

# Brånemark 골유착성 매식체의 금관 수복재료에 따른 지지조직의 응력분석

전북대학교 치과대학 보철학 교실

정관호 · 배태성 · 송광엽 · 박찬운

〈 목 차 〉

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

골유착성 매식체에 대한 Brånemark<sup>(1)</sup> 등의 연구는 무치악 환자의 치료술식에 많은 변화를 가져 왔다. Brånemark<sup>(1)</sup>에 따르면 골유착은 광학현미경 하에서 매식체와 골조직 사이의 직접적인 접촉으로 정의되고 있고, 미국 매식학회<sup>(2)</sup>에서는 골조직과 매식체 사이에 골 이외의 조직이 개재되지 않고, 골조직 내로의 응력의 분산을 포함하는 접촉으로 정의하고 있다.

매식체 이식후 매식체와 골조직간의 접촉면 연구<sup>(2)</sup>에서 섬유-골 유착(fibrousseous integration)은 매식체와 골조직 사이에 치밀한 교원섬유가 개재된 접촉으로 정의되고 있으며, Weiss<sup>(3)</sup>는 섬유-골 유착은 골 내 매식체중 blade 또는 spiral type 매식체에서 성공적 이었다고 보고하였고, Brånemark<sup>(1)</sup> screw형태는 섬유-골 유착을 이루지 못해 결국은 실패 한다고 보고

했다. 그러나 매식체와 골조직 사이의 섬유성 조직이 치근막과 같지 않아 교합력에 저항하지 못한다고 보고<sup>(4)</sup>되고 있으며, 이런 섬유-골 유착성 매식체에 가해진 힘이 염증반응과 골소실을 가져온다는 보고<sup>(5)</sup>와 함께, Albreksson<sup>(6)</sup>은 섬유성조직으로 고정된 매식체의 높은 실패율을 보고하고 있다. 이외에 골유착에 대한 다수의 연구와 골유착성 매식체가 기능적 효과에 있어서도 우수하다는 것이 보고<sup>(7, 8)</sup>되고 있다.

매식체의 성공여부는 매식체의 생체 적합성, 골조직의 양과 질, 외과술식 및 상부 보철물의 설계등 여러 요소에 달려있다<sup>(9)</sup>. 이러한 요소중 보철물의 형태와 매식체의 상부구조에 연관된 골내 매식체의 성공 여부에 대해 많은 보고<sup>(10, 11, 12)</sup>가 있어왔다. 매식체의 상부구조 수복재료는 경조직과 연조직의 상태, 환자의 수직고경등이 관여되는데<sup>(13)</sup>, Adell<sup>(14)</sup>은 매식체의 상부구조를 아크릴릭 레진으로 수복한 매식체를 식립한 결과를 평가하여 5-12년 후에 성공률이 상, 하악 각기 84%, 93%로 보고하고 있으며, Brånemark<sup>(15)</sup>도 상부구조에 레진치의 사용을 권장하고 있다.

골유착성 매식체는 정상 치주조직에서 볼 수 있는 치주인대가 없어 응력 완충작용을 하지 못하여, 저작압이 직접적으로 골조직에 전달되므로 골조직의 탄성을 고려하더라도 매식체의 상부구조에서 저작압을 흡수할 수 있도록 설계해야 하며, 정상 치주조직에서 볼 수 있는 신경생리학적(neurophysiologic proprioceptive function)기전을 기대할 수 없어 어떤 외상성응력을 받으면 이에 대한 방어 기전이 없다<sup>(16)</sup>. 이러한 점에서

매식체 술식의 성패는 매식체와 골조직의 친화성외에 저작압을 생리적 허용 한도내에서 주위 지지조직에 크게 분산시켜야 하는 보철물의 형태가 고려되어야 한다<sup>(17)</sup>. 이런 이유로 매식체 주위조직에서의 균일한 응력분산을 위한 여러 연구가 계속되어 오고 있으며, 제안된 개념들에는 자연치 치주조직과 유사한 재료를 매식체의 상부구조나 매식체와 상부구조 사이에 이용하여 교합압을 감소시킴으로서 응력을 줄이려는 응력 흡수 개념<sup>(18, 19)</sup>과 매식체 식립후 일반적으로 골흡수를 일으키는 치밀골 정상부위에 응력이 가해지지 않도록 가해진 하중을 매식체 첨단으로 재분산 시키려는 응력분산 개념<sup>(20)</sup>으로 크게 대별할 수 있다.

매식체 주위조직에서의 유한요소법에 의한 응력 분산 연구중 Tesk<sup>(21)</sup>는 post type 매식체를 평가한 논문에서 매식체에 가해진 대부분의 응력이 치밀골 정상부위에 집중되었다고 보고하였고, Weinstein<sup>(22)</sup>은 다공성 치근을 갖는 매식체의 응력분산연구에서 매식체의 첨단부에 높은 응력을 보고했다. Reichart<sup>(23)</sup>는 3차원적 유한요소법을 이용하여 측방과 측방향 부하시의 post type 매식체의 응력분산 연구에서 측방부하시 치밀골 정상부위에 높은 응력을 보고 했다. Kitch<sup>(24)</sup>는 blade type 매식체의 응력분산연구에서 매식체에 가해진 교합력은 치밀골이 전적으로 지지하였으며 해면골은 큰 역할을 하지 못 한다고 보고하였다. Reiger<sup>(25)</sup>는 골내매식체의 기하학적 형태와 탄성계수에 따른 응력분산 연구에서 경사지지 않은 원통형의 매식체에서 높은 탄성계수일때는 매식체 하방에서 응력이 집중되며, 낮은 탄성계수에서는 매식체의 치밀골 정상부위에서 응력이 집중된다고 보고하였고, 높은 탄성계수를 갖는 경사진 골내 매식체가 치과용 매식체로 적합하다고 보고하였다.

매식체 상부구조의 수복재료는 저작의 효율성과 심미적인 이유등으로 여러재료가 이용되어 오고 있으나<sup>(13)</sup>, 이들 재료들에 대하여 저작력이 골조직에 미치는 응력분산에 관한 연구 보고는 거의 없어, 본 연구는 Braanemark<sup>(1, 15)</sup> 골유착성 매식체의 금관수복재료에 따른 골조직에서의 응력을 유한 요소법으로 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고 하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

매식체에 외력이 가해질때 매식체와 지지조직에서 발생하는 응력 및 변위를 분석하기 위하여, 하악 제1대구치 부위에 실측치 매식체가 식립된 종단면 축대칭 유한요소 모형을 설계 하였다(Fig. 1).

본 연구에서 사용된 유한요소 모형은 titanium, type III gold, type IV gold, ceramic gold, 아크릴릭 레진, 도재, 복합레진, 치밀골, 해면골 등9종류로 구성하였고(Fig. 2), 골조직의 형태는 Brånemark<sup>(1, 15)</sup> bone analysis에 따른 Category B, class 2로 가정하고, 직경 3.75mm, 길이 10mm fixture, 4mm abutment, 8.5 mm abutment screw, 3 mm gold cylinder, 4 mm gold screw가 사용되었으며, 골과 매식체 사이의 접촉면은 결체조직이 개재되지 않은 것으로 가정하였다.

하중은 중심위에 1kg의 수직부하를 가하였고, 각 재료의 물리적 성질인 탄성계수(E)와 Poisson 비( $\nu$ )를 설정 하였다(Table 1).

유한요소모형은 금관의 수복재료에 따라 도재로 수복된 경우(Model A), 복합레진으로 수복된 경우(Model B), 아크릴릭 레진으로 수복된 경우(Model C), type III gold crown으로 수복된 경우(Model D) 등의 4가지 모형으로 분류하였다. 금관의 형태는 하악 제 1대구치 실측 근, 원심 폭경으로 설계하고, 도재로 수복시 coping의 외형은 1.5mm 교합면 도재를 제외한 나머지 공간으로 하고, 변연은 gold cylinder에 근 접되게 하였다. Composite resin coping은 도재와 같은 방법으로 설계하고, 아크릴릭 레진의 framework은 15 mm 두께, gold cylinder상방 부위와 같은 높이, 변연은 gold cylinder에 근접되게 하였고 Type III gold crown은 금관형태에 따라 설계하였다.

