



저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

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

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

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

[Disclaimer](#) 

치아의 기하학적 특성을 이용한
3D 치과 임플란트 시술 계획 수립
방안 연구

Three-Dimensional Dental Implant Surgery Planning
Using Geometric Characteristics of Teeth

2014년 10월 15일

조선대학교 대학원

치의생명공학과

박 형 옥

치아의 기하학적 특성을 이용한
3D 치과 임플란트 시술 계획 수립
방안 연구

지도 교수 김명수
공동지도교수 박형준

이 논문을 공학 박사학위 신청논문으로 제출함

2014 년 10 월

조선대학교 대학원

치의생명공학과

박 형 옥

박형욱의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 김 수 관 (인)

위 원 조선대학교 교수 김 명 수 (인)

위 원 조선대학교 교수 신 영 숙 (인)

위 원 전남대학교 교수 이 재 열 (인)

위 원 KISTI 선임연구원 윤 태 호 (인)

2014년 10월

조선대학교 대학원

목 차

목차	I
그림 목차	III
표 목차	V
ABSTRACT	VI
제 1 장. 서 론	1
1.1 연구 배경	1
1.2 관련 연구	3
1.3 연구 목적	11
1.4 논문 구성	16
제 2 장. 치과 임플란트 시술계획 수립을 위한 프레임워크	..	17
제 3 장. 의료영상을 활용한 3D 모델 생성	..	19
3.1 치과용 CBCT 의 특성	19
3.2 의료영상 기반 3차원 모델링	21
3.2.1 영역 분할 및 구강악 모델 생성	22
3.2.2 치아모델 생성	24
3.2.3 신경관 모델 생성	25
3.3 Digital Korean	27

제 6 장. 임플란트 시술용 식립보조도구	58
3D 모델 생성 방안	
6.1 식립보조도구의 Type 및 특성	58
6.2 식립보조도구 생성 방안	61
제 7 장. 결론 및 토의	65
참고 문헌	67
감사의 글	70

그림 목 차

그림 1.	각국별 1인당 GDP와 임플란트 보급률	2
그림 2.	기존 임플란트 시술 과정	3
그림 3.	구강 구조 형태 파악 방법	4
그림 4.	악골 구조 형태 파악 방법	5
그림 5.	Infinitt (Infinitt Health care)	6
그림 6.	Ondemand (Cybermed)	6
그림 7.	치과 임플란트 시술을 위한 ASCli 분류법	7
그림 8.	임플란트 식립 계획 수립 방법	8
그림 9.	임플란트 드릴링 및 Fixture 식립	9
그림 10.	Surgical Stents (Nobel Biocare,USA)	10
그림 11.	Surgical Guide (Simplant,Materilise,Belgium)	10
그림 12.	연구 주요 목적	11
그림 13.	치아의 기하학적 특성을 활용한 치아임플란트 식립계획 수립	13
그림 14.	기존 임플란트 시술 대비 주요 논문 구성	16
그림 15.	제안방안 주요 Architecture	17
그림 16.	Dental X-ray image	19
그림 17.	치과용 Conebeam CT	21
그림 18.	구강모델내 하치조신경의 형태	25
그림 19.	하치조신경관 모델의 생성	26
그림 20.	KISTI 제공 Digital Korean	27

그림 21.	Digital Korean 내 골격모델	29
그림 22.	하악 전치에 대한 Digital Korean 보유 의료 영상	29
그림 23.	획득된 한국인 표준모델	30
그림 24.	구강구조내 치아의 분리	31
그림 25.	데이터의 주성분 벡터	32
그림 26.	CGAL Library	33
그림 27.	치아별 주식립 방향	34
그림 28.	치아의 Minimum Enclosing cylinder	34
그림 29.	각 치아별 Minimum Enclosing cylinder	35
그림 30.	구강의 치열궁 생성	38
그림 31.	구성된 치아의 치열궁 생성	39
그림 32.	Straumann Implant 설계 방식	40
그림 33.	임플란트 설계	43
그림 34.	다중 임플란트 식립 계획 수립	45
그림 35.	임플란트 식립 방향 및 Fixture 윗면 중심점	47
그림 36.	가상 임플란트 식립	48
그림 37.	유한요소모델 적용 모델 설계	49
그림 38.	유한요소분석 적용 Fixture 및 Abutment	51
그림 39.	저작력을 적용하기 위한 Time Step	53
그림 40.	해석을 위한 Boundary Condition	53

그림 41.	상호비교를 위한 비교모델	54
그림 42.	알고리즘 적용 모델의 Maximum Stress	55
그림 43.	비교 모델의 Maximum Stress	55
그림 44.	알고리즘 적용 모델의 유한요소 분석 결과	56
그림 45.	비교 모델의 유한요소 분석 결과	56
그림 46.	Surgical Stents의 적용	58
그림 47.	Bone-supported Surgical Stents	59
그림 48.	Mucosa-Supported Surgical Stents	60
그림 49.	Tooth-Supported Surgical Stents	60
그림 50.	Implant Surgical Stents 제작 방안	61
그림 51.	환자의 구강구조 획득	62
그림 52.	Stents base 모델 생성	63
그림 53.	적용알고리즘에 따른 실린더 모델 생성	63
그림 54.	구축된 Surgical Stents 모델	64

표 목 차

표 1.	Results of ANOVA for Hounsfield unit (HU) and implant	23
표 2.	Comparisons of Hounsfield unit (HU) and implant stability quotient (ISQ) between sex	23
표 3.	치아부위별 HU 값과 ISQ	24
표 4.	한국인표준모델의 상악, 하악의 치아별 지름	36
표 5.	치아별 지름 및 중절치 대비 비율	37
표 6.	치아별 Crown 의 최대지름 및 임플란트 직경	44
표 7.	해당모델별 물성치	52
표 8.	유한요소분석 결과	57

ABSTRACT

Three-Dimensional Dental Implant Surgery Planning Using Geometric Characteristics of Teeth

Hyungwook Park

Advisor : Prof. Myong Soo Kim, D.D.S., Ph.D.

Co-advisor : Prof. Hyung-Jun Park, Ph.D.

Department of Biodental Engineering
Graduate School of Chosun University

Recently, dental implants are becoming popular because of aesthetic and convenience in modern society. In order to increase the success rate for this, it is very important to establish an appropriate treatment plan before placement. Although recently a method of utilizing the 3D model based on dental medical image has been used widely, implant position and orientation are determined primarily by an operator's experience and subjective judgement. So this may lead to a deviation of the procedure.

In this study, we propose a way to determine the position and direction of implant through the processing of the three-dimensional geometric model of the teeth and oral cavity. By using the method obtained above, we

proposes a method for generating a surgical stents that can be used directly in the implant.

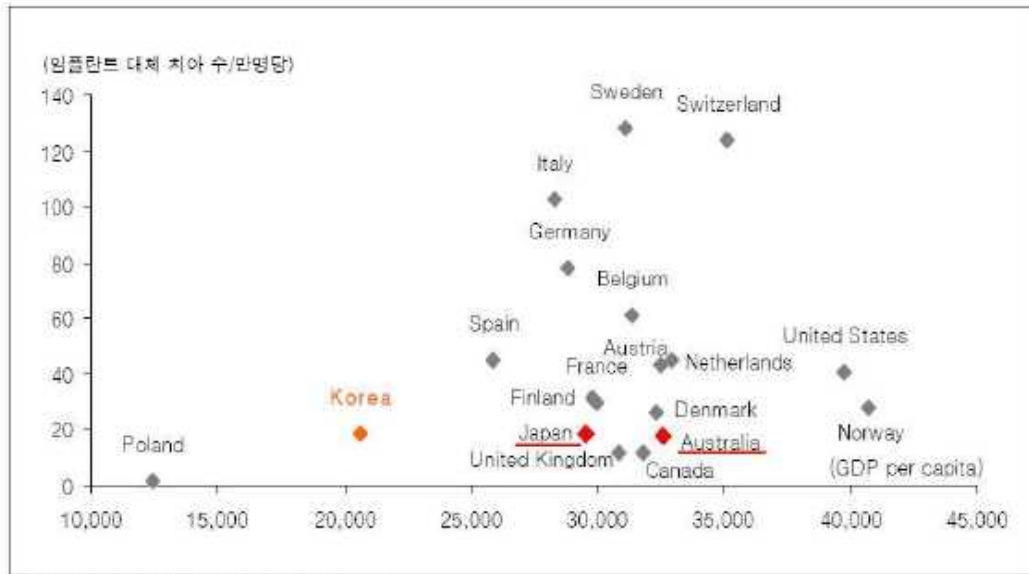
3D mesh model about teeth, jawbone, neural tube which were obtained through each patient medical image processing are used as an input data. A minimum enclosing cylinder is obtained by applying the Principal Component Analysis(PCA) algorithm to the teeth around treatment area. In the proposed method, the minimum enclosing cylinder is utilized importantly. A drilling position is placed on the interpolation curve line which is connecting the top center points of the minimum enclosing cylinders around operation area considering the radius of the surrounding teeth's cylinders. An implant's direction is determined through the average by considering the weight of the center axis of the surrounding cylinders. In addition, we estimates the maximum radius and length of a cylinder in an operation area by considering the interference between the surgery area and surrounding cylinders and neural model. This result is used when selecting size and type of an implant.

Based on the direction and the position of implant, an 3D model of surgical stents are generated. And, we verified the validity of the method proposed by the finite element analysis. The proposed implant method can be useful as a dental implant education contents and it is also possible to provide useful information to establish an implant's plan.

제 1 장 서 론

1.1 연구배경

임플란트 식립 기술이란 크게 인체의 조직이 상실되었을 때 이를 회복시켜 주는 대체물을 의미하나 일반적으로 치과에서는 인공치아 이식기술을 말하며, 상실된 치아의 치근을 대신할 수 있도록, 인체에 거부반응이 없는 티타늄 합금으로 제작된 인공치근(Implant Fixture)을 이가 빠져나간 치조골에 식립 및 유착시킨 뒤 지대주(Abutment) 등을 이용하여 인공치아를 고정시켜 치아의 원래 기능을 회복하도록 하는 기술 방식을 의미한다. 일반적으로 보철물이나 틀니와 같이 시간이 지나면 주위의 치아조직을 깎아 내거나 잇몸에 피해를 줄 수 있다 것에 비해 임플란트 기술은 주위의 치아 조직을 상하지 않게 하는 장점과 더불어 자연 치아와 기능이나 모양이 비슷하면서도 충치가 생기지 않아 반영구적으로 사용할 수 있다는 장점을 가지고 있어 치아가 없는 고령층뿐만 아니라 일반인들 사이에서도 자주 활용되어 지고 있다[14]. 또한 기능적인 역할 뿐만 아니라 소비자의 미적기준의 향상 및 기술 후의 사용 편의성등의 활용으로 인해 치과 임플란트 기술에 대한 관심이 지속적으로 발전되어가고 있으며, 실제적으로 치과 임플란트 시장은 인구의 고령화와 수명의 연장에 따라 수요가 점차적으로 늘어나고 있다. 특히 또한 국내 통계자료에 의하면 2009년부터 2012년까지 기술건수에 있어 연평균성장률은 24%로 기록되었으며, 앞으로도 경제성장, 복지수준의 향상, 고령인구의 증가 등의 이유로 매년 17%의 성장세가 예상[2]되고 있다. 또한 임플란트 산업은 중요한 치과 의료산업분야 중 하나로 일반 의료기기 산업과 비교하여 성장속도가 매우 빠르다는 특징을 가지고 있다[1].



자료: OECD Health Data 2008, Nobel Biocare

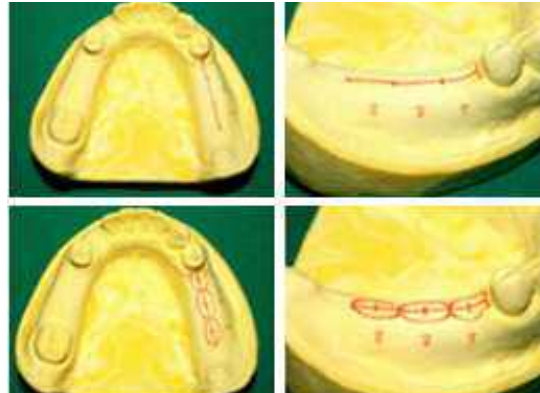
[그림 1. 각국별 1인당 GDP와 임플란트 보급률]

하지만 치아 임플란트 시술의 대부분은 시술자의 경험에 의존하여 진행되므로 일반 보철 시술에 비해 시술자간의 편차가 크며, 구강조직 내에 인공조형물을 식립하는 시술이 동반되므로 때로는 천공 및 안면마비 등 환자에게 치명적인 피해를 유발시킬 수 있다는 위험성을 가지고 있다. 이를 위해 보다 객관적인 임플란트 시술 계획 수립 방안이 필요하나 현재 학교 및 병원에서 수행되어 지고 있는 교육 및 수련 방식은 동물의 뼈 및 환자의 석고모델에 식립 연습을 수행하는 데 그치고 있어 보다 체계적이고 객관적으로 활용될 수 있는 식립 계획 수립 방안이 필요하다. 또한 시술자의 부적절한 시술계획 및 시술계획과 다른 시술로 인해 실패하는 경우를 보정해줄 수 있도록 보다 손쉬운 식립보조도구의 제작 및 보급 방안의 마련이 함께 절실한 사항이다.

1.2 관련 연구



(1) 환자 구강구조 파악



(2) 임플란트 식립계획 수립



(3) 임플란트 식립 위치 드릴링



(4) 임플란트 식립

[그림 2. 기존 임플란트 시술 과정]

크게 치아 임플란트 시술은 치아에 대한 정확한 모델형상을 획득하는 단계와 임플란트의 식립 계획을 수립하는 단계, 그리고 시술을 위한 드릴링 및 Fixture 의 식립 단계, 마지막으로 골유착기간 후 가상치아를 부착하는 2차 시술 단계, 총 4가지 단계로 나뉠 수 있다.

이중 시술의 첫 번째 과정으로는 환자의 구강구조 및 악골의 형태 등을 파악하는 과정이다. 주로 기존 환자의 치열의 구조, 잇몸의 형태, 상악과 하악과의 저작부위 파악 등 환자에 대한 구강구조를 파악하기 위해서는 석고 모델이 활용된다. 이는 베이스플레이트에 플라스틱 주조물을 채워 넣고 환

자는 이를 저작함으로써 형틀을 만드는 방식으로 제작되며, 저작된 형틀은 이 후 주조 합성물을 채우는 데 활용되어 환자의 구강구조에 대한 석고모델으로써 제작되는 방식을 거친다. 하지만 이러한 방법은 환자에게 저작에 대한 거부감을 형성하며, 3차원 모델을 생성하기 까지 많은 시간이 소요된다는 단점을 가지고 있어 구강스캐너와 같은 3차원 모델을 활용하는 방식으로 기술의 발전이 이루어지고 있다.



(a) 석고모델 제작 베이스 플레이트

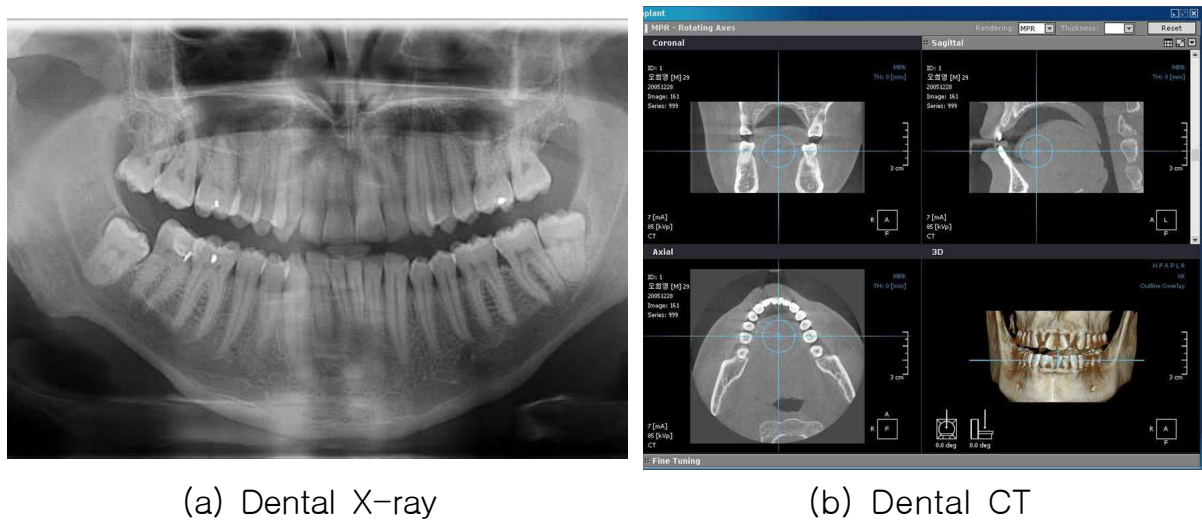


(b) 3차원 구강 스캐너

[그림 3. 구강 구조 형태 파악 방법]

구강구조를 파악하는데 석고모델이 활용되었다면 악골의 형태를 파악하기 위해서는 치과용 X-ray 가 일반적으로 사용되었다. 이는 가격이 저렴하다는 장점과 발치부위의 Root 및 세부 정보를 손쉽게 파악할 수 있기 때문에 많이 활용되어 졌으나 2차원 이미지라는 원론적인 한계점을 가지고 있어, 최근에는 보다 정밀한 환자의 구강형태 및 신경관 등의 부가물을 파악하기 위한 방법으로 치과용 Coanbeam CT를 활용한 구조파악 방법이 각광받고 있다. 이 방법은 DICOM 형태로 변환된 CT 데이터를 이용하여 몇몇 의료영상 전용 S/W를 활용, 개인용 컴퓨터에서 조작, 분석 및 수정이 가능할 뿐만 아니라 손쉽게 3차원 형상을 Volume Rendering 함으로써 보다 정

확한 환자 구강 구조 파악 방법으로 각광받고 있다.

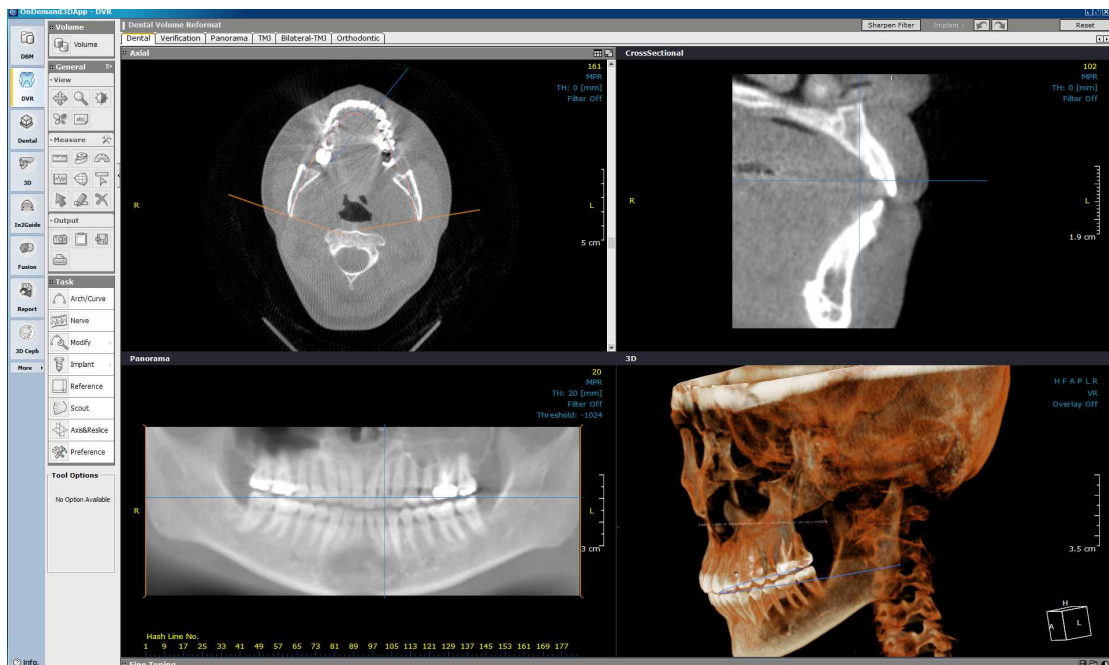


[그림 4. 악골 구조 형태 파악 방법]

의료영상을 이용한 방법의 경우 주로 2000년대에 들어 DentaScan™ software package (GE medical system, USA)[5], Toothpix™ (Picker International, USA)[6] 등의 CT Data를 이용한 치과전용 영상 재구성 프로그램이 확산되면서 활용되었는데 이들은 주로 특정 CT 촬영기기에 포함된 소프트웨어 형태로 판매되어 왔으며, 고가의 워크스테이션 전용으로 활용되므로 일반 치과의사들이 연구용으로 개인용 컴퓨터에서 활용하기는 어렵다는 문제점을 가지고 있어, 2005년경부터 국내에서는 치과 전용 의료영상 소프트웨어를 개발하고 있으며, Ondemand (Cybermed, Korea)[7], Infinit (Infinit healthcare, Korea)[8] 등과 같은 소프트웨어가 개발되어 국내에서 주로 활용되고 있다. 하지만 이러한 상용 소프트웨어 역시 소프트웨어 라이선스가 판매되는 형태로 구성되어 일반 개원의에게는 경제적인 부담을 가져올 수 있으며, 3D CAD 모델로 추출 하지 못하여 타 프로그램과 연동되지 못하는 등의 여러 문제점을 가지고 있다.



