

# 하악지시상분할골절단술 시행 후 von-Miese 항복강도에 대한 유한요소법적 연구

윤옥병\* · 김여갑\*\*

포항기독병원 치과 구강악안면외과\*, 경희대학교 치과대학 구강악안면외과학교실\*\*

**Abstract** (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2002;28:196-204)

## A STUDY OF VON-MISES YIELD STRENGTH AFTER MANDIBULAR SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY

Ok-Byung Yoon\*, Yeo-Gab Kim\*\*

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, Pohang Christianity Hospital\**

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Kyung Hee University\*\**

For the study of its stability when the screw has been fixed after sagittal split ramus osteotomy(SSRO) of the mandible, the methods of screw arrangement are classified into two types, triangular and straight. The angles of screws to the bone surface are classified as perpendicular arrangements, the 60° anteroinferior screw, known as triangular, and the most posterior screw, called straight arrangement, thus there are four types. The finite element method model has been made by using a three dimensional calculator and a super-computer. The load directions are to the anterior teeth, premolar region, and molar region, and the bite force is 1 Kgf to each region. The distribution of stress, the von-Mises yield strength, and safety of margin refer to the total sum of transformed energy have been studied by comparison with each other.

The following conclusion has been researched :

1. When shear stress is compared, in the triangular arrangement in the form of “ㄱ”, the anterosuperior screw is seen at contributing to the support of the bone fragment. In the straight arrangement, substantial stress is seen to be concentrated on the most posterior angled screw.
2. When the von-Mises yield strength is compared, it seemed that the stress concentration on the angled anteroinferior screw is higher, it shows a higher possibility of fracture than any other screw. In the straight arrangement, stress appeared to be concentrated on the most posteriorly angled screw.
3. When the safety margins of the transformed energy are compared, the energy conduction is much greater in the case of the angled screw than in the case of the perpendicular screw. The triangular arrangement in the form of “ㄱ” shows a superior clinical sign to that of the straight arrangement.

Judging from the above results, when the screw fixation is made after SSRO in practical clinical cases, two screws should be inserted in the superior border of mandibular ramus and a third screw of mandibular inferior border should be inserted in the form of triangular. All screws on the bony surface should be placed perpendicularly-90° angles apparently best promote bony support and stability.

**Key words** : Sagittal split ramus osteotomy, Screw fixation, Finite element method

## I. 서 론

### 윤 옥 병

790-140, 경북 포항시 남구 대도동 94-5

포항기독병원 치과 · 구강악안면외과

Ok-Byung Yoon

*Dept. of Oral & Maxillofacial Surgery, Pohang Christianity Hospital*

*94-5, Daedo-Dong, Nam-Gu, Pohang, Kyungbuk, 790-140, Korea*

*Tel; 82-54-289-1730 Fax; 82-54-275-2650*

*E-mail; obyoon04@hanmail.net*

악안면 기형의 진단 및 치료에 관한 개념이 시대변천에 따라 변하여 1957년 Trauner와 Obwegeser<sup>1)</sup> 가 악안면 기형에 대한 하악지시상분할골절단술을 처음으로 소개한 후 수술방법의 많은 발전이 이루어졌다<sup>2)</sup>.

골절단술 후 안정성을 높여주기 위하여 고정방법에 대한 많은 연구가 시도되어<sup>3,4)</sup>, stainless steel wire를 이용한 강선고정과 소형

금속판과 나사 또는 나사만을 이용하는 강성고정의 대표적 두 방법이 소개되었다<sup>6,7)</sup>.

나사에 의한 고정방법은 1947년 Spiess<sup>8)</sup>이 구외접근법으로 lag screw를 삽입하는 방법을 처음 보고한 이래 Turvey와 Hall<sup>9)</sup>이 self-tapping screw를, Kempf<sup>10)</sup>는 2.0mm lag screw를, Lindorf<sup>11)</sup>는 positional screw를, 그리고 Niederdellman<sup>12)</sup>은 positional screw와 lag screw를 동시에 사용하는 방법을 보고하였다. 각종 나사가 골절 단편의 고정 후 안정성에 미치는 영향에 관한 보고로는 Foley 등<sup>13)</sup>은 양측 피질골용 나사가 가장 유용한 방법이라고 하였으나, Leonard<sup>14)</sup>은 나사의 형태보다는 외측 직경에 의해 더 많은 영향을 받는다고 하였고, Schwimmer 등<sup>15)</sup>도 각 나사의 형태보다는 골 조직의 상태와 밀접한 관계가 있다고 하였으며 Obeid와 Lindquist<sup>16)</sup>도 해부학적으로 피질골이 가장 두꺼운 부위인 하악골 상행지의 최상연에 삽입시 최대의 안정성을 얻을 수 있다고 하였다. 또한 나사에 의한 강성고정 시 접근방법에 대한 연구도 활발히 진행되어 Shepherd 등<sup>17)</sup>은 구외접근법시 발생될 수 있는 여러 가지 합병증 때문에 구내접근법이 효과적이라고 하였고 Farole<sup>18)</sup>은 contraangle handpiece를 사용한 구내접근법의 장점을 설명하였으며, 한편 Jeter 등<sup>19)</sup>은 나사 삽입구멍에 countersink를 형성하여 안정성을 높일 수 있다고 주장하였다.

Steinhäuser<sup>20)</sup>와 Ardary 등<sup>21)</sup>은 나사가 배열되는 위치와 형태가, Shufford와 Kraut<sup>22)</sup>은 나사간의 간격이, Schlike와 Panjab<sup>23)</sup>은 골면에 대한 나사의 삽입 각도가 안정성에 미치는 영향에 대해 보고하였다.

치의학의 분야에서 다양한 재료를 특징적으로 많이 사용하므로 이들의 물리학적, 수학적 및 공학적 연구의 필요성이 높아졌으며 임상에 응용 하는데에도 큰 도움이 되리라 생각된다. 물체에 하중이 가해지면 내부에서는 응력이 발생되어 형태나 크기가 변한다<sup>24,25)</sup>. 이는 물체가 가지고 있는 탄성한계내에서는 그 물체 고유의 응력-변형도의 관계에 따른 탄성변형을 하지만 한계를 벗어나면 소성거동이 발생되어 항복강도의 상태가 된다<sup>25-27)</sup>.

이러한 구조물에 발생한 응력의 연구에는 다양한 방법이 있지만, 유한요소법은 삼축방향의 힘의 수직적 조합을 이루어 산출하며, 다양한 경계조건과 하중조건에 따른 응력의 변화에 대한 해석이 가능하고 삼차원내에서 응력의 크기 및 방향의 계측이 가능하며 변형 전후의 상태를 비교해 볼 수 있다는 장점이 있어, 현재 공학적으로 가장 널리 인정받고 있는 이론이다<sup>28,30)</sup>.

