

악안면부 충격시 치아와 악골의 응력 분포에 대한 구강보호장치의 역할에 관한 유한요소분석

- 상악 중절치에 가해진 충격에 대하여

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

박지혜 · 이성복 · 권공록 · 최대균

I. 서 론

현대 사회에서는 생활이 풍요로워 지면서 건강에 대한 관심이 높아지고 전문적인 선수들뿐만 아니라 일반인들도 스포츠에 대한 참여가 늘어가고 있는 추세이며, 이에 따라 구강악안면영역의 외상에서 스포츠 외상의 비율이 높아지고 있는 것이 현실이다. 또한, 스포츠의 시작 연령이 낮아지면서 어린이의 스포츠 외상 비율도 높아지고 있다.¹⁾

1994년 National Youth Sports Safety Foundation에서 6세부터 16세까지의 2000천만 명을 조사한 결과 20%~40%가 스포츠와 관련된 구강악안면 외상을 경험하였다고 보고하였다.²⁾

일반 운동선수들의 경우 Sane 등³⁾에 의하면 전체 구강악안면 외상 중 69%는 경기 중에, 31%는 훈련 기간 중에 발생한다고 하였고, 박 등⁴⁾의 조사에 따르면 한국체육대학 학생들의 운동 중 구강악안면 부위의 외상경험 비율이 52%라고 하였다.

악안면 영역의 스포츠 외상 부위를 살펴보면 상하순의 열상 및 전치부의 손상, 하악골의 골절 등이 빈발하며, 악관절 손상도 일어나고, 심한 경우에는 뇌진탕, 사망에 이르기까지 한다.^{5,6)}

이러한 외상은 일반인에게는 신체적, 정신적 손상으로 일상생활 장애, 선수들에게는 선수 생명에도 영향을 미칠 수 있다. 치아의 손상은 다수 치아의 신경치료와 보철치료가 요구되며, 초기의 외상 받은

시점으로부터 몇 년 후에 잔존 치아 조직의 치수 파사나 염증성의 치근 흡수로 신경치료와 발치가 추가로 행하여지게 되는 경우, 보철치료가 수반되어, 치료비용 면에서도, 경제적 손실이 실로 크다고 볼 수 있다.^{7,8)}

현재 선진국에서는 이러한 외상 예방을 위한 연구로 스포츠 치의학의 활성화와 더불어 구강보호장치 착용이 권장되거나 의무화되고 있다.^{8,10)}

하지만 우리나라에서는 일반인과 운동선수, 치과 의사들의 인식 부족으로 구강보호장치 장착범위 및 연구에 대한 능동적인 참여가 부족한 것이 현실이다.¹¹⁻¹⁴⁾

이에 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 구강보호장치의 효과를 입증하고자, 치아와 악골을 2차원의 컴퓨터 단층영상을 이용하여 3차원 유한요소법을 위한 모델을 제작하였고, 컴퓨터 시뮬레이션 기법을 통하여 외력시 구강보호장치 장착 여부에 따른 치아와 악골에 가해지는 응력을 비교 분석하여, 흥미로운 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구대상 및 연구방법

1. 연구대상

정상적인 교합 상태와 악골을 가지고 있으며, 모든 치아가 손상을 받지 않고, 컴퓨터 단층촬영시 산란

을 방지하기 위하여 구강 내에 금속 보철물이 없는 한국인 성인을 선정하였다.

2. 연구방법

1) 구강보호장치의 제작

연구 대상의 상하악 모델을 제작, 교합기상에서 Dreve사의 Signature Mouthguard system을 이용하여 customized mouthguard를 제작하였다(Fig. 1). 전반적인 형태는 일반적으로 널리 이용되는 상악 장착형으로 치아와 협측, 구개측 점막의 일부를 피개하였다. 각 부분의 두께는 전치부 4mm, 구치부 협면 2mm, 구치부 교합면 1.5 ~ 2mm로 하였으며, 교합기 상에서 중심위 시 고른 접촉이 이루어지도록 교합조정을 시행하였다.

2) 유한요소 모델링

치아와 악골을 재현하기 위해 컴퓨터 단층촬영 사진(Computed Tomography)을 이용하였다.

구강보호장치를 장착시킨 상태에서 170A/20W의 프로토콜을 가지는 Somatom Plus 4(Simens사, 미국) 단층촬영기기를 이용하여 두개골을 두정부에서 경추부에 이르기까지 1.0mm 간격으로 컴퓨터 단층사진을 촬영하였다.

얻어진 전산화된 영상(DICOM, Digital Imaging & Communication in Medicine)을 국내 기술로 개발된 Cantibio BIONIX/Body Builder를 유한요소 설계용 소프트웨어로 이용하여 영상 분할 작업(segmentation)을 거쳐 marching cube 알고리즘으로 3차원 재구성하여 외형을 만들고 내부를 다각형의

요소로 나누어 상하악 치아, 상하악골, 악관절에 대한 3차원 유한요소모델을 제작하였다.

본 연구에서 작성된 두개골의 유한요소모델은, 상악 169587개, 하악 61763개, 치아 52631개, 관절원판 671개, 구강보호장치 34428개, 총 319080 개의 유한요소로 구성되었다.

변위분석을 위한 워크스테이션은 Hypermesh를 사용하였으며, 모델링을 위하여 CANTIBio BION-IX/Body_Builder를, 하중조건과 구속조건은 Altair사의 HyperMesh를 그리고 유한요소해석을 위한 프로그램은 MSC/NASTRAN을 이용하였다.

