한국CAD/CAM학회 논문집
Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers

Vol. 17, No. 4, pp. 253-261. August 2012
DOI http://dx.doi.org/10.7315/CADCAM.2012.253

〈응용논문〉

ISSN 1226-0606

3차원 기하 처리와 유한요소 분석을 이용한 치아 임플란트 식립 계획 수립

박형욱[1,2] · 박철우[1] · 김명수[2] · 박형준[3†]

[1]한국과학기술정보연구원(KISTI), [2]조선대학교 치과대학, [3]조선대학교 산업공학과

Planning of Dental Implant Placement Using 3D Geometric Processing and Finite Element Analysis

Hyung-Wook Park[1,2], Chul-Woo Park[1], Myong-soo Kim[2], and Hyungjun Park[3†]

[1]Korea Institute of Science and Technology Information (KISTI)
[2]School of Dentistry, Chosun University
[3]Department of Industrial Engineering, Chosun University

Received 10 April 2012; received in revised form 30 May 2012; accepted 5 June 2012

ABSTRACT

In order to make dental implant surgery successful, it is important to perform proper planning for dental implant placement. In this paper, we propose a decent approach to dental implant placement planning based on geometric processing of 3D models of jawbones, a nerve curve and neighboring teeth around a missing tooth. Basically, the minimum enclosing cylinders of the neighboring teeth around the missing tooth are properly used to determine the position and direction of the implant placement. The position is computed according to the radii of the cylinders and the center points of their top faces. The direction is computed by the weighted average of the axes of the cylinders. For a cylinder whose axis passes the position along the direction, its largest radius and longest length are estimated such that it does not interfere with the neighboring teeth and the nerve curve, and they are used to select the size and type of an implant fixture. From the geometric and spatial information of the jawbones, the teeth and the fixture, we can construct the 3D model of a surgical guide stent which is crucial to perform the drilling operation with ease and accuracy. We have shown the validity of the proposed approach by performing the finite element analysis of the influence of implant placement on bone stress distribution. Adopted in 3D simulation of dental implant placement, the approach can be used to provide dental students with good educational contents. It is also expected that, with further work, the approach can be used as a useful tool to plan for dental implant surgery.

Key words: 3D geometric processing, Dental implant placement planning, Finite element analysis, Surgical guide stents design

†Corresponding Author, hzpark@chosun.ac.kr
©2012 Society of CAD/CAM Engineers

1. 서 론

오늘날 치아 임플란트 시술은 일반 보철 시술에 비해 성공률이 낮으며, 때로는 환자에게 치명적인 피해를 유발시킬 수 있다. 임플란트 시술 실패는 관리 부주의나 시술부위 골밀도 불량 등 환자로부터 비롯되는 경우가 대부분이나 시술자의 부적절한 시술계획으로 인해 비롯되는 경우도 종종 발생하고 있다[1].

일반적으로 식립계획을 수립하기 위해서는 환자 치악 부위의 파노라마 사진과 함께 인상재를 활용한 구강 석고모델을 이용하며 환자의 구강구조를 파악하고, 치아 골 정보 분류를 위한 ASCII 시스템 등을 이용하여 수립한다[2]. 그러나, 이와 같은 방식은 문서상의 자료와 육안 식별을 바탕으로 시술 계획이 세워지므로 무엇보다도 공간 정보에 대한 정확성이 결여되어 있으며, 시술자 간의 시술 편차가 발생할 수 있어 부적절한 시술계획이 수립되기가 쉽다.

이러한 문제점을 해결하기 위한 방안으로 최근에는 의료영상 처리 기술 및 CAD기술을 바탕으로 한 3차원 시뮬레이션 기법들을 이용하여 보다 체계적이고 정확한 치아 임플란트 시술 방안에 대한 연구 및 사례가 지속적으로 보고되어 지고 있다[3]. 특히, NovelGuide™, Simplant™ 등 의료영상으로부터 3D 모델을 생성하여 임플란트 식립계획을 수립하여 식립보조도구(surgical stents)를 제작하는 프로그램들이 개발되었으나 관련 기술들이 개발업체들에 의해 배타적·독점적으로 사용되고 있어 식립계획 정보를 추출하여 재사용할 수 없다는 문제점을 가지고 있다.

