



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](#)

2018 년 2 월
석사학위논문

인공치근 이식 시술 보조 로봇의
소형화를 위한 설계와 구조해석에
관한 연구

조선대학교 대학원

기계공학과

이동운

인공치근 이식 시술 보조 로봇의
소형화를 위한 설계와 구조해석에
관한 연구

A Study on Design and Structure Analysis for the
Miniaturization of Artificial Tooth-Root Implant
Assisted Robot

2018년 2월 23일

조선대학교 대학원

기계공학과

이동운

인공치근 이식 시술 보조 로봇의
소형화를 위한 설계와 구조해석에
관한 연구

지도교수 정 상 화

이 논문을 공학석사학위신청 논문으로 제출함

2017년 10월

조선대학교 대학원

기 계 공 학 과

이 동 운

이동운의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 장완식



위원 조선대학교 교수 김수관



위원 조선대학교 교수 정상화



2017년 11월

조선대학교 대학원

목 차

LIST OF TABLES	IV
LIST OF FIGURES	VI
ABSTRACT	VIII
제1장 서 론	1
제1절 연구 배경	1
제2절 연구 동향	3
제3절 연구내용 및 방법	7
제2장 시술 보조 로봇의 설계 인자	9
제1절 인공치근 이식 시술 방법	9
제2절 인체공학적 설계 인자	13
1. 악안면 구조를 통한 설계 파라미터	13
2. 해부학적 구조물을 통한 설계 파라미터	16

3. 하악골 신경과 혈관을 통한 설계 파라미터	17
4. 분석 결과	18
제3절 시술 보조 로봇의 메커니즘	19
제3장 시술 보조 로봇의 1차 모델	22
제1절 1차 모델 기구부의 3D 설계	22
제2절 1차 모델의 구조 및 진동 해석	23
제3절 1차 모델의 가상 시뮬레이션	29
제4장 시술 보조 로봇의 2차 모델	34
제1절 2차 모델 기구부의 3D 설계	34
제2절 2차 모델의 구조 및 진동 해석	35
제3절 2차 모델의 가상 시뮬레이션	39
제5장 시술 보조 로봇의 성능 평가.....	43
제1절 1차 모델 드릴링 실험	43

제2절 2차 모델 드릴링 실험	47
제3절 시술 보조 로봇의 드릴링 성능 비교	50
제6장 결 론	55
참 고 문 헌	57

LIST OF TABLES

Table 2-1 Distance between reference points	14
Table 2-2 Anatomical name of reference points	15
Table 2-3 Distance to the mandibular canal	17
Table 3-1 Input conditions of first model for analysis	24
Table 3-2 Structural analysis of first model	25
Table 3-3 Input conditions of first model for modal and harmonic response	27
Table 3-4 Natural frequency of first model	27
Table 3-5 Input condition of first model for multi-body dynamic analysis ..	31
Table 4-1 Input conditions of second model for analysis	35
Table 4-2 Structural analysis of second model	36
Table 4-3 Input conditions of second model for modal and harmonic response	37
Table 4-4 Natural frequency of second model	37
Table 4-5 Input condition of second model for multi-body dynamic analysis	40
Table 5-1 Artificial material similar to jaw bone	43
Table 5-2 Conditions of drilling performance experiment using the first model	44
Table 5-3 Specification of micro CT	45

Table 5-4 First model drilling performance experimental data 45

**Table 5-5 Conditions of drilling performance experiment using the second
model 47**

Table 5-6 Second model drilling performance experimental data 48

Table 5-7 Drilling performance experimental data 50

LIST OF FIGURES

Fig. 1-1 Mechanisms for NOTES surgery	5
Fig. 1-2 Concentric tube robot with reconstructed structure	5
Fig. 1-3 Small medical robots for micro surgery	6
Fig. 1-4 Dental drill attached to the haptic device	6
Fig. 1-5 Flow chart for research in this thesis	8
Fig. 2-1 Diagram of dental implant	9
Fig. 2-2 Drills for removing jawbone	12
Fig. 2-3 Process of dental implant	12
Fig. 2-4 Oral maxillofacial position point	14
Fig. 2-5 Shape of alveolar bone	16
Fig. 2-6 Available alveolar bone area	16
Fig. 2-7 Structure of mandible	17
Fig. 2-8 Components considered in dental implant drilling	20
Fig. 2-9 Angulation methods of manipulator	21
Fig. 2-10 Parallelogram RCM mechanism	21
Fig. 3-1 Design of first model	22
Fig. 3-2 Flow chart of stability analysis using ANSYS	23
Fig. 3-3 Structural analysis of first model	25
Fig. 3-4 Mode of first model	28
Fig. 3-5 Flow chart of multi-body dynamic analysis	29

Fig. 3-6 Schematic diagram of first model for multi-body dynamic analysis
 31

Fig. 3-7 Angle of handpiece and drill by yaw motion 32

Fig. 3-8 Displacement of RCM point by yaw motion 22

Fig. 4-1 Design of second model 34

Fig. 4-2 Structural analysis of second model 37

Fig. 4-3 Mode of second model 39

Fig. 4-4 Schematic diagram of second model for multi-body dynamic analysis
 41

Fig. 4-5 Angle of handpiece and drill by yaw motion 42

Fig. 4-6 Displacement of RCM point by yaw motion 43

Fig. 5-1 Artificial material similar to jawbone 44

Fig. 5-2 Specimen tested with the first model 45

Fig. 5-3 Image of first specimens taken with micro CT 47

Fig. 5-4 Specimen tested with the second model 48

Fig. 5-5 Image of second specimens taken with micro CT 50

Fig. 5-6 Hole size of D1 51

Fig. 5-7 Hole size of D2 52

Fig. 5-8 Depth of specimens 53

ABSTRACT

A Study on Design and Structure Analysis for the Miniaturization of Artificial Tooth-Root Implant Assisted Robot

Lee, Dong Woon

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

Department of Mechanical Engineering,

Graduate School of Chosun University

The global increase in elder individuals has led to the increasing incidence of edentulous jaw cases. Thus, the increase in edentulous jaw caused by the aging population has led to personal dental health concerns. In addition, the global dental implant market is growing. In particular, the population in Korea is aging faster than those in other countries. Therefore, the growth rate of the domestic dental implant market exceeds the global average growth rate. Moreover, recipients of health insurance expanded in 2014, and the market size of dental implants is growing steeply. The growth of this market has resulted in increasing activity associated with studies related to dental implants. In the case of dental implant surgery, the duration of a patient's recovery depends on the surgical plan and physician ability. A device is required to control and assist a physician in controlling vibration and difference in operation experience, and prescribing treatment plan given the patient's

condition.

In this paper, the miniaturization of artificial tooth-root implant assisted robot has been studied. Structure and vibration analysis of two implant assisted robots were performed, and the structural stability was compared and analyzed. Furthermore, a virtual prototype of a artificial tooth-root implant assisted robot was produced and simulated. Hence, the state of the RCM point and driving state of the manipulator were confirmed. Drilling experiments were performed by using materials similar to a jawbone to evaluate the performance of the two implants performed with robot assistance.

제 1 장 서 론

제1절 연구 배경

인구의 고령화는 세계적인 추세이다. 선진국을 기준으로 60세 이상의 노인 인구가 차지하는 비율은 2050년까지 22%로 증가할 것이고 이는 1999년 10%에 비해 2배 이상이다.^[1] 특히 대한민국의 경우 인구의 고령화 속도가 빠른 국가 중 하나이며 2013년에 65세 이상의 인구 비중이 13.1%로 고령화 사회(7~14%) 후반기에 접어들었고, 2018년에는 고령사회(14~20%)가 될 것이며 2030년에는 고령화 비율이 24.3%로 초 고령사회가 될 전망이다.^[2] 한국보건산업진흥원은 세계 인구가 고령화되면서 무치약 발병률이 높아지고 있고 개발도상국의 소득수준 향상으로 인해 수요가 증가함으로써 세계 치과용 임플란트 시장은 2020년까지 연평균 8.3% 성장하고 63.1억 달러 규모로 증가할 것으로 보고하였다.^[3] 그리고, 국내에서는 2014년에 건강보험 적용 대상자의 범위를 확대하여 2015년까지 15.6% 성장하고 약 3,996억원 규모로 증가하였다.^[4] 이처럼 치과 임플란트의 수요는 꾸준히 증가할 것으로 예상된다.

치과 임플란트 시술은 정밀하고 복잡한 시술 과정으로 인해 전체 치과 의사의 16%만이 시술을 할 수 있다.^[5] 시술자에 비해 많은 환자가 발생하게 되면 시술자의 피로도도 인해 시술의 정확도를 저하시키게 된다. 이는 곧 치과 의료 서비스의 질을 저하시키는 요인이 되고 환자의 회복기간에도 영향을 끼친다. 그리고 시술시 발생하는 드릴의 진동으로 인한 손떨림, 시술 환경의 변수들도 시술의 정확도에 영향을 준다. 이와 같은 시술에 영향을 주게 되어 환자의 회복기간에까지 관련하는 시술자의 피로도, 손떨림, 진동 등의 다양한 저하 요인은 의료용 로봇을 통해 제어할 수 있다.

초기의 로봇은 단순 반복 작업용이었지만 현재 로봇은 전문분야에 적용되어 로봇만이 가능한 작업이 생기고 있다. 로봇의 제어 기술의 발달은 주어진 환경 내에서 로봇이 별도의 조작 없이도 주변 환경을 인지하고 판단하여 작업을 수행하거나 인간과의 협력을 통해 다양한 작업을 수행할 수 있게 한다. 특히, 의료용 로봇은 서비스 로봇 중에서도 고급의 전문로봇에 속한다. 시술자가 시술하기 어려운 미세한 단위의 시술영역에 사용되어 시술 일부를 대체하거나 경험이 적은 시술자가 시술을 연습할 수 있는데 사용한다. 더욱이 반복적인 작업으로 인한 부담이 없고 항상 동일한 능률을 보이는 로봇의 장점으로 인해 시술 현장에서 시술을 보조하는 역할로 시술 전체 과정의 부담을 줄여줄 수

있다. 이러한 이유로 의료 전문 로봇에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다.

본 논문에서는 인공치근 이식 시술(Dental Implant)을 안정적이고 정밀하게 보조하는 로봇에 대해 연구하였다. 인공치근 이식 시술 로봇의 1차 모델의 구조 변경을 통해 시술에 보다 적합한 2차 모델을 설계하였다. 1차 모델과 2차 모델의 3D 도면을 이용하여 가상의 기구부를 제작하고 시술환경 조건에서 구조해석 및 진동해석 수행하였다. 그리고 다물체 동역학 프로그램을 이용하여 각 차수별 기구부를 가상 제작하고 시뮬레이션 수행하였다. 시뮬레이션 결과를 통해 각 기구부의 원격 중심 운동을 확인하고 기구의 구동 범위를 분석하였다. 또한, 1차 모델과 2차 모델의 성능을 평가하기 위해 턱뼈 인공 모사 물질의 드릴링 실험을 수행하였다.

제2절 연구 동향

로봇은 단순 반복 작업을 위한 수단으로 사람의 손과 발을 대신하던 산업용 로봇에서 출발하여 열악한 작업환경에서 인간을 대체하며 스스로 상황을 판단하고 자율적으로 동작하는 지능형 로봇으로까지 발전하였다. 이러한 발전으로 산업용 로봇의 범주를 넘어서 가정용 서비스 로봇과 의료용 로봇 분야로 로봇산업 분야가 확장되고 있다. Makosurgical 사의 무릎관절 치환 수술로봇은 연간 약 1천만 달러의 매출을 발생시키며 지속적인 성장을 보이고 있고 Intuitive surgical 사의 복강경수수용 da Vinci 로봇의 경우에는 이미 연매출 1억 달러의 큰 시장을 확보하고 있다.^[6] 최근 Surgical Robotics 분야의 관심이 집중되는 기술은 최소침습수술(minimally invasive surgery)에 관련된 기술이다. 이를 위해 시술 로봇 기구부의 소형화에 대해서 다양한 연구가 이루어지고 있다.

Fig. 1-1은 독일의 Darmstadt 기술 대학에서 연구한 자연 개구부 수술(NOTES) 수술에서 사용될 수 있는 기구부이다. 이 로봇은 조작 성능을 높이기 위해 로봇의 기구부에 대한 강성을 증가시킬 수 있는 병렬 구조의 방식을 적용하였다. 자연 개구부 수술에 적용할 수 있도록 제안된 기구부는 자세 제어가 가능하기 때문에 높은 강성을 유지하면서 응답성을 높일 수 있는 장점이 있다. 하지만 전체 기구부의 크기가 목표한 수술에 사용하기에 어려운 크기이므로 최적화에 대한 연구가 진행되고 있다.^[7]

미국의 Vanderbilt 대학의 경우, 두개골 내출혈 수술을 위해 2개의 Concentric Tube를 이용한 미세수술 로봇 시스템을 발표하였다. 이 로봇의 경우 기존의 Concentric Tube Robot의 제어 정밀도 한계를 극복하기 위해 Fig. 1-2과 같이 직선 Tube 한 개와 곡선 Tube 한 개의 조합으로 시스템을 재구성하였다. 시스템 재구성으로 목표를 위한 위치제어 및 시술 작업성이 확보된 것을 실험을 통해 검증받았다.^[8]

영국의 Imperial College London 경우에는 Fig. 1-3와 같이 조직 검사 및 미세수술에 활용할 수 있는 소형화된 의료 로봇을 연구하고 개발하였다고 발표하였다.^[9]

의료용 로봇의 구조 및 소형화 연구는 양질의 서비스를 바라는 환자의 요구와 정밀하고 안정된 의료 서비스를 제공하고자 하는 의료진 요구로 인해 더욱 활발해질 것으로 보인다. 또한 의료 서비스에 로봇이 직접적으로 활용되기 때문에 의료 로봇 시장은 규모가 크게 증가할 것으로 전망된다. 실제로 대학과 연구소에서는 의료용 로봇이 현장에 적용되기 위해서 활발한 연구가 진행 중에 있다.^[10] 하지만 국내 의료용 로봇 연구 중

치과 시술 관련 로봇의 연구는 아직 미흡한 실정이다. 외국의 경우 로봇을 이용한 인공치근 이식 시술 방법에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 독일의 하이델베르크(Heidelberg) 대학에서는 치과용 임플란트 시술에 가이드 로봇을 도입하여 구강환자 모형에 드릴링 테스트를 시도 하였다.^[11] 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. 1-4과 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 방식과 비교해 정밀함이 차이가 없었다.^[12] 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. 이처럼 인공치근 이식 시술에 로봇을 이용하는 방법이 활발히 연구되어지고 있다.