이에 본 연구에서는 악안면 기형에 대한 치료방법 중의 하나인 하악지시상분할골절단술을 시행한 후 나사에 의한 고정 시 나사의 배열방법 및 배열방향에 따른 응력분포와 나사의 선형탄성에 의한 응력-변형도의 관계가 변화되어 나사의 물성에 대한 변화가 생길 수 있는 von-Mises 항복강도를 비교 연구함으로써 향후 하악지시상분할골절단술 후 골절단편의 고정방법에 따른 안전성에 대한 평가를 임상에 활용함을 목적으로 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

본 연구에 사용된 재료는 정상 성인의 사체 하악골을 사용하였으며, 하악지시상분할골절단술 후 골절단편의 고정을 위해 Leibinger사(독일)에서 제작된 직경 2.7mm, 길이 12mm의 양측 피질골용 나사를 사용하였다.

### 2. 연구방법

하악골에 대한 골절단술은 실제 임상에서 3급 부정교합을 가진 악안면 기형 환자의 외과적 치료 시 많이 사용되고 있는 하악지시상분할골절단술을 실제와 동일한 방법으로 시술하고 원심 골절단편을 후방으로 이동시킨 후 나사로 고정하였다.

본 연구에서는 나사의 배열위치 및 배열방향에 대해 이론적으로 골절단편에 직각으로 나사를 고정시키는 것이 타당하지만 구강 내로 수술시 후방에 위치하는 나사는 나사의 방향을 근심으로 경사시키고, 하방에 위치하는 나사일수록 상방으로 경사시키는 것이 수술시 용이하다는 점을 착안하여 나사의 배열위치와 배열방향을 변화시켜 아래와 같은 4가지로 분류하였다.

**Type I** : 협측 골절단선에서 후방 5mm, 상연에서 하방 5mm에 1개를 삽입하였고 전방나사 보다 12mm 후방, 하악골 상연에서 하방 5mm에 1개의 나사를 삽입하고 골절단선의 후방 5mm, 하악골 하연의 상방 5mm에 1개의 나사를 삽입하여 하악관의 상방에 2개 하방에 1개를 삽입하여 3개의 나사를 “-” 자형으로 배열하고 각 나사는 골면에 대해 직각으로 삽입한 경우

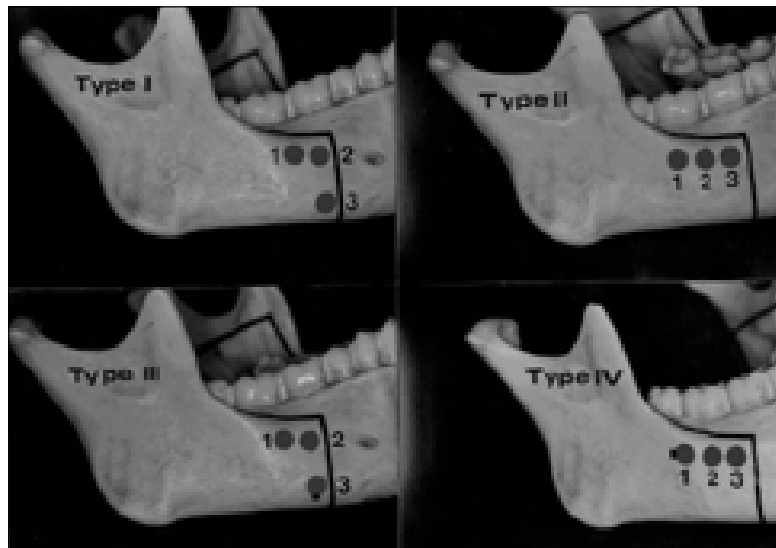
**Type II** : 골절단선의 후방 5mm, 하악골 상연의 하방 5mm에 1개의 나사를 삽입하고, 전방나사 보다 12mm 후방, 하악골 상연의 5mm 후 방에 각각 1개씩 삽입하여 3개의 나사가 일직선의 형태로 배열되고 각 나사는 골면에 대해 직각으로 삽입한 경우

**Type III** : Type I 과 같은 나사의 배열을 하지만 나사의 삽입방향이 전방 하연의 나사가 골면에 대해 상방으로 60°로 경사지게 배열되고 나머지 2개의 나사는 골면에 대해 직각으로 배열한 경우

**Type IV** : Type II 와 같은 나사의 배열을 하지만 나사의 삽입방향이 최후방의 나사가 골면에 대해 전방으로 60°로 경사지게 배열하고 나머지 2개의 나사는 골면에 대해 직각으로 배열한 경우

각 형태에서 나사는 Type I 과 III에서는 후방 상연의 나사를 screw 1, 전방 상연의 나사를 screw 2, 전방 하연의 나사를 screw 3 이라고 명명하였으며, Type II 와 IV에서는 최후방의 나사를 screw 1, 중간의 나사를 screw 2, 최전방의 나사를 screw 3이라고 명명하였다(Fig. 1).

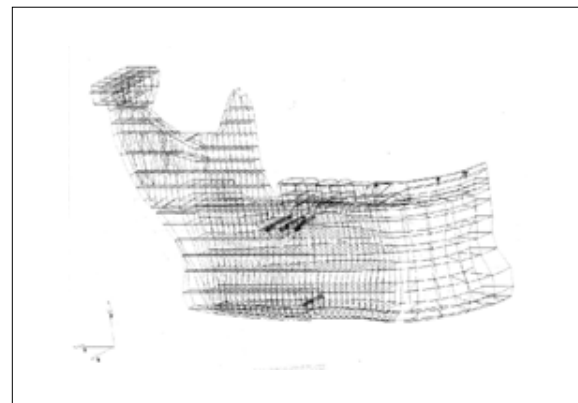
이러한 하악골 및 나사의 배열방법과 배열방향을 정확히 재현하기 위해 3차원 측정기를 사용하여 기하학적 형태를 실측하고, 약 8000개의 절점과 요소를 TETRA, PENTA, 및 HEXA의 형태로 입력하여 하악골 및 나사의 모형을 완성하였으며(Table 1), 골절단면에는 경계조건을 부여하여 유한요소 모형을 완성하였다(Fig. 2).



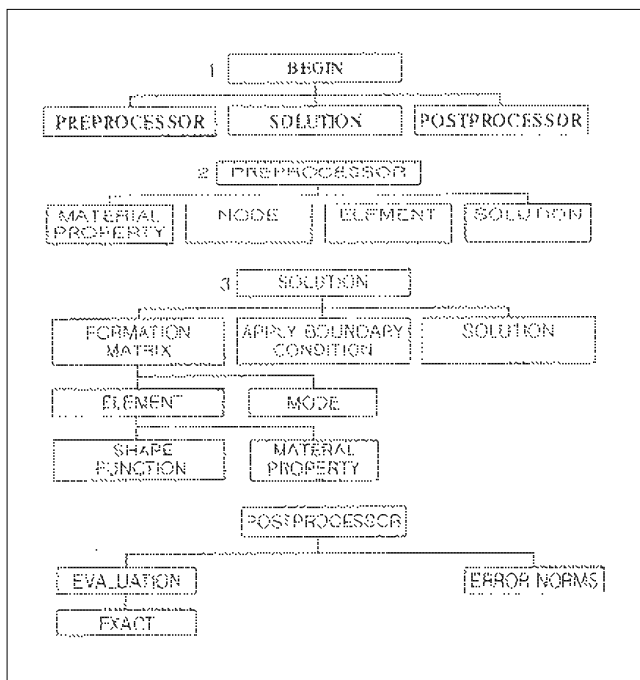
**Fig. 1.** Classification of arrangement and angulation of fixation screw. Type I and II are triangular and straight pattern and perpendicular to bony surface. Type III is same to type I except the angulation of screw 3. Type IV is same to type II except the angulation of screw 1.