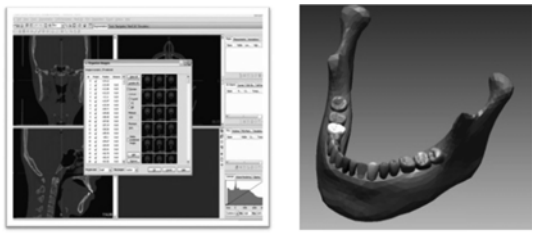
Fig. 1 3D 기하처리를 이용한 임플란트 식립 정보 획득을 위한 주요 과정

본 논문에서는 Fig. 1에서와 같이 의료영상을 이용하여 얻어진 3D 모델을 토대로 각 치아간의 기하학적 특성들을 고려하여 발치부위에 식립될 임플란트 위치와 방향을 계산하는 알고리즘을 제안한다. 또한, 유한요소 분석을 통해 임플란트 식립 위치 및 방향에 대한 타당성을 검증한다. 그리고, 얻어진 위치와 방향정보를 바탕으로 가상 식립 보조장치를 제작하는 방안을 제시한다.

2. 3D 모델 생성 및 치아 주성분 방향 추정

2.1 치아 및 구강 3D 모델 생성

일반적으로 환자의 구강구조에 대한 3D 모델은 석고모델을 이용하여 3차원 측정기를 통해 얻어지나 최근에는 의료영상으로부터 3D CAD Data 형식의 파일로 변형시켜 주는 Mimics™ 등의 프로그램이 자주 사용된다. Mimics™에서는 환자 의료영상 데이터(예: CT, MRI)를 import 한 후, 각 의료영상에서 경계검출(boundary detection) 후 원하는 부분에 대한 정보를 추출(segmentation)한다. 이후 마칭큐브(marching cube) 기법에 의거하여 구강에 대한 3D 메쉬 모델이 생성된다. 3D 메쉬 모델에 대하여 보완·수정 과정을 거쳐 얻어진 3D 모델은 STL 또는 OBJ 파일 형태로 저장된다(Fig. 2 참조) 본 논문에서는 설명의 명확성과 자료의 객관성을 위해 한국과학기술정보연구원(KISTI)의 디지털 한국인에서 구축된 한국인표준모델의 구강 및 치아 모델을 사용하였다[4].



(a) Mimics™ (b) 구강의 3D 모델

Fig. 2 구강 및 치아 3D 모델

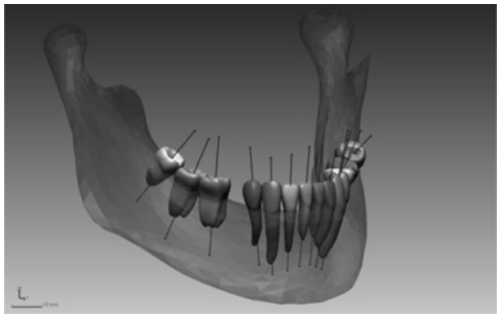


Fig. 3 치아에 대한 주성분 방향

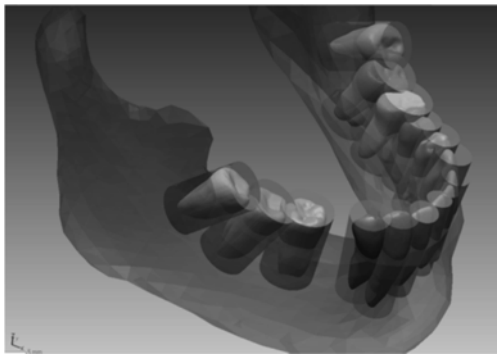


Fig. 4 치아에 대한 최소포함원기둥

2.2 PCA를 이용한 치아의 주성분 방향 추정

PCA(Principal component analysis) 알고리즘은 데이터 집합을 분석하는 기법 중 하나이며, 주성분 분석이라고도 불린다[5]. PCA는 데이터를 한 개의 축으로 사상시켰을 때 분산 값이 큰 순서부터 좌표축을 놓고 이를 새로운 좌표계로 데이터를 선형 변환시키는 방식이다. 이러한 방법으로 얻어진 벡터정보는 3D 모델에 대한 주방향 성분 벡터를 의미하며 본 논문에서는 치아가 턱뼈에 식립되어 있는 방향을 의미한다(Fig. 3 참조). 본 연구에서는 CGAL라이브러리를 응용하여 치아의 주성분 방향을 계산하였다[6].