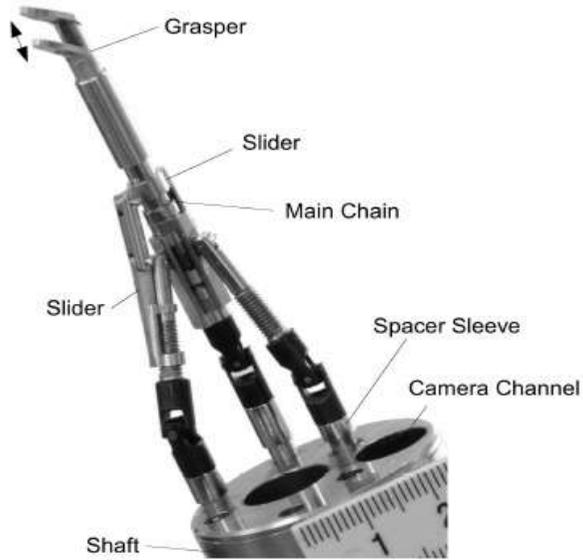


Fig. 1-1 Mechanisms for NOTES surgery¹⁷⁾

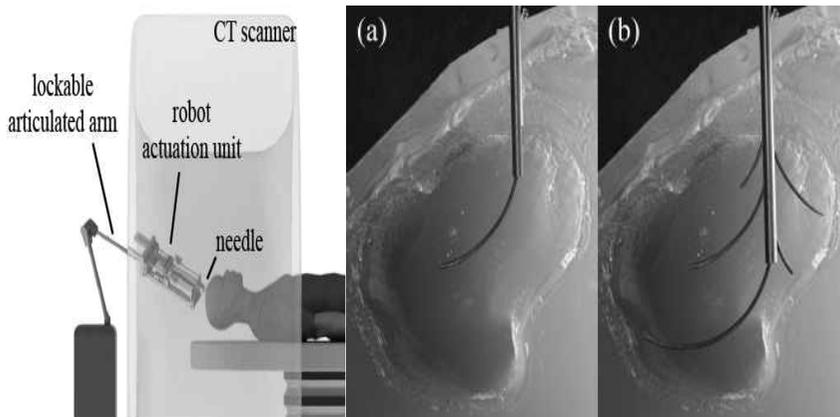


Fig. 1-2 Concentric tube robot with reconstructed structure¹⁸⁾



Fig. 1-3 Small medical robots for micro surgery^[9]



Fig. 1-4 Dental drill attached to the haptic device^[12]

제3절 연구내용 및 방법

원격 중심 운동(Remote Center of Motion, RCM)을 하는 인공치근 이식 시술 보조 로봇에 관하여 연구하였다. 로봇은 가상중심운동 메커니즘을 적용하여 drilling의 정밀도와 기구부의 구조적 안전성을 통해 시술자에게 신뢰할 수 있는 시술 환경을 제공한다. 시술자가 시술계획에 근거한 상황 판단으로 로봇을 안정적으로 제어하여 시술을 보조받는 시스템이다. 시술 현장에서 시술자를 대체하거나, 혹은 초심자의 시술 수행 능력을 증대시키기 위해서는 로봇이 시술계획대로 정밀하고 안정적으로 구동되어야 한다. 로봇은 가상의 중심점을 기준으로 각운동을 하는 기구부와 시술 영역 내에서 기구부의 위치를 제어하는 기구부로 구성된다. 가상 중심 기구부는 RCM point의 유지를 통해 드릴링 각도를 조절할 수 있도록 하고 위치제어 기구부는 인공치근 이식 위치를 설정과 드릴링의 깊이를 조절하는 역할을 한다. 정밀하고 안정적인 구동을 위해 로봇은 구조적인 안정성과 가상중심운동의 여부가 중요하다. Fig. 1-5는 구조적 안정성 및 가상중심운동 여부를 확인하는 연구의 진행 과정을 나타내었다.

본 논문에서는 1차 인공치근 이식 시술 보조 로봇의 구조를 변경하여 2차 모델을 소형화 설계하였다. 그리고 두 모델의 구조적 안정성을 비교 분석하기 위하여 구조해석과 진동해석을 수행하였다. 그 해석 결과를 비교 분석하고 모델별 구조적 안정성을 평가하였다. 또한, 원격 중심 운동을 하는 인공치근 이식 시술 보조 로봇의 기구부를 가상으로 제작하여 다물체 동역학 해석 프로그램을 통해 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션으로 로봇의 RCM point를 임의의 시술 시간동안 분석하였고 핸드피스 드릴 각의 변화에 맞춰 발생할 수 있는 RCM point의 변위를 확인하였다. 마지막으로 인공치근 시술 보조 로봇의 1차 모델과 2차 모델의 시제품을 제작하고 텅빠 인공모사 물질을 이용한 드릴링 성능 실험을 수행하였다.

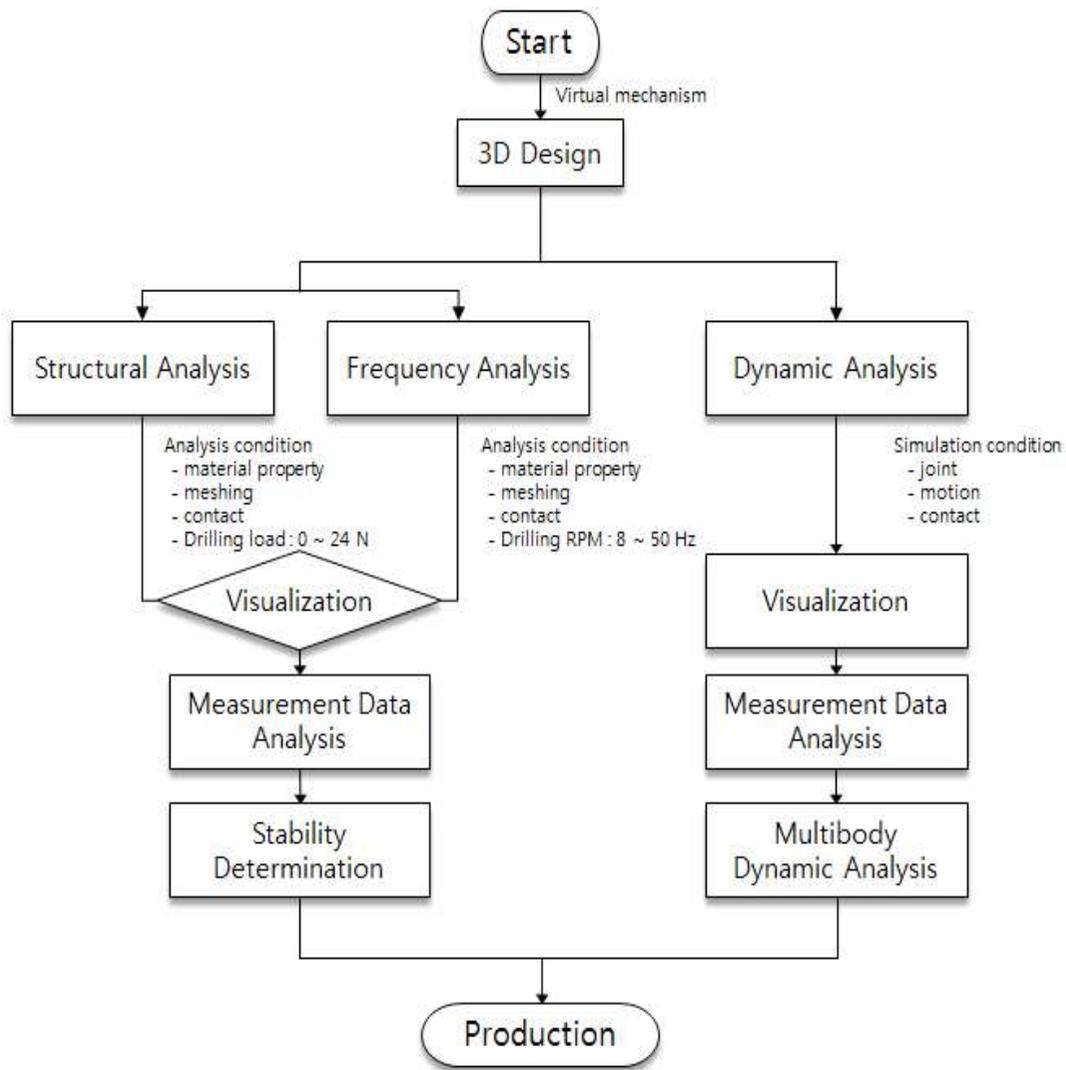


Fig. 1-5 Flow chart for research in this thesis

제 2 장 시술 보조 로봇의 설계 인자

제1절 인공치근 이식 시술 방법

인공치근 이식(Dental implant) 시술이란 결손된 치아를 대신하는 티타늄 소재의 대체물을 위아래 턱뼈에 심는 치료방법을 의미한다. 결손치아의 뿌리를 대체하기 위해 뿌리가 뼈의 재생을 방해하지 않고 턱뼈와의 일체화가 쉬운 티타늄으로 만들어진 인공치근을 이가 빠져나간 치조골에 이식하여 유착시키고 대체된 인공치근이 자연치아의 기능을 대신하도록 하는 시술이다. 결과적으로 인공치근이식술은 턱뼈에 생체 적합성이 뛰어난 티타늄 소재의 임플란트 본체를 심어서 골에 유착시켜 자연치아의 본래의 기능으로 발휘될 수 있도록 하고 심미적인 측면과 기능적인 측면에서의 기능을 회복시켜 준다. Fig. 2-1은 인공치근의 구성도이다.

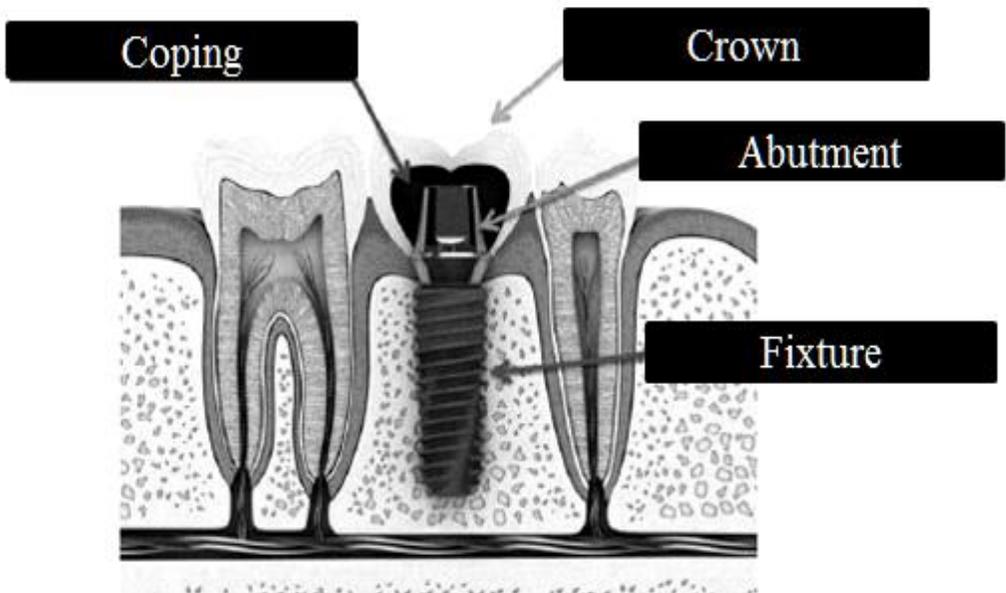


Fig. 2-1 Diagram of dental implant

인공치근 이식 기술의 효과를 극대화하기 위해서는 기술 전에 치아의 전반적인 치료가 선행되어야 하며 이식술의 정교한 기술이 수행되어야 한다. 정교한 기술은 인공치근의 식립 위치 결정에서부터 시작한다. 먼저 CT촬영을 통해 환자의 악안면 데이터를 수집하고 영상처리 작업을 거쳐 3차원 영상으로 변환한다. 3차원 영상으로 환자의 상태를 진단하고 수술 전략을 수립하게 된다. 수술 전략 수립 시 악골(턱뼈)에 최대한 보철적으로 이상적인 위치(prosthesis-driven position)에 식립될 수 있도록 한다. 이는 이후에 진행되는 보철 치료를 이상적인 과정에 따라 시행하기 위함이며, 비 수직적 교합압을 최소화시켜 인공치근을 구성하는 부품들의 과손을 최소화하여 생물학적 합병증의 가능성을 줄이고 기계적 합병증을 줄일 수 있기 때문이다.^[13] 식립 위치가 결정되면 임플란트를 식립하기 위한 골삭제 과정이 필요하다. 골삭제 과정은 임플란트 회사에 따라서, 또는 동일한 회사의 제품이라도 각 시스템에 따라 삭제하는 방법이 다르다. Fig. 2-2은 표준 임플란트라고 할 수 있는 Brånemark 시스템을 골삭제에 사용되는 드릴이다. 인공치근을 이식할 부위를 절개하여 골삭제를 진행한다. 골삭제 과정은 첫 번째로 가이드 드릴(Guide drill) 혹은 이니셜 드릴(Initial drill)을 이용한다. 가이드 드릴을 500~1200 rpm의 속도로 피질골을 천공시켜 트위스트 드릴(Twist drill)이 사용될 자리를 표시한다. 이는 식립하고자 하는 위치를 표시하는 과정이라고 할 수 있다. 두 번째로는 트위스트 드릴을 이용한다. 트위스트 드릴을 500~1200 rpm 속도로 작은 직경부터 시작하여 큰 직경까지 이용하여 원하는 직경과 깊이의 골을 삭제한다. 임플란트 시스템에 따라 각 트위스트 드릴 사이에 파일럿 드릴(Pilot drill)을 이용하기도 한다. 세 번째는 접시형 구멍 파기 드릴(Counter sinking drill) 혹은 코티컬 드릴(Cortical drill)을 이용하는 과정이다. 접시형 구멍 파기 드릴을 300~500 rpm의 속도로 운영하며, 고정체를 깊게 식립하고자 할 때 상부만을 넓혀주는 과정이다. 피질골의 밀도가 높을 때 추가적으로 피질골을 좀 더 삭제하여 crest module이 위치할 부위를 확대시키는 과정이라고 할 수 있다. 네 번째로 탭핑(Tapping) 과정이다. 탭드릴(Tap drill)을 사용하고 최종 마지막 단계에서 미리 나사선을 형성하기 위함이다. 이와 같이 크게 4단계의 과정을 거쳐 골삭제 과정이 이루어진다. 골삭제가 이루어지면 식립체(Fixture)를 삽입한다. Fig. 2-3에 일반적인 인공치근 이식 기술 방법을 나타내었다.

로봇을 이용한 인공치근 이식 기술 방법에 대해 활발한 연구가 이루어지고 있다. 독일의 하이델베르크(Heidelberg) 대학은 치과용 임플란트 기술에 가이드 로봇을 도입하였고 이탈리아 베로나(Verona) 대학에서는 드릴작업 과정에서 기술자를 돕기 위한 햅틱 장치를 제작하였다. 또한 Tamed사에서 개발한 PC 기반 소프트웨어인 TomoRob

은 제어 가능한 상용 로봇 암(arm)을 이용하여 시뮬레이션 및 기구부의 시각화가 가능하게 하였다. 이처럼 인공치근 이식 시술에 로봇을 이용하는 방법이 활발히 연구되어지고 있다.

인공치근 이식 시술 보조 로봇은 다음의 조건을 만족하여야 한다. 시술의 정확도를 높이기 위해 프리핸드 드릴링 방법을 지양하여야 하며 인공치근 이식 위치를 둘러싸는 회전 운동과 인공치근의 축을 따라 드릴링이 가능한 직선 운동이 가능해야 한다. 수술을 직접적으로 수행하는 기구부가 필요한 위치까지 도달할 수 있도록 작은 공간을 차지해야 하고 환자 신체의 다른 부위도 피해야 한다. 또한 의사의 수술진행을 방해하지 않아야 한다. 시스템 강성은 시스템에 작용하는 중력과 외부의 힘으로 인해 시스템이 변형을 변형시키지 않도록 보장되어야 한다.^[14] 이러한 조건이 만족되어야 시술 보조 로봇으로 기능을 할 수 있다. 이를 위해 시술 로봇의 기구부의 설계 변경을 통한 소형화가 필요하다.

