

2009년

2월

박사학위논문

Micro-CT 영상을 이용한 치아 3차원 모델링 및 유한요소분석에의 적용

노세라

2009년도 2월
박사학위논문

Micro-CT 영상을 이용한 치아 3차원 모델링 및 유한요소분석에의 적용

조선대학교 대학원

치의공학과

노 세 라

Micro-CT 영상을 이용한 치아
3차원 모델링 및
유한요소분석에의 적용

Three Dimensional Tooth Modeling using Micro-CT
Images and It's Application to Finite Element Analysis

2009년 2월 일

조선대학교 대학원

치 의 공 학 과

노 세 라

Micro-CT 영상을 이용한 치아
3차원 모델링 및
유한요소분석에의 적용

지도교수 김 명 수

이 논문을 박사학위신청 논문으로 제출함

2008년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 공 학 과

노 세 라

노세라의 박사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 강 동 완 인

위 원 조선대학교 교 수 최 한 철 인

위 원 조선대학교 교 수 유 훈 인

위 원 조선대학교 교 수 황 학 진 인

위 원 조선대학교 교 수 김 명 수 인

2008년 12월 일

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT	v
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	6
1. Micro-CT 데이터로부터 MIMICS를 이용한 치아 3차원 모델링	6
2. 3차원 CAD 프로그램을 이용한 치아 삭제 및 수복 모델 생성	8
3. 유한요소분석을 위한 조건 설정	9
III. 연구성적	11
1. 3차원 치아 모델링	11
2. 유한요소분석 결과	12
IV. 총괄 및 고찰	18
V. 결 론	26
참고문헌	27
사진부도	35

표 목 차

Table 1. Hounsfield Unit value of each area of the teeth	34
Table 2. Value of physical properties required for finite element analysis	34
Table 3. FEA geometry and characteristics for the different models	34

도 목 차

Fig. 1. MIMICS 프로그램에서 Micro-CT로 촬영한 치아 이미지 관찰	39
Fig. 2. 개별 치아 분리를 위한 Gray value에서의 작업	40
Fig. 3. 상악 레진 치아 모형의 3차원 모델	41
Fig. 4. 실제 치아의 3차원 모델 구성	41
Fig. 5. 상악 전치와 대구치의 3차원 모델	42
Fig. 6. 상악 전치에 veneer 제작과 대구치에 I 급 와동 형성 과정	43
Fig. 7. 전치 veneer 수복된 모델과 대구치에 1급 와동 충전된 모델	43
Fig. 8. 3차원 치아 모델의 mesh 작성	44
Fig. 9. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 순면에서의 응력 관찰	45
Fig. 10. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 절단면에서의 응력 관찰	45
Fig. 11. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 설면에서의 응력 관찰	45
Fig. 12. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 근심면에서의 응력 관찰	45
Fig. 13. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 순면에서의 변위 관찰	47
Fig. 14. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 절단면에서의 변위 관찰	47
Fig. 15. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 설면에서의 변위 관찰	47
Fig. 16. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 근심면에서의 변위 관찰	47
Fig. 17. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 순면에서의 응력 관찰	49
Fig. 18. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 절단면에서의 응력 관찰	49

Fig. 19. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 설면에서의 응력 관찰	49
Fig. 20. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 근심면에서의 응력 관찰 ...	49
Fig. 21. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 순면에서의 변위 관찰	51
Fig. 22. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 절단면에서의 변위 관찰 ...	51
Fig. 23. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 설면에서의 변위 관찰	51
Fig. 24. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 근심면에서의 변위 관찰 ...	51
Fig. 25. 대구치의 근심외에 하중을 부여하여 응력 관찰	53
Fig. 26. 대구치의 근심외에 하중을 부여하여 변위 관찰	53
Fig. 27. 대구치의 중심외에 하중을 부여하여 응력 관찰	54
Fig. 28. 대구치의 중심외에 하중을 부여하여 변위 관찰	54

ABSTRACT

Three Dimensional Tooth Modeling using Micro-CT Images and It's Application to Finite Element Analysis

Noh Se Ra

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

Department of Dental Engineering,

Graduate School of Chosun University

The biomechanical research of dental structure is required for surgery prediction and to get optimal surgical result. However, the anatomical environment of the oral cavity cannot be monitored and measured using *in vivo* models. Virtual models and simulation approaches using computer and it's application to finite element analysis have been utilized to overcome these problems. The aim of this study is to reconstruct a 3 dimensional tooth model from micro-computerized tomography (Micro-CT, Tech Valley co., Ltd,) images and to evaluate 3 dimensional finite element analysis (3D FEA) using computerized 3 dimensional tooth model.

This study presents a method to utilize stereolithography (STL) and auto meshing to reconstruct 3-dimensional models of teeth based on images of each cross-sectional slices and restorative conditions using the edit tool of MIMICS software (Materialise's Interactive Medical Image Control System). The stereolithography (STL) files of teeth surfaces were then remeshed to reduce mesh density and were smoothed out to generate an optimized image. Boolean operations were done to simulate

cavity preparation and restorations using SolidWorks® Office Premium 2007 (Dassault Systems SolidWorks Corp.,) and Autodesk Inventor® Professional 11 (Autodesk, Inc.). The optimized STL files of the 3D tooth models were imported into the finite element analysis software, CosmosWorks (Structural Research & Analysis Corp., USA). 3D solid models of a maxillary central incisor and a maxillary first molar were subjected to FEA.

The 3D FEA was done using optimal and detailed 3D tooth model from micro-CT images. With the aid of digital CT and sophisticated computer softwares, a computer 3D model can be constructed with a better structural similarity to real oral structures. In comparison to existing research, this method gives higher quality reproducible results, and is more time efficient. This method can easily be used for variety of dental field and other bioengineering applications.

I. 서 론

생체의학 분야의 급속한 발전과 더불어 체내에서의 실제적이고 생체적합적인 연구들이 강조되고 있으며 치과의학 분야에서는 구강내의 환경을 고려한 생체 역학적인 연구를 위해 실질적이고 효율적인 계획의 수립과 진행이 요구된다¹⁻⁴⁾. 그러나 구강 내에서 발생하는 구조들의 역학적인 관계에 대한 연구는 기술적인 부분과 비용적인 부분에서 많은 문제가 있다⁵⁾. 이러한 문제점을 극복하고자 생체의공학 기술을 다양하게 이용하고 있으며 그 중에서도 치아의 3차원 모델을 이용한 임상 연구들이 최근 몇 년간 발전적인 성과를 거두고 있다. 최첨단 컴퓨터 프로그램과 이미지 기술의 발전으로 최적화하여 구성된 3차원 모델은 임상 시술의 전단계에서 예측되는 시술 과정과 결과를 시뮬레이션 하는데 응용될 수 있다⁶⁻¹¹⁾.

3차원 모델은 치아 및 치조골을 대상으로 실제 구강 내의 구조적이고 기능적인 형태로 구성하는 것이 중요하다. 구성된 모델이 치과 임상에서 적합하게 이용되도록 하기 위해서는 최적화된 3차원 모델링이 요구된다. 치아와 치조골을 정확하게 재현한 3차원 모델을 구성하는 것은 모델의 실질적인 응용으로 인해 만족할 만한 임상 결과를 도출하고 이를 바탕으로 다양한 연구에 응용될 수 있다는 점에서 큰 의의가 있다.

치아의 해부학적 구조는 컴퓨터 그래픽 기술을 통해 재구성하여 치과 치료분야에서의 다양한 치료법 개발에 이용되고 있으며 구조를 분석하거나 3차원 영상으로 관찰할 수 있다. 구성된 모델을 이용하여 획득한 정보들은 실제 치료 과정에 응용될 수 있으며 치아 형태학이나 해부학 등의 교육용으로 이용될 수 있다. 임상에서는 치아 교정 계획 수립 및 시뮬레이션, 임플란트 시술 계획 수립 및 시뮬레이션 등에 응용할 수 있다. 실제 환자의 모델링 된 치아는 컴퓨터 3차원 상에서 가시화함으로써 환자의 치료 과정에 대한 상황 설명에 유용하게 쓰일 수 있고 컴퓨터상에서 인공 치아나 보철물의 구성에 이용 가능하다¹²⁻¹³⁾. 또한 컴퓨터상에서 가상 수술을 진행함으로써 실제 수술시 수반되는 예측 불허의 상황들이 예측 가능해짐으로써 최상의 시술 결과를 위한 계획을 세워서 안전하고 효율적인 임상 시술을 진행하고 수술시간을 단축할 수 있는 효과를 기대할 수 있다.

치과분야에서 다양하게 응용되는 3차원 모델에 대한 보다 활용도 높은 연구들이 진행되고 있으며 치아 3차원 모델링을 위한 다양한 방법들이 시도되고 있다. 그 방법들로는 치아의 해부학적 구조 정보를 바탕으로 2차원 스케치를 이용하여 모델을 구성하거나 단순화된 모델을 균일체로 가정하여 모델을 구성하기도 하였다. CAD 프로그램을 이용하여 단순화한 치아 모델을 구성하는 방법부터 2차원 단면 영상을 이용한 모델 생성, 3차원 영상 데이터를 바탕으로 Hausdorff distance (HDD) 알고리즘을 이용한 모델의 재현, 구강 내 환경을 고려한 CT 영상으로부터 최적의 임계값을 정하고 연관 알고리즘을 이용하여 개별 치아를 분리하였다. 또한 치아 CT 영상 데이터로부터 추출한 contour에서 3차원 치아 모델을 생성하여 contour 기반 알고리즘을 제안하여 치아 및 치조골 모델을 재구성하였고 3차원 치아 정보로부터 기하학적 속성들을 찾아 모델링하는 방법, CAD를 이용한 치아 모델 생성 등의 다양한 방법들이 있다¹⁴⁻²⁰.

최근에 이르러서는 다양한 소프트웨어의 개발로 의료 영상 데이터를 이용한 3차원 모델의 구성 및 재현이 기존의 방법들에 비해 정밀도가 높고 작업 절차가 간소화 되었다. 이처럼 다양한 방법을 통해 연구되고 있는 3차원 모델링 기술의 발전에도 불구하고 치아와 정확하게 일치하는 모델의 구성과 응용에는 한계가 있다. 이러한 문제를 해결하고자 micro-computerized tomography (micro-CT)를 이용하여 촬영한 영상 데이터로부터 모델을 구성하고 관련 프로그램을 이용한 연구들이 증가하고 있는 추세이다.

최근 의료용 장비로서 주목받고 있는 micro-CT를 통해 얻은 영상 데이터는 기존의 영상 데이터에 비해 마이크로 단위의 정밀도로서 미세한 단층 촬영이 가능하였고, 비파괴적인 촬영 방법으로 인해 치아 내부의 해부학적 구조 재현을 가능하게 할 수 있다는 점에서 의의가 있다. 높은 정밀도로 인해 영상의 해상도가 향상되어 전체적인 형상과 세밀한 부위의 3차원 모델 구성 연구에서 원래 물체와 유사한 형태를 재현할 수 있어 이를 이용한 연구들이 활발하게 진행되고 있다^{8-9, 21-25}.

특히 CT는 치아 및 치조골과 보철물의 상태를 정확하게 판단하는데 쓰이며, 진단의 정확성을 향상시키고 확보된 자료를 바탕으로 3차원 컴퓨터 영상으로 전환하여 3차원 모델을 구성하는데 이용하고 있다. 구성된 모델은 임상 시뮬레이션에 응용되어 실제 수술 과정 예측에 이용할 수 있으며 환자에게 꼭 맞는

인공치아가 수술 전에 미리 구성될 수 있다.

이처럼 micro-CT를 이용한 3차원 모델은 다양한 분야에서 적용될 수 있으며 그 중에서도 치아와 치조골 3차원 모델 응력 분석에 이용하는 연구들이 최근 가장 활발하게 연구되고 있다. 실제 구강 내에서 치아에 발생하는 응력 및 변위를 직접 연구 해석할 수 없으므로 치아를 발거하여 구강 외에서 실험하거나 치아와 유사한 구조와 성질의 3차원 모델을 구성하여 계측하고 실험하여 왔다.

치아의 응력분석방법으로는 광탄성법, Strain-gauge법, Holography법 등의 다양한 방법이 있다. 이러한 방법들은 생체역학적인 면을 고려하였을 때, 치아나 수복물을 모델로 구성하기에 한계가 있고 생체 내에서의 실험이 어려운 문제들이 있다. 이외에도 실물에서 발생하는 내부 응력의 진행이 어렵고 조작성 복잡하며 동일 치아에서의 실험 전과 후에 비교에 적합하지 않는 등의 여러 문제점이 있다.

최근에는 3차원 모델을 이용하여 응력분석을 하는 연구 중에서도 유한요소분석을 이용한 연구가 급속한 발전을 보이고 있으며 그 성과들이 보고되고 있다 (8-9, 16, 21-22, 26-33). 유한요소분석은 공학적 수치 해석법으로써 분석하고자 하는 물체를 유한요소라 불리는 요소로 나누어 수치화하고 실험적인 응력 측정법으로 해결하기 어려운 문제들을 해결할 수 있어 구조역학 분야에 널리 사용되고 있다. 구성된 모델은 시행하고자 하는 여건에 적합하게 변형시켜 실험 중에 발생할 수 있는 오차를 줄여줌으로써 원활한 분석을 할 수 있다. 다양한 물리적, 기계적 성질을 가지는 물체를 모델로 구성하고 하중 조건 및 경계 조건의 설정을 자유롭게 부여하고 다양한 응력을 비교·분석할 수 있어서 구조적으로 복잡한 생체역학 연구에 많이 이용되고 있다.

분석하고자 하는 모델에 여러 가지 하중을 가하여 일어나는 변형이나 내부 응력분포를 알기위해 실제와 같은 형태의 3차원 모델을 컴퓨터상에서 구성하고 분석하여 치아에 대한 하중과 변위를 3차원 상에서 정량분석이 가능하였다. 모델 내부의 분석 결과는 다양한 단면과 방향에서 관찰할 수 있고 그래픽으로 표시되어 다양한 가지적 기법이 치과 분야에서 효과적으로 사용되고 있다.

최근 치과 임상에서 3차원 모델과 유한요소분석은 보존치료, 임플란트 등의 보철치료, 교정력의 응력 분석과 같은 다양한 분야에서 적극적으로 응용되고 치과 임상 시술전의 진료나 치료계획 수립에서의 중요성을 더욱 강조되고 있다.

이러한 치과 임상 분야에서의 적용 사례를 살펴보면 다음과 같다.

보존 치료에서는 치아 충전이 실패하는 중요한 원인으로 와동의 형태가 잘못된 경우와 수복재의 선택이 잘못되었을 경우이다. 와동의 형성은 자연치의 성질을 약화시켜 저작기능이 약화되고 파절 저항력의 약화를 유발하고 충전된 수복재료는 종류에 따라 응력 분포가 달라질 수 있다. 이러한 와동의 형성과 충전에 따라 치아 파절에 미치는 응력의 분포의 양과 방향에 따른 변위를 관찰하는 많은 연구가 시행되었다^{8-9, 29-31, 33-34}). 여러 형태의 와동과 선택 항목이 다양한 수복물을 충전하였을 경우, 치아와 지지조직에 대한 응력분포와 변위 정도를 조사하였다. 분석된 결과를 통해 잔존 치질의 파절 가능성을 예상하고 이를 고려한 와동의 형태와 수복재 선택에 기준을 제시할 수 있다.