3. 치아 임플란트 식립 기준점 결정

일반적으로 임플란트 식립 위치 결정에서는 성별, 연령, 보철물 장착 여부 등이 함께 고려된다. 우선적으로 환자 악골의 수평적 측정치에 의거한 주위 조직에 최소 응력과 저작력을 가지는 부위로 선택하여야 하며, 일반적으로 뼈의 방향을 고려하여 식립 부위 중심을 기준으로 식립 위치가 결정된다[7].

3.1 주변 치아에 대한 최소 포함 원기둥 근사

치아의 최소 포함 원기둥(minimum enclosing cylinder, MEC)은 치아의 주성분 방향과 중심축이 나란하고, 치아의 점들을 모두 포함하는 원기둥들 중에서 반경과 높이가 가장 작은 원기둥을 말한다. 반경과 높이 계산을 위해 우선 해당 치아 3D 메쉬 모델의 모든 점들을 주성분 방향과 나란한 직선에 투영한다. 투영거리 중 가장 큰 값을 최소 포함원기둥의 반지름으로 한다. 그리고, 직선 위에 투영된 점들 중 가장 아래쪽에 있는 점을 원기둥의 밑면 중심점으로, 가장 위쪽에 있는 점을 원기둥의 윗면 중심점으로 한다. Fig. 4는 치아에 대한 최소포함 원기둥을 보여준다.

3.2 가중치를 이용한 식립 위치 결정

식립될 임플란트는 주변 치아의 근사 원기둥과 신경관 사이에 존재하여야 하며, 악골 3D 메쉬 모델의 측면을 벗어나지 않아야 한다. 본 연구에서는 식립 부위의 양쪽에 위치한 주변 치아들의 최소포함 원기둥의 윗면 중심점들을 서로 직선으로 연결한 후 해당 선분 상에 식립 기준점이 존재한다고 가정하였다.

Fig. 5에서와 같이 주변 원기둥 C_1과 C_2의 윗면 중심점인 P_1과 P_2일 때, 식립 위치 기준점 P는 다음과 같이 나타낸다.

$$P = (1-\alpha)P_1 + \alpha P_2 \tag{1}$$

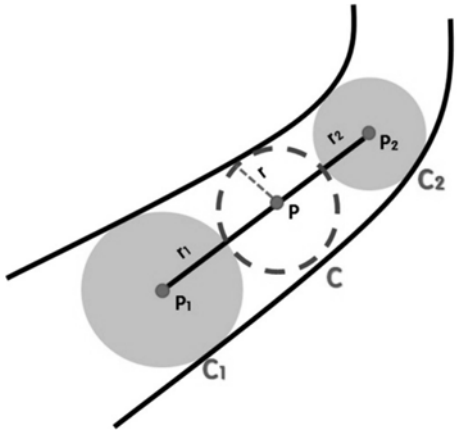


Fig. 5 가중치를 고려한 식립 기준점 결정

원기둥 C_1의 반지름이 r_1, 원기둥 C_2원의 반지름이 r_2 이고, 기준점 P는 반지름 r인 원 C의 중심점일 때, 가중치 α 값은 다음과 같이 계산된다.

$$\alpha = \frac{l_1}{l} = \frac{r_1 + r}{l} = \frac{l + r_1 - r_2}{2l} \quad (2)$$

여기서, $l_1 = |P_1 P| = r_1 + r$, $l = |P_1 P_2|$, $r = 1/2(l - r_1 - r_2)$가 성립된다. 참고로, $r_1 = r_2$ 이면, $\alpha = 1/2$ 이 된다. 임플란트 식립 기준점 P는 주변 치아의 원기둥 반경을 고려한 가중치 평균점을 의미한다. 임플란트 시술에서는 임플란트 픽스쳐(fixture) 위에 지대주(abutment)와 보철물(crown)을 결합하여 인공치아를 완성하는데, 이러한 기준점 P는 인공치아의 근사 원기둥의 윗면 중심점이 된다.