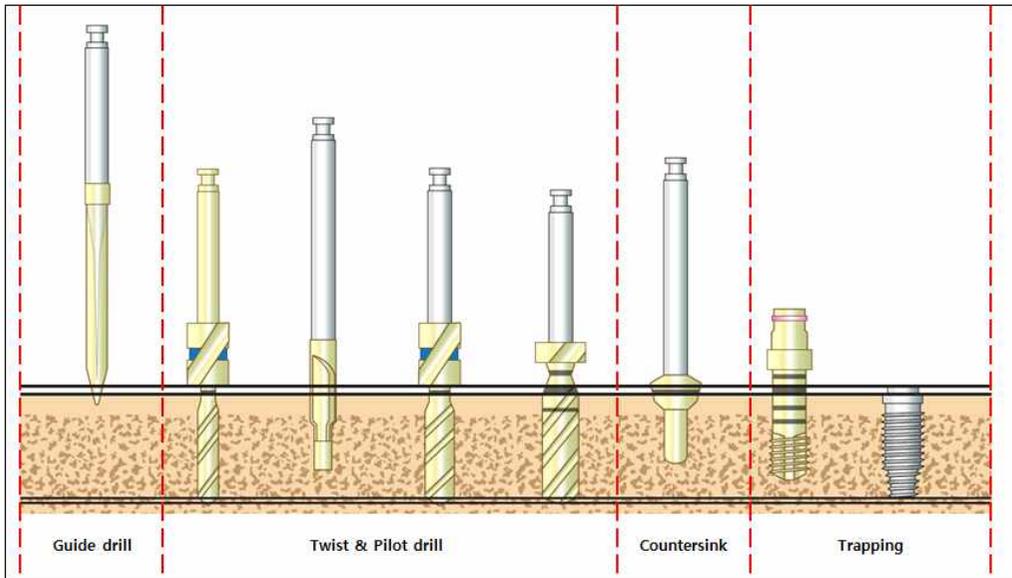


Fig. 2-2 Drills for removing jawbone^[13]

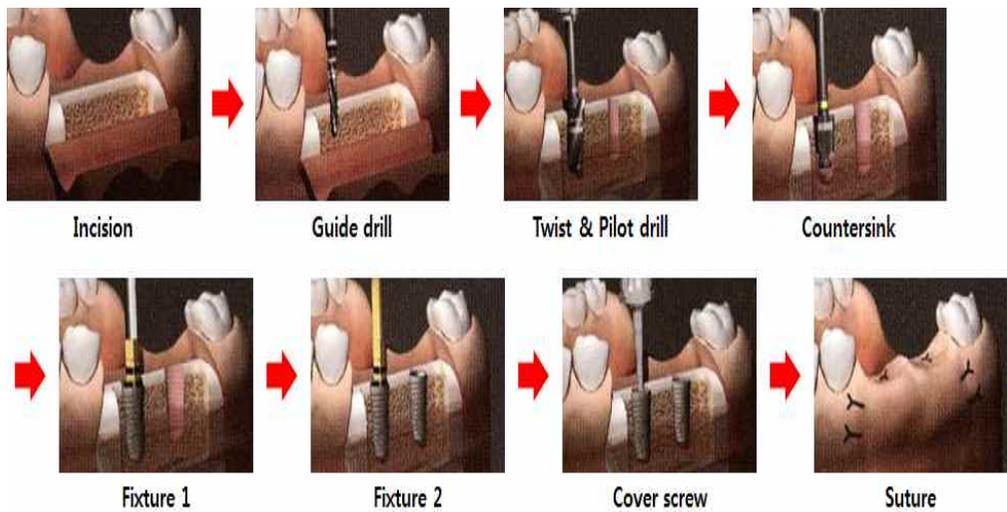
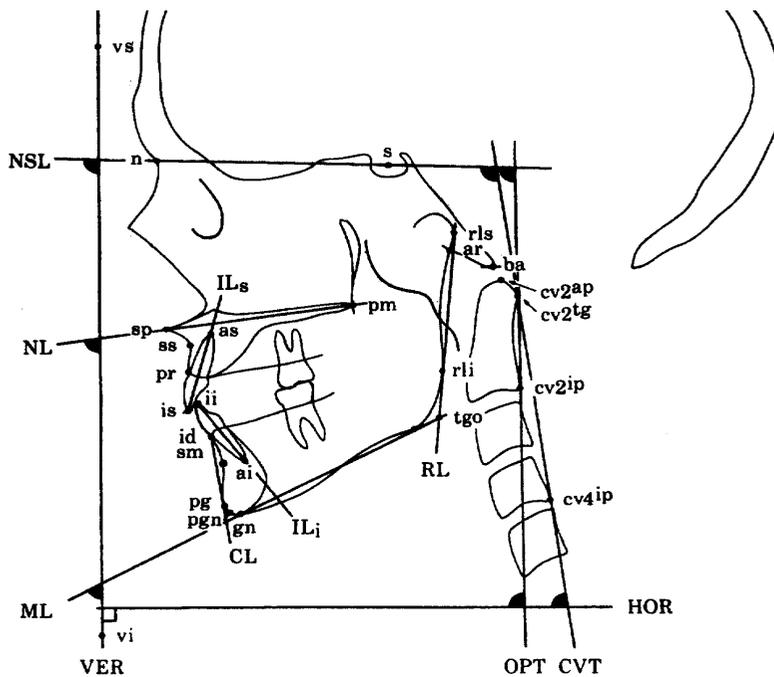


Fig. 2-3 Process of dental implant^[13]

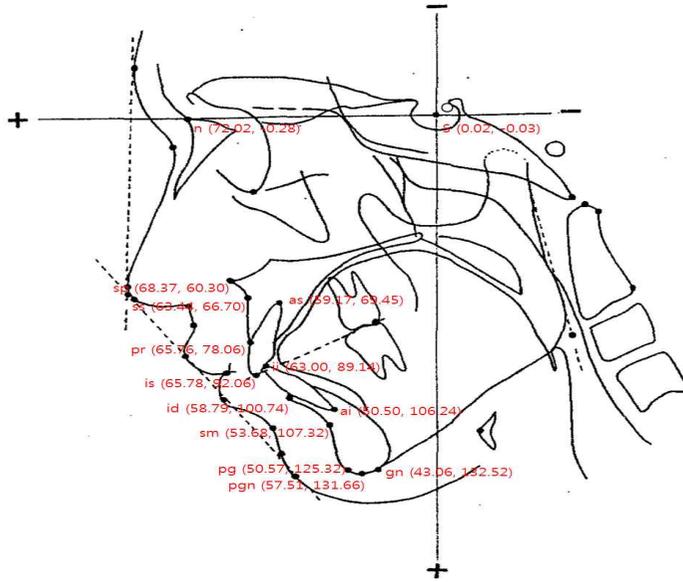
제2절 인체공학적 설계 인자 분석

1. 악안면 구조를 통한 설계 파라미터 파악

Fig. 2-4(a)는 단면 두부 방사선 필름의 참조 점과 선이고, Fig. 2-4(b)는 참조 점과 선을 이용하여 분석한 성인 남성의 악안면 주요 참조 점과 공간적 위치이다.^[15] 성인 남성의 악안면의 참조점을 공간적 위치를 참고하여 평면상의 좌표로 나타내었다. 이를 통해 인공치근 이식 시술에 필요한 하악골과 상악골 간의 공간적인 평균 위치를 파악할 수 있다. 이를 Table 2-1을 통해 정리하였고 표는 참조점의 한국 남성 악안면의 평균 공간적 위치를 기준으로 하는 평균 치아 치조 치수와 평균 턱 치수라고 할 수 있다. Table 2-2는 참조점의 해부학적 명칭을 정리하였다.



(a)



(b)

Fig. 2-4 Oral maxillofacial position point^[15]

Table 2-1 Distance between reference points^[15]

Reference point	Average size of Korean males(mm)	Note
sp-is	29.67	spinal point - incision superius
ss-pm	47.83	subspinale - pterygomaxillare
sp-pm	50.89	spinal point - pterygomaxillare
pg-tgo	79.54	pogonion - prognathion
n-sp	56.00	nasion - spinal point
sp-gn	70.75	spinal point - gnathion
n-gn	125.48	nasion - gnathion
s-pm	49.91	sella - pterygomaxillare
ar-tgo	53.89	articulare - the point of intersection between ML and RL
s-tgo	89.14	sella - the point of intersection between ML and RL

Table 2-2 Anatomical name of reference points^[15]

Reference point	Anatomical name
s	Sella. the center of the sella turcica
n	Nasion. the most anterior point of the frontonasal suture
sp	Spinal point. the apex of the anterior nasal spine
ss	Subspinale. the most posterior point on the anterior contour of the upper alveolar process
as	The apex of the root of the upper central incisor
is	Incision superius. the midpoint of the incisal edge of the most prominent lower central incisor
ii	Incision inferius. the midpoint of the incisal edge of the most prominent lower central incisor
ai	The apex of the root of the lower central incisor
pr	Prosthion. the most antero-inferior point on the mandibular symphysis
id	Infradentale. the most antero-superior point on the lower alveolar margin
pg	Pogonion. The most anterior point on the mandibular symphysis
pgn	Prognathion. The point on the mandibular symphysis farthest from condylion
gn	Gnathion. the most inferior point on the mandibular symphysis
tgo	The point of intersection between ML and RL
pm	Pterygomanillare. the intersection between the nasal floor and the posterior contour of the maxilla

2. 해부학적 구조물을 통한 설계 파라미터 파악

Fig. 2-5는 치조골의 형태를 나타내었다. 인공치근을 매식할 경우 원활한 혈액 공급을 위하여 치조골은 폭(W) 방향으로 헐,설측 각각 0.5 mm 이상이 남아야 한다. 그리고 치조골을 뚫고 들어갈 수 있는 두께는 상악 전치부의 비공(B)까지이고 구치부의 상악동하방(C)과 하악관 상부(E)까지이다.^[17] 이용 가능한 치조골의 부위는 Fig. 2-6에 나타내었다.

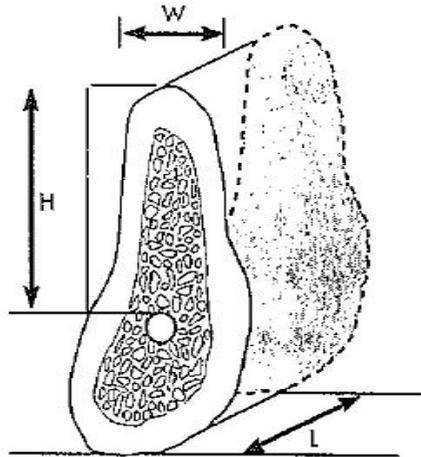


Fig. 2-5 Shape of alveolar bone^[16]

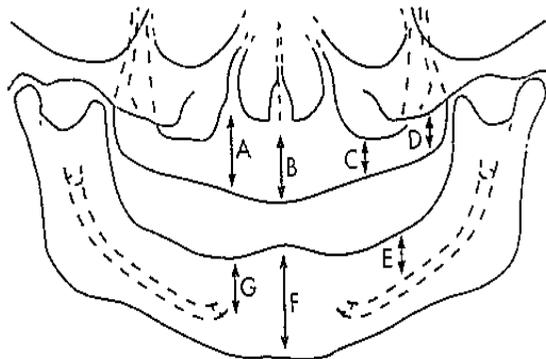


Fig. 2-6 Available alveolar bone area^[16]

3. 하악골 신경과 혈관을 통한 설계 파라미터 파악

상악골의 드릴링은 안면구조상 기술적 난이도가 높지만 주의해야할 해부학적 구조물이 존재하지 않기 때문에 감각지배에 대한 안정성에 우려가 없다. 그러므로 해부학적인 측면에서 기술 난이도가 낮은 상악골이 아닌 하악골을 기준으로 설계 파라미터를 파악하였다. 특히, 신경이 집중되어 있는 하악골의 하악관을 기준으로 분석하였다. 하악관에서 치조연 및 치조능선까지의 거리를 대구치부와 소구치부로 분류하여 분석하였다. Fig. 2-7는 치조연 및 치조능선의 하악관과의 위치적 관계를 보여준다. Table 2-3은 대,소구치 부위의 하악관과의 거리를 정리한 표이다. 대구치는 1~3 대구치부로 나눌 수 있고 치조연과 하악관 사이의 거리가 14 mm ~ 18 mm까지 분석되었다. 그리고 치조능선과 하악관 사이의 거리는 9 mm ~ 10 mm까지로 분석되었다. 소구치는 1~2 소구치부로 나눌 수 있고 치조연과 하악관 사이의 거리가 22 mm로 동일했으며 치조능선과 하악관 사이의 거리 또한 17 mm로 동일하게 분석되었다.

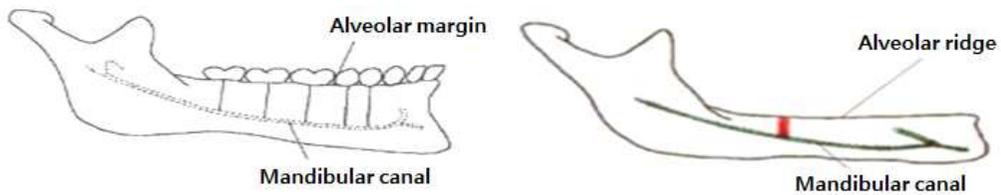


Fig. 2-7 Structure of mandible

Table 2-3 Distance to the mandibular canal

	Molar teeth(mm)			Premolars teeth(mm)	
	1	2	3	1	2
alveolar margin - mandibular canal	18	16	14	22	22
alveolar ridge - mandibular canal	10	11	9	17	17

4. 분석 결과

치아 치조 치수와 턱 치수를 파악하여 시술 보조 로봇의 평균 구동 범위를 제시하였다. 상악골의 평균 길이가 47.83 mm이고 하악골의 평균 길이는 79.54 mm로 파악되었다. 그리고 하악골 중절치 뿌리 꼭대기에서 하악 중앙 절치 꼭대기까지는 23.56 mm이며 상악 중절치 뿌리 꼭대기에서 상악 중앙 절치 꼭대기까지 21.17 mm이다. 또한 성인의 평균 개구량은 40 mm이고 중절치에서 제3대구치까지의 거리는 65 mm임을 알 수 있었다. 분석 내용을 토대로 인공치근 시술 보조 로봇은 한국인 성인 남성 평균 개구량과 드릴링이 가장 깊게 시술되는 상,하악 중절치부의 길이를 포함하여 상하로 84.74 mm 이상의 드릴링 깊이를 가져야하며 중절치와 제3대구치의 거리를 고려하여 전후방으로 65 mm 이상으로 구동되어야 한다. 해부학적 구조물 분석을 통해 원활한 혈액공급을 위하여 치조골이 험, 설측으로 각각 0.5 mm씩 남을 수 있도록 제어가 되어야 함을 알 수 있었다. 이를 통해 안정적인 인공치근 시술을 위해 로봇이 최소 0.5 mm의 세밀한 제어가 필요한 것으로 분석된다. 또한 치조골의 상악 전치부 비공과 구치부 상악동 하방, 하악관 상부를 이용하기 위하여 파악된 환자의 상, 하악관의 위치 및 형태에 맞추어 드릴팁의 위치가 추적 제어되어야 한다. 하악골의 신경 및 혈관 분석으로 하악골의 하악관을 피할 수 있는 드릴링 깊이 제어가 필요함을 알 수 있었다. 대구치와 소구치 부위의 안전을 고려하여 드릴링은 최대 18 mm 까지만 필요한 것으로 분석되었다.

인공치근 이식 시술 보조 로봇은 0.5mm 이하의 제어가 가능해야하며 구강 내에서 상하로 84.74 mm, 전후방으로 65 mm의 구동 범위를 확보하여야 하며, 드릴링의 깊이는 18 mm를 넘지 말아야 하는 것으로 분석되었다.

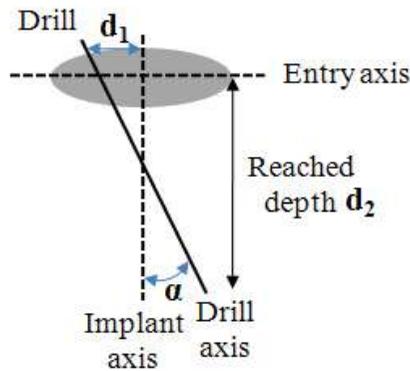
제3절 시술 보조 로봇의 메커니즘

인공치근 이식 시술은 시술 영역이 매우 제한된다. 시술의 영역 안에서 한 점에 대해 정밀하고 넓은 각운동이 필요하다. 이는 복강경 수술에서 내시경 또는 투관침을 환자 피부의 절개구의 제한으로 인해 좁은 삽입점(entry point)을 기준으로 선회 운동하여 수술하는 것을 예로 들 수 있다. 인공치근 이식 시술이 이루어지는 영역 안에서 각운동을 하였을 때 고려할 사항은 인공치근의 축과 드릴 끝점(drill tip)의 거리(d_1), 인공치근의 축과 드릴축의 각도(α), 그리고 드릴링의 깊이(d_2)이다. Fig. 2-8에 인공치근 이식 시술에서 각 조절 시 고려사항을 나타내었다. 인공치근 이식 구멍의 드릴링 작업은 마찰시 발생하게 되는 악골의 열적 손상을 방지하기 위해 드릴의 직경을 순차적으로 늘려가며 시술한다. 그러므로 드릴의 축 위치 및 각도가 매번 고정되어야 한다. 또한, 초기 각 편차(initial angle deviation, α)는 드릴의 축과 인공치근의 축의 거리가 시술이 진행될수록 크게 벌어지게 되는 원인으로 드릴링의 깊이(d_2)에도 영향을 준다. 그러므로 드릴링 시 위치 제어와 각도 조절의 정밀성이 높아져야 한다. 드릴의 위치와 드릴링 각도의 제어는 Fig. 2-9의 방법을 사용한다. 일반적인 로봇 기구부는 Fig. 2-9(a)와 같이 회전각(θ)만큼 각도를 조절하면 목표로 하는 점에서 $\sin\theta$ 만큼 틀어지게 된다. 이 때 별도로 틀어진 만큼의 위치를 보상하는 운동이 필요하게 된다. 결과적으로 각도와 위치를 제어하기 용이한 메커니즘이 필요하게 된다.

