

하악골 충격시 안면 두개골의 응력분산양상에 미치는 구강보호장치의 역할에 관한 유한요소법적 연구

노관태 · 김일한 · 노현식 · 김지연 · 우이형 · 권극록 · 최대균*

경희대학교 치의학전문대학원 보철학교실

연구 목적: 이 연구의 목적은 하악골 충격시 안면 두개골의 응력분산양상에 미치는 구강보호장치의 효과에 대해 조사하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 구강보호장치를 제작하고 사람의 머리부위와 치열의 3차원적 유한요소 모델을 컴퓨터 토모그래피를 사용하여 제작하였다. 머리부위의 finite element model은 356,092요소와, 87,099절점으로 이루어져 있다. 그리고 skull과 maxillae, mandible, articular disc, teeth, 그리고 구강보호장치로 구성되었다. 경부의 움직임을 묘사하기 위하여 스프링이 사용되었다. 하악골의 충격점은 gnathion, center of inferior border 와 anterior edge of gonial angle이었다. 충격방향은 수직, 경사방향(45°), 그리고 수평이다. 충격량은 0.1초당 800 N이었다.

결과: 수직충격을 가한 경우에는 구강보호장치의 장착여부와 무관하게 비슷한 응력과 분산양상이 나타났다($P>.05$). 경사충격(45°)을 가한 경우 구강보호장치를 장착한 모델에서는 응력이 치아와 안면골 및 두개골로 넓게 분산되었으나 이에 비하여 장착하지 않은 모델에서는 치아에 응력이 집중되었다($P<.05$). 수평충격을 가한 경우 구강보호장치를 장착한 모델에서는 응력이 치아와 안면골 및 두개골로 넓게 분산되었으나 이에 비하여 장착하지 않은 모델에서는 치아에 응력이 집중되었다($P<.05$). 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 상악 치아에 응력이 집중되는 반면, 장착한 모델에서는 모든 충격실험에서 측정된 응력이 매우 낮았으며, 전달된 응력이 상악 치아와 안면골 및 두개골로 넓게 분산되었다.

결론: 구강보호장치는 외부충격 시에 하악에 수직으로 가해지는 충격에는 완충효과가 적었고, 45° 경사 충격과 수평 충격에는 발생하는 응력을 안면골과 두개골의 넓은 범위로 분산시키고 응력을 감소시켜 응력의 완충 효과가 있었다. (대한치과보철학회지 2012;50:1-9)

주요단어: 구강보호장치; 유한요소분석; 충격; 응력 분산; 안면골; 하악골

서론

스포츠를 함으로써 발생하는 구강악안면 영역의 외상은 연조직의 손상에서부터 치아의 진탕, 파절, 탈구, 악골 골절, 그리고 악관절의 장애뿐 아니라 뇌진탕과 사망에 이르기까지 외상은 광범위하게 일어날 수 있다. 이런 손상의 발생은 자가 수복 능력이 없는 특수한 장기인 치아와 그 주위조직의 손상 혹은 상실을 가져오며, 이에 따른 물리적, 정신적 손상은 한 개인의 생명 및 일상생활 장애와 경제적 손실에 영향을 미치고 있다.

다수의 논문에서 접촉성 스포츠의 위험성에 대해 보고하였다.^{1,3} Ferrari와 Medeiros⁴는 6가지 운동종목(유도, 주지스(Jiu-jitsu), 축구, 야구, 핸드볼, 하키)에서 활동 중인 1189명의 남성운동 선수를 조사한 결과 28.8%의 운동선수가 악구강 영역의 외상을 경험하였다고 보고하였고, Sane과 Ylipaavalniemi⁵는 핀란드에서 접촉성 스포츠 경기 도중 발생하는 전체 구강악안면 영역의 외상 중 69%는 경기 중에 발생되고, 31%는 연습 중에 발생된다고 보고하였다. 과거 조사에 의하면 럭비와 미식축구 경기

선수들은 한 시즌에 10%의 구강악안면 영역의 손상 위험이 있고, 선수 생활 동안 50% 이상의 구강악안면 영역의 손상 위험이 있다고 보고되었다.^{6,7} 2005년 Keçeci 등⁸은 직접적인 안면부 가력이 있는 태권도와 간접적인 접촉이 있는 핸드볼, 그리고 전혀 접촉이 없는 배구 선수들의 구강악안면 영역의 손상을 조사하였고, 태권도(24%)와 핸드볼 선수들(26%)의 손상 비율이 비슷하게 높다고 보고하였다. 이는 선수들 간의 간접 접촉에 의해서도 상당히 많은 구강악안면 영역의 손상이 발생된다는 것을 의미한다. 국내의 연구에 의하면 스포츠로 인한 악안면 영역의 골절은 전체 골절 가운데 3.4-10.2%를 차지한다고 보고되고 있다.⁹⁻¹³

미국에서는 1962년 National Alliance Football Rules Committee에서 고등학교 미식축구 선수들에게 얼굴과 구강을 보호할 수 있는 장치의 착용을 의무화한 이후 50%에 달하던 구강악안면 외상이 약 1.4%로 감소되었다.¹⁴ 또한, Heintz¹⁵는 미국 내에서 운동을 하는 2백만명의 사람들에게 구강보호장치를 사용하게 하여 구강악안면 부상을 50%에서 0.5%로 낮췄다고 보고하였