전체 모형은 358개의 4각형 요소와 422개의 절점으로 형상이나 재료에 따라 분할 하였으며, 현저한 응력이 예상되는 세밀한 관찰을 요하는 부위는 세분하였고, 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다(Table 2).

외력에 의해 모형내에서 발생된 변위를 해석하기 위하여 설계가 완료된 후 2차원적 응력 및 변위를 해석하기 위한 유한요소 program에 요소의 번호, 절점와 좌표와 재료의 물성치 및 하중등의 자료를 입력하여 그 결과를 계산하였다.

변위는 각 절점의 수평, 수직 방향으로의 이동량을 1000배 확대하여 도시하였고, 주응력 성분은 인장과 압축으로 구별하여 표시하였으며, 등가응력은 전체적인 응력분포를 알아보기 위하여 몇개의 영역으로 구분하여 표시하였다.

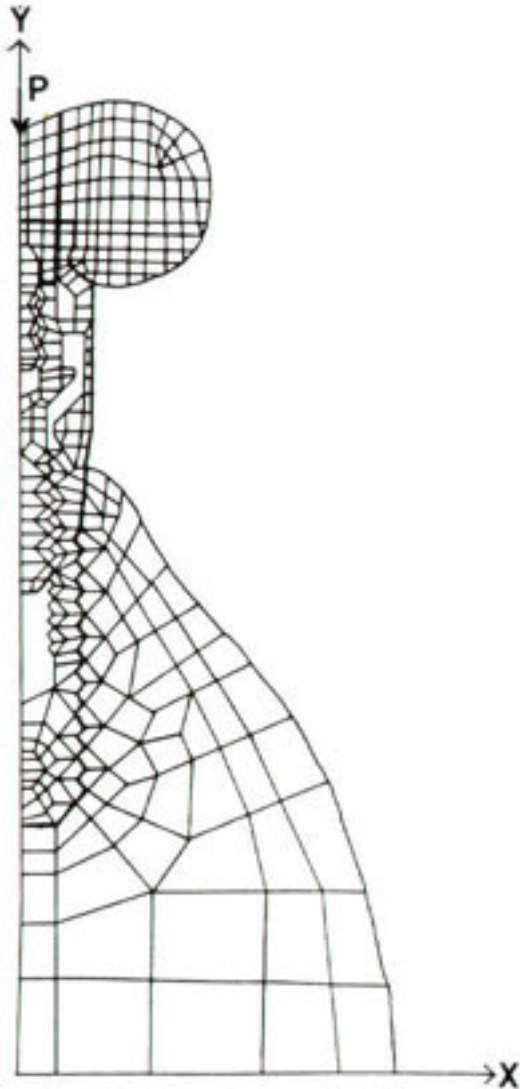


Fig. 1. Finite Element Model and Load Applied

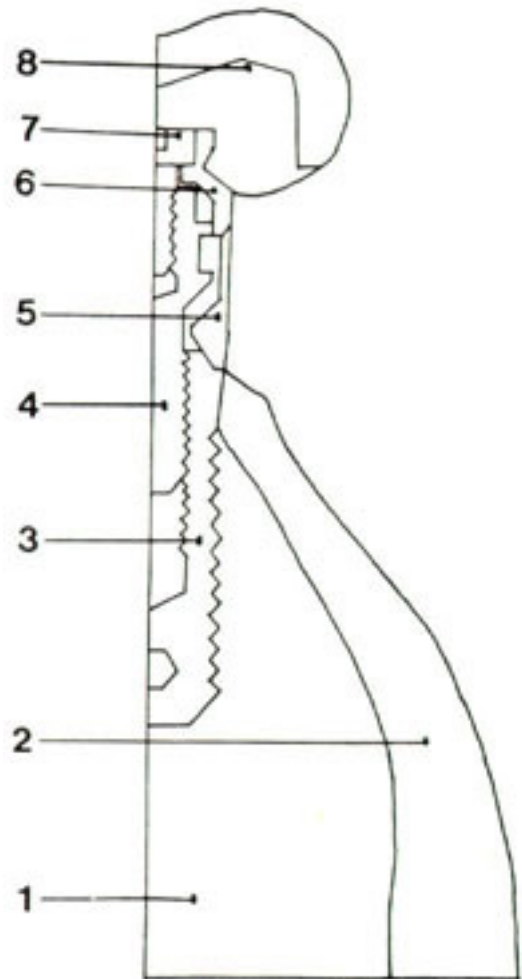


Fig. 2. Finite Element Model :  
 1. sponge bone 2. Cortical bone  
 3. Fixture 4. abutment screw  
 5. abutment 6. gold cylinder  
 7. gold screw 8. C Crown

Table 1. Mechanical Properties for Materials

| Material        | Young's Modulus (kg/mm <sup>2</sup> ) | Poisson's ratio |
|-----------------|---------------------------------------|-----------------|
| Titanium        | $2.0 \times 10^4$                     | 0.34            |
| Type IV gold    | $1.0 \times 10^4$                     | 0.30            |
| Type III gold   | $1.0 \times 10^4$                     | 0.30            |
| Ceramic gold    | $8.8 \times 10^3$                     | 0.29            |
| Porcelain       | $7.0 \times 10^3$                     | 0.29            |
| Composite resin | $1.7 \times 10^3$                     | 0.26            |
| Acrylic resin   | $0.2 \times 10^3$                     | 0.26            |
| Compact bone    | $2.0 \times 10^3$                     | 0.27            |
| Sponge bone     | $1.5 \times 10^3$                     | 0.27            |

\* William J. O'Brien : Dental materials & Properties and selection. 1989 : p. 550.

\* Branemark, Zarb : Tissue-integrated prostheses, Quintessence Co. 1985 : p. 118.

\* David F. Williams : Biocompatibility of clinical implant material. CRC Press, Inc 1989 : p. 19.

Table 2. Number of Elements and Nodal Points.

| Design<br>Element number | Model A | Model B | Model C | Model D |
|--------------------------|---------|---------|---------|---------|
| Gold screw               | 26      | 26      | 26      | 26      |
| Gold cylinder            | 14      | 14      | 14      | 14      |
| Abutment                 | 15      | 15      | 15      | 15      |
| Abutment screw           | 47      | 47      | 47      | 47      |
| Fixture                  | 60      | 60      | 60      | 60      |
| Compact bone             | 29      | 29      | 29      | 29      |
| Sponge bone              | 48      | 48      | 48      | 48      |
| Porcelain                | 55      | 0       | 0       | 0       |
| Type III gold            | 0       | 0       | 0       | 119     |
| Composite resin          | 0       | 55      | 0       | 0       |
| Acrylic resin            | 0       | 0       | 94      | 0       |
| Gold framework           | 64      | 64      | 25      | 0       |
| Total                    | 358     | 358     | 358     | 358     |
| Nodal point number       | 442     | 442     | 442     | 442     |

### III. 연구결과

#### 1. 변위

4가지 모형에서 중심좌에 1kg 하중을 가했을 때 매식체 외형 및 매식체와 금관 경계부의 변위량을 알아보기 위하여 1000배 확대하여 표시하였고 이를 점선으로 연결하였다(Fig. 3, 4, 5, 6). 4개의 모형에서 변위는 비슷한 분포양상을 보였고 전체적으로 하방변위되었으며, 4가지 모델의 abutment부위에서 원심하방으로의 변위가 관찰되었다. 모델 B,C의 경우 gold cylinder, gold screw 상단부와 금관 하방부위에서 원심하방으로의 변위가 관찰되고, 복합레진 coping과 복합레진 경계부와 아크릴릭 레진 framework과 아크릴릭 레진 경계부에서 원심하방으로의 변위가 관찰되었다. 모델 D의 경우는 금관 하방부위에서 원심하방으로의 변위가 관찰되었다. 모델 A의 경우는 abutment 부위를 제외하고는 수직부하만이 관찰되었다. 모델 C의 경우는 금관부위에서 A,B,D에서 보다 큰 변위를 보였다. 모델 B, C에서 gold screw와 abutment screw부위에서 모델 A, D보다 큰 변위가 관찰되었다.

