[UCI]I804:24011-200000256965

2012 년 2 월
석사학위논문

치과 임플란트시술 보조용 소형 로봇의 기구부 설계에 관한 연구

조 선 대 학 교 대 학 원
기 계 공 학 과
박 영 환

치과 임플란트시술 보조용 소형 로봇의 기구부 설계에 관한 연구

A study on the design of compact robot for dental implant surgical assistance

2012년 2월 24일

조선대학교 대학원

기 계 공 학 과

박 영 환

치과 임플란트시술 보조용 소형 로봇의 기구부 설계에 관한 연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학석사학위신청 논문으로 제출함

2011년 10월

조선대학교 대학원

기 계 공 학 과

박 영 환

박영환의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 이 규 태 (인)

위 원 조선대학교 교 수 김 수 관 (인)

위 원 조선대학교 교 수 정 상 화 (인)

2011년 11월

조선대학교 대학원

목　　　차

LIST OF TABLES ································ Ⅳ

LIST OF FIGURES ································ Ⅴ

ABSTRACT ································ Ⅶ

제1장 서　　론 ································ 1

제1절 연구배경 ································ 1

제2절 관련 연구동향 ································ 4

1. 의료용 수술 보조 로봇의 개발 동향 ································ 4

제3절 연구 내용 및 방법 ································ 7

제2장 치과 임플란트 수술 보조 로봇(ARDIS) ······ 8

제1절 임플란트 수술 보조 로봇 ································ 10

1. 임플란트 치료 과정 ································ 10

2. 임플란트 로봇 시술 ································ 14

제2절 ARDIS 시스템의 특징 ································ 16

1. 시스템의 구성 ······16

2. 가상 중심 기구부 구동메커니즘 ······19

제3장 ARDIS 소형화 설계 ······21

제1절 2자유도 가상 중심 기구부 ······21

1. RCM의 필요성 ······21

2. 이중 평행사변형 기구의 구조 ······25

제2절 RCM manipulator 소형화 설계 ······28

1. 가상 중심 기구부의 모델링 ······28

가. 기 설계된 기구부 분석 ······28

나. 기구부 소형화 모델링 ······30

2. 가상 중심 기구부의 구조해석 ······33

3. 진동 시뮬레이션 ······37

제3절 RCM 기구부 제작·성능평가 ······40

1. 시스템 제작 ······40

가. 모터선정 ······41

2. 시스템 구동 ······44

3. 가상 중심 구동 프로그램 개발 ······46

4. 드릴팁 각도 측정 ······ 49

가. 스마트폰을 이용한 기울기 측정 ······ 49

나. 펄스에 따른 핸드피스 각도 변화 ······ 51

5. 기구부 구동 ······ 54

제4장 결 론 ······ 56

참 고 문 헌 ······ 58

LIST OF TABLES

Table 2-1 System specifications of VC manipulator ································· 18

Table 3-1 Specifications of design for RCM manipulator ···························· 29

Table 3-2 Input conditions for FEA ·· 34

Table 3-3 Results of static structural analysis ··· 35

Table 3-4 Harmonic analysis data output option ······································· 39

Table 3-5 Specification of force gauge ·· 42

Table 3-6 Specifications of selected motor ··· 43

Table 3-7 Specifications of HTC-X515E ··· 50

Table 3-8 Angular according to pulse ·· 52

LIST OF FIGURES

Fig. 1-1 Concept of the image-guided robot system ··· 3

Fig. 1-2 Minimally-invasive surgery ··· 4

Fig. 1-3 Surgery robot in Korea ··· 6

Fig. 1-4 Micro robot in coronary artery ··· 7

Fig. 1-5 Flow chart of research ··· 9

Fig. 2-1 Structure of implant ··· 11

Fig. 2-2 3D simulation and program ··· 13

Fig. 2-3 Robot for implant dentistry ··· 15

Fig. 2-4 Dental drill attached to the haptic device ··· 15

Fig. 2-5 Photograph of manufactured VC manipulator ··· 17

Fig. 2-6 Trajectory generator ··· 18

Fig. 2-7 Stopping modes of motor ··· 19

Fig. 2-8 Find home algorithm ··· 20

Fig. 3-1 Angulation methods of manipulator ··· 22

Fig. 3-2 Parallelogram RCM mechanism ··· 23

Fig. 3-3 Hierarchical relationship of circle motion mechanism ··· 24

Fig. 3-4 Expansion of 1 DOF double parallelogram linkage ··· 25

Fig. 3-5 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion 26

Fig. 3-6 Expansion of 2 DOF double parallelogram linkage ··· 27

Fig. 3-7 CATIA design of RCM manipulator ··· 29

Fig. 3-8 Solidworks design of downsizing RCM manipulator ········ 30
Fig. 3-9 Drawing of compact design ········ 32
Fig. 3-10 Boundary conditions for FEA ········ 34
Fig. 3-11 Static structural analysis of RCM manipulator during drilling process ········ 36
Fig. 3-12 Modal analysis of RCM manipulator ········ 38
Fig. 3-13 Results of harmonic analysis ········ 39
Fig. 3-14 RCM manipulator ········ 40
Fig. 3-15 Torque measurement ········ 41
Fig. 3-16 Photograph of force gauge ········ 42
Fig. 3-17 Methods for controlling rotation direction of motor ········ 45
Fig. 3-18 Flow chart of driving program for RCM manipulator ········ 47
Fig. 3-19 Driving process of program source ········ 48
Fig. 3-20 Front panel of drilling virtual instrument ········ 48
Fig. 3-21 Angular measurement of RCM manipulator ········ 51
Fig. 3-22 Calibrated protractor origin for initial position ········ 52
Fig. 3-23 Calibration for output pulse ········ 53
Fig. 3-24 Angle error due to pulse ········ 53
Fig. 3-25 Driving RCM manipulator ········ 54
Fig. 3-26 Photograph of gum model after drilling ········ 55

ABSTRACT

A Study on the design of compact robot for dental implant surgical assistance

Park Young Hwan
Advisor : Prof. Jeong, Sang-Hwa, Ph.D.
Department of Mechanical Engineering,
Graduate School of Chosun University

The professionalism of the medical team and the experience as well as cooperation system are important factor in the implant operation. However, in spite of operation planning, the precise implant operation can not be performed because the factor such as hand shaking of operator and the variation of teeth hardness deteriorate drilling accuracy. In this reason, the demand of implant robot which can be applied from the operation planning level is increased.

The assistant robot for dental implant surgery(ARDIS) is semi- automatic robot with RCM(Remote Center of Motion) manipulator. After preplanning, which can produce the accurate 3D coordinate of implant location based on the 3D CT(Computerized Tomography) image, is performed, this robot can position the drill precisely to the planed implant location and control the angle and depth of drilling. ARDIS can reduce

the fabrication process for surgical guide and save the overall operation time.

In this research, the mechanism design to minimize the implant assistant robot with the analysis results of formerly developed RCM manipulator is proposed. The structure was changed and the interference part among moving links was minimized in order to increase the angular motion of the handpiece.

The size and angle of each link was determined numerically using Solidworks software to fit the 15mm drilling depth because the fixture should be inserted more than 10mm depth. The vibration and structural analysis were performed to evaluate the virtual performance of RCM manipulator using ANSYS Software. The result shows that deformation was less than 0.26mm, and the strain was 2.2402e-004mm/mm under the similar condition of actual operation.

The mechanism design was also verified by two experiments. One experiment was that measured handpiece angle according to input signal with the developed operation software and the gyro-sensor of smart phone. The tracking error was 0.25°, which was within tolerance limit. The other experiment was drilling the hole in the gum model.

제1장 서　　론

제1절 연구배경

인체의 구성요소 중의 하나인 치아는 음식을 분해하는 저작기능을 담당하고 있다. 치아의 결손으로 이 기능을 잃게 되었을 때 인체 활동의 주 에너지원인 영양의 섭취에 어려움을 겪게 되고 더 나아가 질병을 초래 할 수 있으며, 정신적인 스트레스로 연결될 수도 있다. 치아의 결손은 사회심리학적으로 정상적인 생활을 하기에 어려움을 줄뿐 아니라 삶의 질을 떨어드리는 요인이 된다. 그러므로 삶의 질이 점점 중요시되는 현대인들에게 구강기능 회복은 무엇보다도 중요한 치료이다. 한국보건사회연구원의 조사결과에 따르면, 우리나라 20대 이상 성인의 36.7%가 구강건강을 '가장 중요한 건강문제'로 인식하고 있으며, 62.1%가 '가장 중요하지는 않으나 중요한 건강문제 중 하나'로 인식하고 있으며, 연령이 증가하면서 그 중요성이 급격히 증가하는 것으로 나타난다.[1] 이렇듯 구강건강의 관심 증가로 치과 치료가 증가 되고 있으며, 최근에 사용되는 임플란트 치료는 경제적인 면에서 환자에게 최소한의 부담으로 최대한의 질적 만족을 줄 수 있는 치료 방법으로 현재 널리 사용되고 있다.

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

임플란트 시술은 치의학 분야라서 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.

통계청 자료를 보면 1971년 기준으로 남자의 평균 수명 연령 59세, 여자의 평균 연령 66세인데 반해 2005년 기준으로는 남자의 평균 수명 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.[5] 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.[8] 이렇듯 임플란트 수요자가 급증하는 만큼 세계적으로 임플란트 시술에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다.

치과용 임플란트 수술의 성공 여부는 정확한 사전수술 계획의 수립뿐만 아니라 수술단계에서 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 치과주치의의 오랜 경험에 의존하는 self-drilling방식으로 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 활용이 요구된다.

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 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 수술과정 때문에 치과의사 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.

현재 세계적으로 널리 사용되는 의료용 로봇 시스템은 '영상유도 로봇시스템' 과 '다빈치 시스템'으로 분류된다. 미국 존스 홉킨스 대학의 Taylor 교수가 제안한 '영상유

도 로봇시스템'은 수술 전 환자의 다양한 정보를 자료화 시킨 후 기존의 데이터베이스 자료를 중심으로 의사의 지시로 수술실의 로봇에 정보를 입력한 후 환부에 데이터를 일치시켜 수술한다.[7] 수술 중 환부의 변화에 따른 정보는 실시간으로 로봇에 입력되어 재가공하여 의사의 판단에 따라 수술을 진행한다. 수술할 때 다양한 정보는 보관되어 수술 후 검증 작업을 통하여 전반적인 검토를 시행하여 이를 다음 수술시 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. 위의 두 시스템과 비슷한 개념을 이용하는 임플란트용 로봇 시스템의 개념은 Fig. 1-1에 나타내었다.

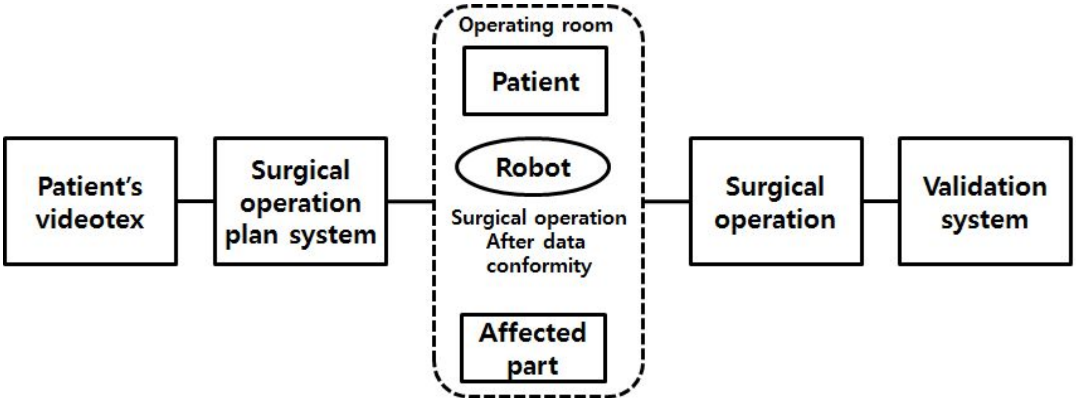


Fig. 1-1 Concept of the image-guided robot system

제2절 관련 연구현황

1. 의료용 수술 보조 로봇의 개발 동향.

