

하악각 골절의 치료 방법에 따른 하악골의 응력 분포 및 변위에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

구제훈 · 김일규 · 장재원 · 양정은 · 사시카라 바라라만 · 왕붕
인하대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과

Abstract

THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AND DISPLACEMENT IN MANDIBLE ACCORDING TO TREATMENT MODALITIES OF MANDIBULAR ANGLE FRACTURES

Je-Hoon Ku, Il-Kyu Kim, Jae-Won Chang, Jung-Eun Yang, Balaraman Sasikala, Boon Wang

Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Dentistry, College of Medicine, In-Ha University, Incheon, Korea

The purpose of this study was to evaluate the effects of the stress distribution and displacement in mandible according to treatment modalities of mandibular angle fractures, using a three dimensional finite element analysis. A mechanical model of an edentulous mandible was generated from 3D scan. A 100-N axial load and four masticatory muscular supporting system were applied to this model. According to the number, location and materials of titanium and biodegradable polymer plates, the experimental groups were divided into five types. Type I had a single titanium plate in the superior border of mandibular angle, type II had two titanium plates in the superior tension border and in the inferior compression border of mandibular angle, type III had a single titanium plate in the ventral area of mandibular angle, type IV had a single biodegradable polymer plate in the superior border of mandibular angle, type V had a single biodegradable polymer plate in the ventral area of mandibular angle.

The results obtained from this study were follows:

1. Stress was concentrated on the condylar neck of the fractured side except Type III.
2. The values of von-Mises stress of the screws were the highest in the just-posterior screw of the fracture line, and in the just-anterior screw of Type III.
3. The displacement of mandible in Type III was 0.04 mm, and in Type I, II, IV, and V were 0.10 mm.
4. The plates were the most stable in the ventral area of mandibular angle (Type III, V).

In conclusion, the ventral area of mandibular angle is the most stable location in the fixation of mandibular angle fractures, and the just-posterior and/or the just-anterior screws of the fracture line must be longer than the other, and surgeons have to fix accurately these screws, and the biodegradable polymer plate also was suitable for the treatment of mandible angle fracture.

Key words: Mandible angle fracture, Plate, Biodegradable polymer, Three dimensional finite element analysis

I. 서론

하악골 중 하악각 부위는 골 절단면이 얇고 제3대구치가 있어 안면골 골절 중에서 하악각 골절의 빈도가 높으며, 다른 부위의 하악골 골절에 비해 0-32%의 높은 합병증을 나타내어,¹⁾ 적절한 치료 방법에 논쟁의 소지가 있어 왔다.

하악각 골절의 치료에 대해 1960년대까지는 외고정 기술이 주로 쓰였으나, Schenk²⁾가 압축을 통해 골 치유가 증가된다는 정형외과 생체역학적 연구를 발표한 후에, Luhr,³⁾ Spiessl,⁴⁾ Schmoker 등⁵⁾이 비탈리움, 티타늄과 같이 부식에 강한 생물학적 적합성이 있는 재료를 이용한 내 고정술을 시작하였다.

1970년대 초에 Schmoker와 Spiessl⁵⁾은 측방에서 고정나사를 조여 압축을 만들어내는 동적 압축성 고정판(DCP: dynamic compression plate)을 개발하였고, Michelet 등⁶⁾은 편측피질골 비압축성 미니고정판을 사용하였으며, Champy 등^{7,8)}은 인장지역과 압축지역이 만나는 “line of zero force”의 생체역학적 발견을 기초로 해서 하악각 골절의 상연에 한 개의 비압축 미니고정판을 제한하였으며, 또한 1970년대 중반에는 Niederdellmann 등⁹⁾이 고정판없이 관통형 고정나사(lag screw)를 사용하였으나 대중화되지는 못했다. 2001년 AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation)의 논의에 의거하여, 하악각 골절 치료 시 상하연 부위에 두 개의 압축성 고정판으로 고정하였으나, 후에 상연에는 비압축성 인장띠 고정판으로 변형되는 등, 금속판의 종류와 개수 및 금속판의 부착 위치에 대해 일관성이 결여되어 왔다.

한편, 최근에는 성공적인 결과에도 불구하고 금속 고정 장치에 의한 감염, 열 민감성 및 정신적인 문제 등 금속판이 장기적으로 몸에 남아 있을 때의 문제점 때문에 제거되어 왔으며,¹⁰⁾ 이러한 결점을 감소시킬 수 있는 생체 흡수성 재료에 대한 많은 연구들이 진행되고 있다.

Bos 등¹¹⁾과 Rozema 등¹²⁾에 의해 동물실험이 이루어진 이후, Yerit¹³⁾은 인간의 하악골 골절의 골내 고정에 생체 흡수성 고정판의 사용이 신뢰할 만하며 전통적인 티타늄 금속판을 대체하기에 충분하다고 보고한 바 있다. 생체 흡수성 고정판의 재료로 가장 널리 이용되는 것은 polyglycolic acid (PGA), polylactic acid (PLA), polydioxanone-sulphate (PDS)와 이들의 중합체(polymer)이며, 다양한 종류의 생체 흡수성 고정판과 고정나사가 현재 사용되고 있으나, 생체 흡수성 재료는 이차적인 고정판 제거수술이 필요없는 등 여러 장점에도 불구하고, 이들의 사용 시 골유합의 방해나 재료의 이물 반응없이 흡수되는지가 관건이다.

이에, 본 연구의 목적은 하악각 골절 시 티타늄과 생체 흡수성 중합체의 고정판을 사용하여, 고정판의 위치와 재료에 따른 하악골의 응력분포와 하악골의 변위를 삼차원 유한요소법을 이용 분석하여, 하악각 골절 시 최선의 치료 방법을 찾는 데 있다.

II. 재료 및 방법

1. 유한요소 모델 형성

본 연구의 모델은 무치악 상태의 하악골을 3D 스캔(Rexan 400)을 이용하여 image를 얻었고, 3D 스캐닝을 통한 3차원 형상 구현은 표면에 대한 데이터(점과 선, 면)만을 가지고 있으므로 이를 바탕으로 절점과 요소를 생성하

여 Ansys회사의 Ansys program (Ver.10)을 이용하여 3D 유한요소 모델을 생성하였다(Fig. 1).

이렇게 해서 만들어진 모델은 총 요소수가 45,075개이고, 절점은 14,297이며, 완성된 모형은 형상이나 물성에 따라 각각의 요소별로 분할하였으며 각각의 요소와 절점의 수는 Table 1에 나타내었다.

2. 재료의 물성

본 모델링의 골 구조 중 외부는 2 mm의 두께를 갖는 피질골로 처리하였고,¹⁴⁾ 그 내부는 해면골로 처리하여 하악 모형을 완성하였다.

치조골과 각 재질별 탄성계수(Young's Modulus)와 포아송비(Poisson's ratio)는 문헌을 참고하였다(Table 2).¹⁵⁾ 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.