다음으로 임플란트 보철물에서의 연구는 3차원 모델치아 모델과 인공치아, 그 중에서도 임플란트 모델을 이용한 연구들이 진행되고 있다^{22, 28, 35-37}). 임플란트의 식립에 관한 많은 임상 증례에서도 보고된 바와 같이 높은 성공률과 예견성에도 불구하고 실패의 사례도 있다. 임플란트의 실패는 골유착에 근거한 다양한 형태 및 재료와 임플란트의 상관성, 임플란트의 구강내 위치 이외에도 원인들이 있다. 임플란트를 통해서 저작 기능시 가해지는 교합력은 골로 전달되므로 임플란트를 매식한 후 교합 하중에 대한 응력분산과 이에 대한 골의 재형성과 같은 생체내의 반응이 매우 중요하다. 임플란트 주위 지지조직의 응력분포 양상은 유한요소분석을 통해 연구하였고 자연치에서 각 기능을 담당하는 구성요소들이 없으므로 발생 가능한 문제점들을 예측하여 보철물을 설계시 고려하였다.

교정 분야에서의 연구는 성장에 의해 계속해서 변화하는 생체 조직에서 올바른 교정 효과를 얻기 위해서 악정형 장치가 생체에 미치는 영향에 대한 이해와 장치의 역학 현상에 대한 분석을 하였다^{26-27, 38-39}). 치아의 이동은 치아와 주위 지지조직의 구조물들에 대한 분석이 필요하고 다양한 하중에 대한 실험적 방법을 이용하거나 유한요소법을 이용하였다. 교정 치료는 신속한 진행을 위해 다양한 분석 방법과 병행하여 힘의 체계와 치아 이동을 생역학적으로 규명하고자 하는 시도로 실제치아의 이동 반응을 예측하기 위한 교정 장치의 역학 연구가 진행되고 있다.

이처럼 보존 치료와 보철 치료 및 교정 치료에서 생체 역학적인 분석 및 고찰은 무엇보다 중요하다고 볼 수 있는데 실제 구강 내에서 직접 시행하기가 어

려운 문제점을 극복하고 임상에 유용하게 응용하고자 유한요소분석법을 이용하고 있다. 유한요소분석의 원활한 진행을 위해서는 컴퓨터상에서 실제와 유사한 모델을 설계하고 구성하여야 하며 이를 유한 요소 분석에 이용하는 연구들이 활발하게 진행되고 있다⁴⁰⁻⁴³).

앞서 설명한 바와 같이 치과분야에서 다양한 방법으로 수많은 형태의 모델이 구성되어 이용되었고 최적화된 3차원 모델을 구성하고자 많은 연구들이 시행되었다. 그러나 3차원 모델을 이용한 유한요소분석의 중요성이 대두되는 추세에 반해 실제 분석에 이용되고 있는 치아의 3차원 모델은 실제 치아 형태를 기반으로 한 모델이 아닌 단순화하여 구성한 모델을 이용하고 있다.

인체의 치아는 단순한 면이 아닌 복잡하고 다양한 부드러운 곡선들의 연결로 이루어져 있다. 턱뼈 또한 아주 복잡하게 이루어져 있으며, 내부 구조 또한 다양한 형상과 물성으로 이루어져 있어 모델 구성에 어려움이 많다. 실제 치아의 3차원 모델을 분석하였을 때 많은 수의 요소로 인해 발생하는 문제를 방지하고자 단순화된 모델을 이용하였으나 실제 치아에서의 결과와는 차이가 발생할 것으로 사료된다.

컴퓨터 그래픽 기술과 소프트웨어의 발전으로 치아 및 치조골의 3차원 모델링을 위한 다양한 방법들이 연구되었고 이를 응용하는 연구들이 활발하게 이루어지고 있으며 그 중에서도 유한요소분석을 위한 연구들이 근래에 더욱 활성화되고 있다.

그러나 실제 치아로 구성된 3차원 모델은 유한요소분석에 이용하기에 형태가 너무 복잡하고 요소의 분할과 분석에 어려움이 있었다. 치과에서 요구되는 치료 및 보철물 구성에 실질적으로 응용하기 위한 유한요소분석에는 최적화된 치아의 3차원 모델을 구성하는 것이 중요하다.

본 연구에서는 micro-CT 촬영을 통해 실제 치아와 레진 치아 모델을 3차원 모델링하였고 구성된 모델 중에서 실제 치아의 상악 전치와 대구치 모델에 와동을 형성하고 수복재를 충전하여 유한요소분석법으로 응력 분포를 분석하여 이들의 상관관계를 연구하였다. 또한 다양한 프로그램의 기능을 응용하여 정확하고 효율적으로 모델링하는 과정을 제시하고 구성된 3차원 치아 모델을 유한요소분석에 적극 활용하고자 하였다.

II. 실험 재료 및 방법

2.1 Micro-CT 데이터로부터 MIMICS를 이용한 치아 3차원 모델링

2.1.1. 레진 치아 모형과 실제 치아 촬영

Micro Computerized Tomography (Micro-CT, Tech valley co., Ltd, Korea)를 이용하여 상악 레진 치아 모형 및 실제 상악 치아를 촬영하였다. 촬영 테이블 위의 촬영 축에 평행하게 샘플을 위치시키고 X-ray가 조사되는 중앙 부위에 맞추었다. 촬영 테이블이 회전하면서 촬영이 진행되므로 샘플이 흔들리지 않도록 고정시켜 촬영하였다. X-ray가 조사되면 컴퓨터 화면상에서 나타나는 샘플을 관찰하였고 프로그램의 회전 기능을 이용하여 샘플의 위치를 조절하였다. 샘플의 영상이 촬영 범위에서 벗어나지 않도록 조절하여 화면상의 중심 부위에 위치시켰다. Micro-CT의 촬영 조건은 샘플에 따라 투과도의 차이가 나타나므로 X-ray 전압량을 조절하여 과다하게 투과되지 않도록 조절하였다. 컴퓨터 화면을 관찰하여 대상의 형태를 잘 나타낼 수 있도록 전압량과 전류량을 조절하여 치아의 윤곽이 뚜렷하게 나타내기에 적합한 조건으로 촬영하였다. 본 연구에서 이러한 조건들을 고려하였을 때, 레진 치아의 촬영 조건은 120kV와 500 μ A로 촬영하였고 실제 치아의 경우는 110kV와 550 μ A로 촬영하였다.

2.1.2. 3차원 모델링을 위한 샘플의 형태 관찰

촬영된 이미지는 2차원 스캔을 시행하고 영상의 각 슬라이스에서 모델의 형태를 뚜렷하게 나타낼 수 있도록 계수 값을 조절하였고 관찰된 영상 이미지의 형태가 가장 뚜렷하고 정확하게 나타난 계수 값을 입력하여 저장하였다. 적절하게 조절된 2차원 이미지 영상의 범위를 이용하여 3차원 스캔을 진행하여 생성된 3차원 영상 데이터는 미세 조정화면에서 불투명도 조정 기능을 이용하여 원하는 이미지로 조절되면 해당하는 영역을 볼륨 렌더링 하였다.

3차원 치아 모델의 형태를 관찰하여 실물과 유사하게 나타나는 최적화된 역치 값을 입력하여 저장하였다. 촬영된 영상 이미지는 각 슬라이스의 두께가 0.05mm였으며 해상도가 512 \times 512 픽셀의 DICOM (Digital Imaging and

Communications in Medicine) 파일로 저장되었다.

DICOM 파일은 MIMICS 12.0 software (Materialise's interactive medical image control system, Belgium)에서 import하였고 연속적인 슬라이스 영상은 세 방향으로 관찰 가능한 작업창에서 분리된 이미지를 관찰할 수 있었다(Fig .1).

슬라이스는 명암의 차이를 통해 영상의 형태를 뚜렷하게 구분 지을 수 있는 gray value에서 세부 작업을 하였고, 모델링해야 할 부위의 형태를 파악하였다. 치아 및 치조골의 형태를 포함하여 경계 검출하였고 gray value상에서 치아 영역의 형태를 고려하여 치아 부위의 HU 수치를 파악하였다(Table 1).

경계 검출된 영역의 치조골을 제외한 치아 부위만을 선택하기 위해 측정된 HU 수치를 이용하여 치아의 3차원 모델로 구성하였다. 생성된 치아의 3차원 모델은 치아와 유사한 형태를 재현되었지만, 모델의 전체적인 형상에서 벗어나 인접 치아와 경계가 불분명 하거나 금속 수복물 등의 영향을 받아 생겨난 선상 오류로 인해 분류가 어려울 경우에는 Gray value에서 편집 작업을 하였다(Fig .2).

치아를 개별적으로 분리하기 위하여 작업하고자 하는 치아를 제외한 나머지 부분은 3차원 편집 기능으로 제거하여 선택된 치아만을 분리하였고 정교하고 미세한 부분의 작업을 위해서 편집 작업을 하였다.

2.1.3. 3차원 치아 모델 구성

Gray value상에서 실제 치아의 내부 구조인 법랑질, 상아질, 치수를 파악하고 각 부위에 따라 발생하는 HU 수치의 차이를 측정하고 해당하는 적정 HU 수치를 통하여 경계 검출하였다. 각각의 경계 검출된 형태를 보다 세밀한 분리 작업을 시행하여 3차원 모델링하였다. 생성된 3차원 치아 모델 중에서 실제 치아의 상악 전치와 대구치를 선택하여 세부적이고 정교한 작업을 하였다. 선택된 치아의 3차원 모델을 관찰하여 작업창에서 dilate와 erode 과정을 반복하고 치아 범위에서 벗어난 픽셀을 정돈하여 매끄러운 치아 형태가 되도록 다듬고 모델링하였다.

형태가 정돈된 치아의 3차원 모델은 형태상의 오류가 있거나 고르지 않은 부분을 다듬어 주는 remesh 기능을 이용하여 모델의 내외부에 발생한 문제점을 자동 평가하였다. 발생한 문제는 자동 교정 기능으로 수정 작업을 하여 다른 프로그램과의 호환 작업에 유용하고 유한요소분석 (Finite Element Analysis, FEA)에 적용하기 적합한 형태인 Stereolithography (STL) 파일로 저장하였다.

2.2 3차원 CAD 프로그램을 이용한 치아 삭제 및 수복 모델 생성

2.2.1 치아 모델에 와동 형성

3차원 CAD 프로그램인 SolidWorks® Office Premium 2007 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., USA)에서 작업된 치아 3차원 모델의 STL 파일을 불러들여 형태상의 오류 여부를 확인하였다. 치아에 와동 형성 작업을 위해 3차원 CAD 프로그램인 Autodesk Inventor® Professional 11 (Autodesk, Inc., USA)과의 호환 작업을 위해 STEP (Standard for the Exchange of Product model data) 파일로 저장하였다.

Inventor에서 STEP 파일을 import하여 치아의 3차원 모델 위에 원하는 와동의 형태로 3차원 스케치하였고 형성할 모의 와동의 깊이와 방향을 고려하여 삭제하는 작업을 하였다. 교차와 절단 기능을 이용하여 와동 형성된 치아 모델을 생성하고 역으로 돌출 작업하여 분리된 수복재 모델은 치아 모델에서 분리되어 3차원 모델로 각각 생성하였고, STEP 파일로 저장하였다.

상악 전치의 경우는 3차원 모델에 veneer 수복하고자 치아를 삭제하는 작업을 할 때, 치아의 순측 방향에서 삭제 깊이를 고려하여 0.5mm로 절단면을 삭제하였다. Veneer 형태가 삭제된 치아 모델과 veneer 모델로 분리하여 각각 STEP 파일로 저장하였다.

대구치의 3차원 모델에 와동을 형성할 경우, I급 와동의 형태를 3차원 스케치하여 와동을 2mm 깊이로 삭제하였다. 와동 형성된 대구치의 모델과 와동 수복재 모델을 각각 STEP 파일로 저장하였다.

2.3 유한요소분석을 위한 조건 설정

2.3.1 치아 모델과 수복재 모델의 상호 결합

SolidWorks 프로그램에서 치아와 수복재의 STEP 파일을 각각의 파트 창에서 불러들여 치아와 수복재에 해당하는 탄성계수와 프와송 비를 입력하여 새로운 재질을 생성하여 부여하였다(Table 2.). 재질이 지정된 각 모델은 어셈블리 작업창에서 불러들여 수복재 모델과 와동이 형성된 치아모델이 상호 정확하게 매치되는 위치에 구속 조건을 설정하여 결합시켰다.

어셈블리 창에서 포셀린과 레진으로 수복된 전치의 veneer와 치아 모델은 두 모델 사이에 적합한 구속 조건을 통해 상호 매치되는 위치에서 결합시켰다. 대구치에 I급 와동을 형성한 치아 모델과 와동 모델은 어셈블리 창에서 불러들여 충전될 재료의 종류를 변경함에 따라 각 수복재의 재질을 다르게 입력하였다. 수복재 모델에 레진, 금합금, 아말감 등의 각기 다른 재료들로 물성을 부여하였다. 와동 형성된 치아 모델과 수복재 모델을 어셈블리 창에서 불러들여 모델간의 구속 조건을 고려하여 상호 매치되는 부위에 맞게 결합시켰다.

2.3.2 유한요소분석 조건 설정 및 실행

SolidWorks에서 상호 결합된 모델은 유한요소분석을 위한 추가적인 모듈인 CosmosWorks (Structural Research & Analysis Corp., USA)를 이용하여 분석하였다.

재질이 부여된 모델들이 유한요소분석에 이용될 경우 모델은 전체 구조가 같은 기계적 성질의 재료로 이루어졌다는 균질성(Homogeneity), 재료의 성질은 모든 방향에서 같다는 등방성(Isotropy), 모델의 변형이나 응력변형은 가해지는 힘에 비례한다는 Hook의 법칙에 따라 왜력율과 무관하다는 선상탄성(Linear elasticity)의 성질을 갖는다고 가정하여 실험하였다.

모델에 부여할 경계조건은 전치와 대구치 모두 같은 조건으로 치아와 치주인대의 완충 작용을 배제하기 위해 움직임이 발생하지 않도록 치근부를 삭제하여 절단면에 구속을 부여하였다. 전치의 경우, 각 치아와 수복재에 하중이 부여되는 위치를 맞추어 50N 하중을 부여하였다.

하중 조건은 저작시 수복재 변연 부위에서 수복재와 치질에 힘이 동시에 적

용되도록 설정하였고 하중의 방향은 수복재의 표면과 치질의 표면에 수직이 되도록 설정하여 주응력의 분포를 분석하였다.

전치의 경우, 전치 veneer에 포셀린, 레진으로 수복한 치아 모델에는 하중이 부여되는 위치로 순면의 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 주었고 절단면에 50N 하중을 부여하였다. 대구치의 경우는 1급 와동을 형성하여 수복재는 레진, 아말감, 금합금으로 각각 충전하였다. 하중은 교합면에 50N의 힘을 수직으로 부여하였고 하중의 위치를 조금씩 달리하였다. 치아와 수복재가 포함되도록 근심외에 하중을 가하거나, 수복재의 중심 부위에만 해당하는 중심외에 하중을 가하는 조건을 부여하였다. 결합된 치아 모델과 수복재 모델 사이의 관계에 따른 접촉 조건 설정은 전부 두 모델 사이에 여유 공간 없이 접촉된 조건을 부여하였다.

전치와 대구치에서의 모든 경계 조건을 설정한 모델은 해석을 진행하기에 앞서 전단계 해석을 실행하였고 mesh를 작성하기 위해서 각 모델의 형태에 따른 다양한 mesh 작성을 시도하였다. mesh는 큰 숫자부터 입력하여 작은 숫자로 크기를 줄여나가면서 해석이 진행되기에 적합한 크기를 선택하여 입력하였다. 모델의 형태와 크기 차이가 다양한 이유로 mesh 작성시에 발생하는 오류를 방지하고자 비호환 mesh로 작성하여 실패한 파트의 mesh를 재작성 하도록 조건을 설정하였다.

Mesh 작성을 한 모델은 해석을 실행하여 각 모델의 mesh에 크기에 따라 요소와 절점의 수가 조절되었다. 해석의 원활한 진행을 위해서 모델에 부여한 조건들을 재검토한 후에 최적의 mesh가 작성된 모델에 정적해석을 실행하여 전체 모델에 대한 응력 및 변위에 대한 분석을 하였다.

