

# 다양한 물성을 혼용하여 제작된 구강보호장치가 치아 및 악골에 미치는 영향

소용섭 · 이현종 · 최우진 · 홍성진 · 류경희 · 최대균\*

경희대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

**연구 목적:** 다양한 물성의 층으로 제작된 마우스가드를 장착하였을 때 치아와 악골에 가해지는 힘의 유한요소 분석을 시행하기 위함이다.

**연구 재료 및 방법:** 연구대상의 모형을 교합기에 장착한 뒤 Signature Mouthguard System (Dreve dentamid GmbH., Unna, Germany)을 이용하여 맞춤형 구강보호장치를 제작하여 장착한 후 두정부에서 경추까지 1.0 mm로 컴퓨터 단층촬영을 시행하였다. 영상을 Cantibio BIONIX 프로그램을 이용하여 3차원 유한요소 모델을 생성한 뒤 HyperMesh 소프트웨어를 이용하여 데이터 분석을 시행하였다. 마우스가드는 층에 따라 다음과 같이 분류하였다. 1. 연질(Bioplast)(SG) 2. 경질(Duran)(HG) 3. 중질(Drufomat)(MG) 4. 연질 + 중질(SG + HG) 5. 경질 + 연질(HG + SG) 6. 연질 + 경질 + 연질(SG + HG + SG) 7. 경질 + 연질 + 경질(HG + SG + HG)

하중위치는 하악골의 전방 이부(F1), 하악 좌측 제1대구치 하방의 하악체 중앙(F2), 하악각의 전연(F3) 세 점으로 하였고 FH Plane에 45도 방향으로 800N, 0.1초의 힘을 가하였다. 통계방법으로는 반복 분산 분석과 사후분석(다중비교분석(Multiple comparison test) DUNCAN test)을 이용하였다. SPSS 소프트웨어 (Ver.13, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 분석하였다.

**결과:** 치아와 상악골에서의 응력분포는 모든 하중위치에 대하여 연질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 적은 응력값을 나타냈으며, 과두에서의 응력분포는 모든 하중위치에 대하여 경질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 적은 응력값을 나타내었다. 두 연질층 사이에 경질층이 개재된 세층의 구강보호장치가 하중 시 상대적으로 고르게 응력이 분산되는 것으로 나타났다.

**결론:** 상하악 치아에는 연질층이 접촉하고 두 연질층 사이에 경질층을 삽입하는 형태의 구강보호장치가 악안면 외상 시 상대적으로 하중을 분산시키는데 가장 우수하다고 생각된다. (대한치과보철학회지 2011;49:324-32)

**주요단어:** 유한요소분석; 구강보호장치; Stress distribution; Soft layer; Hard layer

## 서론

구강보호장치는 직접적인 외력으로부터 치아 및 치주 조직을 보호하고, 하악에 가해진 충격으로부터 상하악 치아와 수복물을 보호하며, 악관절을 보호하고, 과도한 이악물기 습관으로부터 치아와 치주조직을 보호하며, 외부로부터의 충격을 완화하여 악골 골절과 뇌, 경부의 손상을 감소시키는 역할을 한다고 보고되었다.<sup>1-15</sup>

구강보호장치는 개인 구강보호장치가 가장 효과적이며,<sup>16</sup> 특히 laminate (layer) 제작방법이 가장 우수하다고 알려져 있고,<sup>17</sup> 재료는 연질부터 경질까지 다양하다. 현재로써는 어떤 층별 조합으로 제작하여야 가장 효과적인지 명확하지 않아, 본 연구에서는 현재 사용되고 있는 구강보호장치의 물성을 층별로 차이나게 하여 하악골 하중 시 치아 및 악골의 응력 분산 양상을 대리 모델의 한가지인 유한요소분석을 이용하여 연구해 본 결과 유용한 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 대상

두개부 외상이나 뇌질환의 병력이 없고, 자연치열의 정상교합을 가지며, 유한요소 모델 제작을 위하여 컴퓨터 단층촬영 시 방사선의 산란을 방지하기 위하여 구강 내에 금속 보철물이 없는 한국인 성인을 선정하여 연구대상으로 하였다.

### 2. 연구방법

#### 1) 구강보호장치의 제작

연구대상의 상하악 인상을 채득하여 모형을 제작하여 교합기(Hanau Modular Articulator, Waterpik Inc., Newport Beach, USA)에 장착하였다. 교합기상에서 Signature Mouthguard System (Dreve dentamid GmbH., Unna, Germany)을 이용하여 맞춤형 구강보호장치를 제작하였다. Ethylene vinyl acetate-copolymer (DRUFO SOFT, Dreve dentamid GmbH., Unna, Germany) sheet를 사용하여 DRU-

\*교신저자: 최대균

130-701 서울시 동대문구 회기동 1 경희대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실 02-958-9340; e-mail, choi@khu.ac.kr

원고접수일: 2011년 10월 12일 / 원고최종수정일: 2011년 10월 19일 / 원고채택일: 2011년 10월 24일

FOMAT-TE (Drevo dentamid GmbH., Unna, Germany)로 열-가압 성형하여 상악 장착형으로 제작하였다. 각 부분의 두께는 전치부 4 mm, 구치부 협면 2 mm, 구치부 교합면 1.5-2 mm로 하였으며, 순·협측은 구강 전정부까지, 구개측은 치은선상에서 상방으로 10-15 mm를 피개하였다. 완성 후 교합기상에서 중심위 시 고른 접촉이 이루어지도록 교합조정을 시행하였다.