실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이며, 골은 다공성의 비균질체이고, 무게비 2-30% 내외의 유기질과 체액 성분을 포함하고 있으므로 점탄성, 비선형적인 물성을 가진다.¹⁶⁾ 특히 응력 분포가 악골 본체와는 판이하게 다른 재료 계면의 골조직은 골개형으로 인해 비균질, 이방성을 가질 것으로 보이며, 따라서 선형, 등방균질성을 가정하여 얻은 응력 해석 결과는 실제 여건과 차이가 있을 수 있다. 그러므로 골의 비등방, 비균질 특성이 유한요소 모델링에 적용되어야 할 것이지만 골의 포괄적인 물성에 대한 실험적 측정이 사실상 불가능하고, 정량적인 물성치 데이터는 아직 문헌에 보고되지 않고 있어 현재로는 골물성치는 불가피하게 가정치를 사용할 수 밖에 없다는 한계가 있다. 따라서 대부분 수치 해석 연구에서는 골물성을 등방성, 선형탄성적인 것으로 가정하고 있다.

Table 1. The number of nodes and elements used in this FEM

Anatomy	Node	Element
Cortical	10378	31820
Cancellous	3919	13255

FEM: Finite element method

Table 2. Material properties of finite analysis model

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3
Titanium	110,000	0.33
Polymer	3,150	0.46

Lavernia 등¹⁷⁾은 골을 균질체로 가정하여도 응력 분포 특성 결과에 별다른 영향이 없음을 보고한 바 있고, Borchers 등¹⁶⁾은 등방균질을 가정하여 해석한 응력 분포가 실험적으로 측정된 Rieger¹⁸⁾의 결과와 유사함을 보고한 바 있다.

이에 본 연구에서도 유한 요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 하중이 작용하는 방향과 무관하게 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

3. 경계 조건 및 하악골에 대한 근육지지체제

재료에 대한 하중은 저작근의 등장 수축에 의한 하중이며,

저작근에 의한 저작력의 작용방향(Fig. 2, 3) 역시 수직력과 측방하중 등이 중첩되어 작용함으로 구강조건과 연구자의 관점에 따라 하중조건이 다양해질 수 있다. 따라서 본 연구에 적용된 하중의 종류는 총 5가지로 이중 4가지는 4대 저작근에 의한 하중이다. 그 종류는 측두근(T), 교근(M), 내측익돌근(PM), 외측익돌근(PL)이다.

이 각각의 근육에 의한 하중은 각 하중이 작용하는 지점에서 xyz 방향으로 나누어 적용하였다(Fig. 2). 실험 모델은 저작근과 측두 하악 관절에 의해 지지되었다.¹⁹⁾ Inou 등²⁰⁾에 따르면 저작근에 의해 발생하는 힘을 횡단면을 기초로 하여 수치화하였으며(Table 3), 근육 작용들 사이의 관계성은 아래와 같다.

$$M = 1.72 PL \quad (\text{등식 1})$$

$$T = 0.99 PL \quad (\text{등식 2})$$

$$PM = 1.15 PL \quad (\text{등식 3})$$

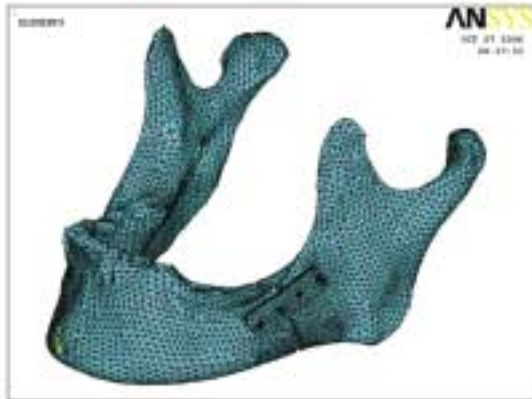


Fig. 1. Three-dimensional finite model of edentulous cadaver mandible.

Table 3. Directional cosines of the resultant muscular force

	Cos (alpha)	Cos (beta)	Cos (gamma)
Masseter	-0.043	-0.011	0.999
Medial pterygoid	0.587	-0.165	0.792
Lateral pterygoid	0.714	-0.692	0.106
Temporalis	-0.325	0.219	0.920

Cos: Cosine

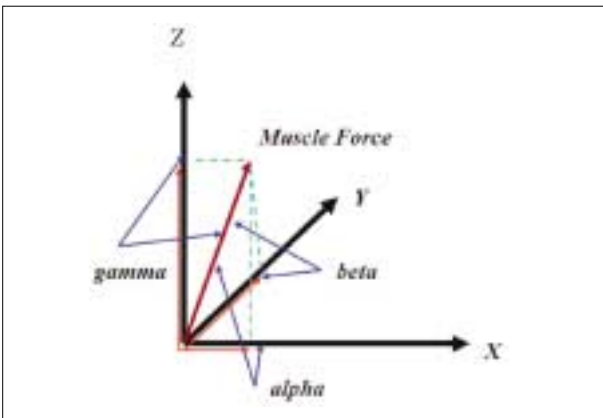


Fig. 2. An axis of coordinate system.

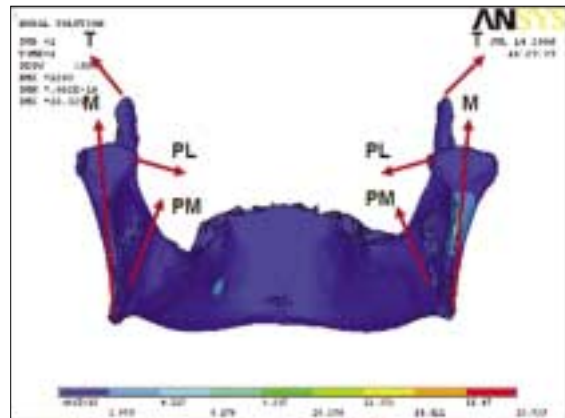


Fig. 3. Direction of the applied muscular forces.

모델은 Fig. 4에서 보이는 것과 같이 구속하였고, 수직 하중은 100 N (axial load $P_0 = 100$ N)으로 장축을 따라서 적용하였으며, 모델의 균형을 유지하기위한 근육 힘의 값은 다음 방정식으로부터 얻었다.

$$2M \times rM + 2PM \times rPM + 2PL \times rPL + 2T \times rT + 100u \times rP = 0 \quad (\text{등식 4})$$

rM, rPM, rPL, rT, rP 는 M, PM, PL, T, P_0 (하중위치)에서 X (1-2)축까지의 거리이며, X축은 양쪽 과두돌기의 중심을 지나는 축을 말한다. 이 방정식에서 u는 힘 장축 방향의 벡터를 의미한다. 등식 4와 앞에서 언급한 근육들 간의 관계는 다음과 같은 결과 값을 유도하였다(Table 4). Fig. 4에서 1번 지점은 xyz방향으로 움직임을 구속하였고, x, y, z축을 기준으로 한 회전은 가능하도록 허용하였다. 2번 지점은 1번 지점과 달리 턱뼈의 수평 방향의 변위를 확인하기 위하여 y, z방향의 움직임을 구속하였고, x방향은 구속되지 않았다. 또한 1번 지점과 마찬가지로 회전에 대한 구속은 하나도 이루어지지 않아 자유롭게 회전이 가능하다. Fig. 5는 하중에 따른 각 저작근의 변위량을 나타내고 있다.