Ⅲ. 연구 성적

3.1 3차원 치아 모델링

Micro-CT를 이용하여 촬영한 상악 레진 치아 모형 및 실제 상악 치아의 연속적인 단면 영상을 DICOM 파일 형식으로 저장하였고 MIMICS 프로그램에서 import하여 Fig 1.에서 보이는 것처럼 세 부분으로 나누어진 작업창에서 단면 이미지를 관찰할 수 있었다. 레진 치아의 경우는 단일 재료로 구성되어 gray value에서 HU 수치 범위가 좁았고 해부학적 구조를 갖추지 않았으므로 측정된 HU 수치를 모형 전체에 공통으로 적용하여 3차원 모델로 구성하였다(Fig. 3).

실제 치아의 경우는 gray value에서 해부학적 구조에 따라 형태상 경계가 구분되는 부위의 HU 수치를 측정하였고 각 부위의 측정 수치를 적용하여 치조골로부터 치아를 분리한 3차원 모델로 구성하였다(Fig. 4). 본 연구에서 제시한 전체 치아의 해부학적 구조에 따른 HU 수치는 치아별, 구조별로 경계를 단적으로 구분지어 측정할 수 없었다.

실제 치아의 3차원 모델 중에서 유한요소분석에 이용될 대상으로 상악 전치와 대구치를 선택하여 보다 세밀한 부위의 정교한 작업을 하였고 메시 작성에 오류가 발생하는 부분을 수정하여 교정된 3차원 모델로 구성하였다(Fig. 5).

상악 전치의 3차원 모델은 Inventor 프로그램에서 veneer 형태로 삭제한 치아 모델과 veneer 모델을 분리하는 작업을 하였고, 상악 대구치는 1급 외동을 형성하여 치아 모델과 수복재 모델로 분리하였다(Fig .6).

SolidWorks 프로그램에서 분리된 치아와 수복재의 STEP 파일을 불러들여 수복재의 종류에 따라 레진, 금합금, 아말감의 재료의 물성을 부여하였고, 치아 모델과 수복재 모델에 결합을 위한 조건을 설정하여 상호 매치되는 부위에 맞게 위치시켰다(Fig. 7).

3.2. 유한요소분석 결과

유한요소분석에 이용된 모델의 적절한 mesh 크기는 각 모델의 형태에 따라 수치를 달리하여 적절한 크기의 형태로 작성되었다(Fig. 8). 전치의 경우에는 형성된 와동의 형태에 따라 mesh의 크기가 다양하게 나타났고 생성된 요소와 절점의 수도 그에 따라 변화되었다(Table 3).

유한요소분석을 위해 mesh가 작성된 모델은 정적해석을 시행하였고 해석을 실행한 결과를 응력, 변위, 변화량으로 나타난 Von Mises 유효응력이 관찰되었다. 실험 결과는 각 모델에서의 최대 응력이 발생한 부분과 최대 변위가 발생한 부분을 등고선 플롯 유형으로 표시하여 절점 응력을 관찰하였다.

3.2.1 전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3부위에 50N의 하중을 부여하여 4방향에서의 응력과 변위 관찰

3.2.1.1 순면에서의 응력 관찰

포셀린에서의 응력 분포는 절단측 1/2 부위에서 근원심으로 중간 1/3부위에 하중을 가하였을 때, 포셀린은 하중을 가한 부위에 부분적으로 높은 강도에서 중간 강도의 응력이 발생하였고 하중을 가한 부위 주변으로는 약한 응력이 좁게 분포하였다. 그 이외의 수복물에서는 응력이 거의 발생하지 않았다. 치근을 절단한 부분에 띠 모양으로 높은 응력이 발생하였고 치경부 치근에 중간 정도의 응력이 발생하였다. 레진은 포셀린과 거의 동일한 응력 분포 양상을 보였고 하중을 가한 부위를 제외한 순면에 약한 응력이 전반적으로 분포하였다(Fig. 9).

3.2.1.2 절단면에서의 응력 관찰

포셀린에서는 부분적으로 강하고 중간 정도의 응력이 발생하였고 그 주변으로 약한 응력이 발생하였으며 수복물 주변으로 약한 응력이 발생하였다. 설측으로는 설와와 설결절 부위에 중간 강도의 응력이 발생하였다(Fig. 10).

3.2.1.3 설면에서의 응력 관찰

포셀린에서는 치근의 절단한 부위에서 치경부 치근에 근심 1/3을 제외한 부

위에서 높은 응력이 발생하였고 근심측 치근부와 설와, 치경부, 설결절 주변으로 중간 강도의 압력이 발생하였다. 설결절과 변연융성 부위에는 약한 강도의 응력이 발생하였다. 레진에서도 유사한 분포를 보였으나 좀 더 낮은 강도로 발생하였다(Fig. 11).

3.2.1.4 근심면에서의 응력 관찰

포셀린에서는 치근을 절단한 부위에 인접하여 순측과 설측에 강한 응력이 발생하였고 그 주변으로 중간 강도의 압력이 발생하였다. 레진은 포셀린과 유사한 강도를 보였으나 중간 강도를 둘러싼 응력이 넓게 분포되었다(Fig. 12).

3.2.1.5 순면에서의 변위 관찰

포셀린은 하중을 가한 부위와 순면 수복물 부위에 강한 응력이 발생하였고 치관 부위 원심측 절단 1/2 부위에 강한 변위가 발생하였고 치관 원심측 치경 1/2 부위에 중간 강도의 변위가 발생하였다. 레진은 치관의 절단측 1/2 부위에 높은 강도의 변위가 발생하였고 치경 1/2 부위에 중간 강도의 변위가 발생하였고 치경부에 약한 강도의 변위가 발생하였다(Fig. 13).

3.2.1.6 절단연면에서의 변위 관찰

포셀린은 하중을 준 부위와 순면 전체에서 설면의 설와와 근심원심 변연융성 부위에 높은 강도의 변위를 보였고 설결절에 중간 강도의 변위가 발생하였다. 레진은 포셀린과 유사한 경향을 보였고 순면의 최대 풍용 부위에 중간 강도의 변위가 발생하였다(Fig. 14).

3.2.1.7 설면에서의 변위 관찰

포셀린은 절단 1/3 부위에 강한 변위가 발생하였고 이외의 부분에 중간 강도의 변위가 발생하였고 설와의 변위가 조금 더 높았다. 레진은 절단 1/2 부분과 설와에 강한 변위가 발생하였고 근심원심 변연 융선과 설결절에 중간 강도의 변위가 발생하였고 치경부에 약한 변위가 발생하였다(Fig. 15).

3.2.1.8 근심면에서의 변위 관찰

포셀린은 절단 1/3 부위와 수복물 부위에 높은 변위가 발생하였고 절단 치경으로 중간 1/3 부위에 중간 강도의 변위가 발생하였고 치경부에는 낮은 강도의 변위가 발생하였다. 레진은 치관의 절단측 1/2 부위에 높은 강도의 변위가 발생하였고 치경측 1/2 부위에 중간 강도의 변위가 발생하였으며 치경부에서 가장 낮은 강도의 변위가 발생하였다(Fig. 16).

3.2.2 전치 veneer의 절단면에 50N의 하중을 부여하여 4방향에서의 응력과 변위 관찰

3.2.2.1 순면에서의 응력 관찰

포셀린은 하중을 가한 부위에 강한 응력이 발생하였고 원심 치경부 치근에 중간 강도의 응력이 발생하였다. 레진에서도 하중을 가한 부위에 강한 응력이 발생하였고 원심측 치경부 치근에 중간 강도의 응력이 발생하였고 하중을 준 부위에서 절단 1/3 부분에 하중을 준 부위에 인접하여 강한 응력이 발생하였고 치경부 쪽 방향으로 점점 약해졌다(Fig. 17).

3.2.2.2 절단면에서의 응력 관찰

포셀린은 하중을 가한 부위에서 강한 응력이 발생하였고 주변으로 중간 강도의 응력이 분포하였으며 근심측 하중을 준 부위 주변의 응력 분포가 더 넓게 나타났다. 설와의 절단측 1/2 부위에 중간 강도의 압력이 발생하였고 근심의 치경부 치근과 치근을 절단한 면에 인접한 부분에서 중간 강도의 응력이 발생하였다. 레진에서도 포셀린과 비슷한 응력을 보였고 근심측 하중을 준 부위 주변으로 좀 더 강한 응력이 넓게 발생하였고 그 주변으로 중간 강도의 응력이 발생하였다(Fig. 18).

3.2.2.3 설면에서의 응력 관찰

포셀린은 하중을 준 부위에 강한 응력이 발생하였고 주변으로 중간 강도의 응력이 분포하였으며 근심측 하중을 준 부위 주변의 응력 분포가 더 넓게 나타났다. 설와의 절단측 1/2 부위에 중간 강도의 압력이 발생하였고 근심의 치경

부 치근과 치근을 절단한 면에 인접한 부분에서 중간 강도의 응력이 발생하였다. 레진은 포셀린과 동일한 양상을 보였으며 절단면에서 발생하는 응력의 분포 범위가 좁았고 설와 및 치근부에 발생하는 범위는 좀 더 넓었다(Fig. 19).

3.2.2.4 근심면에서의 응력 관찰

포셀린은 하중을 가한 부위에서 강한 응력이 발생하였고 주변 부위와 설와에서 중간 강도의 응력이 발생하였다. 레진은 포셀린과 동일한 응력 분포를 보였고 근심측 하중을 가한 부분의 중심과 설와 부위로 좀 더 넓은 범위의 응력이 발생하였다(Fig. 20).

3.2.2.5 순면에서의 변위 관찰

포셀린과 레진이 동일한 양상을 보였으며 강한 변위가 절단면 부위에서 발생하여 근심측으로 절단 1/3 부위에서 원심측으로 중간 1/3 부위로 이어지는 부위까지 강한 변위가 발생하였다. 근심 1/3에서 원심 치경부로 이어지는 부위까지 중간 강도의 변위가 발생하였고 이러한 사선 방향에 평행하여 변위가 약해지는 경향을 보였다(Fig. 21).

3.2.2.6 절단면에서의 변위 관찰

포셀린과 레진이 동일한 양상을 보였으며 하중을 가한 부위를 중심으로 강한 변위가 넓은 부위에서 관찰되었는데 원심측으로 더 넓게 분포하였다. 설면에서는 설측 설와를 포함하고 주변부의 변연융선까지 포함하였다(Fig. 22).

3.2.2.7 설면에서의 변위 관찰

포셀린과 레진이 동일한 양상을 보였으며 순면에서의 변위 결과와 동일하였다(Fig. 23).

3.2.2.8 근심면에서의 변위 관찰

포셀린과 레진이 동일한 양상을 보였으며 치관의 절단측 1/2 에서는 강한 변위가 보였고 치경측 1/2에서는 중간 강도의 변위를 보였으며 치경부에서 치근으로 갈수록 변위가 약해졌다(Fig. 24).

3.2.3 대구치의 수복재와 치아가 포함되는 부위의 근심와에 하중을 부여하여 응력과 변위 관찰

3.2.3.1 대구치와 수복재의 근심와에 하중을 부여하여 응력 관찰

수복 재료에 따른 응력의 분포 결과는 레진에서는 하중을 준 부위에서 응력의 분포가 집중됨이 관찰되나 그 주변 부위까지 연결성 있는 응력분포는 보이지 않았다. 아말감은 하중을 준 부위와 수복재에서 응력 발생하고 하중을 가하지 않은 주변부까지 미약한 응력이 발생되었음을 관찰할 수 있었다. 금합금은 하중을 준 부위로부터 강한 응력 분포를 보이고, 하중을 준 부위뿐만 아니라 하중에 가까운 수복물의 하방에서도 강한 응력이 관찰되었고 이를 중심으로 고르게 퍼져나가는 응력의 분포를 보였다. 아말감에 비해 좀 더 넓은 부위까지 분포됨을 비교할 수 있었고 하중을 준 부위에서 멀어질수록 응력을 분포가 점차 미약해짐을 관찰할 수 있었다(Fig. 25).

3.2.3.2 대구치와 수복재의 근심와에 하중을 부여하여 변위 관찰

수복 재료에 따른 변위의 분포 결과는 레진에서는 하중을 준 부위에서 근심 부쪽에 하중이 편중되었으나 근심 설측 교두의 근심 사면과 협측 교두의 근심 사면과 변연융선에 국한된 변위 분포를 보였다. 금합금은 분포가 가장 작았고 근심부의 근심와와 변연융선에서 고른 변위의 분포를 보였다. 아말감은 근심 협측 교두를 넘어서 원심측 사면까지 포함하고 근심 설측 교두를 포함하는 넓은 부위까지 변위 분포를 보였다(Fig. 26).

3.2.4 대구치의 수복재 부위의 중심와에 하중을 부여하여 응력과 변위 관찰

3.2.4.1 대구치와 수복재의 중심와에 하중을 부여하여 응력 관찰

수복 재료에 따른 응력의 분포 결과는 레진에서는 하중을 부여한 중심와를 중심으로 응력의 연결성이 없고 좁은 범위에서 동심원적으로 응력이 발생하였다. 아말감은 하중을 준 부위를 중심으로 조금 더 넓은 부위로 퍼져나가 주변 지역으로 동심원을 그리며 레진보다 확장된 응력의 분포를 보였다. 금합금은 하중을 가한 부위를 중심으로 수복물의 형태를 따라 넓게 확장되어 강한 응력이

관찰되었고 이를 중심으로 응력이 확산되었다(Fig. 27).

3.2.4.2 대구치와 수복재의 중심외에 하중을 부여하여 변위 관찰

수복 재료에 따른 응력의 분포 결과는 레진에서는 하중을 준 부위를 중심으로 강한 변위가 관찰되었고 동심원적으로 응력이 퍼져나갔으며 중간정도의 변위가 교합면 전체에서 관찰되었다. 금합금 보다는 넓게 분포되어 강한 변위량을 보였으며 좀 더 넓은 동심원을 그리며 하중을 주지 않은 부위와의 경계에서 극적으로 변위가 단절되었다. 금합금은 가장 고른 양상으로 나타났고 하중을 준 부위에서만 강한 변위를 보였고 중간정도의 변위는 인접한 교두용선의 하방 부위에서만 관찰되었다. 동심원을 그리며 미약하고 완만하게 분포되었고 약한 변위는 근심설측 교두용선외의 교합면에서는 거의 관찰되지 않았다. 아말감은 레진보다 약간 넓은 범위의 변위를 보였고 강한 변위가 관찰된 범위는 레진과 유사하였으나 중간 정도의 변위는 중심외에 국한되었고 중심외를 넘어서는 교합면에서 약한 변위가 관찰되었고 수복물 변연선이 뚜렷하게 관찰되었다(Fig. 28).

IV. 총괄 및 고찰

컴퓨터 3차원 모델링에 관한 연구는 컴퓨터 소프트웨어와 영상 기술의 발전으로 인해 다양한 분야에서 응용되고 있으며 치과 분야에서도 이를 이용한 연구들이 진행되고 있다. 치과 분야에서는 손실된 치아의 복원과 같은 종래의 치료부터 보철물 수복과 임플란트 식립 및 치아 교정 시뮬레이션 등의 복잡한 일련의 시술 과정에까지 폭넓게 이용되고 있다.

기존 연구들에서 제시한 3차원 모델링은 실제 치아를 구성하기에 다소 무리가 있었으며 복잡한 과정을 거치면서 시간의 소모가 많았고 경제적인 부분에 문제가 있었다. 모델링 방법은 치아의 기하학적 형상 데이터나 치아의 수치 측정 정보를 바탕으로 다양한 시스템과 알고리즘을 이용하여 구성하거나 치아 형태를 단순화시켜 3차원 CAD 모델을 구성하는 방법들이 있다⁴⁴⁻⁴⁶⁾. 이렇게 구성된 모델은 치과 치료를 위해 요구되는 다양한 조건을 충족시키고 실제 임상을 위한 데이터로 적용되기에는 무리가 있었다.