*교신저자: 최대균

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

원고접수일: 2011년 10월 12일 / 원고최종수정일: 2012년 1월 11일 / 원고채택일: 2012년 1월 15일

다. 현재 구강보호장치는 외상의 예방효과가 입증되어 이미 선진국 여러 나라에서는 많은 운동 종목에서 구강보호장치 착용이 권장되거나 의무화 되고 있다.^{5,15,16} 그러나 국내의 현실은 선진국에 상당히 뒤쳐져 있는 것이 사실이다. 1995년 장과 이¹⁷의 조사에 의하면 89명의 운동선수로부터 얻은 설문 조사의 결과 47명의 응답자가 스포츠의학에 대해 알고 있다고 하였으나, 스포츠 치의학에 대해서는 12명뿐이었다. 그러나 신체적 손상의 경험이 있는 78명 중 악안면 손상 경험이 없는 선수는 불과 13명에 지나지 않았고, 그들 대부분이 손상으로부터의 보호를 위한 구강보호장치나 안면보호장치 등의 보호장비의 필요성을 느끼지 못하고 있었으며, 체육인 스스로도 스포츠치의학의 중요성에 대한 인식이 부족하다.^{4,6,18} 따라서, 구강보호장치의 효과와 중요성에 대한 연구가 필요하였다.

이 연구의 목적은 정상 한국 성인의 치아와 두개골을 컴퓨터 단층 촬영하여 3차원 유한요소 모델을 제작하여, 컴퓨터 시뮬레이션 기법을 통하여 외력 시 구강보호장치 장착 여부에 따른 치아와 악골에 가해지는 응력을 비교 분석하고, 유한요소법을 이용하여 구강보호장치의 효과를 입증하는 데 있다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 대상

기형이 없는 정상적인 두개골과 상·하악의 전돌과 총생이 없는 정상교합을 가지고 있으며, 컴퓨터 단층촬영 시 방사선의 산란을 방지하기 위하여 구강 내에 금속 보철물이 없는 한국 성인(여, 26세)을 선정하였다.

2. 연구 방법

1) 구강보호장치의 제작

연구 대상의 상·하악 인상을 채득하여 모델을 제작하였고, 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-FOMAT-TE (Dreve 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 구강전정부까지, 구개측은 치은선상에서 상방으로 10-15 mm를 피개하였다. 완성 후 교합기상에서 중심위 시 고른 접촉이 이루어지도록 교합조정을 시행하였다.

2) 유한요소 모델링

실제와 유사한 인체의 두개골과 치아의 모델을 컴퓨터 시뮬레이션으로 표현하기 위해서, 구강보호장치를 장착시킨 상태에서 두개골을 두정부에서 경추부에 이르기까지 1.0 mm 간격으로 컴퓨터 단층사진을 촬영하였다. 사용된 단층촬영기기는 Somatom Plus 4 (Siemens Co., New York, USA) 모델을 이용하였고, 170A/20W의 프로토콜을 사용하였다.

모델의 기하학적 형상을 얻기 위해서 전산화된 영상 (DICOM/Digital Imaging & Communication in Medicine)을 유한요소 설계용 소프트웨어(BIONIX Body Builder, CANTIBio Inc., Suwon, Korea)를 이용하여 영상 분할 작업(segmentation)을 거쳐 marching cube 알고리즘으로 3차원으로 재구성하여 외형을 만들고, 내부를 다각형의 요소로 나누어 상·하악치아, 상·하악골, 악관절과 두개골에 대한 3차원 유한요소 모델을 제작하였다(Fig. 1).

본 연구에서 제작된 유한요소 모델은 총 356,092개의 유한요소로 구성되었으며 요소의 형태는 4절점 4면체 요소(4-node tetrahedral element)가 사용되었다(Table 1).

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

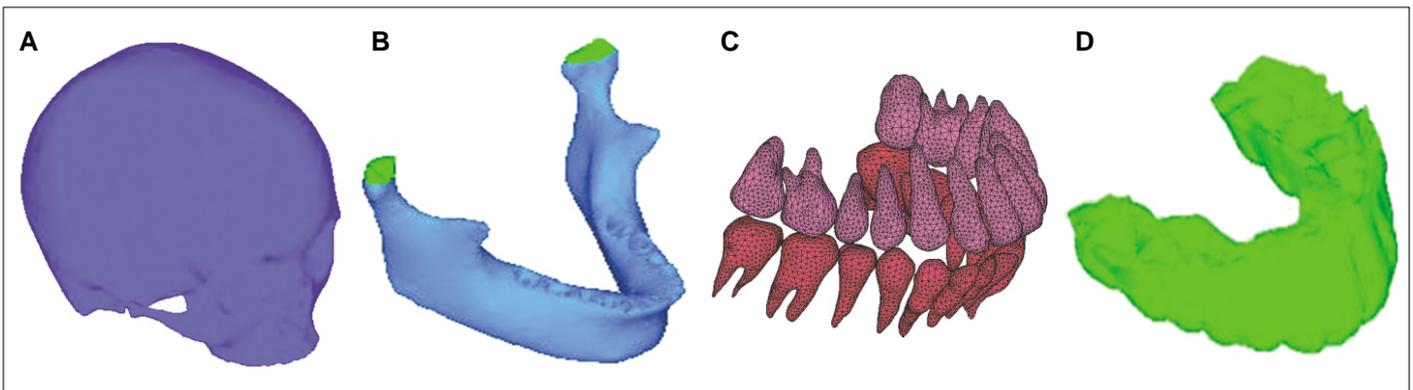


Fig. 1. Finite element model. A: Skull & Maxillae, B: Mandible, C: Teeth, D: Mouthguard.

