlich, T. and Ziegler, C., "Robot assisted insertion of dental implants-a clinical evaluation," *Int. J. of Computer Assisted Radiology and Surgery-CARS*, pp. 932-937, 2000.
23. Brief, J., Hassfeld, S., Boesecke, R., Vogege, M., Krempien, R., Treiber, M. and Mühling, J., "Robot assisted Dental Implantology," *Int Poster J Dent Oral Med*, Vol. 4, No. 1, 2002.
24. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," pp. 23-25, 2009.
25. Brisman, D., "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, 1996.
26. Iyer, S., Weiss, C., and Mehta, A., "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, 1997.
27. Sharawy, M. and Misch, C., "Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed," *J. Oral Maxillofac Surg.*, Vol. 60, pp. 1160-1169, 2002.
28. Cordioli, G. and Majzoub, Z., "Heat generation during implant site preparation: An in vitro study," *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Vol. 12, No. 2, pp. 186-193, 1997.
29. Blumenkranz, S. J. and Rosa, D. J., Manipulator positioning linkage for robotic surgery, US 6246200, 2001.
30. Taylor, R. H., Fundal, J., LaRose, D. and Treat, M., "A telerobotic system for augmentation of endoscopic surgery," *Proceedings of the Annual International Conference*, pp. 1054-1056, 1992.
31. Zong, G., Pei, X., Yu, J. and Bi, S., "Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanism," *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 43, pp. 1585-1595, 2008.
32. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 33, 2009.

33. 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.
34. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 39-40, 2009.
35. Ban, J. H., Shin, S. W., Kim, S. J. and Lee. J. Y., "Three-dimentional finite element analysis on stress distribution of the mandibular implant-supported cantilever prostheses depending on the designs," J. Korean Acad. Prosthodont, Vol. 47, No. 1, pp. 70-80, 2009.
36. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 42-44, 2009.
37. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 57-60, 2009.
38. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 78-80, 2009.
39. Oh, G. Y., Park, S. H. and Kim, S. G., "Influence of implant Fixture design on implant primary stability," The korean academy of prosthodontics, Vol. 45, No. 1, pp. 98-106
40. O' Sullivan, D., Sennerby, L. and Meredith, N., "Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implant," A human cadaver study, Clin Implant Dent Relat Res, Vol. 2, pp. 85-92, 2000
41. O'Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., Meredith, N.. "A comparison of two methods of enhancing implant primary stability," Clin Implant Dent Relat Res, Vol. 6, pp. 48-57, 2004.
42. Park, S. Y, "The effect of the implant drill shape on the particle size of the bone collected during the osteotomies," Sunkyunkwan Univ., 2009.
43. Bachus, K. N., Rondina, M. T. and Hutchinson, D. T., " The effect of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study," Medical Engineering & physics Vol. 22 pp. 685-691, 2000.

44. Abouzgia, MB., Sumington, JM., "Effect of drill speed on bone temperature," *Int J Oral Maxillofac Surg*, pp. 394-399, 1996.
45. Brisman, DL., "The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites," *Int J Oral Maxillofac Impl*, pp. 33-37, 1996.
46. Matthews, LS., Hirsch, C., "Temperatures measured in human cortical bone when drilling," *J Bone Joint Surg Am*, pp. 297-308, 1972.
47. Matthews, LS., Green, CA., Goldstein, SA., "The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone," *J Bone Joint Surg Am*, pp. 1077-1083, 1984.
48. Matthews, LS., Hirsch, C., "Temperatures measured in human cortical bone when drilling," *J Bone Joint Surg Am*, pp. 297-308, 1972.
49. Haraldson, T. and Carlsson, G. E., "Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants," *European Journal of Oral Sciences*, Vol 85, No. 3, pp. 200-208, 2007.
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.
51. Sarment, DP., Sukovic, P., Clinthorne, N., "Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide," *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 18, 571-577, 2003.
52. Brief, J., Edinger, D., Hassfeld, S., Eggers, G., "Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants*," Vol. 16, pp. 495-501, 2005.
53. Assche, NV., Steenberghe, DV., Guerrero, ME., Hirsch E., Schutyser, FAC., Quirynen M., Jacobs R., "Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study," *J Clin Periodontol*, Vol. 34, pp. 816-821, 2007.