이러한 문제점을 해결하고 과정의 단순화와 편의성을 도모한 방안을 제시하고자 본 연구에서는 실제 치아를 micro-CT로 촬영한 데이터로 3차원 모델을 구성하였다. 일반적으로 3차원 모델을 구성하기 위해 이용되었던 이미지 데이터는 촬영된 영상의 질적 저하로 인해 형성된 모델이 실제 치아 형태와 다소 상이한 형태의 모델로 구성되었고 유한요소분석에 적용하기 부적합하였다. Micro-CT는 최근 다양한 분야에서 이용되고 있는 장비로서 촬영 이미지의 품질의 향상을 높이고 대상물의 해부학적 구조를 파악할 수 있어 많은 연구에서 이용되었으며 본 연구에서도 micro-CT로 촬영한 이미지를 모델의 구성에 이용하였다^{8-9, 21-25, 47-48)}.

Micro-CT는 영상 슬라이스의 간격이 0.05mm로써 기존의 CT에 비해 영상의 정밀도가 높았고 영상 데이터가 정확하고 세밀하였으며, 촬영될 대상물의 절개 없이 내부 구조의 파악이 가능하였다. 촬영된 이미지는 DICOM 파일 형태로 저장되었는데 DICOM 파일은 국제의료영상표준을 의미하며 각각 다른 CT 및 MRI 저장 형식의 디지털화 되고 표준화된 양식으로 다양한 프로그램과의 호환성이 좋고 영상의 질적인 면이 뛰어났다⁴⁹⁾. Micro-CT를 사용하여 촬영한 실제 치아의 데이터를 이용함으로써 기존의 CT로 촬영하여 구성한 모델보다 상

세하고 정밀한 3차원 모델의 구성이 가능하였다.

MIMICS 소프트웨어에서 촬영된 치아의 DICOM 파일을 import하여 CT 이미지 상의 gray value를 나타내는 객관적인 지표가 될 수 있는 HU 수치를 측정하였다. HU 수치는 CT에서 픽셀의 상대적 선감약계수를 측정하여 이 수치를 물과 공기를 기준으로 하여 표준화 한 시스템으로 조직의 밀도에 비례적으로 흡수되는 X-선 흡수량에 따른 측정법이다. 선행 연구에서 CT촬영을 통한 데이터를 이용하여 각 부위의 HU 수치를 평가한 보고가 있다⁵⁰⁻⁵³⁾. MIMICS에서 설정된 HU 수치를 적용하여 치아와 치조골의 3차원 형태를 재현할 수 있으나 이 수치를 표준화하여 적용하기에는 수치상의 차이가 있으리라 사료된다.

본 연구에서는 상악 전치와 대구치 모델을 각각 20개씩 micro-CT로 촬영하여 HU 수치를 측정한 결과, 개인에 따라 차이를 보였으며 치아의 해부학적 구조별로 차이를 보였다. 이러한 측정 결과를 통해 제시한 HU 수치는 평균 범위에서 크게 벗어나지 않으며 thresholding 하기에 쉽게 이용되었고 이는 치아의 해부학적 모델링 시간을 단축시켰고 객관적인 모델링에 유용하였다. Gray value에서는 개별 치아를 분리하는데 인접치아로부터의 구분이 어려울 경우 명암의 차이에 의해 뚜렷하게 구분되는 경계를 통해 작업하였고 금속 수복물에 의한 선상오류로부터 영향을 받은 주변 치아를 분리하기 위한 작업에서도 경계 구분이 가능하였다.

구성된 3차원 모델을 유한요소분석에 이용하였을 때, mesh의 수가 많거나 형태가 불량할 경우에는 분석 과정에서 오류를 발생시키고 분석 시간이 지연되는 등의 문제가 발생한다. 특히 치아의 경우는 특성상 mesh 작성에 난해한 형태이므로 구성된 모델의 전체 형상에서 날카롭거나 돌출된 부분은 형태를 정리해 주어야 한다. 자동 remesh 기능으로 모델의 불규칙한 mesh 형태를 균일하게 변경하고 수를 줄였으며 3차원 모델의 품질을 향상시켰고 모델과 분리되어진 외부의 셀을 제거하였다. Smooth 기능을 이용해 모델의 표면을 매끄럽게 다듬어 줌으로써 모델링 과정에서의 지오메트리 획득과 수정을 가속화하고 단순화시켜 정렬되지 않은 부분의 mesh를 교정하였다. 전단계 수정을 통해 다른 프로그램에 적용하기에 적합하였고 작업 과정 중에 발생할 수 있는 오류를 방지할 수 있었다.

전단계 수정을 거친 상악 전치와 대구치 모델을 이용하여 임상에서 주로 연

구되는 수복재의 종류에 따른 응력에 관한 유한요소분석을 비교 실험하였다. 전 치에서는 기능적으로나 심미적으로 실제 치아를 대체할 수 있는 veneer의 재료에 따른 응력 분포를 비교 연구하고자 하였다. 대구치에서는 I 급 와동에 다양한 재료를 수복하여 응력의 분포에 따른 결과를 비교 분석하고자 하였다.

치아 모델로부터 원하는 형태의 와동을 형성하고 수복재 모델을 구성하는 과정은 비교적 단순하게 이루어졌으나 실제 와동 형성시에 고려되어야 하는 조건을 충족시키지 못하였으므로 이를 고려한 향후 연구가 이루어져야 할 것이다. 분리된 치아와 수복재 모델은 동일한 형태의 수복재 모델에 다양한 재료의 탄성계수와 프와송 비를 입력할 수 있었다. 구성된 3차원 모델은 유한요소분석에 이용하여 같은 조건의 와동 형태에 다양한 수복재료의 조건을 대입시키고 하중과 경계 조건을 다양하게 설정하여 비교할 수 있으므로 효율적이었다.

치과 분야에서의 응력분석에 관한 방법들로 Strain gauge는 기계적인 미세한 변화를 전기 신호로 검출하는 센서로서 구조물의 표면에 접촉해두면 표면에 작용하는 응력을 쉽게 측정할 수 있으나, 내부 응력이나 물성이 다른 물질간의 경계부위에 발생하는 응력은 측정할 수 없다⁵⁴⁻⁵⁵). 광탄성법은 빛의 간섭을 이용하여 내부의 응력 분포 상태를 가시적으로 관찰할 수 있어서 치과분야에서 많이 이용되어 왔으나 복잡한 형태의 모델 구성이 어렵고 하나의 재료로 구성된 경우에 이용되며 다양한 물성치를 나타내는 광탄성 재료가 충분하지 못하여 정확도와 신뢰도가 떨어지고 응력 동결시에 재료의 탄성계수와 프와송비가 변할 수 있다⁵⁶). Holography법은 레이저를 이용하여 물체를 3차원 영상으로 재생시키고 비접촉으로 응력과 변형상태를 정밀하게 측정할 수 있는 효과적인 방법이나 큰 응력의 측정에는 적합하지 않고 내부 응력의 표현이 어려우며 실험 조건이 까다롭다⁵⁷⁻⁵⁸).

이에 반해 유한요소분석법은 공학적인 수치 해석으로 진행되고 조건 설정이 다양하여 외부 요인에 영향을 받지 않으며 다양한 변위와 응력의 크기 및 분포를 정량적으로 분석할 수 있고 모델의 내부 응력을 관찰할 수 있다는 장점이 생체역학 및 치의학 분야의 연구에 적합하다. 이 방법은 기하학적 구조로 복잡한 물체나 다양한 재료들로 구성되어 있는 구조물의 분석에 특히 유용하며 변위 전후의 상태를 비교 분석할 수 있다.

유한요소분석에 이용되는 모델은 많은 수의 요소로 세분화하여 각 요소의 응

력과 절점의 변위를 산출하여 이를 연결시킨 전체 현상을 분석하였고 구조물 성분 내부의 발생하는 응력 상태를 관찰할 수 있었다. 동일한 모델을 이용하여 반복적인 실험을 진행할 경우, 모델 요소의 형태나 크기를 표준화하여 구성함으로써 하중 조건이나 경계 조건의 설정이 자유롭고 비교 분석을 위한 실험에 효과적으로 이용될 수 있었다.

유한요소분석의 정확한 분석을 위해서는 모델의 mesh 크기와 그에 따른 요소 분할 과정, 사용되는 요소들의 형태 및 수의 결정과 절점의 위치 정의 등을 고려한 분석이 이루어져야 한다. 본 연구에서는 해석하고자 하는 치아 모델을 대신하여 비교적 단순화시킨 치아 모델에 mesh를 작성하여 분석하였고 결과에 대한 적절성을 검토하고 시행오차를 줄임으로써 정확한 해석을 실시하고자 하였다. Mesh를 작성하고자 하는 모델이 하나로 이루어지지 않은 경우에는 비호환 mesh 작성을 통하여 모델의 형태에 따라 다른 크기의 mesh가 형성되도록 하였다.

유한요소분석의 결과가 신뢰할 만한 정도의 정확도를 얻기 위해서는 전체 모델을 가능한 많은 수의 작은 요소로 분할하는 것이 필요하나 분할된 요소의 수가 너무 많으면 컴퓨터 계산시간이 길어지게 되거나 컴퓨터의 능력 범위를 넘어 해석이 불가능하게 되기도 하였다. 이와 반대로 컴퓨터 자원의 효율성을 높이고자 요소의 수를 줄이다보면 해석 결과의 정확도가 만족스럽지 못하게 되는 결과를 보였다.

따라서 치아와 수복재의 모델에서도 요소의 수를 결정하기에 앞서 요소와 해석 사이의 상반적인 측면을 고려하여 결과를 사용하기에 정확도를 얻는 정도에서 적절한 절충이 필요하였다. 치아와 수복재 사이에서 응력이나 변위가 급격히 변하리라 예상되는 부분이나 형상이 급격히 변화되는 부분은 경험적인 판단에 의하여 국지적으로 많은 수의 작은 요소로 분할하고 일정한 변화가 예상되는 부분에서는 요소의 수를 줄이고 요소를 크게 작성하는 비호환 mesh로 작성하였다. 비호환 mesh 작성 후 실패한 파트의 mesh를 재작성하는 기능을 이용하면 균일한 분할로 작성되었을 때보다 훨씬 효율적인 계산을 할 수 있었다.

본 연구에서는 선행 연구에서 제시한 요소와 절점 수를 참고하여 보다 많은 수의 요소로 분할하고자 모델의 형태를 개선하기 위한 다양한 시도를 하였고 이를 유한요소분석에 이용하여 정확한 결과를 얻고자 하였다.

Mesh가 작성된 전체 모델이 정적 해석 절차를 거치면 모델에 대한 정확한 분석이 이루어져야 하고 반복적인 해석과 분석을 통해 유한요소분석에 적절한 최적의 모델을 설계함으로써 최적의 결과를 얻을 수 있게 된다.

구속 조건과 하중 조건은 조건 부위와 방향에 따라 유한요소분석 결과에 큰 영향을 미치므로 다양한 조건에 부합하도록 선택해야 한다. 특히 치아와 같은 3차원 모델의 경우는 곡면상에 다양한 형태의 mesh로 이루어져 있으므로 조건 부여에 상당한 어려움이 발생한다. 그러므로 유한요소분석의 원활한 해석을 위해서는 경계조건을 지정할 때 치아의 형태를 고려하여 지정해주고 분석을 실행하는 것이 중요하였다⁵⁹⁾.

모델에 하중을 부여하는 조건으로는 연구 목적에 따라 하중의 방향과 크기가 다양하게 설정된다. 선행 연구들에 따르면 교합시 치아에 가해지는 힘의 범위에 대해 다양한 결과들이 보고되었으나 본 연구에서는 하중에 따른 치아와 수복재에 파절을 일으키는 사면에 주지 않고 전치에 veneer 수복된 치아 모델에는 하중이 부여되는 위치로 순면의 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 주었고 절단면에 50N 하중을 부여하였다. 대구치의 경우는 수복재의 교합면 근원심와, 중심와에서 수직 방향으로 주었으며 임의로 50N의 하중을 설정하여 치아와 수복재에 발생하는 응력의 분포를 관찰하였다.

실제 구강 내에서 발생하는 힘들은 다양한 방향으로 일어나지만 본 연구에서는 이를 고려하지 못한 제한된 하중을 설정하였으므로 실제 발생하는 다양한 하중의 조건을 갖춘 연구가 향후 진행되어야 할 것이다.

치아 모델과 수복재 모델 사이의 접촉 조건은 부착된 재료의 종류에 따라 다르게 설정해야 하지만 접착재의 종류가 다양하고 특정 재료의 물성을 선택하기에 문제가 있어서 전부 같은 접착 조건을 부여하였기에 실제 재료간의 접촉 조건을 고려한 연구가 진행되어야 할 것이다.

모델에 하중이 가해지면 치아와 수복재 내부에 응력이 발생하여 변위가 일어남으로써 관찰한 Von Mises 유효응력이 대표값으로 나타난다³²⁻³⁴⁾. Von Mises 유효응력은 하나의 축이나 면에서의 응력강도가 아닌 3차원 좌표계를 통합하여 전체의 강도를 표현한다. 와동의 형태나 부여되는 하중의 힘과 위치에 따라 최대 응력값이 분포하는 부위와 최대 변위가 일어나는 부위를 색상의 분포에 따라 가시적으로 나타냄으로써 결과의 비교에 효과적이었다. 응력의 분포

에 따른 모델의 전체적인 형상을 관찰하여 설정된 조건에 대한 문제점을 고찰해 볼 수 있고 향후 진행되어야 할 연구를 구상할 수 있었다.

유한요소분석 결과는 각 치아에 따른 최소 응력 결과 수치와 최대 응력 결과 수치를 동일한 수치로 지정하여 수복재료에 대한 기준을 정하여 비교 해석하였다. 전치에서의 최소 응력 크기는 1×10^5 N/m², 최대 응력 크기는 4×10^7 N/m²으로 범위를 정하였고 대구치에서의 최소 응력 크기는 1×10^7 N/m², 최대 응력 크기는 3.5×10^3 N/m²의 범위를 기준으로 비교하였다. 변위는 최대 변위 값을 정하였으나 전치에서 순면과 설면에서의 최대 변위 크기를 동일한 범위로 정할 수 없는 결과를 보였기에 하중의 방향에 따른 변위의 기준을 다르게 하여 비교하였다. 전치의 순면에 하중을 주어 나타난 최대 변위 값은 포셀린에서는 1×10^{-11} m였으며 레진에서는 8×10^{-5} m로 절단면에 하중을 주어 나타난 최대 변위 값은 포셀린에서는 1×10^{-12} m였으며 레진에서는 1×10^{-5} m로 비교하였다. 이는 두 재료간의 물성의 차이로 인해 변위의 수치를 동일한 기준으로 정하지 못하였으나 이러한 정량적 수치를 통해 재료에 발생하는 응력을 쉽게 비교할 수 있었다. 대구치의 경우는 최대 변위 값을 1.5×10^{-7} m를 기준으로 정하여 수복 재료간의 결과를 비교하였다.

치아 veneer의 순면에 하중을 주어 수복 재료에 따른 응력을 비교해 보면, 레진은 포셀린에서의 최대 응력이 발생한 부위는 같았고 확산되는 양상도 유사하였으나 응력의 강도는 포셀린 보다 점진적으로 줄어드는 양상을 보였고, 최대 응력 주변부를 벗어난 부위에서 급격히 약해짐을 관찰할 수 있었다. 변위는 레진과 포셀린의 결과가 같은 양상을 보여 응력의 분포 이러한 결과는 레진과 포셀린의 물성과 연관성이 있는 것으로 사료된다.