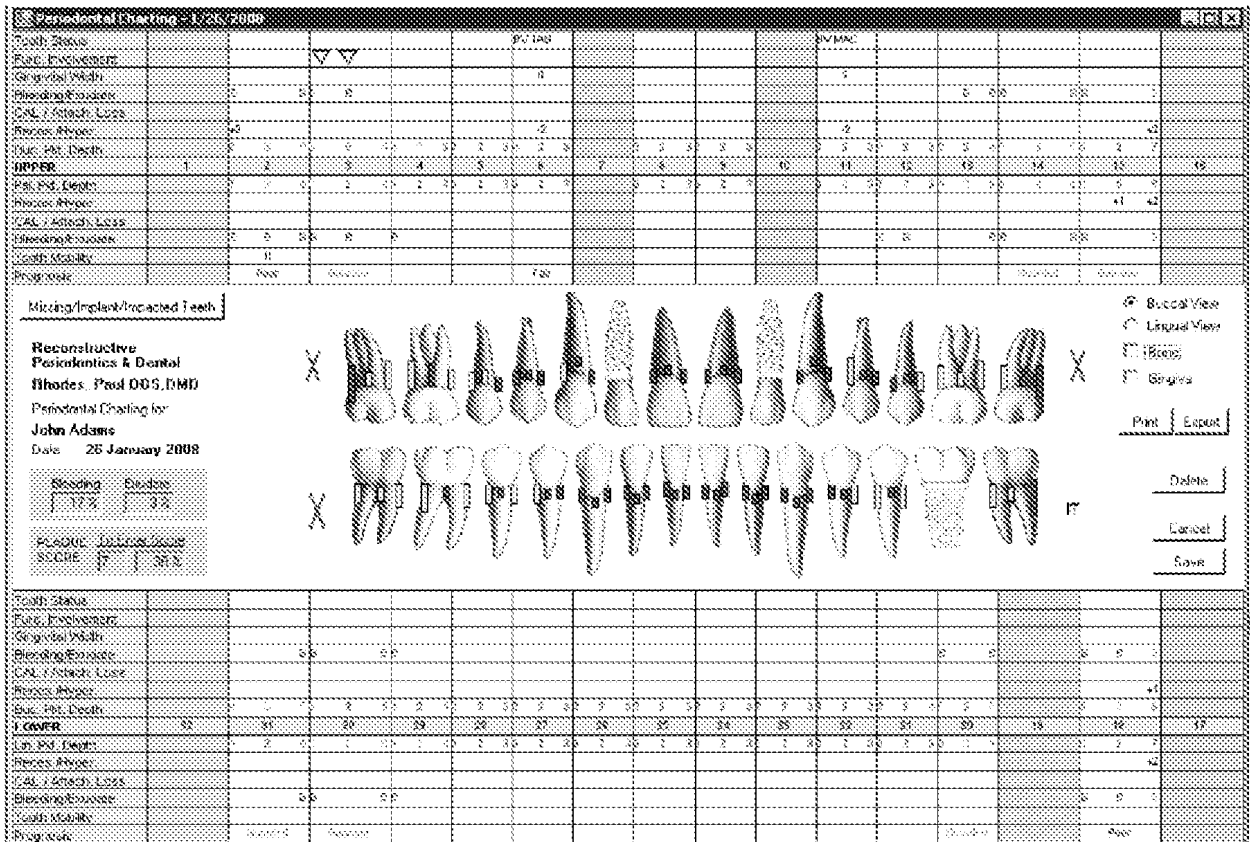
[그림 5. Infinitt Health care]



[그림 6. Ondemand (Cybermed)]

두 번째 과정으로는 환자의 환부에 따른 임플란트의 선정 및 드릴링 자세/깊이 결정 등의 임플란트 식립계획을 수립하는 과정이 필요하다.

전통적인 방법으로 Engelke(1998)에 의해 소개된 ASCli (Anatomical Site Classification for Implant Insertion) 분류법[4]이 활용되어지고 있다. ASCli 시스템은 가용골의 높이와 치조정에서의 가용골의 너비 같은 중요한 요소를 쉽고, 체계적으로 문서화 할 수 있고, 정확한 치료계획을 위한 기초가 되며, 이 시스템을 이용하여 초기 임플란트 계획을 위한 골량의 부위별 분류가 대체로 간략화 될 수 있어 시술자가 쉽게 임플란트를 위한 체계적인 치료계획 수립을 가능하게 해준다. 하지만 그림 7 과 같이 이러한 분류법은 문서로 보관되기 때문에 체계적으로 관리되지 못한다는 문제점과 더불어,

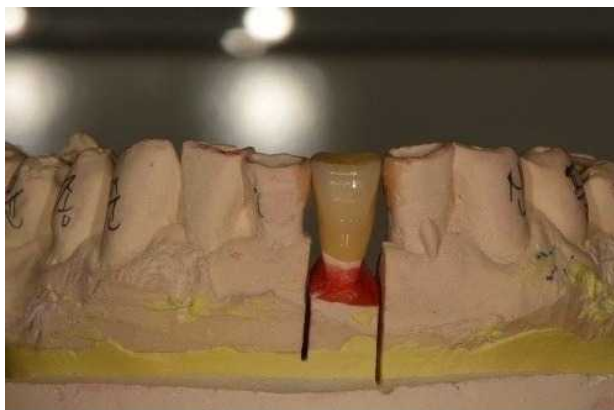


[그림 7. 치과 임플란트 시술을 위한 ASCli 분류법]

환자에게 시술 계획을 알기 쉽게 설명해주지 못한다는 단점을 가지고 있어,

최근 점차 축소되어지고 있는 사항이다. 이를 보완하기 위한 방안으로 최근에는 CBCT 및 구강스캐너를 활용한 연구가 진행되고 있으며, 이는 환자의 시술에 대한 의료영상 및 CAD를 활용하여 치아 임플란트 시술을 위한 정보를 획득하는 주요 방안으로써 등 여러 연구 및 개발에 활용되어지고 있다. 하지만 이는 형태학적인 정보 및 시각화에 주로 초점이 맞추어져 있으며, 실질적인 식립 계획 수립에는 크게 도움을 주지 못하고 있는 실정이다.

이로 인해 실제적으로 운영되는 식립계획 수립 방안은 구강구조모델 획득을 통해 획득된 석고모형이 주로 활용되어지며, 이는 치과의사의 경험적 판단에 의거하여 식립계획이 이루어지게 된다. 마찬가지로 이는 상당한 경험의 축적이 필요하며, 이론적인 교육과 인공뼈에 드릴링을 직접 해보는 정도의 실습이 이루어진 일반 수련의들은 시술상의 품질저하를 불러일으킬 가능성이 있어 일부 S/W에서는 최근 CT Data를 활용하여 3차원 공간상에서 사용자 임의의 조작을 통해 가상으로 임플란트를 식립하는 소프트웨어 Package가 상용화되어지고 있다. 하지만 이들은 특정 촬영기기에 고가의 옵션 및 Riss 계약 형태로 판매되고 있으며, 임의로 추출이 불가능하므로 일반 치과 의사들의 연구에는 활용하기 어렵다는 문제점을 가지고 있다.



(a) 석고모형 기반 식립계획



(b) 임플란트 식립 S/W

[그림 8. 임플란트 식립 계획 수립 방법]

세 번째 과정으로는 환자의 환부에 임플란트 식립 Toolkit 등을 활용하여 드릴링 시술이 실제로 이루어지게 된다. 시술에서는 환자의 구강에 직접적인 드릴링 시술이 이루어지므로 시술자의 경험 및 역량에 따라 식립계획과의 오차가 생길 가능성이 매우 높으며, 드릴링 시술에서의 오류는 하악의 경우 하치조 신경과의 접근, 상악의 경우 천공과 같이 임플란트 시술 오류와 직접적으로 관련되는 경우 의료사고로 이어지는 경우가 대부분이다. 최근 이를 보완하기 위한 방법으로 가상환경에서 세워진 식립계획을 바탕으로 식립 보조장치를 제작하여 임플란트 시술 도구의 이동 경로를 지정하는 방식이 연구되고 있다. 하지만 이와 같은 방식은 소프트웨어 네트워크를 통해 소프트웨어 연계 업체로 환자의 데이터를 전송한 후 업체에서 해당되는 환자에게 Surgical Stents를 배송해주는 방식으로 진행되기 때문에 상당한 시간이 소요될 뿐만 아니라 피시술자에게 매우 많은 비용이 요구된다는 문제점이 있다. 또한 몇몇 기업에서는 철저히 제작하는 과정 및 기술을 비공개에 부치고 있으며, 최근 3D 프린터의 비약적인 발전으로 인해 제작과정에 대한 틀을 갖추고 있더라도 재료, 정밀도 측정 등 주요 기술에 대한 제약사항이 많은 실정이므로 최근 식립 보조장치 제작의 효율화는 임플란트 시술 서비스 품질 향상에 중요한 요인으로 대두되고 있다.

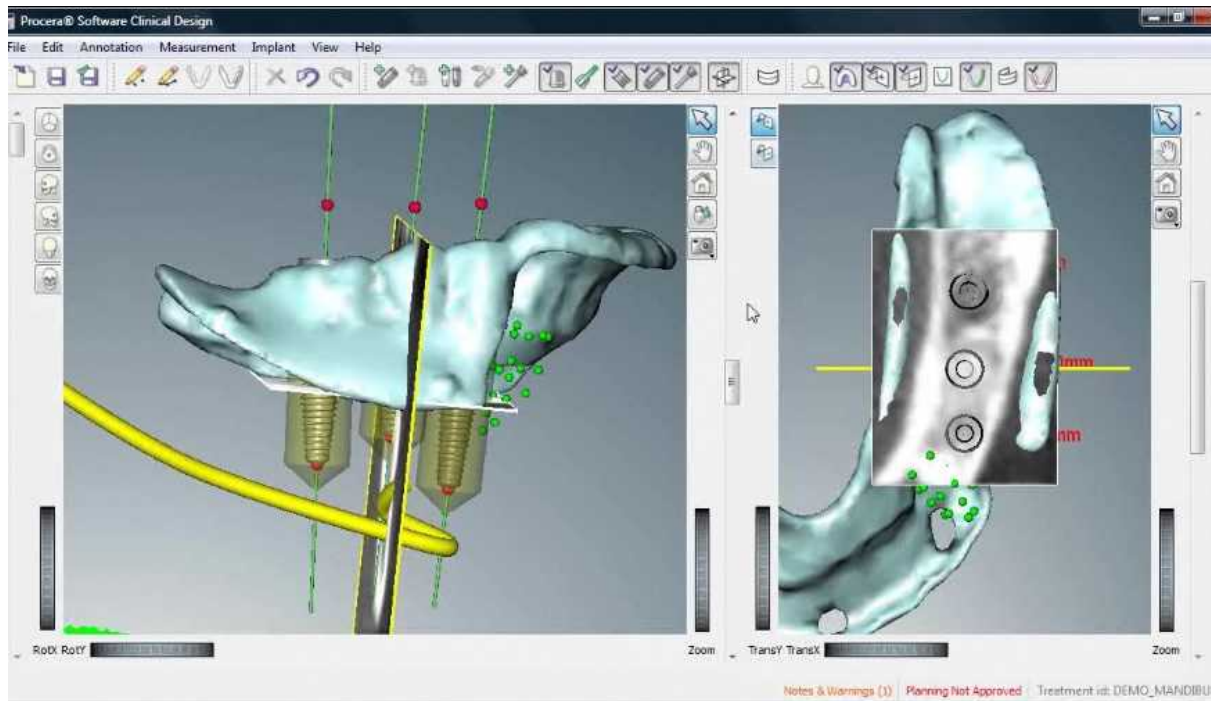


(a) 치아임플란트 드릴링 시술

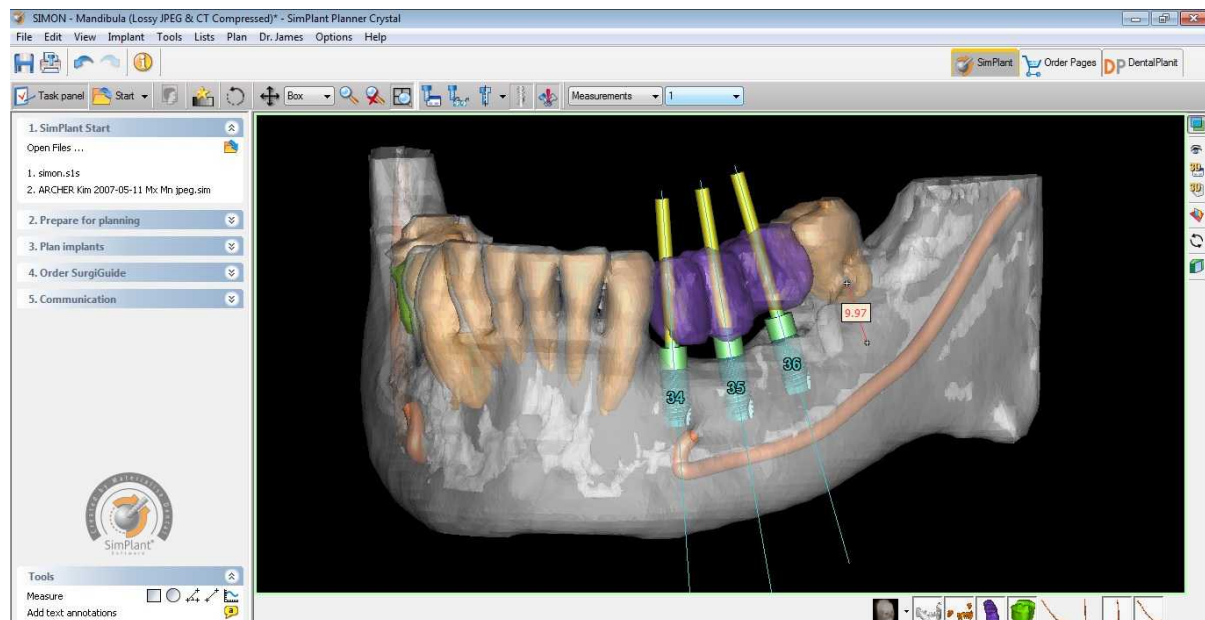


(b) Surgical Stents 활용 시술

[그림 9. 임플란트 드릴링 및 Fixture 식립]



[그림 10. Surgical Stents (Nobel Biocare,USA)]



[그림 11. Surgical Guide (Simplant,Materilise,Belgium)]

네 번째로는 상실된 치아를 회복하게 하는 외과적 시술 및 골 유착기간 단계 이다. 이 단계의 경우 환자의 환부 및 골밀도의 정도에 따라 각각 시

술방식이 다르나 일반적으로 외과적 시술방법은 1차 수술 시 드릴링이 이루어진 악골 조직에 환부에 맞는 Fixture를 선택하여 삽입한 후 잇몸을 봉합하는 과정을 의미한다. 이 후 피시술자는 3~6개월 가량 수술부위의 감염 방지와 수술 후 통증을 경감시키기 위하여 항생제 및 소염진통제를 복용하여야 하며 자연적으로 악골과 임플란트 Fixture, 구강연조직이 재생되어 정상적으로 활동할 수 있도록 금연 및 금주 등의 꾸준한 관리가 필요하다.

이 후 임플란트 Fixture와 골과의 유착이 정상적으로 진행되었다 판단되었을 경우 시술자는 식립된 임플란트 Fixture에 고정될 가상치아를 생성한다. 가상치아는 구강의 구조 및 치아의 색이 고려되어야 하며, 2차 시술을 통해 Fixture 내 Abutment 식립을 통해 주변 치아와의 치열을 고려한 결합 과정을 통해 치아 임플란트 시술이 완료된다.

1.3. 연구 목적



의료영상으로부터 얻어진 3D model 의 기하학적 특성을 고려하여 보다 객관적이고 간편한 치아 임플란트 시술계획 방안 제시

[그림 12. 연구 주요 목적]

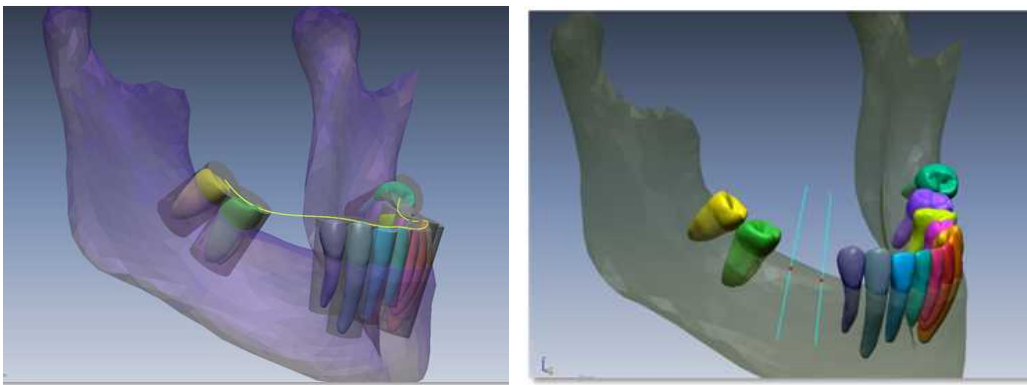
본 논문에서 제안하는 ‘치아의 기하학적 특성을 이용한 3D 치과 임플란트 시술 계획 수립 방안 연구’에서는 전체 임플란트 시술과정 중 두 번째 단계에 해당하는 임플란트 식립 계획 수립 방안에 대해 초점을 맞추어 연구하였으며, 크게 주변 치아의 기하학적 특징 기반의 치과 임플란트 식립계획 수립 방안, 유한요소분석을 활용한 수립된 식립 방안 검증, 수립된 방안을 임상에 적용시키기 위한 Surgical Stents 제작 이라는 크게 세 가지의 연구로 나누어 연구를 진행하였다.

(1) 치아들의 3차원 기하학적 특성 기반의 임플란트 식립 계획 수립

제안된 방안에서는 구강악 모델, 치아모델, 신경관 모델등 임플란트 식립에 필요한 각 구강모델에 대하여 기존 문헌등의 통해 조사를 실시하였으며, 이를 통해 구축된 Hounsfield Unit value 를 기반으로 상용프로그램을 통한 Segmentation 을 진행하였다. 이 후 각각 분할된 영역을 대상으로 Marching cube 기반의 3차원 CAD 모델(STL) 로의 Export 를 수행함으로써 구축 알고리즘 및 응용 프로그램에서 추출된 모델의 활용을 가능할 수 있도록 진행하였으며, 활용된 의료영상은 한국과학기술정보연구원에서 보유하고 있는 한국인표준모델의 Raw data를 활용함으로써 보다 객관화된 지표로써 활용될 수 있도록 하였다.

위와 같은 방법으로 획득된 구강영역의 3차원 모델 중 잔존치아에 대한 모델을 대상으로 PCA 등의 기하학적 특징을 획득할 수 있는 알고리즘을 적용시켜 치아가 악골에 식립되어 있는 위치 및 방향을 추정할 수 있도록 연구를 진행하였다. 또한 치열궁의 경우에는 획득된 잔존 치아의 치열 조직의 상부끝점(최소포함원기둥(MEC)의 윗면 중심점)을 활용하여 interpolation curve 를 활용하였으며, 각 치아별 가중치의 경우 한국인표준모델의 최대직

경등을 계산하여 확보하였으며, 식립좌표 및 방향 등 치과 임플란트 식립계획을 수립하는데 적용시켰다. 또한 치아별 평균 크기를 고려하여 발치된 치아의 환부에 따른 임플란트 Fixture를 각각 제작함으로써 개개인의 환자 특성을 고려한 임플란트 식립이 이루어 질 수 있도록 하는 방안을 함께 제시하였다. 일반 의료영상 시각화 프로그램 및 구축된 석고모델을 대상으로 의사의 직관적인 판단을 통해 식립계획이 수립되고 있는 현 시스템에 비해 본 연구를 통해 구축된 시술계획 수립방식은 잔존치아와의 기하학적 특성 및 발치된 치아등의 가중치를 활용하여 시술 부위 및 자세선정에 대한 정보를 보다 객관적으로 제공해 줄 수 있다는 장점을 가지고 있어 보다 일관성 있는 임플란트 식립계획이 될 수 있을 것이라 판단되어진다. 또한 기존 제작 회사에서 제공하는 임플란트 선정 방식에 비해 보다 적극적으로 임플란트 Fixture 및 Diameter 에 관여 할 수 있으므로 보다 시술의 성공률을 높이는 데 충분히 기여할 수 있을 것이라 사료된다.



[그림 13. 치아의 기하학적 특성을 활용한 치아임플란트 식립계획 수립]

(2) 제안방안 적용모델과 유한요소분석을 통한 제안방안 검증

제안된 임플란트 식립계획 방안에 대한 임상학적 검증을 위한 사전단계로써 기계공학에서 활용되는 유한요소분석방법을 활용하였다. 유한요소분석

방법의 경우 시간적 비용적 투입이 요구되는 생체 내의 변위, 응력 등의 실물적 실험의 경우를 보다 손쉽게 반복적으로 해결할 수 있다는 장점으로 인해 치과학에서도 이미 보편적인 연구법으로 활용되고 있으며, 주로 보철학 및 임플란트 연구법으로 많이 사용되고 있다. 전처리 과정으로써 상용소프트웨어인 Mimics™ v.14.0의 STEP 변환 모듈을 통해 추출된 STL 형태의 모델을 해석적용가능 모델 형태로 변화시켰으며, 이에 대한 구조해석 프로그램으로는 Ansys Mechanical v.13.0 를 활용하였다. 또한 해석 모델의 경우 구강악에 대하여 피질골과 해면골로 나누었으며, Implant 모델의 경우에도 Abutment 와 Fixture 그리고 Ceramic 재질의 가상 치아 모델까지 분류하여 보다 정확한 시뮬레이션이 적용될 수 있도록 모델을 선정하였다. 상호 비교 모델로는 해석에 적용된 모델과 수직방향으로 임플란트가 식립된 모델을 활용하였으며, Maximum Stress 등 응력 분석을 직접 비교함으로써 제안된 방법의 실제 임상에서 적용 가능성을 검증하였다. 이러한 유한요소분석 시뮬레이션을 통해 기존 동물 실험과 같은 임상학적 시험을 통해 진행되었던 방안 검증에 대한 분석을 보다 간소화 시킬 수 있을 것이며, 보다 효율적인 분석이 진행될 것으로 사료된다.