4. 치아 임플란트 식립 방향 결정 및 계획수립

4.1 가중치를 이용한 식립방향 결정

임플란트는 일반적으로 저작력 및 응력 분포가 고려된 상황에서 악골 방향에 따라 식립된다. 또한 저작력 및 응력은 주변치아와 밀접한 연관성이 있다[7]. 본 연구에서는 3장에서 얻어진 가중치 α 값을 고려한 주변치아 주성분 방향의 평균값을 계산하여 임플란트가 식립될 방향 N을 결정한다.

그런 다음, 기준점 P를 지나고 식립 방향과 나란한 직선을 이용하여 악골 3D 모델과의 교차점을 구하여 이 점을 임플란트 식립 기준점 Q이라고 하며, 시술 시 드릴링의 시작점이 된다(Fig. 6 참조). 기준점 Q는 임플란트 픽스쳐의 윗점 중심점이 되고, 기준점 P와 Q 사이에 지대주(abutment)와 보철물(crown)이 위치한다.

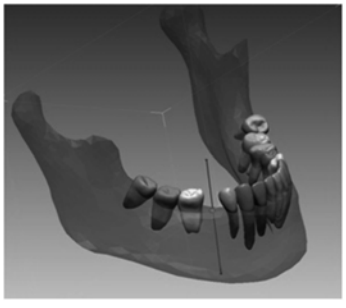


Fig. 6 주변치아 방향에 따른 치아 방향 추정

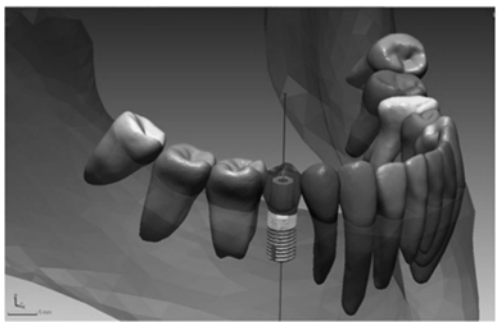


Fig. 7 임플란트 픽스쳐 식립

4.2 임플란트 형상 및 크기 결정

임플란트 선택에 있어서는 식립 가능 영역을 넘지 않는 범위에서 응력 분포가 좋고, 해부학적 구조물이 허용되는 범위에서 직경이 크고, 길이가 긴 임플란트가 선호된다. 그러나 너무 긴 임플란트는 상악의 경우 천공, 하악의 경우 하치조신경의 접근이라는 위험요소를 가지고 있으므로 주의하여 선택하여야 한다[8].

그리고, 일반적으로 환자의 상태에 따라 다르나 전치부, 견치부, 구치부, 대구치부의 4가지 치아 종류에 따라 임플란트 유형과 크기가 나뉘어 진다[8]. Fig. 7에서는 구치부의 임플란트 픽스쳐(fixture)를 우측 5번 치아에 적용되는 두께 및 길이를 사용하였다.

5. 유한요소 분석

5.1 유한요소모델의 설계

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

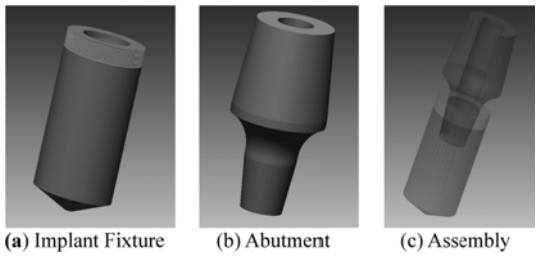


Fig. 8 임플란트 모델링

임플란트는 기존의 오스템임플란트(Osstem Implant)의 GS 시리즈에 근거하여 직경 4.0 mm, 길이 10.0 mm의 임플란트를 설계하였으며, 나사선 및 표면처리에 대한 변수는 부여하지 않았다. 또한 지대주(abutment)는 나사고정형으로 설계되었으나 본 실험이 악골과 임플란트에서의 응력 분산을 보고자 하므로 모형의 단순화를 위해 픽스쳐와 지대주를 잇는 나사를 제거하여 Bonding 경계조건을 통해 고정되어 있다고 가정하였다(Fig. 8 참조). 또한 지대주의 경우 Gold, Titanium, Ceramic 등 각종 재료 및 물성치가 다르므로 본 논문에서는 임플란트와 같은 재질 정보를 가지고 있다고 가정하였다. 모델링된 임플란트의 식립 깊이는 잇몸(gingival) 모델이 제거된 상황임을 고려하여 임플란트의 상부(head) 부위를 하악골 기준점 Q에서 1 mm 가량 위로 위치시켰다.

