이악물기 시 발생되는 치아변형에 대한 구강보호장치의 역할

경희대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

이윤 · 최대균 · 권긍록 · 이성복 · 노관태

그 동안 많은 연구와 실험에서 운동 중 외상에 대한 마우스가드의 악골, 치아 및 구강조직의 보호 효과를 확인하였다. 그러나 치아 및 구강조직의 장애는 강한 외상 외에도 힘이 반복적으로 가해지는 이악물기와 같은 장애로도 발생한다. 이러한 장애는 주로 구치부의 병적인 교모, 치조골 흡수, 치아 상실 및 교합의 붕괴로 나타난다. 마우스가드의 장착이 이러한 장애를 예방하는데 유효한 것으로 생각되나 그 효과는 충분히 검토되지 않았다. 이 연구에서는 이악물기에 의해 치아에 발생되는 뒤틀림을 마우스가드가 효과적으로 감소시킬 수 있는지를 알아보기 위해 스트레인 게이지를 이용 하였다. 7명의 건강한 성인의 치료경험이 없는 하악 제1대구치를 피검치로 선정하고 이축(bi-axial)의 스트레인 게이지를 치아 협면에 접착 하였다. load cell에 의해 측정된 최대 교합력을 기준으로 최초 치아 접촉, 중간 강도의 교합력, 최대 강도의 교합력으로 이악물기 강도를 3단계로 구분 하였다. 마우스가드 장착 전 세 단계의 이악물기 강도에서 치아에 발생하는 스트레인을 측정하고, 마우스가드 장착 후에도 같은 방법으로 측정하였다. 마우스가드 장착 전과 후 각각 세단계의 이악물기 단계 사이의 치아에 발생하는 스트레인의 변화를 분석하였다. 마우스가드 장착 전 후에 치아에 발생하는 스트레인의 변화를 분석하였다. SPSS 13.0 프로그램을 이용 (Wilcoxon signed rank test) 95%의 유의수준에서 통계분석 하였다. 마우스가드 장착 전 치아에 발생하는 스트레인은 이악물기 강도가 증가함에 따라 증가 하였다. 마우스 장착 후에도 치아에 발생하는 스트레인은 이악물기 강도가 증가함에 따라 증가 하였다. 모든 피검자에서 이 악물기 강도에 상관없이 마우스가드 장착으로 스트레인이 감소하였다. 치아의 최초 접촉 시에만 통계적 유의성이 없었으며 최대 이악물기 강도에서는 치아에 발생되는 스트레인이 50-90% 감소하였다. 마우스가드는 이 악물기에 의해 발생되는 치아의 뒤틀림을 감소시켰다. 그러므로 마우스가드는 운동 중에 의식적 무의식적으로 발생되는 이 악물기에 의한 치아의 손상을 효과적으로 예방할 수 있을 것이다.

주요어: 구강보호장치, 교합력, 마우스가드, 스트레인, 스포치의학, 이악물기

(**구강회복응용과학지** 2010:26(4):405~417)

서 론

악안면 영역에서 스포츠에 의한 외상은 입술, 협측 점막, 혀 등의 연조직과 치아, 악관절 및 악골 손상의 순으로 발생하고 있으며, 이로 인한 물리적 정신적 손상은 스포츠 참여에 지장을 초래할 뿐만 아니라 일상생활의 장애와 경제적인 손실로 이어지기도 한다.[1-3)]

교신저자: **최대균**
130-701 서울 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실
Tel: 02-958-9345 E-mail: choi@khu.ac.kr
원고접수일: 2010년 09월 05일, 원고수정일: 2010년 11월 15일, 원고채택일: 2010년 12월 25일

Oikarinen, Sterener, 황 등의 조사에 의하면 평균적으로 1년에 운동선수들의 10%정도가 외상을 경험하고 있으며, 악안면 영역에서 발생하는 외상 중 스포츠가 원인이 되는 정도는 10-20%라고 한다. 또한 치아손상의 10-39%는 스포츠와 관련하여 일어나고 있으며, 이 중에서 33-36%는 구강 악안면 외상을 경험 하였다고 보고되고 있다.[7-9)]

악안면 부위의 스포츠 외상을 방지하기 위해 가장 많이 사용하고 있는 구강 보호 장치는 마우스가드 (mouthguard)이며[7-11)], 이와 같은 구강 보호 장치를 장착함으로써 치아 손상, 연조직 손상, 악골의 골절 및 악관절을 보호할 수 있음은 물론이고 경부 및 뇌의 손상까지도 경감시킬 수 있다고 보고되고 있다.[12,13)]

스포츠에서 발생할 수 있는 장애로는 외부의 충격에 의한 외상 뿐 아니라, 운동 시에 발생하는 이악물기 (tooth clenching)의 힘이 반복되어 가해짐으로써 생겨나는 치아장애도 간과할 수 없다. 실제 스포츠를 장기간 행하는 선수 중에는, 외부 충격에 노출되지 않았음에도 불구하고 고도의 치아교모, 치조골 흡수, 치아의 상실, 교합 붕괴 등의 장애가 발견되는 경우도 많다. 이는 스포츠 시의 강한 이악물기와 관련된 것으로 쉽게 추측이 가능하다.[14,15)]

이악물기로 인하여 발생한 치아의 파손은 교합의 장애로 이어지며, 이는 운동 시의 퍼포먼스 발휘와 안정성에 장애를 초래할 수 있게 된다. 교합에 장애가 발생하면 이악물기 힘의 저하로 배근력, 경부, 그리고 사지의 근력을 저하시킬 수 있다. 따라서 운동 시에 일어나는 장애를 예방 경감시키고, 안전한 치아, 치열을 유지하는 것은 장기간의 운동능력의 유지뿐 아니라 선수 생명을 연장할 수 있다는 의미에 있어서도 매우 중요하다.[16,17)]

마우스가드의 외상에 대한 예방 및 보호 효과는 여러 연구에서 확인되었다. 그러나 이악물기 등의 반복된 힘에 의해 발생하는 치아장애에 대한 연구는 충분하지 않다.