(3) 손쉬운 Surgical stents 의 제작방안

구축된 방안을 임상에 실제 적용시키기 위해서는 식립 보조도구와 같은 인공적인 물리적 장치가 필요하며, 본 연구에서는 상용 CAD 소프트웨어 기반의 손쉬운 Surgical stents를 제작할 수 있는 방안을 함께 제안하였다. Surgical Stents 는 크게 Bone-supported, Tooth-supported, Mucosa-supported 유형이 존재하며, 의료영상만 적용한다는 가정을 위해 Bone-Supported 방식과 Tooth-supported 방식을 함께 병행하는 방식을 활용하였다. Stents가 설치될 부위의 3차원 모델을 대상으로 분할 및 노이즈 제거 등의 기본적인

수정을 거친 후 Stents의 두께에 대한 Thickness 작업을 수행하였다. 이를 통해 획득된 모델은 Stents 모델을 제작하기 위한 베이스 모델로 활용되며, 이 후 식립하여야 할 임플란트 Fixture의 Diameter 와 깊이에 맞게 근사화된 실린더 모델을 Boolean operation 및 기타 몇몇 작업을 통해 식립 보조 도구의 3D 모델을 생성하였다. 이는 추 후 3D프린팅 및 CAM 등과 같은 3차원 모델 구축장비를 통해 실제 적용할 수 있어 수련의가 직접 수작업을 통해 제작하는 방법에 비해 보다 간편한 방식으로 제작하는 방법으로 활용될 수 있을 것이며, 기존 몇몇 회사에서 진행되는 의료영상을 제공 후 배송되는 Surgical Stents에 비해 보다 시간적, 경제적 절감 효과를 나타낼 수 있을 것이라 판단된다.

또한 구축된 식립계획방식은 임상적용 직전의 수련의들이 활용할 수 있는 시술 교육용 콘텐츠로 활용함으로써 교육학 적인 측면에서도 충분히 활용 가능 할 것으로 보이며, 추후 쌓여진 데이터베이스를 통해 임상에 충분히 활용 가능할 것으로 보인다.

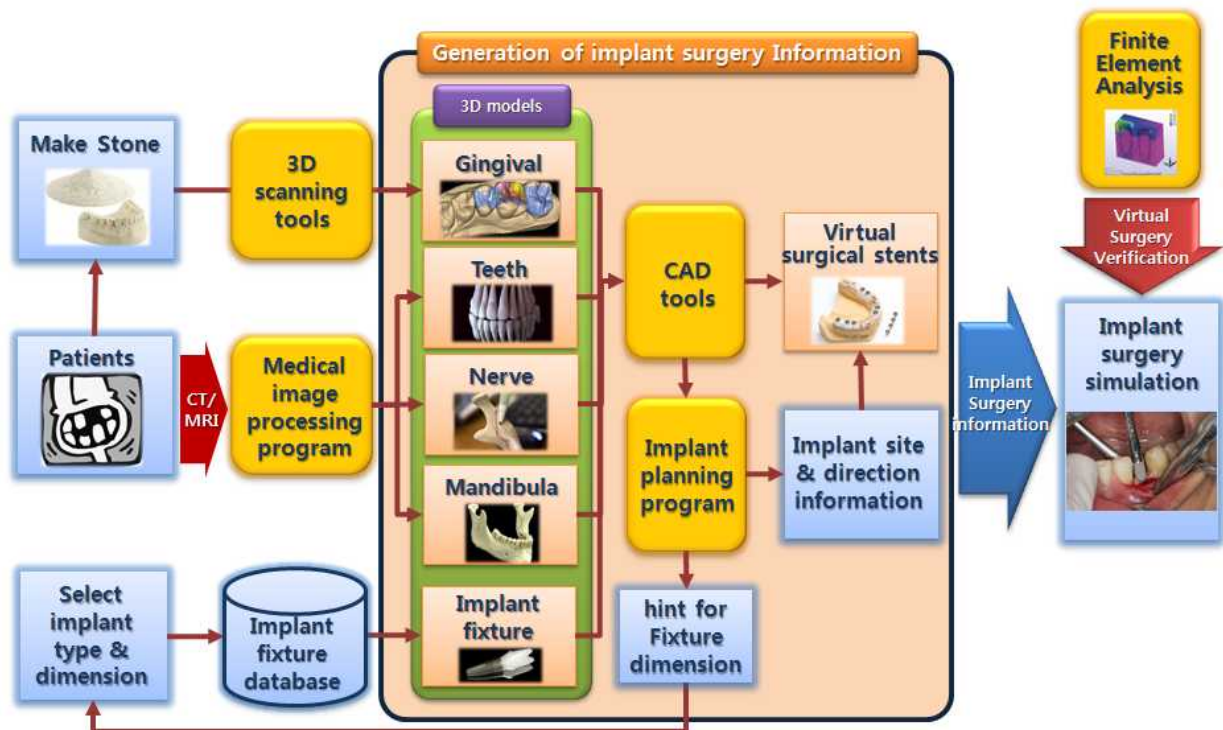
1.4 논문 구성



[그림 14. 기존 임플란트 시술 대비 주요 논문 구성]

1장 이후의 논문 구성은 다음과 같다. 2장에서는 전체 치과임플란트 시술 시뮬레이션에 대한 큰 Architecture를 설명하며, 3장에서는 Dental CT의 의료영상 기반 3D 모델을 생성하는 방법과 구강영역의 3D 모델 (치아, 구강악면, 하악 신경관)을 구성하는 방법에 대하여 설명한 후, 본 논문에서 사용된 한국과학기술정보연구원의 Digital Korean에 대하여 간략히 설명한다. 4장에서는 제안하는 알고리즘을 통한 임플란트 식립의 최적 위치 및 방향을 추정하는 방법과 더불어 임플란트 설계에 관련하여 설명한다. 5장에서는 제안된 알고리즘을 기반의 가상 임플란트 시술 시뮬레이션의 적용에 대하여 설명하며, 관련된 유한요소분석 방법을 통하여 제안방식의 타당성을 증명한다. 6장에서는 제안된 방식을 실제 임상에 적용하기 위한 Surgical stents 제작방안을 제시하며, 6장에서는 추후연구 방향을 언급하고 결론을 맺는다.

제 2 장 치과 임플란트 시술계획 수립을 위한 프레임워크



[그림 15. 제안방안 주요 Architecture]

본 연구를 통해 추 후 진행하고자 하는 치아 임플란트 시뮬레이션의 주요 Architecture는 그림 15 와 같다.

우선 환자는 치과에서 임플란트 시술을 진행하기 위한 상태확인 및 구강의 3차원 모델 획득을 위한 방법으로 CT/MRI 와 같은 의료영상 촬영과 함께 석고모델을 제작한다. 여기에서 구축된 석고모델은 환자의 구강상태 및 물리적인 환자 모형으로써의 역할을 수행할 수 있으며, 추후 3차원 스캔을 통하여 및 의료영상으로 획득하기 어려운 Gingival 모델에 대한 모델로써 활용가능 하다. 또한 CT/MRI를 통해 획득된 환자의 의료영상의 경우 Medical Image processing Program 기반의 영역분할 및 Filtering 등의 작업을 통해 치아 및 구강악 그리고 하악의 경우 신경관에 대한 3차원 모델을

구축할 수 있다. 이 후 모델간의 상관관계 및 구강영역별 주요 부분을 구분할 수 있도록 상용 CAD 와 같은 3차원 시각화 프로그램에서의 특징점 정합등의 서로 간 좌표를 일치시키는 과정 등을 진행한다. 특히 스캔된 Data 와 의료영상간의 정합 모델은 모두 획득할 수 있는 특징인 전치부의 치아 가로 세로부의 양 끝점을 기준으로 특징점을 추출하여 정합작업을 실시하며, 신경관모델과 구강악 모델의 경우 신경이 지나가는 하악공을 기준으로 특징점을 추출하는 방식을 취한다.

이후 구축된 석고모델과 함께 본 연구를 통해 구축된 “3D 치과 임플란트 시술 계획 수립 방안” 를 활용하여 Implant Planning Program으로 활용할 수 있으며, 이를 통해 획득된 시술에 대한 정보는 임플란트 Fixture의 Diameter와 length 그리고 Type 등 Dimension을 선정하는데 활용될 수 있다. 이를 통하여 상용소프트웨어 업체등에서 기 구축되어 있는 임플란트 데이터베이스와 연동하는 방법을 통해 환자에 걸맞는 Fixture를 선정할 수 있으며, 이를 기반으로 임플란트 시술에 필요한 구강악 모델, Gigival 모델, 치아 모델, 신경관 모델, 임플란트 모델을 모두 3차원 형상으로 가시화 할 수 있다. 또한 본 연구에서 진행된 “치아의 기하학적 특성을 이용한 3D 치과 임플란트 시술 계획 수립 방안 연구”을 근거로 주어진 식립계획에 맞도록 임플란트 Fixture 모델을 좌표와 방향을 일치 시켜 가상 임플란트 시술 시뮬레이션이 수행될 수 있도록 진행할 수 있으며, 이를 실제 임상에 적용하기 위한 하나의 일환으로 식립보조도구를 3차원 CAD Tool을 활용하여 제작하는 방식을 활용한다. 이는 3차원 프린팅 및 CAM 장비를 통해 물리적인 장치로 활용할 수 있다. 이러한 과정은 전체 임플란트 시술에 대한 Implant surgery information 으로 활용할 수 있으며, 특히 유한요소 분석등의 시뮬레이션을 활용하여 가상으로 임상학적 활용을 검증하는 방법을 사용함으로써 보다 쉽고 간단한 시술 계획 수립이 진행될 수 있도록 하였다.

제 3 장 의료영상을 활용한 3D 모델 생성

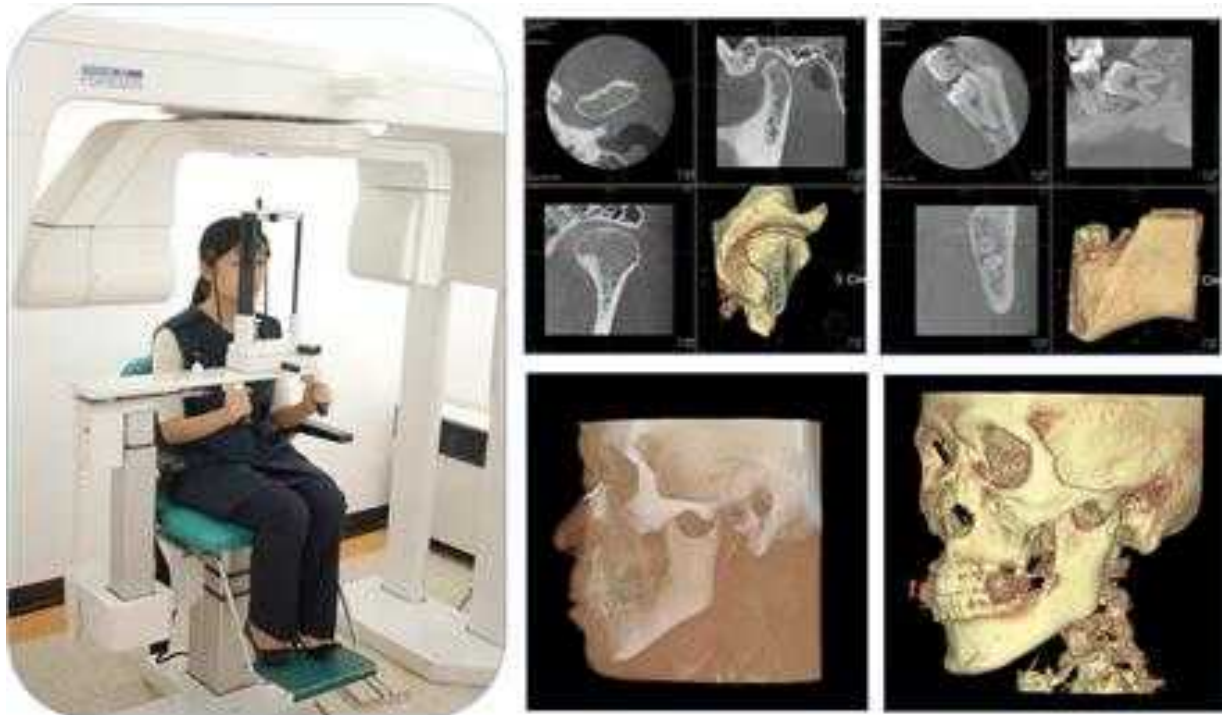
3.1. 치과용 CBCT 의 특성

1960년도 초반에 소개된 파노라마 방사선사진은 촬영 술식이 간편하고 일반적인 전락구내 방사선사진에 비하여 촬영시간이 단축되며 무치악 환자나 개구불능 등으로 구내 방사선사진 촬영이 불가능한 환자에게 시행할 수 있으며, 악골의 넓은 부위를 하나의 연속된 상으로 관찰 할 수 있다는 장점으로 인해 치과 임상에서 매우 중요한 역할을 수행하였다. 그러나 파노라마 방사선 사진은 2D 라는 한계로 인해 물체가 겹쳐보이므로, 상의 선명도가 낮다는 문제점을 가지고 있으며, 허상(ghost image)이 형성되어 환자의 두부 위치, 악궁 내에서 치아의 위치, 악궁의 형태 등에 따라 상의 크기와 위치의 왜곡이 심하다는 한계점이 있다. 또한 Yim[15]의 연구에 따르면 조사 결과 치아 위치에 따라 1.09~1.28배 정도 상의 확대가 발생한다는 문제점이 발견되어 최근에는 Conebeam CT(이하 CBCT)로의 변환이 이루어지고 있다.



[그림 16. Dental X-ray image]

일반적으로 활용되는 CT는 부채꼴형의 X선을 사용하는 conventional CT로써 선원형 검출기를 사용하여 각 검출기에 입력되는 정보를 바탕으로 2차원의 단면상을 형성하는 반면, 치과에서 주로 사용되는 CBCT의 경우 원뿔형태의 X선을 투과하는 피사체의 투과감쇠를 2차원적인 평면으로 검출하고 이를 Filtered back projection하는 수학적 알고리즘에 적용, 3차원 체적의 정보를 획득하여 2차원 단면상을 얻어 영상화한다는 것에 차이점이 있다[16,17]. 이는 conventional CT가 환자 검사용 테이블이 이동하는 거리에 따라 각 화소에 해당하는 체적을 가짐으로써 직육면체 형태의 voxel 농도 값을 얻으나, CBCT는 피사체에 FOV(field of view)를 등장성의 정육면체 voxel로 분할하고 이러한 isocubic voxel의 농도값을 얻어냄으로서 다면 영상재구성 시 상의 왜곡 없이 모든 방향에서 정확한 영상을 얻을 수 있으며, 이렇게 구성된 많은 양의 단면영상을 3차원으로 영상재구성함으로써, 2차원 단층영상에서는 불가능한 공간상에서 길이, 면적 등의 측정이 가능하고, 입체적인 진단 및 치료 계획의 수립이 가능하다는 장점을 가지고 있다 [17,18]. 또한 미세한 부위까지 관찰 가능하여야 하며, 고해상도의 높은 공간분해 기능 외에 촬영시 환자가 받는 피폭선량이 conventional CT에 비하여 괄목할 정도로 적다는 데 있어 주로 구강부위의 촬영이 진행되는 치과분야에서 폭넓게 활용되어지고 있다[18].



[그림 17. 치과용 Conebeam CT]

3.2 의료영상 기반 3차원 모델링

CBCT에서 획득한 의료 영상은 Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일 형식으로 추출된다. Dicom 파일은 국제 의료 영상 표준을 의미하며, 각각 다른 CT 및 MRI 저장 형식의 디지털화된 표준화 양식이며, 환자명, 촬영 일자, 기기 등의 환자 정보 뿐만 아니라 촬영 시 Reference 좌표 등 여러 기능적인 정보가 혼합되어 있는 Binary 형태의 파일로 구성되어 있다.

본 연구에서는 일반적으로 치과분야에서 널리 활용되어 지고 있는 CBCT의 1024x1024화소 의료영상을 Dicom 형태로 추출하여 연구를 진행하였으며, 영상처리에서 활용되는 공개 라이브러리 및 상용 S/W 인 Mimics 등을 활용하여 치아, 악골, 신경관 모델등 치과 임플란트 시술에 필요한 해

부학적 구강영역에 대한 3차원 모델을 생성하였다.

3.2.1 영역 분할 및 구강악 모델 생성

오늘날 의료영상을 처리하는 방법중 영역 분할은 영역이나 물체를 구분하여 나누기 위한 것으로 명암도(intensity)에 의하여 수행되며, 의료영상에서 체내 특정 부위의 영역 분할 방법은 대부분 명암도의 두 가지 기본 성질인 불연속성 또는 유사성 중 하나를 기반으로 한다. 주로 의료영상에서는 Hounsfield Unit 이라 표현되는 Gray value 값의 범위를 통해 영역을 분할하는 방법을 활용된다[20]. 구강악골의 영역 분할을 위한 Hounsfield Unit에 대한 연구로써 Fanuscu와 Chang은 사체의 상, 하악치조골에서 HU값을 측정하여 골밀도를 조사한 결과 하악에서 51-52 HU, 상악에서 186-38 HU의 값을 보였다고 보고하였고[21] Martinez 등은 악골에서는 일반적으로 치밀골일 때는 HU값이 600 HU 이상 해면골일 때는 200 HU 이하로 나타난다고 보고하였다[21]. 또한 국내의 임플란트 식립부위의 골밀도 평가에 관련 연구에서는 총 114명의 환자를 대상으로 HU 값을 측정하였으며, 결과적으로 남자가 746.6 ± 150.6 , 여자가 715.6 ± 188.8 로 나타났으며, 연령별로는 30대 이하에서 767.5 ± 142.8 로 제일 높게, 연령이 증가할수록 HU값은 감소하는 경향을 나타낸다고 보고하였다[3]. 본 연구에서는 구강 악 모델에 대한 경계검출(boundary detection)의 진행 후 후 원하는 부분에 국내의 임플란트 식립부위의 골밀도 평가의 자료를 기준으로 mandibular 치조골에 대한 HU value 의 범위를 전체 평균 값인 736을 기준으로 잡은 후 \pm 수치의로 평균값은 164를 축소한 범위로 설정하여 736 ± 82 의 범위로 영역분할을 진행하였다. 특히 치조골 내에 포함되어 있는 해면골에 대한 Noise 부분의 경우 슬라이드간 선택된 부분과 연결되지 않은 부분의 관계를 제거하는

방법인 Region growing 방식을 활용하여 3차원 모델링을 수행하였으며, 치아와의 경계면 및 Root에 발생한 Noise의 경우 상용 소프트웨어인 Mimics 내에 포함되어 있는 Boolean Operation 기능을 활용하여 제거 하는 방식을 활용하였으며, 또한 하악치조골에 대한 Edit 기능 및 Smooth 기능을 활용하며 보다 정밀한 3차원 모델링이 될 수 있도록 진행하였다

[표 1. Results of ANOVA for Hounsfield unit (HU) and implant][21]

	Number of Patients	HU	ISQ
<30 years	20	767.5±142.8	79.5±4.8
40 years	19	758.1±202.9	78.6±6.4
50 years	56	730.3±161.3	77.2±8.4
>60 years	19	683.7±172.3	75.8±11.1
P value		0.407	0.506

[표 2. Comparisons of Hounsfield unit (HU) and implant stability quotient (ISQ) between sex][21]

	Number of Patients	HU	ISQ
Male	66	746±150.6	77.3±7.9
Female	48	715.6±188.8	78.1±8.5
P value		0.331	0.595

3.2.2 치아모델 생성

인체 구강 내의 감각은 0.25mm 크기까지 감지 할 수 있을 정도로 매우 예민하며, 치아에 대한 3차원 모델의 정보는 매우 정확하여야 하므로 매우 세심한 모델링 작업이 필요하다. 구강에 대한 CT영상은 다른 조직의 의료 영상과 달리 입력영상에 있어 치아 조직의 화소값이 악골 조직이 가지는 값과 비슷한 범위 내에 존재하므로 기존의 분할방법으로는 원하는 조직을 정확히 추출하기 어렵다는 문제를 가지고 있다. 본 논문에서는 구강 악골 모델과 가상치아모델의 영역 분할을 위해 윗절에서 활용한 국내의 임플란트 식립부위의 골밀도 평가의 자료를 기준으로 HU value를 설정하였다.