5.2 물성, 경계조건, 하중조건

본 실험에서 가정된 물성은 기존 선행 연구를 참고하였으며, Table 1에 정리하였다[9]. 경계조건은 우측 하악 전치 부위 전방과 하악 제 1대구치 부위 후방에 x, y, z 세 방향 변위고정으로 설정하였다. 하중으로는 수직하중(보철물 교합면 중앙) 100 N, 협설 방향의 수평하중(보철물 협면 중앙) 100 N, 그리고 협측 60º 경사 하중(협측 교두 중앙) 200 N의 힘을 각각 가하도록 설정하였다[10]. (Fig. 9 참조) 여기서, 협면은 혀가 치아에 닿는 면을 말하고, 교두는 아래윗니가 서로 맞물리는 치아의 융기된 부분을 말한다. 또한 bite에 따른 특성을 고려하기 위하여 힘을 주는 Step의 정도를 Fig. 10과 같은 그래프 형식으로 변형하였다.

Table 1 Material Information

Material	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

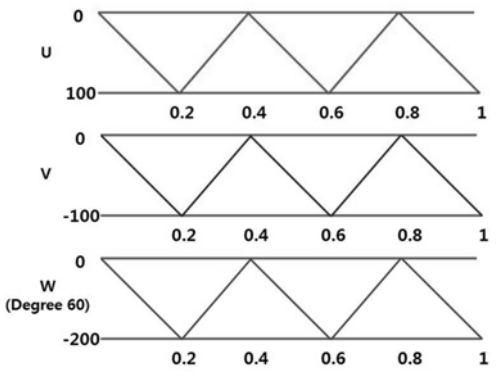


Fig. 10 시간에 따라 작용되는 저작력 크기

5.3 유한요소 응력분석

사용된 구강모델과 치아모델, 크라운(crown) 모델은 STL 파일 포맷의 메쉬 모델이므로 이를 솔리드 모델로 전환시키기 위하여 Mimics 14.0 (Materialise, Begium)[11]을 이용하여 STEP 파일로 변환하였다. 또한 임플란트 및 abutment의 제작은 Catia V5R18을 이용하였으며[12], 응력해석을 위해서는 Ansys 13.0을 이용하였다[13].

분석에 사용된 모델(Fig. 11(a))에서는 제안된 방향에 따라 임플란트와 지대주를 이동시켜 분석하였으며, 비교 모델(Fig. 11(b))에서는 하악골 평면을 기준으로 수직방향으로 식립하는 것으로 하여 일반적인 형태를 대변하였다.

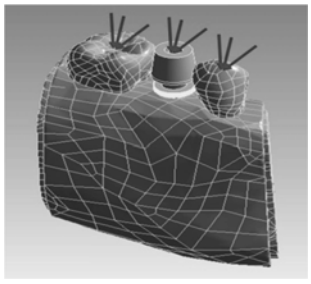
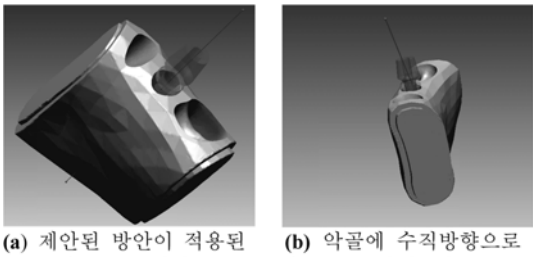
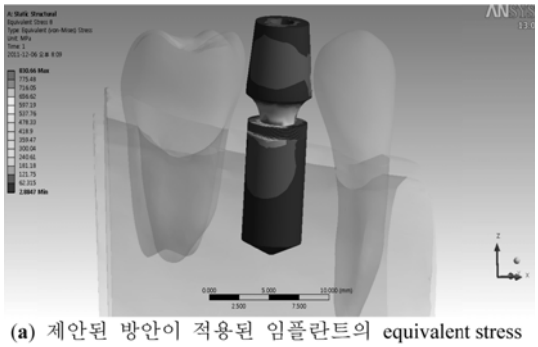