**Table 1.** Element Number of Finite Element Model

materials	mechanical property	Young's modulus (kg/cm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
cortical bone		1.40E+03	0.30
tooth		1.20E+03	0.32
titanium screw		1.08E+04	0.30



**Fig. 2.** Finite element method model of osteotomed mandible



**Fig. 3.** Flow chart of finite element analysis

**Table 2.** Mechanical Properties of Materials

element type	TETRA	PENTA	HEXA
element number	200	1200	6400

또한 하악골 자체의 물성치와 티타늄 고정 나사의 물성치를 전후처리기인 MSC사(미국)의 XL과 ALTAIR사(미국)의 HYPER-MESH를 이용하여 입력하고(Table 2), Hardware는 Hp7550 Engineering Work Station(Hewlett packard사, 미국)을 사용하였다.

완성된 유한요소 모형을 하중이 가해지는 부위를 전치부, 소구치부 및 대구치부로 분류하고, 각각에 공히 1kgf의 하중을 가하여 응력분포를 유한요소 구조해석용 프로그램인 NASTRAN을 이용하여 슈퍼컴퓨터(CRAY2S)에서 해석하고 결과를 XL과 HYPER-MESH에서 출력하였다(Fig. 3).

### III. 연구성적

#### 1. YZ방향에서의 전단응력

각 나사에 나타난 응력은 각 나사가 16개의 유한요소로 이루어져 있어 이들의 평균값은 Table 3과 같다.

Type I 에서는 하중이 가해지는 부위가 전치 및 소구치부일 때 screw 3에 응력의 집중도가 가장 높게 나타났고 대구치부에 하중이 가해진 경우는 screw 2에 응력의 집중도가 가장 높게 나타났으며 screw 3에서는 협설측 모두에서 응력의 집중도가 높게 나타나고 하중이 대구치부에서 가해질 때 설측의 응력분포가 다소 감소되었지만 screw 3에서는 협측보다는 전방 설측에 응력이 집중되었다. 전체적으로 screw 2의 상방 부위에 가장 과다한 응력의 집중이 관찰되었다(Fig.4 A; molar, E; premolar, I; anterior teeth).

Type II 에서는 하중이 가해지는 부위에 관계없이 나사에 가해지는 전단응력의 평균치는 screw 2에서 가장 높게 나타났고 전단응력치는 screw 3의 협측에서 가장 높은 응력의 집중도를 보였다(Fig. 4 B; molar, F; premolar, J; anterior teeth).

Type III 에서는 하중이 가해지는 부위에 관계없이 전단응력의 평균치는 screw 3에서 가장 높은 응력의 집중도를 보였고 최대전단응력치는 screw 2의 협측에 집중되었다(Fig. 4 C; molar, G; premolar, K; anterior teeth).

Type IV 에서는 하중이 가해지는 부위에 관계없이 screw 2,3에 대한 응력의 집중도가 높게 나타났고 Type II 와 비교해 볼 때 screw 1에 대한 응력의 집중도가 상대적으로 현저히 높게 나타났다(Fig. 4 D; molar, H; premolar, L; anterior teeth).

**Table 3.** Mean Values of Shear Stress in the YZ Direction

type of screw	force-applied area			
	anterior teeth area	premolar area	molar Area	
Type I	screw1	1.08E+02	1.06E+02	9.84E+01
	screw2	2.83E+02	2.18E+02	1.42E+02
	screw3	3.92E+02	2.64E+02	9.23E+01
Type II	screw1	7.08E+01	7.33E+01	7.30E+01
	screw2	4.47E+02	3.78E+02	2.33E+02
	screw3	3.75E+02	2.76E+02	8.12E+01
Type III	screw1	3.59E+02	1.94E+02	8.20E+01
	screw2	4.11E+02	3.12E+02	1.96E+02
	screw3	7.05E+02	4.75E+02	2.59E+02
Type IV	screw1	2.74E+02	1.54E+02	4.83E+01
	screw2	1.22E+02	7.11E+01	5.60E+01
	screw3	1.15E+02	7.19E+01	4.39E+01

#### 2. von-Mises 항복강도

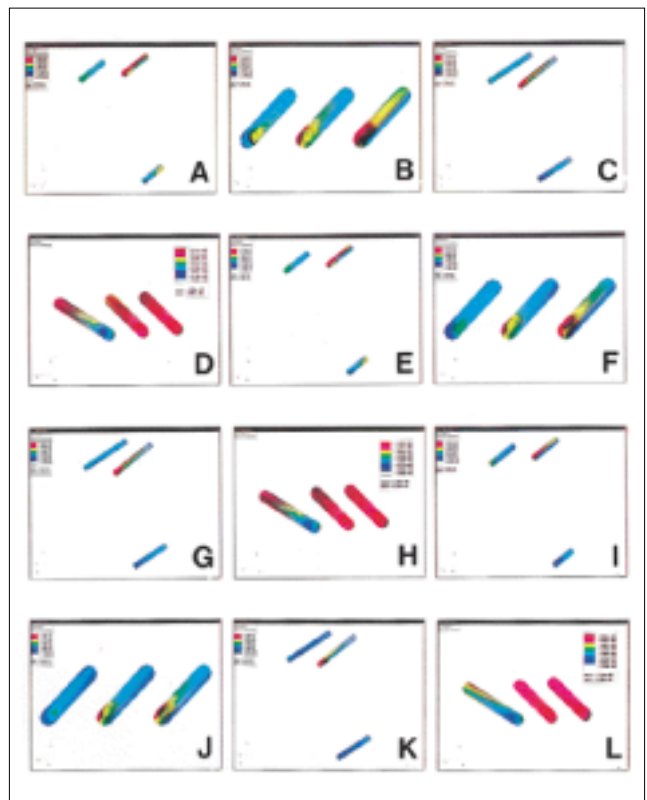
각 나사에서 16개의 유한요소에서 발생된 von-Mises 최대응력치와 평균응력치를 각각 Table 4와 5에 정리하였다.

Type I 에서는 von-Mises 최대응력치는 전치부와 소구치부에 하중이 가해진 경우 screw 3에 대한 응력의 집중이 가장 높은 것으로 나타났으나 대구치부에 하중이 가해진 경우는 정반대의 결과로 나타났다. von-Mises 평균응력치도 최대응력치에서와 같은 결과로 나타났다(Fig. 5, 6 A ; molar, E; premolar, I; anterior teeth).

Type II 에서는 하중이 가해지는 부위에 관계없이 screw 3에서 von-Mises 최대응력치와 평균응력치 모두가 제일 높게 나타났다(Fig.5, 6 B; molar, F; premolar, J; anterior teeth).

Type III 에서는 하중이 가해지는 부위에 관계없이 von-Mises 최대응력치와 평균응력치 모두 screw 3에서 가장 높게 나타났다(Fig.5, 6 C; molar, G; premolar, K; anterior teeth).