2) 유한요소 모델링

인체와 유사한 악골과 치아의 모델을 컴퓨터 시뮬레이션으로 표현하기 위해, 구강보호장치를 실험대상에게 장착한 후 두정부에서부터 경추까지 1.0 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영 (Somatom Plus 4, Simens Co., New York, USA)을 시행하였다. 촬영에 의해 얻어진 영상을 의료영상처리 소프트웨어인 Cantibio BIONIX/Body Builder (Cantibio Corp, Suwon, Korea)을 이용하여 처리하여 모델을 제작하였다. CT Data에서 3차원 유한요소 모델을 생성하기 위하여 BIONIX/Body Builder (CANTIBIO Inc., Suwon, Korea)를 사용하였으며, Pre- 및 Post-Processing 소프트웨어인 HyperMesh (Altair Engineering Inc., Troy, USA)를 이용하여 충격하중조건 및 구속조건을 주었고 데이터 분석을 하였으며, 유한요소 해석을 위한 프로그램은 MSC/NASTRAN (MSC Software Co., Santa Ana, USA)을 이용하여 과도응답해석(Transient Response Analysis)을 수행하였다.

3) 물리적 성질(물성치)

모델 제작과정의 단순화와 요소 개수로 인한 분석의 어려움을 배제하기 위하여 치아는 전체를 상아질로 규정하고, 두개골과 악골은 피질골과 해면골 구분없이 하나의 골로 구분하였으며, 상하악골의 연결은 관절원판으로 하였고 관절원판의 위치에 임의의 모델링을 삽입하고, 각 요소들에 부여하는 물성치는 선학들의 자료에서 이용된 실험치를 이용하였다 (Table 1).<sup>18-21</sup>

일반적으로 물질의 감쇄계수(damping factor)는 이론적으로 계산할 수 없고 단지 실험적인 방법으로만 결정가능하다. 하지만 골을 이루는 물질에 대해서는 실험적 자료가 없으므로 공학적으로 보편적으로 받아들여지는 0.2%를 감쇄계수로 설

정하였다. 관절원판과 구강보호장치의 경우 그 특성상 감쇄계수가 높을 것으로 판단이 되어 고무의 감쇄계수인 10%를 사용하였다.

하중 부여시 응력분포와 변위양상을 알아보기 위해 해부학적 구조에 다음과 같은 조건을 부여하였다. 모든 재료는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선형탄성(linear elasticity)을 가지며, 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.

4) 구속 조건

유한요소 모델의 단순화를 위해 추가적인 경추부의 모델링은 하지 않았고, 인체와 유사한 경추 운동을 재현하고자, 두부와 경추부의 연결운동을 구속조건을 이용한 수학적 모델 즉, 용수철의 탄성운동 효과로 단순화시켰다. 즉, 인체에서 측정된 관절운동범위를 스프링의 탄성계수와 감쇄계수로 대체하였다. 대후두공 부위 한점에서 고정이 되고 두부가 어떠한 방향으로 움직일 수 있도록 표현하였다. 하중이 가해지면 고정점을 중심으로 두부가 회전 운동을 하게 되며 이는 용수철은 압축 신장으로 경추의 운동을 표현되게 하였다.

또한 상악 치아와 구강보호장치는 치열 전면에서 모두 부착되어 있는 것으로 표현하였으며 하악 치아와의 연결은 구치부 각 치아당 두 점씩 교합이 되어 부착되는 것으로 하였다. 악관절의 구속은 관절 원판이 하악 과두와 관절외에 개재되어 부착되어 있는 것으로 하였고 근육이나 인대 등의 다른 부수적 연조직은 해석의 용이성을 위해 구속조건에서 배제하였다.

5) 연구 재료

본 연구에서는 층별 구성이 다른 7가지 형태의 구강보호장치가 연구재료로서 사용되었다. 단일층으로는 탄성이 큰 연질의 구강보호장치로 Bioplast® (Scheu-Dental, GmbH, Am Burgberg, Germany)(이하, SG), 탄성이 적고 단단한 경질의 구강보호장치로 Duran® (Scheu-Dental, GmbH, Am Burgberg, Germany)(이하, HG), 앞의 두 연질 경질재료의 중간 탄성의 구강보호장치로는 DRUFO SOFT® (Drevo dentamid GmbH., Unna, Germany)(이하, MG) 세종류를 사용하였다(Table 2). 두개층으로는 상악 치아에

Table 1. Mechanical properties for the structural elements

Material	Young's Modulus (MPa)	Poison's ratio ( $\nu$ )	Mass density (kg/m <sup>3</sup> )	Damping factor (%)
Skull/Facial bone	4,460 <sup>a</sup>	0.21 <sup>a</sup>	1,410 <sup>a</sup>	0.2
Tooth	13,720 <sup>b</sup>	0.28 <sup>b</sup>	1,900 <sup>c</sup>	0.2
Articular disc	44.1 <sup>d</sup>	0.40 <sup>d</sup>	1,000	10

a: Kumaresan *et al.* 1996, b: Iwata T. *et al.* 1981, c: Masashi M. *et al.* 2002, d: Tanaka E. *et al.* 1994.