4. 연구방법

본 연구에서는 하악각 골절 시에 티타늄과 생체 흡수성 중합체로 만든 고정판을 각각 부위별로 고정나사로 고정시키

고, 전치부에 100 N의 수직 하중과 4대 저작근의 근력을 가한 상태에서 하악골 전체에 발생하는 응력의 분포와 변위에 관한 삼차원적 비교 연구를 하였다.

1) 고정판의 크기

티타늄 고정판의 크기는 가로 20 mm, 세로 4 mm, 두께 1 mm로 정하고, 고정나사가 들어갈 원은 지름이 2 mm인 4개로 각 중심간 거리는 6 mm이다.

생체 흡수성 중합체 고정판의 크기는 가로 24 mm, 세로 7 mm, 두께 2 mm로 정하고, 고정나사가 들어갈 원은 지름이 2 mm인 4개로 중심간 거리는 7 mm로 한다.

2) 고정나사의 크기

고정나사는 직경 2 mm, 길이 6 mm로 한다.

3) 고정판의 종류와 위치

고정판의 종류와 위치에 따라 5가지 형태로 연구모델을 설계하였다.

- Type I: 티타늄 고정판을 상연부위에 고정(Fig. 6). 좌측 하악각 부위를 골절시켜 2 mm 간격을 유지하였으며, 하악각 외측면 상연에서 1 mm 떨어진 부위에 고정판을 위치시키고 고정나사로 고정시킨다.
- Type II: 티타늄 고정판을 상연 부위와 하연부위에 각각

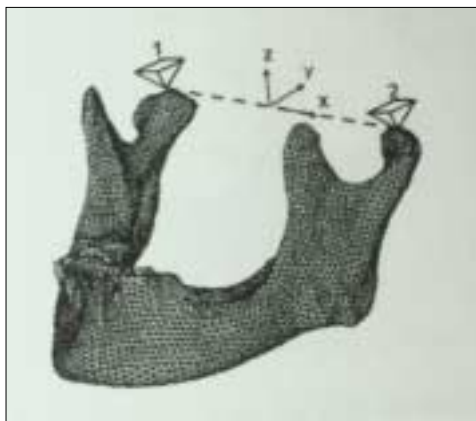


Fig. 4. Model with restraining adopted.
point 1. = Translation restrained in directions x, y, z.
point 2. = Translation restrained in directions y, z.

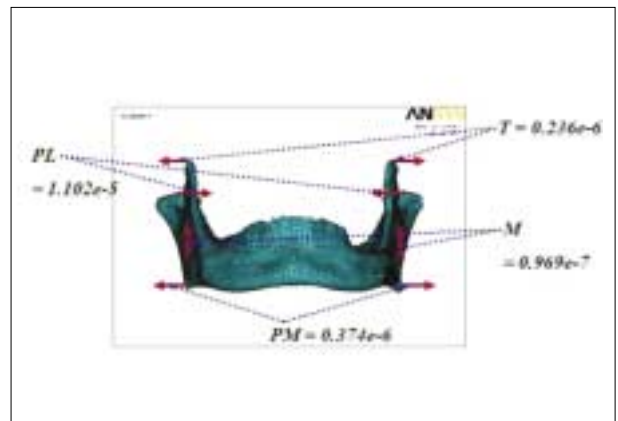


Fig. 5. Displacement according to the applied forces.

Table 4. Directional force applied this FEM

	Load (N)	Direction X (N)	Direction Y (N)	Direction Z (N)
Masseter	59.23	- 2.54689	- 0.65153	59.17077
Medial pterygoid	39.60	23.245	- 6.534	31.3632
Lateral pterygoid	34.44	24.59016	- 23.83248	3.65064
Temporalis	34.09	- 11.07925	7.46571	31.3628

고정(Fig. 7).

좌측 하악각 부위를 골절시켜 2 mm 간격을 유지하였으며, 하악각 외측면 상연과 하연에서 각각 1 mm 떨어진 부위에 두 개의 고정판을 각각 위치시키고 고정나사로 고정시킨다.

· Type III: 티타늄 고정판을 하악골 배면에 고정(Fig. 8). 좌측 하악각 부위를 골절시켜 2 mm 간격을 유지하였으며, 하악각 배면에 고정판을 위치시키고 고정나사로 고정시킨다.

· Type IV: 생체 흡수성 중합체 고정판을 상연부위에 고정(Fig. 9).

좌측 하악각 부위를 골절시켜 2 mm 간격을 유지하였으며, 하악각 외측면 상연에서 1 mm 떨어진 부위에 생체 흡수성 고정판을 위치시키고 고정나사로 고정시킨다.

· Type V: 생체 흡수성 중합체 고정판을 하악골 배면에 고정(Fig. 10).

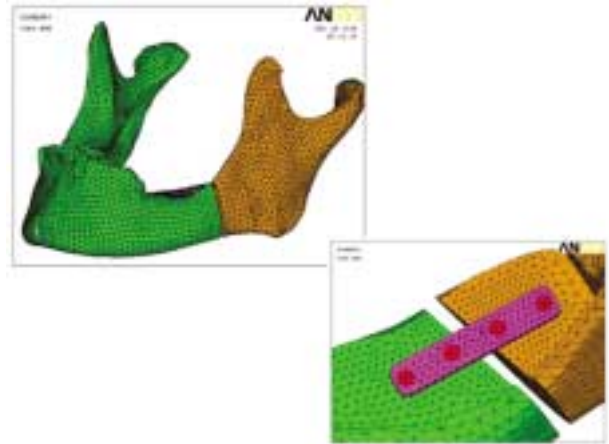


Fig. 8. Diagram of Type III model. Titanium plate is fixed to ventral surface of the mandible.



Fig. 6. Diagram of Type I model. Titanium plate is fixed to superior border of the mandible.

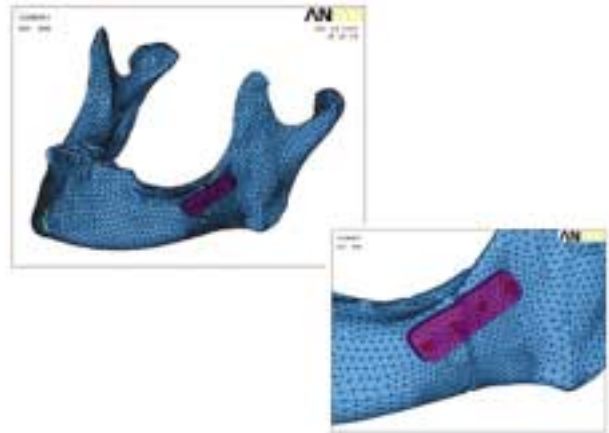


Fig. 9. Diagram of Type IV model. Biodegradable polymer plate is fixed to superior border of the mandible.