Type IV 에서는 von-Mises 최대응력치와 평균응력치 모두가 screw 1에서 가장 높게 나타났으며, 하중이 전치부와 소구치부에서 가해진 경우 보다 대구치부에서 가해진 경우 그 변화량이 적게 나타났으며 이는 대구치의 항중작용점이 소구치 혹은 전치부보다 나사에 더 근접하여 생긴 것으로 볼 수 있다(Fig.5, 6 D; molar, H; premolar, L; anterior teeth).



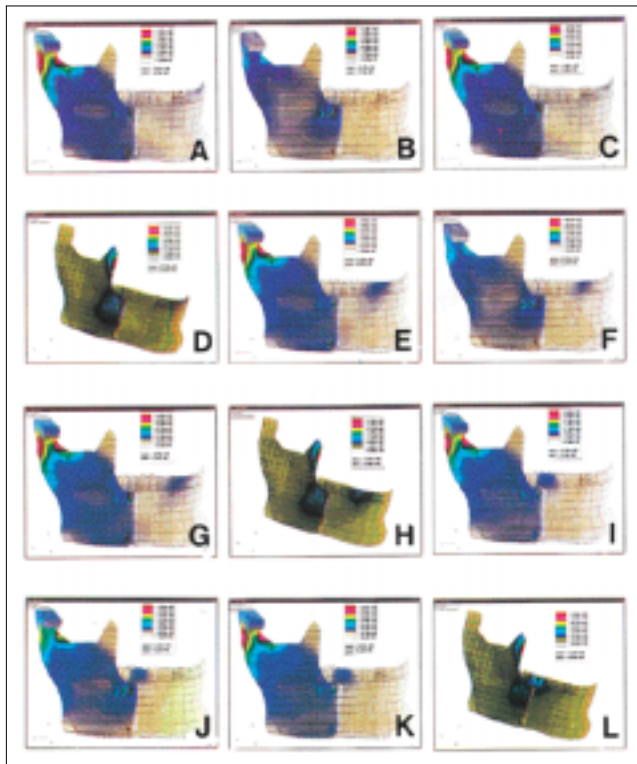
**Fig. 4.** Shear stress in the YZ direction

**Table 4.** Maximum Values of Von-Mises Yield Strength

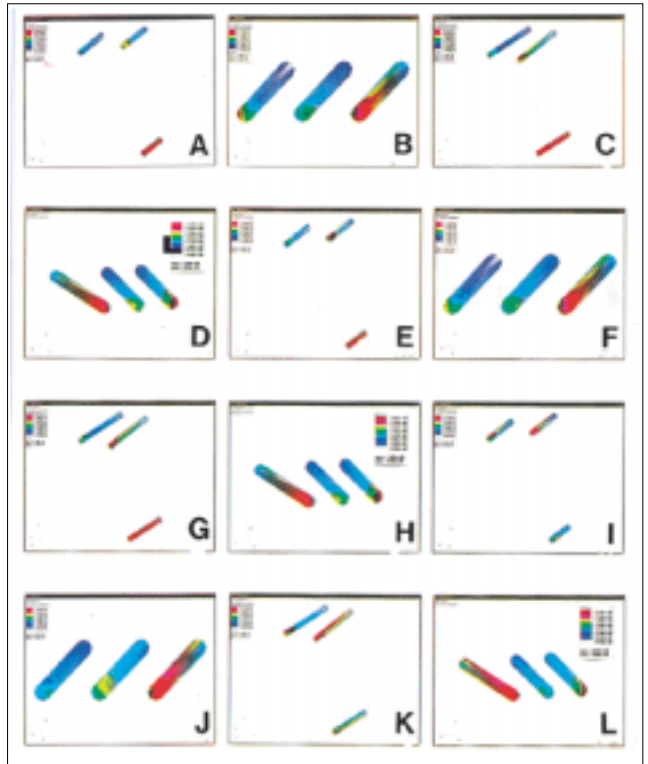
type of screw	force-applied area			
	anterior teeth area	premolar area	molar Area	
Type I	screw1	3.37E+03	2.77E+03	2.11E+03
	screw2	4.99E+03	3.80E+03	2.33E+03
	screw3	7.47E+03	4.72E+03	1.69E+03
Type II	screw1	3.34E+03	2.94E+03	2.08E+03
	screw2	5.84E+03	4.74E+03	2.70E+03
	screw3	7.50E+03	5.54E+03	1.71E+03
Type III	screw1	1.41E+04	8.21E+03	2.89E+03
	screw2	1.06E+04	7.08E+03	3.39E+03
	screw3	2.11E+04	1.36E+04	5.76E+03
Type IV	screw1	5.69E+03	3.01E+03	7.20E+02
	screw2	3.41E+03	1.76E+03	3.17E+02
	screw3	5.24E+03	2.78E+03	5.59E+02

**Table 5.** Mean Values of von-Mises Yield Strength

type of screw	force-applied area			
	anterior teeth area	premolar area	molar Area	
Type I	screw1	1.92E+03	1.57E+03	1.23E+03
	screw2	3.19E+03	2.42E+03	1.62E+03
	screw3	4.90E+03	3.12E+03	1.11E+03
Type II	screw1	1.45E+03	1.24E+03	9.19E+02
	screw2	3.03E+03	2.50E+03	1.52E+02
	screw3	4.40E+03	3.14E+03	1.01E+03
Type III	screw1	6.18E+03	3.68E+03	1.57E+03
	screw2	5.67E+03	4.03E+03	2.05E+03
	screw3	1.06E+04	7.20E+03	3.50E+03
Type IV	screw1	3.08E+03	1.49E+03	4.54E+02
	screw2	1.75E+03	8.98E+02	1.76E+02
	screw3	2.27E+03	1.20E+03	2.86E+02



**Fig. 5.** von-Mises yield strength on the mandible



**Fig. 6.** von-Mises yield strength on the screw

3. 변형에너지의 총합

Table 6에서 보는 바와 같이 전체 변형에너지의 총합은 응력분포와 크게 다르지 않음을 알 수 있다. 즉 Type I에 비해 Type III

에서 변형에너지의 총합이 더 크게 나타났으며, Type II에 비해 Type IV에서는 그 차이가 현저히 크게 나타났다.

**Table 6.** Sum of Stain Energy

force-applied area		anterior teeth area	premolar area	molar Area
type of screw				
Type I	screw1	2.56E-03	1.74E-03	9.98E-04
	screw2	9.57E-04	5.49E-03	2.43E-03
	screw3	2.02E-02	8.16E-03	7.73E-04
Type II	screw1	1.65E-03	1.32E-03	5.83E-04
	screw2	9.45E-03	6.40E-03	2.23E-03
	screw3	1.80E-02	9.85E-03	6.97E-04
Type III	screw1	2.65E-02	9.17E-03	1.66E-03
	screw2	2.55E-02	1.36E-02	4.75E-03
	screw3	9.25E-02	4.38E-02	1.11E-02
Type IV	screw1	3.76E+06	4.76E+06	6.47E+06
	screw2	1.55E+07	1.16E+07	9.70E+06
	screw3	2.93E+07	1.94E+07	1.21E+07

#### IV. 총괄 및 고찰

하악전돌증, 하악후퇴증, 미세한 개교합 및 안모비대칭 등의 악안면 기형에 대한 외과적 수술법으로 1957년 Trauner와 Obwegeser가 소개한 하악지시상분할골절단술이 현재 많이 이용되고 있다. 하악지시상분할골절단술은 수술시 과다한 출혈, 우발적인 골절의 발생, 하치조신경에 대한 감각이상과 더불어 술 후 하악과두의 변위, 악간고정으로 인한 악관절 장애 등의 합병증이 유발될 수 있으며 이는 골절단편의 고정방법과 밀접한 관계가 있어 이와 연관된 많은 논의가 거듭되어왔다<sup>3,5,31</sup>.