3) 재료의 물리적 성질(물성치, Material properties)

치아 전체를 상아질로 규정하고, 두개골과 악골을 피질골과 해면골 구분 없이 하나의 골로 구분하였으며, 상하악골의 연결은 관절원판으로 하였고 관절원판의 위치에 임의의 모델링을 삽입하고, 물리적 성질을 부여하였으며 실험치에 근거한 각 성분의 물성치를 이용하였다.

설계된 모형을 구성하는 각 요소들에 부여하는 물성치 중 탄성계수(Young's modulus of elasticity: E)와 포아송 비(Poisson's ratio: ν), 밀도는 Kumaresan,²⁰⁾ Tanaka,²¹⁾ Iwata,²²⁾ T.Dreve Cop., Miyazaki 등²³⁾의 자료에서 참조하여 부여하였다.

4) 감쇄계수

일반적으로 물질의 감쇄는 이론적으로 설정할 수 없으며 단지 실험적인 방법으로 결정할 수 있다. 하지만 골을 이루는 물질에 대해서는 실험적 자료가

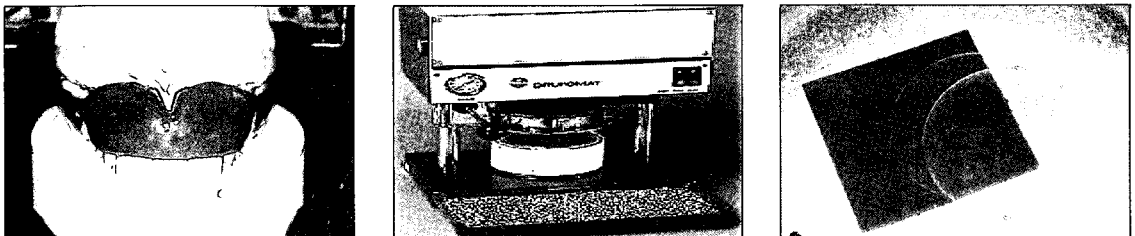


Fig. 1. Drufomat Signature Mouthguard system.

없으므로 공학적으로 보편적으로 받아들여지는 0.2%를 감쇄계수로 설정하였다. 관절 원판과 구강보호장치의 경우 그 특성상 감쇄계수가 높을 것으로 판단이 되어 고무의 감쇄계수인 10%를 사용하였다.

충격 부여시 응력분포와 변위양상을 알아보기 위하여 해부학적인 구조에 다음과 같은 조건을 부여하였다. 모든 재료는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선형탄성(linear elasticity)을 가지며, 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정한다.

5) 경계조건(Boundary condition)

두부의 움직임에 있어서 경계조건으로 경추의 움직임을 역학적으로 부여하였다. 경추의 움직임을 회전운동과 상하운동을 하는 스프링 운동으로 규정하고, 그 움직임의 중심에 해당하는 위치에 임의의 node를 정한 다음, foramen magnum edge의 모든 node과 동일한 회전, 움직임을 갖도록 하였다.

3. 연구항목

본 실험의 유한요소모형의 해석은 유한요소분석 프로그램으로 NASTRAN을 사용하였으며, 시간함수에 따른 응력분포를 분석하기 위하여 Von Mises stress를 분석하였다.

Stress output point는 치아, 악골의 모델링에서 상악 전치와 구치 및 치조골, 하악골의 몸체와 과두돌기 경부부분에서 실험상 가장 응력값이 확실하게 나타나는 임의의 요소로 정하였다.

Table I. The number of nodes and elements(used in FEM)

Anatomy	Node	Element
maxilla	38389	169587
mandible	13784	61763
tooth	15798	52631
articular disc	281	671
mouth protector	9439	34428