Table 1. The number of nodes and elements used in the modeling

| Anatomy | Nodes | Elements |
|------------------|--------|----------|
| Skull / Maxillae | 47,540 | 206,495 |
| Mandible | 13,784 | 61,763 |
| Teeth | 15,798 | 52,631 |
| Articular disc | 281 | 671 |
| Mouthguard | 9,439 | 34,428 |
| Constraint | 257 | 104 |
| Total | 87,099 | 356,092 |

Table 2. Mechanical properties for the structural elements

| Material | Young's Modulus (MPa) | Poisson's ratio (ν) | Mass density (k/gm ³) | Damping factor (%) |
|-------------------|-----------------------|---------------------------|-----------------------------------|--------------------|
| Skull/Facial bone | 4,460a | 0.21a | 1,410a | 0.2 |
| Tooth | 13,720b | 0.28b | 1,900c | 0.2 |
| Articular disc | 44.1d | 0.40d | 1,000 | 10 |
| Mouthguard | 22e | 0.49e | 950e | 10 |

MSC/NASTRAN (MSC Software Co., Santa Ana, USA)을 이용하여 과도응답해석(Transient Response Analysis)을 수행하였다.

3) 물리적 성질

모델 제작과정의 단순화와 요소 개수로 인한 분석의 어려움을 배제하기 위하여 치아는 전체를 상아질로 표현하였고, 두개골과 악골은 피질골과 해면골 구분 없이 하나의 골로 구분하였다.¹⁹ 연구에 이용된 모든 재료는 선형탄성 특성을 가지며 각 재료의 계면은 완전한 결합 상태인 것으로 가정하였고, 각 요소들에 부여하는 물성치는 선학들의 자료에서 이용된 실험치를 이용하였다(Table 2).²⁰⁻²³ 구강보호장치의 물성은 제조사(Dreve dentamid GmbH., Unna, Germany)가 제시한 수치를 입력하였다.

일반적으로 물질의 감쇄계수(damping factor)는 이론적으로 계산할 수 없으며, 단지 실험적인 방법으로만이 결정 가능하다. 하지만 골을 이루는 물질에 대해서는 실험적 자료가 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.

4) 구속 조건

유한요소 모델의 단순화를 위해 추가적인 경추부의 모델링은 하지 않았고, 이를 대신하여 인체와 유사한 두개골의 이동과 회전운동을 표현하기 위해, 인체에서 측정된 관절운동범위를 스프링의 탄성계수와 감쇄계수로 대체하여 수학적인 구속 조건을 만들었다. 두개골 하방의 임의의 한 점을 후두공의 변연부에 강체로 연결하고, 하방의 스프링과 연결하여 외력이 가해지면 두개골이 강체 링크(rigid link)가 집중된 점을 중심으로 회전하여 강체링크를 움직이게 되고, 스프링의 압축과 신장으로 경추의 운동이 표현된다. 상·하악 치아는 응력이 효과적으로 전달되도록 자유도가 있는 강체링크로 작용하는 힘의 방향과 평행하게 연결하였으며, 하악 과두와 하악와의 주위는 근육으로 연결된 모습으로 표현하였다.

Table 3. Load cases according to location and direction

| Impact location | Impact direction to F-H plane | Load case |
|----------------------|-------------------------------|-----------|
| Gnathion (F1) | Vertical (90°) | L1 |
| | Oblique (45°) | L2 |
| | Parallel (0°) | L3 |
| Mandibular body (F2) | Vertical (90°) | L4 |
| | Oblique (45°) | L5 |
| | Parallel (0°) | L6 |
| Gonial angle (F3) | Vertical (90°) | L7 |
| | Oblique (45°) | L8 |
| | Parallel (0°) | L9 |

5) 충격 조건

본 실험에서는 구강보호장치의 충격 차단효과와 안면골과 두개골에의 응력 분산효과를 알아보기 위해, 구강보호장치를 장착한 모델과 장착하지 않은 모델의 gnathion, 하악 하연의 중앙, 그리고 gonial angle의 전연(왼쪽)에 충격을 가하였다. 충격 방향은 기준평면인 Frankfort-Horizontal plane에 평행, 수직, 그리고 45° 방향으로 충격을 가하였다(Table 3, Fig. 2). 가해진 충격력은 하악골 골절 발생기전의 연구에 응용된 충격력 800 N으로,²⁴ 그리고 충격시간을 0.1초로 결정하고, 유한요소모델의 충격 해석 기법과 결과의 신뢰성을 위하여 충격위치에 있는 두 개의 요소에 양분하여 힘을 가하였다.

6) 응력의 계측

하악골 충격 시 구강보호장치를 통해 전달되는 응력이 치아와 안면골, 그리고 두개골에 분포되는 양상을 보기 위해 상악 좌우 제1대구치와 4전치, 치조골 직상방에 위치한 좌우 infrazygomatic process와 "A" point, 두개골과의 연결점인 Nasion과 좌우 orbital rim의 외측 중간점(zygomaticofrontal suture), 그리고 두개골의 전두골, 좌우 측두골, 후두골, vertex까지 총 14점에서 응력을 계측하였다(Fig. 3). 계측 시간은 충격을 가한 직후부터 잔여 응력이 사라지는 시간(0.21초)까지 응력을 계측하였다(Fig. 4).

7) 통계 방법

응력값의 유의성을 구강보호장치의 장착 여부에 따라 충격 위치와 충격 방향에 대해 각각 알아보하고자 하였다. 통계방법

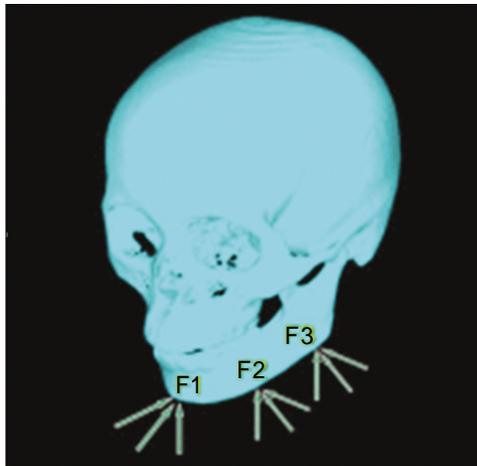


Fig. 2. Impact location and direction.