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 의료가 가능하게 되었다. 의사 옆에서 고정 장치와 같은 기능을 수행하는 수술 보조 로봇은 Fig. 1-2와 같은 최소침습수술 MIS(Minimally-Invasive Surgery)가 있다. 이것은 로봇과 같은 조이스틱 같은 직접적인 제어 인터페이스를 제공하여 그 기능을 수행한다.[8]

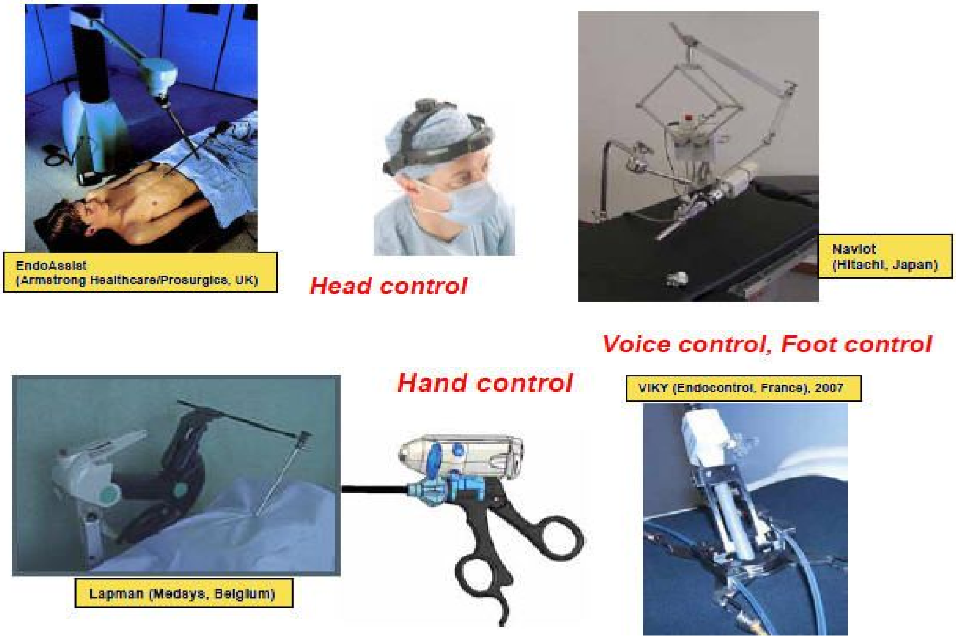
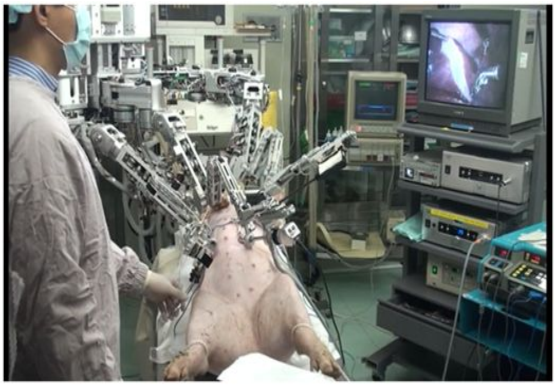


Fig. 1-2 Minimally-invasive surgery[8]

해외의 로봇 연구로는 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 AESOP와 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.[9]

국내 의료기기의 해외 수입의존도는 '09년 기준 65.8%로 높은 상황이며, 고가장비인 수술로봇 역시 아직 미국 Intuitive Surgical사 제품인 '다빈치'가 국내 수술로봇의 100%를 차지하고 있다. 국내의 (주)이턴은 '07년부터 미국 퍼듀대와의 지식경제부 국제공동기술개발사업을 추진하여 최근 복강경 수술로봇개발에 성공하였다. 복강경 수술로봇은 절제부터 봉합까지 전체작업의 프로그램 처리가 필요한 매우 어려운 기술이나, 원천기술을 보유한 미국과의 효과적 공조를 통해 단기간에 개발되었다. '09년 지식경제부 스마트 프로젝트의 일환으로 진행된 로보닥프로젝트는 큐렉소, 현대중공업, 삼성서울병원 등의 참여로 시제품 개발에 성공, 임상실험까지 완료한 상태이다.[10] Fig. 1-3은 국내의 복강경 수술로봇과 인공관절 수술로봇인 로보닥이다.



(a) Laparoscopic surgery robot

(b) ROBODOC

Fig. 1-3 Surgery robot in Korea[10]

수술로봇 뿐만 아니라 최근 전남대에서 지식경제부 ‘로봇원천기술개발사업’지원을 받아 혈관내 초소형 로봇을 삽입하여 협진, 협착 등 혈관 질환을 치료하는 마이크로 로봇(1mm, 10mm 사이즈)시제품을 개발하여, 살아있는 돼지의 혈관내 로봇의 안정적 이동에 성공하였다. Fig. 1-4은 혈관내 마이크로 로봇의 움직임을 포착한 것이다.[10]

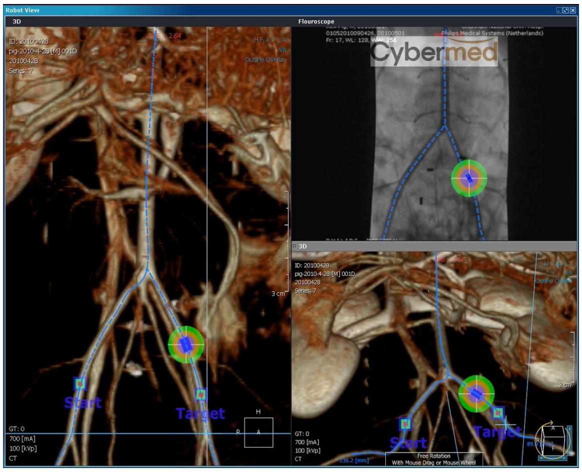


Fig. 1-4 Micro robot in coronary artery[10]

제3절 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 단축시켜 환자의 편안함을 증가시킨다. 치과 의료용 임플란트 수술 보조 로봇 ARDIS(Assistant Robot for Dental Implant Surgery)는 시술할 때 치과의사를 보조하는 반자동로봇을 이용하여 임플란트 식립 위치까지 드릴을 위치시키고 각도와 깊이를 조절하는 RCM(Remote Center of Motion) 매니퓰레이터이다. ARDIS 드릴 방법은 CT(Computerized Tomography)로 찍은 영상에 시술계획을 세우고 수술가이드 제작의 번거로움을 생략하고 입력한 위치, 각도로 기구부를 움직인 후 필요한 깊이만큼 드릴작업 하는 것이다.[11]

본 연구에서는 기 개발된 RCM 매니퓰레이터의 성능분석 결과를 바탕으로 기구부의 소형 설계에 관한 연구를 하였다. Fig. 1-5에 연구 진행과정을 나타내었다. 재 설계된 기구부의 기구학적 해석을 통해 치수를 결정하였으며 시뮬레이션을 통해 기구부를 설계하고 제작하였다. 소형으로 제작된 기구부의 구동프로그램을 개발하고 구동함으로써 기구부를 검증하였다. 이 기술은 향후, 최적의 시술조건과 임플란트 기기 설계 · 개발 등에 폭넓게 활용될 수 있어서 이 분야의 체계적인 기술 축적과 경쟁력 제고에 기여할 것으로 기대한다.

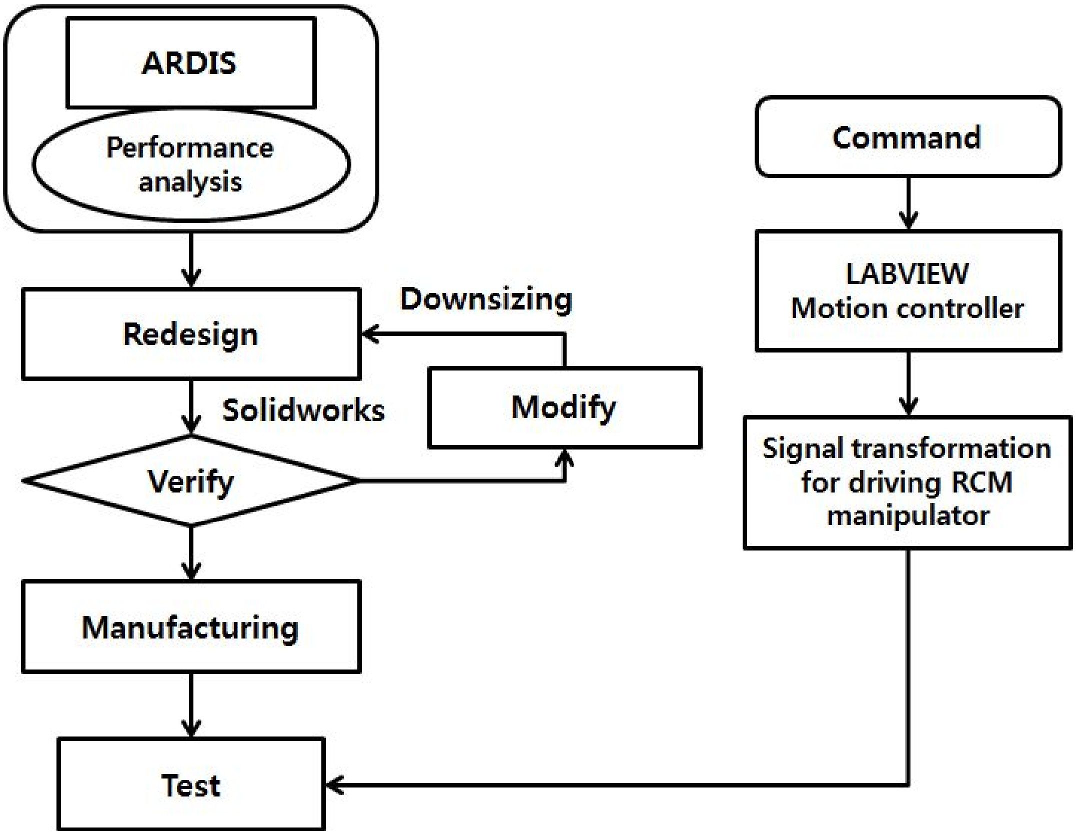


Fig. 1-5 Flow chart of research

제2장 치과 임플란트 수술 보조 로봇(ARDIS)

제1절 임플란트 수술 보조 로봇

1. 임플란트 치료 과정

임플란트란 인공 치아 또는 제3의 치아라고도 한다. 치아의 결손이 있는 부위나 치아를 뽑은 자리의 턱뼈에 골 이식, 골 신장술 등의 부가적인 수술을 통하여, 충분히 감쌀 수 있도록 부피를 늘린 턱뼈에 생체 적합적인 임플란트 본체를 심어서 자연치의 기능을 회복시켜주는 치과 치료 방식이다. 정상적인 기능이 유지되고 있는 턱뼈와 식립된 임플란트 본체 표면과의 형태적, 생리적, 직접적 결합인 골유착(osseointegration)이 이루어진 후 임플란트 주위 턱뼈의 골 개조의 과정을 거치게 된다. 임플란트는 여러 종류가 있으나 근래에는 Fig. 2-1와 같이 나사 형태의 골 내 임플란트가 주로 사용된다.

임플란트의 형태에 따른 종류는 다음과 같다.

1. 나사형 임플란트 : 임플란트 고정체에 나사산이 있어서 초기 고정력이 커지고 뼈와의 접촉 면적이 커서 임플란트 안정성에 유리하며 교합 하중의 분산에도 유리한 형태이다.
2. 원통형 임플란트 : 고정 안정성을 임플란트 고정체의 표면과 턱뼈와 임플란트 직경의 구조적 차이에서 발생하는 유지로도 얻게 된다.

Fig. 2-1 Structure of implant[12]

치과용 임플란트의 시술과정은 5단계로 나누어진다. 1단계는 구강진단 단계로 임플란트를 하기 위한 사전검사로 CT촬영, 치아 본뜨기, 구강정밀검진 등을 통해 임플란트 치료가 필요한 부분과 잇몸뼈 상태 등에 대한 기초 검사를 하게 된다. 구강진단에서 고려되어야 할 것은 치아 상실 이유와 상실된 치아가 다른 인접한 치아에 미치는 영향이다. 임플란트 시술시에는 필요에 따라 치아 악골내외의 해부학적 위해를 가할 수도 있기 때문에 Fig. 2-2와 같이 사전에 Dental CT와 임플란트 시뮬레이션을 이용하여 인접치의 치근, 신경, 혈관, 비강, 상악동의 위치 등에 대한 정보를 얻는다. 2단계는 치료계획 수립단계로서 구강진단의 결과를 토대로 임플란트의 치료계획을 수립한다. 임플란트 매식체의 식립위치와 방향, 깊이, 매식체의 직경과 길이를 결정하고 세균감염을 최소화하여 임플란트와 뼈가 안정적으로 결합할 수 있도록 수술계획을 수립하고 수술결과를 예측하여 인공치아 보철물을 정확히 장착할 수 있도록 설계한다. 3단계는 1차 수술로 임플란트가 들어갈 부위의 잇몸을 열고 턱뼈의 정확한 위치에 임플란트 매식체(fixture)를 심고 수술부위를 꿰매어 다시 덮는다.

수술 후 잇몸뼈에 있는 임플란트 매식체가 잇몸뼈와 완전히 붙게 되면 그 다음 4단계인 2차 수술에 임한다. 인공치아 보철물을 장치할 수 있도록 잇몸밖으로 기둥을 연결하는 2차 시술이 이루어진다. 치아 본을 뜨고 임플란트 위쪽 부분인 인공치아 보철물을 제작하게 된다. 이 과정에서 환자가 가지고 있는 치아의 색깔과 모양에도 신경을 써야만 수술 후 자연스러운 치아형태를 형성할 수 있다. 5단계에서는 제작된 인공치아 보철물을 장착한다. 보철물을 장착할 때는 임플란트 식립 각도나 위치, 매식체의 숫자와 직경 등 수술시의 판단이 장기적인 보철 시술에 영향을 주게된다. 장기적인 임플란트 보철의 성공을 위해서는 임플란트 재료에 대한 이해뿐만 아니라 교합력이 가해졌을 때 일어나는 생역학적 영향을 고려하여야 한다.[13]

이와 같은 과정에서 임플란트 성공률을 높이기 위해서는 의료진의 전문성과 경험, 의료기간의 협력시스템이 주요한 요소로 작용하게 된다. 그러나 이러한 시술계획에도 임플란트를 수술할 때 시술자의 손 떨림이나 턱뼈의 경도에 의해 계획한 크기의 홀을 뚫기 어려워 정밀한 시술이 이루어지지 않고 있다. 이는 환자에게 큰 고통을 주게 되고 오랜 치유 시간을 필요하게 된다. 이를 극복하기 위해서 뼈에 구멍을 낼 수 있을 정도의 힘을 갖고, 흔들림이 없이 안정되며, 제어 강인성을 갖고, 원하는 위치로 정밀하게 찾아갈 수 있는 정밀한 수술 보조 기구부가 필요하다.