Table 2. Material properties for the mouthguard materials

Material	Young's Modulus (MPa)	Poison's ratio ( $\nu$ )	Mass density (kg/m <sup>3</sup> )	Damping factor (%)
Drufo Soft (MG)	22	0.49	950	10
Bioplast (SG)	15	0.49	960	23
Duran (HG)	2,050	0.30	1270	1

SG, 하악 치아에 HG가 접촉하는 경우(이하, SG+HG)와 상악 치아에 HG, 하악 치아에 SG가 접촉하는 경우(이하, HG+SG)의 두 종류가 사용되었고, 세 개층으로는 SG 사이에 HG가 개재되는 경우(이하, SG+HG+SG)와 HG 사이에 SG가 개재되는 경우(HG+SG+HG)의 두 종류가 사용되었다. Fig. 1은 이 7가지의 실험 재료군을 모식화한 그림이다.

6) 하중 조건

본 연구에서는 하악골에 하중 시 7가지의 형태의 구강보호 장치의 효과를 비교하기 위해서 하악골의 전방 이부(F1), 하악 좌측 제1대구치 하방의 하악체의 중앙(F2), 그리고 하악각의 전연(F3) 이상 세 점을 하중위치로 정하였고(Fig. 2), 하중 방향은 수직방향과 수평방향의 특성을 동시에 볼 수 있도록 Frankfort-Horizontal plane에 45도 방향으로 하중을 가하였다. 하중의 힘은 하악골 골절 발생 기전의 연구에 응용된 800 N으로,<sup>22</sup> 그리고 하중시간은 0.1초로 하였다.

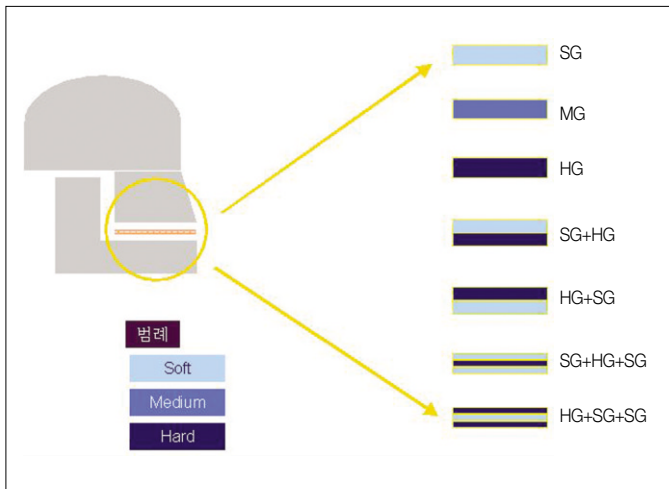


Fig. 1. The scheme of 7 kinds of mouthguard materials.

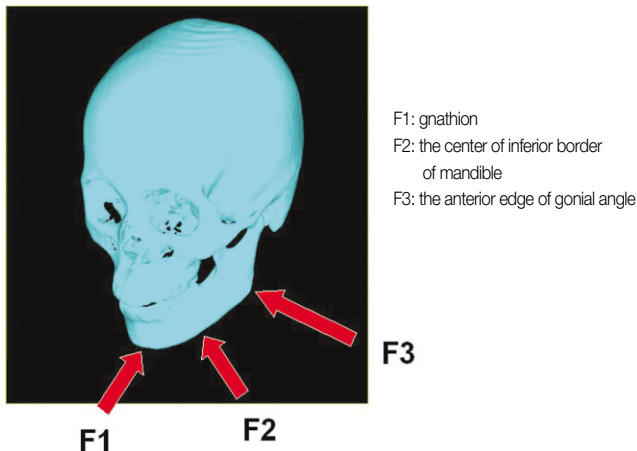


Fig. 2. Loading points on mandible.

7) 응력의 계측점

하악골 하중시 구강보호장치를 통해 전달된 응력이 치아에 분포되는 양상을 보기 위하여, 상악 전치부에 4점, 상악 구치부에 좌우 각각 4점을 계측점으로 정하였고, 응력이 상악골에 분포되는 양상을 보기 위하여, canine pillar에 7점, zygomatic pillar 좌우 각각 4점, pterygoid pillar 좌우 각각 3점을 계측점으로 정하였다 (Fig. 3).

8) 응력 분포의 해석과 통계방법

예비실험 결과, 모든 하중에 대하여 응력 변화 양상은 유사한 양상을 보였다. 0.01초에서 0.02초까지 응력이 급증하며, 0.02초부터 0.1초까지 비교적 평탄한 모습을 보였고, 하중이 제거된 후 0.11초에서 급격히 하강하는 양상을 보였다. 그래서 0.02초에서 0.1초 사이의 평균값을 구하여 통계처리 하였고, 통계방법 (SPSS Ver.13, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)으로는 반복 분산 분석 (Repeated ANOVA test)과 사후 분석(다중비교분석(multiple comparison test) DUNCAN test)을 이용하였다.

결과

1. 하악골의 전방이부에서 하중을 가한 경우(F1)

1) 치아에서의 응력분석

치아에서의 응력분산양상은 전치부보다는 구치부에서 더 큰 응력이 분산되는 양상을 보였으며 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악 치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 확연하게 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다. 하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초 사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 상악 전치부에서는 대부분 1 MPa 이하의 적은 응력값을 나타냈으며, 구치부에서는 경질층 단일층의 구강보호장치가 4.160 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 연질층 단일층의 구강보호장치가 1.971 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다. 통계결과 전치부, 구치부 모두 통계학적 유의차가 있었다.