이 연구는 이악물기 시 교합력에 의한 치아의 뒤틀림에 대한 마우스가드의 영향을 알아보기 위해 이악물기 강도를 가벼운 접촉, 중간 강도의 교합력 (최대 교합력의 50% 정도), 최대 교합력의 3단계로 나누어, 마우스가드 장착 전-후에 치아에 가해진 교합력에 의해서 치아에 발생되는 스트레인 (strain)을 분석하여 의미 있는 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

연구 재료 및 방법

1. 피실험자

본 실험의 주제와 방법, 실험에 의한 부작용 등을 충분히 설명하고 피실험자를 선정하였으며, 실험을 진행함에 있어 경희대학교 치과대학 부속치과병원 임상시험연구 윤리위원회의 승인을 받고 실험을 시행하였다.

악관절, 저작근에 자각적 타각적 이상이 없고, 교정학적으로 정상교합이며, 보철학적으로 교합에 이상이 없는 건강한 성인 7명을 선정하였다. 수복경험이 없으며 정상적으로 대합치와 교합접촉이 확인되는 하악 제1대구치를 피검치로 선정하였다.

2. 마우스가드 제작

대한 스포츠 치의학회에서 권고하는 통상적인 라미네이트 법의 마우스가드를 제작하였다 (Fig. 1).

3. 측정 기계

1) Strain gauge

세로축과 가로축의 양방향 측정이 가능한 2축의 120옴의 저항 값을 갖는 스트레인 게이지 (strain gauge; general purpose foil strain gauge; Kyowa, Japan)를 선택하였다.



Fig. 1. (a) Ethylene vinyl acetate sheet, (b) duromate-TE, Signature Mouthguards System (Dreve Dentmid gmbH, Unna, Germany) (c) Laminate type mouthguard

2) Miniature load cell

Strain type의 load cell (Kyowa, Japan)을 이용하여 최대 교합력을 측정하고, 이를 기준으로 가벼운 접촉 (slightly bite force contact, 이하 S-Contact라 함), 중간 강도의 교합력에 의한 접촉 (50% of maximum bite force contact, 이하 H-Contact라 함), 최대 교합력에 의한 접촉 (maximum bite force contact, 이하 M-Contact라 함)의 3단계로 측정 단위를 구분한다.

3) Data analyzer PCD-300

Strain gauge와 load cell의 센서를 연결하여 데이터를 수집 하여 컴퓨터에 출력이 가능한 data analyzer인 (PCD-300; Kyowa, Japan)를 사용하여 측정을 한다.

4. 스트레인(strain)의 물리학

1) 응력(stress)

응력 (stress, σ)은 외력 (external force)에 대응하여 물체의 내부에서 발생하는 힘이다. 만약 물체에 위에서 누르는 힘이 작용한다면 원래의 형태를 유지하기 위해 내부에서 응력이 발생 한다. 응력의 단위는 Pa (Pascal) 또는 N/m^2 이 사용된다. 단면적의 넓이가 A (m^2)이고 외력의 크기가 P (N, Newton)이라 가정하면 외력과 응력은 같으므로, 응력 (σ-sigma)은 공식 1과 같이 표현된다.

$$\sigma = P/A(Pa \text{ or } N/m^2) \quad \text{(공식1)}$$

2) 스트레인(strain)

길이가 L인 막대 형태의 물체에 외력이 작용하여 길이가 변형되어 변화된 길이를 △L이라 하면 원래 길이 (L)에 대한 변화된 길이의 비를 스트레인 (strain, ε_1)이라 한다. 스트레인은 공식 2와 같이 표현된다.

$$\varepsilon_1 = \triangle L(\text{change in length}) \,/\, L(\text{original length}) \quad \text{(공식2)}$$

막대의 길이가 늘어나면 반대로 두께는 얇아진다. 원래의 직경이 d0이고 변화된 직경이 △d라고 가정하면 직경 방향의 스트레인 (ε_2)은 공식 3과 같다.

$$\varepsilon_2 = -\triangle d/d_0 \quad \text{(공식3)}$$

외력에 대해 수직 방향으로 발생되는 스트레인을 측방 스트레인 (lateral strain) 이라 하며 각각의 물체는 측방 스트레인과 길이 방향의 스트레인 (longitudinal strain) 사이에 일정한 비율을 갖고 있다. 이 비율을 푸아송의 비 (Poisson's ratio, ν)이라 하며 공식 4와 같다.

$$\text{공식 4 ; } \nu = |\varepsilon_1 / \varepsilon_2| = 0.3 \quad \text{(공식4)}$$

많은 종류의 재료들은 스트레인과 응력 사이에 실험적으로 얻어진 상수 비를 갖고 있다. 응력과 스트레인이 비례하는 부분의 끝을 비례 한계 (proportional limit)라 하며 이 부분에서는 후크의 법칙 (Hook's law)이 성립한다. 후크의 법칙은 공식 5와 같다.

$$\sigma=E*\varepsilon \text{ or } \sigma/\varepsilon = E \qquad (공식5)$$

비례 상수 (proportional constant)인 E는 탄성계수 (elastic modulus) 또는 Young's modulus라 하며, 물체마다 고유한 값을 갖는다. Table I은 치아 구조물들의 Young's modulus와 푸아송의 비를 보여준다.[18] 스트레인의 크기는 매우 작다. 그러므로 스트레인의 단위는 m/m, με, 그리고 10^{-6}strain으로 표시한다.