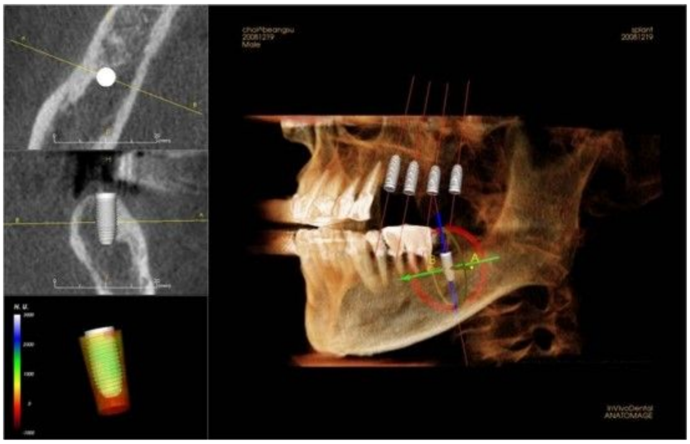
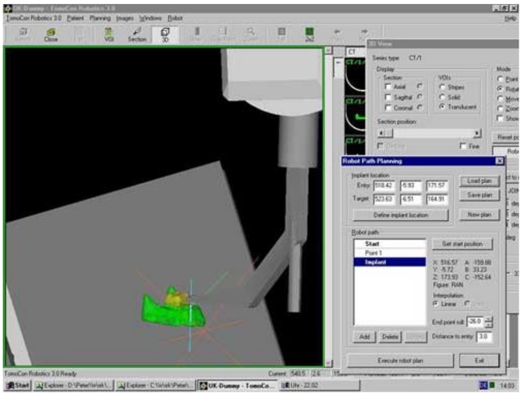


Fig. 2-2 3D simulation and program[14]

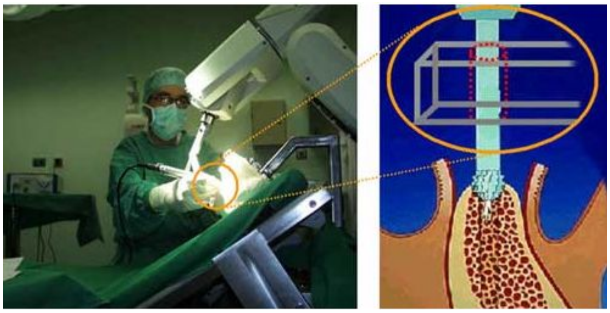
2. 임플란트 로봇 시술

치과 임플란트 수술 보조 로봇은 다음과 같은 조건을 만족해야 한다. 임플란트 식립 위치를 둘러싼 회전 운동과 임플란트 축을 따라 드릴링이 가능한 직선 운동이 가능해야 한다. 수술도구가 필요한 위치까지 도달할 수 있는 공간을 보장해야 한다. 작은 수술 공간을 차지해야 할 뿐만 아니라 환자 신체의 다른 부위도 피해야 하며, 또한 의사의 수술진행을 방해하지 않아야 한다. 시스템 강성은 자체 및 수술도구 중력과 외부 힘의 작용하에서 현저한 변형이 없도록 보장되어야 한다.[15]

Fig. 2-3는 독일의 하이델버그(Heidelberg) 대학에서는 치과용 임플란트 시술에 가이드 로봇을 도입하여 구강환자 모형에 드릴링 테스트를 시도 하였다.[16] 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. 이탈리아 베로나(Verona) 대학에서는 드릴작업 과정에서 시술자를 돕기 위한 Fig. 2-4과 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.[17] Tamed사에서 개발한 PC 기반 소프트웨어인 TomoRob은 제어 가능한 700mm의 상용 로봇 암(arm)을 이용하여 시뮬레이션 및 기구부를 시각화가 가능하게 하였다. 시술 계획을 입력하면, 로봇은 TomoRob으로 구동되고 기존의 일회성 가이드 제작 단계를 줄였다.[18] 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 도입이 가능함을 확인시켜 주었다.



(a) Controlling the surgery plan before drilling



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

Fig. 2-3 Robot for implant dentistry[16, 18]

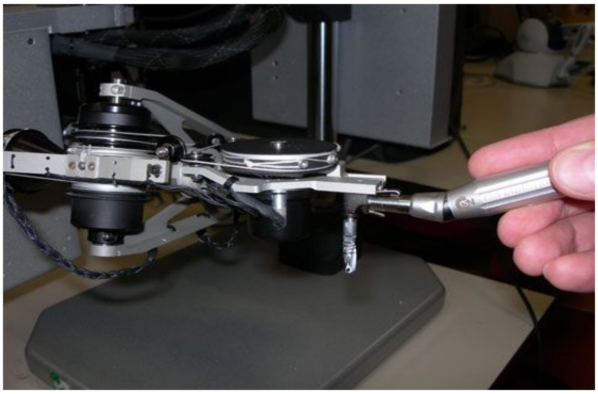


Fig. 2-4 Dental drill attached to the haptic device[17]

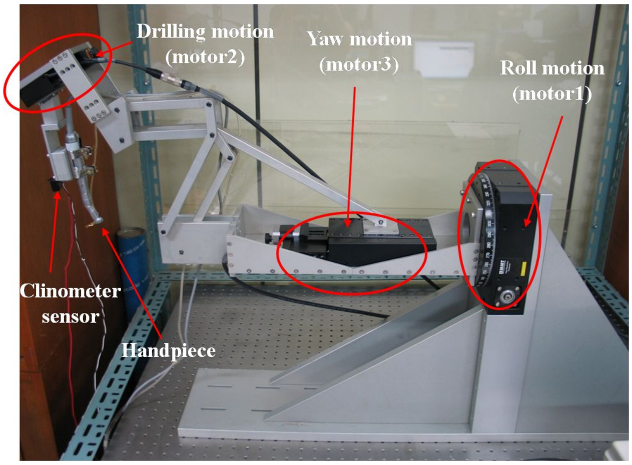
제2절 ARDIS 시스템의 특징

1. 가상 중심 기구부의 구성

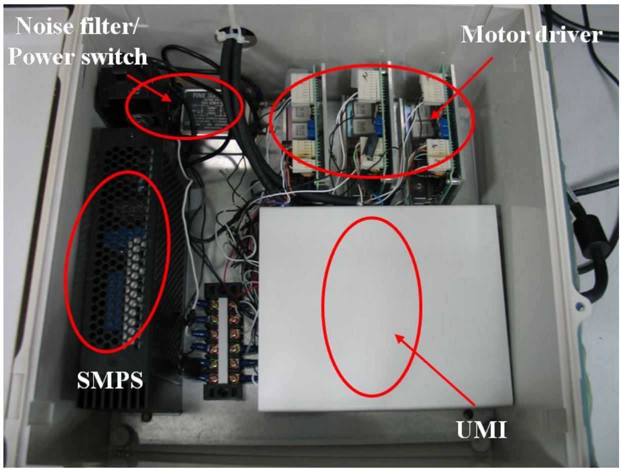
Fig. 2-5(a)는 기 설계 · 제작된 가상 중심(virtual center) 기구부이다. 핸드피스의 각도를 조절하기 위해서 motor1의 롤 운동과 motor3의 요 운동이 필요하다. Motor1은 1/180 웜기어를 사용해서 1 펄스에 0.004° 회전한다. motor3은 LM 가이드를 이용해서 직선 변위를 발생시키고, 발생된 직선 운동은 이중 평행사변형 링크부를 거쳐 핸드피스의 요 운동을 유발한다. motor3에 의해 발생된 핸드피스의 각은 기울기센서를 이용해서 측정하였다. motor2는 핸드피스의 드릴링 운동을 수행하고, 핸드피스의 드릴이 지향하는 방향과 드릴링 축이 평행하도록 설계되었다. Fig. 2-5(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.

Table 2-1에 가상 중심 기구부에 사용된 장치 사양을 나타내었다.

모터 직선 이송을 위한 경로는 Fig. 2-6에 나타낸 바와 같이표준 사다리꼴 속도 프로파일(industry-standard trapezoidal velocity profile)을 이용하여 생성하였다. 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 일정시간동안 그 상태를 유지한 후 감속된다. 경로 생성은 위치 명령 프로파일(position command profile), Fig. 2-6(a)에 나타낸 면적을 시간에 타라 적분함으로써 이루어진다.[19]

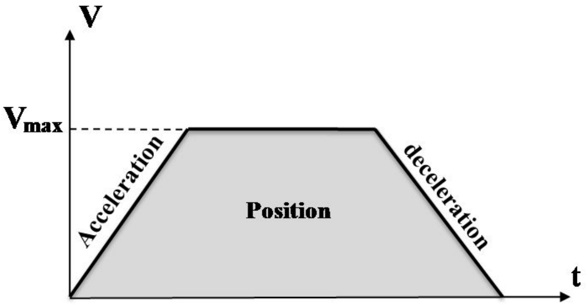


(a) VC linkage

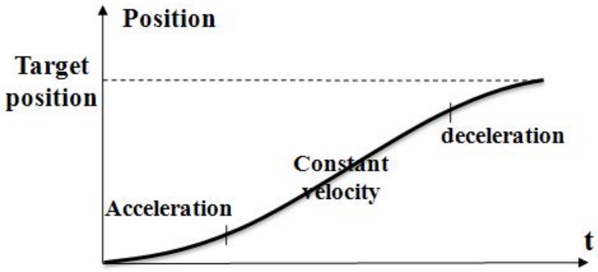


(b) Motor controller

Fig. 2-5 Photograph of manufactured VC manipulator[19]



(a) Generic trapezoidal velocity profile



(b) Position command profile

Fig. 2-6 Trajectory generator

Table 2-1 System specifications of VC manipulator[19]

System	Spec.
Motor1	worm gear 1/180, 360°
Motor2	Ball screw ∅8 lead1, cross roller, ±10mm
Motor3	Ball screw ∅8 lead1, cross roller, ±60mm
Clinometer sensor	SA1, ±60°, resolution : 0.1°
Infrared displacement sensor	LK-501, ±250mm, resolution : 1μm
Link	Aluminum-7016

2. 가상 중심 기구부의 구동 메커니즘

드릴링 운동을 하는 motor2와 요 운동을 하는 motor3은 직선 운동 기구로 2개의 리밋 센서와 1개의 홈 센서를 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. 2-7에 나타내었다. 급속정지는 서보 모터의 경우 모터를 최대한 빨리 정지시키기 위해 풀 토크(full torque)를 인가하고, 스텝 모터의 경우에는 스텝 펄스(step pulse) 신호의 출력을 즉시 멈춘다. 감속(deceleration)정지의 경우에는 모터를 미리 정의된 감속도로 정지한다. 킬(kill)정지는 모터에 공급되는 전원을 차단하고 마찰정지 또는 스텝 신호의 출력을 중지함으로써 이루어진다. 컨트롤러는 리밋 센서가 비활성화될 때까지 같은 방향으로의 이동을 차단한다.[20]

가상 중심 기구부를 구동하기 전에 각 축들의 기준 위치(reference position)를 설정하여야 한다. 축의 초기 위치를 찾기 위해 Fig. 2-8과 같이 홈 서치(find home) 알고리즘을 이용한다. 모션 컨트롤러는 홈 센서를 발견하거나 리밋 센서를 만날 때까지 한 방향으로 탐색 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 달라지게 된다. 따라서, 정지할 홈센서의 에지 설정을 통해 기준 위치를 설정할 수 있다.[20]

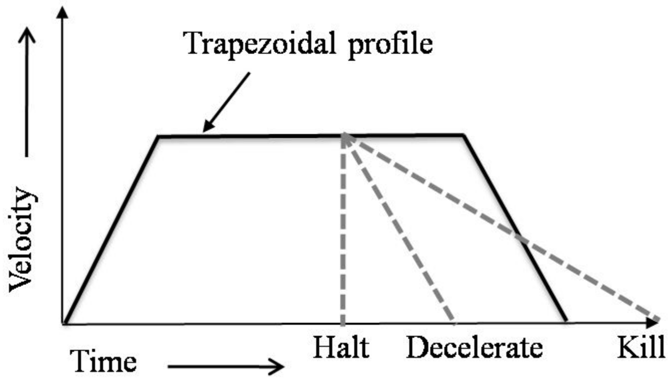


Fig. 2-7 Stopping modes of motor[20]

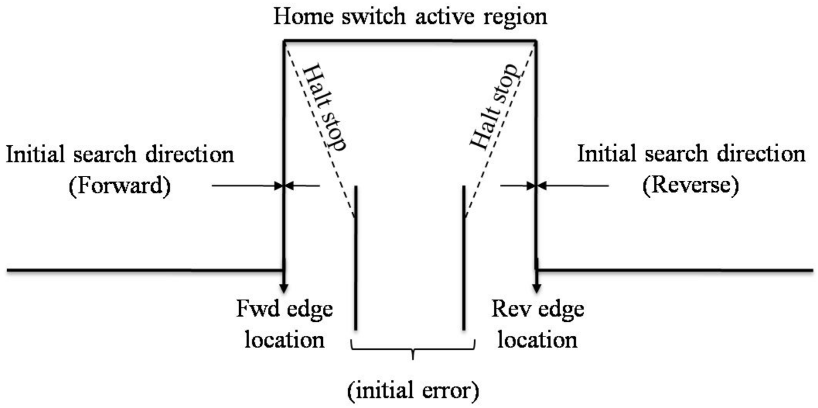


Fig. 2-8 Find home algorithm[20]

제3장 ARDIS 소형화 설계

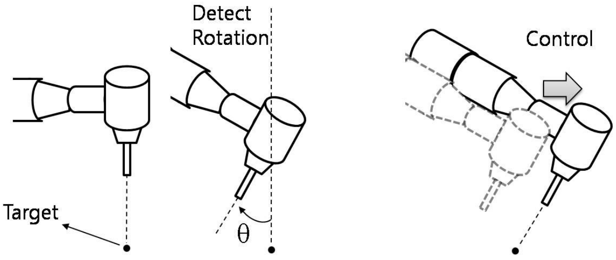
제1절 가상중심 기구부

1. RCM의 필요성

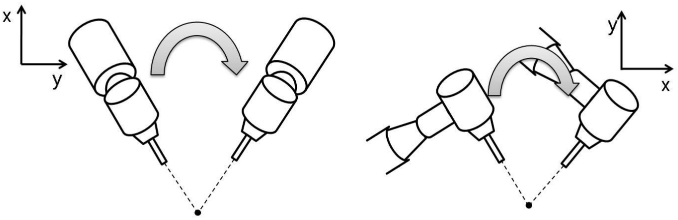
많은 수술들이 제한된 수술 영역내에서 한 개의 점에 대해 상대적으로 넓고 정밀한 각 운동을 필요로 한다. 예를 들면 복강경 수술에서 내시경 또는 기타 수술도구는 투관침(trocar)을 통해 환자피부의 작은 절개구에 삽입되어 수술 위치에 도달하는데 절개구의 제한으로 인해 투관침은 삽입점(entry point)을 기준으로 선회운동한다.