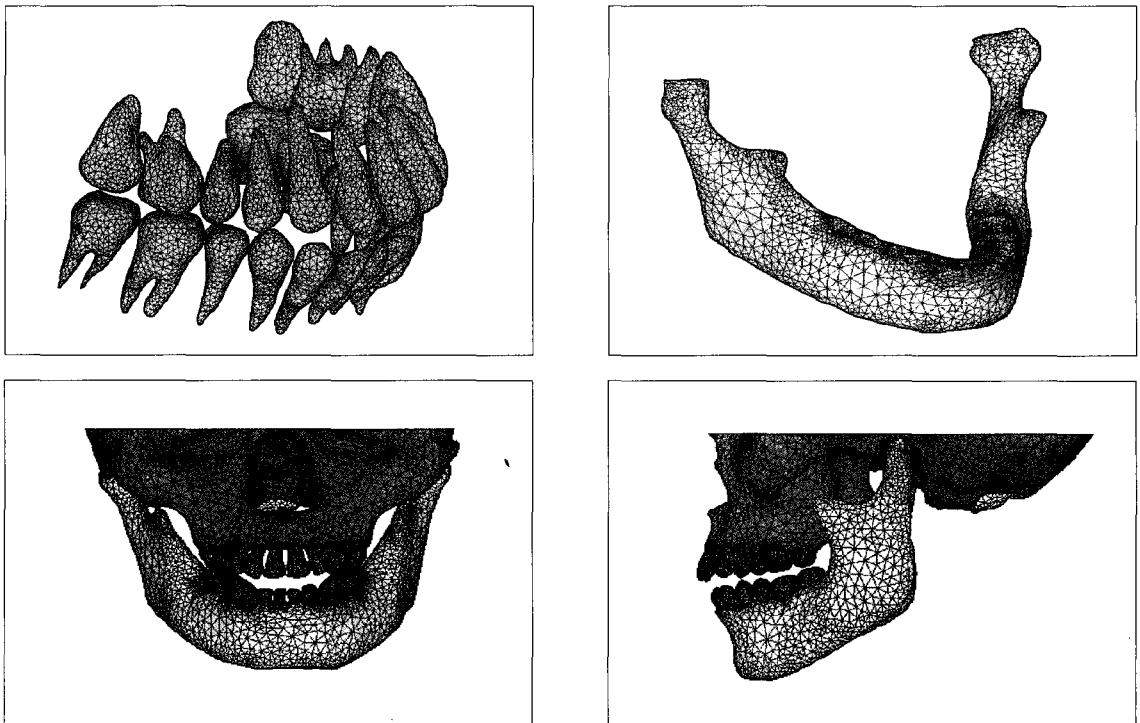


Fig. 2. Finite element modeling.

Table II. Mechanical properties for the structural elements

Material	E	ν	ρ	damping factor
maxilla/mandibular bone	4460	0.21	1410	0.2
tooth	13720	0.28	1900	0.2
articular disc	44.1	0.40	1000	10
mouth protector	22	0.49	950	10

E = Young's Modulus(MPa)

ν = Poisson's ratio

ρ = mass density(kgm⁻³)

damping factor(%)

Miyazaki Masashi et al. 2002,

Kumaresan et al., 1996, Tanaka E. et al. 1994,

Iwata T. et al. 1981, Dreve Cop.

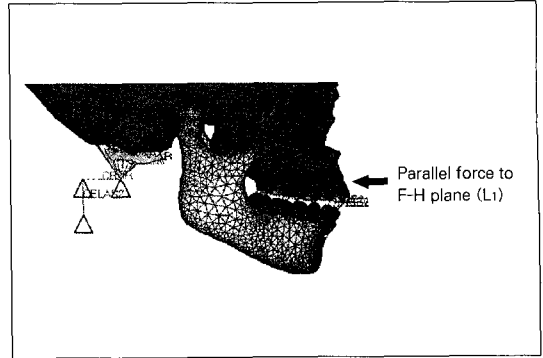


Fig. 3. Load point & direction.

Table III. Load condition

Load condition	Load Point	Loading Direction to F-H Plane	Impact Time(sec)	Force [N]	With mouthguard Without mouthguard
1	Max. Ant. Teeth	Parallel	0.1	800	WM NWM

· 하중 위치와 각도

하중 위치는 구강악안면외상의 가장 호발 부위인 양쪽 상악 중절치의 치경부로 하여 구강보호장치를 장착했을 경우와 장착하지 않았을 경우를 비교였다 (Fig. 3, Table III). 충격시 충격력이 면적으로 작용하는 것을 감안하여 두개의 분산하중을 면적으로 가하였다. 기준 평면은 지평면과 수평인 F-H plane을 기준으로 하였다.

III. 연구성적

상악 중절치 부위에 하중을 가하였을 때, 구강보호장치를 장착했을 경우와 장착하지 않았을 경우, 각각의 최대 응력값은 다음과 같다(Table IV).

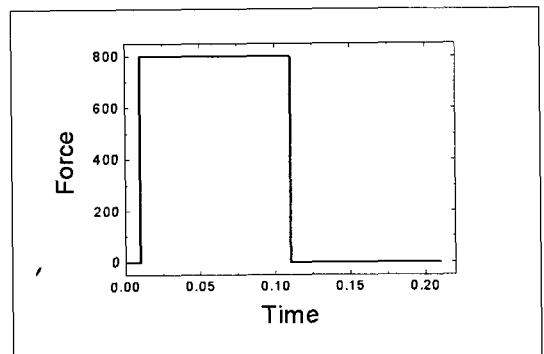


Fig. 4. Load condition.

Table IV. Maximum stress value of each case

stress region	L1	
	NWM	WM
upper incisor	116.7	2.1
upper molar	8.9	0.7
maxilla	6.1	8.0
mandible	4.6	0.7
condyle neck	5.5	0.3

Unit : MPa, NWM : without mouthguard,

WM : with mouthguard

L₁ : upper central incisor parellel impact force

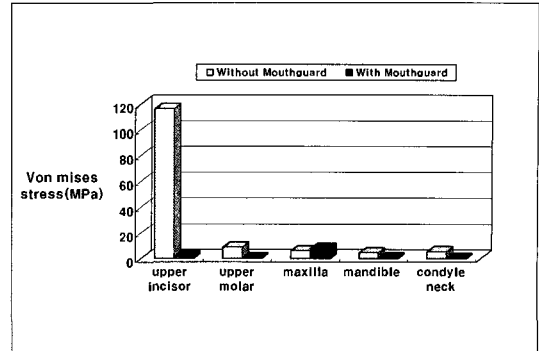


Fig. 5. Comparison of maximum stress value for upper central incisor parellel impact force (L₁).