#### 2. 주응력 및 등기응력

##### 1) 주응력 분포

주응력 성분은 각요소의 Gauss 적분 선택점에서의 결과로 그 크기와 방향을 고려하여 인장과 압축을 화살표로 구별하여 표시하였고, 그 크기가 1.00kg/cm<sup>2</sup> 미만인 경우에는 표시의 곤란으로 이를 무시 하였다(Fig. 7, 8, 9, 10). 최대 압축응력은 하중 작용점 직하방에서 각 모델에 따라 781.6kg/cm<sup>2</sup>(model A), 787.2 kg/cm<sup>2</sup>(Model B), 811.5 kg/cm<sup>2</sup>(model C), 780.2kg/cm<sup>2</sup>(model D)로 나타났다.

##### A. Model A

압축응력이 높게 나타난 부위는 abutment 하방부 즉 fixture와 abutment 경계부위(216.3kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw의 screw가 시작되는 부위(201.9 kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw상단부와 fixture의 경계 부

위(128.7kg/cm<sup>2</sup>)였다.

인장응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 경부부위(124.3 kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 상단부(52.3kg/cm<sup>2</sup>), abutment상단부(26.3kg/cm<sup>2</sup>)이었다. fixture base 직하방 응력은 0.97kg/cm<sup>2</sup>, 압축 5.75 kg/cm<sup>2</sup> 이었다.

##### B. Model B

압축응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 의 screw가 시작되는 부위(206.9kg/cm<sup>2</sup>) abutment 하방부 즉 fixture와 abutment의 경계부위(204.2kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 상단부와 fixture의 경계부위(138.2kg/cm<sup>2</sup>)였다.

인장응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 경부부위(118.9kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw상단부(57.1kg/cm<sup>2</sup>), abutment 상단부(44.7kg/cm<sup>2</sup>)였다. fixture base 직하방 응력은 인장 0.98kg/cm<sup>2</sup>, 압축 5.67kg/cm<sup>2</sup>였다.

##### C. Model C

압축응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 의 screw가 시작되는 부위(225.9kg/cm<sup>2</sup>), abutment 하단부 즉 fixture와 abutment 경계부위(195.9 kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw상단부와 fixture의 경계부(144.2kg/cm<sup>2</sup>)였다.

인장응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 경부부위(107.7kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 상단부(65.7kg/cm<sup>2</sup>), abutment 상단부(56.8kg/cm<sup>2</sup>)였다. fixture base 직하방 응력은 인장 0.98kg/cm<sup>2</sup>, 압축 5.67 kg/cm<sup>2</sup>였다.

##### D. Model D

압축응력이 높게 나타난 부위는 fixture와 abutment 경계부위(208.5kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 의 screw가 시작되는 부위(203.4kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 상단부와 fixture 경계부위(138.2kg/cm<sup>2</sup>)였다.

인장응력이 높게 나타난 부위는 abutment screw 경부부위(122.3kg/cm<sup>2</sup>), abutment screw 상단부(54.0kg/cm<sup>2</sup>), abutment 상단부(39.4kg/cm<sup>2</sup>)였다. fixture 직하방 응력은 인장응력 0.99kg/cm<sup>2</sup>, 압축 응력 5.73kg/cm<sup>2</sup>였다.

## 2) 등가응력 분포

모형내에서 발생된 응력분포를 그 크기에 따라 6단계로 분류하여  $15\text{kg}/\text{cm}^2$ 이하는 노란색,  $15\text{--}30\text{ kg}/\text{cm}^2$ 는 진노랑,  $30\text{--}60\text{kg}/\text{cm}^2$ 는 진분홍,  $60\text{--}90\text{ kg}/\text{cm}^2$ 는 주황색,  $90\text{--}150\text{kg}/\text{cm}^2$ 는 고동색,  $150\text{kg}/\text{cm}^2$  이상은 검정색 등 6종의 색상으로 표시하였다.

등가응력 분포는 주응력과 유사한 양상을 보였다.

4가지 모델 모두에서 매식체 구조물중 abutment 상단부, abutment screw, fixture 내사선 중간부에 응력이 높게 나타났고, 지지조직에서는 치밀골 정상부위와 screw 내측으로의 골조직 침단부위에 응력이 집중되었으며, 대부분의 응력은 fixture 하방의 해면골 부위에 집중되었다(Fig. 11, 12, 13, 14).

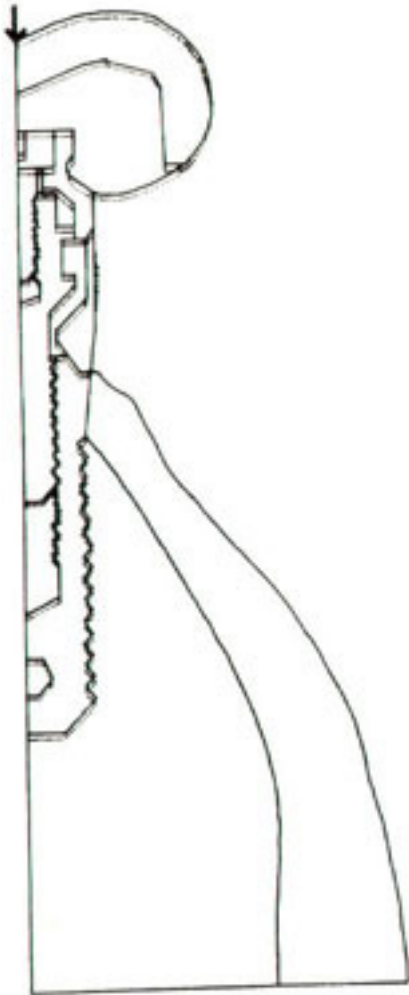


Fig. 3. Magnified Displacement of Model A( $\times 1000$ )

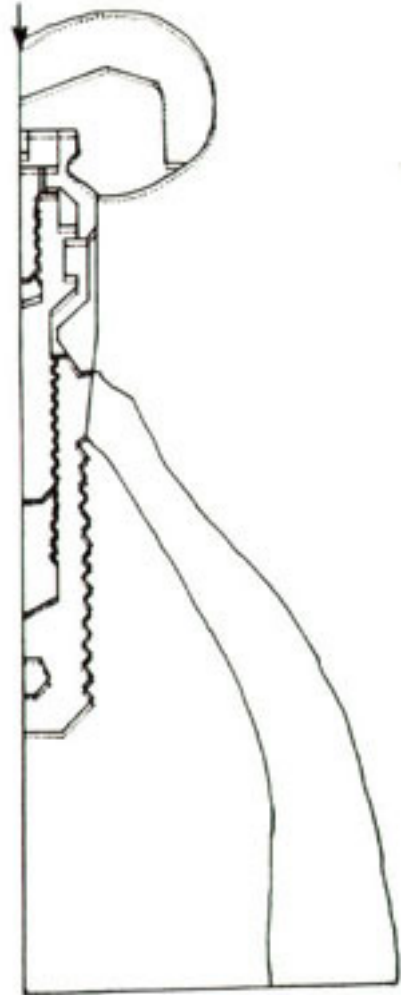


Fig. 4. Magnified Displacement of Model B( $\times 1000$ )