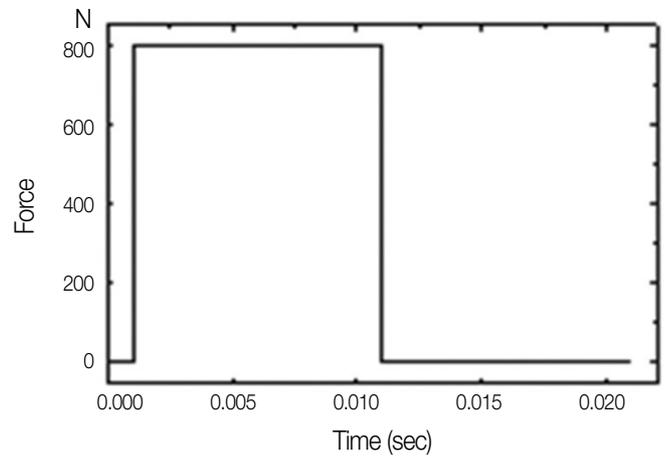
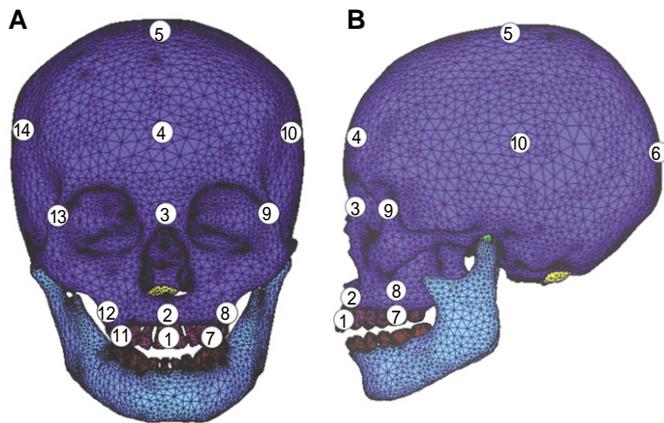


Fig. 4. Impact force and time.



| Point | Description |
|--------|-------------------------------------|
| 1 | Anterior teeth |
| 2 | "A" Point |
| 3 | Nasion |
| 4 | Frontal bone |
| 5 | Vertex |
| 6 | Occipital bone |
| 7, 11 | Left & Right maxillary 1st molar |
| 8, 12 | Left & Right infrazygomatic process |
| 9, 13 | Left & Right orbital rim |
| 10, 14 | Left & Right temporal bone |

Fig. 3. Measuring points and description. A: frontal view, B: lateral view, C: description.

으로는 SPSS Ver.13 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 일원 분산분석(one-way ANOVA test)을 하였으며, 사후 분석(post-hoc test)을 위해 Tukey test를 하였다.

결과

1. 수직충격을 가한 경우

하악의 gnathion과 하악체의 중앙, 그리고 gonial angle 전연 부위에 FH-plane과 수직으로 0.1초간 충격을 가했을 때, 최대응력은 5.53 MPa로 하악체 중앙에 충격을 가한 경우에서 구강보호장치를 장착하지 않은 모델의 상악 좌측 제1대구치에서 나타났고 45° 경사충격과 수평충격을 가한 경우보다 매우 작았다.

응력분산양상은 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 상·하악 구치부와 직접적인 충격을 받는 부위(gnathion, 하악체의 중앙, gonial angle 전연)와 안면골의 좌측에만 응력이 분산되는 양상이었고, 이에 비해 구강보호장치를 장착한 모델에서는 하악골의 좌측뿐만 아니라 우측까지 좀더 넓게 응력이 분산되어 상악골에는 적은 응력만이 전달되는 양상을 보였다.

전반적으로 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서 좀더 높은 응력이 계측되었으나 그 차이가 크지 않았고, 안면골과 두개골의 계측점 중 Nasion과 orbital rim의 응력이 다른 계측점들의 응력보다 높았다. 두개골에서는 구강보호장치의 장착여부와 무관하게 1 MPa이하의 작은 응력만이 나타났다(Fig. 5).

Gnathion에 충격을 가한 경우 0.1초에서 구강보호장치를 장착한 모델의 상악 전치부의 응력은 1.93 MPa로 구강보호 장치를 장착하지 않은 모델(0.01 MPa)과 비교하여 다소 높았으나 그 차이는 2 MPa 이내로 미미하였고, 상악 제1대구치의 응력(1.492 MPa)과 비슷하였다.

2. 45° 경사충격을 가한 경우

하악의 gnathion과 하악체의 중앙, 그리고 gonial angle 전연 부위에 FH-plane에 대해 45° 경사충격을 0.1초간 가했을 때, 최대응력은 27.92 MPa이었으며, 이 최대응력값은 gnathion에 충격을 가한

