정상 I 급 교합과 Full-CUSP II 급 교합의 두개골 구조거동 비교 해석연구

이 여 경¹ · 박 재 용¹ · 김 희 선^{1*}

¹이화여자대학교 건축공학과

Comparative Study on Structural Behaviors of Skull in Occlusions for Class I and Full-CUSP Class II

Yeo-Kyeong Lee¹, Jae-Yong Park¹ and Hee-Sun Kim^{1*}

¹Architectural Engineering, Ewha Womans Univ., Seoul, 03760, Korea

Abstract

Recently, finite element analysis technique has been widely used for structural and mechanical understandings of human body in the dentistry field. This research proposed an effective finite element modeling method based on CT images, and parametric studies were performed for the occlusal simulation. The analyses were performed considering linear material behaviors and nonlinear geometrical effect, and validated with the experimental results. In addition, the skull models with two different molar relations such as Class I and full-CUSP Class II were generated and the analyses were performed using the proposed analytical method. As results, the relationships between the mandibular movement and occlusal force of both two models showed similar tendency in human occlusal force. However, stress was evenly distributed from teeth to facial bone in the skull model with Class I, while stress concentration was appeared in the model with full-CUSP Class II due to the changes of occlusal surfaces of the model.

Keywords : occlusion, occlusal simulation, Full-CUSP Class II, occlusal force, finite element analysis(FEA)

1. 서 론

현대인의 식습관이 부드러운 음식 위주로 변함에 따라 턱 뼈의 크기가 점차 작아지는 형태로 인간은 진화하고 있다. 이로 인해 치아 공간이 부족해지면서 윗니와 아랫니가 제대로 맞물리지 않는 부정교합이나 턱이나 코끝에 비해 입이 튀어나오는 돌출 입 증세를 보이는 환자가 증가하는 추세이다. 이에 대한 치료방법 중 하나로 최근에는 발치 교정이 많이 시행되고 있으나, 치료 이후 나타날 수 있는 구조적인 문제에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 특히 발치와 치아 재배열로 인한 교합면 변화는 저작운동을 방해할 수 있으며, 교합력이 두개골로 전달되는 데에 큰 영향을 미칠 수 있기 때문에 관련 연구의 필요성이 대두된다.

최근 치의학 분야에서도 인체에 대한 구조적이고 역학적인

이해를 위하여 유한요소해석 기법이 널리 사용되고 있다. 특히 본 연구와 같이 임상실험이 어려운 경우에는 해석연구가 필수적이라고 할 수 있다. 기존의 연구동향을 살펴보면, Kim 등(2012)은 CT(computed tomography) 이미지를 기반으로 하여 하악골과 하악 치아의 유한요소모델을 구축하고, 변수 연구를 통해 저작 시뮬레이션을 구현하였다. 또한 저작 시 발생하는 응력분포 및 변형률을 파악하여 실험결과와 비교분석 하였다. De Oliveira 등(2006)은 하중조건을 부여하여 교합면 차이에 따른 치아의 변형을 분석하였다. 이때 실험으로는 구현하기 어려운 미세한 교합면의 조정과 치아의 변형 측정을 위하여 상·하악 유한요소모델을 구축하고, 구조해석을 수행 하였다. Ichim 등(2006)은 ferrule의 높이와 치근골절 간의 상관관계를 파악하기 위하여, 우측 상악 중절치인 11번 치아의 유한요소모델을 구현하였다. 또한 다양한 경계조건을

* Corresponding author:

Tel: +82-2-3227-6872; E-mail: hskim3@ewha.ac.kr

Received June 10 2016; Revised August 3 2016;

Accepted August 4 2016

©2016 by Computational Structural Engineering Institute of Korea

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

부여하여 변수해석을 수행하고, 그 결과를 통해 치아의 내구성과 응력분포를 파악하여 발표한 바 있다. 이처럼 많은 연구에서 치아 및 악골의 유한요소해석을 수행하여 구조거동을 예측하고자 하였으나, 전체 두개골 모델의 교합 시뮬레이션을 구현한 연구는 비교적 적다. 또한 이러한 연구결과를 치료 및 진단에 적용하기 위해서는 실제 발치 교정 이후 나타나는 교합 형태를 반영하여 해석모델을 구현하고 그 구조거동을 파악하는 것이 중요하다.