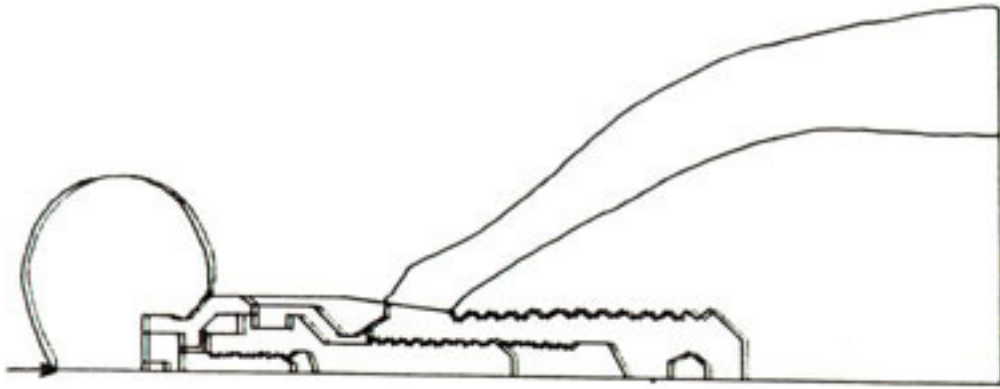


Fig. 6. Magnified Displacement of Model D( $\times 1000$ )

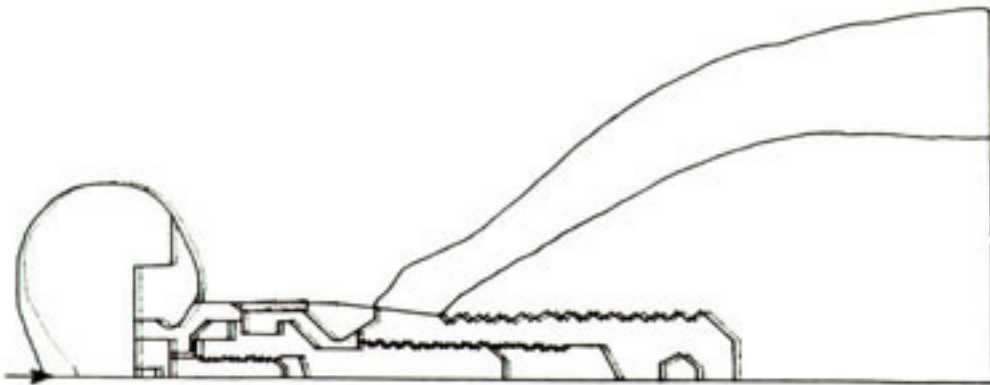


Fig. 5. Magnified Displacement C( $\times 1000$ )

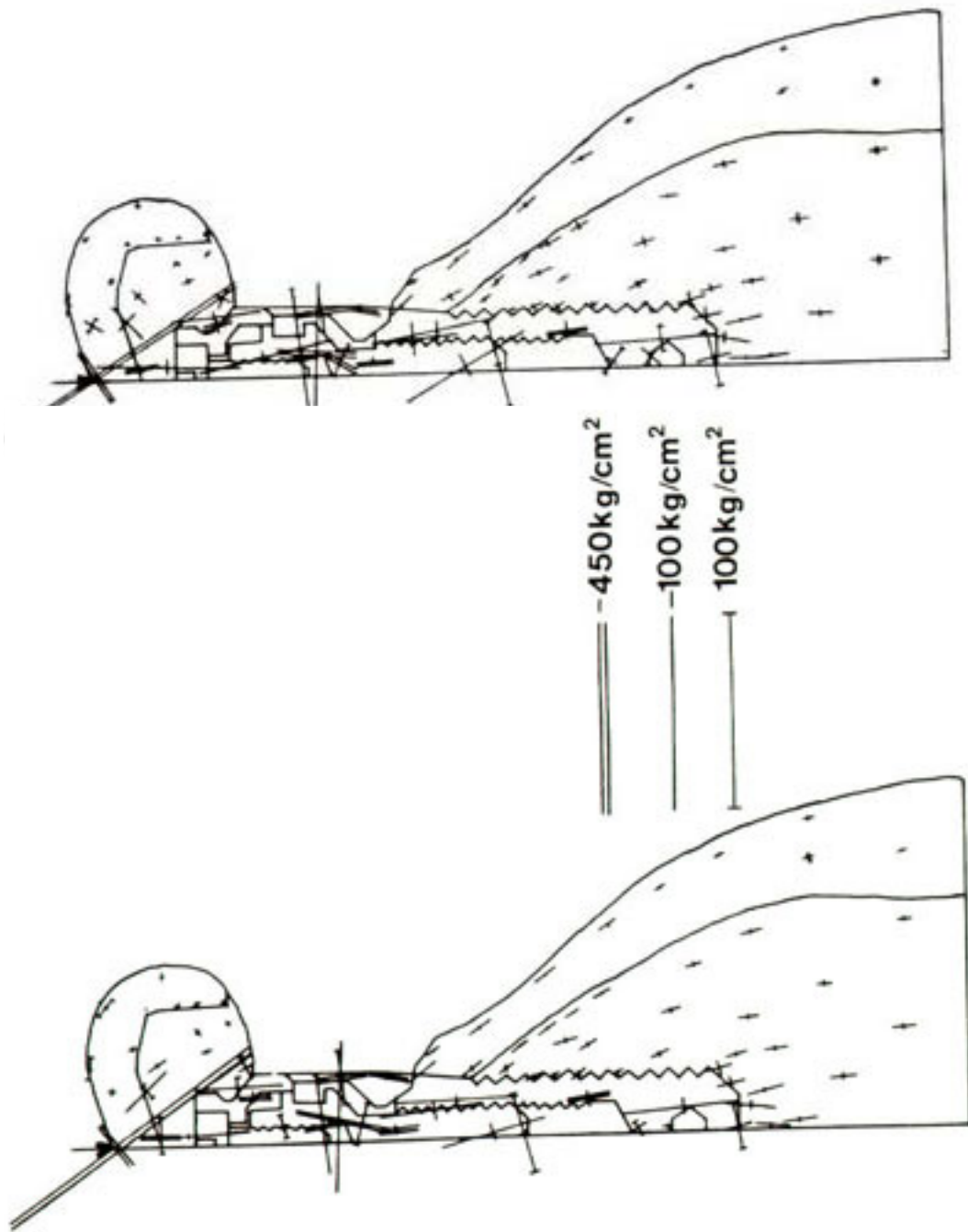


Fig. 8. Principal Stress Displacement of Model B.

Fig. 7. Principal Stress Displacement of Model A.