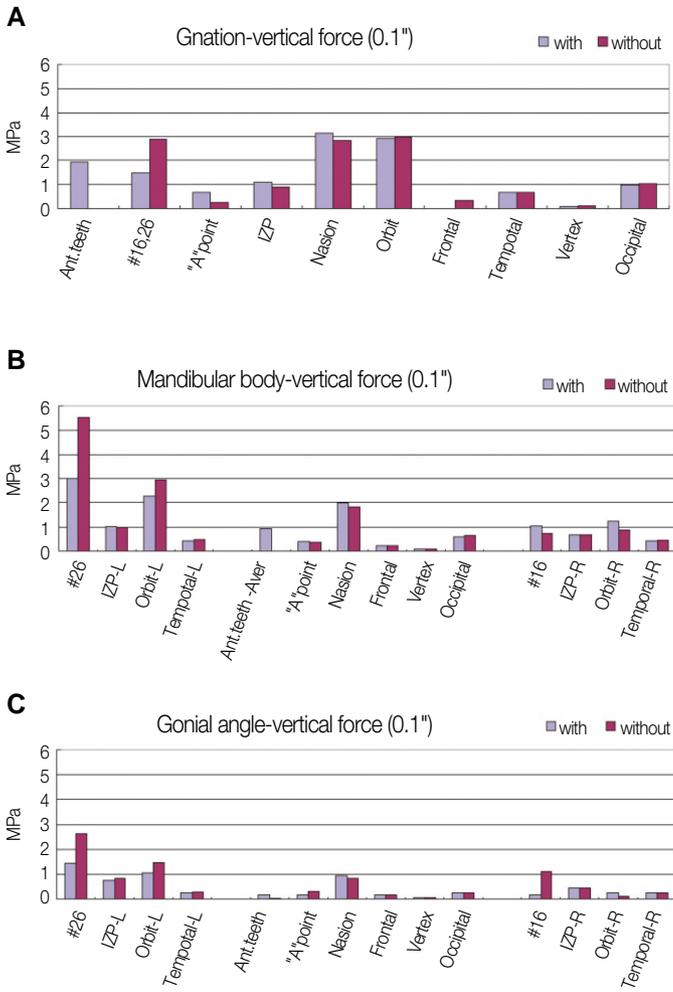


Fig. 5. Stress distribution on reference point of maxilla and skull according to with mouthguard (left bar) and without mouthguard (right bar) state for vertical force on A: gnathion, B: mandibular body, C: gonial angle.

경우에 구강보호장치를 장착하지 않은 모델의 상악 좌측 제1대구치에서 나타났고 수직충격을 가한 경우보다 높았으나 수평충격을 가한 경우보다 낮았다.

응력분산양상은 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 직접적인 충격을 받는 부위(gnathion, 하악체의 중앙, gonial angle 전연)와 안면골의 좌측, 그리고 상·하악 우측 구치부에만 응력이 분산되는 양상이었고, 구강보호장치를 장착한 모델에서는 하악골의 좌측뿐만 아니라 우측까지 좀더 넓게 응력이 분산되어 상악골에는 작은 응력만이 전달되는 양상을 보였다.

구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 전달된 충격력이 상악 좌우 제1대구치에만 집중되었고 치조골과 상악골로의 응력 전달은 미미하였고 구강보호장치를 장착한 모델에서는 모든 계측점에서 낮은 응력이 계측되었다. 두개골에서는 구강보호장치의 장착여부와 무관하게 1MPa이하의 적은 응력만이 나타났다(Fig. 6).

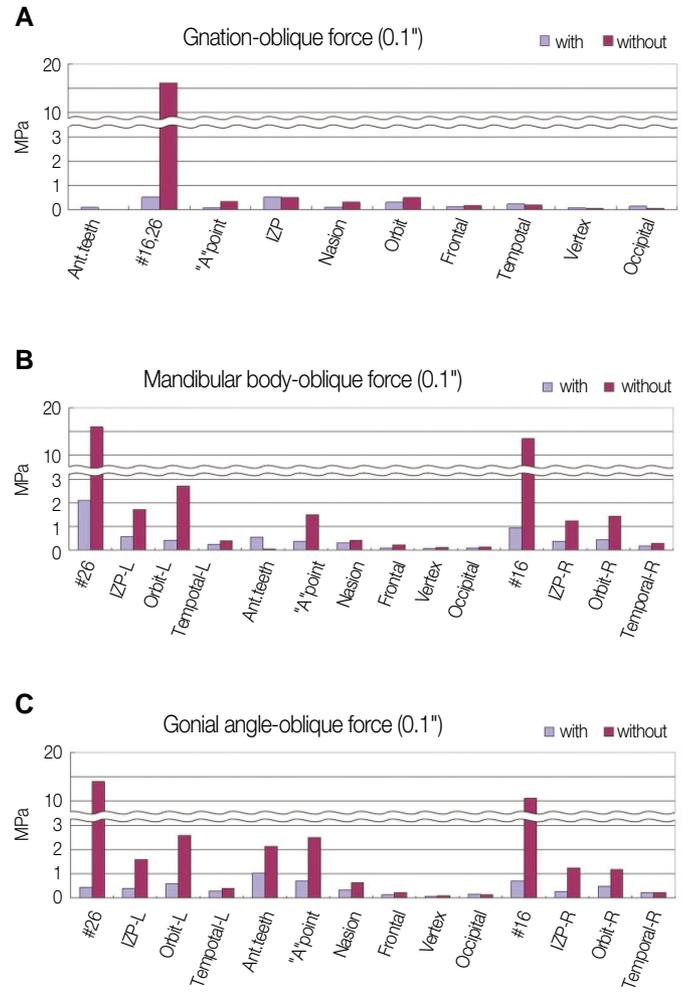


Fig. 6. Stress distribution on reference point of maxilla and skull according to with mouthguard (left bar) and without mouthguard (right bar) state for oblique force on A: gnathion, B: mandibular body, C: gonial angle.

3. 수평충격을 가한 경우

하악의 gnathion과 하악체의 중앙, 그리고 gonial angle 전연 부위에 FH-plane에 수평으로 충격을 0.1초간 가했을 때, 최대응력은 39.66 MPa로 gnathion에 충격을 가한 경우 구강보호장치를 장착하지 않은 모델의 상악 좌측 제1대구치에서 나타났고, 수직충격과 45° 경사충격을 가한 경우보다 매우 높았다.