스트레인은 그 방향에 따라 압축변형률 (compressive strain, contraction)과 인장변형률 (tensile strain, elongation)로 존재한다. 스트레인의 방향을 구분하기 위해 인장변형률 (ε_x)은 Plus (+)로 압축변형률 (ε_y)은 Minus (-)로 표시한다.

본 연구에서는 압축변형률 (이하 Y로 표현)과 인장변형률 (이하 X로 표현)을 동시에 치아의 뒤틀림으로 보기 위해 두 수치를 각각 따로 분석하고, 다시 합하여 분석을 하였다. 따로 분석할 때는 절대 값을 사용하였고, 합하여 분석 할 때는 공식 6과 같이 계산하여 사용하였다.

Table I. Young's modulus and Poisson's ratio of lower 1st molarinthisstudy

Material	Young's modulus (10^4Mpa)	Poisson's ratio
Enamel	5-8	0.3
Dentin	1.5-2	0.33
Hard bone	1.5	0.33
Lower 1st molar		0.36

$$Y+X = \varepsilon_{x+y} = \sqrt{\varepsilon x^2+\varepsilon y^2} \qquad (공식6)$$

5. 실험 방법

치아의 교합력에 의해 발생하는 스트레인을 다음과 같은 방법으로 측정하였다.

1) Load cell을 이용하여 피실험자의 최대 교합력을 3회 측정하였다.(Fig. 2)
2) 최대 교합력을 기준으로 피실험자에게 상하 치아의 가벼운 접촉 (S-contact), 중간 강도의 교합력 (H-contact), 최대 교합력 (M-contact)에서 접촉할 수 있도록 연습시켰다.
3) 스트레인 게이지에 연결된 노출된 도선은 방습을 위해 실리콘으로 코팅하고 하악 제1대구치 협측 중앙부위에 전용 접착제를 이용하여 접착시켰다.
4) PCD-300 data analyzer를 이용하여 가벼운 접촉 (S-contact), 중간 강도의 교합력으로의 접촉 (H-contact), 최대 교합력에서 접촉 (M-contact) 시 치아에 발생되는 스트레인을 각각의 단계별로 3초 간격으로 7회씩 측정하였다.
5) 마우스가드를 장착한 후 장착 전과 동일한 방법으로 반복하여 7회씩 측정한다. 측정 단위는 με으로 초당 100회의 측정 빈도로 측정하였다.

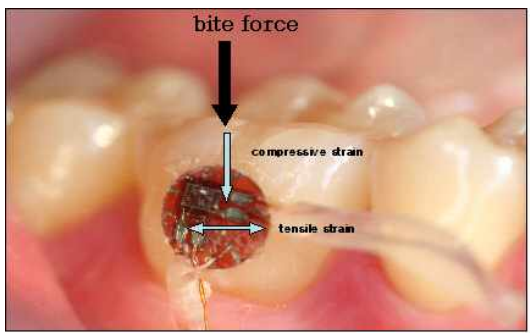

Fig. 2. Bite force generates compressive and tensile strain.

6. 분석 방법

1) PCD-300으로 측정된 데이터는 PCD-30 software에 의해서 모니터에 그래프 형태로 표시되며, 이를 엑셀 파일로 전환하였다.
2) 각 단계별로 3초간 측정된 수치 중 minus값 (압축변형률, longitudinal strain, compressive strain)과 plus값 (인장변형률, lateral strain, tensile strain)을 더한 값이 가장 큰 순간의 수치를 선택하여 사용하였다.
3) 선택된 수치를 압축변형률 (Y)과 인장변형률 (X)로 각각 기록 하였다.
4) 각각의 실험 참여자에서 교합력의 증가에 따른 치아 스트레인이 어떻게 변화하는지 분석하였다.
5) 가벼운 접촉 (S-contact), 중간 강도의 교합력으로 접촉 (H-contact), 최대 교합력 (M-contact)에서의 마우스가드 장착 전 (m-)과 후 (m+)에 치아에 발생되는 스트레인의 변화를 비교 분석하였다.
6) 측정된 값은 SPSS 13.0 통계 분석 프로그램을 이용하여 분석하였다.

7. 통계분석

표본수가 적고 표본간의 개인차가 크므로 Sharpiro-Wilk test로 정규성 검증을 하였다. 95%의 신뢰도 구간에서 정규성을 만족하지 못하여 비모수적인 통계방법인 Wilcoxon signed rank test를 사용하여 95%의 신뢰도 구간에서 9가지의 종류로 나눠 통계 분석을 하였다.