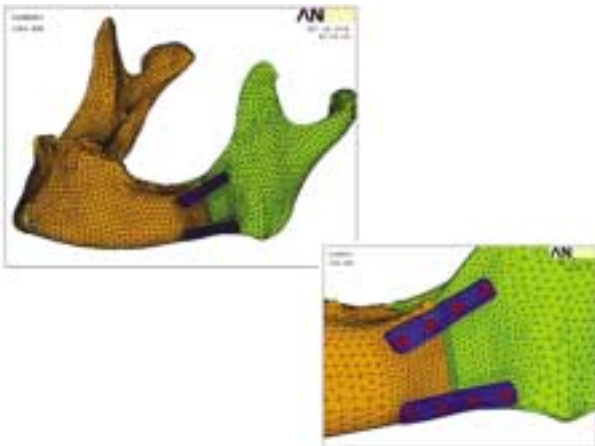


Fig. 7. Diagram of Type II model. 2-titanium plates are fixed to superior and inferior borders of the mandible.



Fig. 10. Diagram of Type V model. Biodegradable polymer plate is fixed to ventral surface of the mandible.

좌측 하악각 부위를 골절시켜 2 mm 간격을 유지하였으며, 하악각 배면에 생체 흡수성 고정판을 위치시키고 고정나사로 고정시킨다.

각 모델은 응력의 분포를 가시화하기 위해 응력의 크기에 따라 적색에서 청색까지 9단계 색상으로 구분하여 그림으로 표시하였고, 고정나사와 고정판의 응력과 변형 양상은 부분 확대하여 전체적인 응력분포와 비교 관찰할 수 있게 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 각 Type 별 최대 등가 응력값 및 변위값(Table 5)

1) Type I

턱뼈의 응력은 골절 부위 쪽의 과두 경부 외측면에서 최대값을 보였으며, 최대 등가 응력값은 0.082 MPa이었다. 고정나사는 골절선 바로 뒤 후방나사에서 최대 응력을 받았고, 최대 등가 응력값은 2.72 MPa이었으며, 고정판은 중심부위에서 최대 응력을 받았으며 8.46 MPa이었다. 변위값은 턱뼈에서 0.1036 mm, 고정나사에서 0.0287 mm, 고정판에서 0.0294 mm이었다(Fig. 11).

2) Type II

턱뼈의 응력은 골절 부위 쪽의 과두돌기 내측면에 최대값을 보였으며, 최대 등가 응력값은 0.066 MPa이었다. 고정나사는 Type I과 같이 골절선 바로 뒤 후방나사들에 집중되어 있었으며 최대 등가 응력값은 1.04 MPa이었다. 고정판은 최대값이 4.15 MPa으로, 위쪽 고정판의 골절선 후방에서 최대 등가 응력값을 보였다. 변위값은 턱뼈에서 0.1040 mm, 고정나사에서 0.0414 mm, 고정판에서 0.0422 mm이었다(Fig. 12).

3) Type III

턱뼈의 응력은 골절 부위의 반대편의 과두돌기 내측면에 최대값을 보였으나 응력이 전체적으로 분산되어 있었으며, 최대 등가 응력값은 0.023 MPa이었다. 고정나사는 골절선 바로 앞 전방 나사에서 최대값을 보였고, 최대 등가 응력값은 0.948 MPa이었으며, 고정판은 골절 부위 중심에서 최대값을 보였으며 최대 등가 응력값은 1.46 MPa이었다. 변

위값은 턱뼈에서 0.0429 mm, 고정나사에서 0.0241 mm, 고정판에서 0.0228 mm이었다(Fig. 13).

4) Type IV

Type I과 같이 턱뼈의 응력은 골절 부위 쪽의 과두 경부 외측면에서 최대값을 보였으며, 최대 등가 응력값은 0.113 MPa이었다. 고정나사에서 골절선 바로 뒤 후방나사에서 최대값을 보였고, 최대 등가 응력값은 1.46 MPa이었다. 고정판은 중심부위에 최대값을 보였고 0.64 MPa이었다. 변위값은 턱뼈에서 0.1032 mm, 고정나사에서 0.0507 mm, 고정판에서 0.0509 mm이었다(Fig. 14).

5) Type V

Type I, IV와 같이 턱뼈의 응력은 골절 부위 쪽의 과두 경부 외측면에 최대값을 보였으며, 최대 등가 응력값은 0.076 MPa이었으며, 고정나사에서 골절선 바로 뒤 후방나사에서 최대값을 보였고, 최대 등가 응력값은 2.95 MPa이었다. 고정판에서는 중심부위에서 최대값을 보였고 0.712 MPa이었다. 변위값은 턱뼈에서 0.1027 mm, 고정나사에서 0.0385 mm, 고정판에서 0.0341 mm이었다(Fig. 15).

2. 티타늄 고정판간의 비교(Type I, II, III)

최대 등가 응력 값은 턱뼈, 고정나사, 고정판 모두에서 Type I, Type II, Type III 순으로 적게 나왔고, Type I과 Type II는 응력이 골절 부위 쪽의 과두 돌기에 집중됨을 볼 수 있으나, Type III는 응력이 반대쪽 과두돌기에 집중되었으나, 전체적으로 분산되어 가장 안정적인 고정이었다. Type I과 Type II의 비교에서는 Type II가 더 안정적이었다. 턱뼈의 변위값은 Type I과 Type II는 비슷하고 Type III에서 적게 나왔다.

3. 생체 흡수성 중합체 고정판간의 비교(Type IV, V)

턱뼈에서의 최대 등가 응력값과 변위값은 Type V가 Type IV보다 적게 나와 더 안정적이었다. 그러나 고정나사와 고정판에서는 최대 등가 응력값이 Type IV에서 더 적게 나왔고 변위값은 더 크게 나왔는데, 이는 생체 흡수성 중합체가 티

Table 5. The von-Mises and displacement of each type

		Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V
von-Mises (MPa)	Mandible	0.082	0.066	0.023	0.113	0.076
	Screw	2.72	1.04	0.948	1.46	2.95
	Plate	8.46	4.15	1.46	0.64	0.712
Displacement (mm)	Mandible	0.1036	0.1040	0.0429	0.1032	0.1027
	Screw	0.0287	0.0414	0.0241	0.0507	0.0385
	Plate	0.0294	0.0422	0.0228	0.0509	0.0341

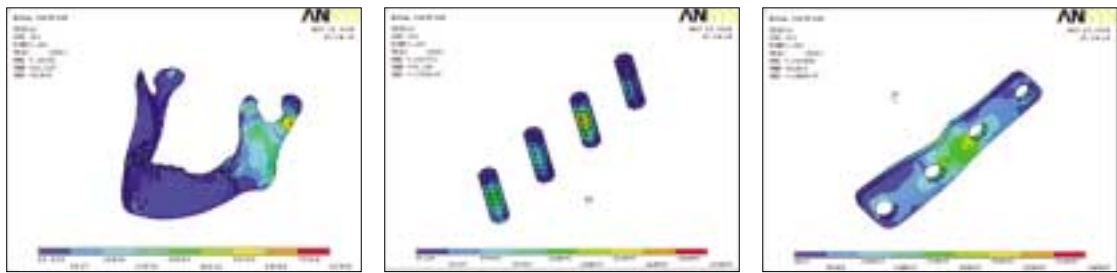


Fig. 11. Stress distribution and displacement of Type I .

