

# 골 유착성 임프란트 보철수복시 자연치대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

고헌주 · 정재현

## 목 차

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

## I. 서 론

Bränemark에 의해 소개, 연구되어 온 골유착성 임프란트의 생체 적합성, 성공적인 임상결과 등이 계속 밝혀진 이후, 임프란트에 대한 관심과 임상적 사용이 증가되고 있으며, 골유착은 광학 현미경 하에서 임프란트와 주위 골조직이 직접 부착되어 있는 상태, 또는 결합조직의 피막 형성 없이 임프란트와 골조직이 부착되어 외부의 압력을 골조직 내로 직접 전달 할 수 있는 즉 골과 임프란트 사이의 구조적, 기능적인 직접 결합이라고 정의되고 있다<sup>3, 10, 14, 15, 37)</sup>. 따라서 골유착은 임프란트에서 골내로 응력이 직접 전달되며, 골과 임프란트 접촉부위에서 움직임이 없는 상태이며, 골유착을 얻기 위한 방법으로 임프란트 재료는 순수 티타늄, 형태로는 치근형, 외과시술시 지속 골삭제 및 두단계 외과적 시술 등이 추천된바 있다<sup>16, 17)</sup>.

최근 부분 무치악 환자에서 가철성 국소의치를 대신하여 결손된 부위에 골유착 임프란트를 매식하여 많은 장점을 갖는 고정성 국소의치로 수복 대체하는 경향이 있는데 이때 자연치근 주위의

치주인대의 존재는 골과 관련해서 생리적 범위내의 치아이동을 허용해 주는 반면 골유착 임프란트는 이러한 이동을 허용하지 않음으로써 자연치와 임프란트에 의해 동시에 지지되는 고정성 국소의치는 골유착 임프란트와 자연치간의 강성(rigidity) 및 이동의 차이가 있어 지금까지 이와 관련된 외력의 분산양태에 관해 많은 논란이 되어 왔다.

어떠한 보철물이든지 실패하지 않으려면 생체의 하중 지지능력 한계 내에서 기능하도록 설계되어야 하는데 임프란트 보철에서도 이러한 원칙은 똑같이 적용된다 할 수 있다. Skalak<sup>36)</sup>은 골유착 임프란트는 악골과 직접 결합되어 있으므로, 기능시 초래되는 외력은 매식체를 통해 직접 악골에 전달되게 되며, 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러싸여 있는 자연 치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제점들이 유발될 수 있다하였고 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 임프란트와 관련된 구조물들이 상대적으로 견고해야 하며, 기하학적인 임프란트 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 강조하였다.

임프란트를 이용한 고정성 국소의치 보철 수복시 Sullivan<sup>38)</sup>은 임프란트와 자연치에서 지지의 차이를 보상하기 위해 interlock의 사용을 권장했으며, Ericsson등<sup>22)</sup>도 non-rigid connector가 기능시에 정상적인 하중과 치아이동을 허용해 준다고하였고, Finger등<sup>23)</sup>도 임프란트에 가해지는 비정상적 응력을 피하기 위해서 응력 완압 장치(stress-breaking component)가 반드시 고려되어야 한다고 하였다. 자연치의 이동을 재현 하고자 IMZ 임프란트의 경우엔 flexible polymer로 구성된 intramobile element (IME)를 이용, 임프란트내에 가동성을 부여하여

충격 응력을 줄이기도 하였으나 치아 자체의 운동을 재현시키지는 못하며 IME 자체의 빈번한 교환의 필요성 및 파절 등이 보고되어 논란되고 있다<sup>18, 20, 28, 28, 36)</sup>. 반면 van Steenberghe<sup>40)</sup>, Ericsson등<sup>22)</sup>은 임프란트와 자연치 사이에 직접 연결은 기능과 조직 반응에서 임상적으로 중요한 문제를 야기하지 않으며 오히려 precision attachment 사용시 골유착 임프란트는 이동되지 않고 자연치의 이동은 허용되어 밑으로 침하하면서 attachment의 연결부에 교합의 불균형을 야기할 수 있다고 하였다.

임프란트는 특수한 환경인 구강내에 장착되어 치아의 역할을 대신하여 정하중 및 동하중을 복합적으로 받게되므로 하중 흡수와 관련하여 많은 문제점들이 발생될 수 있는데 임프란트와 악골 간의 결합의 파괴, 임프란트 자체의 파절, 임프란트와 보철물 연결부의 손상, 상부 보철물의 파절, 시멘트의 파괴, 고정나사의 이완 및 파절, 치조골의 소실 등으로 궁극적인 임프란트의 실패를 야기하게 된다<sup>20)</sup>. 따라서 Rieger등<sup>33, 34)</sup>은 골유착 임프란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해선 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인이 고려된 임프란트가 필수적인데 아직 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다 하였다.