본 논문에서는 CT 이미지를 기반으로 하는 유한요소모델링 기법을 제안하고, 해석결과를 스트레인 게이지를 통한 실험 결과와 비교하여 검증하였다. 또한 제안된 기법을 이용하여 상악 제 1 소구치를 제거한 발치 공간에 인접치아 3개(제 2 소구치, 제 1 대구치, 제 2 대구치)가 완전히 이동한 Full-CUSP II 급 교합과 정상 I 급 교합형태를 갖는 두개골 모델의 구조해석을 수행하였으며, 해석결과를 통해 두 모델의 치아 및 두개골에 발생하는 구조거동을 파악하여 비교·분석하였다.

2. 본 론

이 장에서는 치아 및 두개골의 3차원 유한요소모델 상세와 해석기법에 대해 설명하고, 스트레인 게이지를 이용한 실험 결과를 통해 해석결과를 검증하고자 한다. 또한 정상 I 급과 Full-CUSP II 급 교합 모델의 구조해석을 수행하여 그 결과를 비교·분석하려고 한다.

2.1 3차원 유한요소모델링

38세 성인남성의 정상교합 상태 두개골 CT(0.75mm thickness) 이미지로부터 총 964개의 dicom 파일을 출력하고, SCAN-IP(simpleware ltd, exeter, united kingdom)를 통해 3차원 솔리드 모델을 구축하였다(Fig. 1). 이때 두개골 해부도를 참고해서 이미지의 명암 조절 및 필터링 작업을

Fig. 1 Generation of 3D skull model in SCAN-IP

수행하여, 근육, 피부, 잇몸 등 비구조적 부분을 제거한 뒤 치아와 피질골, 골해면질 모델을 각각 구성하였다. 또한 피질골 모델의 하악관절구 형태에 맞추어 평균 2.3mm 두께의 악관절 모델을 구축하였다. 치주인대의 경우 그 범위가 매우 미소할 뿐만 아니라 가는 섬유로 이루어진 물질이므로 CT 이미지 상에서 모델로 구현하는데 어려움이 있었다. 따라서 치주인대의 두께는 0.27mm로 일정하고, 손상없이 치근을 완전히 둘러싸고 있는 형태라는 가정 하에, 치아 모델의 바깥면을 0.27mm만큼 offset시킨 후 치근부만을 남기는 방식으로 치주인대 모델을 완성시켰다. 위의 솔리드 모델을 기반으로 Fig. 2와 같이 4면체 요소로 이루어진 정상교합 상태의 두개골 유한요소모델을 구현하였으며, 이때 각 파트의 요소 개수 및 크기는 Table 1과 같다.

Fig. 2 3D skull finite element model

Table 1 Size and number of elements of each part

Part	Number of elements	Length of element edge
Teeth	587,766	0.2~0.7mm
Periodontal ligament	66,844	0.3~1.0mm
Cortical bone	1,817,511	0.3~3.0mm
Cancellous bone	882,036	0.6~2.5mm
Temporo-mandibular joint	1,925	0.8~3.0mm

각 파트에는 De Santis 등(2002)과 Minch(2013)의 연구에 근거하여 탄성계수 및 포아송 비를 부여한 선형 재료모델을 적용하였으며, 그 상세는 Table 2와 같다. 특히, 실제 치아는 크게 상아질, 법랑질, 맥락질로 이루어져 있으나,

Table 2 Material properties used in the model

Part		Elastic modulus	Poisson's ratio
Teeth		20GPa	0.3
Periodontal ligament		0.75MPa	0.45
Cortical bone		14.5GPa	0.323
Cancellous bone		1.37GPa	0.3
Temporo-mandibular joint		10.0GPa	0.3

Toms 등(2003)과 Kim 등(2016)의 논문을 참고하여 치아 부피의 대부분을 차지하는 상아질의 재료 물성치를 치아 파트에 부여하였다.