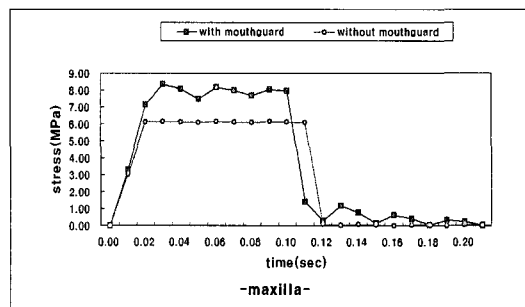
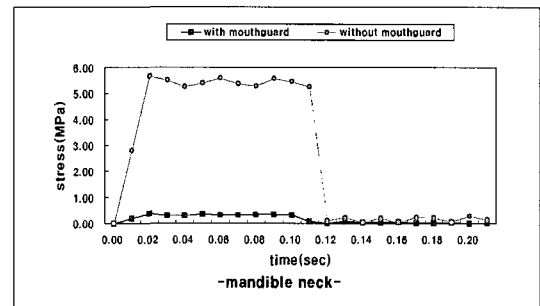
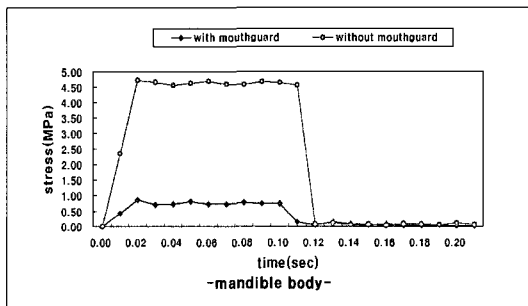
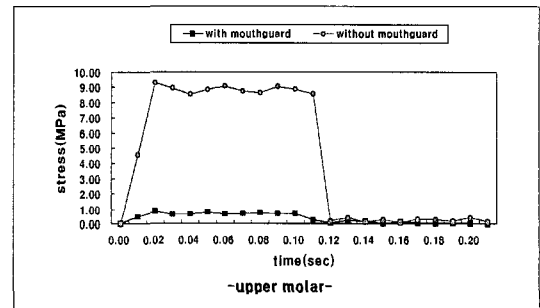
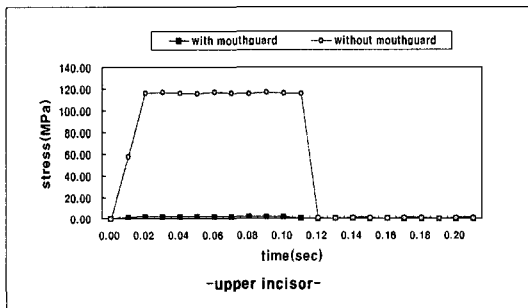


Fig. 6. Stress-time histories for upper central incisor parellel impact force (L₁).

· 상악 중절치 치경부에 수평 하중을 0.1초간 가하였을 때(L1)

상악 전치부 치경부 부분에 FH평면과 평행한 하중이 0.1초간 가해졌을 때 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 하중을 받은 상악 전치 전반과 인접 치조골에 가장 큰 응력이 집중되었으며, 하악 전치 부분에서도 다소 응력이 집중되었고, 과두돌기 경부의 전방으로도 응력이 분포되었다(Fig. 5, 7, 9).

구강보호장치를 장착한 경우 상악 전치와 치조골 전반까지 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 응력이 넓게 분포되었으며, 특히 상악 전치의 경우 치근부위를 포함하는 전 치아에 응력이 분포되었으며, 상악골의 상악 돌기 부분에 응력이 분포되었다(Fig. 8, 10). 하지만 최대 응력값을 비교해 보면, 구강보호장치를 장착한 경우에서 상악 전치에서는 116.7MPa에서 2.1MPa로, 상악 구치의 경우 8.9MPa에서 0.7MPa로, 하악 과두 돌기 경부의 경우 5.5MPa에서 0.3MPa로 구강보호장치를 장착하지 않은 때보다 감소하였다(Table IV).

구강보호장치를 장착하지 않은 경우 응력이 분포되었던 하악 전치와 하악골의 응력은 구강보호장치를 장착한 경우 응력이 미미하였다.

그래프 상에서 보면 응력 변화 양상이 하중을 받은 직후 급격히 증가하였다가, 하중이 제거된 후에 급격히 감소하고 작은 파형의 동요를 보이며 소멸된다. 구강보호장치를 장착한 경우 응력이 급격히 감소되는 시기가 0.01초 정도 빠르게 나타난다(Fig. 6). 대체적으로 구강보호장치를 장착한 후의 응력이 구강보호장치를 장착하기 전의 응력보다 크게 감소되어 나타났지만, 상악 전치부 치조골의 경우 구강보호장치를 장착한 경우가 6.1MPa에서 8MPa로 약간 크게 나타났다(Fig. 5, Table IV).

IV. 총괄 및 고찰

구강보호장치의 역할은 정적, 동적 하중이 부하되는 스포츠 활동시, 외력을 보다 효과적으로 분산하여, 구강내 장착상태에서 생리적으로 제한시키고 역학적 안정성을 도모하는데 있다.

Morii 등²⁴⁾은 강철구로 pendulum에서 치아 절편에 충격을 가한 실험에서 구강보호장치 부착시 8.1-

30% 응력 감소를 보여주었으며, Cummins 등²⁵⁾은 유한 요소 분석을 이용한 실험에서 단단한 물체의 충격에서 구강보호장치 장착시 응력이 감소한다고 하였다.