기구학의 다양한 원형 운동 메커니즘 중에 Fig. 2-10과 같이 하나의 부품이 기구부의 말단 고정점 주위를 회전하고 고정점에서 물리적 회전 조인트가 연결되어 있지 않으면 RCM(remote center of motion) 기구부라 한다. RCM 메커니즘은 적어도 한 개의 링크가 고정점 주위를 회전하는 가상 중심 운동(virtual center of motion) 메커니즘의 개념에 포함되고, 가상 중심 운동 메커니즘은 한 개 이상의 점이 고정점 주변을 회전하는 가상 중심 메커니즘(virtual center mechanism)에 포함된다.

보통의 의료용 로봇은 수술을 직접 수행하는 부분을 수술 위치로 안내하는 직선 포지셔닝 기구부와 항상 수술의 목표점을 지향할 수 있는 각도 조절 기구부로 분리한 형태이다. 특히, 가상 중심 메커니즘이 적용된 기구부의 경우 각의 변화에도 수술을 수행하는 끝점이 항상 목표점을 향하고 있기 때문에 위치를 제어하기 위한 기구부를 분리하여 설계하기 용이하다. 이러한 이유로 인공치근 시술 보조 로봇은 가상 중심 메커니즘이 적용되어야 하며 직선 운동과 회전 운동이 분리된 구조로 설계하여야 한다. 인공

치근의 이식 방향과 각도의 오류가 환자의 치유기간에 영향을 주며 시술의 성공여부와도 밀접한 관계가 있기 때문에 더욱이 회전 운동부는 제어가 용이하고 구조 또한 단순화해서 설계하여야 한다. 그러므로 시술의 정확성을 높이기 위해 기구부의 회전 운동과 병진 운동이 나누어져야 하고 가상 중심 메커니즘의 RCM 기구부를 통해 회전 운동과 병진 운동을 나누어서 구현하였다.

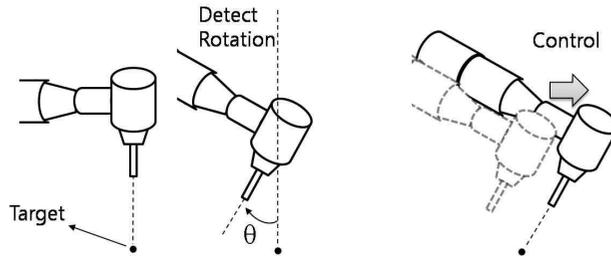


(a) Distance between two axes(d_1), initial angle deviation(α), reached depth(d_2)

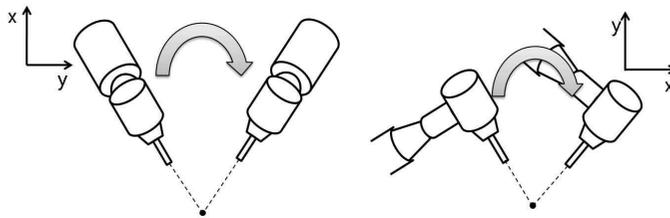


(b) Starting with tolerated initial angle deviation (c) Growing distance between two axes during drilling

Fig. 2-8 Components considered in dental implant drilling^[17]



(a) Angle control in conventional manipulator



(b) Angle control in VC manipulator

Fig. 2-9 Angulation methods of manipulator^[17]

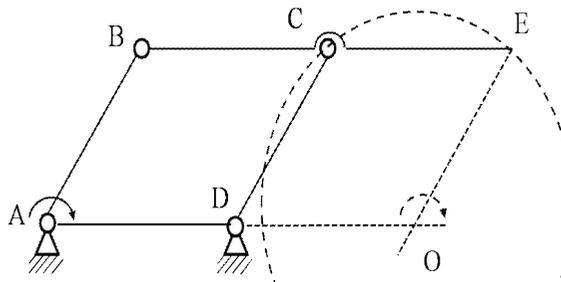


Fig. 2-10 Parallelogram RCM mechanism^[17]

제 3 장 기술 보조 로봇의 1차 모델

제1절 1차 모델 기구부의 3D 설계

Fig. 3-1는 1차 모델의 3D 설계이다. 핸드피스의 각 변위량을 증가시키더라도 핸드 피스의 운동 범위에 간섭이나 접촉되는 부위가 최소화 되도록 기구부를 설계하고 제작 하였다. 로봇은 이중평행사변형 구조의 가상중심운동 기구부로 설계되었으며, 드릴링 깊이를 조절하는 모터가 로봇의 최상단에 위치해 있고 측면에 로봇 기구부의 Yaw 운동에 관련하는 모터가 연결되어 있다. 솔리드웍스를 이용하여 1차 모델의 부피와 표면적을 구하였다. 1차 모델의 구동 부피는 $1,661.27 \text{ cm}^3$ 이고 구동 표면적은 $4,510.44 \text{ cm}^2$ 이다.

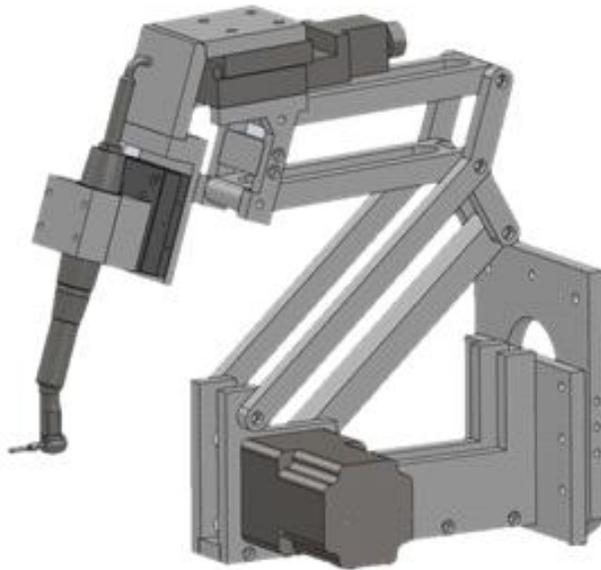


Fig. 3-1 Design of first model

제2절 1차 모델의 구조 및 진동 해석

인공치근 이식 시술 보조 로봇 기구부의 구조적인 안정성을 확인하기 위해 유한요소법을 이용한 구조 해석 및 진동 해석을 수행하였다. 기구부에 하중이 작용할 때 변형이 발생할 수 있으며 이런 변형에 따라 기구부에 작용한 외력과 평형을 이루는 내부응력이 발생한다. 그러므로 가상의 로봇을 구현하고 시술환경과 동일한 하중을 가했을 때 기구부의 구조적인 안정성을 분석하였다. 또한 기구가 인공치근 이식 시술을 위한 드릴링을 할 때 발생하는 진동에 대해서도 분석하였다. ANSYS를 이용한 분석 방법의 흐름도를 Fig. 3-2에 나타내었다. 흐름도에 맞춰 1차 모델과 2차 모델의 구조 및 진동 해석을 실제 시술환경 조건에서 수행하였다.

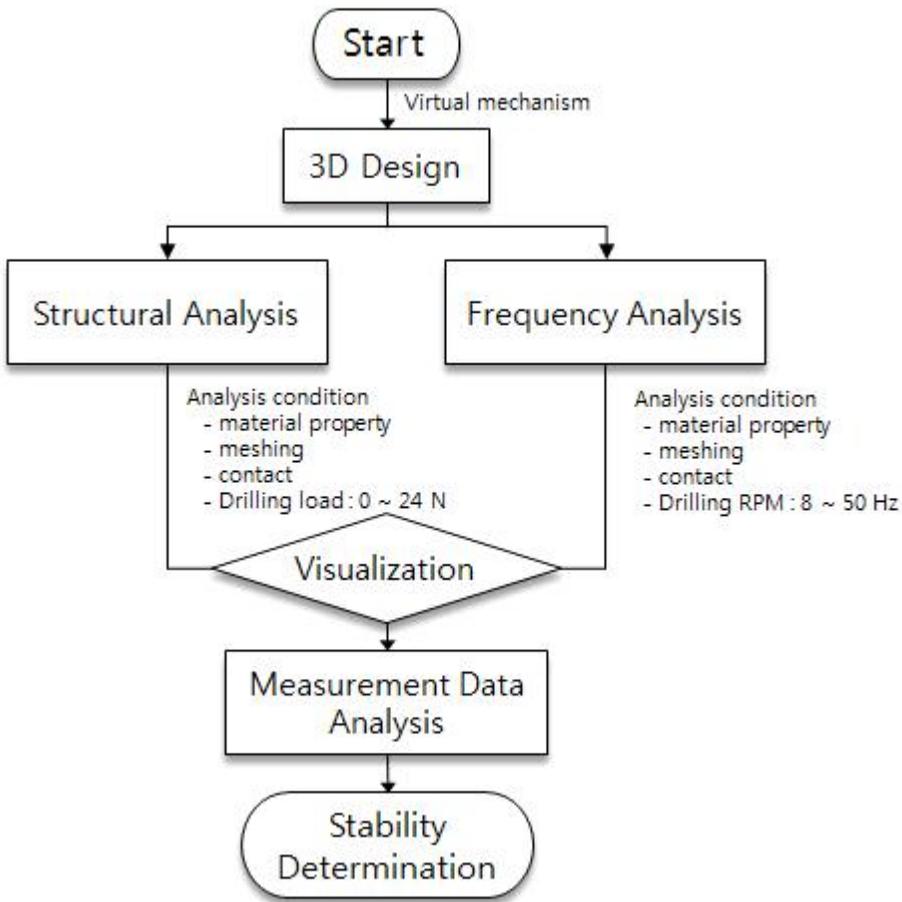


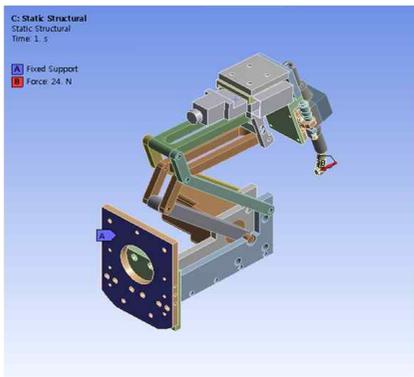
Fig. 3-2 Flow chart of stability analysis

1차 모델의 기구부에 대한 구조적 안정성을 검증하기 위한 해석의 초기 입력조건을 Table 3-1에 나타내었다. 인공치근 이식 시술에서 사용되는 초기 하중은 치과용 드릴의 경우에는 1.5~24N이 일반적으로 사용된다.^{[19][20][21]} 1차 모델과 2차 모델에 시술 환경에 동일한 입력 조건을 부여하고 해석하였다.

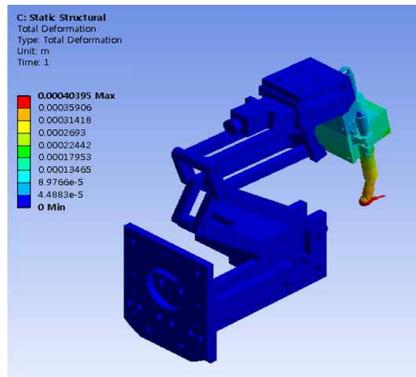
Fig. 3-3은 1차 모델의 구조해석 결과를 이미지화 하였다. 시술 시 치과용 드릴에 작용하는 24N의 힘을 드릴팁에 부여하였다. 기구부는 핸드피스와 드릴의 연결 부분에서 최대 응력이 발생하였고 기구부는 핸드피스 고정부에 집중적으로 변형이 발생하는 것으로 분석 되었다. 1차 모델 기구부의 총변형량은 0.403 mm이고 응력분포는 Fig. 3-3(c)와 같으며 최대응력이 30.232 MPa 발생하였고 모터부와 핸드피스 고정부의 연결 부위에서 10 ~ 13 MPa 정도의 응력분포를 보였다. 최대변형률은 6.4044e-004 m/m이며 안전계수는 약 9.1로 나타났다. Table 3-2는 1차 모델의 구조해석 결과를 표로 정리하였다.

Table 3-1 Input conditions of first model for analysis

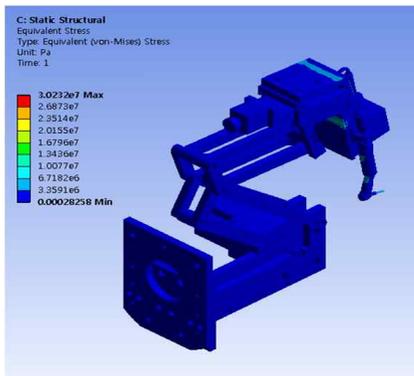
Mesh	
Mesh Type	Solid mesh
Nodes	167985
Elements	86119
Properties (AA 6061) - manipulator	
Young's modulus	75 GPa
Poisson's ratio	0.33
Density	2700 kg/m ³
Tensile Yield Strength	275 MPa
Properties (Carbon Steel) - handpiece	
Young's modulus	190 GPa
Poisson's ratio	0.27
Density	7845 kg/m ³
Tensile Yield Strength	353.4 MPa
Boundary condition	
Static structural analysis	- Fixed support - 24N force in handpiece drill



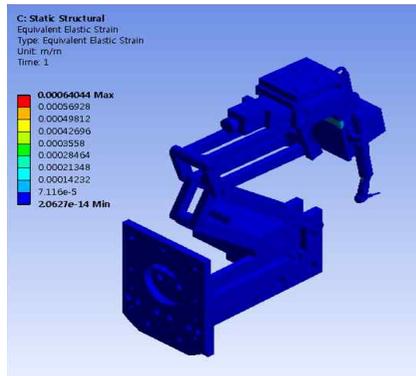
(a) Boundary conditions for FEA



(b) Total Deformation



(c) Equivalent Stress



(d) Equivalent Elastic Strain

Fig. 3-3 Structural analysis of first model

Table 3-2 Structural analysis of first model

Test Force	Total Deformation	Equivalent Stress	Equivalent Elastic Strain	Safety Factor
24 N	0.403 mm	30.232 MPa	6.4044e-004 m/m	9.096

인공치근을 식립하는 기술은 드릴의 직경을 순차적으로 증가시켜 시술한다. 이 때 턱뼈에 드릴링을 하게 되는데 드릴 직경이 크면 클수록 회전속도를 낮추어야 한다. 과한 회전수로 인해 드릴링 중 열로 인한 피사가 일어날 수 있기 때문이다. 인공치근 이식 기술은 보통 800~1200 rpm 사이의 회전수를 주로 사용하게 된다.

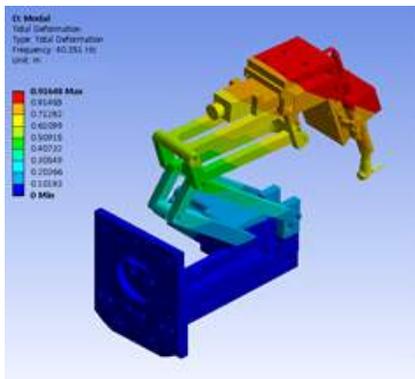
1차 모델에 인공치근 이식 시술 시 핸드피스에서 발생하는 진동이 어떤 영향을 미치는지에 대해 시뮬레이션 하였다. Modal 해석과 Harmonic response 해석 기능을 사용하여 진동해석을 수행하였다. Modal과 Harmonic response 해석에 대한 설정 조건을 Table 3-3에 정리하였다. Modal 해석 결과를 Fig. 3-4에 이미지화 하였다. 핸드피스 스펙상의 회전수와 시술에서 사용되는 rpm을 고려하여 500 ~ 3600 rpm (8 ~ 50 Hz)범위로 설정하였다. 또한 드릴의 끝점에 24N의 하중을 부여하였다. 이러한 설정을 통해 유사 인공치근 이식 시술 환경을 설정하였다. Table 3-4은 Harmonic response 해석을 통한 전체 고유 주파수를 정리한 표이다. 해석 결과를 통해 1차 모델의 기구부는 시술환경 조건에서 공진이 발생하지 않음을 확인하였다. 1차 모델의 기구부가 구조적으로 안정함을 확인하였고 2차 모델과의 비교분석하기 위해 데이터화하였다.