교합 시 실제 두개골의 거동을 효과적으로 시뮬레이션하기 위하여 유한요소모델에 Fig. 3과 같은 하중조건 및 경계조건을 부여하였다. 씹기의 주역할을 하는 교근의 위치와 이동방향을 고려하여, 하악골의 대칭된 두 점이 위쪽 방향으로 이동하도록 하중조건을 적용했다. 교합 시 하악골은 양쪽 악관절구를 중심으로 회전하는 것처럼 보이지만, 본 모델과 같이 개구 거리가 비교적 작은 경우에는 하악골을 수직으로 움직일 때 더 실제와 가까운 구조거동이 나타났다. 이는 Seol (2014)과 Kim 등(2016)의 논문에서도 확인할 수 있다. 경계조건인 경우, 실제 두개골이 경추에 연결되어 몸통에

Fig. 3 Loading and restraints prescriptions

고정되기 때문에 대후두공 주변부에 x, y, z방향 모두 고정단 조건을 부여하였다. 변수해석 결과, 경계조건인 선정부위가 너무 작은 경우 하악골이 이동함에 따라 두개골 모델이 뒤쪽으로 넘어가는 결과가 확인되었으며, 부위가 너무 큰 경우 뇌저저부에 과응력이 발생하였다. 따라서 해석 시 모델이 넘어가는 것을 방지하고, 두개골의 응력분포가 의학적으로 합리적으로 나타나는 범위 내에서 경계조건을 설정했다.

상악관절구 및 하악관절구와 악관절 모델 사이 각각의 접촉면을 구속하여, 시뮬레이션 중 악관절의 거동에 따라 상악, 하악모델이 움직일 수 있도록 연결하였다. 또한 상·하악 치아 사이 교합면은 Wierszycki 등(2006)의 논문에 근거한 마찰계수 0.2를 적용했다. 상용프로그램 ABAQUS version 6.10-3(dassault systemes, velizy-villacoublay, france)을 이용하여 기하비선형 구조해석을 수행하였다.

2.2 실험을 통한 해석결과 검증

실험수행을 위해 해석모델과 같은 CT 이미지를 기반으로 광경화성 수지(TSR-821, $E=1.8\text{GPa}$, $\nu=0.3$)를 이용한 복제 두개골 및 치아 실험체를 제작하였으며, 이때 치주인대와 악관절은 실리콘 인상재(Examix Fine, GC, $E=1.7\text{MPa}$, $\nu=0.375$)로 재현하였다. 통상 인체의 거동에 관련된 해석모델은 인체실험 혹은 사체실험 등으로 검증하는 것이 일반적이지만, 본 연구의 경우 실제 사람에게 측정 장치를 적용하는 것에 제약이 있으며, 사체의 두개골을 실험에 적용할 지라도 악관절이나 치주인대 등의 조직을 보존하기 어렵기 때문에 실제 인체의 물성치와는 차이가 발생한다. 따라서 Choy 등(2001)과 Cho 등(2014)의 연구를 참고하여 치의학 분야에서 주로 사용하는 실험재료를 사용해서 실험체를 제작하게 되었다.

Fig. 4와 같이 UTM(universal testing machine) 인스트론에 두개골 실험체를 고정하고, 교근의 주행방향으로

하악골에 일반적인 교합력 범위의 힘 100N, 300N의 교합력을 부여하였다. 또한 교합운동 시 주요 부위에서 발생하는 변형률을 측정하기 위해 Lim(2012)의 논문을 참고하여 Fig. 5에 표시한 치조골 및 안면골의 세 군데 지점에 스트레인 게이지를 부착하였다. 부착지점의 명칭과 정의는 Table 3과 같다.