결 과

1. 최대 교합력

본 연구에서의 최대 교합력은 446 - 305N (평균 356N)이었다. (Table Ⅱ)

Table Ⅱ. Maximum bite force (N: newton)

Participant	Maximum bite force
A	444.75N
B	332.12N
C	310.27N
D	323.78N
E	305.09N
F	332.12N
G	445.74N
total	2493.87N
mean	356.27N

2. 교합력 강도 변화에 따른 비교

마우스가드 장착 전 교합력의 강도가 증가함에 따라 스트레인의 크기가 유의성 있게 증가하였다. 마우스가드 장착 후에도 교합력이 증가함에 따라 스트레인의 크기가 유의성 있게 증가하였다 ($P<0.05$).

3. 마우스가드 장착 전 후의 비교

마우스가드 장착 전과 비교하여 장착 후 3단계의 교합력 모두에서 스트레인이 감소하였다. 그러나 가벼운 접촉 시에는 마우스가드에 의한 스트레인 감소의 유의성은 없었다. 중간 강도의 교합력과 최대 교합력에서는 마우스가드의 장착으로 유의성 있게 스트레인이 감소하였다. 이 결과는 압축변형률과 인장변형률에서 모두 동일하였다. 실험 참가자 전체의 스트레인 값은 최대 교합력의 경우에 압축변형률에서 88.7 με이었으며, 인장변형률에서는 31.2 με를 나타내었다. 마우스가드를 장착한 후에는 압축변형률이 18.0 με, 인장변형률이 9.5 με로 측정되어 전체적으로 평균 약 65%(50-90%)의 스트레인 감소를 보였다. (Table Ⅲ)

Table Ⅲ. Strain results of participants

Y	S-contact		H-contact		M-contact	
Participant	m-	m+	m-	m+	m-	m+
A	38.1	5.4	174.4	12.2	314.8	22.2
B	5.4	5.6	15.3	9.2	34.9	14.9
C	13.0	5.5	31.0	12.1	69.1	19.7
D	3.9	4.5	17.2	9.1	35.6	18.6
E	15.4	1.4	30.2	12.5	40.9	18.1
F	2.6	2.6	10.7	6.9	35.1	13.1
G	6.2	5.7	33.3	14.0	90.2	19.6
mean	12.1	4.4	44.6	10.9	88.7	18.0

X	S-contact		H-contact		M-contact	
Participant	m-	m+	m-	m+	m-	m+
A	11.7	2.6	29.6	6.4	65.9	11.9
B	2.6	1.6	5.9	2.3	20.3	8.4
C	2.5	1.7	6.6	5.2	20.3	11.3
D	1.0	1.5	6.4	1.4	16.3	6.2
E	5.2	4.1	11.6	7.1	18.4	10.4
F	2.9	2.5	6.1	3.9	20.9	7.0
G	4.9	4.0	20.1	6.5	56.1	11.3
mean	4.4	2.6	12.3	4.7	31.2	9.5

Y; compressive strain, X; tensile strain
S-contact : slightly bite force contact
H-contact : 50% of maximum bite force contact
M-contact : maximum bite force contact
m- : before mouthguard, m+: after mouthguard

4. 피실험자 개인별 측정 결과 및 통계 분석

피실험자 A 는 마우스가드 장착 시에 가벼운 교합력에 의한 접촉과 중간 강도의 교합력에 의한 접촉 사이의 인장변형률의 변화에는 유의성이 없었으나, 나머지 모든 경우의 비교에서 유의성이 확인되었다. 압축변형률과 인장변형률을 합한 결과는 모든 경우의 비교에서 유의성이 검증되었다.

피실험자 B의 경우는 압축변형률에서 가벼운

접촉 시에 마우스가드 장착 전 후 비교에서, 인장변형률에서는 마우스가드 장착 후 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이, 가벼운 접촉과 중간 정도의 교합력에서의 마우스가드 장착 전 후의 비교에서 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우에서는 유의성이 확인되었으며, 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 가벼운 접촉 시에 마우스가드 효과만 유의성이 검증되지 못했고 나머지 모든 경우에는 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.

피실험자 C에서는 인장변형률에서 가벼운 접촉과 중간 강도 정도의 교합력 사이와 중간 강도 정도의 교합력과 최대 교합력 사이에서 마우스가드 장착 전 후에 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우에서는 유의성이 확인되었으며, 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 모든 경우에 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.

피실험자 D참가자의 경우는 압축변형률에서 가벼운 접촉 시와 중간 강도의 교합력 사이와 중간 강도의 교합력 시와 최대 교합력 사이에서 마우스 가드 장착 전 후에 유의성이 검증 되지 못했고 인장변형률에서는 마우스가드 장착 후 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이와 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이의 마우스가드 장착 전 후에 스트레인 변화의 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우의 분석에서 유의성이 검증되었으며, 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 마우스가드 장착 전 후 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력에서 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우에서는 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.

피실험자 E에서는 압축변형률에서 마우스가드 장착 전 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이, 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이와 중간 강도의 교합력과 최대 교합력 사이에 마우스가드 장착 전 후에 스트레인 변화에서 유의성이 검증되지 못했고, 인장변형률에서는 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이와 중간 강도의 교합력과 최대 교합력 사이에 마우스가드 장착 전 후에 스트레인 변화에서 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우의 분석에서 유의성이 확인되었으며, 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 모든 경우에 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.