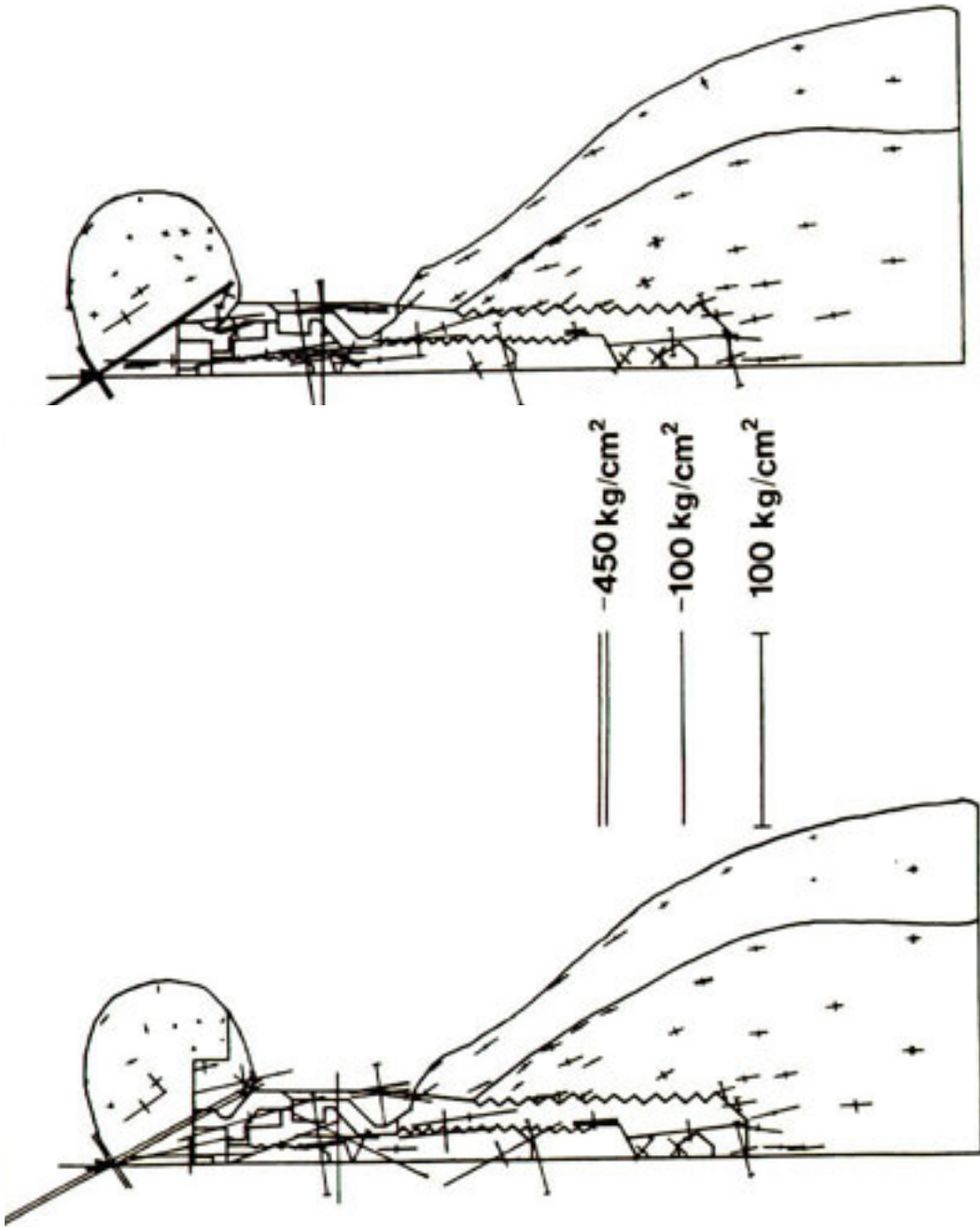


Fig. 10. Principal Stress Displacement of Model D.

Fig. 9. Principal Stress Displacement of Model C.



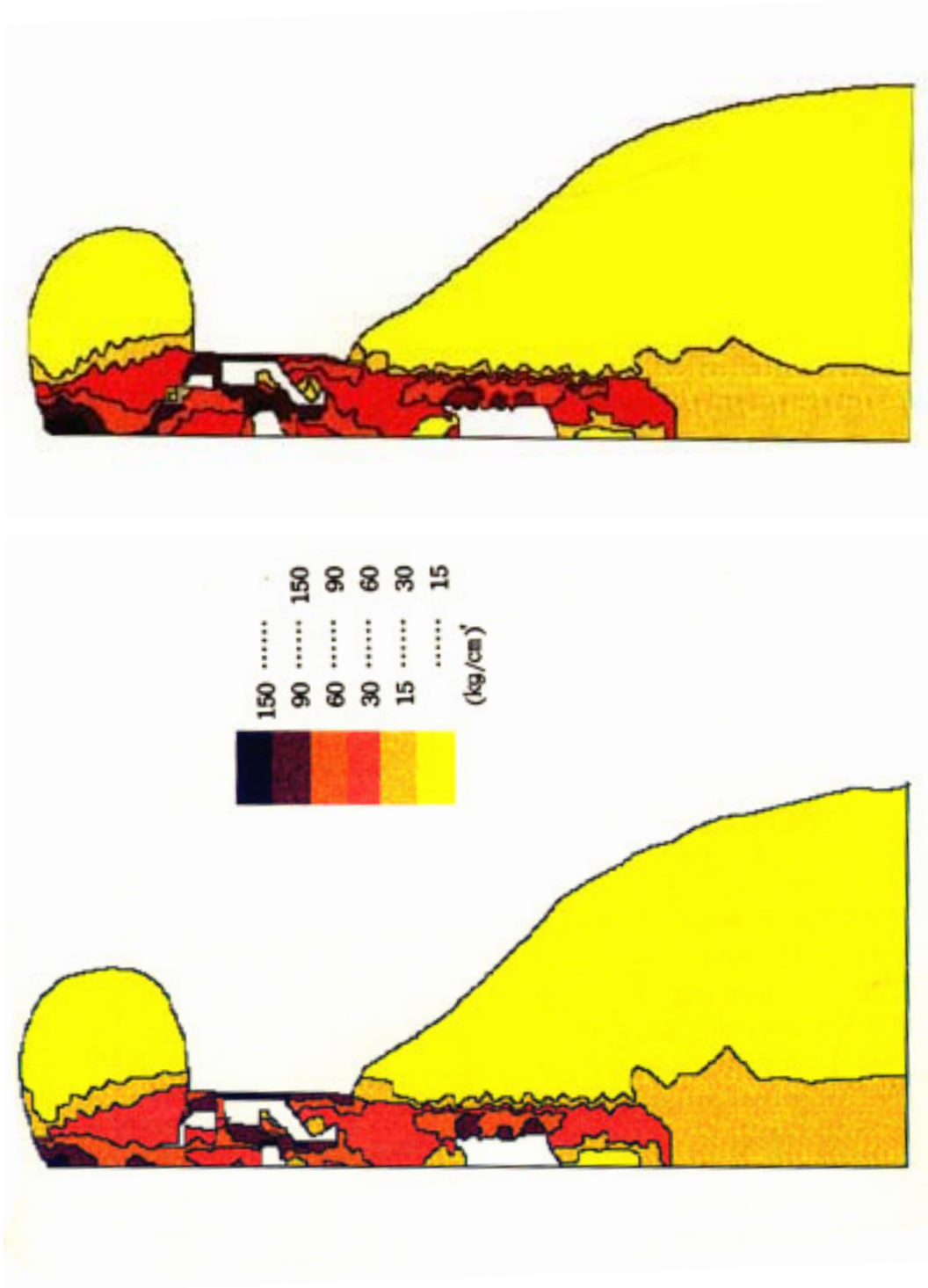


Fig. 12. Equivalent Stress Displacement of Model B.

Fig. 11. Equivalent Stress Displacement of Model A.

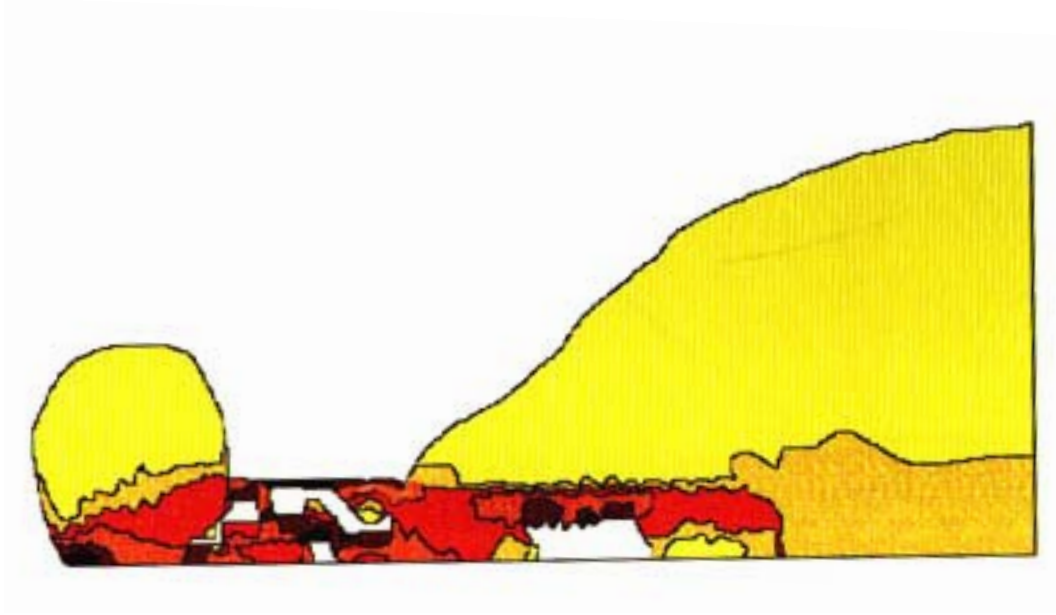


Fig. 14. Equivalent Stress Displacement of Model D.