하악에 수평충격을 가한 경우의 응력분산양상은 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 직접적인 충격을 받는 부위(gnathion, 하악체의 중앙, gonial angle 전연)와 안면골의 좌측, 그리고 상·하악 우측 구치부에만 응력이 분산되는 양상이었고, 구강보호장치를 장착한 모델에서는 하악골의 좌측뿐만 아니라 우측까지 좀더 넓게 응력이 분산되어 상악골에는 응력이 덜 전달되는 양상을 보였다.

구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 전달된 충격력

이 상악 좌우 제1대구치에만 집중되었고 치조골과 상악골로의 응력 전달은 미미하였고 구강보호장치를 장착한 모델에서는 모든 계측점에서 낮은 응력이 계측되었다. 안면골에서의 응력은 구강보호장치의 장착여부와 무관하게 치조골("A" point, 좌우 infrazygomatic process)보다는 두개골과의 연결부에 위치한 계측점(nasion, 좌우 orbital rim)에서 다소 높은 응력이 나타났다. 두개골에서는 구강보호장치의 장착여부와 무관하게 1MPa 이하의 적은 응력만이 나타났다(Fig. 7).

4. 통계분석

통계분석 결과 응력값의 차이를 기준으로 구강보호장치의 장착 여부와 충격 위치에 따른 유의성이 있었다. 하악 하연의

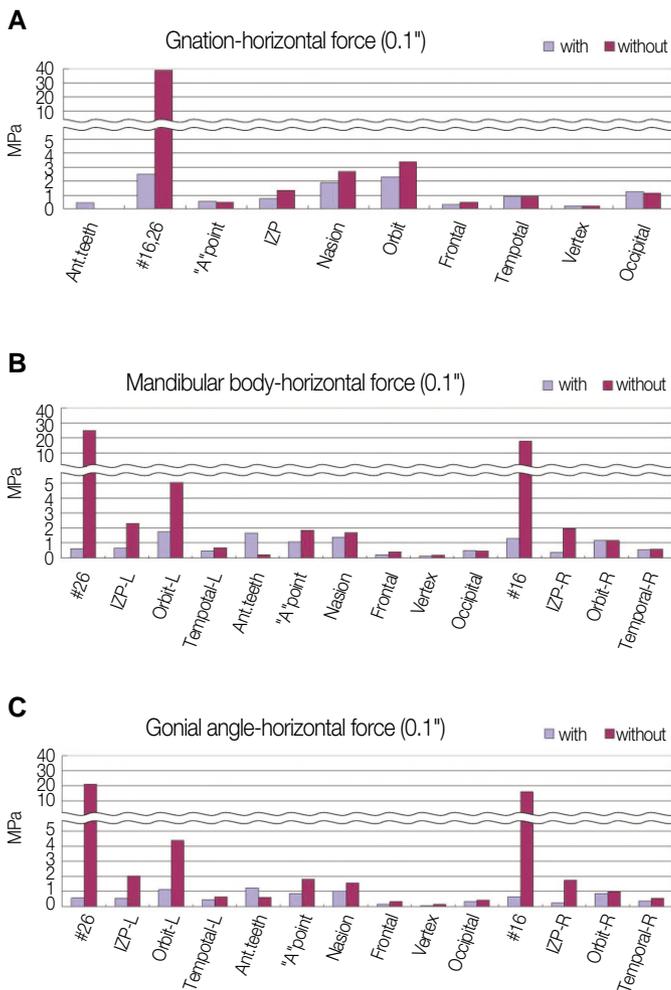


Fig. 7. Stress distribution on reference point of maxilla and skull according to with mouthguard (left bar) and without mouthguard (right bar) state for horizontal force on A: gnathion, B: mandibular body, C: gonial angle.

Table 4. One-way ANOVA test depending on with and without mouthguard

| Impact location | significance | Force direction | significance |
|-----------------|--------------|-----------------|--------------|
| Gnathion | | Vertical | |
| Mandibular body | * | Oblique | * |
| Gonial angle | * | Horizontal | * |

*: P<.05

중앙과 gonial angle 전연에 충격을 가한 경우에는 구강보호장치 장착여부에 따른 유의성이 있었고, gnathion에 충격을 가한 경우에는 구강보호장치 장착여부에 따른 유의성이 없었다. 또한, 응력값의 차이를 기준으로 구강보호장치의 장착여부와 충격 방향에 따른 유의성이 있었다(Table 4). 하악에 45° 경사충격과 수평충격을 가한 경우에는 구강보호장치의 장착여부에 따른 유의성이 있었고, 수직으로 충격을 가한 경우에는 유의성이 없었다.

고찰

구강보호장치를 사용하는 첫 번째 목적은 정적, 동적 충격이 부하되는 스포츠 활동 시, 외력을 보다 효과적으로 분산하여 가해지는 충격력을 인체가 생리적으로 견딜 수 있는 범위로 제한시키고 역학적 안정성을 도모하여 외상으로부터 악골과 악구강계를 보호하는 것이다.^{7,15,16,25,28} Stenger 등²⁸은 미식축구선수들을 대상으로 한 연구에서 acrylic template와 마우스가드의 혼합 사용이 하악과두와 경추를 재위치시켜 두경부 손상을 획기적으로 감소시켰다고 보고하였다. Takeda 등²⁹은 인조두개골과 pendulum impact장치를 이용한 실험에서 마우스가드 장착 시 하악골의 변형량과 두개골의 가속이 각각 54.7%와 18.5%가 감소되었다고 하였고, 교합 접촉이 적을수록 하악골의 변형량이 증가되어 골절을 야기할 수도 있다고 보고하였다. 이와 같이 구강보호장치는 구강악안면과 두경부 외상의 예방과 경감 효과가 매우 크지만 아직 구강보호장치의 착용률은 낮다.^{17,18} 그 원인은 구강보호장치에 대한 일반 시민과 부모, 코치, 트레이너, 선수들의 인식이 부족하며, 규정에 의해 구강보호장치 착용이 의무화되어 있는 경기 종목이 한정되어 있기 때문이다. 이와 같은 상황에 대해 구강보호장치의 장착율을 개선하기 위해 다양한 보급 활동이 실시되어야 하고, 부상위험이 큰 운동 경기에는 반드시 구강보호장치를 착용하도록 관련 경기 규정을 수정하여야 한다.^{4,8}