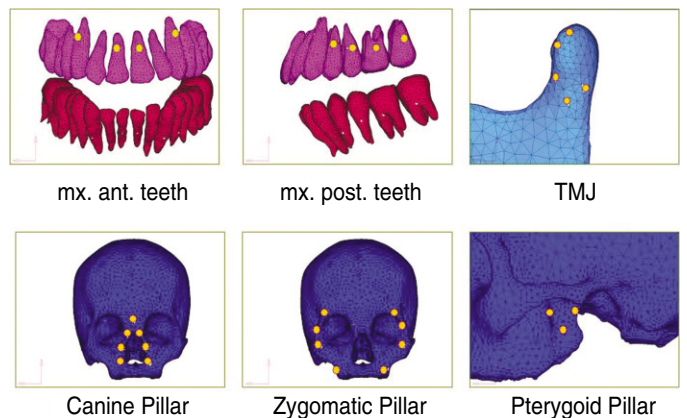


Fig. 3. Measuring points.

2) 악관절에서의 응력분석

치아에서의 응력분산양상과는 반대로 S, M, HS, SHS 형태의 구강보호장치, 즉 하악치아에 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 더 크게 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 모두 1.5 MPa 이상의 응력값을 나타냈으며, 연질층 단일층의 구강보호장치가 3.744 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 경질층 단일층의 구강보호장치가 1.726 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다. 통계결과, 통계학적 유의차가 있었으며, 사후 분석 결과 확연하게 두 그룹으로 나뉘는 양상을 보였다.

3) 상악골에서의 응력분석

상악골에서의 응력분산양상은 zygomatic pillar, canine pillar에서는 7가지 실험군이 모두 비슷한 양상을 보였으며, pterygoid pillar에서는 치아에서의 응력분산양상과 유사하게 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 다른 경우에 비해 뚜렷이 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, zygomatic pillar, canine pillar의 계측점에서는 모두 0.5 MPa 이하의 적은 응력값이 보이며, pterygoid pillar의 경우, H, SH, HSH 형태의 구강보호장치의 경우에서만 1 MPa 이상의 응력값을 보였다. 통계결과 zygomatic pillar에서는 통계학적 유의차가 없었고, canine pillar와 pterygoid pillar에서는 통계학적 유의차를 보였다.

2. 하악 좌측 제1대구치 하방의 하악체 중앙에서 하중을 가한 경우(F2)

1) 치아에서의 응력분석

치아에서의 응력분산양상은 전치부보다는 구치부에서 더 큰 응력이 분산되는 양상을 보였으며, 하중 부위가 좌측이라서 그런지 우측보다는 좌측부위에서 더 큰 응력값을 보였으며 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 뚜렷하게 큰 응력이 전달되는 양상을 볼 수 있었다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 전치부에서는 1 MPa 이하의 적은 응력값을 보였으며, 우측보다는 좌측 구치부에서 큰 응력값을 나타냈다. 좌측 구치부에서 경질층 단일층의 구강보호장치가 7.319 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 연질층 단일층의 구강보호장치가 2.550 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다. 통계결과, 상악 우측 구치부에서는 통계학적 유의차가 없었으며, 상악 전치부와 좌측 구치부에서는 통계학적 유의차가 있었다. 사후 분석결과도 하악 치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치와 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 서로 다른 그룹

으로 분류 가능하였다.

2) 악관절에서의 응력 분석

우측보다는 좌측에서 응력분산양상이 크게 나타났으며, 좌측 악관절의 경우에는 치아의 경우와는 반대로 S, M, HS, SHS 형태의 구강보호장치, 즉 하악 치아에 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 좌측 악관절에서는 7가지 구강보호장치 모두 7 MPa 전후의 응력값을 나타냈고, 우측 악관절에서는 연질층 단일층의 구강보호장치가 4.514 MPa로 가장 큰 응력값을, 경질층 단일층의 구강보호장치가 2.792 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다.

통계결과 좌측 악관절에서는 통계학적 유의차가 없었으며, 우측 악관절에서는 통계학적 유의차가 있었다. 우측 악관절을 사후 분석 결과, 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치와 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 서로 다른 그룹으로 분류 가능하였다.

3) 상악골에서의 응력분석

상악골에서의 응력분산양상은 치아에서의 응력분산양상과 유사하게 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 다른 경우에 비해 뚜렷이 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, zygomatic pillar, canine pillar의 계측점에서는 모두 1 MPa 이하의 적은 응력값을 보이며, pterygoid pillar의 경우, 좌측에서는 7가지 구강보호장치 모두 상대적으로 큰 응력값을 보였고, 우측에서는 경질층 단일층의 구강보호장치가 1.174 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈으며, 연질층 단일층의 구강보호장치가 0.391 MPa로 가장 적은 응력값을 보였다.

통계 결과, canine pillar와 좌측 pterygoid pillar에서는 통계학적 유의차가 없었으며, 좌우 zygomatic pillar와 우측 pterygoid pillar에서는 통계학적 유의차가 있었다. 사후 분석 결과, zygomatic pillar에서는 평균 응력값이 가장 큰 경우와 가장 적은 경우 사이에만 유의차가 있었다.

3. 하악각 전연에서 하중을 가한 경우(F3)

1) 치아에서의 응력 분석

치아에서의 응력분산양상은 전치부 구치부 모두에서 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악 치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 그 어느 경우보다도 뚜렷하게 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 전치부, 좌우 구치부 모두에서 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치가 확실하게 응력값이 큰 것을 볼 수 있

었다. 전치부에서는 경질층 단일층의 구강보호장치가 3.534 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 연질층 단일층의 구강보호장치가 1.353 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈고, 좌측 구치부에서 경질층 단일층의 구강보호장치가 4.521 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 상악 치아에 경질층, 하악 치아에 연질층이 접촉하는 이중층의 구강보호장치가 1.156 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈으며, 우측 구치부에서 상악 치아에 연질층, 하악 치아에 경질층이 접촉하는 이중층의 구강보호장치가 3.888 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈고, 연질층 단일층의 구강보호장치가 1.147 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다.