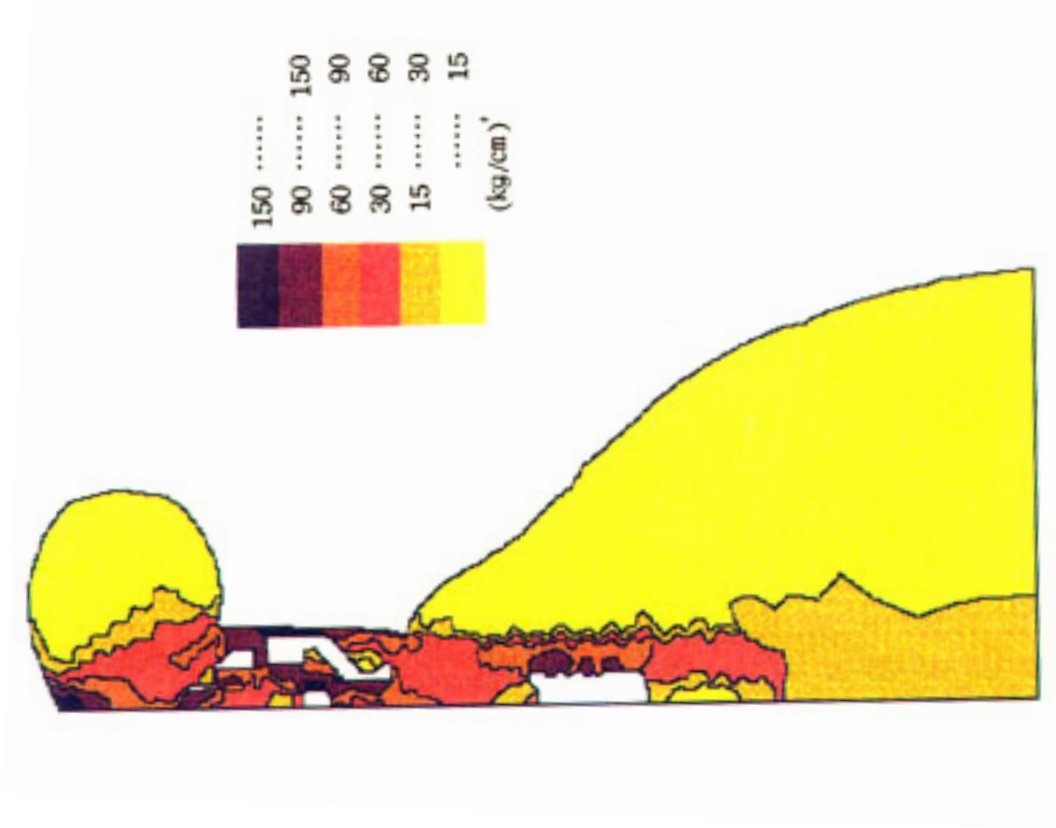


Fig. 13. Equivalent Stress Displacement of Model C.

#### IV. 총괄 및 고안

매식체의 지지조직에 가해지는 응력을 연구하는 방법으로 유한 요소법이 이용되어 오고있다(26, 27, 28). 유한 요소법은 구조물의 물리적 성질을 파악한 후 기계적인 이상화를 시킨뒤 구조물을 하나의 연속체로 생각하고, 이 연속체를 일정한 수의 요소로 분할하고, 각 절점에 작용하는 하중과 경계조건을 설정한 후 각 절점의 변위를 구하므로써 각 요소의 변형과 응력 성분을 구하게 된다. 이 방법은 구강 조직에 관한 정확한 자료입력이 가능하기 때문에 보철물과 구강조직의 변위나 응력의 크기, 분포를 확실하게 알 수 있다. 또한 유한요소법은 모형의 형태와 크기를 실물과 쉽게 일치시킬 수 있고 구성재료의 물리적 성질인 탄성율(E)와 Poisson-비( $\nu$ )를 탄성영역에서 쉽게 설정할 수 있으며, 내부 응력과 변위의 측정이 가능하고 하중조건도 용이하게 변형시킬 수 있다는 장점이 있고, 실험 조작은 컴퓨터를 이용하기 때문에 실험적 방법의 난제들은 대부분 해결할 수 있다(29).

Hansson(30)은 골유착의 성공요소중 응력에 관한 요소로서 매식체의 디자인, 매식체 표면의 특징, 부하조건을 들고 있는데, 응력분산은 매식체의 상부수복물의 기능적 설계와 적합도가 관계된다고 하였으며, Lavelle(31)는 매식체의 성공요소로서, 환자의 선택과 함께, 교합의 균형과 매식체의 상부 구조물 타입이 매식체 식립전에 고려되어야 하며, 상부구조가 생리적인 설계가 되도록 더 많은 연구가 필요하다고 하였고, Ronald(32)는 성공적인 골유착을 위해서는 골조직이 가장 중요하고, 충분한 골의 양과 질은 긴 fixture를 설치할 수 있어, 골유착을 위한 넓은 면적을 가지게 된다고 하였다. 본 연구에서는 중정도와 치조골 흡수와 해면골 주위에 두꺼운 치밀골을 가져 fixture를 식립하기에 용이한 Brånemark bone analysis에 따른 Category B, Class 2의 골조직 형태를 모델로 하였다.

상부구조의 설계에서 framework의 합금을 선택시 gold cylinder의 용융점을 고려하여 silver - palladium alloy, high palladium alloy, type III alloy 등이 선택(1)되는데, Sones(33)는 framework제

작에 이용되는 금속은 강하고, 중량이 가벼우며, 주조가 잘되는 silver- palladium alloy가 선택될 수 있으나, silver-palladium alloy의 높은 용융점은 숙련된 기공사 조차도 주의를 요한다고 하였고, Lundquist 등(34)은 매식체를 이용한 상악 고정성 보철물 제작시 아크릴릭 레진치의 부착을 위해 gold framework을 이용하고, 치은쪽 면은 고도로 연마하여 처리하였다. Zarb등(35)은 매식체를 이용한 하악 고정성 보철물제작시 silver-palladium alloy로 매식체를 연결하고 아크릴릭 레진으로 피개했으나, 고도로 연마된 아크릴릭 레진의 치은면에서 조차도 치석이 관찰되므로 장기간의 구강 위생을 위해서는 치은면을 금속으로 수복해야 한다고 하였다. 본 연구에서는 metal framework의 하부면을 볼록한 외형을 가지는 type III gold로 설계하였다.