피실험자 F에서는 압축변형률에서 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이와 중간 강도의 교합력과 최대 교합력 사이에 마우스가드 장착 전 후에 스트레인 변화에서 유의성이 검증 되지 못했다, 인장변형률에서는 마우스가드 장착 전 가벼운 접촉시와 중간 강도의 교합력 사이, 마우스가드 장착 후 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이, 가벼운 접촉과 중간 강도의 교합력 사이와 중간 강도의 교합력과 최대 교합력 사이에 마우스가드 장착 전과 후에 스트레인 변화에서 유의성이 검증되지 못했으나 나머지 모든 경우의 분석에서 유의성이 검증되었으며, 압축 변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 마우스가드 장착 전후에 초기 접촉과 중간 강도에서 유의성이 검증되지 못했으나, 나머지 모든 경우에는 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.

피실험자 G에서는 압축변형률에서 가벼운 접촉 시와 중간 강도의 교합력 사이에 마우스가드 장착 전 후에 스트레인 변화가 유의성이 검증되지 못했고, 인장변형률에서도 마찬가지였다. 그러나 나머지 모든 경우의 분석에서 유의성이 확인되었으며, 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 초기 접촉 시만 마우스가드의 효과의 유의성이 검증되지 못하였고 나머지 모든 경우에는 유의성 있게 스트레인이 변화하였다.
피실험자 각각에 대한 통계 분석을 정리하면 Table Ⅳ과 같다.

총괄 및 고안

최대 교합력의 경우 측정방법이나 측정기계에 따라 다양한 결과를 보여 주었다.[19-29] 최대 교합력의 경우 문헌에서 보면 제1대구치에서 측정방

Table Ⅳ. Wilcoxon signed rank test of individual participant

Y	A	B	C	D	E	F	G	H
W1	*	*	*	*	*	*	*	*
W2	*	*	*	*		*	*	*
W3	*	*	*	*	*	*	*	*
W4	*	*	*	*	*	*	*	*
W5	*	*	*	*	*	*	*	*
W6	*	*	*	*	*	*	*	*
W7	*		*					
W8	*	*	*				*	*
W9	*	*	*	*	*	*	*	*
X	A	B	C	D	E	F	G	H
W1	*	*	*	*	*		*	*
W2	*	*	*	*	*	*	*	*
W3	*	*	*	*	*	*	*	*
W4					*		*	*
W5	*	*	*	*	*	*	*	*
W6	*	*	*	*	*	*	*	*
W7	*							
W8	*			*			*	*
W9	*	*		*	*	*	*	*
Y+X	A	B	C	D	E	F	G	H
W1	*	*	*	*	*	*	*	*
W2	*	*	*	*	*	*	*	*
W3	*	*	*	*	*	*	*	*
W4	*	*	*	*	*	*	*	*
W5	*	*	*	*	*	*	*	*
W6	*	*	*	*	*	*	*	*
W7	*		*		*			
W8	*	*	*		*		*	*
W9	*	*	*	*	*	*	*	*

W; Wilcoxon signed rank test (*;P<0.05), Y; compressive strain, X: tensile strain

법과 측정기계에 따라 256 - 1423N으로 보고되고 있다.[19-29] 과거에는 교합지나 색 변화 등을 이용한 간접적인 방법으로 측정을 하기도 하였으나. 최근에는 압전 효과를 이용하거나 스트레인 방식의 직접적인 방법으로 교합력을 측정한다.[19-29] 직접적인 방법 또한 편측으로 측정할 때와 양측으로 측정할 때 그 결과가 달라진다.[19-29] 본 실험에서는 스트레인 방식의 load cell을 이용, 편측으로 하악 제1대구치의 위치에서 305-446N의 결과를 얻어 평균 356N의 값을 얻었다.

2004년에 Takeda 등은 마우스가드가 치아 뒤틀림에 대해 70-80% 정도의 감소 효과를 갖는다고 발표하였다.[30] 본 연구에서는 양 방향 (biaxial type strain gage)의 스트레인 게이지를 사용하여 수직 방향 (압축변형률)과 수평 방향 (인장변형률)으로 동시에 스트레인을 측정하여, 최대 교합력으로 교합하였을 때를 기준으로 압축률에서 50-90%, 인장율에서 40-80%의 감소 효과를, 양쪽을 합한 경우에는 50-90%로 평균 65%의 스트레인 감소 효과를 얻었다.

가벼운 접촉 시에는 압축변형률에서 약 30%, 인장변형률에서는 약 50%, 중간 강도의 교합력에서는 압축변형률에서 약 25%, 인장변형률에서 약 30%의 스트레인 감소 효과를 얻었다. 최대 교합력 시에 비해서 나머지 두 단계에서는 그 효과가 적었다.

마우스가드의 장착 전에는 이악물기의 강도가 증가함에 따라 치아에 발생하는 스트레인은 증가하였으며 이는 압축변형률과 인장변형률에 상관없이 동일하였다. 그러나 통계적으로는 압축변형률과 인장변형률 모두에서 각각 1명 (피실험자 F)에서 유의성이 없었고, 나머지 피실험자에서는 유의성 있게 교합력의 증가에 따라 스트레인이 증가하였다.

마우스가드 장착 후에도 이악물기 강도가 증가함에 따라 스트레인이 증가하였다. 통계적으로는 인장변형률에서 가벼운 접촉 시와 중간 강도의 교합력 사이에서 4명(피실험자 B, C, D, F)에서 유의성이 없었으나, 중간 강도의 교합력과 최대 교합력 사이와 가벼운 접촉 시와 최대 교합력 사이에서는 압축변형률과 인장변형률에서 모두 유의성 있게 스트레인이 증가 하였다.