치과 임플란트 수술에서는 초기계획과는 다르게 드릴링시 각도 조절의 실패로 임플란트 축과 드릴팁과의 거리, 임플란트 축과 드릴 축과의 각도, 그리고 드릴 깊이가 틀어지게 된다. 임플란트 홀의 드릴링 작업은 마찰열로 인한 턱뼈의 손상을 막기 위해 한번에 시술을 하지 않고 드릴직경에 따라 순차적으로 시술한다. 따라서 드릴의 위치가 항상 동일해야 한다. 또한, 초기 각 편차(initial angle deviation)는 수술이 진행됨에 따라 드릴 축과 임플란트 축의 거리를 더욱 크게 만드는 원인이 된다. 초기 각 편차는 드릴의 도달 깊이에도 영향을 주기 때문에 정밀한 위치제어와 초기 각 편차가 없도록 각도가 조절되어야 한다.[21]

Fig. 3-1에 각도 조절 방법을 나타내었다. 일반적인 로봇 기구부를 사용할 경우 Fig. 3-1(a)와 같이 회전각(θ)만큼 각도 조절을 하면 목표점으로부터 $\sin\theta$만큼 틀어지게 되어 별도의 보상을 위한 운동을 필요로 한다. 따라서, 이러한 수술 임무를 수행하기 위해서는 수술 도구의 회전 운동과 병진 운동이 분리되어야 한다. 이러한 운동을 구현할 수 있는 메커니즘이 RCM(remote center of motion)을 포함하는 가상 중심 메커니즘(virtual center mechanism)이다. Fig. 3-1(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 수술위치로 안내하는 직선 포지셔닝 기구부와 각도조절을 하더라도 항상 동일한 위치를 지향할 수 있는 각도조절 기구부를 분리하는 형태가 일반적이다.



(a) Angle control in conventional manipulator



(b) Angle control in VC manipulator

Fig. 3-1 Angulation methods of manipulator[21]

기구학에는 운동의 중심부에 어떤 물리적 회전 조인트가 존재하지 않는 많은 원형 운동 메커니즘이 있다. 일반적인 기구부는 부품과 조인트로 구성된다. 만약 기구부 중 하나의 부품이 기구부의 말단 고정점 주위를 회전하고, 고정점에 어떤 물리적 회전 조인트가 연결되어 있지 않으면, 이러한 기구부를 RCM기구부 라고 한다. Fig. 3-2에 보이는 것과 같이 평면내에서 고정점(O) 주변을 회전할 수 있다.[22]

그러나 어떤 물리적 회전 조인트도 필요하지 않고, 점 E와 O사이에 여유구속이 존재하면 평면 VC기구부라 정의할 수 있다. 점 E는 중심점 O에 대해 원형 운동점이다. VC 기구부와 VCM(virtual center of motion) 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 체계를 Fig. 3-3에 나타내었다.[22]]

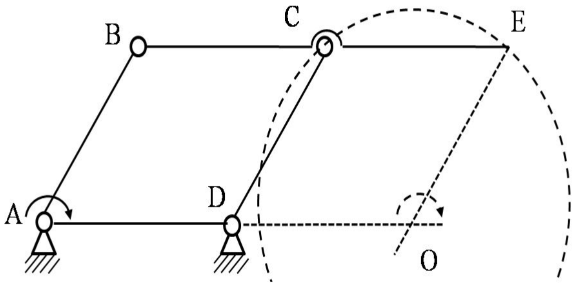


Fig. 3-2 Parallelogram RCM mechanism

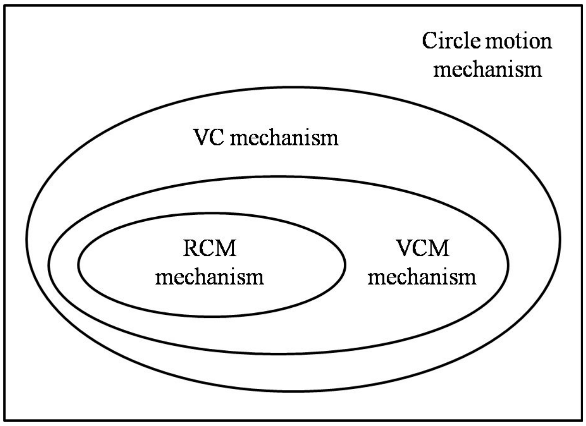


Fig. 3-3 Hierarchical relationship of circle motion mechanism[22]

2. 이중 평행사변형 기구의 구조

이중 평행사변형 기구란 평면상에서 연결된 2개의 평행사변형이 가상 중심을 둘러 싸고 회전 운동하는 기구이다. 이중 평행사변형 기구의 기본 형태는 Fig. 3-4와 같다. 이중 평행사변형 구조는 구조가 간단하여 액추에이터를 베이스에 배치할 수 있고, 링크의 굴곡 변형에 따라 다양한 RCM기구를 구성할 수 있다. 단점으로는 링크 사이에 간섭이 존재하여 운동 범위에 영향을 주고, 경첩 구성이 많아 기구 강성에 영향을 준다.[23] 말단장치가 운동의 원격 중심(O)을 지나도록 하기 위해서는 Fig. 3-4와 같이 말단장치를 설치하여야 한다. Fig. 3-5(a)와 같이 말단 장치를 이중 평행사변형 기구의 끝단 링크와 경사지게 배치하거나, Fig. 3-5(b)와 같이 이중 평행사변형 기구의 링크를 구부려 말단장치가 운동의 원격 중심을 수직하게 지나도록 한다. 1자유도 이중 평행사변형 기구를 수정해서 Fig. 3-6과 같은 2자유도 이중 평행사변형 기구를 얻을 수 있다.[24]

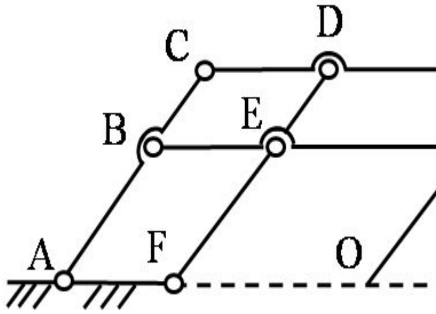
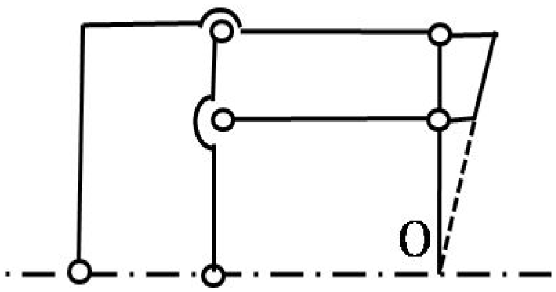
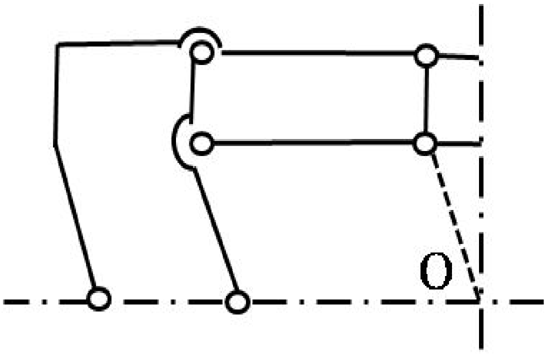


Fig. 3-4 Expansion of 1 DOF double parallelogram linkage[24]



(a) Inclined end-effector



(b) Perpendicular end-effector

Fig. 3-5 Coincidence methods of end-effector and remote center of motion[24]

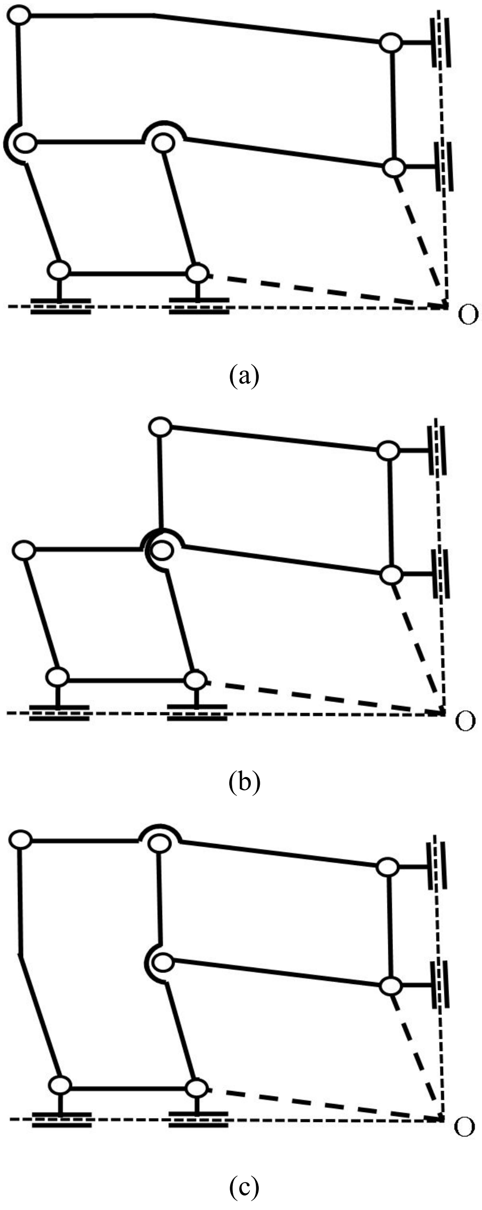


Fig. 3-6 Expansion of 2 DOF double parallelogram linkage[24]

제2절 RCM 메니퓰레이터 소형화 설계

1. 가상 중심 기구부의 모델링

가. 기 설계된 기구부 분석

Fig. 3-7은 기존에 설계된 가상 중심 기구부를 나타낸 것이다.[25] L_2는 motor3이 병진운동시키는 LM가이드와 평행사변형 구조에 연결되어 핸드피스의 각변화를 발생시킨다. 이때 motor3에 연결된 LM가이드의 travel length에 의하여 핸드피스의 각변위량이 결정된다. 더욱 큰 각변위량을 갖기 위해서는 motor3의 LM가이드의 travel length가 증가하여야 하는데 Yaw motion을 발생시키는 기기의 스펙 업그레이드는 motor3과 LM가이드가 결합되어 있는 L_1의 길이증가를 요구한다. 이는 기구부의 크기와 중량 증가에 직결된다. Table 3-1에 링크의 수치를 나타내었다. L_3은 평행사변형을 이루고 있는 변의 길이로 핸드피스의 크기를 고려하여 결정하였다. 기구부의 말단부에서 RCM point가 되는 핸드피스의 끝점보다 핸드피스를 고정하는 지그와 드릴링 이송운동을 하는 motor2가 위치하는 부분이 더 돌출되어 있어서 시술시 접촉이나 간섭이 우려된다.

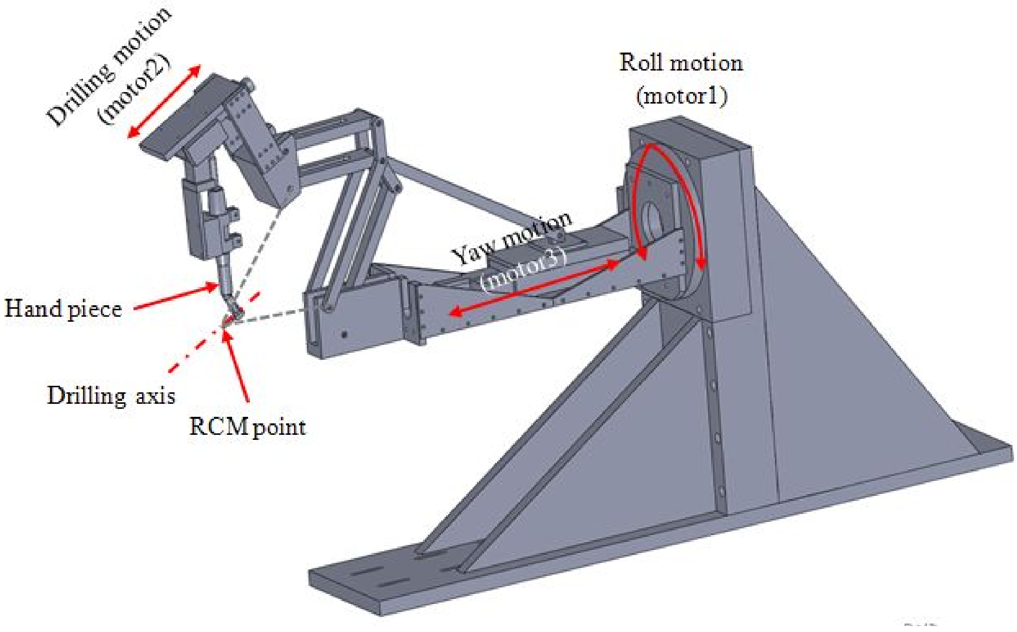


Fig. 3-7 CATIA design of RCM manipulator[25]

Table 3-1 Specifications of design for RCM manipulator[25]

Component	Spec.
L_1	377.36mm
L_2	320mm
L_3	200mm
Drilling depth	≦10mm
Handpiece angle	±14.5°

나. 소형 기구부 모델링

임플란트 식립시 보통 치근부위가 3mm이상만 식립되어도 임플란트는 잘 심어진 것 같이 느껴지지만 이는 성공이라고 볼 수 없다. 임플란트 식립부위는 1년에 자연적으로 최소 0.2~0.3mm의 뼈 퇴축과 잇몸퇴축이 이루어지기 때문에 이를 고려하여 10mm 이상의 충분한 드릴링이 이루어지지 않은 시술은 불과 몇 년 만에 문제가 일어 날 수 있다.[26] 기존 drilling depth 10mm에 맞추어서 설계된 기구부를 drilling depth 15mm에 맞추어 모델링하였다. 핸드피스의 각변위량을 증가시키더라도 핸드피스 운동 범위에 간섭이나 접촉되는 부위가 없어야 한다. 이러한 요구사항을 기반으로 Fig. 3-8과 같은 새로운 가상 중심 기구부를 설계하였다.