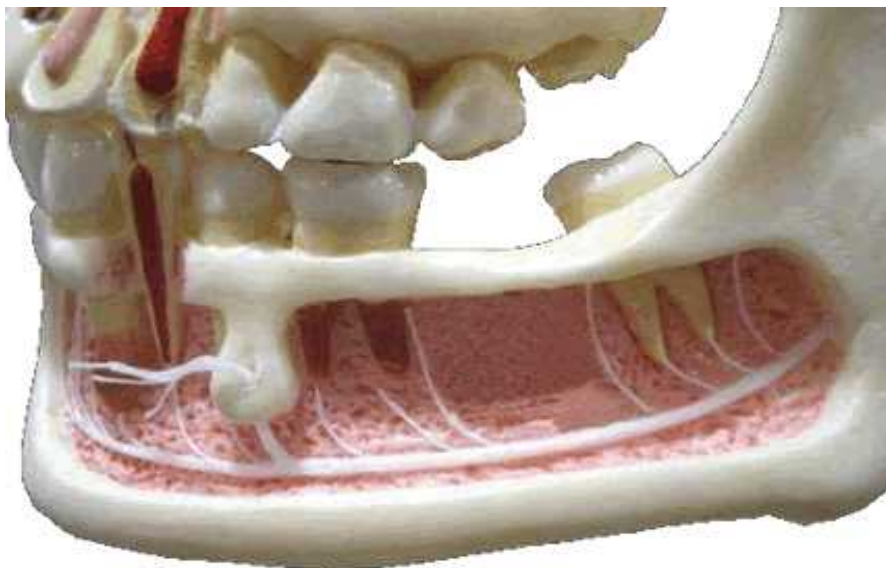
[표 3. 치아부위별 HU 값과 ISQ][21]

	Number of Patients	HU	ISQ
maxillary anterior	14	726.3±154.4	77.4±4.1
maxillary premolar	14	656.7±173.8	74.2±14.3
maxillary molar	23	621.5±164.9	73.7±7.4
mandibular anterior	8	827.6±151.4	76.4±11.9
mandibular premolar	12	753.8±171.2	81.5±2.4
mandibular molar	43	797.7±135.1	80.0±5.7
P value		0	0.011

치아가 가지고 있는 Dentine를 기준으로 범위를 설정하였으며, 하악골에 대한 Pre-molar 와 Molar 의 경우 HU 범위를 656.7 ± 82 , 621.5 ± 82 로 설정하였으나 Anterior의 경우 726.3 ± 154 범위를 가짐으로써 하악 치질골과 거의 흡사한 공통영역을 보유하였으므로 의료영상 정보의 Top, Left, Front 방향을 세심하게 비교하여 치아 부위 경계를 선정하여 Edit 작업을 수행하는 방법을 사용하였다.

3.2.3 신경관모델 생성

구강 임플란트 시술 실패가 가장 빈번하게 발생하는 경우는 하악 구치부에 임플란트 식립 시 하악골 속을 관통하고 있는 하치조신경 (inferior alveolar nerve)에 압박이 주어지는 지각 둔화 증상이다. 하치조 신경은 직경 0.3~0.4cm 정도의 매우 굵은 신경 다발로써 단순히 건드리는 것만으로 일시적인 감각 둔화를 일으키며, 심할 경우 신경마비에 이를 수 있기에 하악 임플란트 시술 시 가장 주의하여야 하는 부분이다.



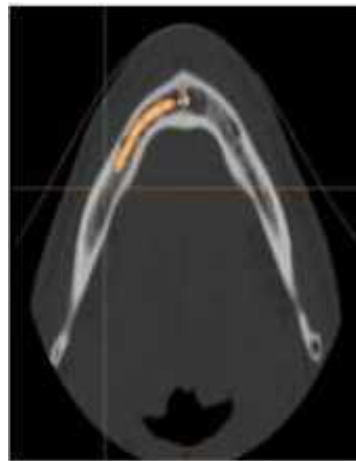
[그림 18. 구강모델내 하치조신경의 형태]

이를 위해서는 하악을 지나는 신경관의 위치를 파악하는 것이 매우 중요하며, 신경관은 의료영상에서 직접적으로 형태가 드러나지 않으므로 신경이 지나는 경로의 구조를 통해 신경관의 위치를 파악하는 방법을 사용한다.

일반적으로 하악골 내의 타원형 구멍에 해당하는 부분이 신경관이 지나는 경로를 의미하며, 각 의료영상에서 신경관 부위를 타원형으로 근사하고, 연속한 의료영상들에서 획득한 타원형들의 중심을 자유곡선으로 근사한다. 이렇게 생성된 자유곡선을 따라 평균적인 신경관 지름인 0.35mm의 원을 sweep 하여 얻어지는 모델을 신경관에 대한 3차원 모델로 생성하였다.



(a) 의료영상 내 신경관영역 추출



(b) 신경관특징에 따른 Curve 생성



(c) 일정한 두께로 Sweep



(d) 신경관 모델 생성

[그림 19. 하치조신경관 모델의 생성]

2.3 Digital Korean

한국과학기술정보연구원(KISTI)에서는 정보통신부 지식정보자원관리 사업의 지원으로 2000년부터 한국인의 고유한 인체 특징을 나타낼 수 있는 디지털 코리언, 비저블 코리언이라는 한국인 인체정보 구축 사업을 시작하였으며, 한국인 남녀 시신 약 100여 구와 노령 척추질환 환자를 대상으로 하여 의료영상을 수집하고 이를 기초로 골격을 중심으로 3차원으로 재구성한 인체모델과 인체 데이터를 생산하였으며 과정은 다음과 같다[22].



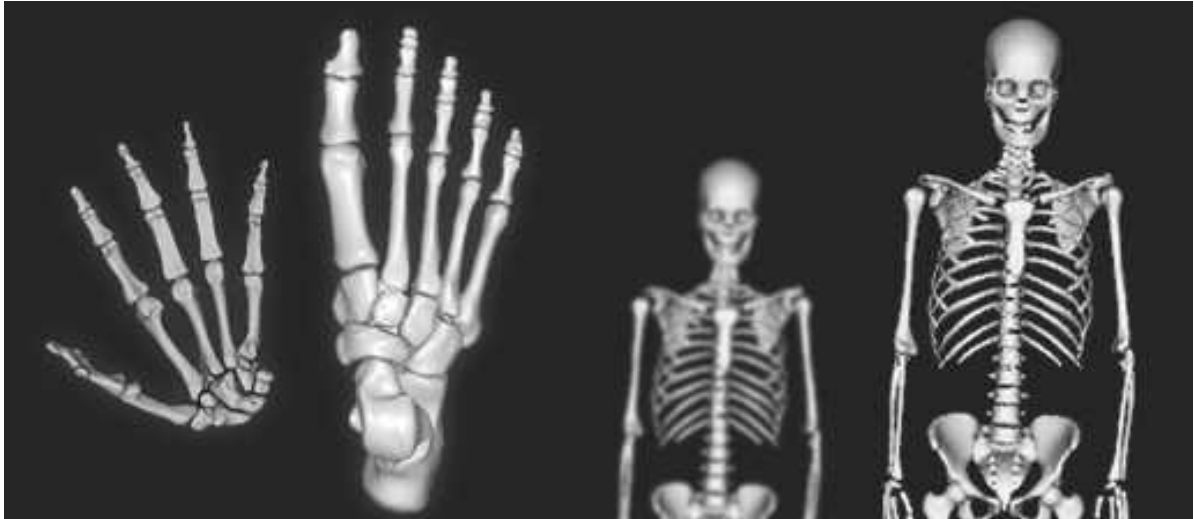
[그림 20. KISTI 제공 Digital Korean]

- 1) 연령별, 신장별로 다양하게 분포된 한국인의 시신을 남 51표본, 여 47표본으로 확보하고 전신을 1mm 간격으로 CT 스캔한 한국인 3차

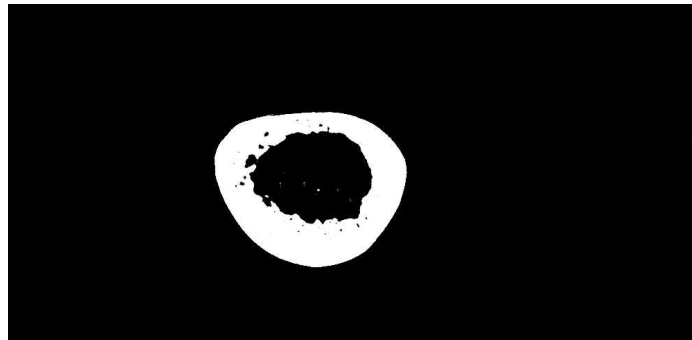
원 골격 모델 생성

- 2) 한국인 시신 남 51표본, 여 47표본의 뼈대에서 동일한 뼈대의 3차원 모델 남녀 각 51, 47개를에 대한 평균 모델을 활용한 한국인 골격 평균화 모델
- 3) BMI 판정기준을 통한 저체중, 정상, 과체중으로 판정받은 한국인 남녀 3명을 기준으로 3종류의 (저체중, 정상, 과체중) 한국인 남녀 전신 CT 3차원 체형모델 제작
- 4) 치아의 손상 및 보철 이력이 없는 시신 표본을 선정한 한국인 시신 남녀 손, 발, 치아의 Micro CT 및 3차원 모델 생성
- 5) 키, 몸무게, BMI 의 한국인 표준 체형을 가진 남자 기증 시신 1구를 사용한 한국인 시신의 근육인대 사진 영상
- 6) 20대에서 50대에 이르는 한국인 지원자 남녀 각 10명을 대상으로 머리부분을 MR 촬영하여 자기공명영상을 얻고 이 데이터를 사용하여 대뇌, 소뇌, 뇌줄기의 3차원 모델과 부피정보 생성
- 7) 중국 의과대학의 윤리위원회심사승인 이후 20대에서 60대에 이르는 중국인 지원자 남녀 각 25명을 대상으로 CT 및 MR을 촬영한 하지 3차원 모델 생성
- 8) 55세 이상, 80세 이하 연령의 기증 시신(남 39 표본, 여 34 표본, 합 73 표본)을 한국인 고령자 시신의 척추 CT 및 3차원 뼈대모델 생성 및 척추뼈의 물성 데이터
- 9) 한국인 고령자의 척추 퇴행성 질환 환자의 X-ray, CT, MR, BMD 및 3차원 뼈대 모델 영상

10) 목 또는 허리에 통증이 없고, 일상생활에 불편함이 없는 고령자를 지원자로 선정하여 X선, CT, MR 등의 영상을 제작하여 퇴행성 질환 연구의 대조군으로서 활용할 수 있는 한국인 정상 고령자의 목, 허리 영상



[그림 21. Digital Korean 내 골격모델]



[그림 22. 하악 전치에 대한 Digital Korean 보유 의료 영상]

본 연구에서는 교육용 컨텐츠로서의 활용을 위하여 KISTI에서 제공하는 한국인 표준모델 중 4번 과정에서 확보된 한국인 시신 남녀 손, 발, 치아의 Micro CT 및 3차원 모델 생성을 통하여 치아에 대한 의료영상을 활용하였으며, 위 절에서 소개한 프로그램을 통해 그림 23 과 같은 3차원 악골 모델

및 치아 모델을 획득 하였다. 또한 추후 소개할 다중 임플란트 식립의 계획 수립을 고려하기 위하여 하악 제 1소구치와 제 2소구치가 함께 발치되었으며, 임플란트 식립을 위한 치아의 교정까지 완료된 상태라는 가정을 두었으며, 또한 성년기에 불규칙한 형태로 흔히 맹출되어 발육되는 제 3대구치의 경우, 제 1 대구치와 제 2대구치의 식립 방향과 비슷한 발육과정을 거치며, 이미 발치되었다고 가정하고 연구를 진행하였다.



[그림 23. 획득된 한국인 표준모델]

4 장 치아의 기하학적 특성 추출 및 임플란트 설계

4.1 치아별 기하학적 특성 추출

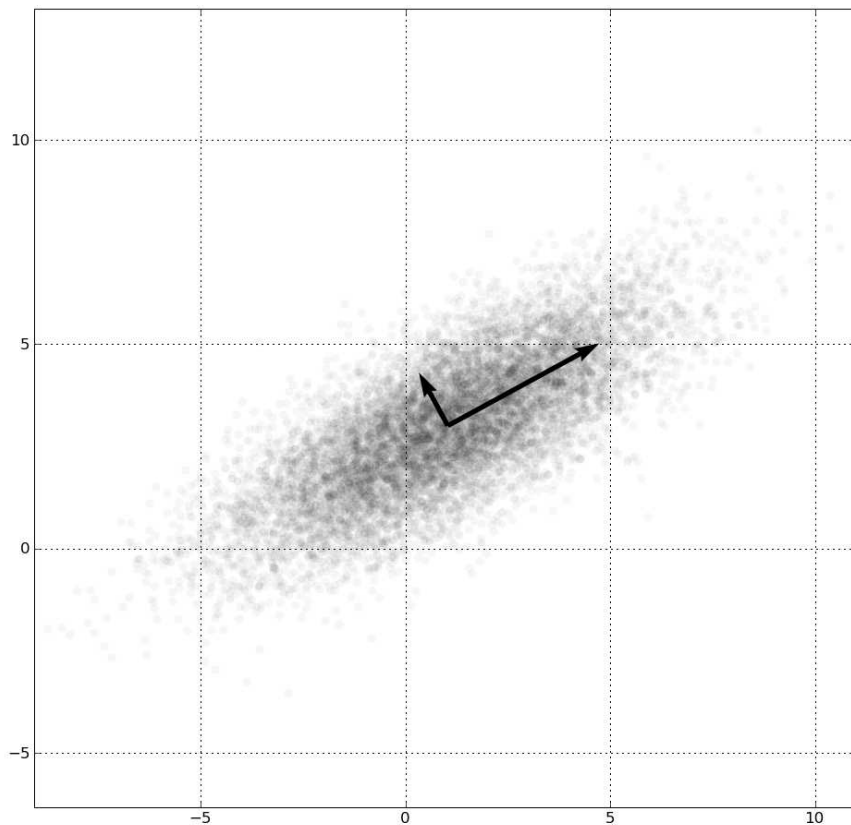
구강 영역은 크게 상악과 하악으로 나뉘어지며, 부분적으로 전치, 견치, 소구치, 대구치의 형태를 가진다. 또한 전치의 경우 중절치와 측절치로 이루어지며, 소구치의 경우 제 1소구치, 제 2소구치, 대구치의 경우 제 1대구치, 제 2대구치, 제 3대구치로 나뉜다. 흔히 일반적으로 불리는 사랑니의 경우 제 3대구치를 의미하며, 이는 성장하는 과정에 따라 임의의 자세를 가지게 되므로 본 논문에서는 사용하지 않는다.



[그림 24. 구강구조내 치아의 분리(하악)]

4.1.1 PCA 기반 주성분 방향 추정

PCA(Principal component analysis) 알고리즘[23]은 데이터 집합을 분석하는 기법 중 하나이며, 주성분 분석방법이라고도 불린다. 주성분 분석은 카리 카루넨과 미셸 뢰브의 이름을 따서 이산 카루넨-뢰브 변환(Karhunen-Loève transform)이라 불리며, 가장 큰 분산을 가지는 부분공간(subspace)을 보존하는 최적의 선형 변환이라는 특징을 가지고 있다. 주요 내용을 살펴보면 주성분 분석은 데이터를 한 개의 축으로 사상시켰을 때 그 분산이 가장 커지는 축을 첫 번째 좌표축으로 만들고 두 번째로 커지는 축을 두 번째 좌표축으로 만드는 방법을 통해 n개의 좌표축을 만들고 이를 차례대로 놓이도록 새로운 좌표계로 데이터를 선형변환 시키는 방식이라 할 수 있다.

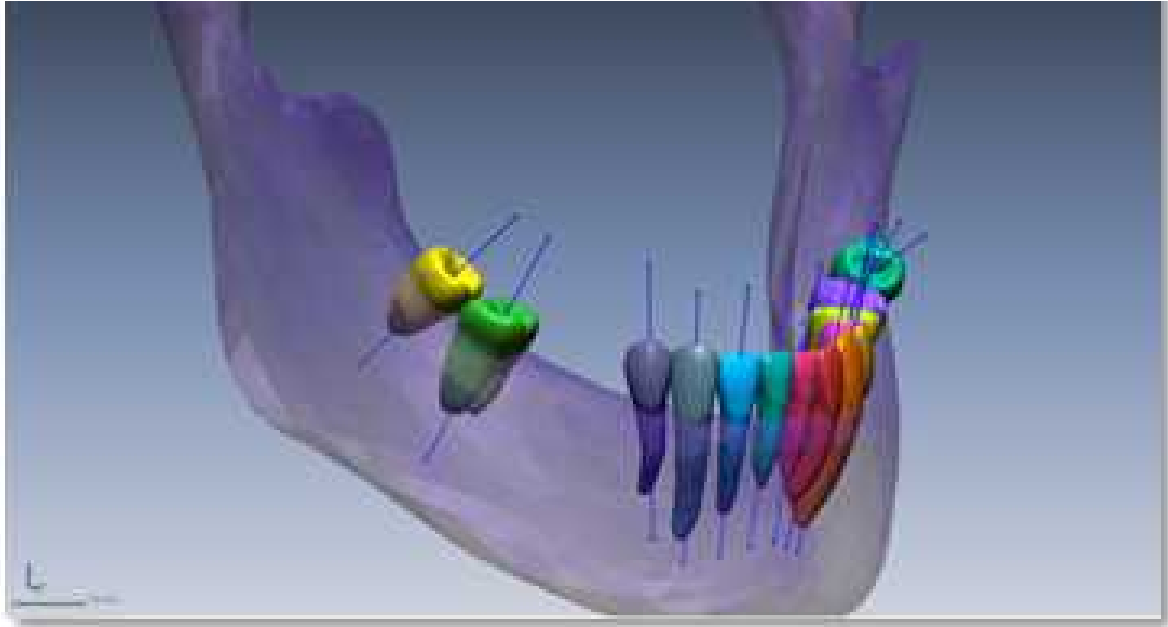


[그림 25. 데이터의 주성분 벡터]

주로 주성분분석방법은 변수가 많은 경우 일반적 줄기잎 그림, 산점도 등으로 한계가 있으므로 주성분분석에 의해 Data를 저차원 축소하는 등의 내용으로 사용되며, 다변량의 경우 군집을 나누기 어려우므로 군집개체 분류 및 해석을 하는데 사용된다. 본 연구에서는 주성분분석에서 결정된 추세선은 3차원 기하학적 모델에서의 주성분 벡터 모델의 메쉬가 구성되어 있는 주방향 성분 벡터를 의미하므로 구강영역 내 3차원 치아 모델로 적용시에는 각 치아가 하악골에 식립되어 있는 벡터를 의미한다고 가정할 수 있다. 이를 적용하기 위한 원활한 함수구성을 위해 프랑스의 공개라이브러리인 CGAL(Computational Geometry Algorithms Library)[11]을 활용하였으며, 구성된 프로그램을 통해 그림 27과 같이 남아있는 잔존치아에 대한 주식립 방향을 결정하였다.

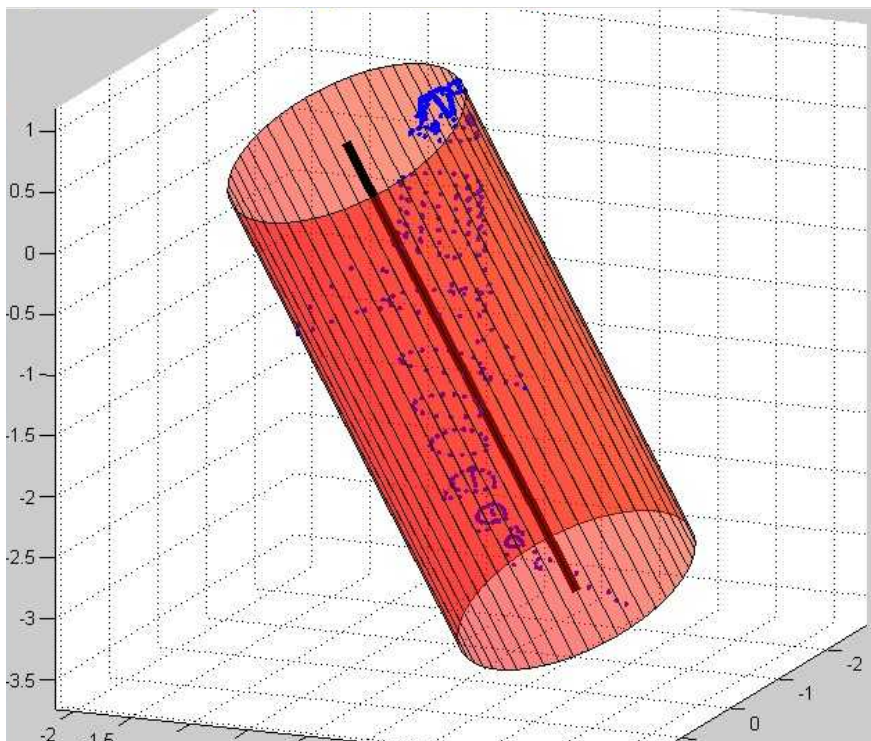


[그림 26. CGAL Library]



[그림 27. 치아별 주식립 방향]

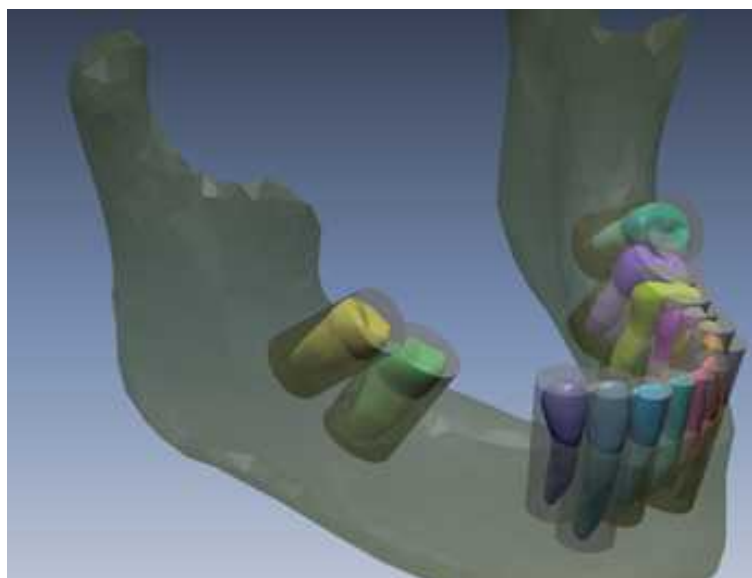
4.1.2 MEC (Minimum Enclosing Cylinder)



[그림 28. 치아의 Minimum Enclosing cylinder]

임플란트의 올바른 식립을 위해서는 최소한 주변에 잔존해 있는 치아와의 마찰이 없어야 하며, 중심선을 기준으로 최대 지름을 가지는 원기둥 내에는 타 물질이 존재하지 않아야 한다.