마우스가드 장착 전후의 비교에서도 모든 경우에서 스트레인이 감소하였다. 가벼운 접촉 시와 중간 강도의 교합력으로 교합하였을 때 사이의 비교에서 통계적 유의성이 없는 경우가 있었으나 전체적으로는 유의성 있게 스트레인이 감소하였다. 인장변형률에서 가벼운 접촉 시에 6명 (피실험자 A제외 모두), 중간 강도의 교합력에서는 4명 (피실험자 B, C, E, F)에서 유의성이 없었고, 압축변형률에서는 가벼운 접촉 시에 4명 (피실험자 D, E, F, G)과 중간 강도의 교합력에서 3명 (피실험자 D, E, F)에서 유의성이 없었다. 그러나 최대 교합 시에는 마우스가드 장착 전과 후의 비교에서 압축변형률과 인장변형률 모두 유의성 있게 스트레인이 감소하였다.

압축변형률과 인장변형률을 합한 경우에는 마우스가드 장착과 상관없이 교합력의 증가에 따라 스트레인이 유의성 있게 증가하였다.

압축변형률과 인장변형률을 합한 경우 교합력 단계에 따른 마우스가드의 효과는 모든 경우에서 스트레인은 감소하였으나 가벼운 접촉 시에는 7명중 4명 (피실험자 D, E, F, G)에서 유의성이 인정되지 않았으며. 중간 정도의 강도로 교합한 경우에서는 2명 (피실험자 D, F)에서 유의성이 인정되지 않았으나, 최대 교합력의 경우에는 모든 경우에서 유의성 있게 스트레인이 감소하였다.

본 연구 결과에서 보여 지듯이 인체를 대상으로 하는 실험이므로 피실험자들 간의 다양성이 차이가 심 했다. 최대 교합력의 경우 가장 큰 값이 446N 이었고, 가장 작은 값이 305N 이었다. 스트레인의 경우는 가벼운 접촉 시에는 1.0-38.1 με, 중간 강도 정도의 교합력에서는 10.7-174.4 με대 교합력에서는 16.3-314.8 με까지 매우 큰 편차를 보였다. 이것은 당연히 사람마다 교합력도 다르지만 교합접촉 양식이 다르기 때문일 것으로 생각한다.

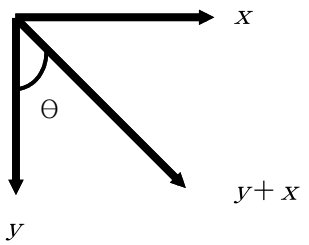

Fig. 3. 스트레인의 방향

교합력에 의한 스트레인의 방향성을 알아보기 위해 최대 교합력으로 교합하였을 때 식6을 이용해서 압축변형률과 인장변형률을 합한 경우, Y값이 88.7 με, X값이 31.2 με이므로 Y+X 값은 94.03 με이 된다. 전체적인 스트레인의 방향을 각θ라 하면 Fig. 3과 같이 표현된다.

$\tan\theta = X / Y$ (공식8)

$\theta = \arctan X / Y$ (공식9)

공식 8과 9에 의해서 끼인각 θ는 약 19.37^{O}의 값을 갖는다. 교합력은 하악의 회전에 의해서 전방으로 향한 방향을 갖는다. 그러므로 스트레인 값을 이용해 치아에 발생하는 전체적인 스트레인의 방향은 수직 방향에서 전방으로 19.37^{O}정도의 방향으로 94.03 με값을 갖는다고 볼 수 있겠다.

외적인 충격으로 인한 외상이 아닌 반복적인 이악물기에 의한 치아 손상에서 중요한 것은 최대 이악물기 시의 치아에 발생되는 스트레인이다. Kumagai 등의 연구에 따르면 여러 가지 이악물기를 단계적으로 강도를 증가시킬 경우, 전치부와 구치부의 응력은 최대 교합력에서 오히려 감소하나 대구치 부위의 경우 이악물기 강도에 비례하여 응력이 증가한다고 하였다.[14] 이러한 결과에서 볼 때, 마우스가드의 효과는 최대 이악물기 시의 대구치부에서의 그 효과가 중요할 것으로 생각된다.

본 연구의 결과에서 보여 지듯이 마우스가드는 가장 중요한 최대 이악물기 시에 모든 실험참가자에서 압축변형률과 인장변형률 모두에서 스트레인 감소를 보였으며, 통계적으로도 유의성이 확인되었다. 인장방향 보다는 압축방향에서의 스트레인 감소 효과가 더 컸으며, 피실험자에 따라 50-90%정도로 차이는 있었으나 모든 피실험자에서 통계적으로 유의성 있게 스트레인 감소효과를 보여주었다. 평균적으로는 65%의 효과를 보였다.

본 연구에서는 마우스가드 재료로서 EVA를 사용하였다. 2002년 Westerman 등의 연구에 따르면 EVA를 사용한 마우스가드의 효과를 알아보는 실험에서 재료의 두께가 두꺼울수록 치아에 응력이 적게 발생 한다고 하였다. [32] 이렇듯 마우스가드의 재료와 그 두께에 따라 스트레인의 발생도 영향을 받을 것이다. 그러므로 최대의 효과를 얻을 수 있으며 인체에 무해한 재료에 대한 연구와 최대의 효과를 내면서 장착감이 가장 편한 두께에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

Westerman, Takeda, 등은 EVA 층 사이에 경질의 재료를 첨가하거나, air space 등을 부여한 마우스가드 등을 연구하여 일반 구강 보호 장치보다 효과가 증가하였다고 하였다.[31-33] 이러한 재료를 연구하는 실험에서도 스트레인 게이지를 이용해 보는 것도 필요할 것으로 사료된다.