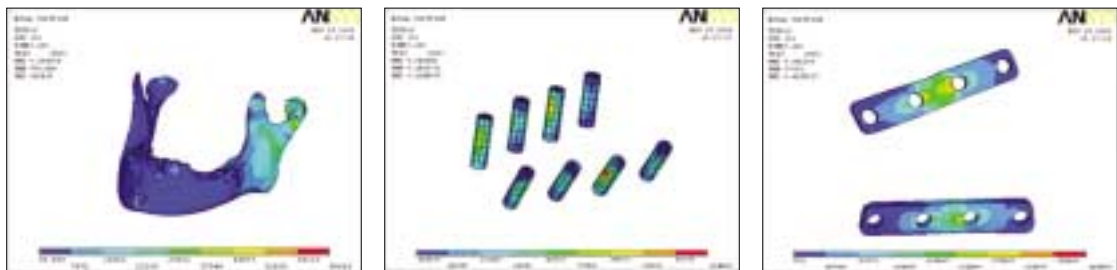


Fig. 12. Stress distribution and displacement of Type II .

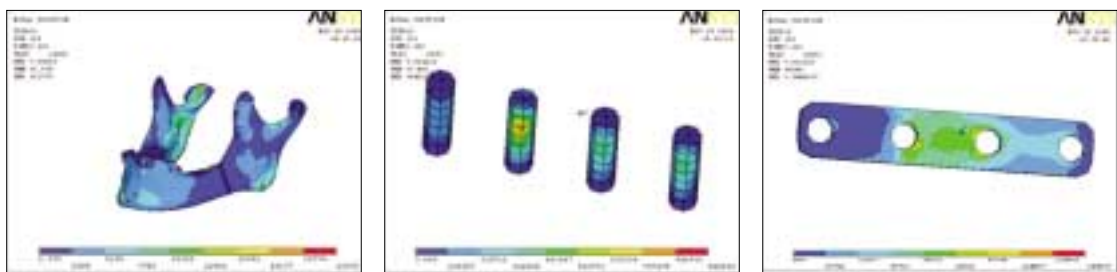


Fig. 13. Stress distribution and displacement of Type III .

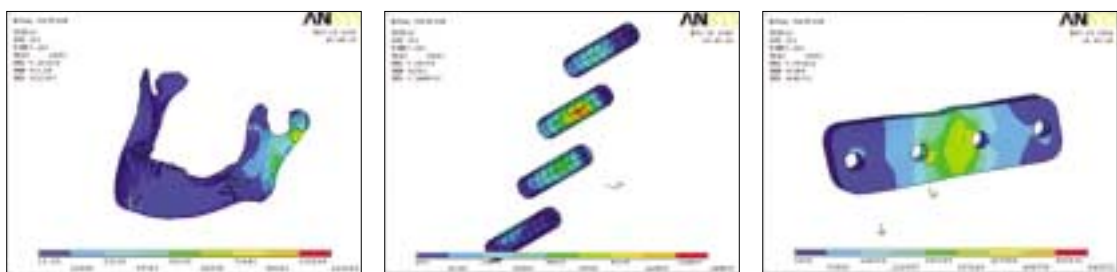


Fig. 14. Stress distribution and displacement of Type IV .

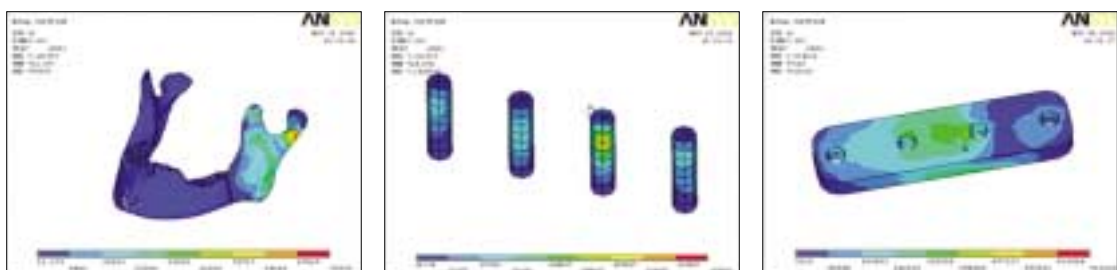


Fig. 15. Stress distribution and displacement of Type V .

타늄에 비해 강도가 낮아 응력을 견디지 못했기 때문이다.

Type IV, Type V 모두 응력을 분산하지 못하고 골절부 위 쪽의 과두 돌기에 집중되었다.

4. 티타늄과 생체 흡수성 중합체 고정판간의 비교

Type I과 Type IV를 비교해보면 Type I이 턱뼈의 최대 등가 응력값이 더 적고, 턱뼈의 변위값은 비슷하나 고정나사와 고정판의 변위값도 더 적게 나와서 Type I (티타늄)이 더 안정적이었다. Type III와 Type V를 비교해보면 Type III에서 턱뼈와 고정나사의 최대 등가 응력값이 적고, 턱뼈와 고정나사, 고정판의 변위값도 모두 적게 나왔으며, 응력을 하악골 전체로 분산하여 Type III (티타늄)이 더 안정적이었다.

IV. 총괄 및 고찰

하악골은 안면 외상 중에서 하악골, 협골, 상악골의 골절이 6:2:1의 비율로 골절이 가장 흔히 일어나는 부위이며,²¹⁾ 하악골에서도 하악각 부위는 절단면이 얇고 제3대구치가 존재하기 때문에 하악골 몸체, 정중앙 결합부위, 부결합부위에 비해 골절이 쉽게 발생한다.^{22,23)}

하악각 골절 치료의 합병증에는 감염, 부정유합, 부정교합, 신경계 손상 등이 있으며, 이와 같은 합병증을 어떻게 규정하느냐에 따라 발생률이 다를 수 있는데, 유럽에서는 고정판을 제거하므로 골절이 치유된 다음에 생긴 만성 부종은 합병증에서 제외되나, 미국에서는 보통 고정판을 제거하지 않기 때문에 합병증률이 증가될 수 있으며, 또한 수술 후 배농 여부와 골절선에 있는 치아의 발거 여부에 따라 합병증률이 달라질 수 있다.²⁴⁾

Passeri 등²⁵⁾은 하악각 골절을 악간고정을 동반한 비강성 방법으로 치료한 결과 99명중 17명에서 합병증(17%)을 보였는데, 골절선에 치아가 없는 경우에는 감염이 없었고, 골절선에 치아가 있는 경우에서만 감염이 발생하였으며, 골절선상의 치아는 50%이상 초기에 발거하였는데, 합병증은 초기 발거여부 보다 골절선에 치아가 존재하느냐에 따라 좌우되었다고 보고하였다.