치아의 최소포함 원기둥 (Minimum Enclosing Cylinder, MEC)이란 치아의 주성분 방향과 중심축이 나란하고, 치아의 점들을 모두 포함하는 원기둥 중에서 반경과 높이가 가장 작은 원기둥을 의미하며[24], 이는 각 치아별 적용될 수 있는 주요 범위를 나타낸다. MEC를 구성하기 위하여 상부절에서 결정된 각 치아의 주성분 방향에 대한 단위벡터를 기반으로 치아의 maximum 길이 이상으로 Scale을 적용한 후 반경과 높이계산을 위해 해당 치아의 3D 메쉬 모든 점들을 주성분 방향과 나란한 직선에 수직으로 투영하는 방식을 사용하였다. 투영된 3D 메쉬에서 가장 큰 값을 가지는 Point와 주성분방향직선과의 거리를 측정하여 최소포함원기둥의 반지름으로 설정하였으며, 해당 주성분방향 직선 위에 투영된 점들 중 가장 아래쪽에 있는 점을 원기둥의 밑면 중심점으로, 가장 위쪽에 있는 점을 원기둥의 윗면 중심점으로 하여 최소포함원기둥을 구성하였다.



[그림 29. 각 치아별 Minimum Enclosing cylinder]

4.1.3 각 치아별 가중치 생성

본 연구에서는 사람의 환경 및 교정자세에 따라 치아의 크기 및 차이를 가지고 있으나 각 치아의 Maximum diameter 의 경우 아래의 표 5 와 같이 알려져 있으며, 따라서 지름을 가지는 Cylinder 내에 포함된다는 의미로 연구를 진행하였으며, 마찬가지로 본 논문에서 활용하고자 하는 설계된 임플란트 역시 이와 같은 표를 참고하여 진행하였다.

[표 4. 한국인표준모델의 상악, 하악의 치아별 지름]

	Maxilla	Mandible
Centrals	9.0	6.0
Lateral	7.0	6.5
Canine	8.4	7.3
1st Premolar	7.5	7.8
2st Premolar	7.2	7.8
1st Molar	11.3	11.9
2st Molar	10.0	11.0

이를 근거로 한국과학기술정보연구원에서 가지고 있는 한국인 표준치아를 근거로 치아별 최대 크기에 대한 비율을 표 5과 같이 실제 적용해 보았으며, 또한 좌우의 치아크기 비율은 일정하다는 가정사항을 기준으로 측정을 진행하였다. 이는 임플란트 식립의 조건으로써 잔존하는 주변치아의 기하학적 형태학적인 특징이라 표현할 수 있을 것이며, 이는 추후 식립계획 수립 시 치아부위별 비율에 따른 가중치 K 값으로 활용되어져 임플란트 식

립 계획 수립 및 최적 임플란트 설계 시에 주로 활용될 수 있다.

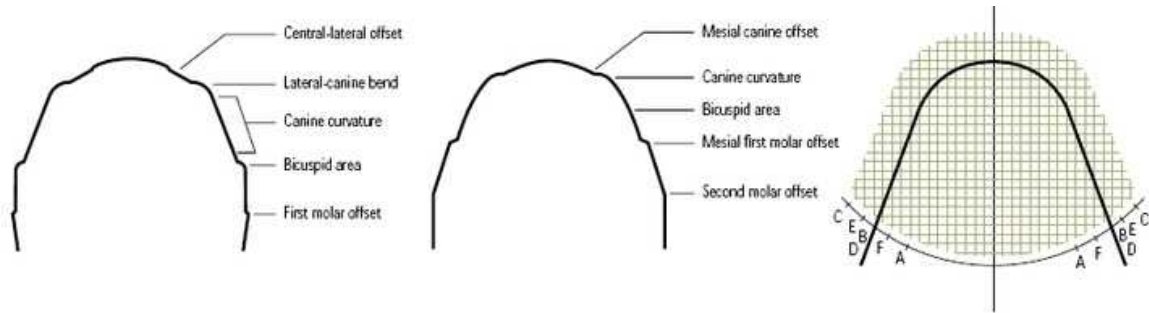
[표 5. 치아별 지름 및 중절치 대비 비율]



	실제 측정	중절치 기준 치아별 비율
중절치	2.65	1.0
측절치	2.82	1.06
견치	3.28	1.24
제1소구치	4.10	1.58
제2소구치	4.53	1.71
제1대구치	5.68	2.14
제2대구치	5.68	2.14
제3대구치	5.32	2.02

4.1.4 구강의 치열궁 생성

일반적으로 환자는 임플란트 시술을 하기 전에 심미적인 요인과 올바른 저작을 위해 치아교정을 진행한 후 임플란트 시술을 시행하는 것이 일반적이다. 치아교정 이후 시술자는 환자 치열에 대한 치열궁을 획득할 수 있어 보다 쉽게 임플란트 시술 계획을 수립할 수 있으며, 이는 보다 나은 저작력 획득에 도움을 준다[25].



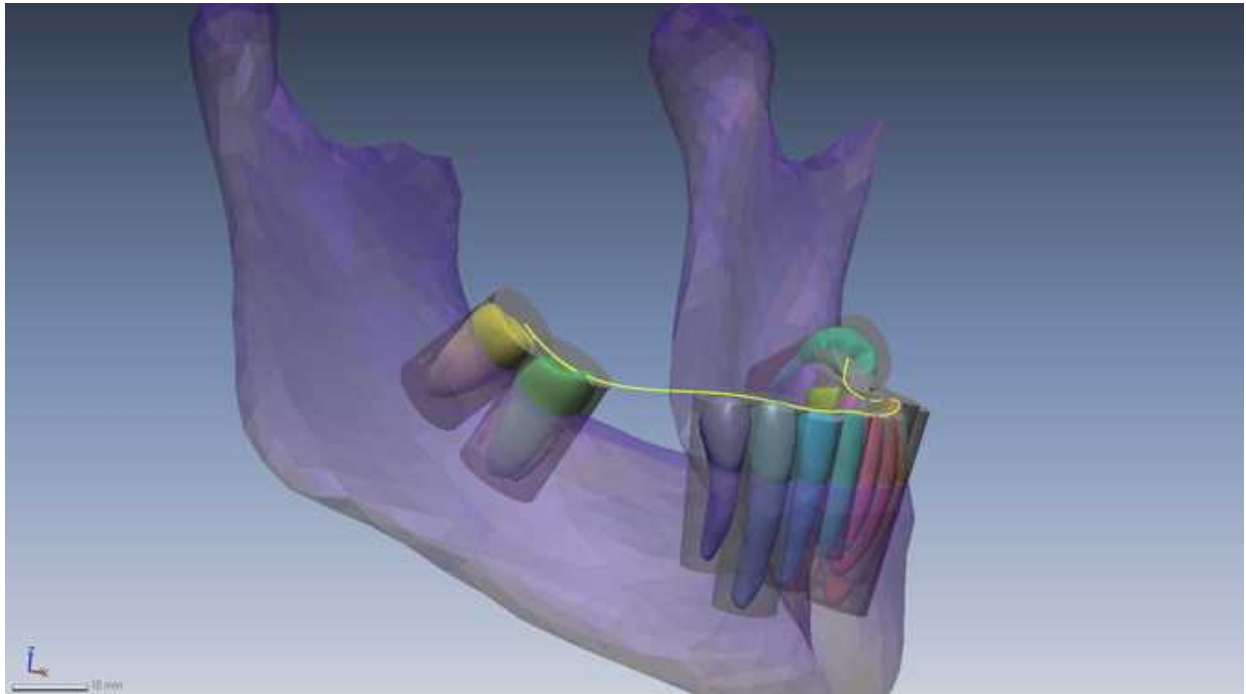
Boone Arch Form and traditional wire bending with the Edgewise Appliance. (from Stoner⁴⁴).

[그림 30. 구강의 치열궁 생성]

본 논문에서는 치열궁을 생성하는 방법으로 서로 떨어진 주어진 사이를 매끄럽게 연결하는 알고리즘인 3차 Spline interpolation 을 활용하였다. 3차 Spline curve 는 소구간으로 이루어 졌을 때 차수가 k인 spline 함수 $s(x)$ 일 경우 모든 소구간 $[x_i, x_{i+1}]$ 에서 3차 다항식으로 표시되는 함수를 3차 spline interpolation 함수라고 하며, 본 논문에서는 잇 절에서 계산된 최소포함원기둥의 윗면 중심점을 각 x_i, x_{i+1}, \dots, x_n 으로 선정하여 서로 연결되는 Curve 를 생성하였다.

이를 통해 획득되는 Curve는 하악골에 치아가 위치하는 Dental Arch라고 가정 하였으며, 제안된 방식에 활용하기 위하여 그림 31 와 같이 임플란

트 시술이 이루어져야 할 우측 하악 제 1소구치와 제 2소구치 영역을 제외한 각 치아의 최소포함원기둥의 윗면 중심점을 모두 지나는 interpolation curve를 생성하였다.

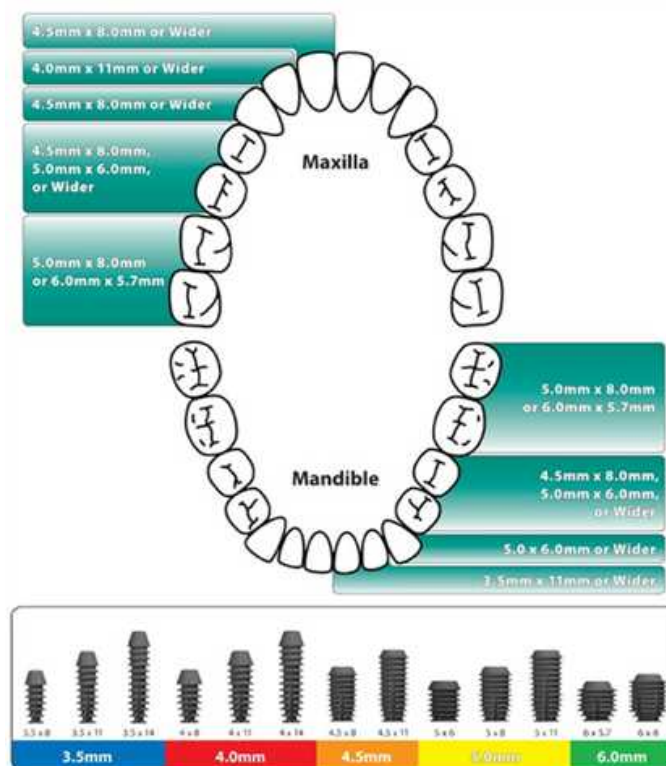


[그림 31. 구성된 치아의 치열궁 생성]

4.2 표준치아 크기 정보 및 임플란트 설계

4.2.1 치아별 임플란트 기준

임플란트의 사전적 의미는 상실된 인체조직을 회복시켜 주는 대체물을 의미하지만 치과에서는 주로 인공치아 이식을 의미한다. 상실된 치아의 치근을 대신할 수 있도록, 인체 거부 반응이 없는 Titanium으로 만들어진 인공치근을 이가 빠져나간 치조골에 심어 유착시킨 후 인공치아를 고정시켜 치아의 원래 기능을 회복하도록 하는 첨단 기술을 의미하며, 1951년 스웨덴의 정형외과 의사 브레네막에 의해 턱뼈에 Titanium 나사못을 박는 신 개념의 골융합 (Osteointegration) 원리를 소개하고 정립되었다[26]. 이는 치아가 상실된 부위에 순수 Titanium 으로 만든 인공의 치근을 턱뼈에 외과적 수술로 식립하여 그 위에 새로운 치아의 머리를 만들어주는 방법이다.



[그림 32. Straumann Implant 설계 방식]

이는 환자의 치아가 상실되기 이전의 상태로 회복시켜 줌으로써 저작기능과 발음기능 그리고 심미성이 향상되고, 주위 건강한 치아를 삭제할 필요가 없는 치아 재건의 한 방법으로써 널리 활용되었다. 임플란트의 최대 장점은 무엇보다도 인접치아를 손상시키지 않고 시술하므로 다른 치아를 보호한다는 점을 들 수 있으며, 또한 매립되어 고정되어 있으므로 건강한 자연치에 필적하는 강력한 저작력 회복을 가능케 한다는 장점이 있다.

이러한 임플란트 시술에서 가장 중요한 것은 첫째, 임플란트 시술 후 임플란트와 치주골과의 융합이 좋아야 하며, 둘째, 첫 번째 임플란트 이식 후 치주 골과의 융합을 확인한 후 골막하에 완전히 묻힌 임플란트에 인조 치아를 고정하기 위하여 임플란트 상부 노출을 위한 이차 시술을 하기에 용이하여야 한다. 셋째, 완전한 임플란트 시술 후 저작 시 임플란트와 주위 치주골에 분산되는 응력이 최소로 발생하도록 임플란트가 설계되어야 한다는 점이다[26]. 임플란트 fixture 선정과 식립자세 결정에는 성별, 연령, 보철물 장착여부, 임플란트 보철 계획 등이 함께 고려되어 결정된다. 환자에 알맞은 임플란트 선정을 위해서는 악골 절단면의 수직적, 수평적 측정치에 의거한 주위 조직의 응력분포에 따라 임플란트 종류 및 길이가 선정되는데 일반적으로 임플란트 최소길이는 10mm 로 더 짧은 길이의 임플란트는 더 높은 실패율을 나타내고 있다. 따라서 해부학적 구조물이 허용하는 범위 내에서 길이가 긴 임플란트 fixture 가 선호되고 있으며, 길이가 충분하지 않는 경우에는 직경이 큰 임플란트 Fixture가 일반적으로 선택되고 있다. 알려진 역학 조사에 기초하면 무치악 segment의 평균 임플란트 site dimension은 3.8mm (여성 상악 구치부)에서 26.8mm (남성 하악 전치부) 사이의 분포에 있으며, 최소 5mm의 site dimension이 요구되며, 너무 긴 임플란트는 상악의 경우 천공, 하악의 경우 하치조신경과의 접근이라는 위험요소를 가지고 있으므로 주의하여 선택하여야 한다.

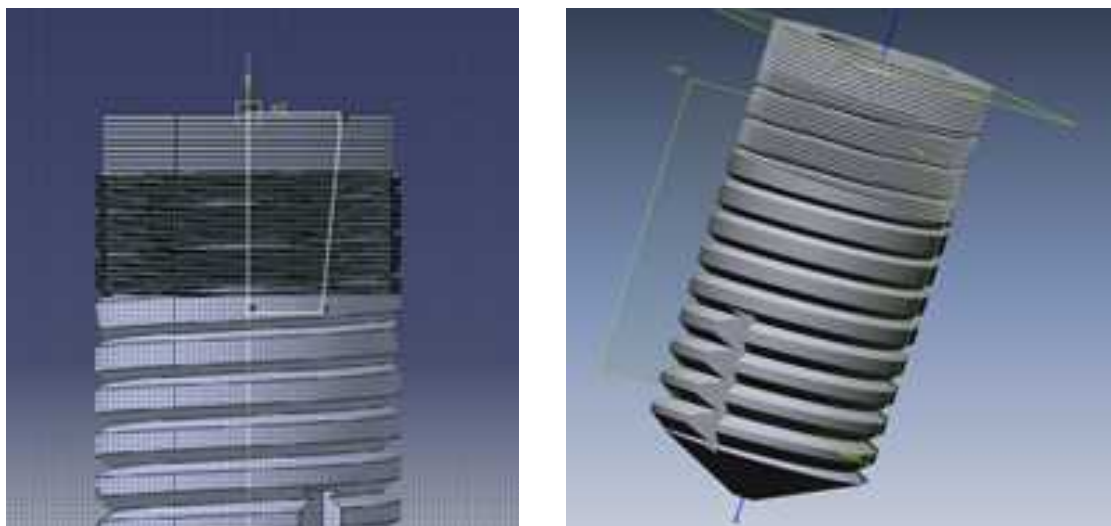
4.2.2 임플란트 직경 및 설계

임플란트는 시술형태에 따라 임상적으로 골내 식립형, 골막하매식형, 골관통형으로 구분되고, 치내 관통형, 점막 하매식형, 골대치형 등이 부가적으로 사용된다. 골내 식립형 임플란트에는 Screw형, blade형, Cylinder형 임플란트가 주로 활용되며, Cr-Co, Carbon, Ceramic, Titanium 등으로 제작하여 독립적으로 매식되거나 자연치에 연결하여 사용되고 있다[27]. 이중 최근에는 Titanium 재료의 특성으로 인해 골과의 융합-일체가 가능하면서 충분한 강도를 가진 인공치의 적합재료로 개발되어 지속적으로 발전되어 왔으며, 주로 TPS, ITI, Core-vent 등의 속이 빈 원주형으로 개발된 것과 브레네막(NobelPharma, 스웨덴), Steri-Oss(Denar, 미국), 3i(Biomet, 미국) 등의 나사형 구조, IMZ, Integral 등의 원주형 임플란트 등이 개발되어 보급되고 있다.

이러한 임플란트의 경우 일반적인 구성은 크게 고정체(Fixture), 지대주(Abutment), 보철고정나사(Prosthetic screw) 그리고 코핑(Coping)으로 나눌 수 있다. 고정체의 경우 골에 대한 결합을 제공하기 위해 골부위로 식립되는 임플란트를 의미하며, 고정체의 구성요소는 지대주 연결부, 다양한 형태와 표면처리를 가지는 본체, 그리고 치근단으로 이루어져 있다. 상세기능을 살펴보면 Internal Taper의 경우 조임효과에 의해 강하게 고정됨에 따라 응력이 효과적으로 분산되고 미소 움직임이 감소하여 지대주의 동요나 풀림이 줄어드는 역할을 가지고 있으며, MicroThread의 경우 초기 고정력을 증가시키고 적절한 교합력 분산으로 치조정에서의 골흡수를 최소화 시키는 역할을 수행한다[27]. Thread Design이라 불리는 나사선의 경우 결합구조, 높이, 표면적 등 필요한 토크의 양에 따라 형태가 달라져야하며 일반적으로 사다리꼴 나사선은 V-thread 에 비해 뼈의 충격이 적다고 알려져 있다

[27]. 또한 다중 나선 구조는 면적을 증가시킴으로써 주위의 분산을 효과적으로 분산시키는 역할을 수행한다. Concave Cutting Edge의 경우 식립 시 발생하는 뼈 부스러기 및 혈액을 효과적으로 저장하는 역할을 기본으로 추후 시술 시 잠재적으로 골류착에 도움을 주는 역할을 수행하며, Taper는 우수한 초기고정력과 고정체의 삽입시간을 감소시키는 역할을 수행한다. 또한 Root Concavity가 있는 경우에도 치근단을 손상시키는 경우가 적어 주로 사용되며, 마무리 역할을 수행하는 Round Apical End의 경우 강락동 거상술시에 상악동 점막을 손상시킬 우려가 적으며, 뼈의 충격을 최소화 하는 역할을 수행한다.

본 논문에서는 국내 임플란트 회사중 가장 큰 장족의 발전을 보이고 있는 오스템임플란트의 GS 시리즈를 기본으로 설정하였으며, 설계에 대한 Parameter 값으로는 아래 표와 같이 국내외 임플란트 제조업체에서 사용하는 크라운대비 임플란트 직경을 활용하였다. 가상치아의 경우 직경을 참조하여 실제 crown 크기의 80%~85%로 설정하였으며, 각각 치아의 특성에 맞는 임플란트 설계가 될 수 있도록 고려하여 설계를 진행하였다.



[그림 33. 임플란트 설계]

[표 6. 치아별 Crown 의 최대지름 및 임플란트 직경]

	Maxilla		Mandible	
	Crown	임플란트 직경	Crown	임플란트 직경
중절치	8.5~9.5	6.5	5.2~6.0	3.5
측절치	6.5~7.5	4.0	5.5~6.5	4.0
견치	7.8~8.4	5.5	6.8~7.3	5.5
제1소구치	7.0~7.5	5.0	7.2~8.0	5.0
제2소구치	6.9~7.5	5.0	7.2~8.0	5.0
제1대구치	10.3~11.3	8.0	11.0~12.0	8.0
제2대구치	9.5~10.5	7.5	10.5~11.5	8.0

임플란트 Fixture의 경우 Internal 형태의 고정방식으로 설계하였으며, Thread의 경우 사다리꼴의 형태로 수평을 기준으로 하여 밑각 30°, 윗각 60° 로 설정하였으며, 사다리꼴의 윗면의 길이는 3mm로써 시술자의 드릴링 시술이 보다 원활히 진행될 수 있도록 하였다. 또한 깊이는 5mm로써 높이 9mm 간격으로 Helix 커브 기반 Boolean 작업을 수행하여 설계하였다. Concave Cutting Edge는 전체 임플란트 길이인 10cm를 기준으로 45° 각도의 삼각형을 통해 높이 4cm에서 셋방향으로 Cutting을 수행하여 보다 골유착에 도움을 줄수 있는 형태로 제작하였다. Microthread의 경우 Internal 고정위치 기준으로 높이 2cm 동안 깊이 0.3mm의 두께로 Helix 커브를 통해 설계를 진행하였다.