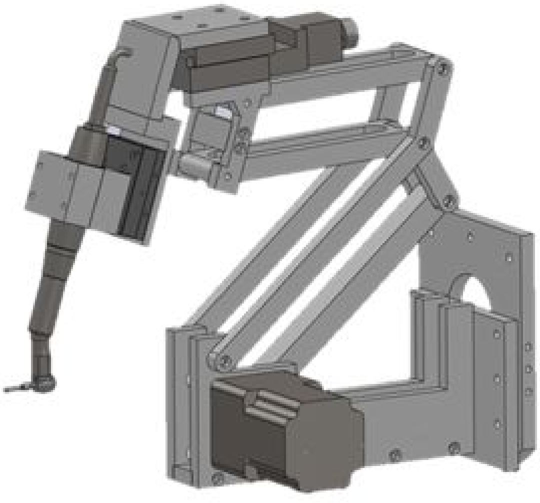
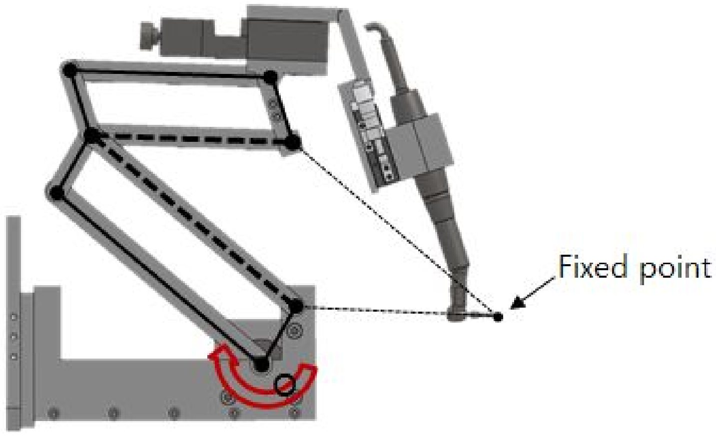
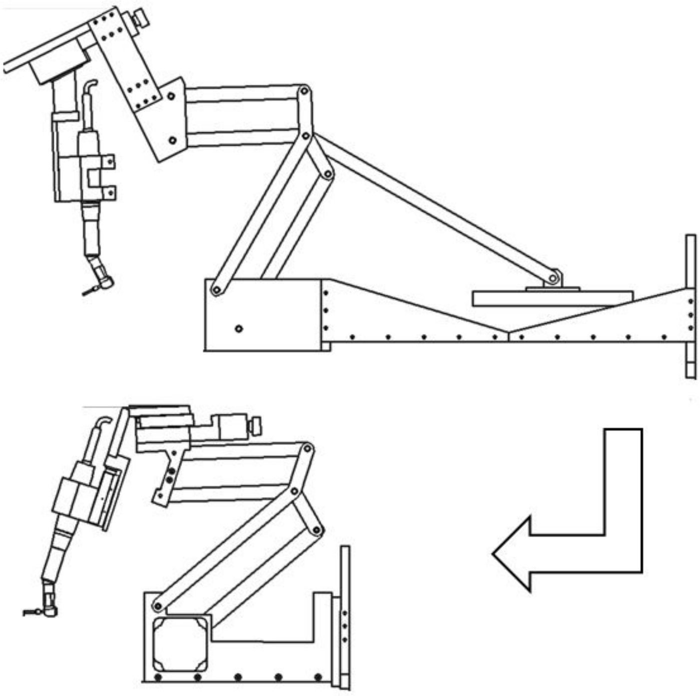


Fig. 3-8 Solidworks design of downsizing RCM manipulator

핸드피스의 지그부와 드릴링 이송 모터의 간섭을 줄이기 위해 기구부의 전체적인 높이를 낮추고 핸드피스의 각운동 범위에 간섭이 일어나지 않도록 설계하였다. 또한 Fig. 3-9와 같이 링크 고정점이 병진 운동할 때 핸드피스의 각운동을 발생시키는 LM가이드와 링크를 제거하고 o점에 스텝모터를 적용함으로써 기구부의 소형화와 경량화를 달성하였다.



(a) RCM linkage



(a) Downsizing RCM linkage

Fig. 3-9 Drawing of compact design

2. 가상 중심 기구부의 구조해석

가상중심 기구부가 구조적으로 결함이 없는지 예측하기 위해서 유한요소법을 이용하여 구조해석을 수행하였다. 구조체에 하중이 가해지면 그 구조체에는 변형이 일어나게 되며 이 변형에 따라 이 구조에 가해진 외력과 평형을 이루는 내부응력이 발생한다. 가상 중심 기구부는 드릴링 하는 방향에 대한 흔들림이 없어야 하고, 드릴링 작업에 대한 충분한 강성을 가져야 한다. 설계 데이터를 검증하기 위한 유한요소해석의 입력조건은 Table 3-2에 나타내었다. 임플란트와 관련된 해석을 위해서 사용하는 초기 하중은 선행 연구자들의 보고를 참조하였다. 임플란트가 식립된 상태에서 하중에 따른 턱뼈의 상태를 예측할 경우에는 가볍게 물 경우 15.7N, 씹을 때 50.1N, 최대로 물 경우에 약 144.4N의 힘을 적용한다.[78] 임플란트 식립을 위한 드릴링 과정을 해석하기 위해서는 정형외과에서는 20~120N의 초기 하중이 사용되고, 치과용 드릴의 경우에는 1.5~24N이 일반적으로 사용된다.[27-29]

Fig. 3-10에 나타낸 바와 같이 초기 조건을 부여하고 가상중심 기구부의 응력 분포 및 변형률을 측정하였다. 구조해석 결과를 Table 3-3에 정리하였고, 응력 분포와 변형률, 그리고 변위를 Fig. 3-11에 나타내었다. 핸드피스의 헤드부분에서 최대 응력이 관측되었고 변형은 0.26mm이하로 발생되었으며, 변형률은 2.2402e-004mm/mm로 매우 작음을 확인하였다.

Table 3-2 Input conditions for FEA

Properties of Aluminum-6061	
Density	2700 kg/m^3
Young’s Modulus	690 GPa
Poisson’s Ratio	0.33
Tensile Yield Strength	276 MPa
Tensile Ultimate Strength	310 MPa
Mesh	
Mass	7.6Kg
Nodes	106554
Elements	57005

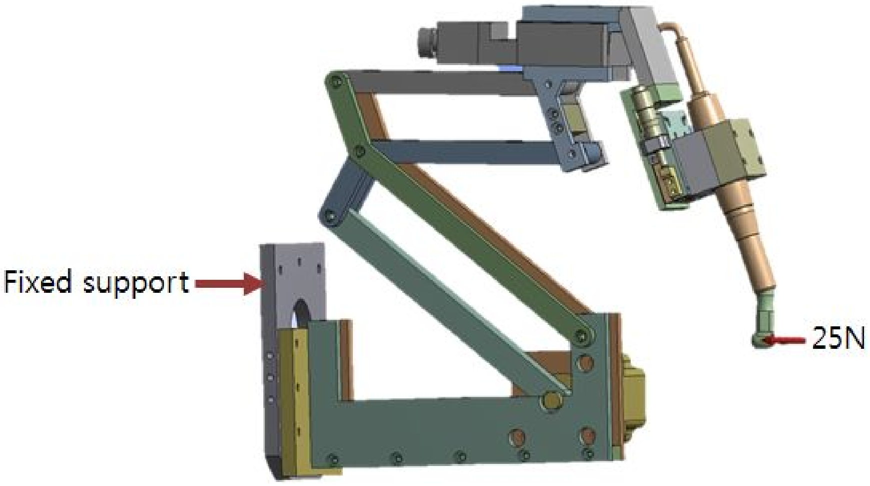
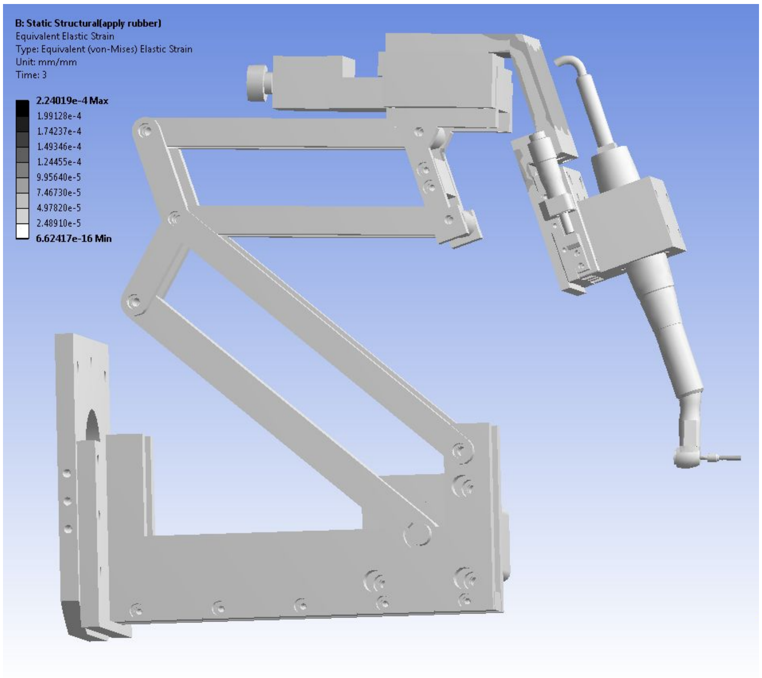


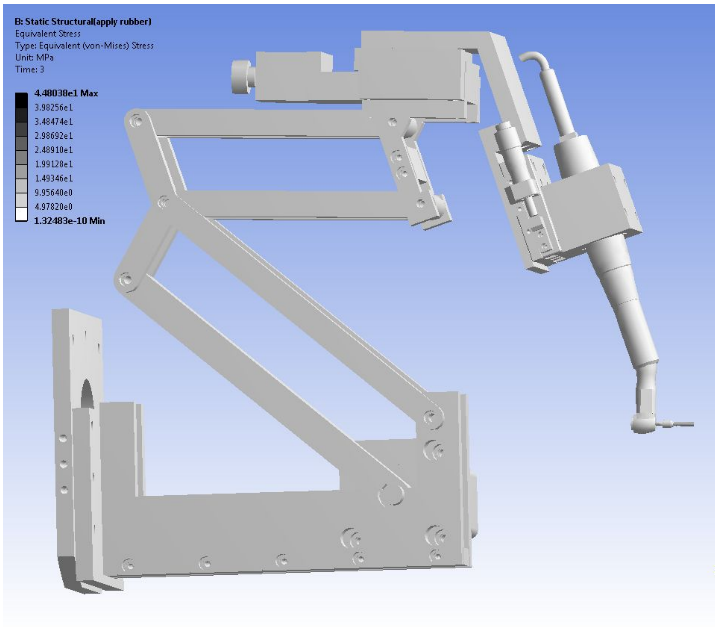
Fig. 3-10 Boundary conditions for FEA

Table 3-3 Results of static structural analysis

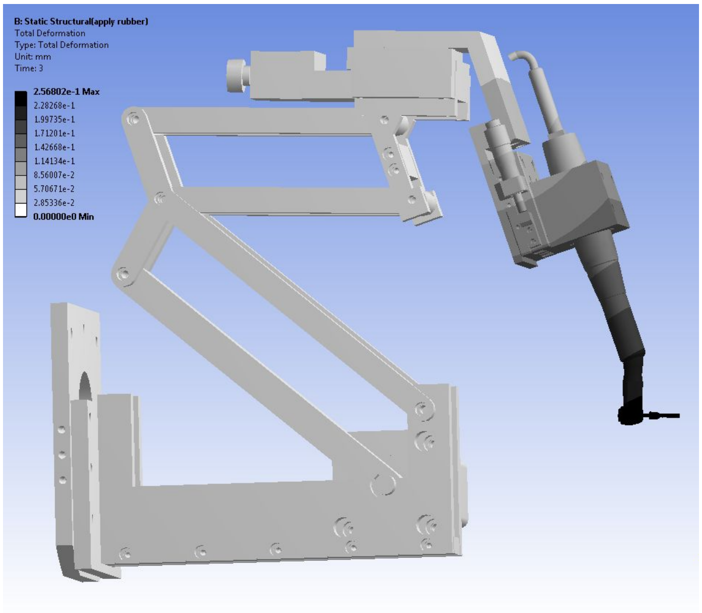
	Equivalent elastic strain	Equivalent stress	Total deformation
Minimum	6.6242e-016 m/m	1.3248e-010 Mpa	0 mm
Maximu	2.2402e-004 m/m	44.804 MPa	0.2568 mm



(a) Equivalent elastic strain



(b) Equivalent stress

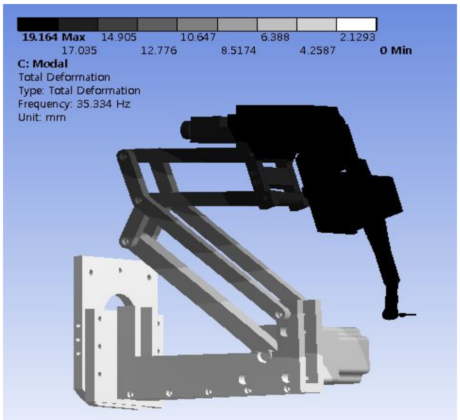


(c) Total deformation

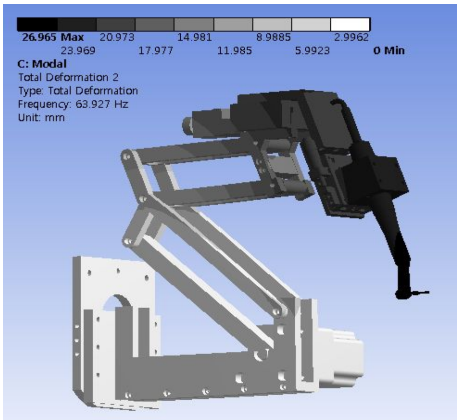
Fig. 3-11 Static structural analysis of RCM manipulator during drilling process

3. 진동 시뮬레이션

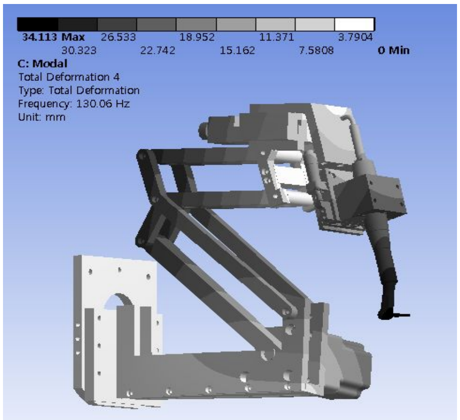
임플란트 시술시 드릴링 작업은 일반적으로 직경이 작은 드릴부터 시작해서 점차 직경을 키워 턱뼈에 드릴링을 한다. 이때 드릴의 직경이 클수록 드릴의 회전속도를 낮춘다. 과도한 회전수는 드릴링 과정 중에 턱뼈의 열로 인한 괴사를 일으킬 수 있으므로 20~1500RPM 사이에서 사용한다.[30] 핸드피스의 진동이 기구부에 미치는 영향을 알아보기 위하여 Modal과 Harmonic response 해석을 수행하였다. Fig. 3-12에 Modal 해석 결과를 나타내었다. 하모닉 해석에 대한 데이터 산출 조건은 Table 3-4와 같다. 핸드피스의 회전수를 600~3600RPM 범위로 가정하고 드릴의 끝점에 25N의 초기하중을 가하여 임플란트 드릴링 작업환경과 비슷한 조건을 주었다. Fig. 3-13에 frequency response를 나타내었다. 해석결과 2200~2300RPM 구간에서 공진이 발생함을 관찰 할 수 있었다.