본 연구에서 중심와에 1kg의 하중을 가할시, 전반적으로 하방으로 변위되었고 Type III gold crown이 매식체 구조 상부에서 fixture 하방까지 다른 모델에 비해 큰 변위가 나타났으며, 매식체 구조물중 gold cylinder상부변연과 경부, gold screw부위에서 큰 변위가 관찰되었다. 이 부위에서의 큰 변위는 하중점과 근접해 있기 때문으로 사료되며, 특히 type III gold crown의 큰 변위는 금관 수복재료가 다른 수복재료보다 견고한 재료로서 응력이 매식체에 전체적으로 분산되어 일어난것(36)으로 사료된다. 매식체 구조물에서 수직적인 변위가 gold screw, gold cylinder 상부변연과 경부에서 크게 나타났으며, abutment부분에서 감소하기 시작하여 fixture하방까지 균일한 감소를 보였으며, 금관부위에서 수직변위는 아크릴릭레진치로 수복한 경우가 가장 큰 변위를 보여, 다른 수복재료보다 큰 파절가능성을 암시함과 동시에 완충효과를 가져 응력흡수 역할(45)을 할 수 있을것으로 사료된다. 수평적인 변위는 매식체 구조물중 abutment부분이 가장 컸으며, gold cylinder 상부변연과 경부에서 크게 나타났고, gold screw gold cylinder 부위의 변위는 아크릴릭레진치에서 가장 컸다. 이러한 변위는 수직압에 의해 abutment가 이개될 수 있음을 보여주고 있다. Brånemark implant구조물중 가장 쉽게 파절될 수 있는 부분이 gold screw이고(37), 대부분의 파절원

인이 gold screw의 이완으로 볼 때, gold screw부분의 큰 변위는 gold screw가 긴밀하게 조여지지 않으며 쉽게 파절을 일으킬 수 있는 것으로 사료되며, 아크릴레진치로 수복된 경우 매식체 상부구조물에서의 큰 변위는 이의 재수복에 대한 고려를 필요로 한다. 저작 운동은 주로 수직적인 부하를 가하지만 하악의 수평운동과 매식체 상부수복구조의 경사에 의해 매식체에 가해지는 힘은 축방향 부하와 bending moment를 나타낸다. 축방향 부하시에 매식체를 통해 골조직에 나타나는 응력이 bending moment로 인한 응력보다 더 적절하게 분산되었다고 보고<sup>(37)</sup>되었고, bending moment로 인한 응력이 gold cylinder와 abutment를 이개시키고 screw joint에 보다 큰 내부응력을 야기한다는 보고<sup>(37)</sup>를 고려할 때, 수직압에 의한 abutment의 큰 수평변위와 축방압에 의한 abutment의 변위 및 응력에 대해 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

압축응력과 등가응력의 분포는 하중접하방의 금관 부위에서 최대값을 보였고, 매식체 구조물중 gold screw, abutment screw 경부, abutment 상단부, fixture내사선 중간부에서 상당히 큰 응력을 보였으며, 인장응력은 abutment screw부에서 최대를 보였고, abutment screw하방변위, abutment상단부, fixture하단부에서 상당한 응력의 집중을 보였다. 지지조직에서는 치밀골 정상부위와 fixture 하방 해면골부위에 압축응력의 집중을 보였으며, 치밀골 정상부위에서 도재로 수복된 경우가 가장 큰 응력의 집중이 있었고, fixture하방 해면골에서는 type III gold crown으로 수복되었을때가 가장 큰 응력의 집중을 나타냈고, 아크릴레진치와 composite resin veneer로 수복된 경우는 유사한 응력분포를 보였다. 또한 가해진 응력의 대부분은 매식체에 의해 지지되었고, 일부분이 골조직에 의해 지지되었다. 지지조직에서 금관 수복재료사이의 응력집중의 차이는 레진으로 금관을 수복한 경우, 매식체 상부구조와 금관부위에서 보다 많은 응력을 흡수 지지조직에 적은 응력의 집중을 보이나, type III gold crown이나 도재로 수복된 경우 매식체 상부 구조와 금관부위에서 레진으로 수복된 경우에 비해 흡수되지 못한 응력이 각기 치밀골 정상부

위와 fixture 하방해면골에 응력의 집중을 보인것으로 사료된다. 압축응력이나 등가응력은 하중방향으로 나타나며, 보통 매식체의 장축을 따라 분산되므로 임상적으로 위해성이 적으나, 인장응력은 압축응력에 직각으로 나타나는 응력이므로 파절의 가능성을 암시한다고 할 수 있다. 즉 abutment screw 경부와 fixture 내사선 중간부위가 응력 이 집중되는 부위이고, 이러한 fixture 내사선과 abutment screw가 쉽게 파절된다는 실례<sup>(33, 37)</sup>와 더불어 Albrekssen<sup>(38)</sup>은 골유착성의 높은 성공물에도 불구하고, 합병증으로 abutment 파절, fixture파절, 보철물의 파절등을 보고한 것을 고려할때 이 부위의 파절을 방지하기 위해 수동적인 적합성과 균형 있는 교합이 이루어져야 되며, 치조골 흡수량, fixture 길이와 수, 대합치열, fixture의 각도와 부기능 습관등과 같은 요소들이 고려되어야 할 것으로 사료된다.

본 연구의 매식체 주위 지지조직에서의 응력분포결과를 매식체에 하중을 가할때 매식체 하방과 치밀골정상부위에서 응력이 집중된다는 보고<sup>(39)</sup>와 일치하였다. 일반적으로 골흡수를 일으키는 매식체 경부부위에서 응력의 집중을 피해야 한다는 보고<sup>(25, 39)</sup>와 매식체 구조물중 응력흡수장치물에 관한 여러 연구<sup>(37, 40, 41, 42)</sup>및 응력흡수 구조물이 응력분산에 큰 효과가 없다는 보고를 고려할때<sup>(43, 44)</sup>, 매식체 주위 지지조직에서의 균일한 응력분산과 매식체에 가해지는 하중을 줄이기위해서는, 금관부 수복물에 충격을 흡수 할 수 있는 재료를 사용하는 것이 보다 효과적일 것으로 사료된다.

## V. 결론

골유착성 매식체로 치료시 금관의 수복재료에 따른 지지조직의 응력을 분석하기 위해 Brånemark 골유착성 매식체를 식립하고 금관의 수복을 도재, composite resin veneered crown, acrylic resin artificial teeth, type III gold crown으로 각각 수복한 후 하중을 가하여 매식체와 지지조직에서 발생된 변위와 응력의 양상을 유한 요소법으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 매식체의 변위는 전 모델에서 균일한 하방변위를 보였으며, abutment부위에서 원심하방변위가 관찰되었다.
2. 지지조직에서의 응력은 전 모델에서 치밀골 정상부위와, fixture 하방 해면골 부위에 집중되었다.
3. 치밀골 정상부위에서는 PFM, fixture 하방 해면골에서는 type III gold crown이 가장 큰 응력의 집중을 보였고, Acrylic resin artificial teeth와 Composite resin veneered crown은 유사한 응력분포를 보였다.
4. 모든 모델에서 매식체 구조물중 gold screw, abutment screw, abutment상단부에서 응력의 집중을 보였다.