여러 선학들의 연구와 본 연구에서 보듯이 마우스가드는 외부로부터의 강한 충격에 의한 악구강계의 구조물들을 보호함과 동시에 운동 시 반복되는 이악물기에 의한 자발적인 충격에 대해 치아를 보호 할 수 있음을 알 수 있었다. 마우스가드는 외부의 충격으로부터 스포츠외상의 보호를 위함이 주목적이며 근력의 강화 및 집중력의 증가를 위해서도 효과적이라 알려져 있지만, 본 실험의 결과에서 보듯이 자발적인 이악물기로부터 치아의 교합면을 보호하여 원활한 저작기능의 수행과, 안정된 교합에 의한 운동능력 제고를 위해서도 스포츠 시에는 마우스가드의 장착이 필요할 것으로 생각된다.

결 론

이악물기 강도를 구분하여, 가벼운 접촉 시, 중간 강도의 교합력 시, 최대 교합력 시의 세 단계의 교합력에 의해 치아에 발생되는 뒤틀림을 스트레인게이지를 이용하여 마우스가드 장착 전과, 후에 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 마우스가드 장착 전에는 교합력의 증가에 따라 치아에 발생되는 스트레인이 증가하였다 ($P<0.05$).
2. 마우스가드 장착 후에도 교합력의 증가에 따라 치아에 발생되는 스트레인이 증가하였다 ($P<0.05$).
3. 마우스가드장착 후 장착 전과 비교하여 모든 참가자에서 치아에 발생되는 스트레인이 감소하였다. 그러나 가벼운 접촉 시에는 통계적으로 유의성이 검증 되지 않았고($P>0.05$), 중간 강도 정도의 교합력 시와 최대 교합력 시에는 통계적으로 유의성 있게 스트레인이 감소하였다 ($P<0.05$).
4. 최대 교합력 시의 경우에 마우스가드 장착 전-후에 모든 피실험자에서 유의성 있게 치아에 발생되는 스트레인이 감소하였다 ($P<0.05$).
5. 마우스가드의 장착 전에 비하여 장착 후 평균 약 65%의 스트레인 감소 효과가 있었다.
6. 본 연구에서 측정된 제1대구치에서의 평균 최대 교합력은 356N이었다.
7. 본 연구에서 측정된 제1대구치에서의 Poisson's ratio는 0.36이었다.

이상의 결과로 미루어 볼 때, 마우스가드는 이악물기 시에 치아에 발생하는 스트레인을 효과적으로 감소시킬 수 있으며, 따라서 치아보호를 위한 효과적인 구강보호장치라고 할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Woodmansey KF. Athletic mouth guards prevent orofacial injuries. J Am Coll Health 1997;45:179-182.
2. Winters LR, Schmitt LC. Tooth preservation in contact sports. J Calif Dent Assoc 1961;37:368-370.
3. Wehner PJ, Henderson D. Maximum prevention and preservation: an achievement of intraoral mouth protectors. Dent Clin North Am 1965;9:493-498.
4. Oikarinen KS, Salonen MAM. Introduction of four custom made mouth protectors constructed of single and double layers for activities in contact sports. Endod Dent Traumatol 1993;9:19-24.
5. Strener JM, Lawson EA, Wright JM, Ricketts J. Mouthguards: protection against shock to head, neck and teeth. J Am Dent Assoc 1964;69:273-281.
6. Seon-Dall Hwang, Sung-Bok Lee, Hyeong-Seob Kim, Dae-Gyun Choi. The survey for the knowledge of mouth protector to the sports player in Korea. J Korean Acad Stomatog Func Occ 2007;23:205-218.
7. Maestrello-deMoya MG, Primosch RE. Orofacial trauma and mouth-protector wear among high school varsity basketball players. J Dent Child 1989;56:36-39.
8. Marrow RM, Conci T, Seals RR. Oral injuries in southwest conference women basketball players. Athletic Training 1991;26: 344-345.
9. Takeda T, Ishigami K, Ogawa T, Nakajima K, Shibusawa M, Shimada A, Regner CW. Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures. Dental Traumatol 2004;20:150-156.
10. Takeda T, Ishigami K, Shintaro K, Nakajima K, Shimada A, Regner CW. The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material. Dental Traumatol 2004;20:12-20.
11. Takeda T, Ishigami K, Jun H, Nakajima K, Shimada A, Ogawa T. The influence of sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material. Dental Traumatol 2004;20:29-35.
12. Hickey JC, Morris AI, Calson LD, Seward TE. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. J Am Dent Assoc 1967;74:735-740
13. Ou M, Taniguchi H, Ohyama T. Analysis on decay