Tomotaka 등²⁷⁾은 충격 물체에 따른 구강보호장치의 충격 흡수 능력을 알아보기 위하여 pendulum에서 실험을 시행한 결과, 구강보호장치를 장착한 실험치에서 응력이 작게 나타났으며, 큰 하중일수록 감소되는 비율도 크게 나타났다.

구강보호장치의 재료는 충격흡수능력을 갖는 연성 재료여야 하며, 최근에는 보다 효과적인 작용을 위한 형태, 재질 및 두께에 대한 연구가 진행 중이다. 적절한 구강보호장치의 재질과 제작 방법의 발달은 스포츠 기구가 가하는 충격력, 다양한 스포츠 경기에서 사용되는 기구의 재질, 구강보호장치 재료의 충격 흡수력이 충분히 고려되어야 한다. 또한 운동 종목에 따라서 충격 양상이 다르므로 구강보호장치의 형태 및 두께 등을 고려해야 한다.

현재 사용되고 있는 구강보호장치에는 기성 구강보호장치, boil & bite 형태의 구강보호장치, 개인맞춤 구강보호장치 3가지로 구분된다. 기성으로 제작되고 있는 구강보호장치는 유지력이 떨어져, 구강보호장치를 유지하기 위한 불필요한 교합력이 발생하고, 제작 과정 중 교합면의 두께가 얇아지게 되어 보다 정밀하고 심화된 상기의 역할을 다하지 못하므로 치과전문의의 구강 및 악골, 교합상태를 검사하여 가장 기능적이고 보호적인 구강보호장치를 제작하는 것이 바람직하다.^{7-10,14)}

일반적으로 보철물 또는 수복물 및 기타 장착물에 대한 생체역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기 어렵기 때문에 공학적인 개념을 응용한 실험적인 연구가 많이 이용되어 왔다.

외력에 의해 구조물에 발생하는 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 브리틀 래커 코팅법, 므와레 무늬 분석법, 홀로그래피법, 광탄성 응력분석법 그리고 유한요소법 등이 있다.¹⁵⁾

유한요소법은 생체 역학적 인체 모델링으로 인체 운동 시 내부에서 발생하는 복잡한 의공학적인 현상을 컴퓨터 시뮬레이션 기법을 이용하여 실험과 동시에 접근할 수 있는 방법론으로서 내부응력과 그에 따른

변형을 수치적으로 연구하는 방법이다. 실험대상이 되는 물체를 다각형 형태의 유한요소로 나누어, 각 입체 요소들에 특정한 물리적인 조건과 성질 부여하여, 요소의 현상을 계산하고, 이것을 연속시켜 전체의 현상으로 파악하는 것이다. 생체역학분석 특히 치의학 분야에서 상하악골, 악관절 및 치아와 치주 인대에 가해지는 부하와 인공 보철물 특히 임플란트의 형태와 조건에 따른 역학 분석에 많이 이용되고 있다.¹⁶⁻¹⁸⁾

다른 응력분석방법과 달리 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 포함시킬 수 있고, 변수와 하중의 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 전반적인 영역에 걸친 응력분포와 변형을 및 변이의 측정이 삼차원의 모든 방향으로 가능하여 실제와 유사한 결과 도출이 가능하고, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다.^{18,19)}

복잡한 구조물을 물리적 스포츠나 사고 등의 외부 충격에 의한 치아와 악골에 생기는 응력의 양상, 힘의 크기와 각도, 생체 조직의 물성 등에 따라 다양한 양상을 보이게 되며, 구강보호장치 장착으로 인한 변화에 대한 치아 및 악골의 충격실험 또는 구강보호장치 내구성, 실험시 가해지는 힘의 크기는 학자간에 의견 차이가 있고 실험 방법이나 기구 등에 따라 다양하기 때문에 특정 수치를 일반화시키는데 문제가 있을 수 있으므로 유한요소분석을 이용한 응력 측정 연구에서 각기 다양한 크기의 힘을 부여하여 왔다.²⁹⁻³³⁾

본 연구에서는 구강보호장치의 효과를 알아보기 위하여 구강악안면외상 중 가장 호발 부위이며 직접적인 하중이 가해지는 상악 전치부위에 하중을 가하여 구강보호장치의 장착 여부에 따른 응력 분포의 차이를 관찰하였다. 하중의 방향은 스포츠 활동과 일상생활에서 일어나는 충격임을 감안하여, 지평면과 수평인 FH-plane을 기준으로 설정하였다.

상악 중절치에 수평하중을 가하였을 때, 구강보호장치를 장착하지 않은 경우에는 상악 전치 및 치조골에 최대 응력이 집중되어 상악 전치와 인접 치조골의 파절 가능성을 보여주었으며, 구강보호장치를 장착한 경우에는 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 상악 전치 및 치조골 상방까지 넓게 분포되

었으나, 응력의 크기는 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 최대 응력을 나타낸 상악 전치의 경우 116.7MPa에서 2.1MPa로 크게 감소하였다. 상악 치조골의 경우 구강보호장치를 장착한 경우가 장착하지 않은 경우보다 6.1MPa에서 8MPa로 응력이 약간 크게 나타났는데, 이것은 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 치아에 집중되었던 응력이 구강보호장치의 장착으로 주변에 분산된 것으로 생각할 수 있으며, 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 빠르게 소멸되어 특정 부위에 가해지는 충격의 크기는 감소된다고 생각된다.