치아 veneer의 절단면에 하중을 가하여 치아와 수복재료에 따른 응력을 비교해 보면 레진과 포셀린에서 최대 응력 발생부위는 하중을 가한 부위에서 발생하였고 응력이 분포되는 양상은 비슷하게 보였다. 응력의 발생된 범위는 레진이 포셀린의 경우보다 더 넓은 범위로의 응력분포를 보였다. 변위는 포셀린과 레진 모두에서 동일한 형태의 변위가 나타났으나 두 재료의 물성 차이로 인해 동일한 기준의 수치를 적용하지 못하였고 포셀린에 비해 레진의 파절강도가 더 클 것으로 예상된다.

대구치의 근심외에 하중을 주었을 때의 수복 재료에 따른 응력 분포를 비교

해 본 결과, 금합금이 가장 고른 응력의 분포를 보였고 다음으로 아말감, 레진의 순서로 나타났으며 이러한 응력의 분포는 치질과 재료의 물성에 따라 연관성있는 결과로 사료된다. 변위 결과를 비교해 보면, 금합금에서 응력 분포와 유사하게 가장 고른 변위의 분포를 보였고 레진의 경우는 포셀린에 비해 약한 강도로 인해 변위의 부위가 커진 것으로 사료된다.

대구치의 중심와에 하중을 주었을 때의 수복 재료에 따른 응력 분포를 비교해 본 결과, 근심와에 하중을 준 경우보다 수복재의 중심와에 하중을 준 경우는 수복재에 하중이 국한되어 있으므로 응력 분포 범위가 재료의 물성에 그대로 반영된 결과를 보였다. 변위 결과를 비교해 보면, 아말감은 치질과의 접촉면에 하중 또는 변형력이 작용하는 것으로 예상되었으나 선행 연구결과와 다소 상반된 결과를 보여 향후 이에 대한 보완 실험이 요구된다.

대구치의 경우, 수복 재료로 금합금을 충전하였을 때는 레진이나 아말감에 비해 고른 응력의 분포를 보였고 변위가 약하게 나타나서 파절의 저항력이 증가됨을 알 수 있었다. 대구치의 경우에는 하중의 양을 전치와 같은 조건으로 부여하였으나 전치에 비해 변위가 크게 변화되지 않아서 결과에 따른 변위의 양상을 효과적으로 파악하고자 극대화시킨 10000배의 변형 배율로 조절하였다.

본 연구는 실제 치아의 3차원 모델과 수복재에 대한 유한요소분석의 초기 작업으로서 치아 물성의 이중 접합에 대한 연구가 기존 실험 데이터와의 비교로 이루어져야 할 것으로 사료되고 수치해석은 입력계수나 모델에 따라 많은 변동을 보이므로 실제 치아와의 비교 실험이 필요하다. 검증된 분석 결과를 얻기 위해서 실제 치아와 같이 해부학적 구조 모델을 구성하고 다양한 치과 재료와의 연관성 있는 연구를 진행해야 할 것이다.

레진 치아 3차원 모델을 이용하여 실제 치아 모델에서 시행한 유한요소분석과 동일한 조건으로 실험을 한 결과, 분석은 단시간에 진행되었으나 모델의 요소수가 실제 치아 3차원 모델에 비해 1/3정도의 수준으로 요소의 형태와 수에서 차이를 보였다. 실제 치아에서의 결과와 비교 분석하기에 적합하지 못하여 본 연구 성적에서는 나타내지 않았으나 추후 실제 치아와 인공 치아의 임상 비교 결과와 비교하여 연구해 보아야 할 것으로 사료되고 유한요소분석에 유효성 있는 결과를 얻기 위해서는 생체와 유사하고 최적화된 모델이 이용되어야 함을 시사한다.

분석된 결과는 해석과 검증의 과정을 거쳐 치아와 수복재에 발생하는 물리적인 양상을 정확하게 이해해야 하며, 적절한 가정을 세우고 실제와 유사한 조건 설정에 대한 연구에 응용되어진다. 해석으로부터 얻어진 각종 데이터를 수집하고 처리하여 검토하는 과정을 통하여 응력, 변형률, 변위, 힘, 에너지 등등 사용자가 얻고자 하는 정보를 얻을 수 있다. 이로부터 해석 결과에 의미가 부여되기 때문에 분석 과정과의 수많은 피드백을 통해 적절하고 통찰력 있는 분석을 하고 의미있는 해석이 이루어져야 할 것이다.

3차원 모델을 유한요소분석에 적용하여 교정 및 보철물, 보존 치료에서 요구되는 개인의 치아 특징적인 정보를 입력하여 개인에 맞는 치료의 계획을 수립하고 예상되는 시술 과정과 결과의 진단 및 예측에 이용 가능할 것이다. 또한 개인의 CT 데이터와 3차원 모델링을 통해 개인별 치아 데이터를 컴퓨터상에서 관리함으로써 치아 석고 모형을 제작하거나 인공치아를 제작하기 위해 소요되는 등의 불필요한 과정이 생략되고 보관상의 소실을 줄임으로써 개인의 치아 관리를 위한 다양한 예측과 시뮬레이션이 가능하여 환자의 만족도를 높일 수 있으리라 예상된다. 치료 과정과 결과에 중요한 안전성 및 효율성 등에 관련된 예측이 가능하며 치과에서의 활용 범위가 확장되고 있다.

본 연구에서는 실제 치아의 3차원 모델링을 통해 실제 구강내에서 발생하는 생체에 가장 적합한 조건을 위해 변수나 하중의 조건을 다양하게 부여할 수 있었고 기존의 방법들에 비해 3차원 유한요소분석을 원활하고 쉽게 진행할 수 있었다. 향후에는 치아 및 치조골의 해부학적 구조를 포함한 3차원 모델을 구성하고 이를 유한요소분석에 적용한 연구를 진행해야 할 것이다. 이러한 유한요소 분석 결과를 바탕으로 임상에 적용하기에 효과적이고 시술의 성공률을 높일 수 있는 표본이 될 것이라 사료된다.

향후 진행되어야 할 연구로는 와동의 폭을 증가시킴에 따른 치아와 수복재의 응력과 변위를 분석하여 적절한 와동의 형태와 수복재의 선택 기준을 제시할 수 있도록 하고 또한 하중의 크기와 방향을 실제 치아에서 발생하는 조건으로 설정하여 치아와 수복재 간의 응력과 변위 및 파절을 진행시키는 힘의 크기를 예측할 수 있는 실험이 진행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 생체와 유사한 조건의 3차원 치아 모형의 구성을 위해 실제 치아를 micro-CT로 촬영한 영상 이미지를 활용하여 3차원 모델을 구성함으로써 기존 모델링 방법에 비해 정밀도가 향상된 실제 치아의 3차원 모델을 구성하였고 모델링에 소요되는 시간을 단축시키는 효과를 얻을 수 있었다.

치아에 해당하는 HU 기법을 적용시켜 작업 시간을 효율적으로 활용할 수 있는 3차원 모델 획득 방안을 제시함으로써 객관적인 thresholding 및 경계검출 작업이 진행될 수 있어 보다 정확한 모델링 정보를 얻을 수 있었다.

정확한 유한요소분석 결과를 얻기 위해서 최적화된 치아 모델을 구성하였고 치아의 형태가 상세하게 표현된 모델의 STL 표면 데이터를 획득하였다.

기존의 유한요소분석에 이용되었던 컴퓨터 치아 모델 대신 실제 치아의 모델을 이용하고자 다양한 프로그램 기법을 이용하여 구성된 치아 3차원 모델을 활용하였다. 실제 치아의 3차원 모델을 유한요소분석에 이용하여 컴퓨터 모델이나 2차원 모델에서 발생할 수 있는 오차를 줄임으로써 분석에 정확성을 기할 수 있었고 실제 임상에서 응용하기 위한 실효성 있는 유한요소분석을 시행하였다.

참 고 문 헌

1. Dee KC, Andersen TT, Bizios R. Design and function of novel osteoblast-adhesive peptides for chemical modification of biomaterials. *J Biomed Mater Res* 1998;40:371-7.
2. Naurato N, Smith TJ. Ethical considerations in bioengineering research. *Biomed Sci Instrum* 2003;39:573-578.
3. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:2-7.
4. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 2007;38:733-43.
5. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distribution in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 2004;20:862-872.
6. Mikrogeorgis G, Lyroudia KL, Nikopoulos N, Pitas I, Molyvdas I, Lambrianidis TH. 3D computer-aided reconstruction of six teeth with morphological abnormalities. *Int Endod J* 1999;32:88-93.
7. Mavili ME, Canter HI, Saglam-Aydinatay B, Kamaci S, Kocadereli I. Use of three-dimensional medical modeling methods for precise planning of orthognathic surgery. *J Craniofac Surg* 2007;18:740-747.
8. Pascal M. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials* 2007;23:539-548.
9. Magne P, Tan DT. Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. *J Adhes Dent* 2008;10:49-56.
10. Marc CM, Bettina HM, Uli S, Matthias T, Beat H, Rainer S, Freiburg. Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional

- printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105:1–7.
11. Kamegawa M, Nakamura M, Kitahara K, Ohtomo H, Hasegawa T, Nakakura T, Tsutsumi S. 3D morphological assessment of occlusal treatment by measuring dental casts with a micro-focus X-ray CT. *J Oral Rehabil* 2008;35:382–389.
 12. Stamm T, Meyer U, Meier N, Ehmer U, Joos U. Public domain computer-aided surgery(CAS) in orthodontic and maxillofacial surgery. *J Orofac Orthop* 2002;63:62–75.
 13. Brosky ME, Major RJ, DeLong R, Hodges JS. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* 2003;90:343–440.
 14. Liu S, Ma W. Seed-growing segmentation of 3-D surfaces from CT-contour data. *Comput Design* 1999;31:517–536.
 15. Fuchs H, Kedem ZM, Isleton SP. Optimal surface reconstruction from planar contours. *Commun ACM* 1977;20:693–702.
 16. Wei L, Michael VS, Qing L, Grant PS. Towards automated 3D finite element modeling of direct fiber reinforced composite dental bridge. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005;74B:520–528.
 17. Chang KH, Sheetal Kumar M, Satish CK, Vijay KG. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth. *Annals Biomed Eng* 2003;31:621–631.
 18. Stephanie IB, Ong SH, Yohan P, Kelvin F. 3D statistical models for tooth surface reconstruction. *Comput Bio Med* 2007;37:1461–1471.
 19. Li Z, Kazem A. A dental vision system for accurate 3D tooth modeling. *Proceedings of the 28th IEEE* 2006:4799–4802.
 20. Mole C, Gerard H, Mallet JL, Chassagne JF, Miller N. A new three dimensional treatment algorithm for complex surfaces: Applications in surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:158–162.

21. Verdonchot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont* 2001;15:310-315.
22. Takada H, Abe S, Tamatsu Y, Mitarashi S, Saka H, Ide Y. Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dent Traumatol* 2006;22:18-24.
23. Shibuya E, Hara T, Ide Y. An internal structure in mental region of human jaw bone using micro-CT. *J Jpn Soc Bone Morphom* 2001; 11:37-46.
24. Rietbergen B, Muller R, Ulrich D, Ruegsegger P, Huiskes R. Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions. *J Biomech* 1999;32:165-173.
25. Kato A, Ohno N. Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. *Clin Oral Investig* 2008.
26. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod* 2001;28:29-38.
27. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod* 2000;27:39-46.
28. Omer LK, Gurcan E, Aslihan U. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38-44.
29. Pietro A, Antonio A, Carel LD, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with

- adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34:1269–1277.
30. Pietro A, Antonio A, Carel LD. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations– a 3D finite element analysis. *Dental Materials* 2002;18:295–303.
 31. Fernando Z, Davide A, Roberto S, Valeria F, Raffaella A, Antonio A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D–finite element analysis. *Dental Materials* 2005;21:1178–1188.
 32. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Methods Programs Biomed* 2006;82:97–105.
 33. Soares PV, Santos–Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2008;99:114–122.
 34. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987;3:200–206.
 35. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Fine element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671–676.
 36. Gurcan E, Aslihan U, Mujde S, Emel S, Elif U. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant–supported prostheses and supporting bone: A three–dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144–150.
 37. Simsek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different inter–implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys* 2006;28:199–213.
 38. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and

- frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;119:292–299.
39. Tanne K. Stress induced in the periodontic force: three-dimensional analysis by means of finite element method. *J Osaka Univ Dent Soc* 1983;28:209–261.
 39. Cobo H, Arguelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;28:563–580.
 40. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant design: Influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:486–494.
 41. Apicella A, Masi E, Nicolais L, Zarone F, de Rosa N, Valletta G. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9:191–196.
 42. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quint Int* 1999;30:661–672.
 43. Shi L, Li H, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K. Shape optimization of dental implants. *J Oral Maxillofac Implants* 2007;22: 911–920.
 44. Jianxin G, Wei X, Jianping G. 3D shape reconstruction of teeth by shadow speckle correlation method. *Optics Lasers Eng* 2006;44: 455–465.
 45. Duret F, Blouin J, Dure B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715–720.
 46. Ryu JH, Kim HS, Lee KH. Contour based algorithms for generating 3D medical models. *Scan Congress* 2001.
 47. Vecilli R, Katona T, Roberts W. Optimization of micro CT data processing for modelling of dental structures in orthodontic studies.

- Comput Methods Biomech and Biomed Engin* 2007;10:257–263.
48. Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C. 3D reconstruction of dental specimens from 2D histological images and micro CT-scans. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2005;8:167–76.
 49. Ackerman LV. Informatics in Radiology DICOM: The Answer for Establishing a Digital Radiology Department. *Radiographics* 1994.
 50. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:213–218.
 51. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:79–84.
 52. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:224–231.
 53. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:616–620.
 54. Romeed SA, Fok SL, Wison NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabilitation* 2006;33:209–215.
 54. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:120–131.
 55. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater* 1991;7:186–190.
 56. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open bite correction. *Am J Orthod*

- Dentofacial Orthop* 1999;115:166–174.
57. Burstone CJ, Pryutniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980;77:396–409.
 58. Vanden BMM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:375–384.
 59. Boyd SK, Muller R. Smooth surface meshing for automated finite element model generation from 3D image data. *J Biomech* 2006;39:1287–1295.
 60. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod* 1991;13:231–242.
 61. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603–611.
 62. Albakry M, Guazzao M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet dent* 2003;89:374–380.
 63. Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and postcured composites. *Am J Dent* 1993;6:222–224.
 64. Nakayama WT, Hall DR, Grenoble DE, Katz JL. Elastic properties of dental resin restorative materials. *J Dent Res* 1974; 53:1121–1126.
 65. Farah JW, Powers JM, Dennison JB, Craig RG, Spencer J. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J Dent Res* 1976;55:115–120.
 66. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62:1002–1008.

Table 1. Hounsfield Unit value of each area of the teeth

	Incisor	Canine	Premolar	Molar
Enamel	1700~2850	1650~2750	1600~2750	1100~2900
Dentine	750~2000	750~1650	750~1700	750~1650
Pulp	240~360	240~350	240~330	240~360

Table 2. Value of physical properties required for finite element analysis

	Elastic modulus (GPa)	Poisson's ratio (ν)
Dentin	18.6 ⁶⁰⁾	0.31 ⁶¹⁾
Ceramic porcelain	78.0 ⁶²⁾	0.28 ⁶²⁾
Composite resin (incisor)	10.0 ⁶³⁾	0.24 ⁶⁴⁾
Composite resin (molar)	23.7 ³⁴⁾	0.28 ⁶⁵⁾
Gold alloy	77.0 ⁶⁶⁾	0.33 ⁶⁶⁾
Amalgam	21.2 ³⁴⁾	0.35 ³⁴⁾

Table 3. FEA geometry and characteristics for the different models

	Model	Size of mesh (mm)	No. of Elements	No. of Nodes
Incisor	veneer	0.90	91162	131826
Molar	Class I cavity	0.90	99855	144342

사진 부도

Fig. 1. MIMICS 프로그램에서 Micro-CT로 촬영한 치아 이미지 관찰

Micro-CT를 이용하여 레진 치아 모델과 실제 치아 모델을 촬영하여 저장된 DICOM 파일을 MIMICS 프로그램에서 import하여 각 관찰 방향(A: 윗면, B: 옆면, C: 앞면)으로 분리된 작업창을 통해 이미지를 관찰하고 프로그램에 저장된 골의 HU 수치인 226-3040 HU를 이용하여 3차원 모델로 구성하였다.