rate of vibration following impact to human dry skull with and without mouthguards. Bull Tokyo Med Dent Univ 1996;43:13-24.
14. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitanl M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. J Oral Rehabil 1999;26:932-5.
15. Miyahara T, Hagiya N, Ohyama T, Nakamura Y. Modulation of human H reflex in association with voluntary clenching of the teeth. J Neurophysiol 1996;76:2033-2041.
16. Su-Jin An, Sung-Bok Lee. The effect on appendage muscle strength due to increase in occlusal vertical dimension. J Korean Acad Stomatog Func Occ 2001;17:231-244.
17. Yun Lee, Dae-Gyun Choi, Sung-Bok Lee. Effect of occlusal balance on center of gravity in body. J Korean Acad Stomatog Func Occ 2003;19:57-68.
18. Dental Materials. 2nd ed. Koonja Publishing; 1998: 45-48.
19. Ho-Keun Kwon, Ja-Hea Yoo, Young-Sook Kwon, Baek-Il Kim. Comparison of bite force with dental prescale and unilateral bite force recorder in healthy subjects. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:103-111.
20. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand 1977;35: 297-303.
21. Flystrand F, Kleven E, ilo G. A novel miniature bite force recorder and its clinical application. Acta Odontol Scand 1982;40:209-214.
22. Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young man. J Oral Rehabil 2003;30:278-282.
23. Cho YC, Kim TK. A study on maximum bite force after dental implantation. J Kor Oral Maxillofac Surg 1997;23:541-547.
24. Seo JC, Kim JR, Yang DY. A study on changes in the maximum bite force after orthognathic surgery. J Kor Oral Maxillofac Surg 1996;22:121-129.
25. Jung BY, Jeon YS, Han DH. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with Brnemark implants and natural teeth: a clinical study. J Kor Acad Prosthodont 1999;37: 23-41.
26. Shinogaya T, Matsumoto M. Evaluation of prosthodontic treatment by occlusal force distribution: a methodological study. Eur J Prosthodont Rest Dent 1998;6:121-125.
27. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE,Vilmann A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load in healthy young subjects - a methodological study. Eur J Prosthodont Rest Dent 2000;8:11-15.
28. Bakke M, Michler L, Han K, Moller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. Scand J Dent Res 1989;97:539-551.
29. Suzuki T, Kumagai H, Watanabe T, Uchida T, Nagao M. Evaluation of complete denture occlusal contacts using pressuresensitive sheets. Int J Prosthodont 1997;10:386-391.
30. Takeda Tomotaka, Kurokawa Katsuhide, Nara Kazuhiro, Ninagawa Masaharu, Miyajima Shiro, Shoumura Masahito, Handa Jun, Kawamura Shintaro, Kojima Ichiro, Shibusawa Mami, Ogawa Tohru, Nakajima Kazunori, Shimada Atsushi and Ishigami Keiichi. Mouthguard effect of tooth distortion during clenching Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. 2005;49:608-16.
31. Takeda T, Ishigami K, Handa J, Naitoh K, Kurokawa K, Shibusawa M, Nkajima K, Kawamura S. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard. Dent Traumatol. 2006 ;22:77-82.
32. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. Br J Sports Med. 2002;36:51-3.
33. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Harbrow DJ. Effect of ethylene vinyl acetate (EVA) closed cell foam on transmitted in mouthguard material. Br J Sports Med. 2002;36:205-8.

Effect of Mouthguard on Tooth Distortion During Clenching

Yun Lee, DMD, MSD, PhD, **Dae-Gyun Choi,** DMD, MSD, PhD, **Kung-Rock Kwon,** DMD, MSD, PhD, **Richard Leesung-bok,** DMD, MSD, PhD, **Kwan-Tae Noh**, DMD, MSD.

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University

Previous studies have already shown that mouthguard is effective in protecting jaw bone, teeth and oral tissue against sports trauma. However, other than severe trauma, repetitive force, such as disorders like clenching, cause teeth or oral tissue damage. These kinds of disorders usually present pathologic attrition in the posterior teeth, resorption in alveolar bone, loss of teeth and destruction of occlusion. Wearing a mouthguard is believed to be effective in preventing these disorders. But its effect is not examined thoroughly enough. The purpose of this study is to identify whether mouthguard is effective in reducing strain caused by clenching. Mandibular first molars in the normal occlusal relationship without any history of dental treatment were chosen. Biaxial type strain gauge was placed on the buccal surface of the tooth. Having maximum occlusal force, measured by load cell, as a standard, clenching intensity were divided into three stages; moment of slightly tooth contact, medium bite force (50% of maximum bite force), maximum bite force. Strain occurring in dentition in each stage with and without mouthguard was measured. Changes in strain (on dentition) between each stage and difference in strain, between with or without mouthguard were recorded by PCD-300 analyzer and PCD-30 soft ware. The data was statistically analyzed by Wilcoxon signed rank test. The following results were drawn; Without mouthguard, strain given on dentition increased as the clenching force increased. With mouthguard, strain given on dentition also increased as the clenching force increased. With mouthguard, strain decreased, in all cases of clenching force stages. Data on the moment of slightly tooth contact stage, had no statistical significance. However, with mouthguard, 50-90% of decrease in strain could be obtained in maximum occlusal force, compared to the group without mouthguard. Mouthguard decreased the strain on the dentition, caused by clenching. Therefore, mouthguard seems to be effective in preventing damage on dentition, by acting against clenching, which occurs both consciously and unconsciously during sports activities.

Key words: sports dentistry, mouthguard, strain, bite force

Correspondence to : Dae-Gyun Choi
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University
1 Hoegi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul, 130-701, S. Korea
+82-2-958-9345, E-mail: choi@khu.ac.kr
Received: September 05, 2010, Last Revision: November 15, 2010, Accepted: December 25, 2010