Fig. 4 Test set-up

Fig. 5 Marks for strain gauges on skull

Table 3 Definition of marks for strain gauges on skull

Location	Definition
MP	Palatal surface of upper first molar
FZ	Midpoint of fronto-zygomatic suture on the lateral orbital rim
TZ	Zygomatic process of temporal bone

Table 4는 실험에서 스트레인 게이지를 통해 측정된 변형률과 해석모델의 같은 지점에서 나타나는 변형률을 비교한 것이다. 실험 결과, 변형률은 100N이 가력되었을 때 -303~-111 $\mu\text{mm}/\text{mm}$, 300N을 가력한 경우 -803~-390 $\mu\text{mm}/\text{mm}$ 로 측정되었다. 가력하중에 관계없이 변형률의 크기는 MP 지점에서 가장 크며, TZ 지점에서 가장 작았다. 해석결과에서는 교합력을 100N 가했을 때 -46~-21 $\mu\text{mm}/\text{mm}$, 300N인 경우 -130~-53 $\mu\text{mm}/\text{mm}$ 의 변형률이 측정되었으며, 측정지점에

Table 4 Strains obtained from the experiments and the analyses ($\mu\text{mm}/\text{mm}$)

	Occlusal force [N]	Location		
		MP	FZ	TZ
Experimental result	100	-303	-166	-111
	300	-803	-658	-390
Analytical result	100	-46	-24	-21
	300	-130	-94	-53

따른 변형률 크기가 실험결과와 유사한 경향성을 나타냈다. 그러나 모든 측정지점에서 해석치가 실험치에 비하여 약 6~7배정도 작은 것을 알 수 있었다. 이는 실험재료와 해석에 입력된 재료모델의 탄성계수 차이에 의한 결과로 유추할 수 있다. 해석결과를 검증하는 데에 있어 인체실험은 불가능했기 때문에 복제 두개골 실험체를 제작하였으며, 이때 사용된 광경화 수지의 탄성계수는 해석모델에 사용된 재료 물성치에 비해 약 8배 정도 작다. 따라서 같은 힘을 가했을지라도 실험에서 측정된 변형률이 6~7배 정도 더 크게 나타난 것으로 판단된다. 결과적으로 이 변형률 차이가 탄성계수의 차이와 거의 일치하며, 실험과 해석의 경향성이 매우 유사하므로 본 해석모델은 타당한 것으로 분석할 수 있다.

2.3 Full-CUSP II 급 교합모델

앞서 만든 정상교합모델의 우측 상악 제 1 소구치인 14번 치아모델을 제거한 뒤, 인접치아인 제 2 소구치(15번) 및 제 1 대구치(16번), 제 2 대구치(17번)를 발치한 공간에 완전히 이동시켜 Full-CUSP II 급 교합모델을 구현하였다(Fig. 6).

Fig. 6 Full-CUSP in palmer notation system

(a) Class I

(b) Full-CUSP Class II

Fig. 7 Comparison of teeth arrangement

이때 치아모델의 이동으로 인해 치조골에 생기는 빈 공간은 치근의 형태가 남지 않도록 주변 치조골 형태에 맞추어 요소를 채워 모델링하였다. 완성된 모델의 총 요소 개수는 3,339,053개이다. Fig. 7은 정상 I급 교합모델과 Full-CUSP II급 교합모델의 우측 치열을 비교한 것으로 (a)의 정상 I급 교합모델에 비해 (b)의 Full-CUSP II급 교합모델이 치아가 하나 적고, 치아배열도 조금 다른 것을 확인할 수 있다. 모델의 형태를 제외한 파트 구성과 재료 물성치, 하중조건 및 경계조건 등은 정상 I급 교합모델과 동일하게 적용하여 기하비선형 구조해석을 수행하였다.