Table 3-3 Input conditions of first model for natural frequency analysis

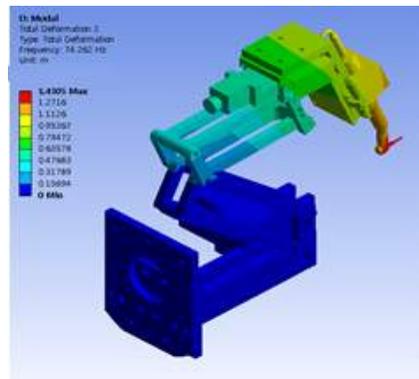
Analysis range	Solution Intervals
8 ~ 50 Hz	100 steps

Table 3-4 Natural frequency of first model

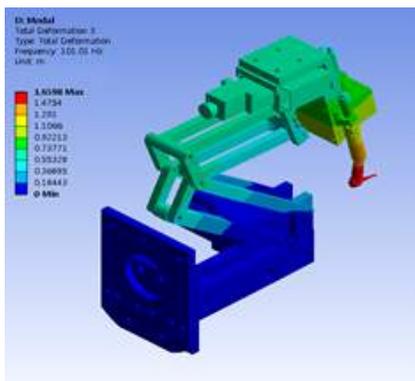
Mode	Frequency (Hz)
1 st	40.351
2 nd	74.262
3 rd	101.01
4 th	135.06
5 th	177.12
6 th	216.06



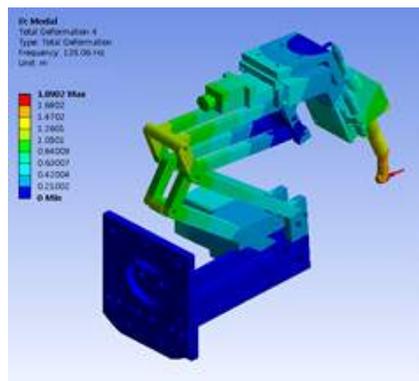
(a) 1st mode(40.351 Hz)



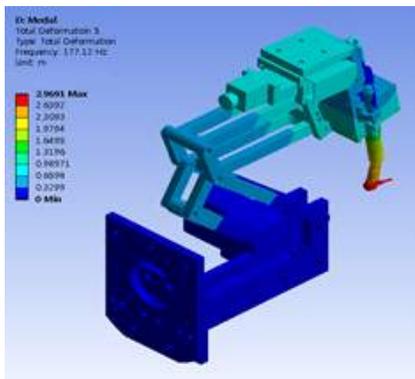
(b) 2nd mode(74.262 Hz)



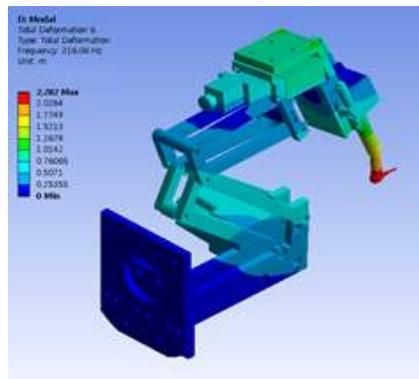
(c) 3rd mode(101.01 Hz)



(d) 4th mode(135.06 Hz)



(e) 5th mode(177.12 Hz)



(f) 6th mode(216.06 Hz)

Fig. 3-4 Mode of first model

제3절 1차 모델의 가상 시뮬레이션

다물체 동역학 해석(Multi-body dynamic analysis) 프로그램을 사용하여 인공치근 이식 시술 보조 로봇의 기구부를 가상으로 제작할 수 있다. 이를 통해 가시적이고 실질적인 시뮬레이션을 수행하였다. 다물체 동역학 프로그램은 Fig. 3-5의 흐름도와 같이 기구부의 운동 적합성을 판단 할 수 있다. 프로그램을 사용하여 3D 모델을 디지털 Mock-Up 하고 기구부의 각 부위에 역할에 맞는 움직임 상태에 대해서 설정을 하여 가상의 시뮬레이션을 수행하고 가시화하였다. 최종적으로 시뮬레이션 결과를 데이터화하여 동역학적 분석에 활용하였다.

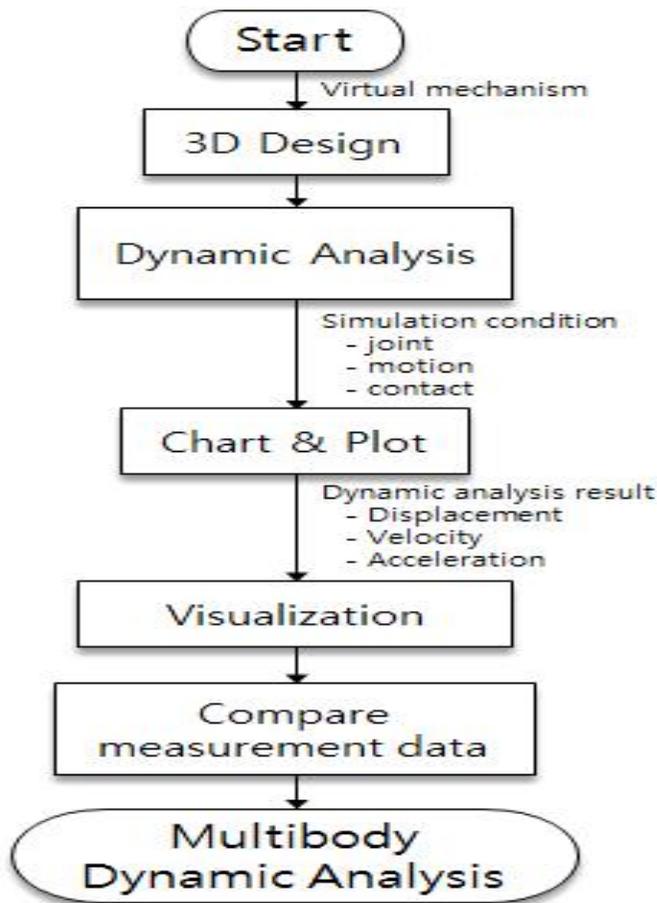


Fig. 3-5 Flow chart of multi-body dynamic analysis

Fig. 3-6는 다물체 동역학 해석을 위한 1차 모델의 기구부의 개략도이다. 기구부는 3개의 액츄에이터로 구성되어 있다. motor1을 통해 롤(roll) 운동하며 회전 조인트를 사용하여 구현하였다. motor 2는 기구부의 요(yaw) 운동을 담당하며 모터 축과 그와 연결된 구조물의 회전 조인트를 설정하여 구현하였다. 드릴링 깊이조절을 위한 움직임을 설정하기 위해 motor 3는 이송라인 기준으로 상부부품과 하부부품을 별도로 구분하고 구속조건을 부여하였다. motor 3의 상부를 이송라인을 기준으로 병진운동 할 수 있도록 병진 조인트로 설정하여 구현하였다.

기구부는 요 운동에 의해 핸드피스의 각이 변한다. 핸드피스의 각은 인공치근 이식 시 사용될 수 있는 드릴링의 각도에 영향을 준다. 그러므로 기구부의 시술 시 구동범위를 파악하기 위해 요 운동을 시뮬레이션 하고 드릴의 각 변화를 데이터화 하여야 한다. 요 운동을 하는 동안에 RCM 고정점의 위치 변화도 함께 추적하였다. 1차 모델의 기구부 해석을 위한 입력조건을 Table 3-5에 정리하였다.

1차 모델은 부품간의 간섭이 없는 상태로 $\pm 27.685^\circ$ 의 요 운동을 한다. 1차 모델이 요 운동할 때 핸드피스 드릴의 각 변화를 측정하여 Fig. 3-7에 나타내었다. 요 운동에 대한 RCM 고정점의 위치 변화를 Fig. 3-8에 나타내었다. X축, Y축, Z축의 변위는 모두 0 mm로 RCM 고정점은 위치변화를 보이지 않았다. 설계한 인공치근 이식 시술 보조 로봇은 RCM 고정점을 유지하고 55.37° 의 구동범위를 갖는 것으로 확인하였다.

Table 3-5 Input condition of first model for multi-body dynamic analysis

Simulation time	4 sec
Input	roll motion : fix yaw motion : ± 27.685 depth motion : fix
Motor 1 part	revolute joint
Motor 2 part	revolute joint
Motor 3 part	translational joint
Measurement	angle of drill, position of RCM point

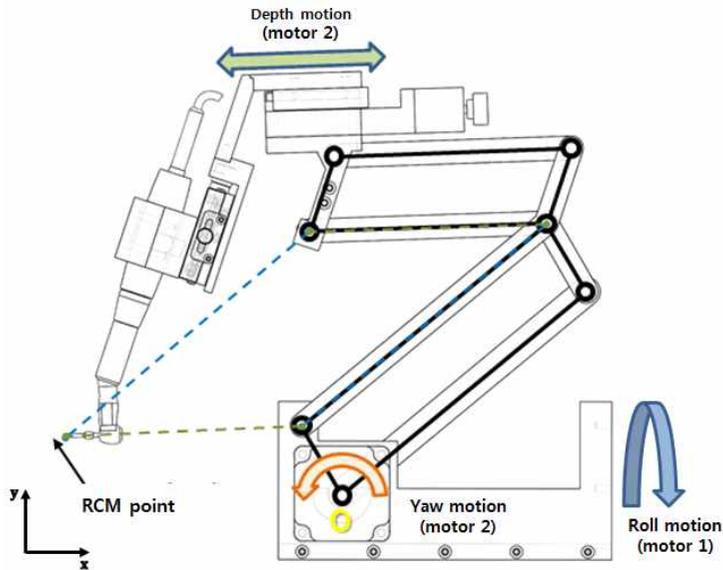


Fig. 3-6 Schematic diagram of first model for multi-body dynamic analysis

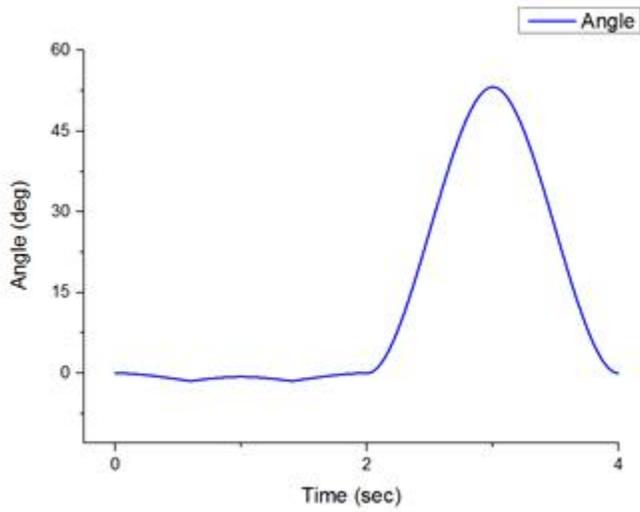
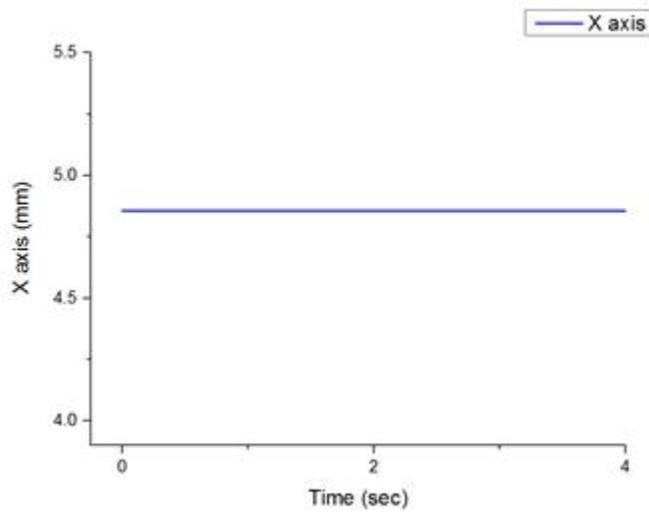
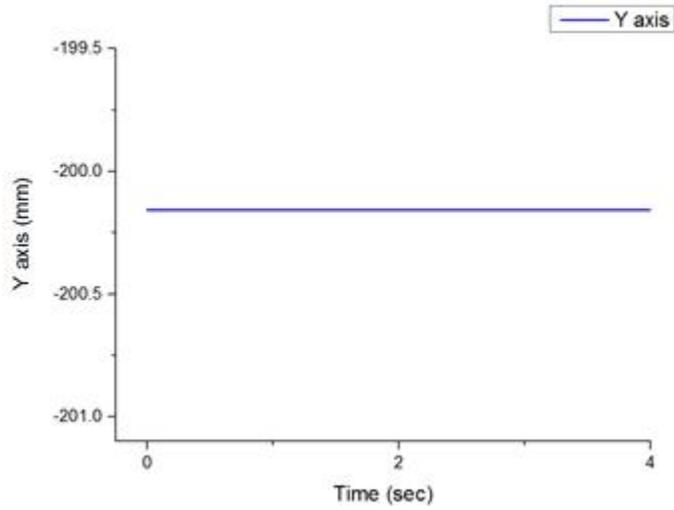


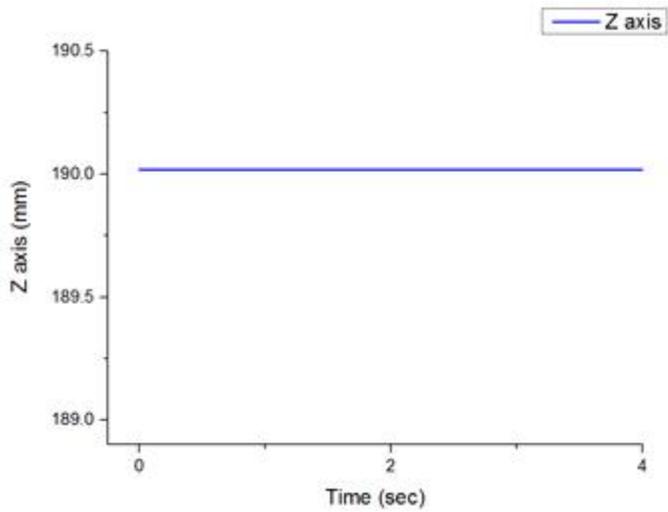
Fig. 3-7 Angle of handpiece and drill by yaw motion



(a) Displacement of X-axis direction



(b) Displacement of Y-axis direction



(c) Displacement of Z-axis direction

Fig. 3-8 Displacement of RCM point by yaw motion

제 4 장 시술 보조 로봇의 2차 모델

제1절 2차 모델 기구부의 3D 설계

Fig. 4-1는 인공치근 시술 보조 로봇이다. 1차 모델의 구조를 변경하여 2차 모델을 소형화 설계하였다. 전체적인 높이를 줄여 기구부의 안정성을 높일 수 있도록 하였고, 측면의 Yaw 운동을 담당하던 모터를 기구부 베이스에 위치하게 하여 웜기어를 이용하여 동일한 운동을 담당할 수 있도록 하였다. 그리고 드릴링의 깊이를 조절하는 모터를 RCM 고정점과 최대한 근접하게 설계하여 1차 모델보다 시술 시 안정적으로 힘이 전달될 수 있도록 변경하였다. 또한 FT 센서를 이용하여 드릴링 시 작용하는 힘을 측정하고 로봇이 실시간으로 제어될 수 있도록 설계를 통해 기반을 마련하였다. 3D 설계 프로그램을 이용하여 2차 모델의 구동 부피와 구동 표면적을 구하였다. 구동 부피는 604.08 cm^3 이고 구동 표면적은 $2,981.08 \text{ cm}^2$ 이다. 2차 모델은 1차 모델에 비해 구동 부피는 약 63.6 % 줄어들었으며 구동 표면적은 약 33.9 %가 줄었다. 2차 모델의 기구부 링크의 길이 변경, 모터 소형화, 인공치근 이식 시술 보조 로봇에 특화된 드릴 시스템을 개발을 통해 구강내로 진입이 가능한 기초 모델이 되었다.