응력이 발생하는 양상은 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 하중이 가해진 직후 최대 응력이 도달 후 유지되다가 하중이 제거된 후 급격히 감소되는 경향을 보이며, 구강보호장치를 장착한 경우 상대적으로 파형에 가깝고, 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 최대 응력에서 급격히 감소하는 시점이 빠르다. 응력의 크기는 구강보호장치를 장착한 경우가 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 작았으며 특히 최대 응력이 발생한 상악 전치와 상악 구치부위의 응력 감소율이 더욱 크게 나타났다.

응력이 집중되는 부위는 구강보호장치를 장착하지 않았을 경우에는 하중을 가한 부위와 상악전치나 상악 구치 등의 좁은 부위에 최대 응력이 집중되는 반면 구강보호장치를 장착했을 경우에는 보다 넓은 부위에 약하고 고른 응력이 분포되는 양상을 관찰할 수 있다.

동적 하중이 가해지는 에너지는 두부의 운동에너지와 하중을 받는 부위의 충격에너지로 분산된다. 구강보호장치의 여부에 관계없이 에너지의 총량은 일정하므로 구강보호장치를 장착한 경우 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 응력값이 크게 나타나는 부위는 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 응력이 집중되었던 부위의 응력이 분산되었다고 생각할 수 있다. 이에 따라 구강보호장치는 충격에너지의 총량을 줄이기보다는 특정 부위의 응력을 감소시키고 넓게 분산시켜 파절을 감소시키는 작용을 한다고 생각된다.

치아와 악골의 응력 분포에 이용되었던 유한요소법은 지금까지 제시되었던 어떠한 방법에 비해 보다 과학적인 자료를 제공하였지만, 유한요소법을 이용

하여 구강악계의 응력 분포, 방향, 크기 및 변위를 측정하기 위해서는 복잡한 기하학적 구조와 구조에 따른 다양한 물성치를 부여하는 것이 중요하다.

유한요소모델링 과정에서 복잡한 생체 구조물의 단순화가 필요하고 모델링에 사용된 해부학적 구조물 각각의 표준화된 물성치는 인체의 생물학적 다양성을 완전히 반영하지는 못할 것이다.

앞으로 좀더 구체적이고 사실적인 실험 및 장기간의 임상 실험을 동반하여 정확한 결론을 얻을 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 구강보호장치 장착 여부에 따라 치아와 악골에 전달되는 응력 변화 양상을 알아보고자, 정상적인 한국인 성인을 대상으로 Dreves사의 Signature Mouthguard system을 이용하여 customized mouthguard를 제작, 장착한 상태에서 컴퓨터 단층 사진을 이용한 3차원 유한요소모델을 제작하였다. 그리고 상악 중절치 치경부에 0.1초간 수평하중(L_1)을 가하였을 때, 구강보호장치를 장착한 경우와 장착하지 않은 경우에 있어서, 치아와 악골에 발생하는 응력의 분포와 크기를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 하중 조건하에서 구강보호장치를 장착하지 않은 경우에 치아와 치조골에 응력이 집중되었다.
2. 모든 하중 조건하에서 구강보호장치를 장착한 경우가 최대응력이 감소하고 응력은 여러 부위로 분산되었다.
3. 하중조건하에서 구강보호장치를 장착한 경우가 응력의 소멸시간이 빠르게 나타났다.

이상의 결과로 미루어 볼때, 구강보호장치는 외부 충격시에 발생하는 응력을 넓은 범위로 분산시키고 최대응력을 감소시키는 응력의 완충효과가 있는 것으로 인정되었다.

참고문헌

1. Dewet FA. The prevention of orofacial sports injuries in the adolescent. Inter

- Dent J 1981;31:313-319.
2. Frederic Barnett, DMD. Prevention of Sports-Related Dental Trauma : The Role of Mouth guard. Dent Clin North Am 2003;5:391-394.
3. Sane J, Ylipaavalnime P. Dental trauma in contact team sports. Endodontics and Dental Traumatology 1988;4:164-169.
4. Park YS, Dong JG, Oh SC, Ki TS. Sports-related oral and maxillofacial trauma and mouthguard use in Korean National University of Physical Education. J Won-Kwang dentistry 2001;10(3):125-135.
5. Takashi Ohyama, et al. The clinic of sports dentistry 1998;54-101.
6. Flanders RA, Bhat M. The incidence of orofacial injuries in sports J Am Dent Assoc 1995;126:491-496.
7. P.R.H. NEWSOME, D.C. TRAN & M.S. COOKE. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. Int J Paediatr Dent 2001;11:396-404.
8. Micheal F, McCarthy DMD. Sports and mouth protection. General Dentistry 1990; 38:343-346.
9. Godwin WC. The role of the sports team dentist. Dent Clin North Am 1991;35 (4):701-705.
10. Heintz W. mouth protecters. J Am Dent Assoc 1968;77:632-636.
11. An SJ, Lee SB. The effect on appendage muscle strength due to increase in occlusal vertical dimension. J Kpream academy of stomatognathic funtion and occlusion 2001;17(4):232-244.
12. Hyun KY, Lee SW. A Study on the effect of Mandibular Orthopedic Repositioning Appliance (MORA) on back muscle strength. J Korean Academy of Oral medicine 1985;10(1):113.