하악지시상분할골절단술 시행 후 골절단편의 고정방법은 크게 강선고정과 소형금속판과 나사 또는 나사만을 이용한 강선고정으로 나뉜다<sup>6,7</sup>. Skoczylas 등<sup>30</sup>은 강선고정이 강선고정에 비해 더 많은 술 후 변화가 관찰되었지만 두 가지 방법이 모두 유용한 방법이라고 보고하였고, Ellis III 등<sup>30</sup>은 강선고정과 양측 피질골용 나사에 의한 강선고정시 골치유 과정에 대해 23마리의 웅성 원숭이에서 시행된 실험적 비교연구에서 12마리의 원숭이에서 강선고정을 시행하고 악간고정을 한 경우는 골절단면에 가골이 형성된 뒤 신생골이 형성되었으나, 11마리의 원숭이에서 나사에 의한 강선고정을 시행하고 악간고정을 시행하지 않은 경우는 가골의 형성 없이 직접적인 골축적이 일어나고 신속한 골치유 과정을 보였으며 재발율도 적어 강선고정이 강선고정에 비해 더 유용한 방법이라 보고하였으나, Ayoub 등<sup>30</sup>과 Stroster와 pangrazio-Kulbersh<sup>30</sup>는 강선고정시 하악과두의 변위가 심하게 재발의 가능성이 높다는 단점을 지적하였다.

하악지시상분할골절단술 후 강선고정은 악간고정을 필요로 하며 상당히 높은 재발율을 나타내어 보완책으로 여러 가지 방법이 시행되었다. Spiessl<sup>30</sup>이 하악지시상분할골절단술 후 골절단편을 고정하기 위해 경협접근법으로 하악조관 상방에 2개의 압박나사와 하방에 1개의 압박나사를 이용하여 고정한 방법을 보

고한 이후 나사에 의한 강선고정시 사용한 나사의 종류 및 형태와 접근방법, 수술 술식의 변형 그리고 나사의 배열방향과 위치 및 각도가 술 후 안정성에 미치는 영향에 대한 많은 연구가 시행되었다. 강선고정시 사용한 나사의 종류와 형태에 관한 연구에서 Turvey와 Hall<sup>30</sup>은 골절단면 중 인장력을 받는 부위를 따라 하악골의 골면에 대해 경사지게 self-tapping screw를 삽입하는 방법을 보고하였으며, Kempf<sup>30</sup>은 같은 방법으로 2.0mm lag screw를, Lindorf<sup>31</sup>은 2000 내지 4000N 정도로 발생하는 골절단편의 압축압을 감소시키기 위해 삼각형의 형태로 2.7mm 양측 피질골용 positional screw를, 그리고 Niederdellman 등<sup>10</sup>은 3개의 2.7mm positional screw를 사용하거나 2개의 2.7mm positional screw와 1개의 lag screw를 사용하는 방법을 보고하였다. Foley 등<sup>10</sup>은 실험용 돼지에서 채득한 늑골에서 시행된 압박성 나사와 양측 피질골용 나사에 대한 실험적 비교 연구에서 압박성 나사에서는 양측 피질골용 나사에서 발생하는 중요한 횡적 강도가 발생하지 않았으므로 양측 피질골용 나사가 골절단편의 안정성에 있어 더 유용한 방법이라고 보고하였다. Schwimmer 등<sup>10</sup>은 Lag screw, self-tapping screw, 그리고 positional screw를 비교연구하였다. lag screw는 골매식재료 중 골절편간의 압박력을 최대한으로 발생시키는 것으로 하방의 골에서 전단력 및 회전력을 전이시켜 나사에 대한 응력을 감소시키며 나사를 위한 구멍을 미리 형성해 줌으로써 압박력을 증가시킬 수 있다. 그러나, self-tapping screw는 시술이 용이하다는 장점이 있는 반면에 6mm 이상의 두께로 삽입될 때는 절단면에 의해 오히려 골과 나사와의 상호접합에 저해된다고 하였다. 그리고 positional screw는 최대한의 골절편 간의 압박력을 얻지 못하여 나사에 대한 응력을 증가시키므로 비록 positional screw를 이용하는 것이 유용하다는 많은 연구자료가 존재하더라도 충분한 압박력을 얻지 못하면 안정성이 저하되어 실패하게 된다고 보고하였다. Leonard<sup>10</sup>은 나사의 외측 직경이 술 후 안정성에 영향을 미치며 직경이 2.0mm와 2.7mm인 나사를 사용하여 연구한 결과 골과 나사와의 접촉면적이 약 35% 증가되었으며 미리 형성된 구멍에 2.7mm인 나사를 삽입함으로써 나사의 강도와 골절단면에 대한 안정성을 증대시킬 수 있다고 보고하였다.

Shufford 등<sup>20</sup>은 안정을 증가시키고 악간고정 기간을 단축시키기 위해 2.7mm 양측 피질골용 나사 2개를 하악골체 상연에 두 번째 나사는 첫 번째에 비해 5-7mm 전방에 경협접근법으로 삽입하는 방법을, 보고하였다. Shepherd 등<sup>10</sup>은 2개의 2.7mm 또는 3.5mm의 AO골나사를 경협접근법으로 고정할 경우 시술은 용이하지만 삼차신경 및 안면신경에 대한 손상을 야기할 수 있고 술 후 반흔조직이 현저히 남을 수 있으며 골치유가 이루어진 뒤 나사를 제거하기가 힘들기 때문에 구내접근법으로 경사지게 나사를 삽입하는 것이 피질골과의 접촉면적이 넓어져 경협접근법으로 고정할 때와 같은 안정성을 얻을 수 있다고 보고하였다. 또한, Jeter 등<sup>10</sup>은 Spiessl의 방법을 변형하여 2.0mm의 나사를 삽입할 때 각 구멍마다 countersink를 형성하여 나사와 골의 접촉면적을 최대한으로 해줌으로써 안정성을 증진시킬 수 있다고 하였으며, 그리고 Steinhäuser<sup>20</sup>은 하악관의 손상을 피하여 하악관의 상방에 1개 하방에 2개의 나사를 삽입하는 방법을 보고하였다. Obeid 등<sup>10</sup>

은 6개의 실제 사체 하악골에서 시행한 실험적 연구에서 피질골의 두께가 골과 나사의 유지력에 직접 관련이 있으며, 해부학적으로 협설측으로 피질골이 가장 두꺼운 하악골 상행지의 최상연 중 최후방 치아의 직후방 부위가 나사를 삽입하는 최적부위라고 하였으며 countersink를 형성하지 않고 2.0mm 또는 2.7mm 두께의 나사를 삽입한 경우는 협측 피질골에 나사의 나선이 함입되었지만 57%에서는 countersink를 형성하고 2.7mm 두께의 나사를 삽입하고 27%에서는 countersink를 형성하고 2.0mm 두께의 나사를 삽입한 결과 어떤 나사도 나선이 협측 피질골에 함입되지 않았다고 보고하였다.