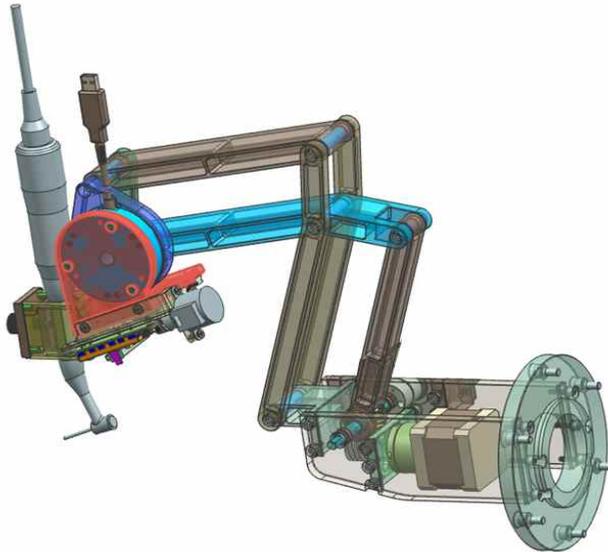


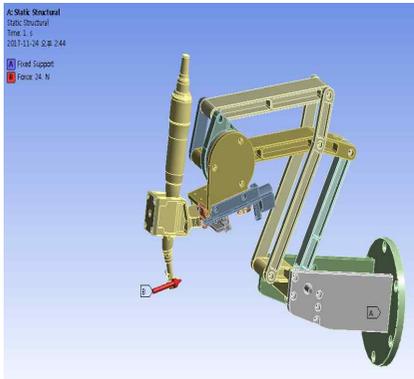
Fig. 4-1 Design of second model

제2절 2차 모델의 구조 및 진동 해석

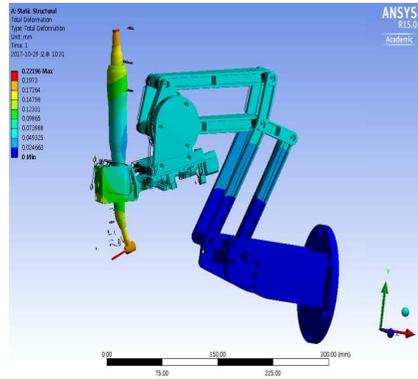
2차 모델의 기구부에 대한 구조적 안정성을 검증하기 위한 해석의 초기 입력조건을 Table 4-1에 나타내었다. Fig. 4-2은 2차 모델의 구조해석 결과를 이미지화 하였다. 1차 모델과 동일하게 24N의 힘을 드릴팁에 설정하고 구조해석을 수행하였다. 2차 모델 기구부는 핸드피스와 드릴의 연결 부분에서 최대 응력이 발생하는 것은 동일하지만 구조의 변경으로 인해 응력이 기구부 전체로 고루 분포되어 있는 것을 확인할 수 있었다. 1차 모델의 경우 드릴링 시 많은 부하를 핸드피스 고정부에서 부담하였지만 2차 모델은 핸드피스의 고정부를 드릴링이 직접 이루어지는 기구의 운동 중심에 가까이 옮겨서 변형이 집중되는 현상을 기구부 전체에 분산시켜 완화하였다. 이는 결과적으로 1차 모델에 비해 2차 모델의 총변형량을 약 0.18 mm로 줄여주었다. 2차 모델은 총변형량이 0.221 mm이고 응력 분포는 Fig. 3-8(c)와 같다. 최대응력 47.296 MPa로 확인되었고 모터부와 핸드피스 고정부의 연결 부위에서 5 ~ 10 MPa 정도의 응력분포를 보였다. 1차 모델에 비해 응력집중이 완화되었다. 최대변형률은 $6.4479e-004$ m/m로 매우 작으며 안전계수는 6.5로 매우 안정적인 기구부임을 확인하였다. Table 4-2에 설계 2차 모델의 구조해석 결과를 정리하였다.

Table 4-1 Input conditions of second model for analysis

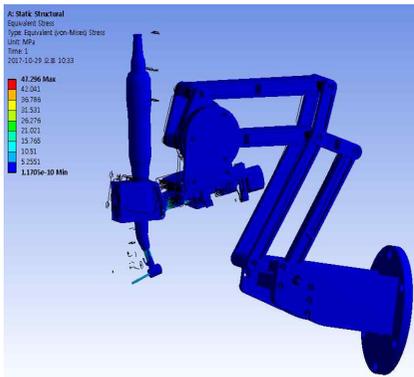
Mesh	
Mesh Type	Solid mesh
Nodes	831592
Elements	451451
Properties (AA 6061) - manipulator	
Young's modulus	75 GPa
Poisson's ratio	0.33
Density	2700 kg/m ³
Tensile Yield Strength	275 MPa
Properties (Carbon Steel) - handpiece	
Young's modulus	190 GPa
Poisson's ratio	0.27
Density	7845 kg/m ³
Tensile Yield Strength	353.4 MPa
Boundary condition	
Static structural analysis	- Fixed support - 24N force in handpiece drill



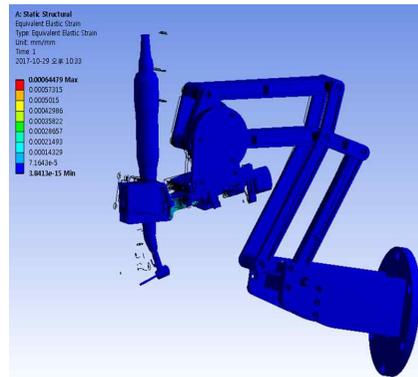
(a) Boundary conditions for FEA



(b) Total Deformation



(c) Equivalent Stress



(d) Equivalent Elastic Strain

Fig. 4-2 Structural analysis of second model

Table 4-2 Structural analysis of second model

Test Force	Total Deformation	Equivalent Stress	Equivalent Elastic Strain	Safety Factor
24 N	0.221 mm	47.296 MPa	6.447 m/m	6.565

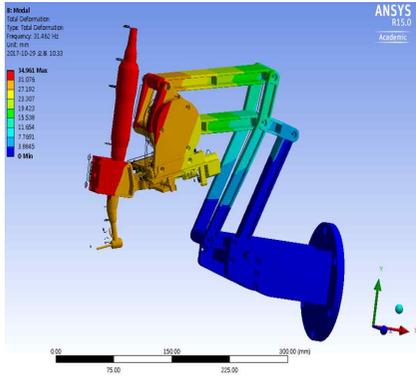
2차 모델에 대한 진동해석을 통해 기구부의 안정성 및 내구성을 확인하였다. 진동해석의 설정 조건은 Table 4-3과 같다. 인공치근 이식 시술 환경을 1차 모델과 동일하게 설정하였다. Modal 해석 결과를 Fig.4-3에 이미지화 하여 정리하였다. Table 4-4은 2차 모델의 고유주파수 해석 결과이다. 2차 모델의 기구부의 고유주파수는 1차 모델에 비해 다소 낮은 주파수 영역대를 보여주었다. 이는 2차 모델이 1차 모델에 비해 강성이 다소 낮아졌다고 판단되지만 1차 모드의 고유주파수인 31.462 Hz는 실제 인공치근 이식 시술에 발생하는 8~20 Hz의 주파수영역을 벗어나므로 공진이 발생하지 않아 안정적인 구조의 설계임을 확인하였다. 2차 모델의 기구부의 구조적 안정성이 분석되었다.

Table 4-3 Input conditions of second model for natural frequency analysis

Analysis range	Solution Intervals
8 ~ 50 Hz	100 steps

Table 4-4 Natural frequency of second model

Mode	Frequency (Hz)
1 st	31.462
2 nd	58.589
3 rd	84.377
4 th	111.5
5 th	116.67
6 th	153.71



제3절 2차 모델의 가상 시뮬레이션

Fig. 4-4는 다물체 동역학 해석을 위한 2차 모델의 기구부의 개략도이다. 1차 모델의 기구부에서 요(yaw) 운동을 담당하는 모터의 위치와 드릴링 깊이조절을 위한 모터의 위치 그리고 FT 센서 장착 여부에 대해서 변경이 되었다. 2차 모델의 구동되는 구조적 메커니즘은 1차 모델과 동일하다. motor 1과 motor 2에서 발생하는 롤(roll)과 요(yaw) 운동을 1차 모델과 동일하게 구현하였다. 드릴링 깊이조절을 위한 운동의 설정은 motor 3의 부품을 이송라인 기준으로 상부와 하부의 부품별로 구분하여 구속하고 이송라인과 하부부품을 병진 조인트로 설정하여 드릴링 깊이 조절부의 움직임을 구현하였다.

기구부의 구동범위를 파악하기 위한 요 운동을 시뮬레이션을 수행하고 드릴의 각 변화에 따른 RCM 고정점의 위치 변화도 추적하였다. 2차 모델 기구부의 해석을 위한 입력조건을 Table 4-5에 정리하였다.

부품간의 간섭이 없는 상태인 $\pm 29.4615^\circ$ 의 요 운동을 설정하고 핸드피스 드릴의 각 변화를 측정하여 Fig. 4-5에 나타내었다. 드릴은 초기 위치를 기준으로 $-22.655^\circ \sim 36.268^\circ$ 의 운동범위를 가졌다. 요 운동에 대한 RCM 고정점의 위치 변화를 Fig. 4-6에 나타내었다. X축, Y축, Z축의 변위는 모두 0 mm로 RCM 고정점은 위치변화를 보이지 않았다. 설계한 인공치근 이식 시술 보조 로봇은 RCM 고정점을 유지하고 58.923° 의 구동범위를 갖는 것으로 확인하였다.

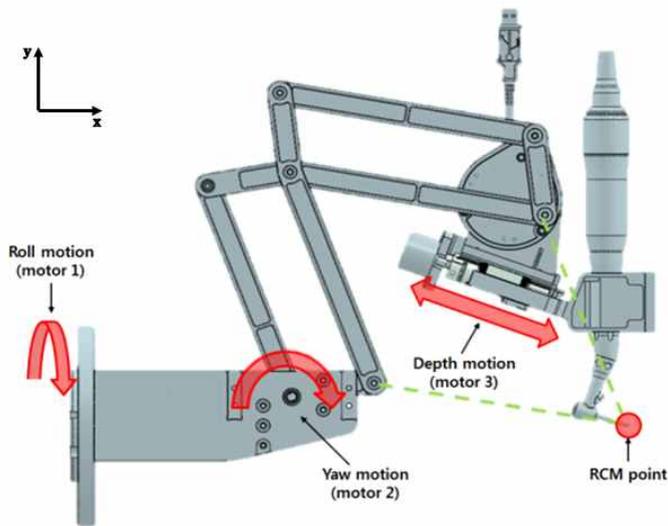


Fig. 4-4 Schematic diagram of second model for multibody dynamic analysis

Table 4-5 Input condition of second model for multi-body dynamic analysis

Simulation time	4 sec
Input	roll motion : fix yaw motion : ± 29.4615 depth motion : fix
Motor 1 part	revolute joint
Motor 2 part	revolute joint
Motor 3 part	translational joint
Measurement	angle of drill, position of RCM point

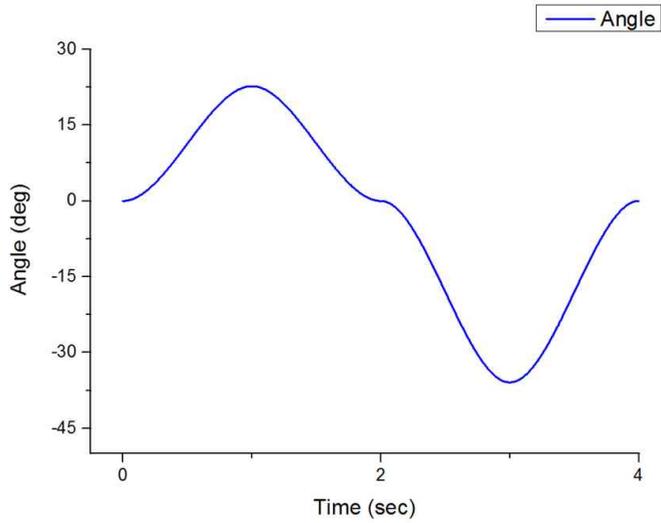
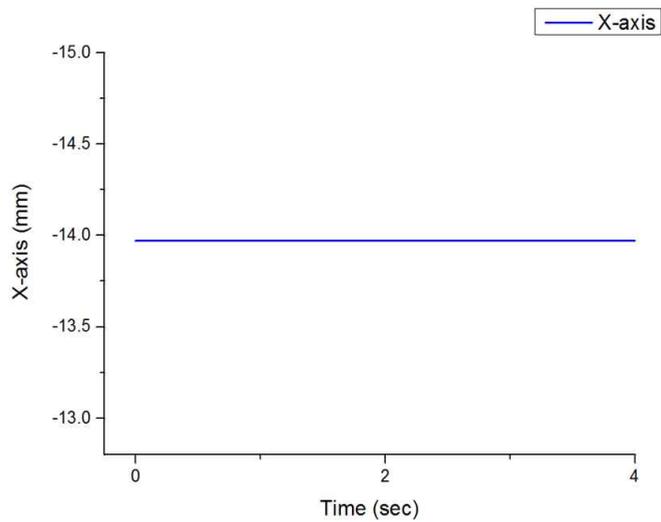
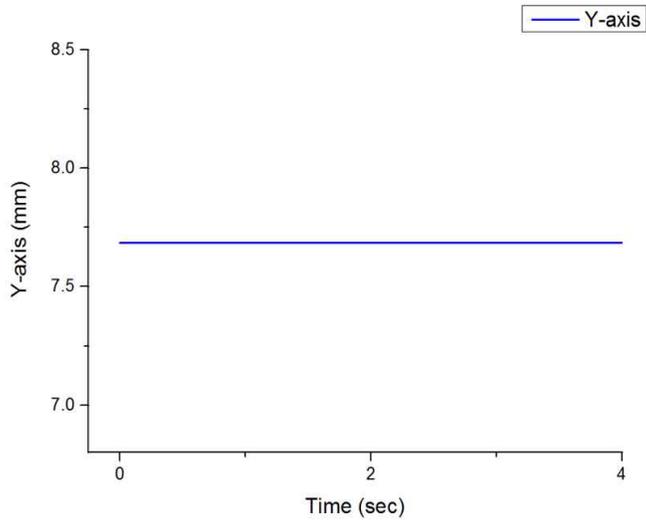


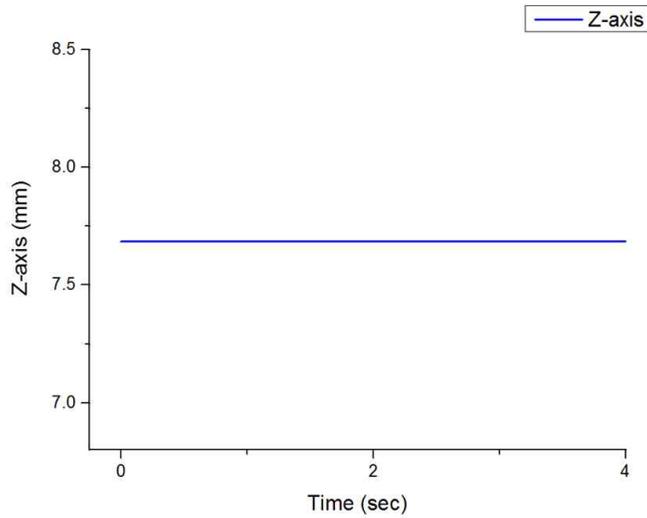
Fig. 4-5 Angle of handpiece and drill by yaw motion



(a) Displacement of X-axis direction



(b) Displacement of Y-axis direction



(c) Displacement of Z-axis direction

Fig. 4-6 Displacement of RCM point by yaw motion

제 5 장 시술 보조 로봇의 성능평가

제1절 1차 모델 드릴링 실험

인공치근 이식 시술 보조 로봇의 1차 모델에 대한 드릴링 성능 실험을 위하여 턱뼈 인공모사 물질을 이용한 드릴링 실험을 하였다.

실험에 사용한 턱뼈 인공모사 물질에 대하여 Tabel 5-1에 정리하였다. 턱뼈 인공모사 물질은 D1은 참나무와 같은 치밀한 피질골을 모사하였고 D2의 인공모사 물질은 치조능의 두껍고 치밀하거나 다공성의 피질골과 내부의 거친 골소주를 모사하였다. Fig. 5-1은 실험에 사용한 턱뼈 인공모사 물질이다.