13. Lee Y, Choi DK, Lee SB. Effect of occlusal balance on center of gravity in body. *J Kream Academy of Stomatognathic Funtion and Occlusion* 2003;19(2):58-67.
14. Lee SB, Choi DG, Han KH. Korean athlete's recognition of sports dentistry and condition of teeth wear. *J Kream Academy of Stomatognathic Funtion and Occlusion* 2002;18(4):236-249.
15. Lim HS, Cho IH, Lim JH. Three dimensional finite element analysis of the fully bone anchored bridge and implant-supported overdenture in edentulous mandible. *J Kream Academy of Stomatognathic Funtion and Occlusion* 2002;18(4):252-269.
16. Cho SJ, Kim YG. The study on mandibular fracture mechanism using dynamic 3-dimensional finite analysis. *J Korean Academy of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons* 2002;24(6):470-482.
17. Heo H, Kang DW. Three-dimensional finite element stress analysis of the jaws at the simulated bilateral and unilateral clen- chings. *J Korean Academy of Prosthodontics* 1999;37(1):7-92.
18. Kang DW, Lim SJ, Ahn KH. Analysis of finite element stress on the articular disc of jaw during function. *J Kream Academy of Stomatognathic Funtion and Occlusion* 2001;17(2):76-84.
19. Choi CH, Oh JS, Vang MS. The stress analysis of supporting tissue and implant according to crown restorative materials and type of implant. *J Korean Academy of prosthodontics* 2002;40(1):53-67.
20. Kumaresan S, Radhakrishnan S. Importance of partitioning membranes of the brain and the neck in head injury modeling. *Med Bio Eng Comput* 1996;34:27-32.
21. Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis. *Mechanical Engineering and Physics*. 1994;16:316.
22. Iwata T, Watase J, Kuroda T, Tsutsumi S, Maruyama T. Studies of mechanical effect of occlusal force on mandible and temporomandibular joint. *J Osaka Univ Sch* 1981;21:207.
23. Miyazaki M, Inage H, Onose H. Use of an ultrasonic device for the determination of elastic modulus of dentin. *J Oral Sci* 2002;44(1):19-26.
24. Morii H. A study on mouth protectors—Influence of mouth protectors on the shock absorption ability of bovine teeth. *Nihon Univ Dent J* 1998;72:331-338.
25. Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:942-947.
26. Keiichi Ishigami, Tomotaka Takeda and Tatsuya Ishikawa. Sports Dentistry: For the Future. *Dentistry in Japan* 2002;38: 195-202.
27. Tomotaka Takeda, Keiichi Ishigami, Kawamura Shintaro et al. The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material. *Dent Traumatol* 2004;20(1):12-20.
28. Hickey J, Morris. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. *J Am Dent Assoc* 1967;74:735-740.
29. Ruan JS, Khalil T, King Al. Dynamic response of the human head to impact by three dimensional finite element analysis. *J Biomech Eng* 1994;116(1):44-50.
30. Voo K, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A Jr. Finite-element models of the human head. *Med Biol Eng*

- Comput 1996;34(5):375-81.
31. Svein Kleiven : Finite Element Modeling of the Human Head, Department of Aeronautics Royal Institute of Technology S-100 44 Stockholm 2002: Sweden.
 32. Lim SJ, Gwak BM, Lee JS. The foundation of finite element method 1993 Dong-Myung publishing.
 33. Burnet DS. Finite element analysis Addison wesley, 1987.
 34. Jung SJ, Choi DG. Effect of occlusal balance on the balance of whole body. The Abstract of 2001 the Korean academy of prosthodontics symposium autumn.
 35. Kim NJ, Lee SB, Choi DG, Park NS. The study about the chances of masticatory system subsequent to randomly increasing the vertical dimension. J Korean Academy of Prosthodontics 1995;33(4): 731 -751.
 36. Jang JM, Lee SB. A qualitative and quantitative study on occlusal conditions in health volunteers and athletes with normal occlusion. J Korean Academy of prosthodontics 1995;18(2):797-817.

Reprint request to:

Dae-Gyun Choi, D.D.S., D.D.Sc.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University
#1, Hoigi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea
choi@khu.ac.kr

사진부도

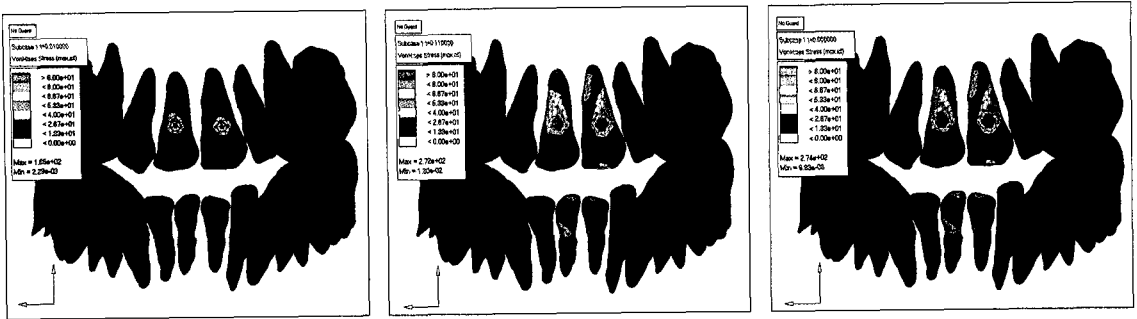


Fig. 7. Stress distribution for upper central incisor parallel impact without mouthguard (L1, tooth).