Farole<sup>18)</sup>은 약 70층에서 구내접근법으로 contraangle hand-piece를 사용하여 첫 번째 구멍은 골절단편이 최대로 접촉되는 부위에 형성하고 나사는 가능한한 역 L자 형태로 삽입하면 나사를 골면에 직각으로 삽입가능하고, 신속하고 정확한 방법이며 나사가 골표면에 대해 직각을 유지하지 못하여 골절단편을 뒤틀리게 할 위험성이 감소되고, 그리고 나사를 기하학적으로 이상적인 형태로 배열할 수 있는 장점이 있다고 보고하였다. Schwimmer 등<sup>19)</sup>은 10개의 사체 하악골에서 하악지시상분할골절단술 시행 후 고정의 강도와 안정성에 대한 실험적 연구에서 나사의 길이는 2.0mm 와 2.7mm를 사용하고 나사의 종류는 lag screw와 positional screw를 사용하여 MTS servohydraulic testing machine을 이용하여 비교 연구한 결과 나사의 길이와 형태 및 수술방법에 따른 통계적인 차이점은 관찰할 수 없었으며 고정의 강도 및 안정성은 골조직의 상태에 의해 다소 변화가 있었다고 보고하였다.

Arday 등<sup>20)</sup>은 골절단술 시행 후 나사가 배열되는 위치가 안정성에 영향을 미칠 수 있으며 삼각형의 형태로 배열하는 것이 최대의 안정성을 얻을 수 있다고 하였다. Schlike와 Panjabi<sup>21)</sup>는 나사가 삽입되는 방향에 대한 연구에서 나사는 골절이나 골절단선의 장축에 대해 수직으로 위치해야 뒤틀리는 힘이나 굽혀지는 힘에 대해 최대한으로 저항할 수 있으므로 나사의 방향은 하악골면에 직각으로 삽입되어야 최대한의 안정성을 얻을 수 있다고 보고하였다.

고체에 하중을 가하면 내부에서는 응력을 발생시켜 형태나 크기가 변화하는데 변화량과 원래의 길이와의 비율이 변형도이며 길이에 대한 비율이기 때문에 무차원이고 길이의 변형을 나타내는 중변형도와 직경의 변형을 나타내는 횡변형도가 있어 각각 인장변형도, 압축변형도 및 전단응력을 받을 때 발생하는 전단 변형도 등이 있다. 구조물의 임의의 부분을 여러 개의 요소로 분할하면, 한쪽 요소의 면은 다른 쪽 요소에 힘을 주고 있는 것이며 Newton의 제 3법칙에 의하여 역의 관계도 성립한다. 연속체 안에 있는 임의의 면을 통하여 작용하는 내력을 응력이라 하며 면을 통하여 작용한 단위 면적당 힘으로 정의된다. 응력은 작용하는 힘이 면에 직각이 되는 방향으로 미는 압축력, 당기는 인장응력 및 면에 평행인 전단응력 등이 있으며 면과 각도를 가지는 응력은 이러한 응력의 합으로 이루어지게 된다<sup>24,25)</sup>.

정적인 응력의 분포, 동적 반응, 열의 전이 및 유체역학 등 물리학이나 공학적인 문제는 많은 경우에 미분방정식의 형태로 주어

지며, 방정식을 풀어서 해를 구하게 된다. 그러나 물리적 대상체가 너무 복잡하기 때문에 지배하는 미분방정식을 세우기 힘들거나, 특히 무한개의 미지수를 갖는 연속체와 같은 대상물의 해석에 있어서는 직접 계산하기 어려우며 수치해석의 방법을 사용하여 대상물을 해석해야 한다. 유한요소법이란 복잡하고 다양한 기하학적 형상을 가지는 대상물체의 정적 및 동적인 해를 구하는 방법으로서 해를 알고 있는 기하학적 형상의 유한요소들의 조합을 이용하여 복잡한 기하학적 형상의 해를 구한다. 이때 수학적으로 연속체 모델을 이산화하는 것이고 물리적으로 겹침의 원리를 이용한다. 최종적인 모델은 수학적으로 행렬의 형태로 표현되고 이를 풀기 위하여 반복적인 계산이 필요하므로 컴퓨터가 이용되는 것이다<sup>26)</sup>.

구조물에 발생하는 응력을 연구하는 실험적 방법은 광탄성 응력분석법, 전기저항 스트레인 게이지법, 홀로그래피법, 브와레무니분석법, 브리틀래터코팅법 등이 있는데, 유한요소법은 이방성의 선형성을 가지는 구조의 모든 부위에서 응력의 계측이 가능하고 모델을 형성한 후 다양한 경계조건과 하중조건에 따라 응력의 해석이 가능하며 3차원 내에서 응력의 방향과 크기를 알 수 있고 응력발생 후 변위된 상태와 변위되기 전의 초기상태를 비교해볼 수 있다는 장점이 있다. 본 연구에서 사용된 유한요소법에 의한 해석은 모형의 단순화와 계산을 위하여 모형내에 설계된 재료나 생체조직은 임의의 어떤 부분에서도 균질성을 가지며 설계된 재료나 조직은 원자배열 3차원 내에서 방향에 관계없이 어느 방향으로나 동일한 등방성을 가지고 구조물에 하중을 가했을 때 실험모형의 변형을 항상 탄성변형을 한다는 가정하에서 이루어진다<sup>28,30)</sup>.

본 연구에서 하악지시상분할골절단술 후 나사에 의한 강성고정을 시행하고 3차원 측정기로 실측하여 약 8000개의 절점 및 유한요소로 입력하여 하악골 및 나사에 대한 유한요소 모형을 완성하고 골절단면에는 경계조건을 부여한 후 하중이 가해지는 부위를 전치부와 소구치부 및 대구치부로 분류하여 공히 1Kgf의 하중을 가하였다. 세 부위에 가해지는 교합력은 차이가 존재하지만 동적인 상황의 변화로 인해 수시로 변화되는 수치이므로 안정상태의 교합력을 하중조건으로 하는 것 보다는 1Kgf의 하중에 대한 변화의 결과를 얻어 특정 상태의 교합력을 곱함으로써 응력의 변화를 얻을 수 있다.