본 연구에서는 구강보호장치의 직접적인 충격흡수와 응력의 분산효과를 알아보기 위하여 구강보호장치의 장착 여부에 따른 안면골과 두개골의 응력 분포의 차이를 관찰하였다. 충격 방향은 실제 스포츠 환경에서 발생할 수 있는 모든 경우를 감안하여 기준평면인 F-H plane에 수직, 수평, 45° 경사 방향으로 가하였고, 하악에 가해진 충격을 구강보호장치가 효과적으로 흡수 분산하는가를 보기 위해 상악 치아와 안면골, 그리고 두

개골을 집중 계측하였다.

하악골의 gnathion에 수직충격을 가했을 때, 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 상악 구치부, nasion, 그리고 orbital rim에 응력이 집중되었고 상악 전치부에는 미미한 응력만 관찰되었으나, 구강보호장치를 장착한 모델에서는 상악 전치부에서 상악 구치부보다 높은 응력이 관찰되었다. 이는 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 비록 gnathion에 충격을 가했으나 전치부 접촉이 없어서 상악 전치부로 충격력이 적게 전달되었고, 구강보호장치가 장착된 모델에서는 상·하악 전치 사이의 공간을 구강보호장치가 차지하여 응력 분산이 용이하게 일어난 결과라고 생각된다. 하악 하연의 중앙과 gonial angle 전연에 수직충격을 가한 경우에는 좌측에 위치한 계측점에서만 다소 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으나 구강보호장치를 장착한 모델과 비교하여 그 차이가 크지 않았다.

하악골에 45° 경사충격을 가했을 때, 구강보호장치를 장착한 모델과 장착하지 않은 모델의 상악 좌우측 제1대구치에 분포되는 응력은 최소 7.6배, 최대 56배의 차이가 있어 45° 경사충격에 대한 구강보호장치의 충격 흡수효과와 분산 효과가 높다고 생각된다. 또한 구강보호장치를 장착한 모델에서는 전 계측점에서의 응력이 상당히 낮았고, 각 계측점간의 응력의 차이가 크지 않아 구강보호장치가 가해진 충격을 넓은 부위에 약하게 전달한 것으로 생각된다. 하악 하연의 중앙과 gonial angle에 충격을 가한 경우에는 구강보호장치의 장착여부와 관계없이 충격점에 가까운 상악 좌측의 infrazygomatic process에서 계측된 응력보다 상대적으로 멀리 있는 orbital rim에서 계측된 응력이 더 컸으며, 이는 안면골과 두개골의 연결부위가 구조적으로 적어서 응력이 집중된 것이라 추정된다.

하악골에 수평충격을 가했을 때, 전체적으로 45° 경사충격을 가한 경우와 비슷하였으나, 구강보호장치를 장착하지 않은 모델에서는 수직충격과 45° 경사충격을 가했을 때보다 상악 제1대구치에 더 높은 응력의 집중이 관찰되었고, 이는 충격방향이 다르므로 인해 가해진 충격력이 치조골과 악골로 분산되지 못해 발생되었다고 생각되며, 이로 인해 다른 충격 방향보다 치아 파절의 위험성이 높을 것으로 예상되었다. 또한 45° 경사충격 시의 양상과 비슷하게 infrazygomatic process에서 계측된 응력보다 충격점에서 상대적으로 멀리 있는 orbital rim에서 계측된 응력이 더 컸다.

모든 실험에서 하악 과두돌기 경부에 구강보호장치를 장착하지 않은 경우보다 구강보호장치를 장착한 경우에 더 큰 응력이 나타나는 것으로 보이는데, 이는 구강보호장치를 장착하지 않은 경우 치아에 응력이 집중되어 상대적으로 악골에 응력분포가 이루어지지 않은 반면, 구강보호장치를 장착한 경우 응력이 하악골 전반에 분산되었고, 하악골 하방의 충격으로 인하여 과두돌기 경부에 곁힘 응력이 작용한 것으로 생각할 수 있다. 또한 구강보호장치를 장착하지 않은 모델과 비교하여 구강보호장치를 장착한 모델에서 하악에 넓게 응력이 분포되었는데, 이는 가해진 전체 충격에너지 중 구강보호장치가

흡수하는 충격에너지와 상악으로 전달된 충격에너지를 제외한 나머지 에너지가 하악에 넓게 분산되어 표현된 것이라 생각된다.

생체에 충격을 가하고 응력을 분석하는 여러 방법 중 유한요소법은 반복 재현성이 높고 변위와 응력의 삼차원적 측정이 가능하지만 생체의 연조직, 즉 근육, 인대 등을 완벽하게 재현하지 못하는 한계로 인하여, 실체를 대상으로 한 실험과는 다른 결과가 나올 수도 있다. 그러므로 향후 생체 조직의 물리적 성질에 대한 연구가 수반되고 인체 구조의 표준화가 이루어진다면 좀더 사실적이고 정밀한 실험이 가능하리라 생각된다.