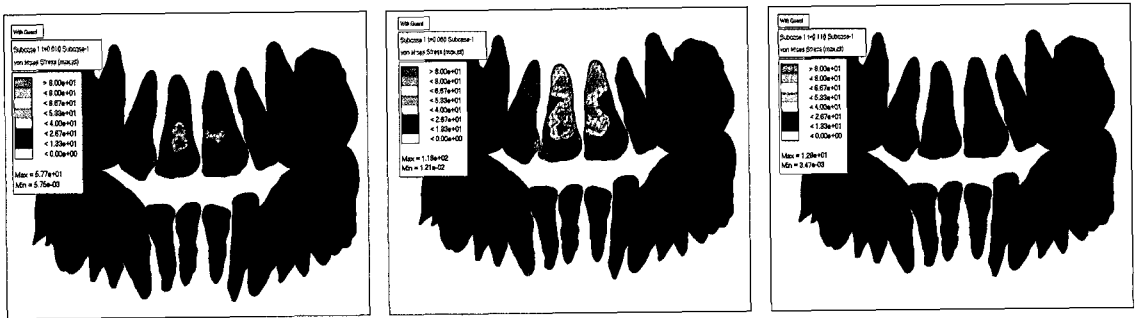


Fig. 8. Stress distribution for upper central incisor parallel impact with mouthguard (L1, tooth).

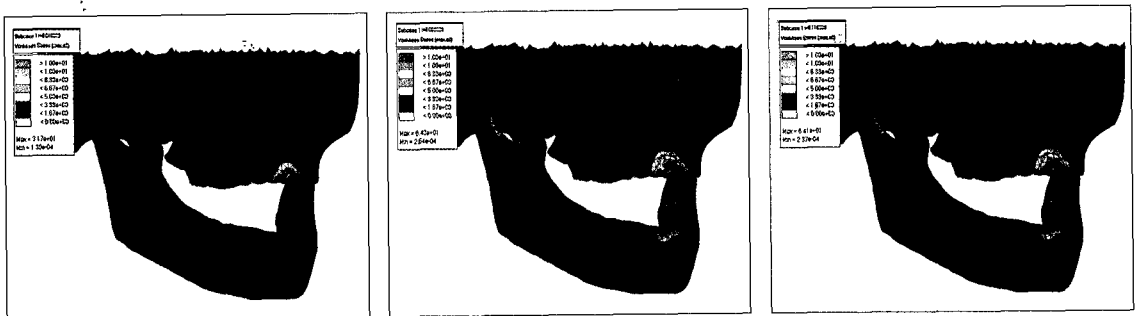


Fig. 9. Stress distribution for upper central incisor parallel impact without mouthguard (L1, maxilla&mandible).

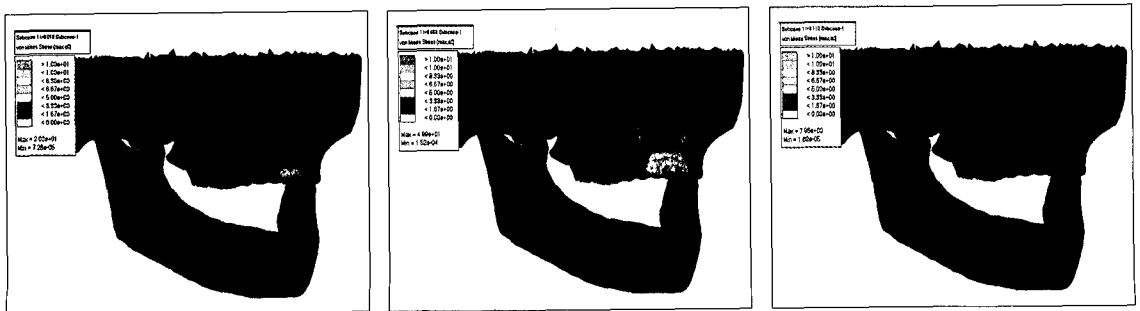


Fig. 10. Stress distribution for upper central incisor parallel impact with mouthguard (L1, maxilla&mandible).

ABSTRACT

EFFECT OF A MOUTHGUARD ON STRESS DISTRIBUTION IN TEETH, MAXILLA AND MANDIBLE FOR MAXILLA AND MANDIBULAR IMPACT USING FINITE ELEMENT ANALYSIS

Ji-Hye Park, D.M.D., Sung-Bok Lee, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,
Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Dae-Gyun Choi, D.D.S., D.D.Sc

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Graduate school, Kyung Hee University

Statement of problem: The use of mouthguard is important as the leisure life is popular today.

Purpose: The purpose of this study is to investigate the effect of a mouthguard on stress distribution in teeth, maxilla and mandible for maxilla impact.

Material and methods: The 3-dimensional finite element model was based on a CT scan film of an average korean adult when the subject is using a customized mouthguard which was made with the Signature Mouthguard system of Dreve.

The load was applied to the upper central incisor cervical area parallel impact force for 0.1sec(L1). The Von-mises stress analysis with a mouthguard and without a mouthguard was compared.

Results: The results of this study were as follows:

1. Without the mouthguard, stress was concentrated on teeth and alveolar bone in all load conditions.
2. With the mouthguard, maximum stress value was decreased and stress was dispersed in all load conditions.
3. Stress extinction with the mouthguard was faster than without the mouthguard in all load conditions.

Conclusion: We acknowledged that the mouthguard has a stress buffer effect as the maximum stress value was decreased and stress was dispersed when impact force was applied.

Key words : Mouthguard, Stress distribution, Impact, Finite element analysis