구조체내에서 발생하는 응력의 성분은 기준 좌표계에 따라 다양하게 표현될 수 있지만 공간상의 한 지점에서는 일반적인 직교 좌표계상 X, Y, Z 방향의 수직성분 즉 주응력과 XY, YZ, ZX 방향의 전단응력 성분의 6가지 응력으로 표현될 수 있으며 이들은 구조체에 작용된 외부하중이 경계지점으로 전달되는 과정에서 해당점에 작용하는 응력의 크기와 방향을 나타낸다<sup>26,27)</sup>. 한과 김<sup>35)</sup>은 하악지시상분할골절단술 후 나사에 의한 고정 시 수직방향의 하중에 대한 응력은 하악과두 경부와 근심 골편 상부에 집중되어 나타났고 나사부에 대한 응력의 분포는 하중이 가해지는 부위가 6대구치부에서 전치부로 옮겨갈수록 절대적인 크기가 증가한다고 하였으며 나사의 배열 형태에 대해 일직선과 삼각형의 형태를 비교하여 삼각형의 형태가 응력의 분포가 골고루 이루어

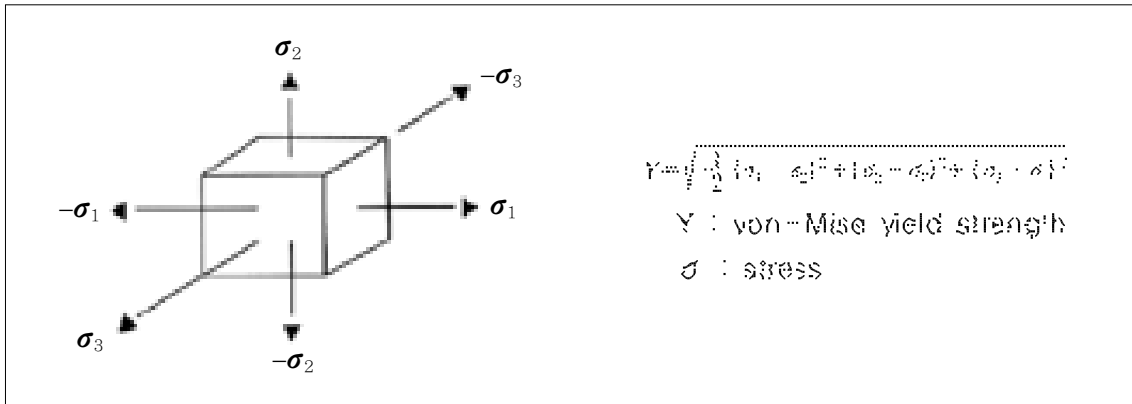


Fig. 2. Finite element method model of osteotomed mandible

지고 최하방에 위치한 나사가 굽힘을 방지하는데 많은 기여를 한다고 보고하였다. 또한 나사에 경사시키는 것보다는 골면에 대해 직각으로 삽입하는 것이 응력의 분산에 있어 더 효과적이라고 보고하였다. YZ방향의 전단응력은 나사가 굽힘을 받는 응력을 나타내는 것으로 일반적인 보형태의 구조물에서는 축 방향의 인장 혹은 압축하중에 의한 파괴보다는 전단력에 의한 파괴양상이 지배적이기 때문에 파절강도의 측정 시 유용하다. 본 연구에서 나사가 삼각형의 형태로 골면에 직각으로 배열된 경우에 비해 경사시킨 형태에서 전단응력의 절대적인 수치가 높게 나타났으며 screw 2에 대한 응력의 집중도가 높아 “┌”자형의 배열에서 screw 2가 골절단편의 유지에 많은 역할을 담당하고 있다는 것을 알 수 있다. 일직선의 배열에서는 나사를 골면에 대해 경사시킨 경우 screw 1에 대한 응력의 집중도가 높게 나타났으며 나사를 경사시키면 응력의 분포상 열악한 조건이 됨을 나타낸다. 물체에 외력이 가해졌을 때 응력이 재질의 비례한도를 초과하면 항복이 발생하며 물체가 선형탄성 거동을 한다고 가정하면 응력이 가장 집중되는 부위 혹은 초기 변형이 시작되는 부위에서 항복이 시작된다. 임의의 구조물에 삼축상태의 응력이 작용할 때 재료의 거동이 선형거동을 이탈하는 기준 즉 소성변형을 유발시키는 항복의 기준이 무엇인가에 대한 논란이 존재하여 아직도 수학적 및 물리학적으로 명확히 표현하지 못하고 있지만 삼축 응력상태에서 측정 방향에서의 하중이 재료의 항복을 유발시키는 주원인인가에 대한 이론은 존재한다. 일반적으로 재료의 최대 주응력 혹은 재료의 최대전단력이 주된 원인인 듯하나 현재 공학적으로 가장 널리 인정받고 있는 이론은 von-Mises 항복강도로 삼축 응력의 6가지 방향의 힘의 수학적 조합을 이용하게된다 (Fig. 7)<sup>26-28)</sup>.

이러한 von-Mises 이론의 특징은 유사한 다른 이론들에 비해 항복응력의 범위가 좁아 기계구조물 등의 설계 시 가장 안전한 방법으로 사용 가능하다. 본 연구에서 나사를 삼각형의 형태로 배열한 경우 screw 3에 응력의 집중이 관찰되었고 나사가 골면에 대해 직각으로 삽입된 경우보다 경사시켰을 때 집중응력의 발생이 더 높게 나타났으며 그 결과 screw 3의 파절 가능성이 더 높다

고 할 수 있다. 대구치에 하중이 가해진 경우 screw 3의 영향은 screw 1, 2에 비해 상대적으로 민감하지 않은데 하중이 가해지는 위치가 고정점에 접근함에 따라 지렛대 효과에 의한 모멘트 효과보다는 하중이 직접적으로 전단응력화 한다는 것을 의미한다. 일직선의 배열에서는 screw 1이 경사되어 응력의 분포가 경사된 나사쪽으로 이동했다는 것을 알 수 있으며 삼각형의 형태에서처럼 하중이 전치부와 소구치부에서 가해진 경우 보다는 대구치 부위에서 가해진 경우 변화량이 적게 나타났다.

본 연구에서 변형에너지의 총합은 삼각형의 배열에 비해 일직선의 배열에서 크게 나타났으며 나사를 경사시킨 경우도 삼각형의 배열보다는 일직선에서 그 차이가 더욱더 크게 나타났다. 본 연구의 결과로 나사를 골면에 대해 직각으로 삽입하는 것이 임상적으로 더 안정성이 있으며 나사의 배열이 일직선 형태보다는 “┌”자형으로 삼각형으로 배열하는 것이 안정성에 있어 효과적인 방법이라고 할 수 있다.

하악지시상분할골절단술 후 나사에 의한 강성고정을 시행했을 때 골절편의 안정성에 대해 수많은 공학적 연구가 보고되었지만 본 연구에서는 하악골 뿐만 아니라 나사부분도 삼차원적으로 유한요소 모형을 형성하였으며 다양한 항복강도 중 가장 이해의 범위가 좁은 von-Mises 항복강도를 이용하였고 또한 구조물의 파괴양상을 분석할 때 가장 세밀한 상황에 적용되는 안전효율에 의한 파절강도를 비교 연구했다는 점에서 그 의의가 있다고 할 수 있고 현재는 공학적으로 이미 시행되고 있는 분석 내지는 해석법을 응용하여 치의학 분야에 적용하는 현실이지만 향후 치의학에 위한 그리고 치의학에 가장 적합한 방법의 개발이 절실하다고 사료된다.