2.4 정상 I급 교합모델과 Full-CUSP II급 교합모델의 해석결과 비교분석

해석 결과, 교합력과 하악골 이동거리 간의 관계는 Fig. 8과 같이 나타난다. 해석 수행 시 displacement-control 방식으로 하중조건을 부여했기 때문에, 하악골이 이동함에 따라 고정단으로 지정한 대후두공 주변부 지점에서 발생하는 반력의 합으로 교합력을 추정하였다. 그래프 초기에는 Full-CUSP II급 교합 시 정상 I급 교합에 비해 더 큰 교합력이 나타났다. 이는 Full-CUSP II급 교합모델의 치열이 부정교합에 가깝기 때문에, 하악골이 위쪽으로 이동하면서 일부 아랫니가 윗니에 먼저 닿아 집중하중이 발생한 것으로 분석된다. 반면 하악골 이동거리가 1mm 이상인 경우 정상 I급 교합모델에서 발생하는 교합력이 Full-CUSP II급 교합모델에 비해 약 5~15%정도 크게 나타났으며, 하악골 이동거리가 길수록 그 차이도 증가하는 것을 볼 수 있다. 즉 상·하악 치아의 교합이 완전히 이루어지면, 정교합 시 발생하는

Fig. 8 Force-displacement curves predicted from the FE models

교합력이 부정교합인 경우보다 큰 것을 알 수 있다. 그러나 Kwon 등(2006)의 실험결과에 의하면 사람의 평균 교합력은 약 250N으로 Fig. 8의 화살표로 표시되어 있는 지점이다. 즉 실제 교합력 범위에서는 그래프에서 볼 수 있듯, 정상 I급과 Full-CUSP II급 교합모델의 거동이 매우 유사할 것으로 예측된다.

Table 5는 정상 I급 교합모델과 Full-CUSP II급 교합모델의 응력분포를 비교한 것이다. 먼저 (a)의 전체 두개골 레벨에서 보면 정상 I급 교합모델은 좌우측의 응력분포가 비교적 대칭적으로 나타나는 반면, Full-CUSP II급의 경우

Table 5 Comparison of stress(von Mises stress) distribution

	Class I	Full-CUSP Class II
(a) Full skull		
(b) Alveolar bone		
(c) Teeth		
(d) Occlusal surface		

좌측에 비해 치아가 한 개 부족한 우측에서 응력이 더 적게 발생하였다. 우측 치조골 부분만을 확대한 (b)에서는 정상 I 급 교합모델의 경우 상·하악 치조골에 균등하게 응력이 발생하지만, Full-CUSP II 급 교합 시에는 하악 제 2 대구치(47번) 주변부 치조골에만 응력이 집중되는 현상이 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그림 (c)는 (b)에서 치조골 및 치주인대 모델을 제거하고 치아 부분만 비교한 것으로 Full-CUSP II 급 교합모델의 상악 치근 부분에 응력이 집중되는 것을 볼 수 있다. 이는 (d)의 상·하악 교합면의 응력분포를 통해 유추했을 때, 정교합에 비해 윗니와 아랫니가 제대로 맞물리지 않아 편심효과가 발생한 것이라고 분석된다. 교합면을 살펴보면 정상 I 급 교합모델의 경우 상·하악 제 2 대구치의 distal 부분을 제외하고는 치아 전반에 고른 응력분포가 나타나지만, Full-CUSP II 급 교합모델은 치아머리 및 치근 일부에만 응력이 발생한다. 이는 치아의 부재 및 재배열로 인해 교합면이 달라짐에 따른 결과라고 판단된다.

3. 결 론

본 연구에서는 CT 이미지를 기반으로 하는 치아 및 두개골의 유한요소모델링 기법을 제안하고, 다양한 변수해석을 통해 교합 시뮬레이션을 구현하여 기하비선형구조해석을 수행하였다. 또한 해석결과를 스트레인 게이지를 통한 실험결과로 검증하였다. 제안된 해석기법을 이용하여 정상 I 급과 Full-CUSP II 급 교합상태의 두개골 모델을 구현하였으며, 두 모델에 동일한 물성치 및 하중조건, 경계조건을 부여하여 구조거동을 파악하고 비교·분석하였다.