또 다른 논쟁은 악간고정과 미니고정판을 함께 사용하는 것인데, Valentino와 Marentette²⁶⁾는 499개의 하악골 골절이 있는 287명의 환자 조사에서 악간고정을 함께 시행한 157명 환자와 악간고정을 하지 않고 편측피질골 고정판만으로 치료한 130명의 환자에서 합병증률이 크게 다르지 않았다고 발표하였다.

하악각 골절의 치료는 크게 두 가지의 방법으로 진행되어 왔는데, 하나는 골편의 움직임을 막기 위해 골편을 단단하게 티타늄 고정판과 고정나사로 고정하는 방법으로,

AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/ Association for the Study of Internal Fixation)^{27,28)}에 참여한 Luhr 등²⁹⁾을 비롯한 구강외과의사, 성형외과의사, 이비인후과의사 등이 사용하였으며, 초기에는 하악각 상하연 부위에 두 개의 압축성 고정판을 고정하였으나, 후에 상연에는 비압축성 인장띠 고정판으로 하연에는 압축성 고정판으로 고정하는 것으로 변형되었다. 두 번째는 Michelet 등⁶⁾이 작고 쉽게 구부릴 수 있는 비압축성 미니고정판을 사용한 이후에, Champy^{7,8)}가 하악내에 “ideal line of osteosynthesis”을 만들었고, 이 선에 따라 고정된 고정판은 적절한 고정과 안정성을 제공한다고 주장하였으며, 하악각 골절 시 이 이론에 의한 고정판의 위치는 외사선의 상방 혹은 직 하방이며, 고정판은 편측 피질골 고정나사로 고정하기 때문에 최근에 손상없이 고정이 가능하다고 발표하였다.

Niederhagen 등³⁰⁾은 8년간의 하악각 골절의 치료에 관한 연구에서 구강 외 접근의 AO 치료와 편측 피질골 고정판간의 합병증에서는 8.1% 대 7.3%로 유의할 만한 차이가 없었는데, 이 연구를 통해 AO 방법에서 편측피질골 비압축성 고정판으로 치료가 바뀌게 되었다.

Ellis³¹⁾는 구강 외 접근으로 하악각 하연에 AO 압축성 고정판보다 두께와 견고성이 증가된 AO 재건용 고정판 한 개로 치료 시 7.5%의 비교적 낮은 합병증을 보였으나, 이 방법에는 수술 시간의 증가, 안면 신경의 손상 위험, 비대 반흔 형성 등의 단점이 존재하므로, 하악각의 단술 골절에서는 바람직하지 않다고 보고하였다.

Ellis와 Karas³²⁾는 2.0 mm 두께의 두 개의 동적 압축성 고정판을 이용하여, 30명의 하악각 골절 환자를 관혈적 내 고정으로 치료한 결과, 9명에서 합병증(29%)이 있었으며, 그중 3명은 골편의 절대적 안정을 얻지 못해 골 경계부위에 골연화가 일어나 고정판의 헐거움이 야기되어 초기 감염으로 배농을 실시하였고, 1명은 부정유합이 일어났으며, 5명은 술 후에 농양으로 고정판을 제거하였다. 이후 2.0 mm 두께의 두 개의 고정판으로는 견고성의 결여에 의한 합병증의 증가로 추측하고, Ellis와 Sinn³³⁾은 2.0 mm와 2.4 mm 두께의 두 개의 동적 압축성 고정판으로 65명의 하악각 골절 환자를 치료한 결과 합병증은 32%로 증가하였으며, 또한 Ellis와 Walker³⁴⁾는 2.0 mm 두께의 두 개의 비압축성 고정판을 이용한 67명의 하악각 골절 치료에서도 19명 수술 후 감염되어 28%의 높은 합병증을 보고하고, 이는 허용될 수 없는 높은 수치라고 주장하였다.

이후 Ellis와 Walker³⁵⁾는 2.0 mm 두께의 한 개의 비압축성 고정판을 이용하여 81명의 하악각 골절 환자를 치료한 결과 두 명의 환자에서만 합병증(2.5%)이 발생하여, 이 방법은 술식이 용이하고, 합병증의 발생률이 낮아, 신뢰성 있는 치료 방법으로 보고하였으며, Potter와 Ellis³⁶⁾는 1.3

mm 두께의 한 개의 쉽게 구부릴 수 있는 비압축성 고정판을 사용하여, 46명의 하악각 골절 환자에서 큰 합병증이 없이 치료가 되었다고 보고하였다.

Schierle 등³⁷⁾은 두 개의 고정판을 사용하는 것이 임상적으로 좋지 못한 결과를 나타내는 이유는, 첫째, 하악골 하방에 고정판을 고정 시 골막의 거상으로 하악골 측면에 혈액 공급이 차단되고, 둘째, 두 개의 고정판 시술은 수술 시간이 길어지고 골이 노출되는 시간이 많아져 균에 감염의 기회가 증가하며, 셋째, 두 번째 고정판의 시술시 피부에 과도한 기구 사용으로 혈종과 부종을 야기함으로써 수술 후 감염이 증가하기 때문으로, 따라서 성공적인 골 유합을 위해서는 단단한 내고정 뿐 아니라 연조직의 보전이 중요하다고 주장하였다.

위와 같은 임상 결과들의 합병증에 대한 보고와 더불어, 생체 역학적 이론을 근거로 많은 생체의(*in vitro*) 연구들이 진행되어왔다. Tam 등³⁸⁾은 레진으로 만든 하악골을 이용하여 하악각 부위, 몸체, 중앙부의 골절 시 각각에 13개의 교합점에 하중을 주는 실험에서, 하악각 부위에서는 높은 휨 모멘트(bending moment, 하악각의 하연은 압축성 힘, 상연에서는 인장성 힘 작용), 작은 비틀림 모멘트(torsion moment), 높은 전단력(shear force)을 보였고, 몸체에서는 가장 높은 비틀림 모멘트를 보였으며, 하악골 이부에서는 휨 모멘트는 크지 않았으나 중등도의 비틀림 모멘트를 보였다고 보고하였다. 이 실험은 각 부위 별로 특징적인 변위 형태를 보이고 있어, 고정판의 개수나 위치를 결정하는데 중요한 단서가 될 수 있다. Karaz³⁹⁾는 simple beam mechanics를 이용하여 실험한 결과 하나의 미니고정판이 수직 휨력(vertical bending force)에 더 저항력이 있다고 보고하였으며, 이는 Champy의 이론에 부합한 결과이었지만 수직 하중만 주는 한계가 있었다. Kroon 등⁴⁰⁾은 polyurethane vitro model 실험에서 하나의 고정판은 휨력과 비틀림힘에 충분한 조절이 안 되고, 두 개의 고정판의 고정이 골절선의 분리를 감소시키고 하악골편의 측면 이동을 줄여 준다고 보고하였으며, Choi 등⁴¹⁾도 사체 하악골 실험에서 두개의 미니고정판이 하악골 아래쪽 부위의 변위를 예방한다고 보고하였고, Shetty 등⁴²⁾도 하악 측면 하방에 두 번째 미니고정판을 사용하여야 한다고 강조하였다.