Fig. 2. 개별 치아 분리를 위한 Gray value에서의 작업

개별 치아 분류를 위한 작업시에 인접 치아와 경계가 불분명 하거나 수복물에 의한 선상 오류로 분류가 어려운 부분은 Gray value상에서 작업하고자 하는 치아를 제외한 영역을 삭제하고 정확한 경계를 구분지어 작업하였다.

Fig. 3. 상악 레진 치아 모형의 3차원 모델

Gray value에서 측정한 레진 치아 모형의 HU 수치를 모형 전체에 공통으로 적용하여 3차원 모델로 구성하였다.

Fig. 4. 실제 치아의 3차원 모델 구성

Gray value에서 측정한 실제 치아의 HU 수치는 각 부위와 해부학적 구조에 따라 HU 수치를 측정하였고 각 부위의 측정 수치를 적용하여 3차원 모델로 구성하였다

Fig. 5. 유한요소분석에 이용하기 위한 상악 전치와 대구치의 3차원 모델

유한요소분석에 이용하기 위한 실제 치아의 상악 전치(A)와 대구치(B)의 3차원 모델은 보다 정교한 작업을 거쳤고 mesh 작성에 적합한 형태로 교정되었다.

Fig. 6. 상악 전치에 veneer 제작을 위한 치아 삭제 과정과 대구치에 I급 와동 형성 과정

Inventor 프로그램에서 상악 전치에 veneer 제작하고자 치아를 삭제하였고 veneer와 삭제된 치아 모델(A)로 분리하였고 대구치는 1급 와동을 형성하여

삭제한 치아 모델(B)로 분리하였다.

Fig. 7. 전치 veneer 수복된 모델과 대구치에 1급 외동을 충전된 모델

Solidworks 프로그램에서 삭제된 치아 모델과 veneer에 레진과 포셀린의 물성을 부여하여 수복하였고 분리된 두 모델을 결합하였다(A). I급 외동이 형성된 대구치 모델과 레진, 금합금, 아말감의 물성이 부여된 수복재 모델을 결합하였다(B).

Fig. 8. 3차원 치아 모델의 mesh 작성

Fig. 7.에서 결합된 상악 전치와 대구치 모델을 유한요소분석이 진행되기에 적합한 크기와 형태의 mesh로 작성하였다.

Fig. 9. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 순면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 순면에서 관찰하였다.

Fig. 10. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 절단면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 11. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 설면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

Fig. 12. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 근심면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 근심면에서 관찰하였다.

Fig. 13. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 순면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 순면에서 관찰하였다.

Fig. 14. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 절단면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 15. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 설면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

Fig. 16. 전치 veneer의 순면에 하중을 가하여 근심면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 근심면에서 관찰하였다.

Fig. 17. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 순면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 순면에서 관찰하였다.

Fig. 18. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 절단면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 19. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 설면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

Fig. 20. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 근심면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

Fig. 21. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 순면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 순면에서 관

찰하였다.

Fig. 22. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 절단면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 23. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 설면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

Fig. 24. 전치 veneer의 절단면에 하중을 가하여 근심면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 가하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

Fig. 25. 대구치의 근심외에 하중을 가하여 응력 관찰

대구치의 치아와 수복재가 포함되도록 근심외에 50N의 하중을 가하여 응력을 관찰하였다.

Fig. 26. 대구치의 근심외에 하중을 가하여 변위 관찰

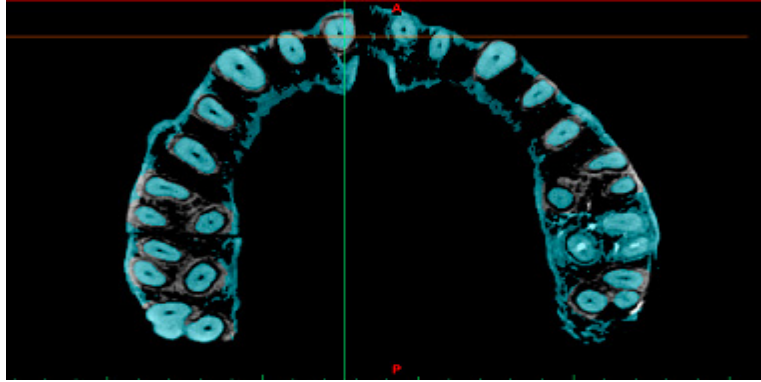
대구치의 치아와 수복재가 포함되도록 근심외에 50N의 하중을 가하여 변위를 관찰하였다.

Fig. 27. 대구치의 중심외에 하중을 가하여 응력 관찰

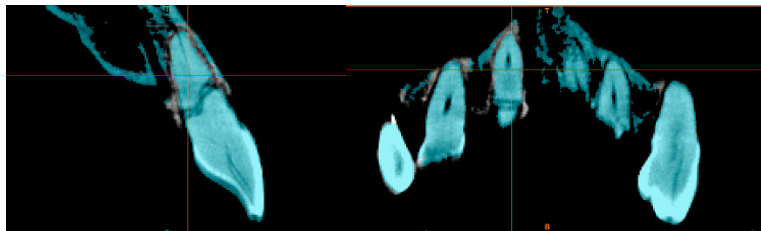
대구치의 치아와 수복재의 중심외에 50N의 하중을 가하여 응력을 관찰하였다.

Fig. 28. 대구치의 중심외에 하중을 가하여 변위 관찰

대구치의 치아와 수복재의 중심외에 50N의 하중을 가하여 변위를 관찰하였다.



(A) 윗면



(B) 옆면

(C) 앞면

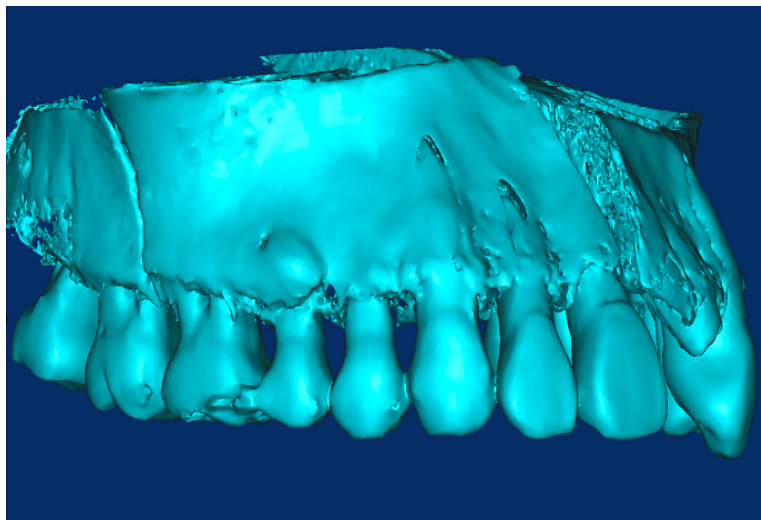


Fig. 1. MIMICS 프로그램에서 Micro-CT로 촬영한 치아 이미지 관찰
Micro-CT에서 촬영한 치아의 이미지를 세 방향으로 관찰 가능한 작업창에서
분리된 이미지로 관찰할 수 있었고 HU 수치를 이용하여 전체적인 형상으로 모
델링하였다.

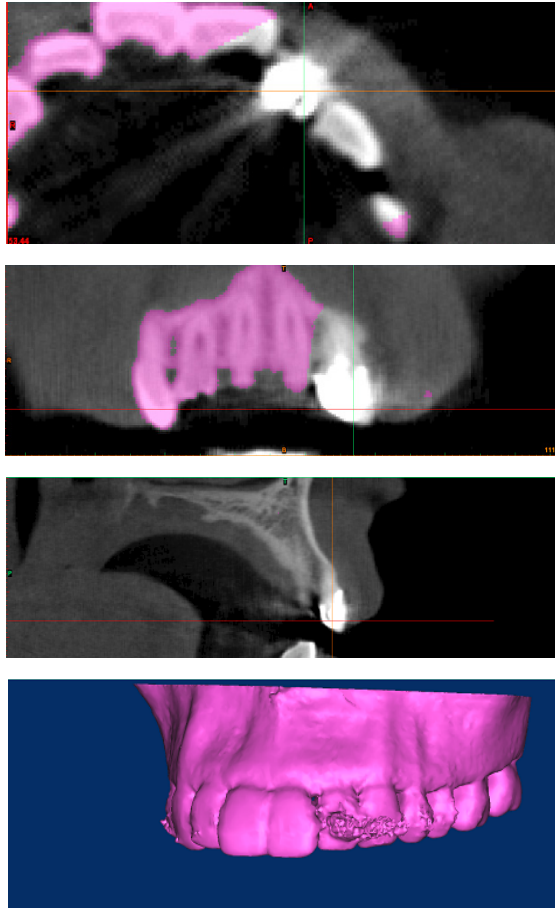


Fig. 2 개별 치아 분리를 위한 Gray value에서의 선상오류 작업

인접 치아와 경계가 불분명 하거나 수복물에 의한 선상 오류로 분류가 어려운 부분은 Gray value상에서 작업하고자 하는 치아를 제외한 영역을 삭제하고 정확한 경계를 구분지어 작업하였다.

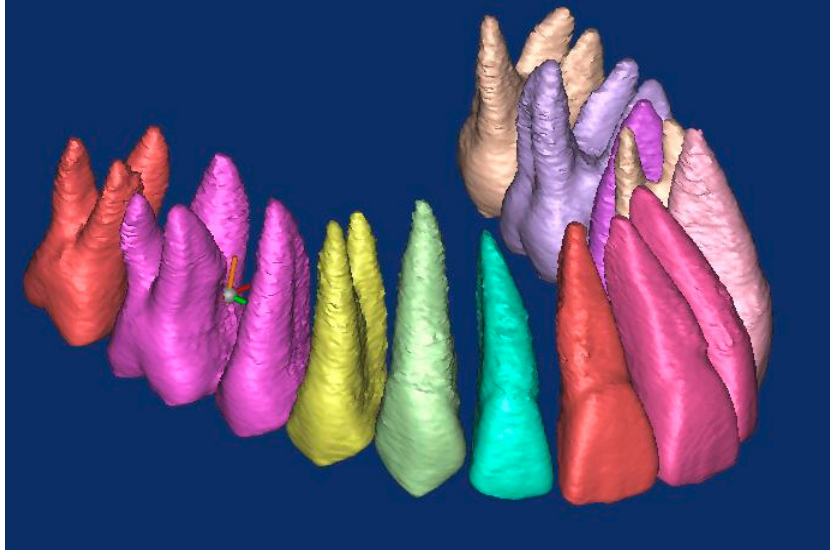


Fig. 3. 상악 레진 치아 모형의 3차원 모델

Gray value에서 측정된 레진 치아 모형의 HU 수치를 모형 전체에 공통으로 적용하여 3차원 모델로 구성하였다.

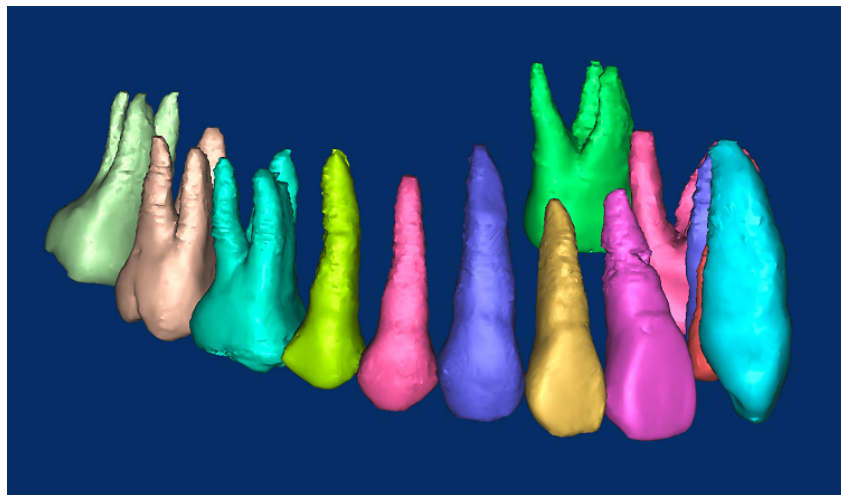
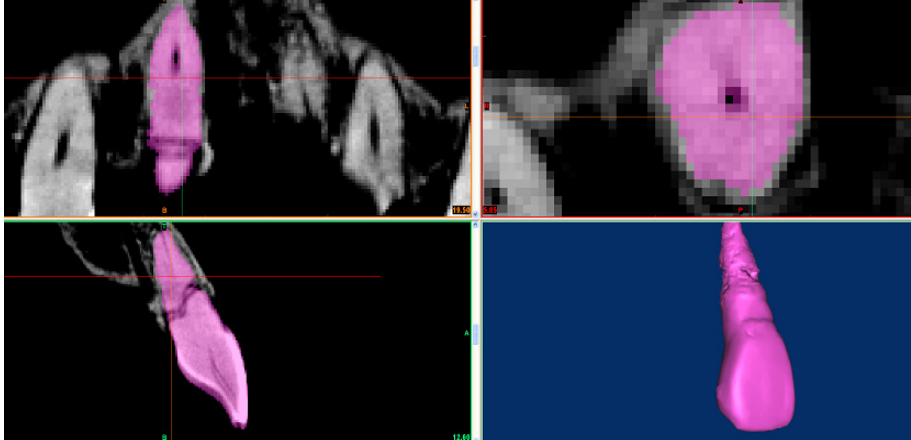
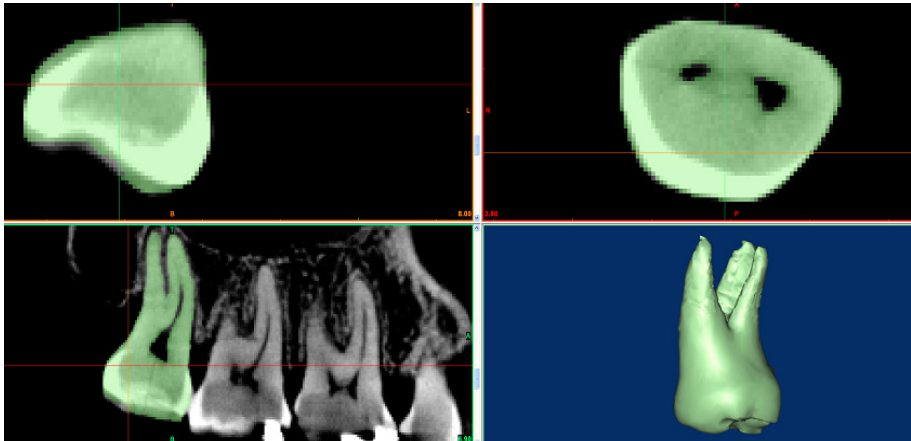


Fig. 4. 실제 치아의 3차원 모델

Gray value에서 측정된 실제 치아의 HU 수치는 각 부위와 해부학적 구조에 따라 HU 수치를 측정하였고 각 부위의 측정 수치를 적용하여 3차원 모델로 구성하였다

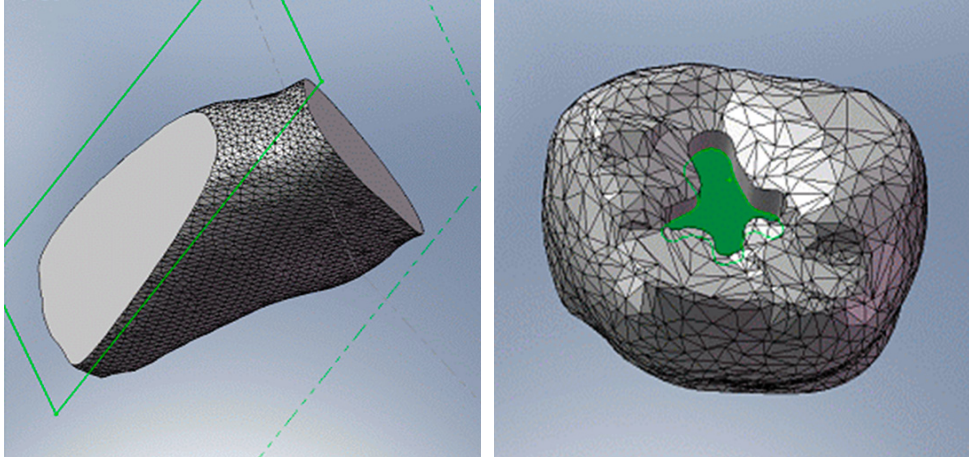


(A) 상악 전치 작업 과정 및 3차원 모델



(B) 상악 대구치 과정 및 3차원 모델

Fig. 5. 유한요소분석에 이용하기 위한 상악 전치와 대구치의 3차원 모델
 실제 치아의 상악 전치(A)와 대구치(B)의 3차원 모델은 유한요소분석에 이용하
 기 위해서 보다 정교한 작업을 거쳤고 mesh 작성에 적합한 형태로 교정하였다.