통계 결과, 상악 전치부와 좌우측 구치부 모두에서 통계학적 유의차가 있었다. 사후 분석결과도 상악 전치부에서는 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치와 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 명확히 서로 다른 그룹으로 분류 가능하였고, 다른 치아부위에서도 명확하지는 않지만 유사한 양상을 보였다.

### 2) 악관절에서의 응력분산

우측보다는 좌측에서 응력분산양상이 크게 나타났으며, 좌우측 악관절 모두 치아의 경우와는 반대로 S, M, HS, SHS 형태의 구강보호장치, 즉 하악 치아에 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, 좌측 악관절에서는 7가지 구강보호장치 모두 10 MPa 전후의 큰 응력값을 나타냈고, 우측 악관절에서는 연질층 단일층의 구강보호장치가 5.395 MPa로 가장 큰 응력값을, 경질층 단일층의 구강보호장치가 2.331 MPa로 가장 적은 응력값을 나타냈다.

통계결과 좌우측 악관절 모두에서 통계학적 유의차가 있었다. 우측 악관절을 사후 분석 결과, 하악 치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치와 연질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 서로 다른 그룹으로 분류 가능하였다.

### 3) 상악골에서의 응력분산

상악골에서의 응력분산양상은 치아에서의 응력분산양상과 유사하게 H, SH, HSH 형태의 구강보호장치, 즉 하악치아에 경질의 재료가 접촉하는 구강보호장치가 다른 경우에 비해 뚜렷히 큰 응력이 전달되는 양상을 보였다.

하중 후, 응력이 발휘되는 0.02초에서 0.1초사이의 응력의 평균값을 비교해 보면, zygomatic pillar의 계측점에서는 모두 1 MPa 이하의 적은 응력값을 보이며, canine pillar에서는 경질층 단일층의 구강보호장치가 1.247 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈으며, 연질층 단일층의 구강보호장치가 0.399 MPa로 가장 적은 응력값을 보였고, 좌측 pterygoid pillar에서는 경질층 단일층의 구강보호장치가 1.969 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈으며, 연질층 단일층의 구강보호장치가 0.879 MPa로 가장 적은 응력값을 보였으며, 우측 pterygoid pillar에서는 경질층 단일층의 구강보호

장치가 1.147 MPa로 가장 큰 응력값을 나타냈으며, 연질층 단일층의 구강보호장치가 0.439 MPa로 가장 적은 응력값을 보였다.

통계 결과, 상악골 모든 계측부위에서 통계학적 유의차가 있었다. 사후 분석 결과도 모든 부위에서 유사한 양상을 나타냈다.

## 고찰

본 연구에서는 구강보호장치의 재료를 층별로 다양화하여 응력의 분산효과를 알아보기 위하여 정밀한 3차원 유한요소 모델을 제작하여 하악골에 하중을 가하여 치아와 악관절 및 안면골의 응력 분포의 차이를 관찰하였다. 하중 방향은 수직력 수평력을 모두 볼 수 있도록 F-H plane에 45도 방향으로 하였고, 하악골의 이부, 하악 좌측 제1대구치 하방의 하악체 중앙, 좌측 하악각 전연 세부위에서 하중을 가하였다. 치아에서의 응력 분포를 관찰 하기 위하여 상악 치아만 관찰하였는데, 그 이유는 하중 위치가 모두 하악골이어서 하악 치아에 하중이 직접 도달하는 경우를 배제하기 위해서였다. 악관절에서 응력 분포를 관찰하기 위해서 하악 과두만 관찰 비교하였는데, 그 이유는 유한요소분석모델에서 관절원판을 재현하는 것이 불완전하여서, 관절와 쪽에 전달되는 응력을 신뢰할 수 없었기 때문이다. 구강보호장치를 통한 상악골의 응력 분포를 관찰하기 위하여 응력발생시 가장 견고하게 저항하는 해부학적 구조물인 canine pillar, zygomatic pillar, pterygoid pillar 를 관찰 비교하였다.

### 1. 하악골 전방 이부에서 하중(F1) 시 치아 및 악골의 응력 분석 고찰

치아에서의 응력 분산 양상을 살펴 보면 7개의 실험군 모두에서 전치부 보다는 구치부에서 큰 응력값을 나타냈으며, 전치부 구치부 모두 통계학적 유의차가 있었다. 사후 분석 결과를 보면, 전치부 구치부 모두 구강보호장치의 층이 유무에 관계없이 하악 치아에 연질이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 경질이 접촉하는 실험군이 연질이 접촉하는 실험군보다 구치부에서는 약 2배, 전치부에서는 약 3배 이상 크게 나타났다. 이는 상대적으로 탄성이 적은 경질의 층이 응력을 흡수 분산하기 보다는 구강보호장치와 접촉하고 있는 상악 치아로 응력을 전달하고 있다고 생각되며, 이와는 반대로 탄성이 큰 연질이 층은 응력을 자체 흡수하여 치아의 응력 집중이 적었다고 해석된다.

악관절에서의 응력분산 양상을 보면 치아에서와는 반대의 양상이 관찰되었다. 7개의 실험군 간에는 통계학적 유의차가 있었으며, 사후 분석 결과 하악치아에 연질이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 연질이 접촉하는 실험군이 경질이 접촉하는 실험군보다 약 2배정도 크게 나타났다. 본 연구에서 관찰한 악관절의 계측점은 모두 하악

골에 해당하는 과두에 분포되어 있어서, 하중시 하악치아에 연결층이 접촉하는 실험군에서 탄성이 높은 연결층이 응력 자체를 흡수하였다가 다시 하악쪽으로 분산시키는 역할을 하기 때문에 응력 집중이 발생한 것으로 사료된다.