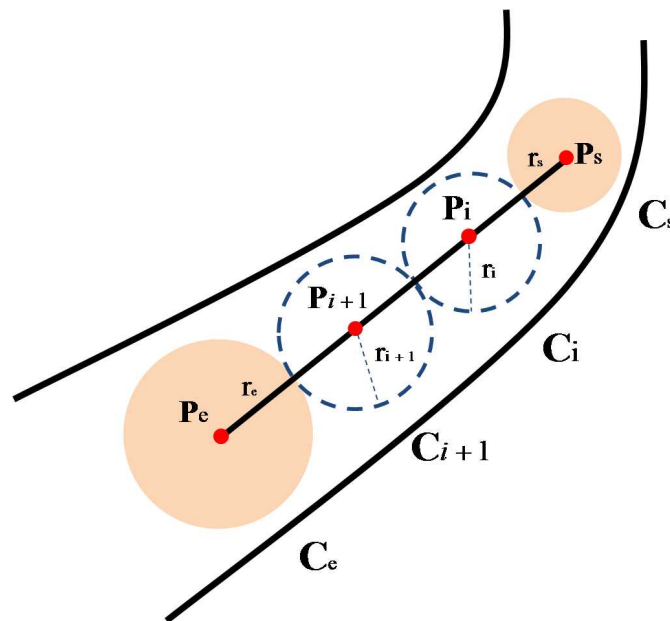
악골에 고정된 Implant Fixture 와 Crown 을 연결해주는 Abutment의 경우 가상치아를 고정하는 역할을 수행하므로 각 부위별로 다르기 때문에 본 논문에서는 제작된 Fixture의 크기에 비례하여 크기를 조절하여 설계를 수행하였다.

5 장 임플란트 식립 계획 수립 및 유한요소분석을 통한 검증

5.1 임플란트 식립계획 수립

5.1.1 가중치 기반 식립위치 결정 알고리즘

본 연구에서 구축된 기하학적 정보를 기초로 식립위치를 결정하기 위하여 시술전 이미 교정이 진행된 상태이거나 발치된지 얼마 되지 않아 주변치아의 상태가 원활하다는 가정으로 작업을 수행하였다. 따라서 식립될 임플란트는 주변 치아의 근사 원기둥과 신경관 사이에 존재하여야 하며, 악골 3D 메쉬의 측면을 벗어나지 않아야 한다. 또한 본 연구에서는 식립 부위의 양쪽에 위치한 주변 치아들의 최소포함 원기둥의 윗면 중심점들을 서로 Interpolation curve로 연결한 후 이를 치아가 위치하고 있다는 치열궁으로 가정하였으므로 해당 곡선 상에 식립 기준점이 존재한다고 가정하였다.



[그림 34. 다중 임플란트 식립 계획 수립]

그림에서와 같이 n 개의 치아 임플란트를 식립할 경우 양끝 기준 원기둥 C_s 과 C_e 의 윗면 중심점은 \mathbf{p}_s 과 \mathbf{p}_e 이며, i 번째 식립위치 기준 점 \mathbf{p}_i 는 다음과 같이 나타낸다.

$$\mathbf{p}_i = (1 - \alpha_i)\mathbf{p}_s + \alpha_i\mathbf{p}_e \quad (i = 1, \dots, n) \quad (1)$$

원기둥 C_s 의 반지름이 r_s , 원기둥 C_e 의 반지름이 r_e 이고, 기준점 \mathbf{p}_i 는 반지름 r_i 인 원기둥 C_i 의 윗면 중심점이다. 반지름 r_i 는 임플란트 최대 식립 반경을 의미하며, $r_i = k_i r$ 로 정의된다. 여기서 k_i 는 표준치아 배열 및 크기 정보를 통해 얻어진 식립 위치에 따른 치아 크기에 관한 비율을 의미하며, r 은 평균치아 크기를 의미하는데, 다음과 같이 구해진다.

$$r = \frac{l - r_s - r_e}{2 \sum_{i=1}^n k_i} \quad (2)$$

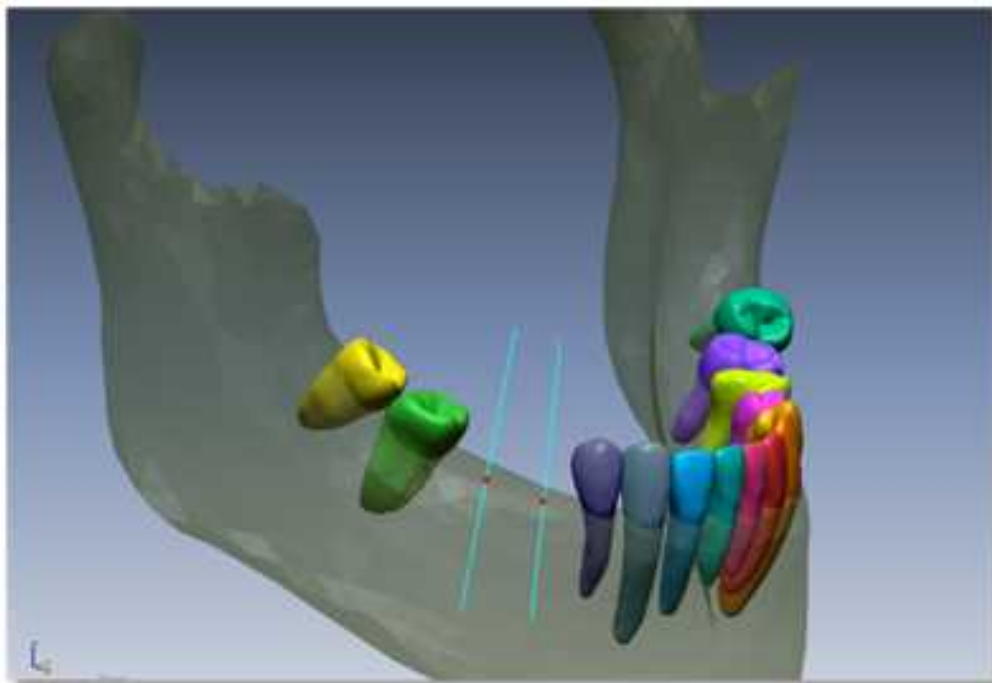
그리고, i 번째 식립위치 기준점 \mathbf{p}_i 를 구하기 위해 이용되는 가중치 α_i 는 다음과 같이 계산된다.

$$\alpha_i = \frac{l - \left(r_s + k_i r + 2r \sum_{j=1}^{i-1} k_j \right)}{l} \quad (i = 1, \dots, n) \quad (3)$$

임플란트 식립 기준점 \mathbf{p}_i 는 주변 치아의 원기둥 반경과 표준 치아

배열 및 크기를 고려한 가중치 평균점을 의미한다. 임플란트 시술에서는 임플란트 픽스처(fixture) 위에 지대주(abutment)와 보철물(crown)을 결합하여 인공치아를 완성하는데, 이러한 기준점 C_i 는 인공치아의 근사 원기둥의 윗면 중심점이 된다.

5.1.2 임플란트 식립 위치 및 방향 설정

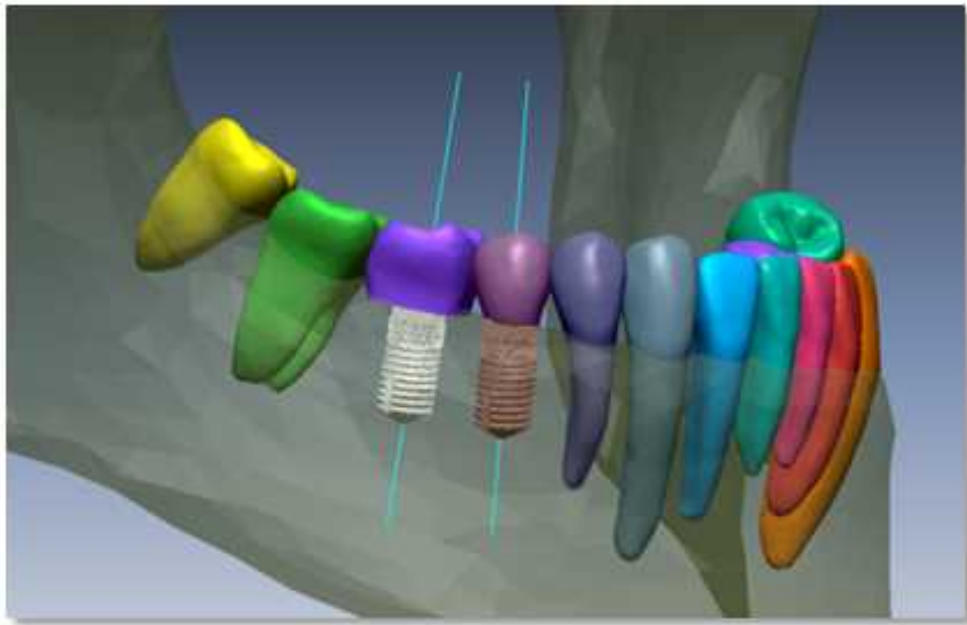


[그림 35. 임플란트 식립 방향 및 Fixture 윗면 중심점]

임플란트는 일반적으로 저작력 및 응력 분포가 고려된 상황에서 악골 방향에 따라 식립된다. 또한 저작력 및 응력은 주변치아와 밀접한 연관성이 있다[5]. 4.3.1절에서 소개된 알고리즘을 통해 얻어진 가중치 α_i 값과 데이터베이스에서 구축된 k_i 을 고려한 주변치아 주성분 방향의 평균값을 계산하여 Fig. 4에서와 같이 임플란트가 식립될 방향 N_i 을 결정한다.

이 후, 기준점 C_i 를 지나고 식립 방향과 나란한 직선을 이용하여 악

골 3D 모델과의 교차점을 구하여 이 점을 임플란트 식립 기준점 Q_i 이라고 하며, 시술 시 드릴링의 시작점이 된다. 기준점 Q_i 는 임플란트 픽스처의 윗점 중심점이 되고, 기준점 C_i 와 Q_i 사이에 지대주(abutment)와 보철물(crown)이 위치한다.



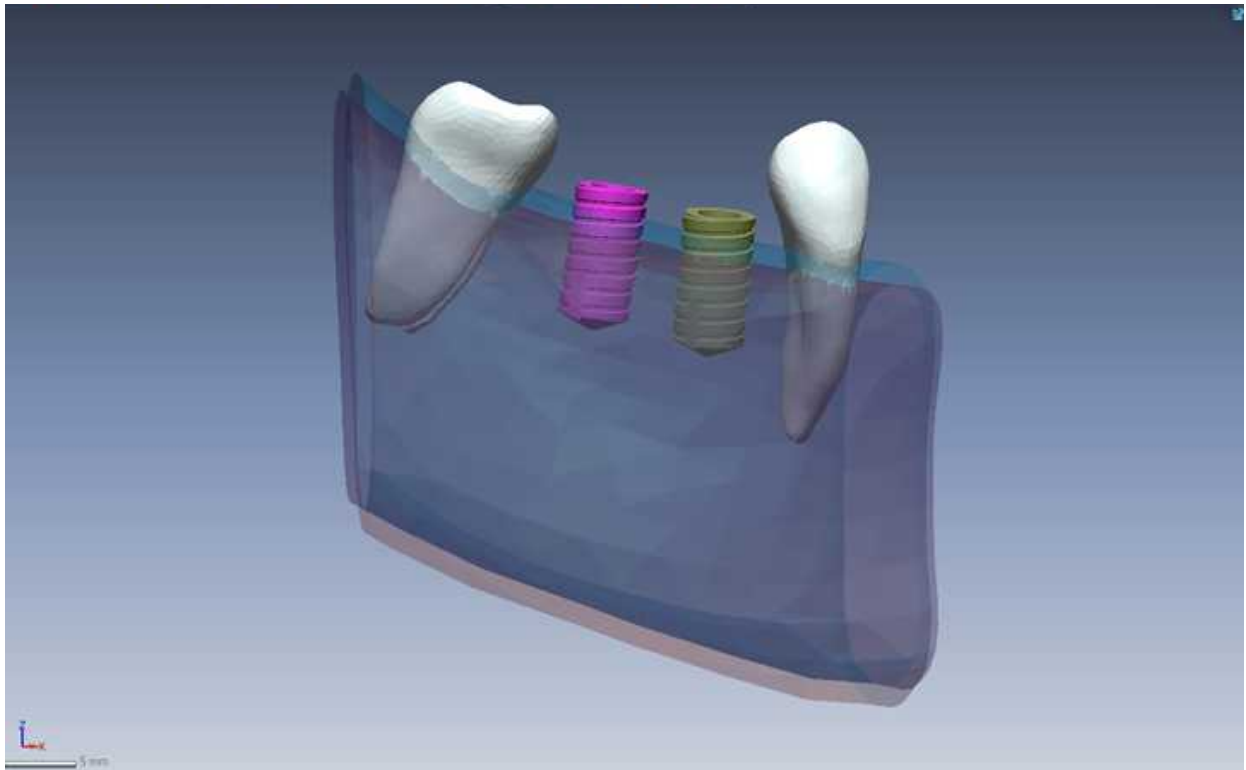
[그림 36. 가상 임플란트 식립]

5.2 유한요소분석을 통한 검증

5.2.1 유한요소 모델 설계

최근 임플란트의 생체역학적인 응력분석 연구는 인체의 구강 내에서 직접 시행하기에 어려움이 있으므로 공학적인 개념을 응용한 간접 측정방법인 유한요소분석방법이 많이 이용되어 지고 있다. 이는 실험 구조체에 외부 하중이 가해지면 구조체는 내부 변형이 일어나며, 이에 대한 평형을 이루는 내부 응력이 발생하는데 이러한 외력에 대한 구조체의 변형과 응력분포를 구하기 위해 구조물을 유한개의 요소로 분할하여 수치적으로 해석을 구하는

방법으로 주로 활용되고 있다. 이는 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 포함하여 결과로 발생하는 응력의 크기와 방향 그리고 변위를 분석할 수 있어 생체에서의 응력분포를 가장 유사하게 재현할 수 있는 장점을 가지고 있다. 또한 시간적 비용적 투입이 요구되는 생체 내의 변위, 응력 등의 실물적 실험의 경우를 보다 손쉽게 반복적으로 해결할 수 있다는 장점으로 인해 치과학에서도 이미 보편적인 연구법으로 활용되고 있으며, 주로 보철학 및 임플란트 연구법으로 많이 사용되고 있다.



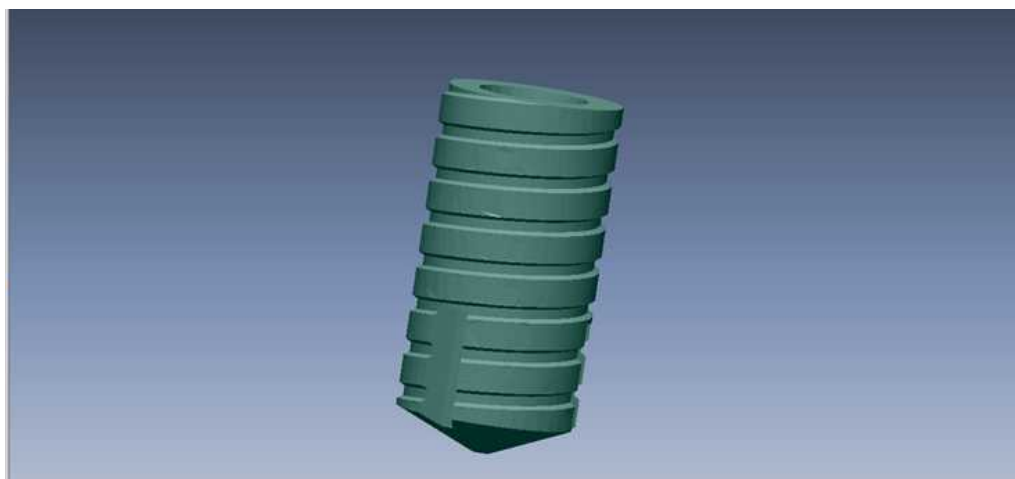
[그림 37. 유한요소모델 적용 모델 설계]

본 논문에서의 유한요소분석의 모형은 하악 제 1소구치와 제 2소구치 부위에 각각 임플란트를 식립하여 수복하는 것으로 가정하여 진행하였으며, 이를 위해 부위에 해당하는 피질골(cortical bone)의 두께는 1.5mm로 가정

하였으며, 피질골 내부에는 해면골(Sponge bone) 으로 채워져있다는 가정 하에 공학해석을 진행하였다. 또한 각 피질골과 해면골은 모형의 단순화를 위해 골모형에 균질성, 등방성, 선형탄성을 부여하였다.

또한 유한요소분석의 모형은 하악 소구치 부위에 임플란트를 식립하여 단일치로 수복하는 것을 가정하였다. 피질골(cortical bone)의 두께는 1.5mm로 가정하였으며, 각 피질골과 해면골은 모형의 단순화를 위해 골모형에 균질성, 등방성, 선형탄성을 부여하였다.

임플란트는 기존의 Osstem Implant의 GS 시리즈에 근거하여 직경 4.0mm, 길이 10.0mm의 임플란트를 설계하였으며, 나사선 및 표면 처리에 대한 변수는 부여하지 않았다. 또한 지대주(abutment)는 나사고정형으로 설계되었으나 본 실험이 악골과 임플란트에서의 응력 분산을 보고자 하므로 모형의 단순화를 위해 픽스처와 지대주를 잇는 나사를 제거하여 Bonding 경계조건을 통해 고정되어 있다고 가정하였다. 또한 지대주의 경우 Gold, Titanium, Ceramic 등 각종 재료 및 물성치가 다르므로 본 논문에서는 임플란트와 같은 재질 정보를 가지고 있다고 가정하였으며, 모델링된 임플란트의 식립 깊이는 잇몸(gingival) 모델이 제거된 상황임을 고려하여 임플란트의 상부(head) 부위를 하악골 기준점 Q에서 1mm 가량 위로 위치시켰다.



(a) Implant Fixture



(b) Abutment



(c) Assembly

[그림 38. 유한요소분석 적용 Fixture 및 Abutment]

5.2.2. 경계조건 및 Material 정보

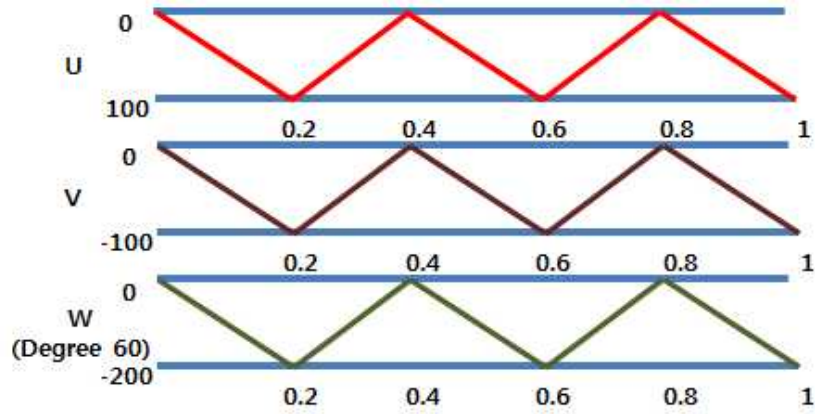
임상실험에서는 골의 경우 20~30% 내외의 유기질 성분을 포함한 점탄성, 비선형적인 물성을 가지게 되며, 골 재형성과정의 영향을 받는 임플란트 주위의 골조직의 경우 비등방성 특성을 가지는 것으로 알려져 있다[28]. 그러나 환자의 특성에 따른 골의 물성에 대한 실험적 측정이 불가능 하고, 경우에 따라 값의 차이가 다르므로 골의 물성치 데이터는 기존 선행연구를 참고하여 활용하였다. 또한 임플란트 Fixture 및 Abutment의 경우 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(Homogeneity), 재료의 특성 및 역학적 거동이 X,Y,Z 3방향으로 동일하다는 등방성(Isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형 탄성(Linear elasticity)을 가진다고 가정하였다. 본 실험에서 가정된 물성은 기존 선행연구를 참고하였으며, 표 8 에 정리하였다[29]. 이때 재생된 골의 물성 역시 선행연구를 참고하여 해면골의 물성과 동일하다고 가정하였다.