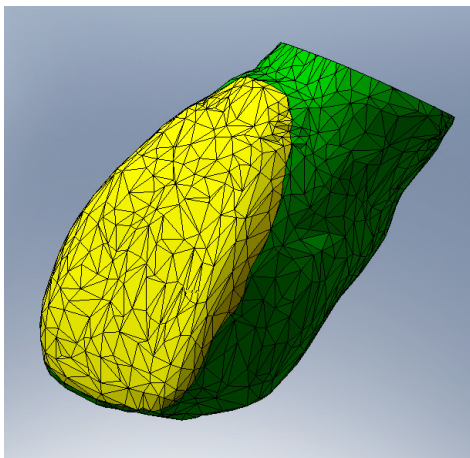


(A)

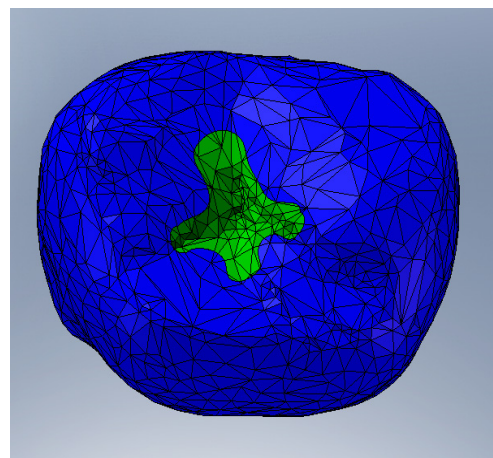
(B)

Fig. 6. 상악 전치에 veneer 제작을 위한 치아 삭제 과정과 대구치에 I급 외동 형성 과정

Inventor 프로그램에서 상악 전치에 veneer 제작하고자 치아를 삭제하였고 veneer와 삭제된 치아 모델(A)로 분리하였고 대구치는 1급 외동을 형성하여 삭제한 치아 모델(B)로 분리하였다.



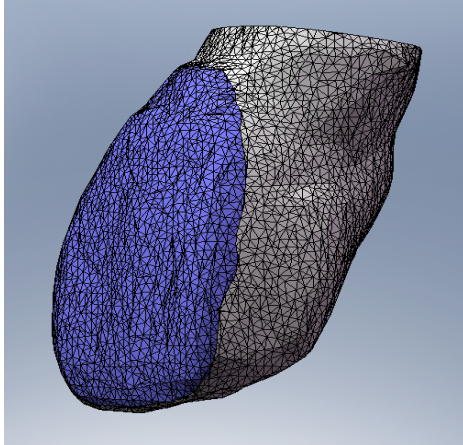
(A)



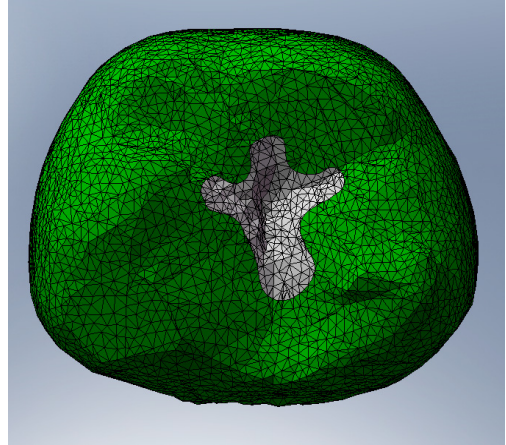
(B)

Fig. 7. 전치 veneer 수복된 모델과 대구치에 1급 외동을 충전된 모델

Solidworks 프로그램에서 삭제된 치아 모델과 veneer에 레진과 포셀린의 물성을 부여하여 수복하였고 분리된 두 모델을 결합하였다(A). I급 외동이 형성된 대구치 모델과 레진, 금합금, 아말감의 물성이 부여된 수복재 모델을 결합하였다(B).



(A)



(B)

Fig. 8. 3차원 치아 모델의 mesh 작성

Fig. 7.에서 결합된 모델은 유한요소분석이 진행되기에 적합한 크기와 형태의 mesh로 상악 전치와 veneer 모델에 mesh가 작성되었고(A) 대구치와 수복재 모델에 mesh가 작성되었다(B).

(A) 포셀린

(B) 레진

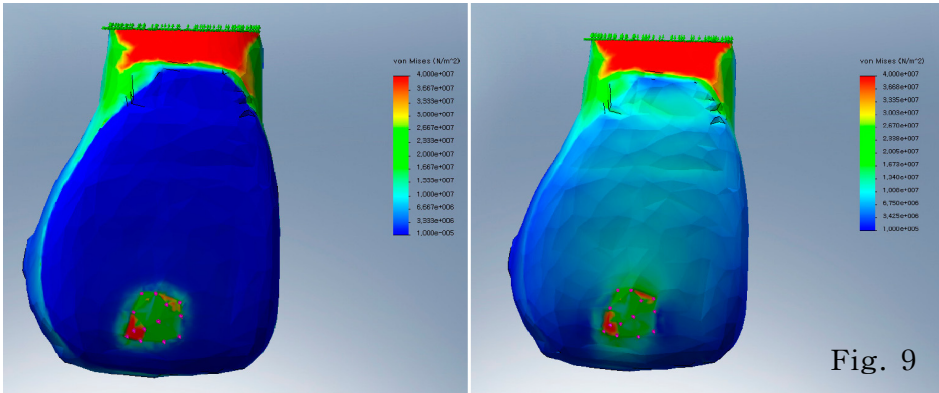


Fig. 9

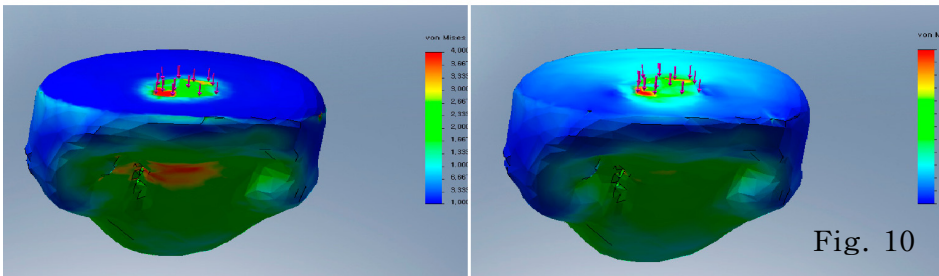


Fig. 10

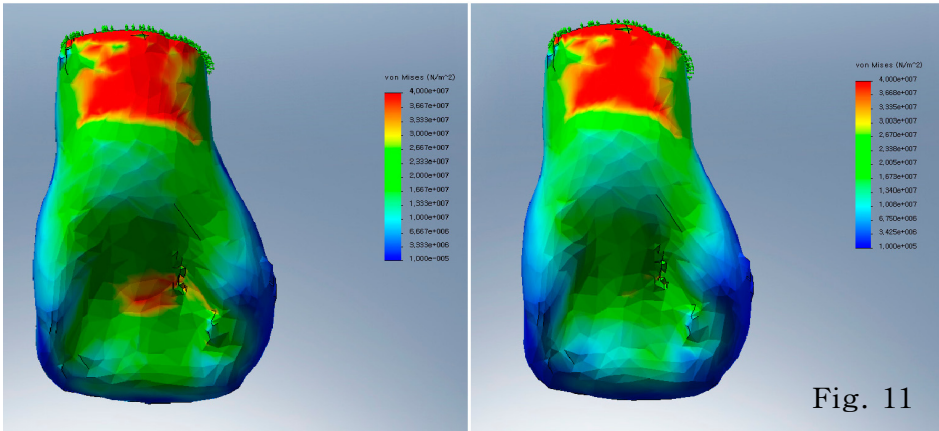


Fig. 11

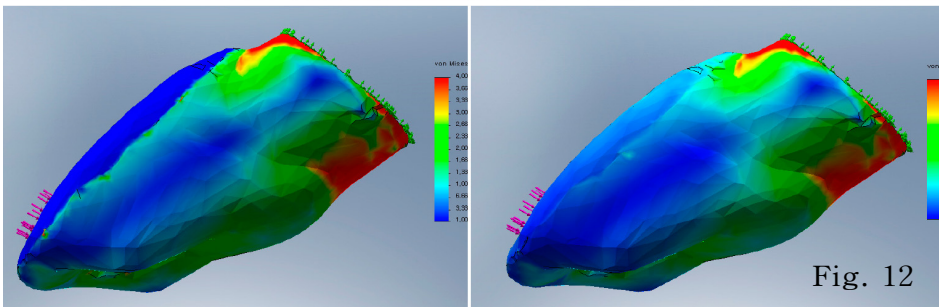


Fig. 12

전치 veneer의 순면에 50N의 하중을 부여하여 응력관찰

Fig. 9. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 순면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 순면에서 관찰하였다.

Fig. 10. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 절단면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 11. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 설면에서의 응력 관찰

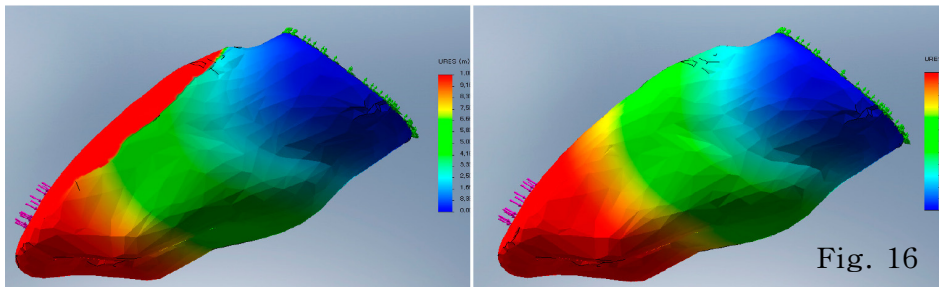
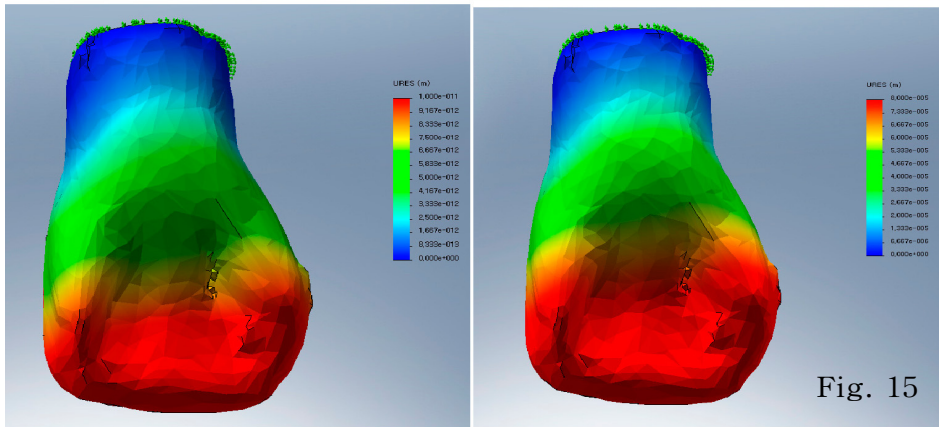
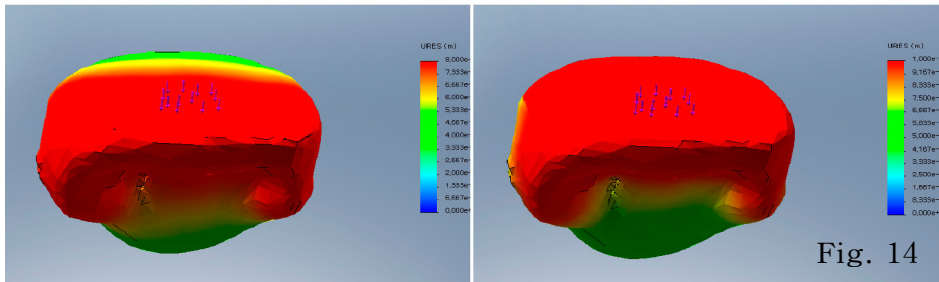
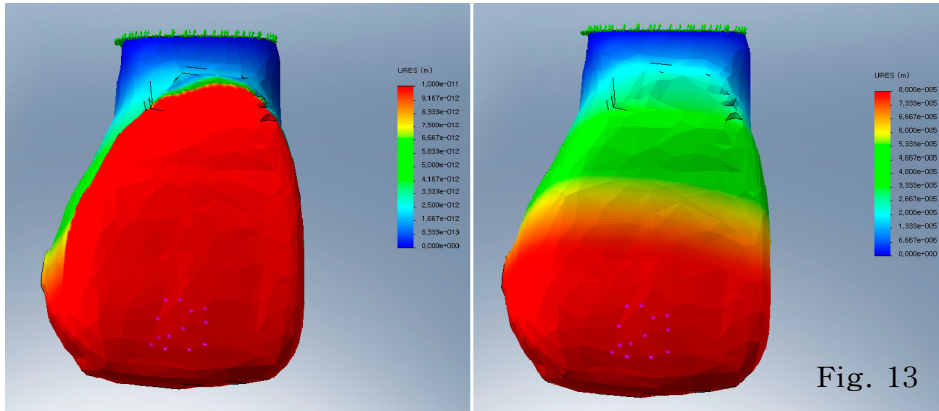
전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

Fig. 12. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 근심면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 근심면에서 관찰하였다.

(A) 포셀린

(B) 레진



전치 veneer의 순면에 50N의 하중을 부여하여 변위관찰

Fig. 13. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 순면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 순면에서 관찰하였다.

Fig. 14. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 절단면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 15. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 설면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

Fig. 16. 전치 veneer의 순면에 하중을 부여하여 근심면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 순면에 근원심으로 중앙 1/3, 절단치경 방향으로 절단 1/3 부위에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 근심면에서 관찰하였다.