본 실험 결과에서도 다른 생체 외 실험에서와 마찬가지로 Type II가 하악골, 고정나사, 고정판에서 최대 등가 응력값이 Type I의 최대 등가 응력값 보다 낮아 Type II가 더 안정적이었으나, Type III의 하악각 배면 고정이 가장 안정적이었으며, 또한 골절부위 쪽의 과두돌기에 응력이 집중되지 않고, 하악골 전체로 응력이 분산되었으며, 하악골, 고정나사, 고정판의 최대 등가 응력값과 하악골의 변위값이 현저히 적게 나왔다. 고정나사의 응력값은 모든 형태에서 골절선 직 후방나사에서 높게 나왔으나 Type III에서는 골절선

직 전방나사에서 가장 높게 나왔다.

한편 티타늄을 이용한 금속 고정판의 시술은 견고한 고정과 편리성의 많은 장점에도 불구하고, 일부학자들은 성장기 환자에 있어 두 개 안면골의 성장 방해, 지나친 견고성에 의한 골의 휘어짐과 나사풀림, 티타늄의 생체내로의 유리, 알러지 반응, 컴퓨터 단층 촬영과 자기공명영상장치 촬영 시상의 왜곡 및 불명확성을 초래, 술 후 만져짐과 금속판의 열전도율에 의한 민감성, 감염의 증가, 드물게는 발암 가능성 때문에 골 유합 완료 후 티타늄 금속판의 제거를 주장한다. 이러한 단점을 극복하기 위해 생체 흡수성 재료에 대한 많은 연구가 진행되고 있으며, 생체 흡수성 물질의 이상적인 조건은 적절한 강도와 안정성 및 예측 가능하고 흡수과정을 통한 완벽한 분해이다.

흡수성 고정 장치의 사용에 관한 최초의 임상연구로 Roed-Peterson⁴³⁾이 두 명의 어린 환자의 하악각 골절 환자에 PGA 봉합사를 사용하여 약 6주간 고정 후 양호한 결과를 얻었음을 보고하였으며, 빠르게 흡수가 일어나는 친수성인 PGA에 반해, PLA는 천천히 흡수되며, L-lactic acid (PLLA)와 D-lactic acid (PDLA) 두 가지로 분류된다. 순수 PLLA는 우수한 강도를 보이지만 완전히 흡수되는데 5년 혹은 그 이상의 긴 흡수기간으로 인해 인접 조직의 국소적인 염증 반응들이 보고되었다. 따라서 PLLA와 PGA의 중합체인 Lactosorb (Lorenz, USA)는 82%의 PLLA와 18%의 PGA를 함유한 중합체로 6-8주 동안 70%의 초기 강도를 유지하며, 대부분 1년 이내에 흡수되는 장점을 가진다.

최근 많이 사용하고 있는 PLA의 L-lactic acid와 D-lactic acid의 copolymer (70L:30D polymer)인 P (L-DL)LA는 골편이 초기에 저작력 등에 의한 변위에 저항할 정도로 충분하며, 흡수가 두 단계를 거치므로 흡수 동안 조직이 충분한 적응기간을 가져, 술 후 흡수성 재료에 대한 감염의 위험성이 적은 장점을 가진다. Jeoug 등⁴⁴⁾은 주성분이 P (L-DL)LA인 Biosorb FX (Bionix Inc, Finland)를 사용한 하악골 골절 환자 중 12개월 이상 장기간 관찰이 가능한 80명의 환자 중 감염은 3명(3.75%)이 발생하였고, 항생제 처치, 배농술과 감염부위의 고정판을 제거함으로써 특이한 합병증 없이 치유되었다고 보고하였으며, Choi 등⁴⁵⁾은 43명의 하악골 골절환자에서 티타늄금속 고정판을 사용한 25명의 환자와 생체 흡수성 고정판인 Biosorb FX를 사용한 18명의 환자를 비교한 결과 술 후 감염이 3명의 환자에서 관찰되었는데, 그중 생체 흡수성 고정판을 사용한 경우는 1례였다고 보고하였다.

Laughlin 등⁴⁶⁾은 하악골 골절에 티타늄 고정판을 사용한 6개의 논문과 흡수성 고정판으로 PLA와 PGA에 유연성 증가를 위해 trimethylene carbonate을 첨가한 INION CPS (Inion Ltd, Finland)을 사용한 경우를 비교한 연구

에서, 감염은 티타늄 고정판을 사용한 6개의 논문에서 617명 중 80명(13.0%)에서 발생하였으며, INION CPS를 사용한 경우는 35명 50개의 골절 부위 중 3부위(6%)에서 발생하였다고 보고하였다.

본 실험 결과에서는 생체 흡수성 고정판을 하악각 외측면 상연과 하악각 배면에 고정시켰을 때, 외측면에서는 최대 등가 응력값이 0.113 MPa, 배면에서는 0.076 MPa으로 하악각 배면이 더 안정적인 결과를 보였으며, 티타늄 고정판에 비해 응력을 하악골 전체로 분산하지 못했는데 이는 생체 흡수성 고정판의 강도가 티타늄에 비해 낮기 때문이다. 그러나 하악골의 변위값은 0.10 mm로 골유합의 기준인 0.150 mm 이하이므로⁴⁷⁾ 하악각 골절의 치유에는 문제가 없을 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 연구에서는 하악각 골절 시 고정판의 종류와 개수 및 위치에 따라 골 유합의 임상적 생역학적 특성을 분석하기 위해 사체의 하악골 전체를 삼차원 유한요소 모델로 제작하여, 하악골에 수직 방향으로 100 N의 하중과 4대 주 저작근의 하중을 함께 부과하여, 하악골의 응력 분포와 변위 양상을 삼차원 유한요소법을 이용 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 응력 분포는 Type III을 제외하고 골절 부위 쪽의 과두 돌기 경부에 응력이 집중되었다.
2. 고정나사의 응력은 4개의 나사 중 골절선 직 후방에서, Type III에서는 직 전방에서 응력이 가장 높았다.
3. 하악골의 변위값은 Type III는 0.04 mm이고, Type I, II, IV, V는 0.10 mm이었다.
4. 고정판의 위치는 하악각 배면이 가장 안정적이었다 (Type III, V).

이상을 요약하면, 하악각 골절 시 하악각 배면에 고정판을 위치시키고, 골절선 직전방 나사 혹은 직후방 나사의 길이를 증가시키며, 위치를 정확히 하는 것이 중요하며, 생체 흡수성 고정판도 하악각 골절 치료에 적합할 것으로 판단되었다.