## Reference

1. Brånemark(1, 15) P.I., Zarb B., Albreksson T. : Tissue integrate prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Co. 1985.
2. American Academy of Implant Dentistry : Glossary of implant terms. J. Oral. Implant. 12(2) : 284, 1986.
3. Weiss C.M. : Tissue integration of dental endosseous implants : Description and comparative analysis of fibroosseous integration and osseous integration systems J. Oral. implant. 12(2) : 169, 1986.
4. Lavelle C., Wedgwood D., Love W.B. : Some advances in endosseous implants. J. Oral. Reha. 8 : 319, 1981.
5. Brunski J.B., Moccia A.F., Pollack SA, Korostoff E., Trachtenberg D.I. : Endosseous dental implants on the tissue - implant intersurface. J. Dent. Res. 58 : 1053, 1979.
6. Albreksson T. : The long- term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success. J. Oral. Implants 1(1) : 11, 1986.
7. Parel S.M. : Implants and overdentures : The osseointegrated approach with conventional and compromised application. J. Oral. Implant, 1 : 93, 1986.
8. Keller E.E., Desjardins R.P., Tolman D.E., Laney W.R. : Reconstruction of severely resorved mandibular ridge using the tissue integrated prosthesis. J. Oral. Implant. 1(2) : 101, 1986.
9. George A, Zarb B. : Osseointegrated implants for partially edentulous patient Dent. Clin. North Am. 731 : 457, 1987.
10. Lekholm U. : Clinical procedure for treatment with osseointegrated implants. J. Prosthet Dent. 50 : 116, 1983.
11. Forster R., Geering A.H. : Klinische Ergebnisse noch sieberijahriger Tragdauer Von enossalen titanplasmabs schichteeten Doppelhohlzylinderimplantaten. Schweiz Mschr Zahnheilk 94 : 588, 1984.
12. Ledermann P.D. : Das TPS - Schrauben- implantat nach sechsjahriger Anwendung. Quintessenz Co. 11 : 203, 1984.
13. Grunder U., Strub J.R. : Implant supported suprastructure design. J. Perio. Res. 10 : 19, 1990.
14. Adell R., Lekholm U., Brånemark P.I. : A 15-year study of osseointegrated edentulous jaw, J. Oral. Surg. 10 : 387, 1981.
15. Sumiyo Hobo, Eijida, Lily T., Garcia : Osseointegration and occlusal rehabilitation Quintessence Co. 15, 1988.
16. 이호용 : 치과 이식과 보철(Dental Implant and Prosthesis). 대한치과 의사협회지 20 : 27, 1982.
17. 최목균 : 인공치아와 생체조직의 접촉면에 대한 최근 연구동향. 대한치과의사협회지 25 : 721, 1987.
18. Koch W.L. : Die Zweiphasige enossale implantation von intramobilen zylinder implantation - IMZ(I + II +III). Quintessenz Co. 27 : 21, 1976.
19. Ney T.H. : Zur Kinematik von implantaten unto natuerlichen zahnen. Dtsch Zahnarztl Implantol 42 : 1039, 1986.
20. Siegele D., Soltesz U. : Implantate von



- intramobilen einsetzen ala bruck enfeiler, tin  
vergleich der im Knochen erzeugten  
spannungsverteilungungen. Dtsch Zahnartztl  
Implantol II : 117, 1986.
21. Tesk J.A, Widera O. : Stress distribution in bone  
arising from loading on endosteal implant. J.  
Biomed. Mat Res. 4 : 151, 1973.
  22. Weinstein A.M., Klawitter J.J. : Stress analysis on  
porous rooted dental implants. J. Prosthet Dent  
55 : 772, 1976.
  23. Borchers L., Reichart P. : Three dimensional  
stress distribution around dental implant at  
different stages of interface development. J.  
Dent. Res. 62 : 155, 1983.
  24. Kitoh M., Suetsugu T., Murakami Y., Tabata T. :  
A biomathematical study on implant design and  
stress distribution. Bull Tokyo Med. Dent Uni. 25  
: 269, 1978.
  25. Rieger M.R., Adams B.S. : Alternative materials  
for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent.  
61 : 717, 1989.
  26. Weinstein A.M., Cook S.D. : A three dimensional  
finite element analysis of a porous rooted Co -  
Cr - Mo alloy dental implant J. Dent. Res. 25,  
1982.
  27. Widera G.E., Tesk J.A., Privizer E. : Interaction  
effects among cortical bone, cancellous bone, and  
periodontal membrane of natural teeth and  
implants. J. Biomed. Mat. Res. 7613, 1976.
  28. Noriaki Takahashi, Tetsuya Kitagami : Analysis  
of stress on a fixed partial denture with a blade -  
vent implant abutment. J. Prosthet. Dent 40 :  
186, 1978.
  29. 官川 修 : 橋義齒の有限要素法 による 力學的 研究(第  
1 報) 一橋脚齒 モデル一. 齒科理工學雜誌 17 : 269,  
1976.
  - 30). Brånemark P.L, Hansson B.O., Adell R :  
Osseointegrated implants in the treatment of the  
edentulous jaw. Scand J. Plast Reconst.  
Surg.16(Suppl) : 1, 1977.
  31. Christopher Lavelle, Dennis Wedgwood : A new  
implant philosophy. J. Prosthet. Dent. 43 : 71,  
1988.
  32. Ronald P.D. : Tissue - integrated prosthesis for  
edentulous patients with normal and abnormal  
jaw relationships implants. J. Prosthet Dent 59 :  
180, 1989.
  33. Sones : Complication with osseointegrated  
implants. J. Prosthet Dent 62 : 581, 1989.
  34. Lundquist S., Carlsson G.E. : Maxillary fixed  
protheses on osseointegrated dental implants. J.  
Prosthet Dent. 50 : 262, 1982.
  35. Zarb G.A., Symington J.M. : Osseointegrated  
dental implants : Preliminary report on a  
replication study. J. Prosthet Dent 50 : 27L 1983.
  36. Skalak : Biomechanical considerations in  
osseointegrated protheses J. Prosthet Dent 49 :  
843, 1953.
  37. Ringers, Torsten, Jorneus : Forces and Moments  
on Brånemark implants. J. Oral Implant 4 : 241,  
1989.
  38. Albreksson T. : A multicenter report on  
osseointegrated oral implants. J. Oral Implant 4 :  
241, 1989.
  39. Ringer M.R., Fareed K : Stress distribution for  
three endosseous implants. J. Prosthet Dent 61 :  
223, 1989.
  40. Niznick G. : New form core -vent. Core Vent  
Cor. 1 : 7, 1986.
  41. Kirsch A. : The two phase implantation method  
using IMZ intramobile cylinder implants. J. Oral.  
Implant. 11 : 197, 1983.
  42. Kirsch A, Ackermann KL : Das IMZ - implant  
system. Dtsch Zahnartztl Implantol 42 : 1134,  
1986.
  43. Mcglumphy E.A., Campagni W.V. : A comparison  
of the stress transfer characteristics of a dental  
implant with rigid or a resilient internal element.  
J. Prosthet Dent. 62 : 586, 1990.
  44. Van Rossen I.P., Braak L.H. : Stress- absorbing  
elements in dental implants. J. Prosthet Dent 64  
: 198, 1990.

= Abstract =

## **The stress analysis of supporting tissues according to crown restorative materials in Brånemark osseointegrated implant**

**Gwan - Ho Jeong, D.D.S., Tae Seong Bae, M.E.,  
Kwang -Yeob Song, D.D.S., M.S.D., Charn -Woon Park, D.D.S., M.S.D., PhD.**

*Department of Dentistry, College of Dentistry, Graduate School, Chonbuk National University*

This study was to analyze the stress distribution of implant and supporting tissue in Brånemark osseointegration implant. The analysis has been conducted by using the axisymmetric finite element method and type of model according to crown material.

Tests have been performed at 1 kg load on central fossa of crown portion.

Each type of model was designed differently according to crown material.

- 1) Porcelain fused to metal crown(Model A)
- 2) Composite resin veneered crown(Model B)
- 3) Acrylic resin veneered crown(Model C)
- 4) Type III gold crown(Model D)

The displacements and stresses of implant and supporting structures were analyzed to investigate the influence of the type of crown material.

The results were obtained as follows :

1. Displacement of implant was shown uniformly downward displacement in all models and abutments were observed distally downward displacement.
2. In supporting tissues, stress was concentrated on the crest of compact bone and the spongy bone below implant.
3. The PFM and the type III gold crown showed the largest concentration of stress at the crest of compact bone and the spongy bone below implant, respectively. Acrylic resin artificial teeth and composite resin veneered crown indicated almost the same distribution of stress.
4. The gold screw, the abutment screw and the top of abutment showed the concentration of stress in implants of every model.