해석 결과, 교합력과 하악골 이동거리 간의 관계를 통해 교합운동 초기에는 부정교합에 가까운 Full-CUSP II 급 교합모델에서 발생하는 교합력이 더 크게 나타나지만, 완전히 교합이 이루어지고 나면 정상 I 급 교합모델에서 발생하는 교합력이 약 5~15%정도 큰 것을 알 수 있었다. 그러나 사람의 실제 교합력 범위에서는 두 모델 간에 큰 차이가 없을 것으로 예측되었다. 반면 두 모델의 응력분포에는 차이가 있었다. 전체 두개골 레벨에서 정상 I 급 교합모델은 양측의 응력분포가 비교적 대칭적으로 나타났으나, Full-CUSP II 급의 경우 좌측에 비해 우측의 응력이 더 적게 발생했다. 또한 우측 치조골 및 치아 부분에서 정상 I 급 교합모델은 상·하악 치조골 및 치아 전반에 균등하게 응력이 발생하지만, Full-CUSP II 급 교합 시에는 하악 제 2 대구치(47번) 주변부 치조골과 상악 치근에만 응력이 집중되는 현상이 나타났다. 이는 발치 교정 치료 후 교합면 변화로 인해 부정교합에 가까운 교합형태가 나타날 때, 편심효과가 발생할 수

있음을 의미한다. 또한 일부 치아에 집중하중이 발생하여 치아의 피로도 증가 및 손상의 위험이 있을 것이라 판단된다. 그러나 이를 제대로 분석하기 위해서는 여러 발치 교정 상태의 두개골 모델을 통한 변수해석이 필요하며, 실험을 통한 검증이 필요할 것이다.

본 연구에서 제안하는 치아 및 두개골의 유한요소모델링 기법과 교합 시뮬레이션의 구현 방법은 해석의 정확성을 높이고, 보다 효율적으로 구조거동을 예측할 수 있도록 한다. 따라서 부정교합, 돌출 입 등의 치료 및 진단뿐만 아니라 교합면의 조정이 중요한 임플란트, 교정장치 등의 설계에 도움이 될 것이라 사료된다.

감사의 글

본 논문은 2014년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구된 것으로 이에 감사를 드립니다(No. NRF-2014R1A1A1007583).

본 논문은 2015년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구된 것으로 이에 감사를 드립니다(No. NRF-2015H1A2A1033985).

References

- Cho, Y.E., Park, E.J., Koak, J.Y., Kim, S.K., Heo, S.J., Park, J.M. (2014) Strain Gauge Analysis of Occlusal Forces on Implant Protheses at Various Occlusal Heights, *Int. J. Oral & Maxillofac. Implant.*, 29(5), pp.1034~1041.
- Choy, K.C., Kim, K.H., Park, Y.C., Han, J.Y. (2001) An Experimental Study on the Stress Distribution in the Periodontal Ligament, *Korean J. Orthod.*, 31, pp.15~24.
- De Oliveira, S.G., Seraidarian, P.I., Landre, J., Oliveira, D.D., Cavalcanti, B.N. (2006) Tooth Displacement due to Occlusal Contacts: a Three-Dimensional Finite Element Study, *J. Oral Rehabil.*, 33, pp.874~880.
- De Santis, R., Ambrosio, L., Nicolais, L. (2002) Mechanical Properties of Tooth Structures, *Integr. Biomater. Sci.*, 21, pp.589~599.
- Ichim, I., Kuzmanovic, D.V., Love, R.M. (2006) A Finite Element Analysis of Ferrule Design on Restoration Resistance and Distribution of Stress within a Root, *Int. Endod. J.*, 29, pp.1034~1041.
- Kasai, K., Takayama, Y., Yokoyama, A. (2012)