References

1. Ellis E : Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28 : 243, 1999.
2. Schenk R : Biology of fracture repair, in Browner B, Jupiter JB, Levine AM, *et al*(eds): *Skeletal Trauma*. Philadelphia, PA, Saunders 1991, p.31.
3. Luhr HG : Vitallium Luhr systems for reconstructive surgery of the facial skeleton. *Otolaryngol Clin North Am* 20 : 573, 1987.
4. Spiessl B : Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. *Reconstr Surg Traumatol* 13 : 124, 1972.
5. Schmoker R, Spiessl B : Excentric-dynamic compression plate. Experimental study as contribution to a functionally stable osteosynthesis in mandibular fractures. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 83 : 1496, 1973.
6. Michelet FX, Deymes J, Dessus B : Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Maxillofac Surg* 1 : 79, 1973.
7. Champy M, Wilk A, Schnebelen JM : Treatment of mandibular fractures by means of osteosynthesis without intermaxillary immobilization according to F.X. Michelet's technic. *Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl* 63 : 339, 1975.
8. Champy M, Lodde JP, Schmitt R *et al* : Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg* 6 : 14, 1978.
9. Niederdellmann H, Setty V : Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: A retrospective study. *Plast Reconstr Surg* 80 : 68, 1987.
10. Cox T, Kohn MW, Impelluso T : Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 61 : 481, 2003.
11. Bos RBM, Rozema FR, Boering G *et al* : Bioabsorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study in six dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 18 : 365, 1989.
12. Rosema FR, Bos RRM, Pennings AJ *et al* : Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor. An animal study. *J Oral Maxillofac Surg* 48 : 1305, 1990.
13. Yerit KC, Enislidis G, Schopper C *et al* : Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo* 94 : 294, 2002.
14. Morimoto K, Kihara A, Takeshita F *et al* : An experimental study on the tissue compatibility of the titanium blade-vent implant coated with HAP-alumina in the semi-functional state. *J Oral Implantol* 13 : 387, 1987.
15. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P *et al* : Three dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and Yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 15 : 189, 2002.
16. Borchers L, Reichart P : Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 62 : 155, 1983.
17. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM *et al* : An analysis of stress in dental implant system. *J Biomech* 14 : 555, 1981.
18. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO : Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63 : 671, 1990.
19. Vocht JWD, Goel VR, Zeitler DL *et al* : Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint. 1999, p.1.
20. Inou N, Iioka Y, Fujiwara H *et al* : Functional adaptation of mandibular bone. In : Hayashi K, Ishikawa II(eds). *Computational Biomechanics*. Tokyo : Springer-Verlag, 1996, p.23.
21. Haug RH, Prather J, Indresano AT : An epidemiologic survey of facial fracture and concomitant injuries. *J Oral Maxillofac Surg* 48 : 926, 1990.
22. Schubert W, Kobienia BJ, Pollock RA : Cross-sectional area of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 55 : 689, 1997.
23. Ellis E : Outcomes of patients with teeth in the line of mandibular angle fractures treated with stable interal fix-

- tion. J Oral Maxillofac Surg 60 : 863, 2002.
24. Ellis E, Karas N : Treatment of mandibular angle fractures using two mini dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg 50 : 958, 1992.
 25. Passeri LA, Ellis E, Sinn DP : Complications of nonrigid fixation of mandibular angle fractures. J Oral Maxillofac Surg 51 : 382, 1993.
 26. Valentino J, Marentette LJ : Supplemental maxillo-mandibular fixation with miniplate osteosynthesis. Otolaryngol Head Neck Surg 112 : 215, 1995.
 27. Spiessl B : New concepts in Maxillofacial Bone Surgery. Berlin, Germany, Springer-Verlag, 1976.
 28. Spiessl B : Internal Fixation of the Mandible. New York, NY, Springer-Verlag, 1989.
 29. Lühr HG : Compression plate osteosynthesis through the Lühr system, in Kruger E, Shilli W : Oral and Maxillofacial Traumatology, vol. Chicago, IL, Quintessence, 1982.
 30. Niederhagen B, Anke S, Hultenschmidt D *et al* : AO and miniplate osteosynthesis of the mandible in an 8-year comparison. Fortschr Kiefer Gesichtschir 41 : 58, 1996.
 31. Ellis E : Treatment of mandibular angle fractures using the AO reconstruction plate. J Oral Maxillofac Surg 51 : 250, 1993.
 32. Ellis E, Karas N : Treatment of mandibular angle fractures using two mini-dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg 50 : 958, 1992.
 33. Ellis E, Sinn DP : Treatment of mandibular angle fractures using two 2.4mm dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg 51 : 969, 1993.
 34. Ellis E, Walker L : Treatment of mandibular angle fractures using two non-compression miniplates. J Oral Maxillofac Surg 52 : 1032, 1994.
 35. Ellis E, Walker LR : Treatment of mandibular angle fractures using one non-compression miniplate. J Oral Maxillofac Surg 54 : 864, 1996.
 36. Potter J, Ellis E : Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg 57 : 288, 1999.
 37. Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B *et al* : One-or two-plate fixation of mandibular angle fractures? J Cranio-Maxillofac Surg 25 : 162, 1997.
 38. Tam J, Van Loon JP, Otten E *et al* : A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an *in vitro* study. Int. J Oral Maxillofac Surg 26 : 383, 1997.
 39. Karaz I, Korondi L, Szabo G : Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Maxillofac Surg 15 : 259, 1986.
 40. Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR *et al* : The use of miniplates in mandibular fractures. J Cranio-Max-Fac Surg 19 : 199, 1991.
 41. Choi BH, Yoo JH, Kim KN *et al* : Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fracture. An *in vitro* study. J Cranio-Maxillofac Surg 23 : 122, 1995.
 42. Shetty V, McBrearty D, Fournery M *et al* : Fracture line stability as a function of the internal fixation system: An *in vitro* comparison using a mandibular angle fracture model. J Oral Maxillofac Surg 53 : 791, 1995.
 43. Roed-Peterson B : Absorbable synthetic suture material for internal fixation of fracture of the mandible. Int J Oral Maxillofac Surg 3 : 133, 1974.
 44. Jeong JC, Choi SH, Song MS *et al* : Clinical study of resorbable plate and screw for treatment of maxillofacial fractures. J Kor Oral Maxillofac Surg 29 : 438, 2003.
 45. Choi JH, Kim JR, Ha TJ *et al* : The prognosis of fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. J Kor Maxillofac Plast Reconstr Surg 27 : 32, 2005.
 46. Laughlin RM, Block MS, Wilk R *et al* : Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures : A prospective study. J Oral Maxillofac Surg 65 : 89, 2007.
 47. Tams J, Otten B, van Loon JP *et al* : A computer study of fracture mobility and strain on biodegradable plates used for fixation of mandibular fractures. J Oral Maxillofac Surg 57 : 973, 1999.

저자 연락처

우편번호 400-711
 인천광역시 중구 신흥동 3가 7-206
 인하대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과
김 일 규

원고 접수일 2010년 03월 30일
 게재 확정일 2010년 05월 06일

Reprint Requests

Il-Kyu Kim
 Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Dentistry, College of Medicine, In-Ha University
 #7-206, 3rd St. Shinheungdong, Choonggu, Incheon, 400-711, Korea
 Tel: +82-32-890-2470 Fax: +82-32-890-2475
 E-mail: kik@inha.ac.kr

Paper received 30 March 2010

Paper accepted 6 May 2010