Fig. 9 저작력 작용 위치와 방향

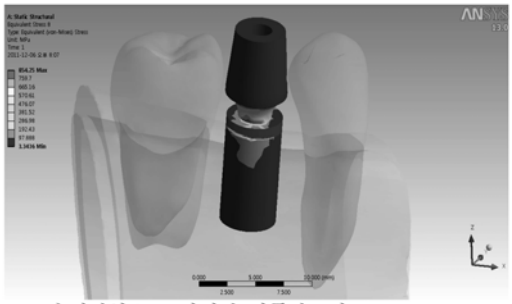


(a) 제안된 방안이 적용된 임플란트 식립 **(b)** 악골에 수직방향으로 임플란트 식립 (비교모델)

Fig. 11 제안된 유한요소응력분석모델과 비교모델

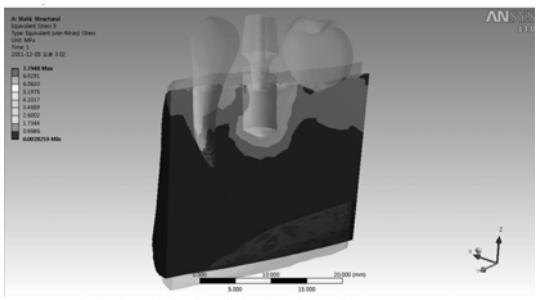


(a) 제안된 방안이 적용된 임플란트의 equivalent stress

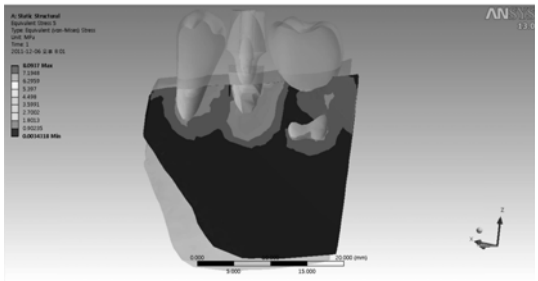


(b) 수직방향으로 식립된 임플란트의 equivalent stress

Fig. 12 임플란트의 equivalent stress



(a) 제안된 방안이 적용된 악골의 equivalent stress



(b) 수직방향으로 식립된 악골의 equivalent stress

Fig. 13 악골의 equivalent stress

5.4 분석 결과

모든 모형에서 최대 응력은 임플란트와 지대주가 접촉하는 부위에서 발생하였으며, 수직력을 가했을 경우에는 악골의 수평흡수 증가에 따라 최대 응력이 증가하지 않았으나 측방력이 가해졌을 때는 수평 골흡수의 정도에 따라 악골에 발생하는 응력이 증가하는 것을 볼 수 있었다(Fig. 12 참조).

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 보여 집중하중형태가 이루어짐을 볼 수 있었다(Fig. 13 참조).

또한 최대응력을 가지는 임플란트와 악골의 절점에서의 최대 응력은 제안방안의 경우 830 Mpa이나, 수직으로 식립된 대조군의 경우 885 Mpa로 나타났다. 이는 수직으로 식립된 대조군이 제안방안 보다 집중적으로 하중이 악골에 전달되어 이후 피로응력 및 파괴하중에 영향을 주게 됨을 알 수 있었다(Table 2 참조).

Table 2 Part별 Maximum stress

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

6. 가상 시술용 보조도구 제작

치아 임플란트 식립 보조도구는 임플란트 식립을 위한 정확한 안내를 제공할 수 있어 시술자가 스트레스를 덜 받을 수 있으며, 보조도구를 사용하는 것이 사용하지 않는 것보다 좀 더 정확한 위치에 식립할 수 있다[14-16]. 시술용 보조도구는 Fig. 14에서와 같이 고정하는 방식에 따라 3가지로 나뉘어 진다[14].