## V. 결 론

안모에 대한 가치와 개념이 바뀌어가고 복잡한 사회구조 및 환경적 요인 등에 의해 악안면부의 기형 및 기능에 대한 인식이 날로 더해가고 있으며, 그 결과 진단 및 수술방법에 대해서도 많은 발전이 이루어져왔다.



하악골 전돌증 환자에서 제일 많이 시행하는 하악지시상분할 골절단술 시행 후 나사에 의한 고정을 시행하였을 때 안정성에 대한 연구를 위하여 나사의 배열방법을 삼각형 형태와 일직선 형태로 분류하고 나사의 골면에 대한 각도는 직각으로 배열한 것과 삼각형 형태에서는 전하방의 나사에 그리고 일직 형태에서는 최후방의 나사에 각각 60°로 골면에 대해 경사시키는 4가지의 형태로 분류하였다. 3차원 측정기 및 슈퍼컴퓨터를 이용하여 유한요소 모형을 완성한 뒤 하중이 가해지는 방향을 전치부와 소구치부 및 대구치부로 정하고 공히 1Kgf의 교합력을 가하여 나타나는 응력분포와 von-Mises 항복강도 및 변형에너지 총합에 의한 안전효율을 비교 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전단응력의 분석에서 “┌” 자형의 삼각형 형태로 배열한 것은 전상방의 나사가 골절편의 유지에 크게 관여하였으며 일직선 형태의 배열에서는 경사시킨 최후방의 나사에 현저한 응력의 집중이 관찰되었다.
2. von-Mises 항복강도는 “┌” 자형 배열에서는 삽입각도를 경사시킨 전하방의 나사에 응력의 집중도가 높아 과절의 가능성이 제일 높을 것으로 추정되며 일직선 형태의 배열에서도 경사시킨 최후방의 나사에 응력의 집중이 발생하였다.
3. 변형에너지의 총합에 의한 안전효율은 나사가 골면에 대해 경사지게 삽입된 경우가 직각을 이룬 경우 보다 변형에너지가 크게 나타났으며 일직선 형태보다는 “┌” 자형의 삼각형 형태의 배열이 임상적으로 더 양호한 것으로 나타났다.

이상의 결과로 보아 실제 임상에서 하악지시상분할골절단술을 시행한 후 나사에 의한 강성고정을 시행할 때는 나사를 삼각형 형태로 하악지의 상연에 2개 하악골의 하연에 1개를 삽입하며 골면에 대한 나사의 각도는 직각을 유지하는 것이 술 후 골절단편의 고정 및 안정성의 유지에 있어 유효한 방법이라고 할 수 있겠다.

### 참고문헌

1. Trauner R, Obwegeser H : The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:677-689.
2. Dal Pont G: Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg* 1961;19:42-47.
3. 김 여갑 : 하악골전돌증의 악교정수술 후 재발에 관한 연구. *경희의학* 1985;1:1:85-95.
4. 김 여갑 : 상하악 동시 악교정술시 안정성에 관한 연구 [I] 강선고정에 의한 방법. *대한악안면성형재건외과학회지* 1990;12:2:9-20.
5. 주 성채, 민 병일 : 악교정 수술시 견고 및 비견고 고정에 따른 위치적 안정성에 대한 비교 연구. *대한악안면성형재건외과학회지* 1991;13:4:412-420.
6. 조 병욱, 이 용찬, 양 용석, 유 하식 : 하악골 시상골절단술시 mini-plate에 의한 rigid fixation. *대한악안면성형재건외과학회지* 1990;12:2:48-53.
7. Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K : Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. *J Cranio-Maxillofac Surg* 1993;21:266-270.
8. Spiessl B : Osteosynthese bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. *Schuscharadt Fortschritte der Kiefer und Gesichtschirurgie* 1974;18:145-148.
9. Turvey TA, Hall DJ : Intra-oral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies-early experience. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1986;4:243-250.

10. Kempf KK : Transoral technique for rigid fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1987;45:1077-1079.
11. Lindorf HH : Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation : technique and results. *J Maxillofac Surg* 1986;14:311-316.
12. Niederdellman H, Shetty V, Collins FJV : Controlled osteosynthesis utilizing the position screw. *Int J Adult Ortho Orthognath Surg* 1987;2:159-162.
13. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR : Internal screw fixation: Comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:720-723.
14. Leonard M: The use of lag screws in mandibular fractures. *Otolaryngol Clin North Am* 1987;20:479-493.
15. Schpimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynal A : The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:45-48.
16. Oeid G, Lindquist CC : Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991;71:665-669.
17. Shepherd, JP, Nohvoma CN, Harradine NWT : Screw fixation after mandibular sagittal osteotomy : an intraoral approach. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1991;29:325-329.
18. Farole A : An intraoral technique for transoral rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 50:422-423, 1992.
19. Jeter T, Van Sickels JE, Dolwick MF : Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:270-272.
20. Steinhäuser EW: Bone screw and plates in orthognathic surgery. *Int J Oral Surg* 1982;11:209-216.
21. Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, Urata MM : Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;68:125-129.
22. Shufford EL, Kraut RA : Passive rigid fixation of sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;68:150-153.
23. Schlike L, Panjabi P. : Optimal orientation of transfixation screws across oblique fracture lines. *Clin Orthop* 1979;143:271-277.
24. 염 영하, 오 세욱, 송 임홍, 송 지호 : 고체 역학의 기초와 응력. *동명사* p 215.
25. 엄 기원 : 고체 역학. 회중당 p 283-289.
26. 오 승환, 김 여갑 : 충격하중과 하악골 골절발생 기전의 유한요소법적 연구. *경희 치대논문집* 1995;17:2:439-458.
27. 박 노길, 박 성태, 손 권, 이 건명, 이 시복, 정 의봉, 한 상보 : 기계진동학. *반도출판사* 1992;p 68-77.
28. 이 병해 : 기초유한요소법. *경문사* 1992;p 107-117.
29. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA : Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehab* 1988;15:615-624.
30. Ralph JP, Caputo AA : Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975;54:4:814-821.
31. Martis CS : Complications after mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:101-107.
32. Skoczylas LJ, Ellis III E, Fonseca RJ, Gallo WJ : Stability of simultaneous maxillary intrusion and mandibular advancement : A comparison of rigid and nonrigid fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1988;46:1056-1064.
33. Ellis III E, Carlson DS, Billups J : Osseous healing of the sagittal ramus osteotomy : A histologic comparison of rigid and nonrigid fixation in macaca mulatta. *J Oral Maxillofac Surg* 1992;50:718-723.
34. Ayoub AF, Stirrups DR, Moos KF : A comparison of wire osteosynthesis and screw fixation in the stability of bimaxillary osteotomies *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1994;9:257-272.
35. Stroster TG, Pangrazio-Kulbersh V : Assessment of condylar position following bilateral ramus osteotomy with wire fixation or rigid fixation. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1994;9:1:55-63.
36. 한 훈, 김 여갑 : 시상분할골절단술 후 나사고정방법에 따른 응력분포에 관한 유한요소법적 연구. *경희치대 논문집* 1995;17:2:547-560.
37. MSC/NASTRAN theoretical manual. 1995;Ver.68.
38. MSC/NASTRAN application. 1995;Ver.68.