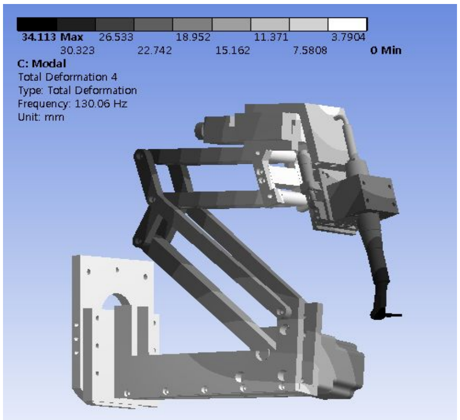
(a) 1st mode(35.334Hz)



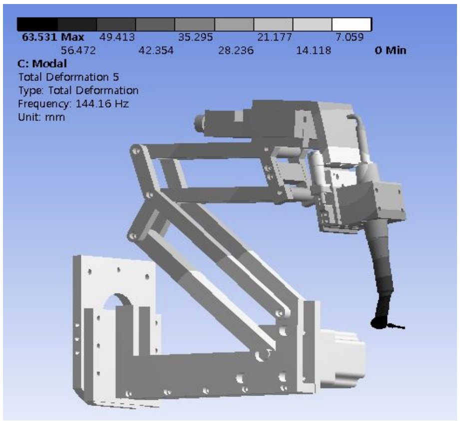
(b) 2nd mode(63.927Hz)



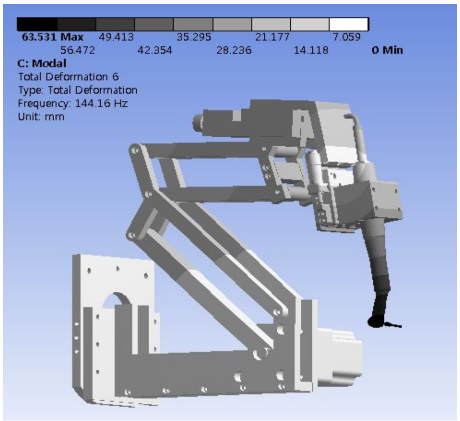
(c) 3rd mode(77.439Hz)



(d) 4th mode(130.06Hz)



(e) 5th mode(144.16Hz)



(f) 6th mode(184.03Hz)

Fig. 3-12 Modal analysis of RCM manipulator

Table 3-4 Harmonic analysis data output option

Range minimum	10 Hz
Range maximum	60 Hz
Solution intervals	100 Steps

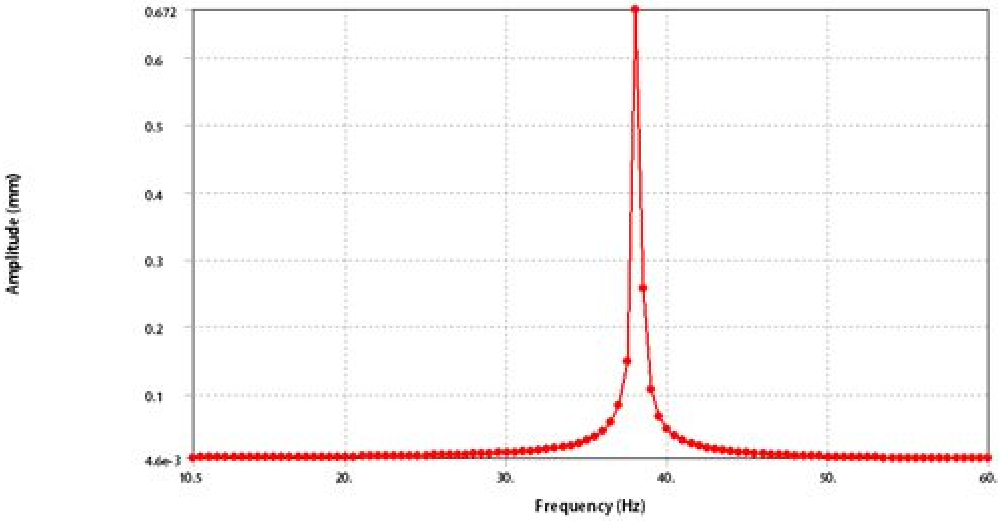


Fig. 3-13 Results of harmonic analysis

제3절 RCM 기구부 제작·성능평가

1. 시스템 제작

Fig. 3-14에 소형으로 제작된 가상 중심 기구부를 나타내었다. 불필요한 링크와 LM가이드를 제거하고 이중평형사변형 기구부의 구동축에 스텝모터로 핸드피스의 각운동을 발생시킨다.

Fig. 3-14 RCM manipulator

가. 모터 선정

구동모터의 선택은 구조물의 하중, 마찰계수 등을 고려하여 구조물을 구동시킬 수 있는 충분한 토크가 갖추어져야 한다. 각 링크의 조인트, 접촉면, 끼워 맞춤 등으로 물리적 계수의 확인이 불가능해 Fig. 3-15와 같은 실측에 의한 토크 산출 방법을 이용하였다. 주축이 회전할 때의 힘을 F라 하면 실측으로 구한 토크는 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다. 실측에 사용된 포스게이지는 Fig. 3-16에 나타내었고, 제품의 사양은 Table 3-5와 같다.

$$T_L = \frac{F \bullet D}{2} \ [kgf \cdot cm] \tag{3-1}$$

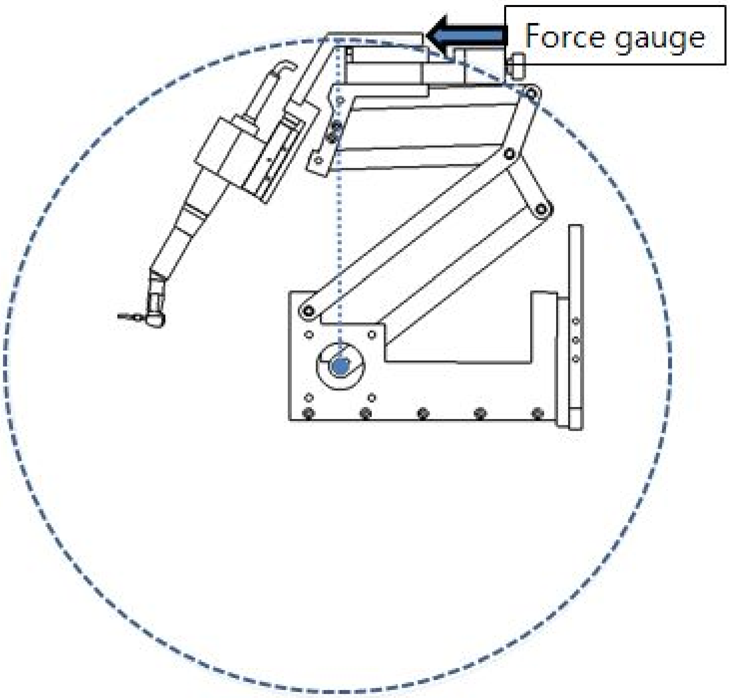


Fig. 3-15 Torque measurement

Fig. 3-16 Photograph of force gauge

Table 3-5 Specification of force gauge

AFG 100N	
Sampling rate	5000 Hz
Resolution	1:5000
Capacity range	2.5～2.5kN
Units	N, lbf, kgf
Accuracy	±0.1% of full scale

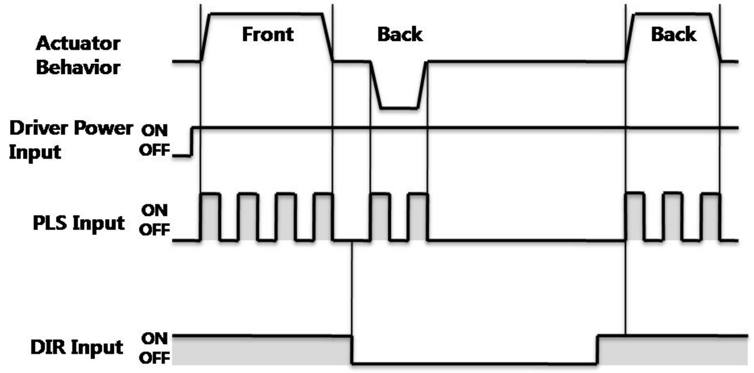
드릴링 작업시 가해지는 하중과 기구부의 고정도를 유지하기 위해서 수식을 통해 구한 토크의 모터를 채택하였다. 이러한 조건을 만족하는 모터의 사양을 Table 3-6에 나타내었다.

Table 3-6 Specifications of selected motor

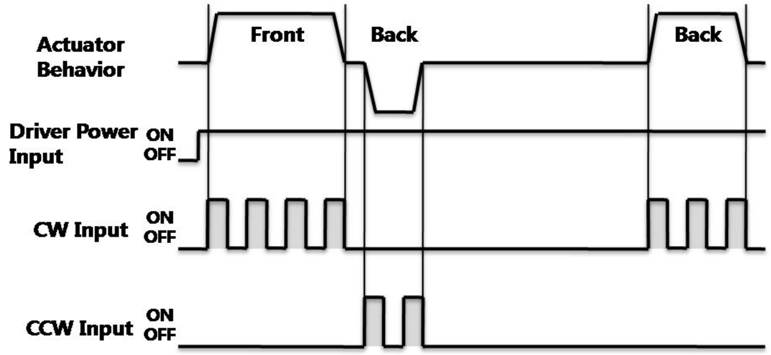
A50K-M566(W)-G10	
Max allowable torque	50 $kgf \cdot cm$
Rotor moment of inertia	280 $g \cdot cm^2$
Rated current	1.4 $A/Phase$
Each basic step	0.072° / 0.036° (Full/Half step)
Gear ratio	1 : 10
Permissible speed range	0～180 RPM

2. 시스템 구동

모터의 회전방향을 전환하기 위한 입출력 신호부는 외부 노이즈의 영향이 적은 PNP 타입 컨트롤러를 사용하였다. 모터의 회전방향 제어를 위한 출력 신호를 Fig. 3-17에 나타내었다. Fig. 3-17(a)와 같이 1펄스 타입은 한 개의 펄스 신호를 생성해서 모터를 구동하고 모터의 방향 전환은 스텝 신호를 이용해 제어한다. Fig. 3-17(b)의 2펄스 타입은 CW 포트에 펄스 신호가 입력되면 정방향으로 회전하고, CCW 포트에 펄스가 입력되면 역방향으로 회전한다. 모터를 제어하기 위한 신호는 UMI(Universal Motion Interface)를 통해 모터 드라이버에 전달된다. 모터 드라이버는 5상 모터를 구동하기 위한 모터 구동 신호를 발생시키고, 모터의 홈/리밋 센서 신호를 감지한다.[31]



(a) 1 Pulse type



(b) 2 Pulse type

Fig. 3-17 Methods for controlling rotation direction of motor[31]

3. 가상 중심 구동 프로그램 개발

LabVIEW를 이용해 핸드피스의 각도조절, 드릴링 조작이 가능한 가상중심 기구부 프로그램을 개발하였고 개발 흐름도를 Fig. 3-18에 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. 3-19과 같다. 각도 조절용 모터 2개를 제어하는 탭과 드릴링작업을 수행하는 모터를 제어하는 탭으로 이루어졌다. 드릴링 작업은 Fig. 3-20와 같이 1차, 2차로 나누어 각각 깊이를 조절할 수 있고 총 15 mm깊이로 드릴링 작업이 가능하다. 드릴링 속도 단위를 mm/s로 나타내어 1~10 mm/s내의 속도 범위를 지정할 수 있게 프로그램 하였다. 각도 조절 프로그램은 초기 위치에서 시술 부위와 핸드피스의 상대적인 각도를 입력하여 시술자가 각도 오차를 바로 피드백 할 수 있게 프로그래밍 하였다.