상악골에서의 응력 분산 양상을 관찰해 보면, canine pillar와 zygomatic pillar에서는 모두 0.5 MPa 이하의 응력값을 나타냈으며, zygomatic pillar에서는 통계학적 유의차가 없었으며, canine pillar에는 통계학적 유의차가 있었으나 사후 분석 결과, 경질층이 하악 치아에 접촉하는 두 개층 이상의 실험군(SH, HSH)과 하악 치아에 연결층이 접촉하는 단일층의 실험군(S, M)사이에만 통계학적 유의차가 있었고 관찰되었다. pterygoid pillar에서는 통계학적 유의차가 있었으며 사후 분석 결과, 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 경질이 접촉하는 실험군이 연결이 접촉하는 실험군보다 약 2 배 이상 크게 나타났다. 이는 하악 치아에 경질층이 접촉하는 실험군이 상악골쪽으로 응력을 많이 전달하기 때문이라 생각된다. 다만 canine pillar에서는 다소 반대되는 양상을 보였으나 그 차이가 아주 미미하고, 하중위치가 canine pillar와 가까운 정중부라서 단일층의 실험군에서 다소 직접적으로 하중이 전달되었으리라 사료된다.

## 2. 하악 제1대구치 하방 하악체 중앙에서 하중(F2) 시 치아 및 악골의 응력 분석 고찰

치아에서의 응력 분산 양상을 살펴 보면 7개의 실험군 모두 전치부에서는 1 MPa 이하의 적은 응력값을 나타냈으며, 구치부에서는 하중위치인 좌측에서 큰 응력값을 나타냈다. 우측 구치부에서는 통계학적 유의차가 없었고, 전치부와 좌측 구치부는 통계학적 유의차가 있었으며 사후 분석 결과 전치부 좌측 구치부 모두 구강보호장치의 층이 유무에 관계없이 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 경질이 접촉하는 실험군이 연결이 접촉하는 실험군보다 전치부에서는 약 2배, 좌측 구치부에서는 약 2-3 배 크게 나타났다. 이는 F1 하중시와 마찬가지로 상대적으로 탄성이 적은 경질의 층이 응력을 흡수 분산하기보다는 구강보호장치와 접촉하고 있는 상악 치아로 응력을 전달하고 있다고 생각되며, 이와는 반대로 탄성이 큰 연결의 층은 응력을 자체 흡수하여 치아의 응력 집중이 적었다고 해석된다.

악관절에서의 응력분산 양상을 보면 하중위치와 가까운 좌측 악관절에서 우측 악관절보다 2배 정도 큰 응력값을 나타냈고 치아에서와는 반대의 양상이 관찰되었다. 우측 악관절에서는 7개의 실험군 간에 통계학적 유의차가 있었으며, 사후 분석 결과 하악치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 연결이 접촉하는 실험군이 경질이

접촉하는 실험군보다 다소 크게 나타났는데, 하중시 하악 치아에 연결층이 접촉하는 실험군에서 탄성이 높은 연결층이 응력 자체를 흡수하였다가 다시 하악쪽으로 분산시키는 역할을 하기 때문에 응력 집중이 발생한 것으로 사료된다. 좌측 악관절에서는 통계학적 유의차가 없었는데 그 이유는 하중시 하악체를 따라 과두로 직접 전달되는 응력이 크기 때문으로 추측된다.

상악골에서의 응력 분산 양상을 관찰해 보면, canine pillar와 zygomatic pillar에서는 전반적으로 0.5 MPa 전후의 응력값을 나타냈으며, 좌측 zygomatic pillar에서 비교적 큰 응력값을 나타냈다. Canine pillar와 좌측 pterygoid pillar에서는 통계학적 유의차가 없었으며, 좌우 zygomatic pillar와 우측 pterygoid pillar에는 통계학적 유의차가 있었으나 사후 분석 결과, zygomatic pillar에서는 가장 응력값이 큰 실험군과 가장 응력값이 적은 실험군 두 실험군 사이에만 통계학적 유의차가 있는 것으로 나타났으며 우측 pterygoid pillar에서는 사후 분석 결과, 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 나뉘어졌고, 응력값은 경질이 접촉하는 실험군이 연결이 접촉하는 실험군보다 약 2배 정도 크게 나타났다. 이는 하악 치아에 경질층이 접촉하는 실험군이 상악골 쪽으로 응력을 많이 전달하기 때문이라 생각된다. Canine pillar와 zygomatic pillar에서는 7가지의 실험군이 거의 차이가 없다고 볼 수 있다.

## 3. 하악각 전연에서 하중(F3) 시 치아 및 악골의 응력 분석 고찰

치아에서의 응력 분산 양상을 살펴보면 어떤 하중 위치(F1, F2)에서보다 뚜렷하게 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH)이 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)에 비하여 응력이 크게 전달되는 것을 볼 수 있었다. 물론 모든 치아에서 통계학적 유의차가 있었으며 사후 분석 결과 모두 구강보호장치의 층의 유무에 관계없이 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 응력값은 경질이 접촉하는 실험군이 연결이 접촉하는 실험군보다 약 2-3 배 크게 나타났다. 이는 F1, F2 하중시와 마찬가지로 상대적으로 탄성이 적은 경질의 층이 응력을 흡수 분산하기보다는 구강보호장치와 접촉하고 있는 상악치아로 응력을 전달하고 있다고 생각되며, 이와는 반대로 탄성이 큰 연결이 층은 응력을 자체 흡수하여 치아의 응력 집중이 적었다고 해석된다.