결론

구강보호장치는 외부충격시에 하악에 수직으로 가해지는 충격에는 완충효과가 적었고, 45° 경사충격과 수평충격에는 발생하는 응력을 안면골과 두개골의 넓은 범위로 분산시키고 응력을 감소시켜 응력의 완충효과가 있었다.

참고문헌

1. Chapman PJ. Mouthguards and the role of sporting team dentists. Aust Dent J 1989;34:36-43.
2. Ranalli DN. Prevention of craniofacial injuries in football. Dent Clin North Am 1991;35:627-45.
3. Barth JT, Freeman JR, Winters JE. Management of sports-related concussions. Dent Clin North Am 2000;44:67-83.
4. Ferrari CH, Ferreria de Medeiros JM. Dental trauma and level of information: mouthguard use in different contact sports. Dent Traumatol 2002;18:144-7.
5. Sane J, Ylipaavalniemi P. Dental trauma in contact team sports. Endod Dent Traumatol 1988;4:164-9.
6. Clegg JH. Mouth protection for the rugby football player. Br Dent J 1969;127:341-3.
7. Heintz WD. Mouth protectors: a progress report. Bureau of Dental Health Education. J Am Dent Assoc 1968;77:632-6.
8. Keçeci AD, Eroglu E, Baydar ML. Dental trauma incidence and mouthguard use in elite athletes in Turkey. Dent Traumatol 2005;21:76-9.
9. Lee DK, Yim CJ. The clinical study of mandibular fracture. J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 1989;11:69-78.
10. Jang HS, Jang MJ. A Clinical study on the facial bone fracture. J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 1996;18:454-6.
11. Sohn MB, Park IH, Park BY. Fractures of the Mandible: A Review of 250 cases. J Korean Soc Trauma 1994;7:51-3.
12. Jang HS, You JY, Kim YK, Yang BE. A clinical study on mandibular fracture. J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 1997;19:181-2.
13. Jang KY, Shin MJ, Kim DG. A clinical study on facial bone fracture. J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 1995;17:379-88.
14. Sane J. Comparison of maxillofacial and dental injuries in four contact team sports: American football, bandy, basketball, and

- handball. *Am J Sports Med* 1988;16:647-51.
15. McCarthy MF. Sports and mouth protection. *Gen Dent* 1990; 38:343-6.
 16. Godwin WC. The role of the sports team dentist. *Dent Clin North Am* 1991;35:701-5.
 17. Jang JM, Lee SB. A qualitative and quantitative study on occlusal conditions in health volunteers and athletes with normal occlusion. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:302-22.
 18. Levin L, Friedlander LD, Geiger SB. Dental and oral trauma and mouthguard use during sport activities in Israel. *Dent Traumatol* 2003;19:237-42.
 19. Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech* 2004;37:27-35.
 20. 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.
 21. 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.
 22. 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.
 23. Miyazaki M, Inage H, Onose H. Use of an ultrasonic device for the determination of elastic modulus of dentin. *J Oral Sci* 2002; 44:19-26.
 24. 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.
 25. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Forces transmitted through EVA mouthguard materials of different types and thickness. *Aust Dent J* 1995;40:389-91.
 26. Flanders RA, Bhat M. The incidence of orofacial injuries in sports: a pilot study in Illinois. *J Am Dent Assoc* 1995;126:491-6.
 27. Newsome PR, Tran DC, Cooke MS. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. *Int J Paediatr Dent* 2001;11:396-404.
 28. Stenger JM, Lawson EA, Wright JM, Ricketts J. Mouthguards: protection against shock to head, neck and teeth. *J Am Dent Assoc* 1964;69:273-81.
 29. 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. *Dent Traumatol* 2004;20:12-20.

Finite element analysis of the effects of a mouthguard on stress distribution of facial bone and skull under mandibular impacts

Kwan-Tae Noh, DMD, MSD, PhD, Il-Han Kim, DMD, MSD, PhD, Hyun-Sik Roh, DMD, Ji-Yeon Kim, DMD, Yi-Hyung Woo, DMD, MSD, PhD, Kung-Rock Kwon, DMD, MSD, PhD, Dae-Gyun Choi*, DMD, PhD

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea

Purpose: The purpose of this study was to investigate the effects of a mouthguard on stress distribution under mandibular impact. **Materials and methods:** The FEM model of head consisted of skull, maxilla, mandible, articular disc, teeth, and mouthguard. The impact locations on mandible were gnathion, the center of inferior border, and the anterior edge of gonial angle. And the impact directions were vertical, oblique (45°), and horizontal. The impact load was 800 N for 0.1 sec. **Results:** When vertical impact was applied, the similar stress and the distribution pattern was occurred without the relation of the mouthguard use ($P>.05$). The model with mouthguard was dispersed the stress to the teeth, the facial bone and the skull when the oblique (45°) impacts were happened. However, the stress was centralized on the teeth in the model without mouthguard ($P<.05$). The model with mouthguard was dispersed the stress to the teeth, the facial bone and the skull when the horizontal impacts was occurred. However, the stress was centralized on the teeth without mouthguard ($P<.05$). For all impact loads, stress concentrated on maxillary anterior teeth in model without mouthguard, on the contrary, the stress was low in the model with mouthguard and distributed broadly on maxillary anterior teeth, facial bone, and skull. **Conclusion:** The mouthguard was less effective at shock absorbing when vertical impact was added. However, it was approved that mouthguard absorbed the shock regarded to the oblique (45°) and horizontal impact by dispersing the shock to the broader areas and decreasing the stress. (*J Korean Acad Prosthodont 2012;50:1-9*)

Key words: Mouthguard; Finite element analysis; Impact; Stress distribution; Facial bone; Mandible

*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

Article history

Received October 12, 2011 / Last Revision January 11, 2012 / Accepted January 15, 2012