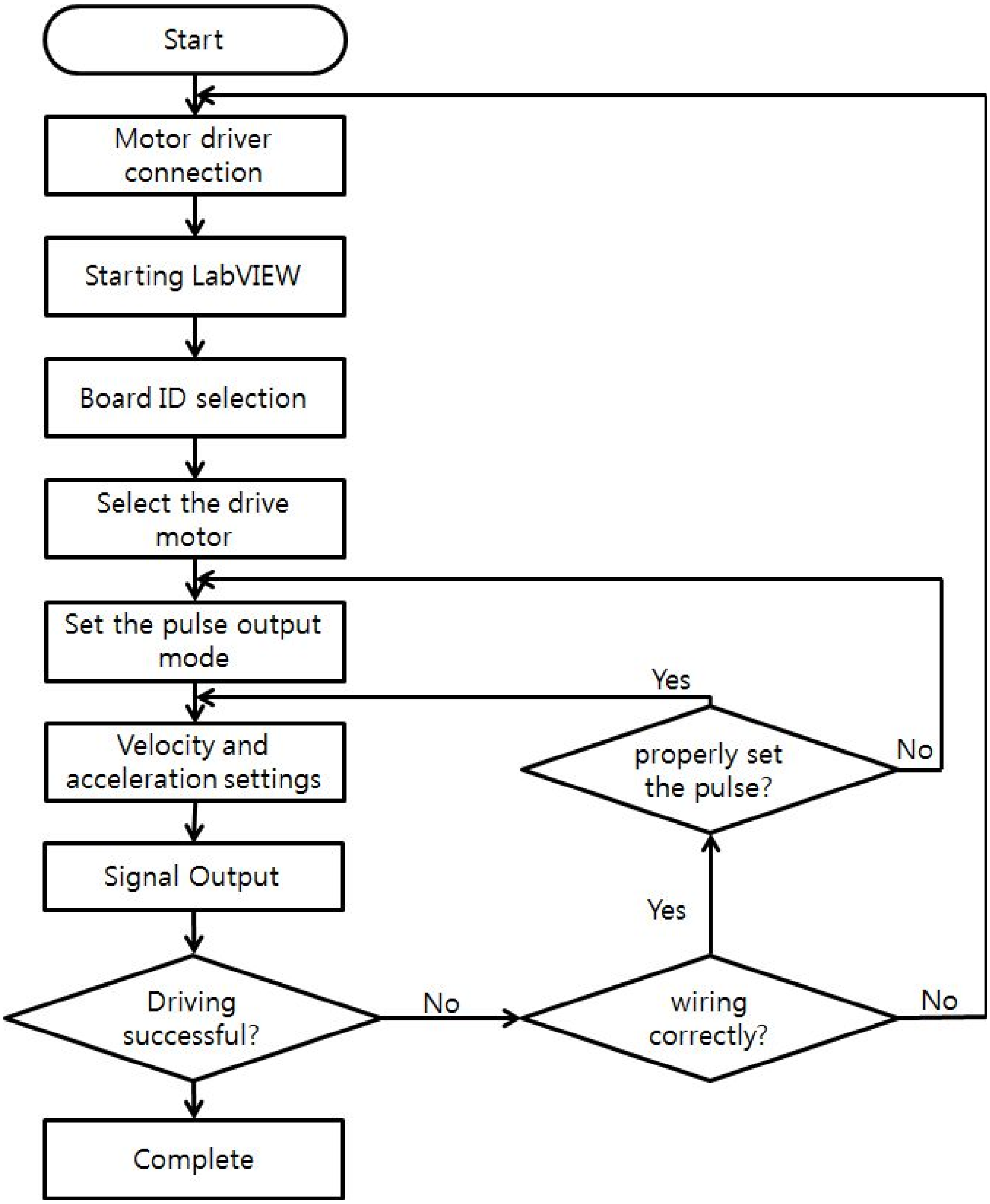


Fig. 3-18 Flow chart of driving program for RCM manipulator

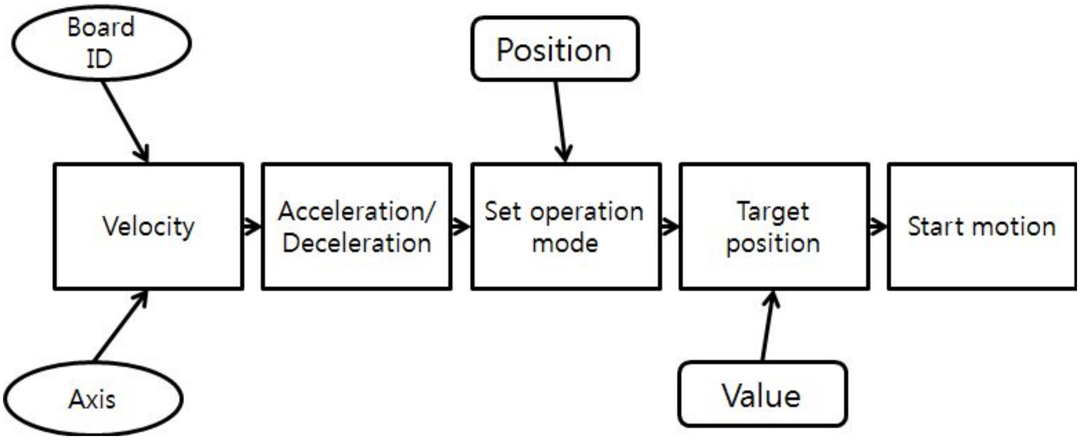


Fig. 3-19 Driving process of program source

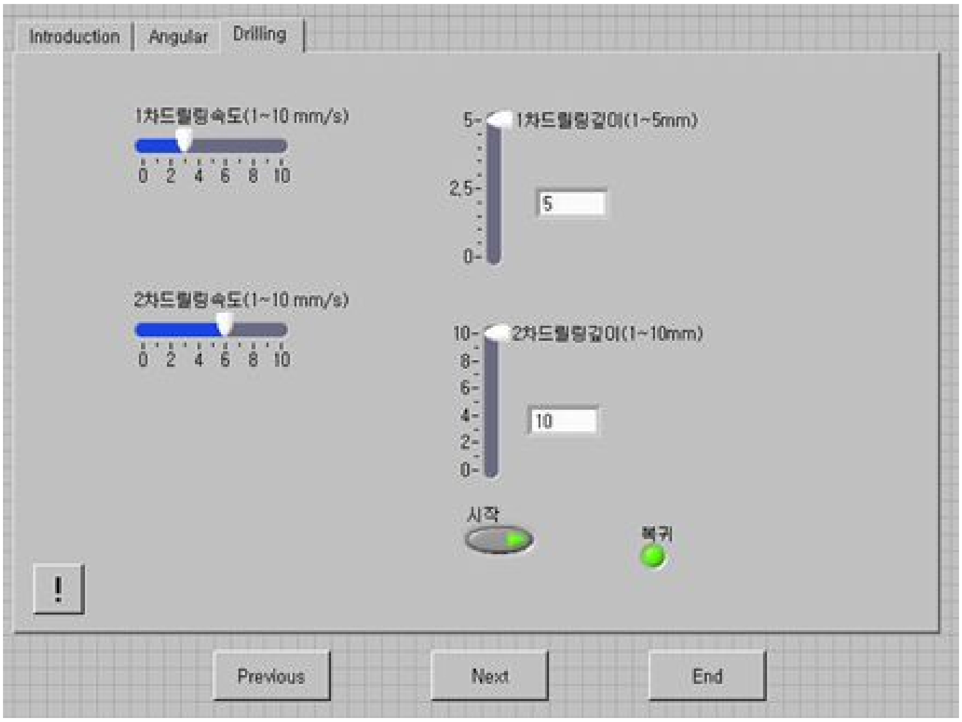


Fig. 3-20 Front panel of drilling virtual instrument

4. 드릴팁 각도 측정

가. 스마트폰을 이용한 기울기 측정

고속 CPU에다 멀티태스킹 OS 플랫폼과 고감도 GPS 수신기, 3G/4G 무선통신 칩셋, 고해상 디지털 비디오 카메라, 터치스크린LCD 디스플레이 및 대용량 저장공간까지 갖춘 스마트폰은 이제 흔한 것이 되었다. MEMS 센서의 사용은 더 이상 화면 회전과 절전, 모션 감지, 전자 나침반 및 3D 게임과 같은 기존의 어플리케이션에만 국한되지 않고 있다. MEMS 센서에는 가속도계(ACC), 자이로스코프(GYRO), 자기계(MAG), 압력센서(PS) 및 마이크로폰(MIC)이 포함된다. MEMS 공정, MEMS ACC 및 GYRO 분야에서 이루어진 최근의 발전은 지속적으로 보다 높은 성능을 제공하면서 전술급 디바이스 수준에 보다 가까워지고 있다. 이러한 센서들이 지난 수년 동안 휴대용 장치들에 통합되어 온 것은 이들이 저렴하고 크기와 전력소모가 작으면서도 고성능이기 때문이다.[32]

스마트폰에 탑재된 MEMS 센서를 이용한 각종 측정 App(application program)들이 출시되고 있다. 가속도계는 비력(specific force)을 측정하는 센서이다. 모든 물체는 지상에서 항상 아랫방향으로 중력가속도만큼 힘을 받고 있다. z축의 방향이 지구 중심 방향을 향하고 있다면 가속도계 z축이 지면과 수직상태에서 -g 값을 출력하는 것이다. 물체가 기울어 지면, 중력은 z축 가속도계뿐만 아니라 x, y축 가속도계에도 영향을 미치게 된다. 하지만 중력이외의 가속이 측정되는 경우 가속도계만으로는 정확한 물체의 기울기를 알 수 없기 때문에 회전각을 측정하는 센서인 자이로센서를 이용하는 것이다. 이러한 원리를 이용하여 기울기 센서를 대신하여 기울기 측정이 가능하다.

본 논문에서는 스마트폰의 가속도계와 자이로 센서를 이용하여 기울기를 측정할 수 있는 App을 이용하여 가상 중심 기구부를 구동할 때 펄스에 따른 핸드피스 각도변화를 측정하였다. 측정에 사용한 스마트폰의 사양을 Table 3-7에 나타내었다. 각도 측정 App은 '맥스 각도기'로 원점 보정이 가능하고 소수점 첫째자리까지 각도를 측정할 수 있다.

Table 3-7 Specifications of HTC-X515E

CPU	1.2 GHz dual-core processor
RAM	1 GB
OS	Android 2.3 Gingerbread
Size	126 x 65 x 12.05 mm
Weight	160 g
Sensors	Gyro Sensor, G-Sensor, Digital Compass, Proximity Sensors, Light Sensor

나. 펄스에 따른 핸드피스 각도 변화

실험 구성은 Fig. 3-21과 같다. 드릴링 축과 모터의 이송축이 평행선상에 있기 때문에 스마트폰을 이용한 전자 각도기는 이송 모터 위에 고정되어서 회전각도 변화를 측정하게 된다. 기구부가 초기 위치에 있을 때 전자 각도기의 원점을 초기화하고 1000 펄스당 각도변화를 측정하였다. 기구부에서 핸드피스의 최대 각변위량은 0~50°으로 측정되었고 Fig. 3-22에 전자 각도기 인터페이스와 초기 설정 값을 나타내었다. 1000~10000 펄스까지 1000 단위로 펄스 값을 증가시키면서 각도 변위를 측정한 결과를 Table 3-8에 나타내었다. 기구부의 각운동량 반경에 제한이 있으므로 측정 중간에 (-)신호를 출력하였다. 스텝모터의 백래시나 신호 잡음으로 인한 출력 오차가 있을 수 있다. 측정된 데이터를 바탕으로 Fig. 3-23와 같이 그래프로 나타내었다. 보정된 값을 바탕으로 보다 정확한 프로그램 제어가 가능하다.

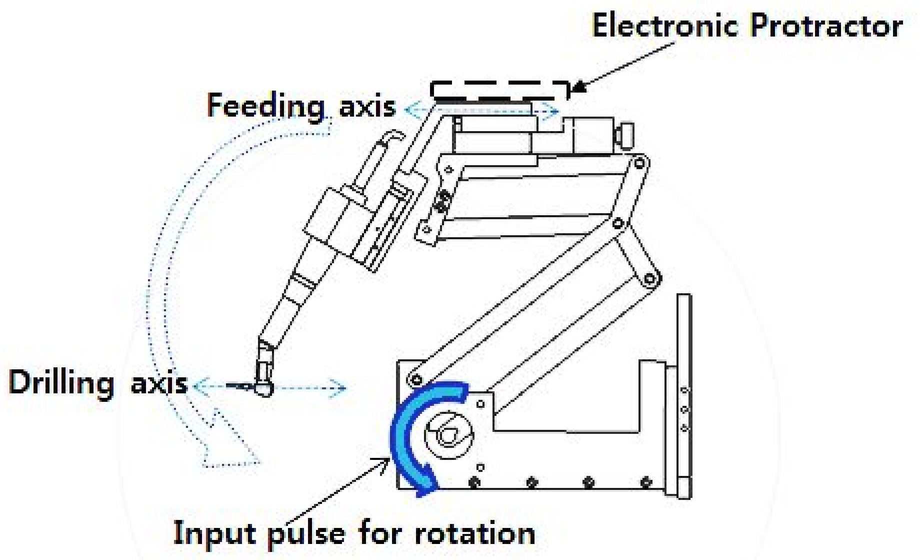


Fig. 3-21 Angular measurement of RCM manipulator

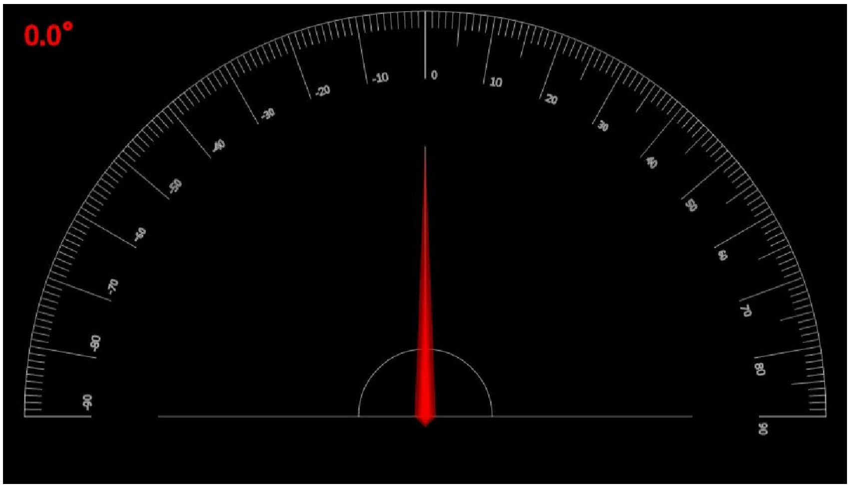


Fig. 3-22 Calibrated protractor origin for initial position

Table 3-8 Angular according to pulse

Pulse	Variation(°)	value(°)
1000	0~-1.4	1.4
2000	-1.4~-4.9	3.5
3000	-4.9~-10	5.1
4000	-10~-17	7
5000	-17~-25.7	8.7
6000	-25.7~-36.1	10.4
-7000	-36.1~-24	12.1
-8000	-24~-10.1	13.9
9000	-10.1~-25.7	15.6
-10000	-25.7~-8.4	17.3