[표 7. 해당모델별 물성치]

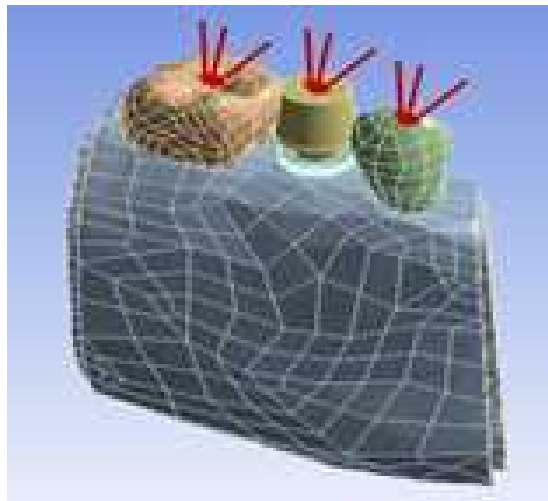
	Young's modulus(Gpa)	Poisson's ratio
Abutment	105.0	0.30
Implant	105.0	0.30
Teeth (Enamel)	20.0	0.33
Cortical bone	14.0	0.30
Trabecular bone	1.5	0.45

경계조건으로는 주변치아는 흔들리지 않는다는 가정하에 우측 하악 전치 부위 전방과 하악 제 1대구치 부위 후방에 X,Y,Z 세 방향 변위고정을 설정하였다. 마찬가지로 임플란트 Fixture의 경우는 골과 완전히 융합된 것으로 가정하고 하악동의 양쪽 모서리 절단면 부분을 U_x , U_y , U_z 방향으로 모두 구속을 설정하였다. 하중으로는 사람의 저작력을 고려한 대안으로써 수직하중(보철물 교합면 중앙) 100N, 협설 방향의 수평하중(보철물 협면* 중앙) 100N, 그리고 협측 60°경사 하중(협측 교두* 중앙) 200N의 힘을 각각 가하도록 설정하였으며, 저작에 따른 특성을 고려하기 위하여 힘을 주는 Step의 정도를 1초에 세 번 저작이 이루어진다는 가정하에 그림과 같이 조절하였다. 사용된 구강모델과 치아모델, 크라운(crown) 모델은 STL 파일 포맷의 메쉬 모델이므로 이를 솔리드 모델로 전환시키기 위하여 Mimics 14.0(Materialise, Belgium)을 이용하여 STEP 파일로 변환하였으며, 또한 임플란트 및 abutment의 제작은 Catia V5R18을 이용하였다, 응력해석을 위해서는 Ansys 13.0을 이용하였으며, 분석에 사용된 모델에서는 제안된 방향에 따라 임플란트와 지대주를 이동시켜 분석하였다. 비교 모델에서는 하

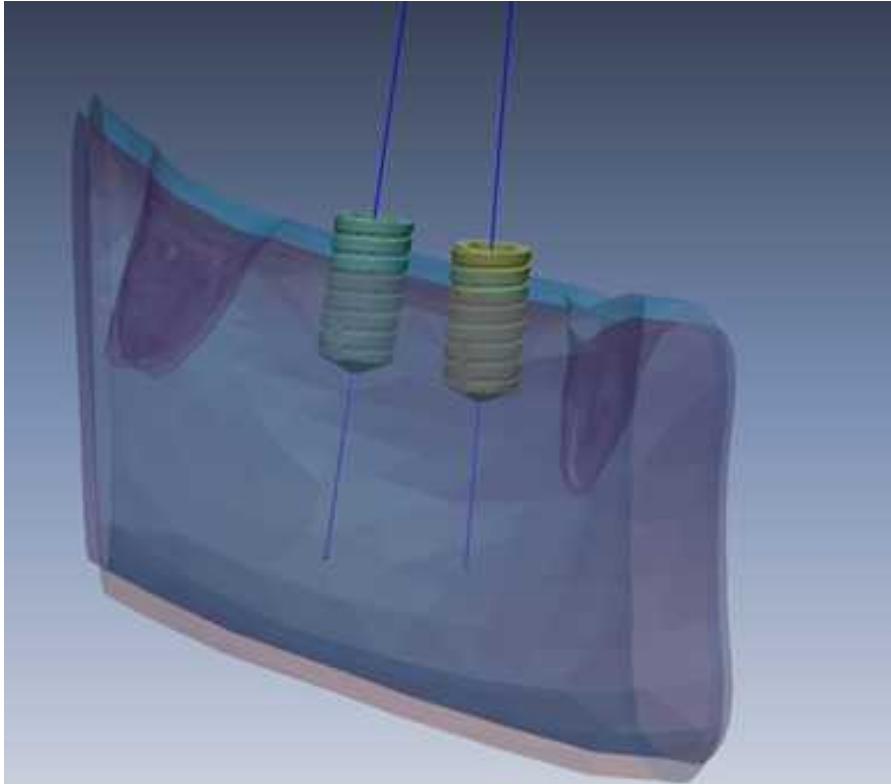
악골 평면을 기준으로 수직방향으로 식립하는 것으로 하여 일반적인 형태를 대변하였다.



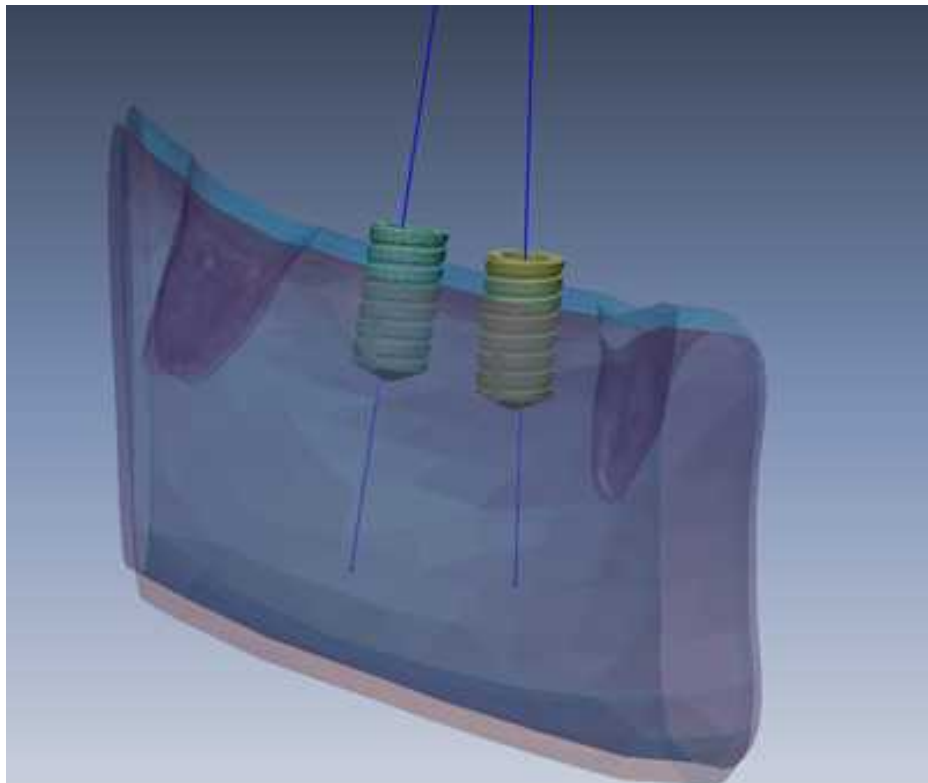
[그림 39. 저작력을 적용하기 위한 Time Step]



[그림 40. 해석을 위한 Boundary Condition]



(a) 제안된 알고리즘 적용 모델

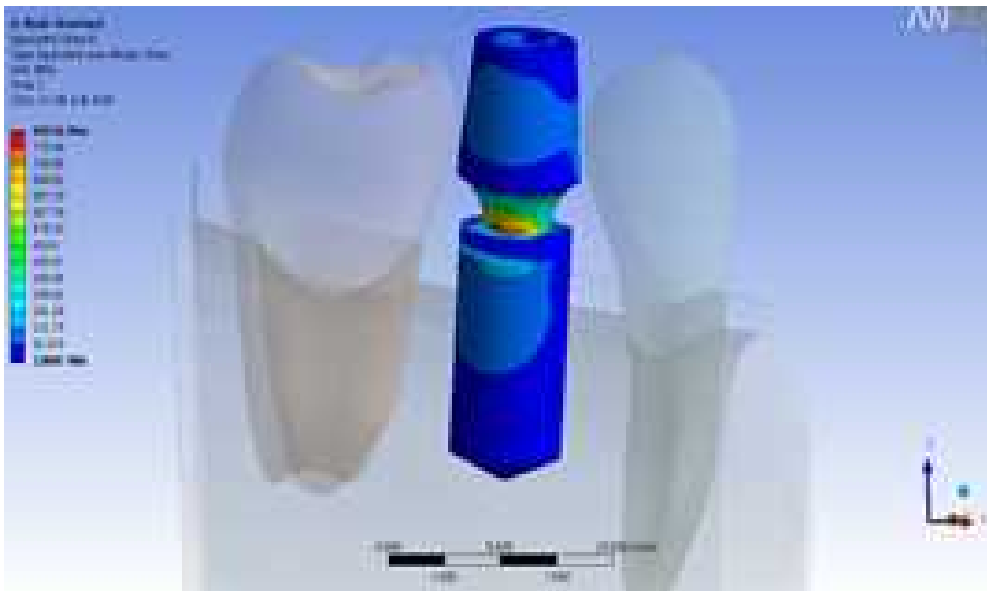


(b) 비교 모델 (치약과 수직적용)

[그림 41. 상호비교를 위한 비교모델]

5.2.3 해석 결과 및 분석

모든 모형에서 최대 응력은 임플란트와 지대주가 접촉하는 부위에서 발생하였으며, 수직력을 가했을 경우에는 악골의 수평흡수 증가에 따라 최대응력이 증가하지 않았으나 측방력이 가해졌을 때는 수평 골흡수의 정도에 따라 악골에 발생하는 응력이 증가하는 것을 볼 수 있었다.

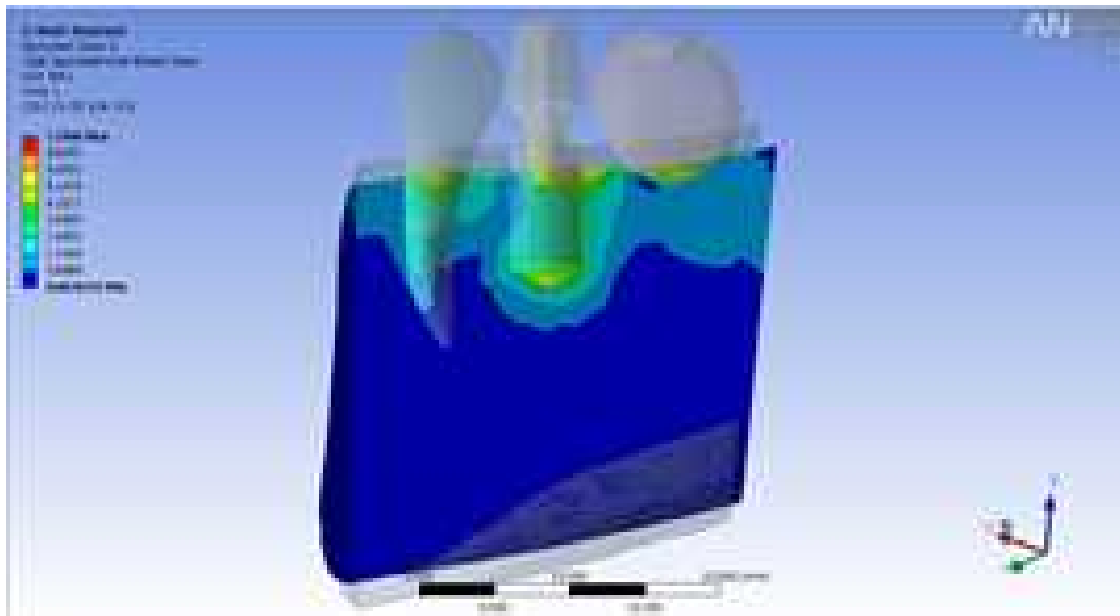


[그림 42. 알고리즘 적용 모델의 Maximum Stress]

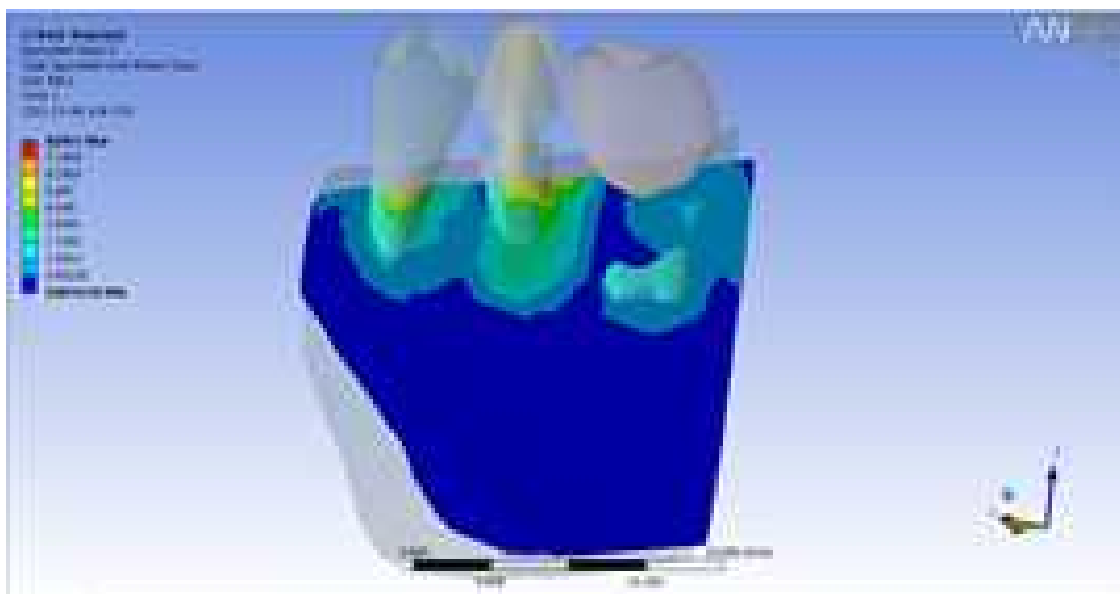


[그림 43. 비교 모델의 Maximum Stress]

그러나 악골 전체에서 얻어진 응력 분포를 분석한 결과로는 제안된 방법의 경우 주변에 응력이 넓게 골고루 분포하는 것을 볼 수 있었으나 비교 모델의 경우 피질골 상부에서 깊이 방향으로 진행하면서 응력의 분산형태가 임플란트의 반대 방향으로 몰리는 경향을 보였다.



[그림 44. 알고리즘 적용 모델의 유한요소 분석 결과]



[그림 45. 비교 모델의 유한요소 분석 결과]

[표 8. 유한요소분석 결과]

Stress	제안된 모델	비교 모델
Abutment	380Mpa	410Mpa
Implant	830Mpa	885Mpa
Teeth (Enamel)	227Mpa	227Mpa
Cortical bone	149Mpa	152Mpa
Trabecular bone	78Mpa	80Mpa

또한 최대응력을 가지는 임플란트와 악골의 절점에서의 최대 응력은 제안방안의 경우 830Mpa이나, 수직으로 식립된 대조군의 경우 885Mpa로 나타났다. 이는 수직으로 식립된 대조군이 제안방안보다 집중적으로 하중이 악골에 전달되어 이 후 피로응력 및 파괴하중에 영향을 주게 됨을 알 수 있었다.

제 6 장 임플란트 식립보조도구의 3D 모델 생성 방안

6.1. 식립보조도구의 Type 및 특성

오늘날 임플란트 시술 후 부작용으로는 보철문제가 전체의 30.7%, 이식 실패가 24.3% 로 나타났으며, 감각이상 경험도 20%로 나타났다. 이러한 부작용은 시술적 임플란트 시술 계획과 실제 드릴링 작업과의 차이로 일어나는 현상이 대부분이며, 최근 이를 보완하기 위해 임플란트 식립보조도구에 대한 연구가 지속적으로 이루어 지고 있다. 치아 임플란트 식립 보조도구는 임플란트 식립의 정확한 참고점을 제공함으로써 시술자가 스트레스를 덜 받을 수 있으며, 보조도구를 사용하는 것이 사용하지 않는 것보다 정확한 위치와 방향에 식립할 수 있다[30].



[그림 46. Surgical Stents의 적용]

Surgical stents를 제작하는 일반적인 방법은 인접치아와의 일정한 간격 그리고 교합에 저항 할 수 있는 치아 장축과 같은 path 그리고 식립할 부위의 bone과 width를 예측하여 헵, 설측으로 치우치지 않도록 제작하는 것이다. 이론적으로는 인접치와의 사이에 공존해야하는 최소한의 bone 두께가 2mm 이상이어야 bone 흡수가 일어나지 않는다[31]. 만약 2mm 이하일 경우에는 drilling에 의한 충격이나 열발생에 의한 자극으로 bone 흡수가 일어

날 가능성이 많아지며 간격이 너무 넓어질 경우 크라운의 사이즈가 필요 이상으로 커지게 되어 저작 시 충격을 받는 면적이 넓어져 장기적으로 임플란트 수명이 짧아질 수 있고 치은 쪽 음식물 유착이 일어나 perio 관리도 어려워진다[51]. 예를 들어 식립 부위의 width가 4.3 이라 가정하였을 때 stents의 가상 치아 위치 간격은 8mm~10mm 정도가 적당하며, wire 길이는 bone-depth를 실제에 가깝도록 파노라마이미지에서 측정할 수 있도록 1cm 길이로 가능한 정확하게 자르는 게 좋다고 알려져 있다[31].

하지만 실제 상용적으로 시술용 보조도구를 제작하고 있는 몇몇 기업에서는 철저히 제작하는 과정 및 기술을 비공개에 부치고 있으며, 국내에 식립보조도구를 제작하기 위해서는 국내의 임플란트 전문기업의 Toolkit을 사용하여야 하는 등 기술에 대한 제약사항이 많은 실정이다.

Surgical stents 는 고정방식에 따라 크게 세 가지 종류로 나뉘어진다.[32].



[그림 47. Bone-supported Surgical Stents]

뼈에 고정시키는 방식인 Bone-supported 방식은 식립부위의 치은을 절개한 후 환자의 뼈에 고정시키는 방식으로써 Straumann 등의 임플란트 시술용 툴킷의 사용시 주로 활용된다. 또한 골밀도가 좋지 않거나 악골에 이상이 있는 경우 시술시에 활용하였던 인공 골조직과의 Integration을 확인하

기 위하여 활용되나, 치은을 절개하여 환자에게 불편함을 줄 수 있으며 추후 실밥제거와 같은 2차시술이 필요하므로 최근에는 주로 활용되지 않는다.



[그림 48. Mucosa-Supported Surgical Stents]

치은을 미니임플란트 등을 이용하여 고정시키는 Mucosa-Supported 방식은 절개가 불필요하므로 최소한의 자상을 통해 식립이 가능하다는 장점으로 인해 외국의 기업인 Nobel Biocare, Materialise 사에서 주로 활용하는 방식이다. 하지만 골의 상태를 CT에 의존하여야 한다는 문제점으로 인해 Dental CT 기기와 더불어 함께 판매된다.



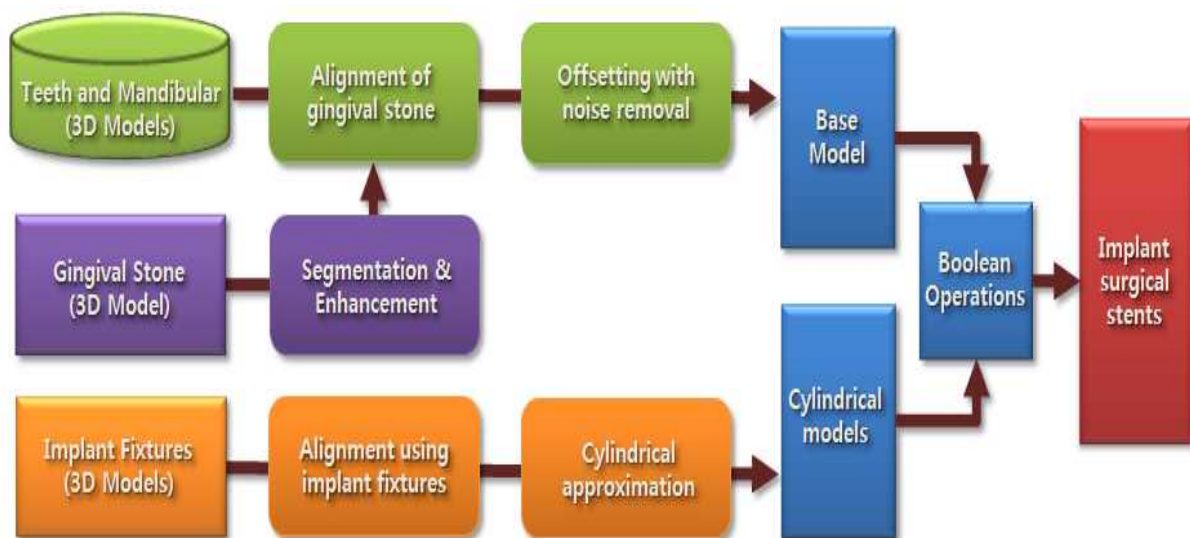
[그림 49. Tooth-Supported Surgical Stents]

식립부위 주변치아에 고정시키는 방식인 Tooth-Supported 방식은 절개가 불필요하고 미니임플란트 시술이 없이도 고정할 수 있는 방법으로 가장

정확한 방식이라 할 수 있다. 하지만 주변치아가 없거나 무치악 환자의 경우 사용이 불가하다는 단점으로 인해 주로 Bone-Supported 방식과 혼합하여 활용한다.