악관절에서의 응력분산 양상을 보면 하중위치와 가까운 좌측 악관절에서 우측 악관절보다 뚜렷이 큰 응력값을 나타냈고 치아에서와는 반대의 양상이 관찰되었다. 좌우측 악관절 모두에서 7개의 실험군 간에 통계학적 유의차가 있었으며, 사후 분석 결과 좌측 악관절에서는 하악 치아에 연결이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H,



SH, HSH) 두 그룹으로 명확히 나뉘어졌고, 우측 악관절에서는 경질층 단일층의 실험군만이 다른 실험군에 비하여 적은 응력 분산을 나타내는 것으로 나타났다. 응력값은 연질이 접촉하는 실험군이 경질이 접촉하는 실험군보다 다소 크게 나타났는데, 하중 시 하악 치아에 연질층이 접촉하는 실험군에서 탄성이 높은 연질층이 응력 자체를 흡수하였다가 다시 하악쪽으로 분산시키는 역할을 하기 때문에 응력 집중이 발생한 것으로 사료되며 좌측 과두에서는 대체적으로 큰 응력값을 나타내는 것은 하중이 직접적으로 많이 전달되어서라 추측된다.

상악골에서의 응력 분산 양상을 관찰해 보면, 다른 하중(F1, F2)시와 마찬가지로 canine pillar와 zygomatic pillar에서는 전반적으로 0.5 MPa 전후의 적은 응력값을 나타냈으며, 좌측 zygomatic pillar에서 상대적으로 비교적 큰 응력값을 나타냈다. 모든 부위에서 7가지 실험군 간의 우측 pterygoid pillar에는 통계학적 유의차가 있었으며 사후 분석 결과, 하악 치아에 연질이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)과 하악 치아에 경질이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH) 두 그룹으로 나뉘어진다. 특히 경질층 단일층의 실험군이 모든 부위에서 큰 응력값을 나타냈으며 경질이 접촉하는 실험군이 연질이 접촉하는 실험군보다 약 2-3배 이상 응력값이 크게 나타났다. 이는 다른 하중(F1, F2)와 마찬가지로 하악 치아에 경질층이 접촉하는 실험군이 상악골 쪽으로 응력을 많이 전달하기 때문이라 사료된다.

본 연구의 성적을 정리해보면 세 가지 하중에 대한 7가지 실험군의 응력분산은 공통적으로 치아와 악골에서는 하악 치아에 연질층이 접촉하는 실험군(S, HS, SHS)에서 적은 응력값을 나타냈으며, 악관절에서는 반대로 하악치아에 경질층이 접촉하는 실험군(H, SH, HSH)에서 적은 응력값을 나타냈다. 즉, 연질층이 하악 치아에 접촉하는 양식의 구강보호장치가 치아나 악골의 외상을 예방하는데 더 효과적이고, 경질층이 하악 치아에 접촉하는 양식의 구강보호장치가 과두의 외상을 예방하는데 더 효과적이라 볼 수 있다. 그리고 모든 실험에서 응력값의 내림차순으로 7가지 실험군을 나열하였을 때 연질층 사이에 경질층이 삽입되어 있는 구강보호장치(SHS)가 대부분 중간의 위치를 차지한 점으로 보아서 이런 형태의 구강보호장치가 효과적으로 넓게 응력을 분산시킴을 볼 수 있었다.

## 결론

하악골 세부위에서 하중이 가해질 때 서로 다른 물성의 재료를 층으로 혼용하여 제작된 7가지 실험군의 구강보호장치가 치아 및 악골에 미치는 영향을 유한요소분석을 이용하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치아에서의 응력분포는 모든 하중위치에 대하여 연질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 적은 응력값을 나타냈으며, 경질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 큰 응력값을 나타냈다.
2. 과두에서의 응력분포는 모든 하중위치에 대하여 경질층

이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 적은 응력값을 나타냈으며, 연질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 큰 응력값을 나타냈다.

3. 상악골에서의 응력분포는 모든 하중위치에 대하여 연질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 적은 응력값을 나타냈으며, 경질층이 하악 치아에 접촉하는 구강보호장치가 큰 응력값을 나타냈다.
4. 연질 + 경질 + 연질 즉, 치아쪽에는 연질, 두 연질층 사이에 경질층이 개재된 세층의 구강보호장치가 하중 시 상대적으로 고르게 응력이 분산되는 것으로 나타났다

이상의 결과로 미루어 볼 때, 상하악 치아에는 연질층이 접촉하고 두 연질층 사이에 경질층을 삽입하는 형태의 구강보호장치가 악안면 외상 시 상대적으로 하중을 분산시키는데 가장 우수하다고 생각된다.