Table 5-1 Artificial material similar to jaw bone

Grade	Cortical layer		Sponge layer	
	Density (g/cc)	Thickness (mm)	Density (g/cc)	Thickness (mm)
D1	0.80	3.0	0.48	27.0
D2	0.80	2.0	0.32	28.0

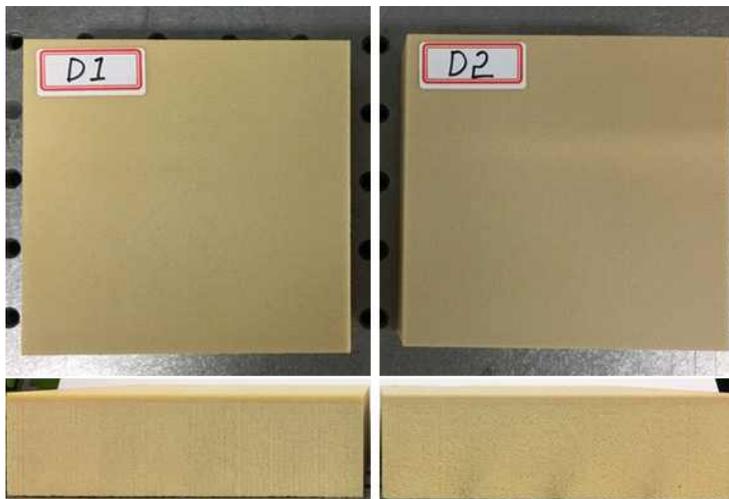


Fig. 5-1 Artificial material similar to jawbone

1차 모델 드릴링 성능 실험은 100×100×30 mm 크기의 모사물질을 9등분하여 진행하였다. 각 시편에 1가지의 직경으로 1개의 구멍을 뚫었다. 핸드피스의 드릴 속도를 1500 rpm으로 고정하였다. 1차 모델의 드릴링 깊이 조절부는 스텝모터가 연결되어 있으며 step당 0.002 mm의 이송이 가능하다. 10 mm의 깊이로 실험을 진행하여야 하므로 5000 step을 조건으로 부여하였다. Table 5-2에 1차 모델 드릴링 성능 실험 조건을 정리하였다. Fig. 5-2는 1차 모델로 텅뼈 인공모사 물질에 드릴링 실험을 진행한 사진이다.

Table 5-2 Conditions of drilling performance experiment using the first model

Model name	Size of specimen (mm)	Speed of drill (rpm)	Depth (mm)	Note
D1 / D2	32.3×32.3×30	1500	10.0	5000 step



Fig. 5-2 Specimen tested with the first model

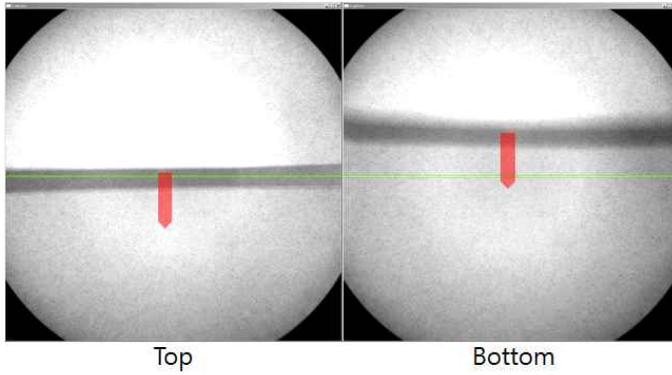
텅백 인공모사 물질을 이용한 1차 모델 드릴링 성능 실험 시편을 micro CT를 통해 촬영하고 분석하였다. micro CT의 모델명은 SMX-225 CT이고 측정 Spec을 Table 5-3에 정리하였다. CT 촬영을 통해 구해진 시편의 이미지 자료를 이용하여 표면의 구멍 크기와 끝점의 구멍 크기를 분석하였다. 구멍의 크기는 드릴의 진동에 의한 흔들림으로 반경이 일정치 않을 수 있기 때문에 가장 크게 뚫린 반경을 기준으로 하였다. Fig. 5-3는 시편의 CT 촬영에 관한 이미지이다. Fig. 5-3 (a)에 CT 촬영의 기준 위치를 나타내었다. Fig. 5-3(b)는 1차 모델의 드릴링 시편 촬영 이미지이다. 획득한 이미지를 분석하여 구해진 데이터를 Table 5-4에 정리하였다.

Table 5-3 Specification of micro CT

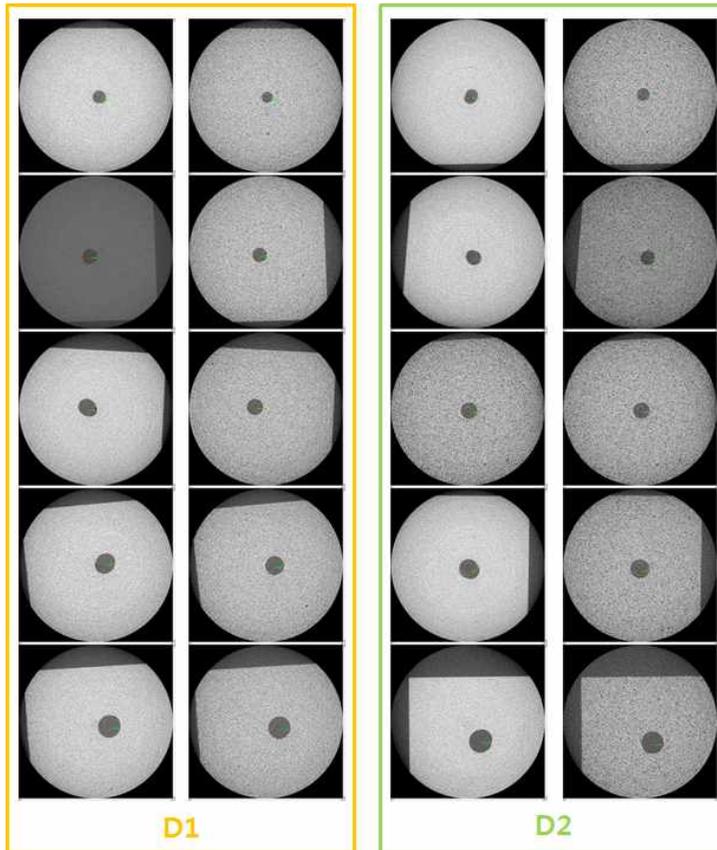
Model name	Focus size ($\mu\text{m}.$)	Image intensifier (inch)	CCD camera (Pixel)	Sample stage
Shimadzu SMX-225 CT	Min. 4	9 / 7.5 / 6 / 4.5	1 M	300mm(Φ) × 300mm(H).9kg

Table 5-4 First model drilling performance experimental data

Drill size (Φ)	Specimen grade	Top of the hole (mm)	Bottom of the hole (mm)	Depth (mm)	Deviation of hole (mm)
2.5	D1	2.3303	2.3746	8.8530	0.0442
	D2	2.8215	2.6255	8.7113	0.1960
2.8	D1	3.0636	2.8357	8.8291	0.2279
	D2	3.1138	2.8777	9.1200	0.2361
3.2	D1	3.7009	3.2083	8.2441	0.4925
	D2	3.2838	3.2930	8.7594	0.0091
3.7	D1	4.2052	3.6968	-	0.5083
	D2	4.0877	3.7842	-	0.3034
4.3	D1	4.3202	4.3113	-	0.0089
	D2	4.6852	4.3236	-	0.3616



(a) Baseline of tomography



(b) Image of tomography

Fig. 5-3 Image of first specimens taken with micro CT

제2절 2차 모델 드릴링 실험

2차 모델 드릴링 성능 실험은 1차 모델의 실험과 동일한 시편을 사용하였다. 각 시편에 드릴링하는 방법과 속도는 1차 실험과 동일하다. 2차 모델의 드릴링 깊이 조절부의 경우 스텝모터가 아닌 DC 모터를 사용하였고 리니어 센서를 이용하여 드릴부의 이송을 측정하였다. 모터를 구동하였을 때 리니어 센서에서 신호 1당 0.4 mm의 이송으로 확인되었다. 10 mm의 깊이로 실험을 진행하여야 하므로 초기 위치에서 25만큼의 입력을 부여하였다. Table 5-5에 2차 모델 드릴링 성능 실험 조건을 정리하였다. Fig. 5-4는 2차 모델로 턱뼈 인공모사 물질에 드릴링 실험을 진행한 사진이다.

Table 5-5 Conditions of drilling performance experiment using the second model

Model name	Size of specimen (mm)	Speed of drill (rpm)	Depth (mm)	Note
D1 / D2	32.3×32.3×30	1500	10.0	25 signal

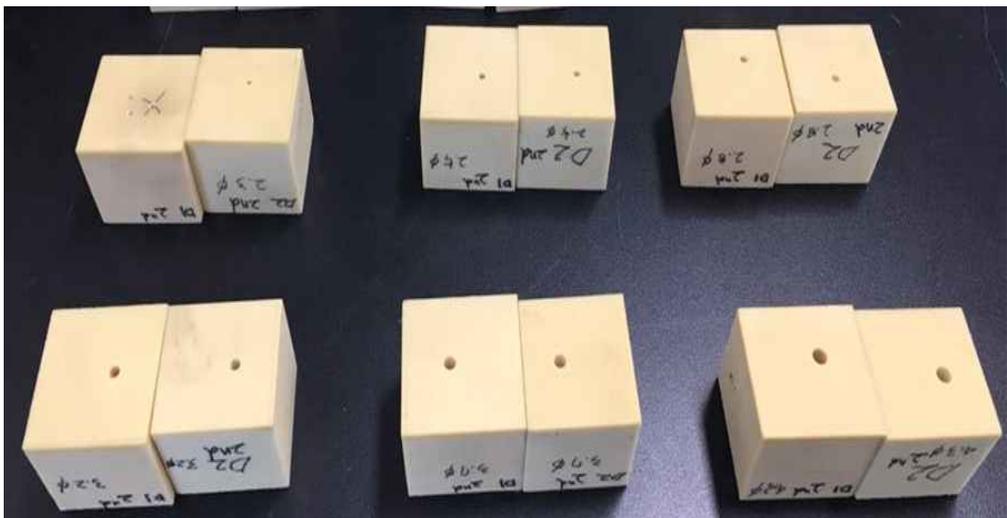


Fig. 5-4 Specimen tested with the second model

턱뼈 인공모사 물질을 이용한 2차 모델의 드릴링 성능 실험이 끝난 시편을 micro CT로 촬영하였다. CT 촬영을 통해 구해진 시편의 이미지 자료를 이용하여 표면의 구멍 크기와 끝점의 구멍 크기를 분석하였고 twist 드릴의 삽입 깊이를 측정하였다. 획득한 이미지를 분석하여 구해진 데이터를 Table 5-6에 정리하였다. Fig. 5-5는 시편의 CT 촬영 사진이다.

Table 5-6 Second model drilling performance experimental data

Drill size (Φ)	Specimen grade	Top of the hole (mm)	Bottom of the hole (mm)	Depth (mm)	Deviation of hole (mm)
2.5	D1	2.4887	2.6060	9.7656	0.1173
	D2	2.4806	2.5526	10.4222	0.7191
2.8	D1	2.8384	2.7577	9.7983	0.0807
	D2	2.8571	2.8611	10.9101	0.0040
3.2	D1	3.1966	3.1716	10.1230	0.0250
	D2	3.1648	3.2538	10.0195	0.0889
3.7	D1	3.6629	3.6900	-	0.0270
	D2	3.6922	3.7740	-	0.0818
4.3	D1	4.3190	4.3051	-	0.0779
	D2	4.2679	4.3263	-	0.0583

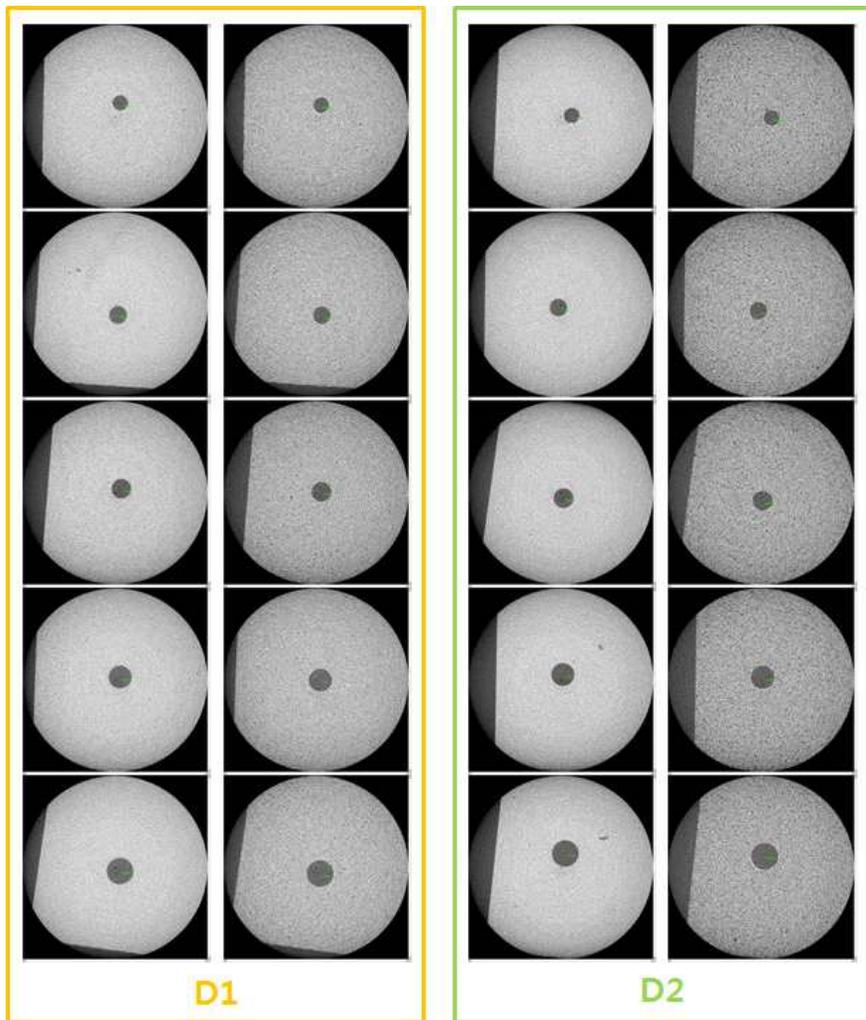


Fig. 5-5 Image of second specimens taken with micro CT

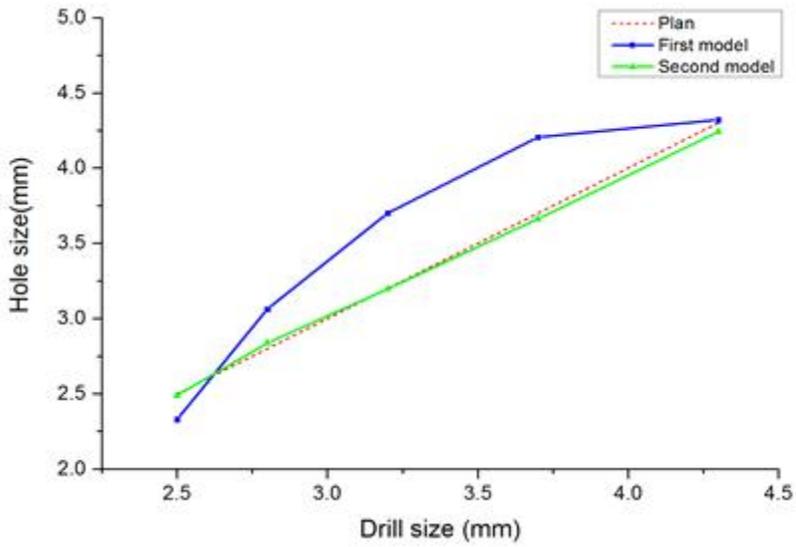
제3절 시술 보조 로봇의 드릴링 성능 비교

Table 5-7은 1차 모델 로봇과 2차 모델 로봇의 평균적인 드릴링 성능을 정리한 표이다. 드릴링 성능 실험은 시술 시 가장 깊게 드릴링하게 되는 트위스트 드릴을 사용하여 실험하였다. 트위스트 드릴의 5가지 직경으로 시편에 구멍을 뚫었으며 드릴링 성능을 분석하기 위하여 드릴의 직경과 드릴링 구멍의 크기를 비교하여 오차를 계산하였다.