본 연구에서는 시술 시 뼈의 형태를 직접 관찰할 수 있는 bone-supported 유형과 고정이 용이한 tooth-supported 유형의 3D 식립 보조도구의 제작을 함께 고려하였다. 실제 임상에 적용 가능한 시술용 보조도구를 제작하기 위해서는 시술할 임플란트 개수, 드릴링 깊이, 미니 임플란트 사용 여부, 보조도구 고정 방식 등이 함께 고려되어야 하지만, 본 논문에서는 우선적으로 단일 임플란트 식

Fig. 14 식립 보조도구의 세가지 유형[14]

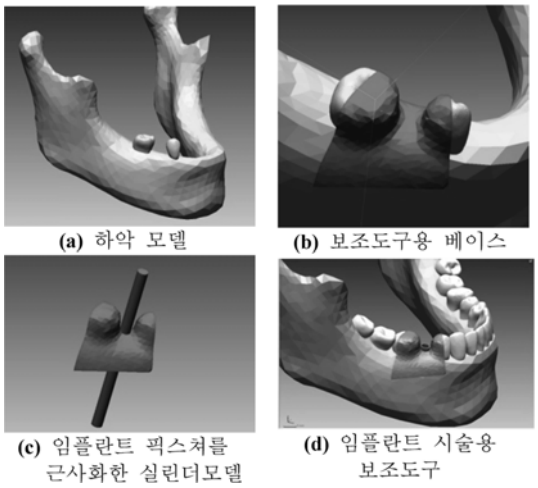


Fig. 15 가상 임플란트 식립 보조도구 제작

립에 대한 단순화된 시술용 보조도구 제작을 고려하였다. Fig. 15는 단순화된 식립 보조도구 제작을 위한 주요 과정을 나타낸다.

먼저, 주변 치아 및 턱뼈에 대한 메쉬 모델을 이용하여 일정한 두께에 대한 옵셋(offset) 작업을 수행하여 보조도구용 베이스 모델을 생성한다. 이 후 식립할 임플란트 픽스쳐는 계획된 식립 위치 Q와 방향 N을 갖도록 이동시킨 다음, 실린더 모델로 근사화 한다. 실린더 길이는 픽스쳐 길이의 2배 이상이 되도록 설정하고, 실린더 지름은 픽스쳐 지름보다 여유치 만큼 크게 설정한다. 마지막으로, 베이스 모델과 실린더 모델들과의 불리언(boolean) 작업을 수행한 다음, 불필요한 영역을 제거함으로써 임플란트 시술용 보조도구의 3D 모델을 생성한다.

7. 결 론

최근 임플란트 시술이 널리 대중화되고 있지만 시술의 성공률은 약 92% 정도로 알려져 있으며, 실패의 원인으로 부적절한 식립계획 수립이 큰 비중을 차지한다. 본 연구에서는 3D모델 기반 기하처리를 이용한 치아 임플란트 식립 계획 방안을 제안하였으며, 이를 통해 얻어진 식립계획 정보를 바탕으로 유한요소분석을 통해 적합성을 확인하였다. 또한 가상 식립 보조장치를 제작하는 방안을 함께 제시하였다.

제시된 방안을 통해 얻어진 정보는 식립 보조도구를 이용한 치아 임플란트 시술 시뮬레이션[17]에 접목되어 식립계획 수립 과정을 배우는 학생들에게 교육용 컨텐츠로 활용될 수 있으리라 사료된다. 또한, 임플란트 시술을 위해 필수적인 임플란트 식립 계획 수립에 유용한 도구로 활용될 수 있으리라 기대한다.

추후 연구로서 악골 및 치열의 형태를 고려한 비선형 곡선 근사를 통해 보다 개선된 식립 위치를 선정하는 방안을 연구하고자 하며, 발치된 치아가 한 개가 아닌 여러 부위의 치아가 존재하지 않은 경우에 대한 치아 임플란트 식립 계획 방안을 연구하고자 한다. 더불어 완전 무치악 환자처럼 주변 치아가 존재하지 않는 경우에서 식립 위치와 방향을 계산하는 방안에 대해 연구하고자 한다. 궁극적으로는 연구 결과를 실제 치아 임플란트 시술 과정에 적용시켜 제안된 방안의 유용성을 입증하고자 한다.

감사의 글

본 연구에서는 “KISTI”와 “카톨릭대학교 의과대학 응용해부연구소”에서 제작된 디지털 코리언(Digital Korean) 인체 데이터의 일부를 사용하였음.