(A) 포셀린

(B) 레진

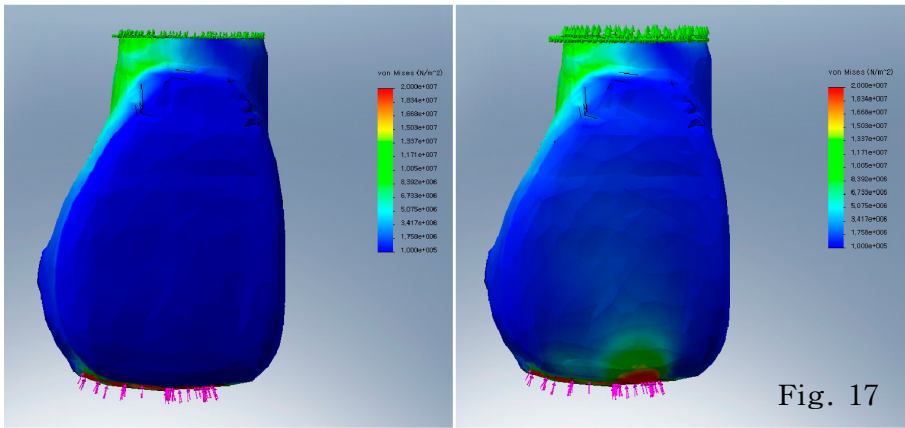


Fig. 17

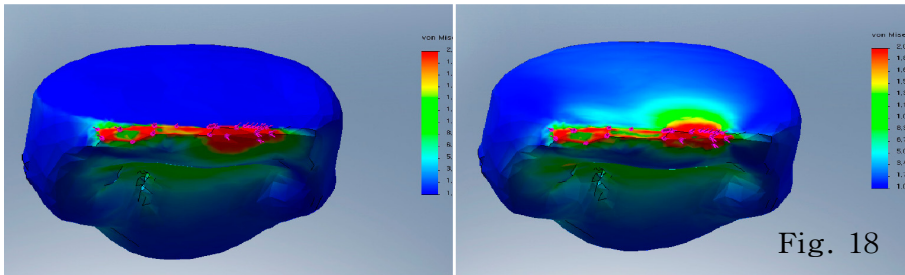


Fig. 18

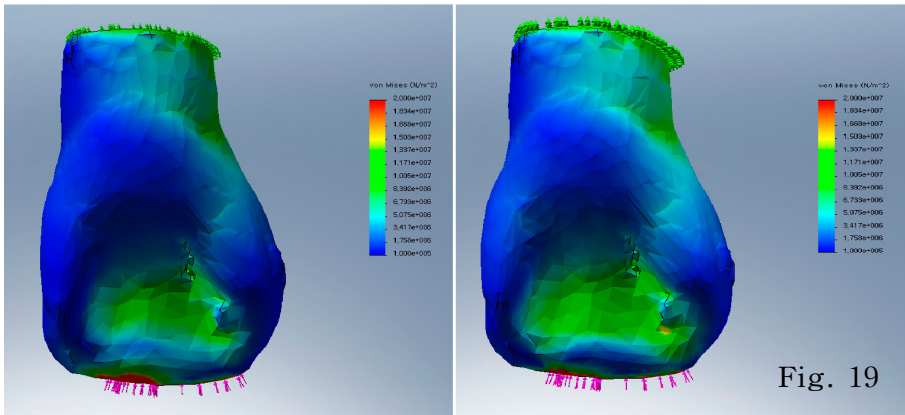


Fig. 19

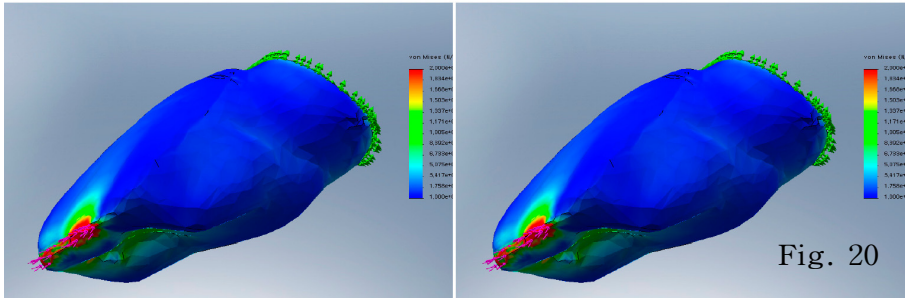


Fig. 20

전치 veneer의 절단면에 50N의 하중을 부여하여 응력관찰

Fig. 17. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 순면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 순면에서 관찰하였다.

Fig. 18. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 절단면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 19. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 설면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

Fig. 20. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 근심면에서의 응력 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 응력을 설면에서 관찰하였다.

(A) 포셀린

(B) 레진

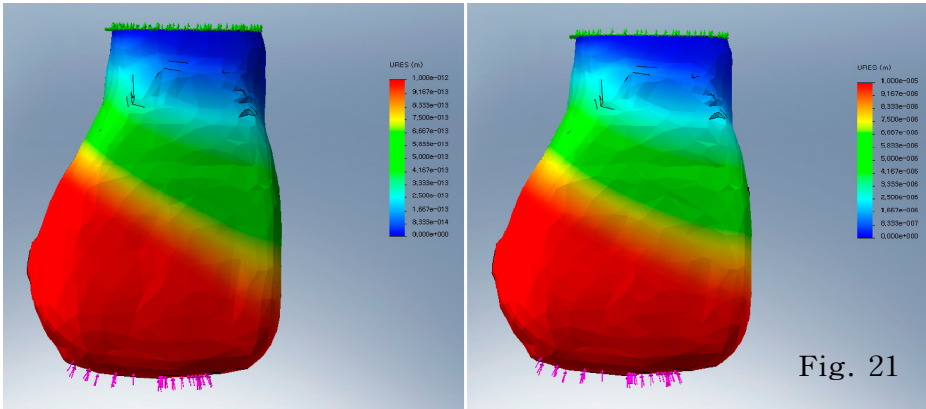


Fig. 21

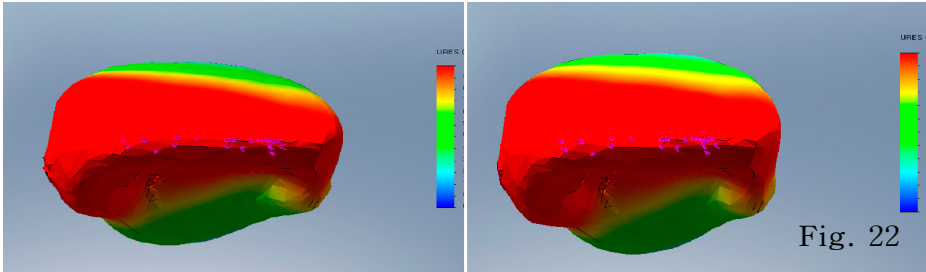


Fig. 22

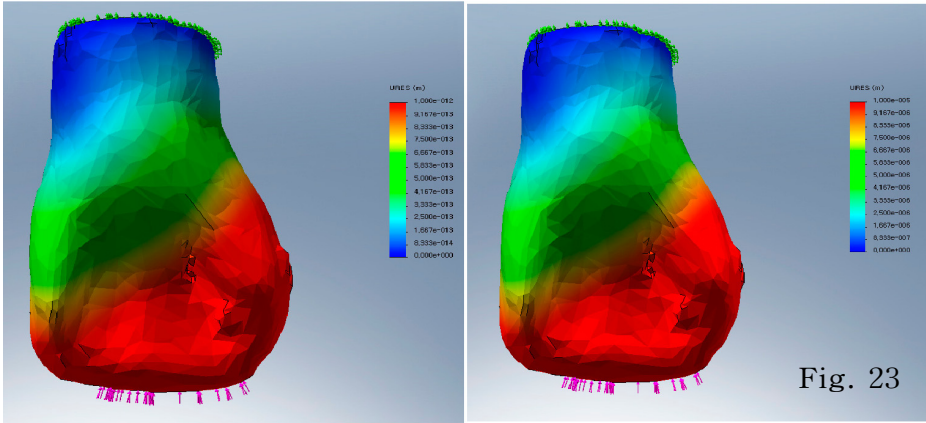


Fig. 23

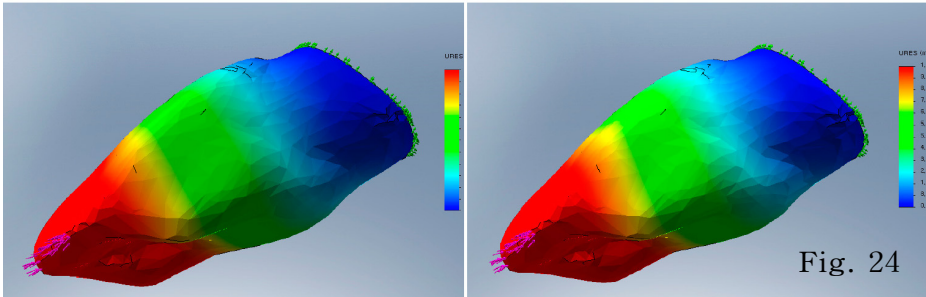


Fig. 24

전치 veneer의 절단면에 50N의 하중을 부여하여 변위관찰

Fig. 21. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 순면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 순면에서 관찰하였다.

Fig. 22. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 절단면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 절단면에서 관찰하였다.

Fig. 23. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 설면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

Fig. 24. 전치 veneer의 절단면에 하중을 부여하여 근심면에서의 변위 관찰

전치 veneer의 절단에 50N의 하중을 부여하여 재료에 따른 변위를 설면에서 관찰하였다.

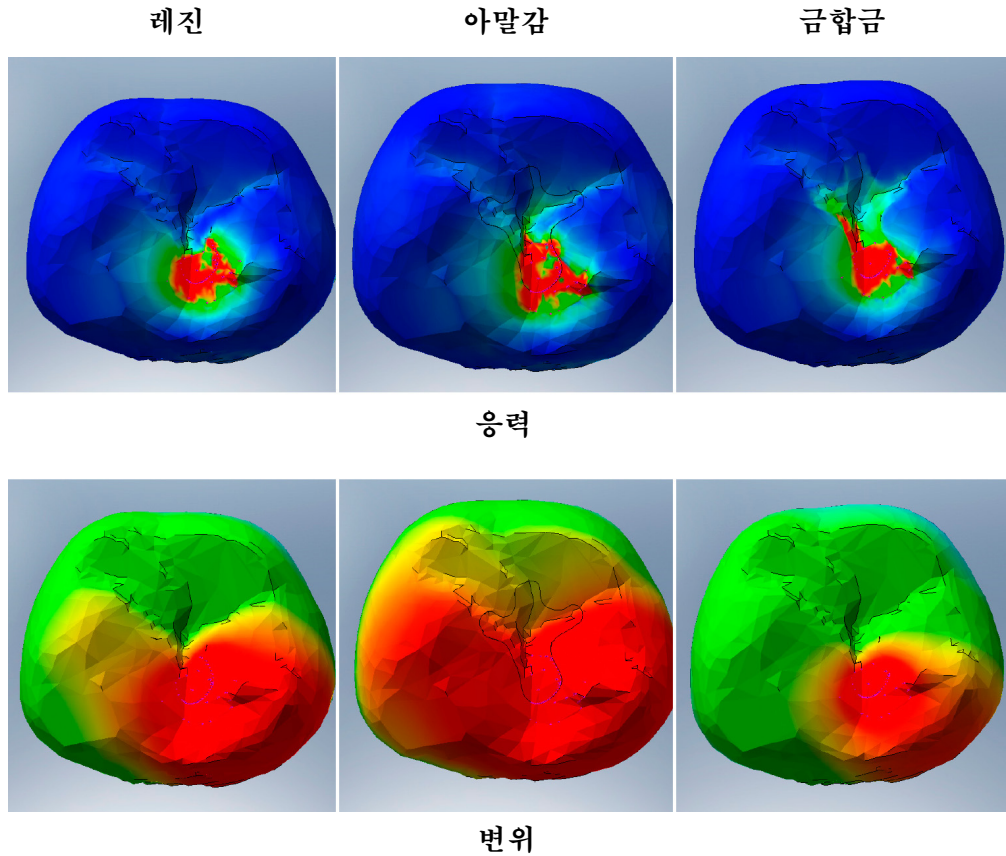


Fig. 25. 대구치의 근심외에 하중을 부여하여 응력 관찰

대구치의 치아와 수복재가 포함되도록 근심외에 50N의 하중을 부여하여 응력을 관찰하였다.

Fig. 26. 대구치의 근심외에 하중을 부여하여 변위 관찰

대구치의 치아와 수복재가 포함되도록 근심외에 50N의 하중을 부여하여 변위를 관찰하였다.

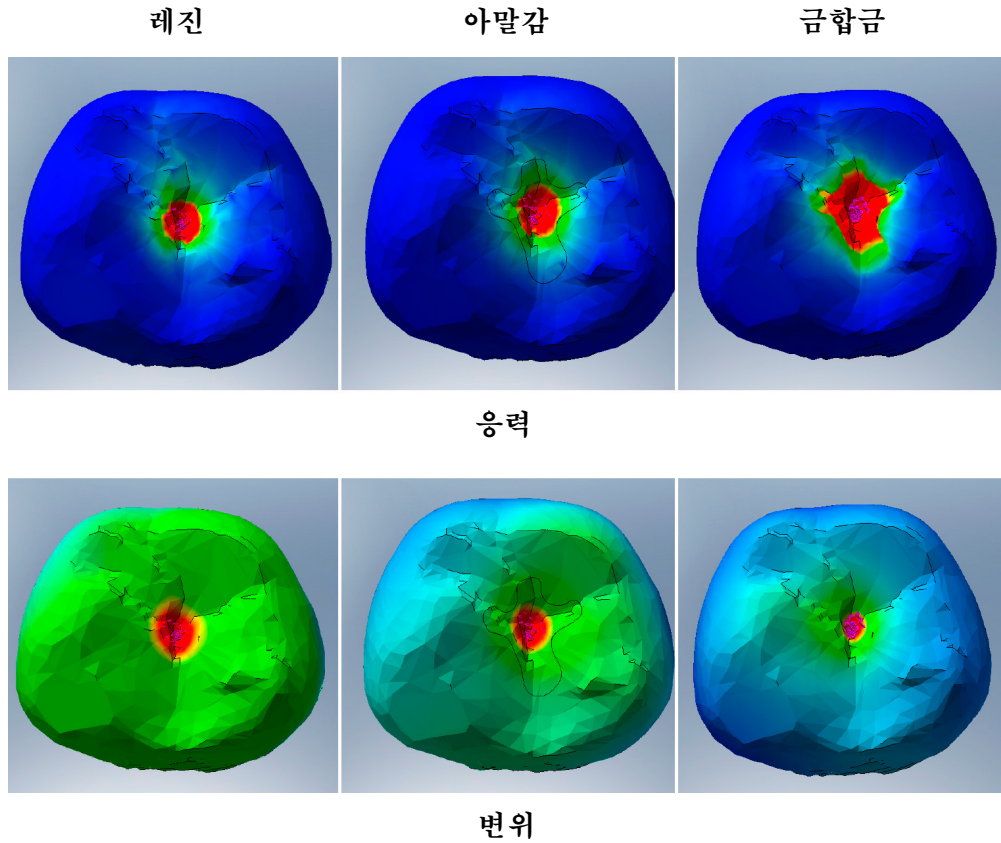


Fig. 27. 대구치의 중심좌에 하중을 부여하여 응력 관찰
 대구치의 치아와 수복재의 중심좌에 50N의 하중을 부여하여 응력을 관찰하였다.

Fig. 28. 대구치의 중심좌에 하중을 부여하여 변위 관찰
 대구치의 치아와 수복재의 중심좌에 50N의 하중을 부여하여 변위를 관찰하였다.

저작물 이용 허락서

학 과	치의공학과	학 번	20067485	과 정	박사
성 명	한글 : 노 세 라 한문 : 盧世羅 영문 : Noh, Se-Ra				
주 소	광주광역시 북구 동림 삼익아파트 107동 704호				
연락처	E-mail : 1222sr@hanmail.net				
논문제목	한글 : Micro-CT 영상을 이용한 치아 3차원 모델링 및 유한요소 분석에의 적용				
	영문 : Three Dimensional Tooth Modeling using Micro-CT Images and It's Application to Finite Element Analysis				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함.
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집과 형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물 이용의 허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음.
7. 소속 대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(V) 반대()

2009년 2월

저작자: 노 세 라 (인)

조선대학교 총장 귀하