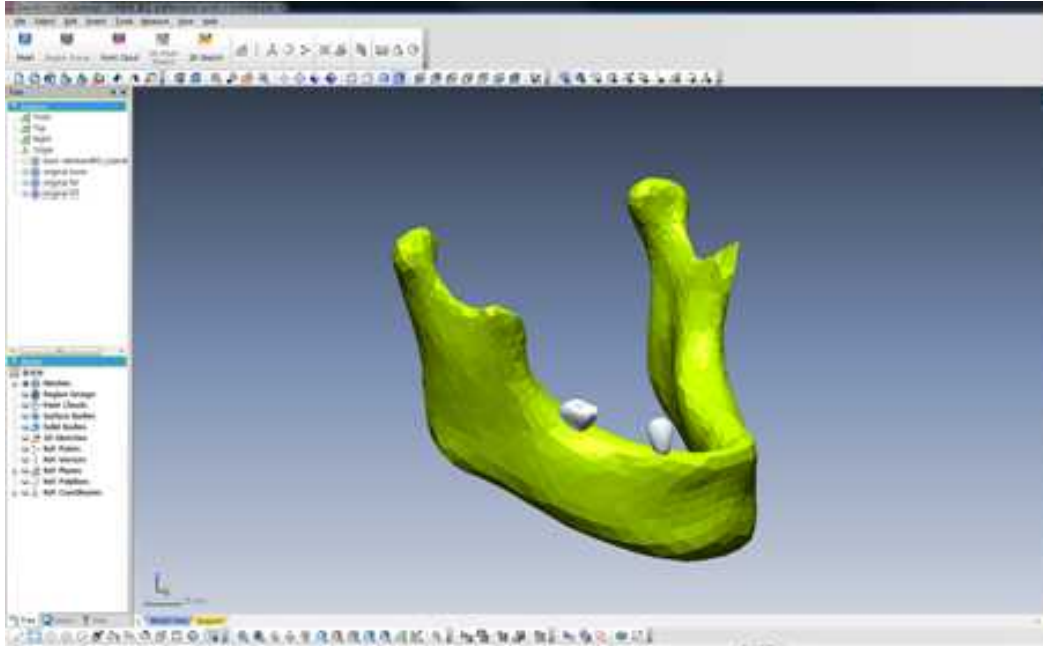
6.2. 식립보조도구 생성방안

본 연구에서 활용되는 Surgical stents는 주변치아가 있다는 가정 하에 식립계획을 진행하였으므로 Bone-Supported 방식과 Tooth-supported 방식을 혼합하는 방식을 이용하였으며, 아래와 같은 방안을 통해 Stents 제작 방안을 제안하였다.



[그림 50. Implant Surgical Stents 제작 방안]

첫 번째, 일반 치과용 Conbeam CT로는 혀 및 보철물 등의 문제로 인해 환자의 잇몸에 대한 정보를 획득하기 어려우므로 구강 스캐너 및 석고모델을 활용한 3D 스캔 등의 작업을 통하여 환자의 구강 구조에 대한 정확한 정보를 획득하여 치아 및 잇몸에 대한 상세 정보를 획득한다.



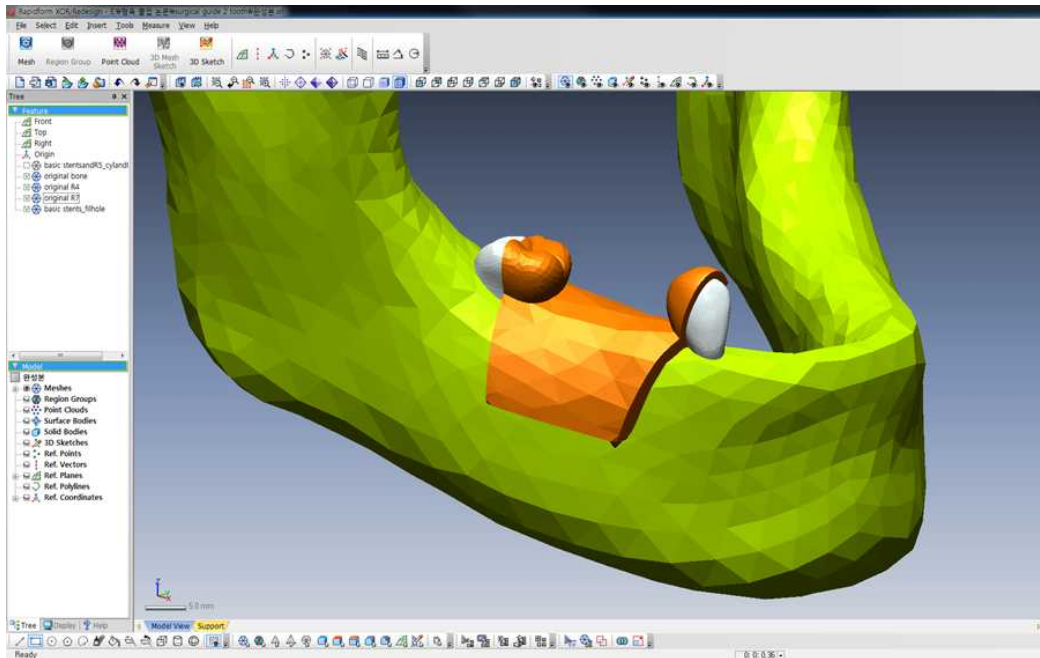
[그림 51. 환자의 구강구조 획득]

두 번째, 시스템에서 구성된 약골 모델 및 치아 모델과 더불어 신경관 모델을 시각화하여 구축된 환자의 구강구조 모델과 정합하는 작업을 거친다. 각 3차원 모델 간의 일치하는 특징점을 활용한 정합방식을 취하며, 치아의 상단측면 점을 기준으로 정합을 실시한다. 또한 구축된 정합모델은 기존모델을 변형하여 진행되어 Fillhole 등의 CAD Edit 작업을 통해 불량 Mesh를 제거한다.

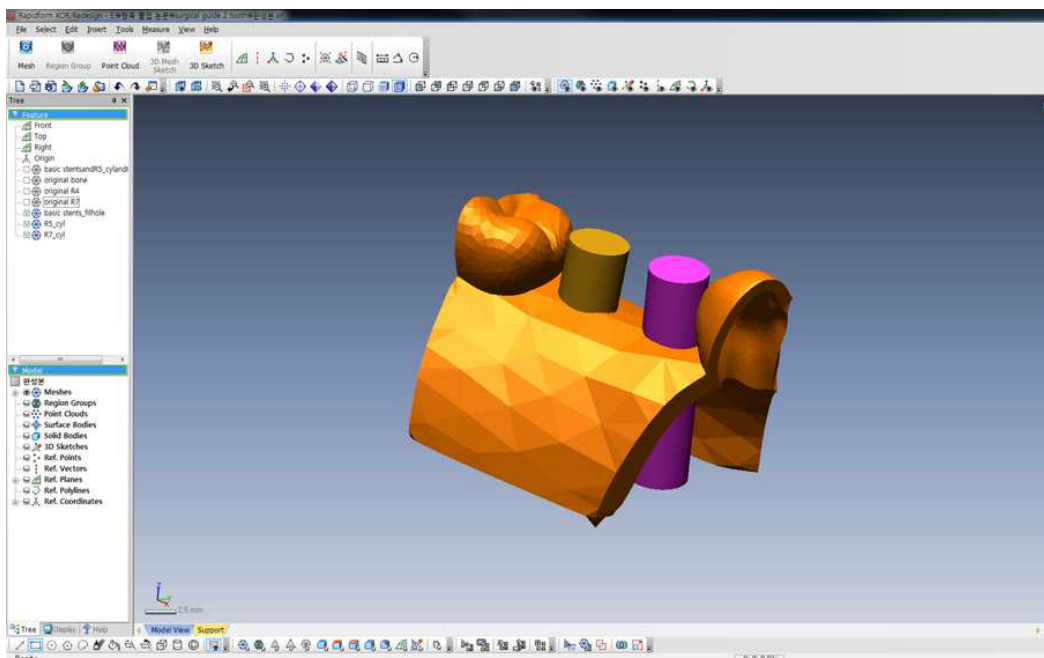
세 번째, 구축된 구강구조모델을 기초로 식립보조도구의 특성에 맞도록 Offset 작업을 수행하여 Stents의 base 모델을 제작한다. 본 논문에서는 Gigival + Teeth 고정형 모델을 활용하므로 아래 그림과 같이 2mm 가량의 두께를 가진 stents base 모델을 제작하였으며, 환부 주위를 제외한 불필요한 부분을 제거하였다.

네 번째, 구성된 시스템에서 획득한 환자의 식립좌표 및 방향을 벡터로 표현한 후 이를 Fixture의 크기 및 지름에 알맞은 Cylinder 형태의 가상 Fixture를 제작한다. 이는 Fixture를 이동시킬 임플란트 식립용 드릴의 이동

경로를 나타내며, 정확한 깊이와 위치에 식립작업이 이루어져야 하므로 Fixture의 길이는 시술용 보조도구의 두께에 유의하여 계산되어야 한다.

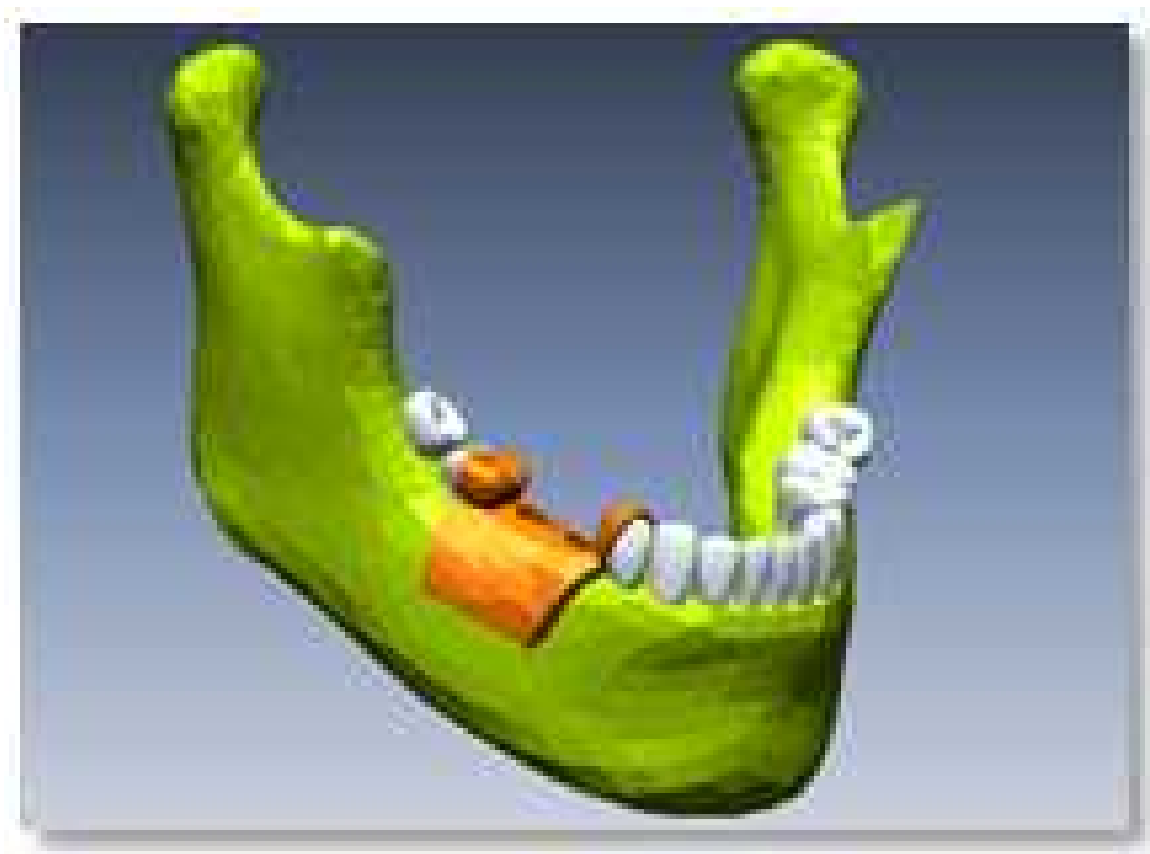


[그림 52. Stents base 모델 생성]



[그림 53. 적용알고리즘에 따른 실린더 모델 생성]

다섯 번째, 세 번째에서 구축된 Stents base 모델과 네 번째 단계에서 구축된 Cylinder 모델의 boolean 작업 및 Editing 작업을 통해 치과 임플란트용 Surgical Stent의 3D 모델이 구축된다. 3D 프린팅 및 CAM 장비를 통해 실제 활용할 수 있는 식립보조도구를 제작한다. 추후 드릴링 작업시 마찰열이나 충격으로 인한 마모 방지를 위해 반지형태의 Stainless를 끼워 넣는 것으로 작업이 마무리 된다.



[그림 54. 구축된 Surgical stents 모델]

제 7 장 결론 및 토의

최근 임플란트 시술 산업은 2009년부터 2012년까지 시술건수에 있어 연평균성장률은 24%로 기록되었으며, 앞으로도 경제성장, 복지수준의 향상, 고령인구의 증가 등의 이유로 매년 17%의 성장세를 예상하고 있는 중요한 치과 의료산업분야 중 하나이다. 그러나 현재 임플란트 시술의 성공률은 약 92% 정도로 알려져 있으며, 실패의 주된 원인으로 식립계획의 오류로 인한 임플란트 식립 자세 및 Fixture의 선정, 식립계획과 다른 드릴링 시술등의 불량인 큰 비중을 차지한다. 본 연구에서는 이와 같은 임플란트 식립계획에 대한 오류를 줄이기 위한 노력의 일환으로 “치아의 기하학적 특성을 이용한

3D 치과 임플란트 시술 계획 수립 방안 연구”를 소개하였다. 제시된 방안을 통해 시술자는 치과에서 주로 사용되는 CBCT 를 대상으로 획득된 의료영상 기반의 3차원 생성을 통해 획득된 모델을 기초로 잔존해 있는 치아의 특성을 활용하여 3D모델 기반 기하처리를 이용한 치아 임플란트 식립 계획 방안을 진행할 수 있으며, 이를 통해 보다 간단하고 객관적인 식립계획을 세울 수 있다. 또한 얻어진 식립계획 정보를 바탕으로 유한요소분석을 통해 함께 적합성을 확인할 수 있으며, 이와 함께 가상 식립 보조장치를 제작하는 방안을 함께 제시하므로 시간 및 비용에 대한 제약이 없는 정확한 드릴링을 통해 기존 임플란트 시술보다 높은 성공률을 기대할 수 있을 것이라 예상된다.

또한 제시된 방안을 통해 얻어진 정보는 식립 보조도구를 이용한 치아 임플란트 시술의 교육용 시뮬레이션 콘텐츠 분야에 접목되어 시술에 대한 기존 치아 임플란트 시술 교육 시스템에 비해 식립계획 수립 과정을 배우는 학생들에게 폭 넓게 활용될 수 있으리라 사료되며, 나아가 충분한 검증과 데이터베이스가 구축된 이후에는 임플란트 시술을 위해 필수적인 임플란트

식립 계획 수립에 유용한 도구로 활용될 것이라고 기대한다.

추후 연구로서 악골 및 치열의 형태를 고려하여 완전 무치악 환자처럼 주변 치아가 존재하지 않는 경우에 식립 위치와 방향을 계산하는 방안을 연구하고자 하며, 현재 구축된 시스템의 통합 환경 구축을 통해 가상 임플란트 기술 시뮬레이션으로 활용될 수 있도록 연구를 진행하고자 한다. 또한 궁극적으로는 연구 결과를 실제 치아 임플란트 기술 과정에 적용시켜 제안된 방안의 유용성을 입증하고자 한다.

참 고 문 헌

1. Straumann, "2011 full-year results", Analysts' & Media Conference Call, Feb, 2012
2. 김지원, 박순만, "KHDI 의료기기 품목 시장 리포트 - 치과용임플란트", 한국보건산업진흥원, Vol. 15, Jul, 2013
3. "의료자원 통계 핸드북", 한국보건산업진흥원, 자체-보건의료, Feb, 2012
4. Engelke, W. "Hille R." Ryguschick U," Die Optimierung des Langzeiterfolges aus chirurgischer und prothetischer Sicht", Implantologie Journal, 1998
5. Dentscan, <http://www3.gehealthcare.com/products/applications/dentscan>
6. Toothpix, <http://drgstoothpix.com/>
7. Ondemand, <https://www.ondemand3d.com/>
8. Infinitt, <http://www.infinitt.co.kr/>
9. Roberto Calandriello, Massimiliano Tomatis, Roberto Vallone, Bo Rangert, Jan Gottlow, "Immediate Occlusal Loading of Single Lower Molars Using Brånemark System® Wide-Platform TiUnite™ Implants: An Interim Report of a Prospective Open-Ended Clinical Multicenter Study", Clinical Implant Dentistry and Related Research, Vol 5, pp

74~80, Mar, 2003

10. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E, Henne M, Tardieu AL, "Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system", The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, Vol 27, pp 141-149, 2007
11. CGAL, <https://www.cgal.org/>
12. Ansys 13.0, <http://www.ansys.kr/>
13. Rapidform XOR, <http://www.rapidform.com/ko/products-2/xor/overview/>
14. 박노승, 김수관, 허영철, "치근형 임플란트의 외과적 시술과정", 구강생물학연구, Vol 21, pp 53-60, 1997
15. Yim Jin-hyuk, Ryu Dong-mok, Lee Baek-soo, Kwon Yong-dae, "Analysis of Digitalized Panorama and Cone Beam Computed Tomographic Image Distortion for the Diagnosis of Dental Implant Surgery", Journal of Craniofacial Surgery, Vol 22, pp 669-673, Mar. 2011
16. Y Arai, E Tammissalo, K Iwai, K Hashimoto, K Shinoda, "Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use", Dentomaxillofacial Radiology, Vol 28, pp 245-248, 1999
17. Koji Hashimoto, Yoshinori Arai, Kazuo Iwai, Masao Araki, Shoji Kawashima, Masaaki Terakado, "A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a

- multidetector row helical CT machine", Vol 95, pp 371–377, Mar, 2003
18. John B. Ludlow, Marija Ivanovic, "Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64–slice CT for oral and maxillofacial radiology", Vol 106, pp 106–114, Jul, 2008
 19. Onken, M., Eichelberg, M., Riesmeier, J., Jensch, P., "Digital Imaging and Communications in Medicine", Biomedical Image Processing, pp 427–454, 2011
 20. Lee, J.K., Kim, Y.N. and Kim, D.Y., "Segmentation and Visualization of Human Anatomy using Medical Imagery", 2013.
 21. Mete I. Fanuscu, Ting-Ling Chang, "Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible", Clinical Oral Implants Research, Vol 15, pp 213–218, Apr, 2004
 22. Digital Korean, <http://dk.kisti.re.kr/>
 23. Moore, B, "Principal component analysis in linear systems: Controllability, observability, and model reduction", Automatic Control, IEEE Trans, Vol 26, pp 17–32, Feb, 1981
 24. Timothy M. Chan, "Approximating the diameter, width, smallest enclosing cylinder, and minimum-width annulus", Proceedings of the sixteenth annual symposium on Computational geometry, pp 300–309, 2000

25. F.C. Wang, D.C.H. Yang, "Nearly arc-length parameterized quintic-spline interpolation for precision machining", Computer-Aided Design, Vol 25, pp 281-288, May, 1993
26. 이희용, 박민주, 조현재, 유기준, 하정은, 백대일, 배광학, "임플란트 종류 및 식립부위에 따른 안정성에 대한 RFA 분석", 대한치과의사협회지, Vol 50, pp 31~37, 2012
27. Oğuz Eraslan, Özgür İnan, "The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis", Clinical Oral Investigations, Vol 14, pp 411-416, Aug, 2010
28. Chun, H-J., et al. "Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis." Journal of oral rehabilitation 29.6 (2002): 565-574.
29. MatWeb, <http://www.matweb.com>
30. Giacomo, Giovanni AP Di, et al. "Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results." Journal of periodontology 76.4, pp 503-507, 2005
31. 권창렬외. "제작방법에 따른 임플란트 수술 가이드의 정확성비교 : stereolithography와 positioning device로 제작한 수술 가이드", 대한치과보철학회, Vol 50, pp 271-278, 2014
32. Kathleen Manuela D'Souza, et al. "Types of Implant Surgical Guides in Dentistry: A Review", Journal of Oral Implantology, Vol 38, pp 643-652, 2012

감사의 글

치의생명공학과로 적을 옮긴 후 박사과정에 들어와 시작한지가 벌써 5년이라는 시간이 흘렀습니다. 학교에서 한 역할대로 취업한 이후에도 열심히 최선을 다하여 졸업을 진행하자는 각오로 이 곳 한국과학기술정보연구원에 입사하였으나 돌이켜 보면 아직 많이 부족하다는 생각과 함께 후회가 남습니다.

우선 치의생명공학과에 입학하여 의공학분야에 눈을 뜨게 해주신 김명수교수님께 감사하다는 말씀을 드리며, 학부생활부터 석사과정 그리고 현재 공동지도교수까지 관심을 가지고 공부했던 분야를 더 깊이 있게 가르쳐 주시고, 저의 부족한 면을 채울 수 있도록 이끌어 주신 박형준 교수님께도 함께 감사의 인사를 올립니다. 그리고 논문심사를 맡아 완성되기까지 부족한 점을 지적해 주시고 많은 가르침을 주신 치과대학의 김수관교수님 그리고 전남대학교의 이재열 교수님, 애정과 격려로 항상 조언을 아끼지 않으셨던 신영숙 교수님과 윤태호 선임연구원님께도 진심으로 감사드립니다.

학교생활동안 실험실에서 동거동락하며 같은 분야를 고민하고 연구하는 선배로써 많은 도움과 조언을 아끼지 않았던 문희철 박사님, 또한 같은 대학원 생활을 하며 항상 챙겨주었던 후배로써의 박상진, 정호균, 박득영 이들이 있어 논문을 무사히 마무리 지을 수 있었고 즐거웠다는 말과 함께 고마운 마음은 전합니다.

또한 힘든 연구원 생활속에서도 언제나 저에게 있어 의지가 되고, 힘이 되었던 한국과학기술정보연구원 슈퍼컴퓨팅중소기업지원실 식구들, 특히 마지막까지 함께 힘을 쏟아주셨던 이상민박사님, 김재성실장님, 서동우박사님께 다시 한번 감사의 마음을 가지게 됩니다.

이 외 대학원 생활동안 도움을 주신 모든 분들께 감사드리며, 마지막으로 언제나 저를 믿어주시고 지켜봐주시며 조언해주신 부모님과 동생, 그리고 항상 오빠를 걱정해주고 챙겨준 이소연선생님께 깊은 애정과 고마움을 전합니다.