참고문헌

1. Chuang, S.K., Wei, L.J., Douglass, C.W. and Dodson, T.B., 2002, Risk Factors for Dental Implant Failure: A Strategy for the Analysis of Clustered Failure-time Observations, *Journal of Dental Research*, 81(8), pp. 572-577.
2. Jeong, S.M., Chung, C.H. and Engelke, W., 2000, Anatomical Site Classification for Implant Insertion: ASCII, *Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 38(3), pp. 321-327.
3. Xia, X., Samman, N., Yeung, R.W.K., Wang, D., Shen, S.G.F., Ip, H.H. and Tideman, S.H., 2000, Computer-assisted Three-dimensional Surgical Planning and Simulation: 3D Soft Tissue Planning and Prediction, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 29(4), pp. 250-258.

4. “Digital Korean, KISTI”, http://digitalman.kisti.re.kr
5. Shum, H.Y., Ikeuchi, K. and Reddy, R., 1995, Principal Component Analysis with Missing Data and Its Application to Polyhedral Object Modeling, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(9), pp. 854-867.
6. “CGAL”, http://www.cgal.org
7. Oh, T.J., Shotwell, J.L., Billy, E.J. and Wang, H.L., 2006, Effect of Flapless Implant Surgery on Soft Tissue Profile: A Randomized Controlled Clinical Trial, *Journal of Periodontology*, 77(5), pp. 874-882.
8. Quek, H.C., Tan, K.B. and Nicholls, J.I., 2008, Load Fatigue Performance of Four Implant-abutment Interface Designs: Effect of Torque Level and Implant System, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 23(2), pp. 253-62.
9. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and Kusakari, H., 2003, “Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants,* 18(3), pp. 357-368.
10. Kao, H.C., Gung, Y.W., Chung, T.F. and Hsu, M.L., 2008, The Influence of Abutment Angulation on Micromotion Level for Immediately Loaded Dental Implants: A 3-D Finite Element Analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 28(4), pp. 623-630.
11. “Mimics”, http://www.materialise.com/mimics
12. “Catia V5R18”, http://www.3ds.com/products/catia
13. “Ansys 13.0”, http://www.ansys.com/Products
14. “Basic Information on Straumann® Guided Surgery”, http://www.schlamberger.pl/wp-content/uploads/2011/03
15. Tardieu, P.B., Vrielinck, L., Escolano, E., Henne, M. and Tardieu, A.L., 2007, Computer-Assisted Implant Placement: Scan Template, SimPlant, SurgiGuide, and SAFE System, *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(2), pp. 141-149.
16. Nikzad, S. and Azari, A., 2008, A Novel Stereolithographic Surgical Guide Template for Planning Treatment Involving a Mandibular Dental Implant, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(7), pp. 1446-1454.
17. Park, H.W., Kim, M.S. and Park, H., 2011, 3D Simulation of Dental Implant Surgery Using Surgical Guide Stents, *Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers*, 16(3), pp. 216-226. (in Korean)

박 형 욱

2007년 조선대학교 산업공학과 학사
2009년 조선대학교 산업공학과 석사
2009년~현재 조선대학교 치과대학 치의생명공학과 박사과정
201년~현재 한국과학기술정보연구원(KISTI) 연구원
관심분야: 치의공학, BME(Bio-Medical Engineering), Dental CAD/CAM, Virtual Reality

김 명 수

1985년 서울대학교 치과대학 졸업
1991년~1993년 UCLA 치과대학 연구원
1994년 서울대학교 치과대학 치의학 박사
1999년-2000년 University of Iowa, 의과대학 방문교수
1995년~현재 조선대학교 치과대학 치의학과 교수
관심분야: 분자약리학, 구강생물학, Dental CAD/CAM, 치의공학

박 철 우

2001년 경일대학교 기계공학과 학사
2006년 부산대학교 정밀기계공학과 박사
2007년~2009년 부산대학교 연구교수
2009년~현재 한국과학기술정보연구원(KISTI) 선임연구원
관심분야: Structure Analysis, Metal Forming, Process Design

박 형 준

1991년 포항공대(POSTECH) 산업공학과 학사
1993년 포항공대(POSTECH) 산업공학과 석사
1996년 포항공대(POSTECH) 산업공학과 박사
1996년~2001년 삼성전자 중앙연구소 책임연구원
2008년~2010년 UCLA 전산학과 방문교수
2001년~현재 조선대학교 산업공학과 교수
관심분야: Geometric Modeling and Processing, Virtual Prototyping of Engineered Products, 3D Shape Reconstruction and Understanding, Dental Engineering Applications, CAD/CAM/CG Applications