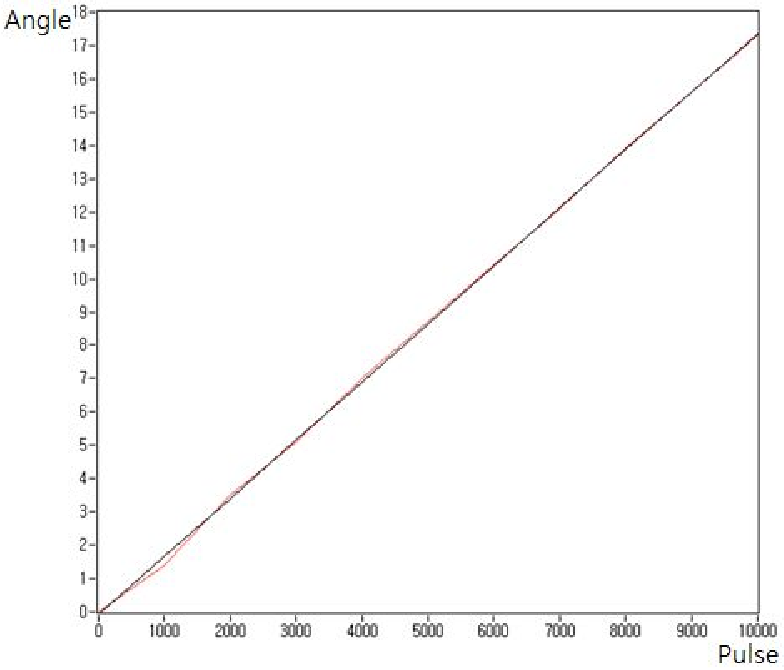


Fig. 3-23 Calibration for output pulse

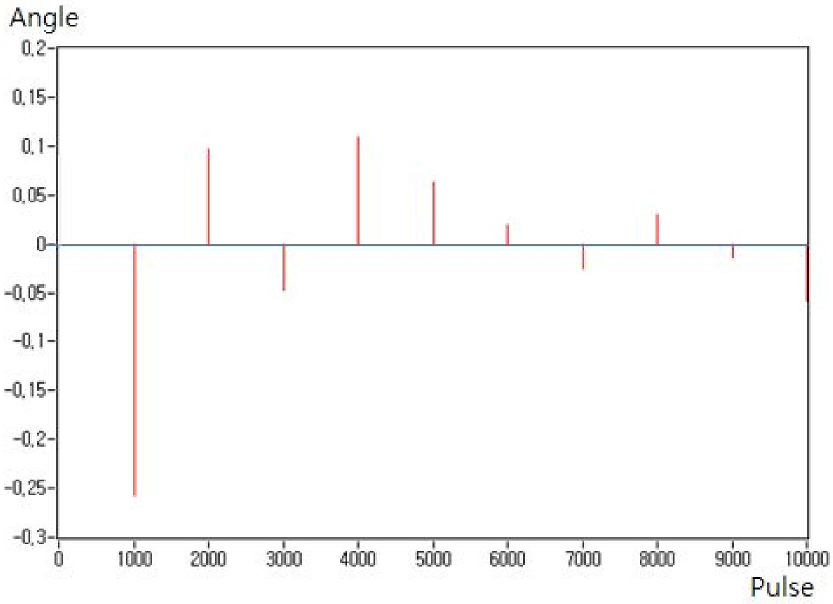


Fig. 3-24 Angle error due to pulse

5. 기구부 구동

Fig. 3-25와 같이 LabVIEW로 제작한 프로그램을 이용하여 기구부를 구동하고 잇몸모형에 드릴링 실험을 실시하였다. 드릴의 직경은 4.1 mm이고 회전수를 1500 RPM으로 설정하였다. 잇몸과 핸드피스 드릴의 각도를 육안으로 판별하고 그 상대각도를 입력하여 드릴과 잇몸이 수직을 이루게 하고, 각도 조절이 완료된 후에 보철물(fixture)을 삽입할 수 있을 정도로 드릴링 속도와 깊이를 2단계로 나누어 드릴링을 수행하였다. 뼈의 바깥부분인 치밀질은 골질이 단단하므로 드릴의 1차 이송속도와 깊이를 각각 3 mm/s, 5 mm로 입력하고, 골의 치밀질 보다 상대적으로 경도가 작은 해면질에서의 2차 이송속도와 깊이를 각각 6 mm/s, 10 mm로 설정하여 드릴링을 실시하였다. 드릴링이 완료된 잇몸모형의 모습을 Fig. 3-26에 나타냈었다.

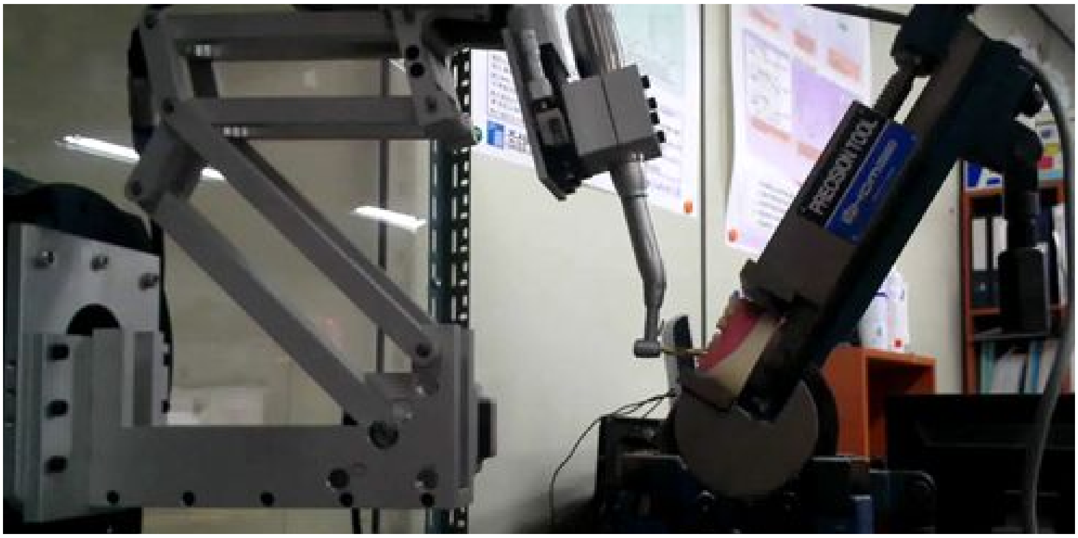


Fig. 3-25 Driving RCM manipulator

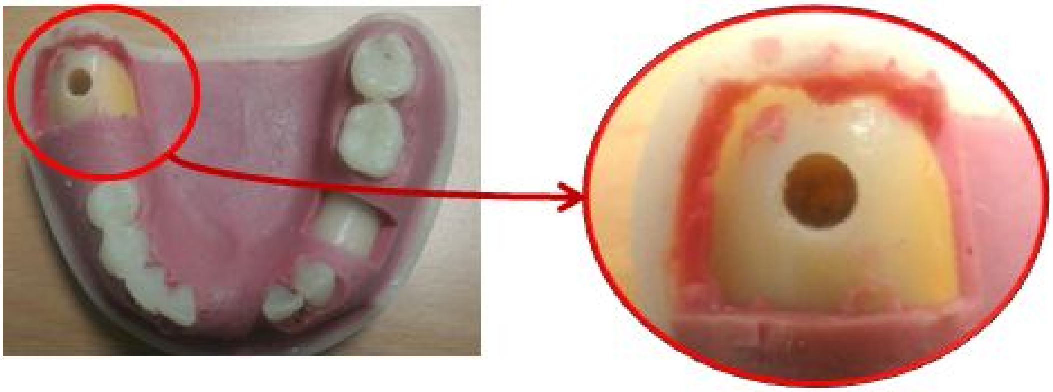


Fig. 3-26 Photograph of gum model after drilling

제 4 장 결 론

선행 연구자들에 의해 연구되어온 임플란트 시술 보조로봇(ARDIS)의 기구부 소형화에 대한 연구를 수행하였다. 기존에 제작 된 기구부를 분석하여, 소형화 및 경량화를 통한 효율적인 시스템을 설계·제작하였다. 본 논문의 주요 연구 결론은 다음과 같다.

가. 가상 중심 기구부 소형화 설계

기 설계된 기구부를 분석하고 핸드피스 운동반경에 간섭되는 부분을 고려하고 병진 운동을 통하여 핸드피스의 각도변화를 발생시키는 부분을 제거함으로써 기구부의 경량화를 이루었다.

나. 설계된 기구부 구조해석

Solidworks로 설계된 기구부를 검증하기 위해서 ANSYS로 structural analysis, modal 그리고 harmonic response 해석을 수행하였다. 25N의 초기하중으로 구조해석을 실행하였을 때 변형률은 2.2402e-004 m/m이고 임플란트 시술시 사용하지 않는 드릴의 회전수 2200~2300 RPM 구간에서 공진이 일어남을 확인하여 시뮬레이션 상에서 설계를 검증하였다.

다. 기구부 제작 및 구동

새로이 설계된 기구부의 효율적인 구동을 위해 토크 계산과 고정도를 고려하여 구동축 스텝모터를 선정하였다. force gauge 실측을 통한 부하토크는 48.1 $kgf\cdot cm$ 로 산출되어 최대허용토크 50 $kgf\cdot cm$의 geared type의 모터를 적용하였다.

라. 가상 중심 기구부 구동 프로그램 개발

임플란트 보철물은 최소 10 mm이상 드릴링 되어야 문제가 생기지 않는다. 그렇게 때문에 기구부 설계시 드릴링 깊이 15 mm를 고려하여 기구부를 설계 하였고 구동 프로그램을 개발하였다. 드릴링 이송 속도를 늦추고 2단계로 나누어 드릴링 깊이를 조절할 수 있도록 하였다. 또한 펄스 입력 값만으로는 정확하지 못한 각도 조절을 전자 각도기를 이용해 보정식을 산출하고 정밀한 각도제어가 가능한 프로그램을 개발하였다.

마. 기구부를 이용한 드릴링 실험

소형으로 제작한 RCM 매니퓰레이터의 설계검증을 위해 LabVIEW로 프로그래밍한 구동 프로그램을 이용하여 잇몸모형에 천공을 하였다. 실제 뼈와는 재료의 물성 차이가 있지만 RCM기구부의 구동 상태를 확인하고 움직임, 고정도(degree of fixation), 드릴링 성능에 이상이 없음을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. Choe, J. S, Jeong, S. H., “The development of strategies for the promotion of oral health research”. Korea Institute for Health and Social, pp.55-77, 2000
2. Baek, J. W., “Dental Implant. Korean society for Engineering Education”, Vol.1, pp.87-90, 2002
3. Carl. E. M. “Contemporary implant dentistry”, 2th de, Daehan publishing co, pp.11-35, 2000.
4. Osstem implant. Quarterly Reports, NOV. 14, 2006.
5. 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.
6. Chung. J. Y., "Factirs impacting on the satisfaction of implant patients in Daegu and Kyungpook Areas," Master's Thesis of Yeungnam Univ., pp.5-35, 2005.
7. Kim, Y. S., “Present and future of medical robot“, 2006.
8. Pierrot, F., "Mdeical robotics : State of the art: Minimally-Invasive Surgery," Robotics research teams at LIRMM, France, pp.50, 2008.
9. Pierrot, F., "Mdeical robotics : Robotics for surgery and diagnosis: state of the art," Robotics research teams at LIRMM, pp.42, 2008.
10. Ministry of knowledge economy, “Korea robot R&D report”, 2011.
11. Shin. S. H., “A study on a mock-up clinical trial for dental implant surgery using RCM manipulator”, pp.7, 2011.
12. The Oaks dental’s blog, “http://blog.naver.com/chulmbea/30108137810”, 2011.
13. The Michelan dental’s blog, “http://jhyundol.blog.me/20138021031”, 2011
14. The S daental’s blog, “http://blog.naver.com/s_plant/70120612153”, 2011
15. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," pp. 33, 2009.
16. Brief, J., Hassfeld, S., Redlich, T. and Ziegler, C., "Robot assisted insertion of dental

implants-a clilical evaluation," Int. J. of Computer Assisted Radiology and Surgery-CARS, pp. 932-937, 2000.

17. Zerbato1, D., Dall'lba1, D, Giona1, L., Vicentini1, M., Botturi1, D. and Fiorini1, P., "Enhancing maxilofacial implantology with virtual fixtures," Proceedings of the 24th International Congress and Exhibition, Geneva. Switzerland, June pp. 23-26, 2010.
18. Briefl, J., Haßfeld, S., Boesecke, R., Vogele, M., Krempien, R., Treiber, M. and Mühling, J., "Robot assisted Dental Implantology," Int Poster J Dent Oral Med, Vol. 4, No. 1, 2002.
19. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 57-60, 2009.
20. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 90-92, 2009.
21.Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 23-25, 2009.
22. Zong, G., Pei, X., Yu, J. and Bi, S., "Classification and thype synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanism," Mechanism and Machine Theory, Vol. 43, pp. 1585-1595, 2008.
23. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 33, 2009.
24. 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.
25. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 44, 2009.
26. The Nemo dental's blog, "http://blog.daum.net/limbo38/17951875", 2010.
27. Bachus, K. N., Rondina, M. T. and Hutchinson, D. T., "The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study," *Medical Engineering &*

Physics, Vol. 22, pp. 685-691, 2000.

28. Chacon, G. E., Bower, D. L., Larsen, P. E., McGlumphy, E. A. and Beck, F. M., " Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization," *J. Oral Maxillofac Surg.*, Vol. 64, pp. 265-269. 2006
29. Im, T. W., "A study on the finite element analysis of stress induced by the different diameters of dental implants," Master thesis, Chosun University, 1995.
30. Ostem implant, “Implant surgical manual”, 2005.
31. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 57, 2009.
32. Esfandyari, J., Bendiscioli, P., Xu, G., “MEMS sensor fusion for advanced mobile applications”, STMicroelectronics, 2011.