- Distribution of Occlusal Forces during Occlusal Adjustment of Dental Implant Prostheses: A Nonlinear Finite Element Analysis Considering the Capacity for Displacement of Opposing Teeth and Implants, *Int. J. Oral & Maxillofac. Implant.*, 27, pp.329~335.
- Keum, B.K.** (2013) Experimental Study for Masticatory Strains on Teeth, Alveolar Bone, Facial Bone, and Cranial base Following Mesial Position of Maxillary Molars, *Dep. Med. The Graduate School Seoul: Ewha Womans University*
- Kim, H.S., Park, J.Y., Kim, N.E., Shin, Y.S., Park, J.M.** (2012) Finite Element Modeling Technique for Predicting Mechanical behaviors on Mandible Bone during Mastication, *J. Adv. Prosthodont.*, 4, pp.218~226.
- Kim, H.S., Lee, Y.K., Park, J.Y.** (2016) Development of FEA Procedures for Mechanical behaviors of Maxilla, Tteeth and Mandible, *Int. J. Precis. & Manuf.*, 17, pp.785~792.
- Kwon, H.K., Yoo, J.H., Kwon, Y.S., Kim, B.I.** (2006) Comparison of Bite Force with Dental Prescale and Unilateral Bite Force Recorder in Healthy Subjects, *J. Korean Acad. Prosthodont.*, 44, pp.103~111.
- Le Reverend, B., Hartmann, C.** (2014) Numerical Modeling of Human Mastication, A Simplistic View to Design Foods Adapted to Mastication Abilities, *Physiology & Behav.*, 124, pp.61~64.
- Lim, K.S.** (2012) Comparison of the Strains according to the Change of Masticatory Situations in the Maxillary Teeth, Maxilla and Cranial Base using Strain Gauges, *Department of Medicine The Graduate School Seoul: Ewha Womans University*
- Minch, L.** (2013) Material Properties of Periodontal Ligaments, *Postepy Hig Med Dosw (online)*, 67, pp.1261~1264.
- Park, J.Y., Kim, N.E., Kim, M.J., Kwon, J.H., Lee, Y.K., An, A.Y., Kim, H.S.** (2013) The Unified 3D Finite Element Model of Skull, Teeth and Mandible for Simulating Masticatory Behaviors, *Proceedings of 2013 Team Research Project for Female Undergraduate Engineering Students Supported by WISSET and NRF.*
- Seol, K.S.** (2014) Predicting of Occlusal Stress Distribution on Maxillofacial Complex and Skull on Mastication by using Finite Element Analysis, *Department of Dental Medicine The Graduate School Seoul: Ewha Womans University*
- Toms, S.R., Eberhardt, A.W.** (2003) A Nonlinear Finite Eelement Analysis of the Periodontal Ligament under Orthodontic Tooth Loading, *Am. J. Orthodont. & Dentofac. Orthop.*, 123 pp.657~665.
- Wierszycki, M., Kakol, W., Lodygowski, T.** (2006) The Screw Loosening and Fatigue Analyses of Three Dimensional Dental Implant Model, *Proc. 2006 Abaqus Users Conf.*, pp.389~403.

요 지

최근 치의학 분야에서도 인체에 대한 구조적이고 역학적인 이해를 위하여 유한요소해석 기법이 널리 사용되고 있다. 따라서 본 연구에서는 CT 이미지를 기반으로 하는 유한요소모델링 기법을 제안하고, 실험결과와 비교하여 검증하였다. 또한 제안된 해석기법을 통해 교합 시뮬레이션을 구현하여 정상 I 급 교합과 Full-CUSP II 급 교합상태의 두개골 모델에 대하여 기하비선형구조해석을 수행하였다. 그 결과, 하악골이 같은 거리만큼 이동할 때 사람의 실제 교합력 범위에서는 두 모델의 교합력에 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 응력분포를 비교했을 때 정상 I 급 교합모델은 치아 및 치조골 전반에 응력이 균등하게 발생하는 반면, Full-CUSP II 급 교합모델의 경우 일부 구역에 응력집중 현상이 나타났다. 이는 치아의 부재 및 재배열로 인하여 교합면이 달라지면서 생긴 결과라고 분석된다.

핵심용어 : 교합, 교합시뮬레이션, Full-CUSP II 급, 교합력, 유한요소해석