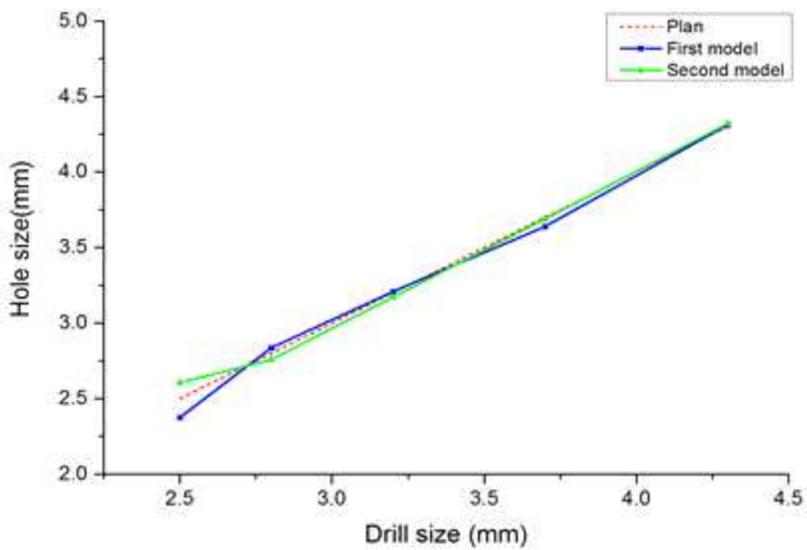
1차 모델 로봇의 경우 드릴링을 한 시편 표면의 구멍 크기를 실험에 사용한 드릴의 직경과 비교하였을 때 평균 0.2612 mm의 오차가 측정되었다. 또한, 드릴링 된 구멍의 하단부를 측정하고 분석하였을 때는 0.0331 mm의 평균오차를 확인하였다. 그리고 1차 모델 로봇의 경우 시편 표면의 구멍과 하단부의 구멍 크기를 비교하였을 때 평균적으로 0.2281 mm의 차이를 보였다. 2차 모델 로봇의 경우에는 표면의 구멍크기와 드릴의 직경을 비교하였을 때 평균 -0.0109 mm의 오차가 측정되었고 드릴링을 한 구멍 하단부는 0.0312 mm의 평균오차가 측정되었다. 또한, 2차 모델 로봇은 시편 표면의 구멍과 하단부의 구멍 크기가 평균적으로 -0.0421 mm의 차이를 보였다. 그리고 1차 모델과 2차 모델로 직경 2.5 ~ 3.2 mm까지의 트위스트 드릴을 사용하여 10mm 깊이로 실험한 결과 1차 모델은 평균 -1.2473 mm의 깊이오차를 보였고 2차 모델의 경우 0.1731 mm의 깊이오차를 보였다. Fig. 5-6에 D1 시편을 사용한 1차와 2차 모델의 드릴링 성능 그래프 나타내었고 Fig. 5-7에 D2 시편을 이용한 모델별 드릴링 성능 그래프를 나타내었다. Fig. 5-8은 두 모델의 드릴링 깊이 성능을 시편별로 그래프를 통하여 나타내었다.

Table 5-7 Drilling performance experimental data

	Top of hole error (mm)	Bottom of hole error (mm)	Depth error (mm)	Deviation of hole (mm)
First model	0.2612	0.0331	-1.2471	0.2281
Second model	-0.0109	0.0312	0.1731	-0.0421

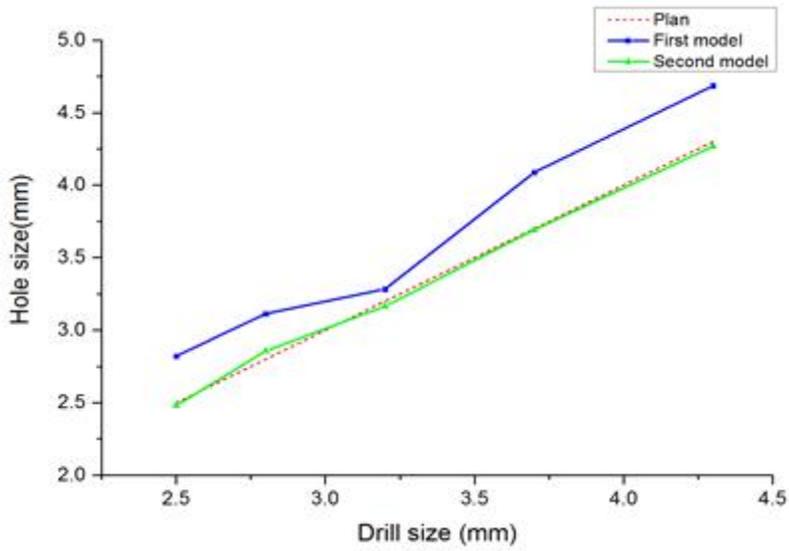


(a) Size of top hole

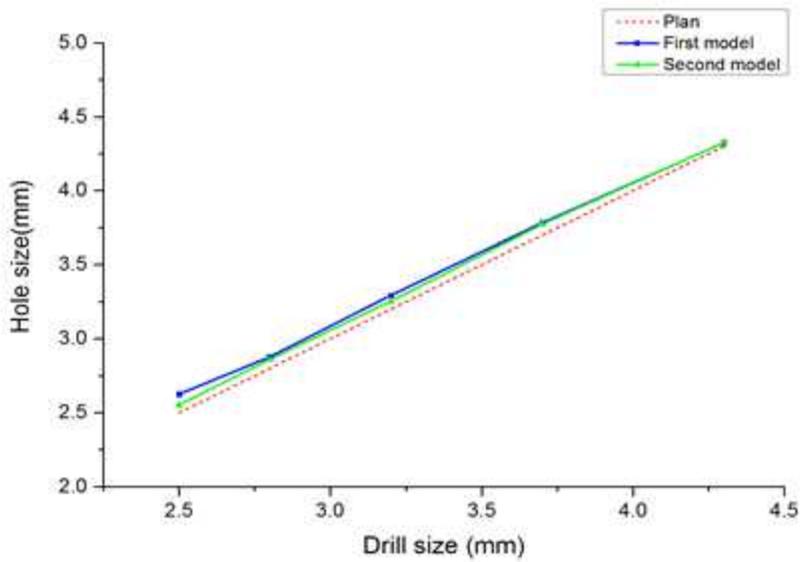


(b) Size of bottom hole

Fig. 5-6 Hole size of D1

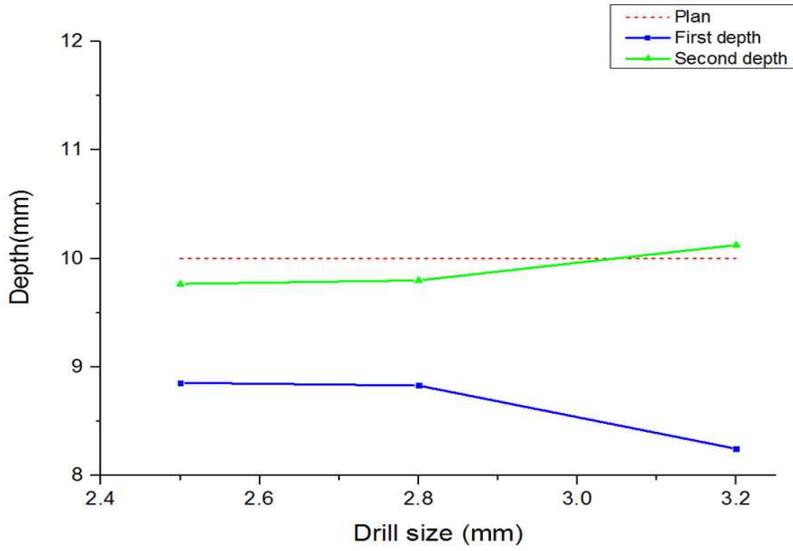


(a) Size of top hole

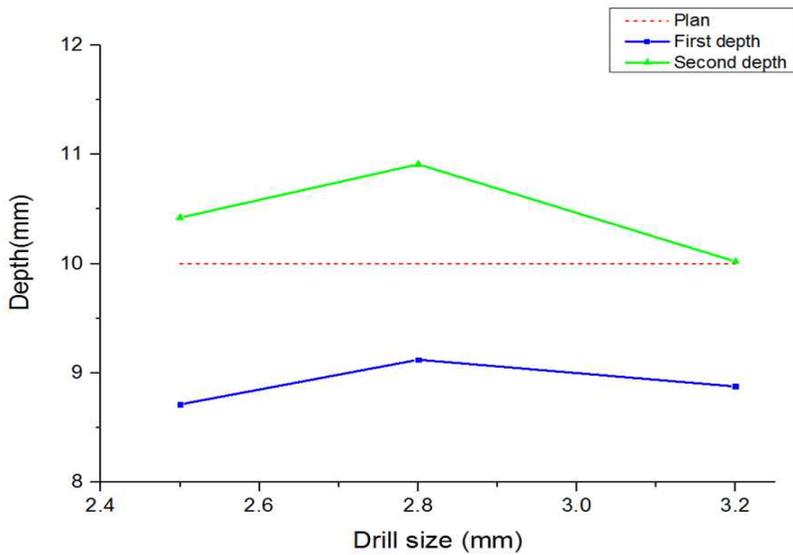


(b) Size of bottom hole

Fig. 5-7 Hole size of D2



(a) Depth of D1 specimen



(b) Depth of D2 specimen

Fig. 5-8 Depth of specimen

드릴링 성능 실험에서 평균적으로 시편 표면 구멍 크기보다 하단부의 구멍 크기가 1차 모델은 0.2281 mm 작게 나타났고 2차 모델은 0.0421 mm 크게 나타났다. 1차 모델의 상부와 하부의 구멍크기 차이가 2차 모델보다 다소 크게 나타났다. 이는 1차 모델의 구조해석 결과처럼 인공모사 물질 표면에서 드릴링이 시작될 때 기구부의 변형이 2차 모델보다 크게 발생하기 때문인 것으로 판단된다. 하지만 1차 모델과 2차 모델의 구멍크기 차이는 미세하므로 두 모델 모두 우수한 드릴링 성능을 보유했다고 할 수 있다. 그리고 인공치근 이식 시술 보조 로봇의 드릴링 깊이 성능 평가를 통해 2차 모델이 1차 모델에 비해 1.074 mm 만큼의 정밀도가 향상 된 것을 확인하였다. 이와 같은 결과로 2차 모델이 핸드피스 고정부의 구조 변경을 통해 드릴링 성능이 높아졌으며 실제 시술시 시술자와 환자에게 정밀한 의료 서비스를 제공할 수 있도록 설계가 되었음이 확인되었다.

제 6 장 결 론

인공치근 이식 시술 보조 로봇의 1차 모델의 설계를 변경하여 구조적 안정성과 운동 적합성을 분석하고 로봇의 드릴링 성능 검증에 관한 연구를 수행하였다. 본 논문의 주요 연구 결론은 다음과 같다.

1. 연구 결론

가. 가상 중심 기구부 소형화 설계

인공치근 이식 시술 보조 로봇의 1차 모델 기구부를 분석하여 구조 변경을 통한 소형화를 실현하였다. 1차 모델에 비해 2차 모델의 부피가 약 64 % 줄었다. 이를 통해 구강내의 좁은 공간에서도 좀 더 원활하게 시술할 수 있는 모델을 제시하였다.

나. 기구부의 구조적 안정성 비교 분석

인공치근 시술 보조 로봇의 구조적 안정성을 검증하기 위해 ANSYS로 1차 모델과 2차 모델을 가상 구현하여 구조 및 진동 해석하였다. 구조해석에서 1차 모델과 2차 모델을 실제 시술환경 조건으로 해석하였다. 1차 모델과 같이 2차 모델의 총변형량과 변형률이 매우 작음이 확인하였다. 또한 안전계수도 매우 높게 분석되었다. 총변형량의 경우, 2차 모델이 1차 모델보다 0.180 mm 만큼 작은 변형을 보였고 응력분포 또한 기구부에 전체적으로 고루 분포되어 응력집중 현상이 줄어든 것으로 확인되었다. 진동 해석에서는 1차 모델과 같이 2차 모델이 시술 시 사용되는 드릴의 진동 구간에서 공진을 일으키지 않았고, 이와 같은 구조 및 진동 해석 결과를 통해 2차 모델 시스템의 구조적 안정성이 우수하다 분석하였다.

다. 가상 시뮬레이션을 통한 운동 적합성 분석

1, 2차 인공치근 시술 보조 로봇의 가상 시제품을 제작하고 로봇의 움직임을 프로그램의 구속조건을 통하여 설정하였다. 부품의 운동이 설정된 시제품을 시뮬레이션하고 그 결과를 통해 기구부의 주요 운동을 분석하였다. 각 모델의 핸드피스 드릴의 각 변화를 측정하였고 RCM 고정점의 변위도 측정하였다. 측정된 데이터를 통해 드릴 각이 변하는 동안 RCM 고정점이 유지되는 것으로 분석되었다. 이는 인공치근 시술 보조 로봇이 안정적인 드릴링을 위한 기구학적 설계가 되었음을 말한다.

라. 인공치근 시술 보조 로봇의 드릴링 성능 실험

턱뼈의 인공모사 물질을 이용한 모델별 드릴링 성능 실험을 수행하였다. 이 실험을 통해 턱뼈와 유사한 강도를 갖는 물질에서 1차 모델 로봇과 2차 모델 로봇이 정밀하고 안정적인 드릴링 능력을 보유하고 있음을 확인하였다. 1차 로봇의 구조를 변경한 2차 로봇은 정밀한 드릴링이 가능하도록 설계되었다.

2. 향후 연구 방향

본 논문에서는 인공치근 이식 시술 보조 로봇의 구조 변경을 통한 소형화 설계와 구조적 안정성 분석 및 성능 검증에 관한 연구를 진행하였다. 하지만 로봇을 실용화하기 위해서는 추가적인 연구가 이루어져야 할 것으로 판단된다.

첫째, 인공치근 이식 시술 로봇에 특화된 드릴링 시스템에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

둘째, 로봇의 시술 안정성을 검증하기 위해 In vitro 실험을 수행하여야 한다고 생각된다.

셋째, 환자의 위치와 드릴의 위치 및 자세를 연동하여 정밀 제어하기 위한 네비게이션 시스템에 대한 연구가 필요하다 생각된다.

참 고 문 헌

1. 전국지리교사연합회, “살아있는 지리 교과서” pp.248-249 2011
2. 인구고령화에 따른 음식숙박 소비 지출 변화 분석
3. 한국보건산업진흥원, “KHIDIBRIEF”, Vol. 26
4. 한국보건산업진흥원, “KHIDIBRIEF”, Vol. 43
5. 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.
6. Lee, B. J. "의료로봇현황-IROS2013 을 통하여." 로봇과 인간, pp 32-36. 2014
7. Lee, W. S., “IROS 참가보고 : 수술 및 의료 로봇 연구 동향. 로봇과 인간”, 2016, pp. 13-17.
8. Godage, Isuru S., et al. "Robotic intracerebral hemorrhage evacuation: An in-scanner approach with concentric tube robots." *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2015.*
9. Payne, Christopher J., et al. "A hand-held flexible mechatronic device for arthroscopy." *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2015.*
10. 이우섭. "IROS 참가보고: 수술 및 의료 로봇 연구 동향." 로봇과 인간 pp. 13-17. 2016
11. Brief, Jakob, et al. "Robot assisted dental implantology." *Issues 2016 (2017): 2015.*
12. 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.*
13. Hong, S. M., “A step by step guide for implant dentistry”, 2014.
14. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," pp. 33, 2009.

15. Oh, Y. D., Yoon, Y. J., and Kim, G. W. "한국인과 스칸디나비아계 백인의 두부자세와 두개안면구조의 형태에 관한 연구." pp. 5-24, 1998.
16. Hong, Y. S., Yoon, J. Y., and Kim, W. K., "The correlation between cranial base size, shape and head posture, and the position of maxillo-facial structures." *Korean Journal of Orthodontics* pp. 743-760, 1997.
17. Kim, G. H., "A Study on Assistant Robot for Dental Implant Surgery using Virtual Center Mechanism," Chosun University, pp. 44, 2009.
18. 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.
19. 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
20. 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.
21. Osstem implant. Quarterly Reports, NOV. 14, 2006.
22. 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.
23. 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.
24. Kim, Y. S., "Present and future of medical robot", 2006.
25. 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.
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.