## 참고문헌

1. Taniguchi H, Ueno T, Sasaki Y, Sumita Y, Yamanaka T, Ohyama T, Wang K. Influence of MORA on isometric muscle strength of upper appendage during shoulder adduction. *J Sports Dent* 1998;1:31-9.
2. Woodmansey KF. Athletic mouth guards prevent orofacial injuries. *J Am Coll Health* 1997;45:179-82.
3. Winters LR, Schmitt LC. Tooth preservation in contact sports. Report on a pilot program in Contra Costa County. *J California Dent Assn* 1961;37:368-70.
4. Wehner PJ, Henderson D. Maximum prevention and preservation: an achievement of intraoral mouth protectors. *Dent Clin North Am* 1965;25:493-8.
5. Wei SH. Prevention of injuries to anterior teeth. *Int Dent J* 1974;24:30-49.
6. Oikarinen KS, Salonen MA. Introduction to four custom-made mouth protectors constructed of single and double layers for activists in contact sports. *Endod Dent Traumatol* 1993;9:19-24.
7. Stenger JM, Lawton EA, Wright JM, Ricketts J. Mouthguards: protection against shock to head, neck and teeth. *Basal Facts* 1987;9:133-9.
8. Hickey JC, Morris AL, Carlson LD, Seward TE. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. *J Am Dent Assoc* 1967;74:735-40.
9. Wood AW. Head protection-cranial, facial and dental in contact sports. *Oral Health* 1972;62:23-33.
10. Andreasen FM, Daugaard-Jensen J. Treatment of traumatic dental injuries in children. *Curr Opin Dent* 1991;1:535-50.
11. Chapman PJ. Concussion in contact sports and importance of mouthguards in protection. *Aust J Sci Med Sport* 1985;17:23-7.
12. Fabra-Campos H, Dalmases FJ, Buendia M, Cibrián RM. Dynamic resistance of teeth: technical considerations and applications of an experimental device. *Endod Dent Traumatol* 1991;7:10-4.
13. Ranalli DN. Prevention of craniofacial injuries in football. *Dent Clin North Am* 1991;35:627-45.
14. Ranalli DN. Sports dentistry and dental traumatology. *Dent Traumatol* 2002;18:231-6.

15. Barth JT, Freeman JR, Winters JE. Management of sports-related concussions. *Dent Clin North Am* 2000;44:67-83.
16. Bass EH, Williams FA. A comparison of custom vs. standard mouth guards. A preliminary study. *NY State Dent J* 1989;55:74-6.
17. Chaconas SJ, Caputo AA, Bakke NK. A comparison of athletic mouthguard materials. *Am J Sports Med* 1985;13:193-7.
18. Kumaresan S, Radhakrishnan S. Importance of partitioning membranes of the brain and the influence of the neck in head injury modelling. *Med Biol Eng Comput* 1996;34:27-32.
19. Iwata T, Watase J, Kuroda T, Tsutsumi S, Maruyama T. Studies of mechanical effects of occlusal force on mandible and temporomandibular joint. *J Osaka Univ Dent Sch* 1981;21:207-15.
20. Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Med Eng Phys* 1994;16:316-22.
21. Miyazaki M, Inage H, Onose H. Use of an ultrasonic device for the determination of elastic modulus of dentin. *J Oral Sci* 2002; 44:19-26.
22. Cho SJ, Kim YG. The study on mandibular fracture mechanism using dynamic 3-dimensional finite analysis. *J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2002;24:470-81.



## Finite element analysis of the effects of mouthguard produced by combination of layers of different materials on teeth and jaw

Woong-Seob So, DMD, MSD, PhD, Hyun-Jong Lee, DMD, Woo-Jin Choi, DMD,  
Sung-Jin Hong, DMD, Kyung-Hee Ryu, DMD, Dae-Gyun Choi\*, DMD, PhD  
*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea*

**Purpose:** The purpose of this study was to compare the stress distribution of teeth and jaw on load by differentiating property of materials according to each layer of widely used mouthguard. **Materials and methods:** A Korean adult having normal cranium and mandible was selected to examine. A customized mouthguard was constructed by use of DRUFOMAT plate and DRUFOMAT-TE/-SQ of Dreve Co. according to Signature Mouthguard system. The cranium was scanned by means of computed tomography with 1mm interval. It was modeled with CANTIBio BIONIX/Body Builder program and simulated and interpreted using Alter HyperMesh program. The mouthguard was classified as follows according to the layers. ① soft guard (Bioplast)(SG) ② hard guard (Duran)(HG) ③ medium guard (Drufomat)(MG) ④ soft layer + hard layer (SG + HG) ⑤ hard layer + soft layer (HG + SG) ⑥ soft layer + hard layer + soft layer (SG + HG + SG) ⑦ hard layer + soft layer + hard layer (HG + SG + HG) The impact locations on mandible were gnathion, the center of inferior border, and the anterior edge of gonial angle. And the impact directions were oblique (45°). The impact load was 800 N for 0.1 sec. The stress distribution was measured at maxillary teeth, TMJ and maxilla. The statistics were conducted using Repeated ANOVA and in case of difference, Duncan test was used as post analysis. **Results:** In teeth and maxilla, the mouthguard contacting soft layer of mandibular teeth presented lowest stress measure and, in contrast, in condyle, the mouthguard contacting hard layer of mandibular teeth presented lowest stress measure. **Conclusion:** For all impact directions, soft layer + hard layer + soft layer, the mouthguard with three layers which the hard layer is sandwiched between two soft layers, showed relatively even distribution of stress in impact. (*J Korean Acad Prosthodont 2011;49:324-32*)

**Key words:** FEM analysis; Mouthguard; Stress distribution; Soft layer; Hard layer

\*Corresponding Author: **Dae-Gyun Choi**

*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University, 1 Hoegi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul, 130-701, Korea*

+82 2 958 9340: e-mail, [choi@khu.ac.kr](mailto:choi@khu.ac.kr)

*Article history*

*Received October 12, 2011 / Last Revision October 19, 2011 / Accepted October 24, 2011*