이와같이 임프란트와 자연치아 간의 연결에 대한 여러 주장과 논란이 있으므로 이와 관련된 사항들을 명확히 규명키 위해서는 다양한 임상적 증례에 대한 결과의 파악 및 더 많은 실험적 연구가 요구된다고 할 수 있다. 이에 저자는 하악 제1, 2 대구치가 결손된 부위에 골유착성 실린더형 임프란트를 2개 매식하여 상부 보철물로서 전방 제2소구치인 자연치아와 고정성 및 비고정성으로 수복한 경우로 유한요소 모형 처리하여 2차원 유한요소법을 이용, 하중시의 응력 및 변위를 비교한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 유한 요소 모델 설계

제1대구치 및 제2대구치가 결손된 하악에서 제2소구치 후방 5mm, 12mm지점<sup>41)</sup>에 직경 4mm, 길이 12mm의 골유착성 실린더형 골내 임프란트를 2개

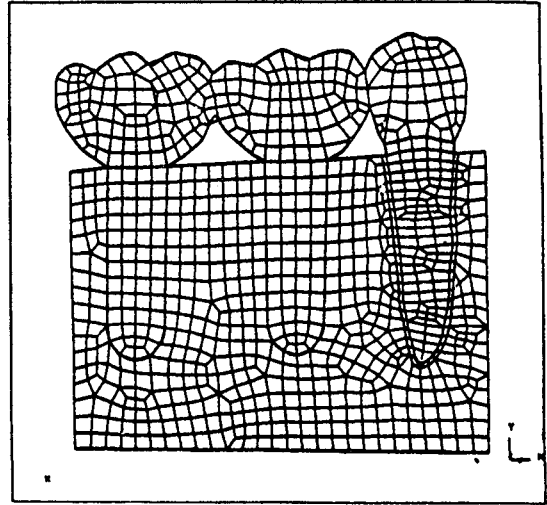


Fig. 1. Mathematical model with connection between natural tooth and osseointegrated abutments(Model A).

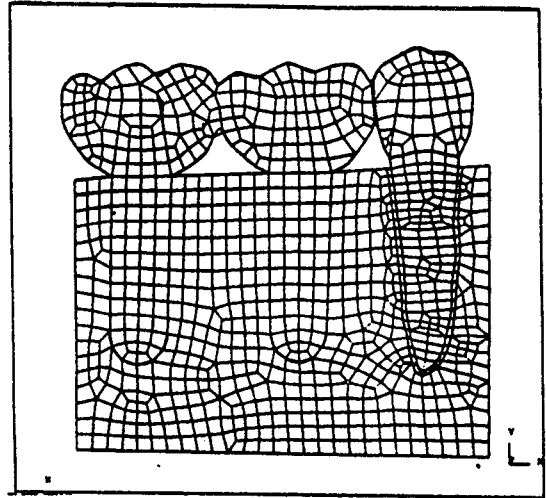


Fig. 2. Mathematical model without connection between natural tooth and osseointegrated abutments(Model B)

매식하여 상부 보철물로서 전방 제2소구치와 2개의 실린더형 골내 임프란트를 고정성 국소의치로 연결한 경우(Fig.1 : Model A)와 전방 제2소구치와 연결하지 않은 채 두개의 실린더형 골내 임프란트에만 상부 보철물을 수복한 경우(Fig.2 : Model B)로 구분하였으며, 상부 보철물은 Bränemark가 추천한 Type IV 금합금으로 제작한 것으로 유한

Table 1. Mechanical properties of materials

Material	Modulus of elasticity (kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio	References
Alveola bone	1400	0.30	21
Periodontal ligament	5.0	0.45	32
Dentin	1900	0.31	30, 32
Casting gold(Type IV)	9800	0.40	8
Titanium	1124	0.30	8

요소 모형 처리하였다<sup>16, 25)</sup>.

임프란트는 티타늄 재질로서 직접 하악골에 결합된 상태로 가정하였고 자연 지대치의 경우엔 치관부위의 법랑질은 삭제되고 치수 및 백악질은 치아에서 차지하는 비중이 적으므로 Cook<sup>28)</sup> 등의 실험방법과 동일하게 치아 전체를 상아질로 가정 처리하였다. 또한 치주인대는 0.4mm<sup>12, 30)</sup>의 균일한 두께로 처리 하였다. 각 구성성분의 물리적 성질인 탄성률(Modulus of elasticity) 및 포아송비(Poisson's ratio)는 선현들의 보고에 의해 설정하여 대입시켰다(Table 1).

외력에 의해 모형 내의 발생된 변위와 응력을 해석하기 위해 하중시의 고정을 위한 구속점(fixed node)으로써 치조골 하연에서 X, Y, Z, Tx, Ty, Tz의 모든 방향으로 고정하였으며 하악골의 절단면은 연속체로 가정, 구속조건으로 X, Z, Tx, Ty 방향은 고정하고 Y, Tz 방향으로는 구속하지 않았으며, Model B의 경우 임프란트 상부 보철물과 제2소구치의 금관 사이의 접촉을 재현하기 위해서 접촉점 경계 조건으로 나란한 두개의 치관부가 접촉점이 연결되지 않고 서로 별개로 작용하므로 인장에는 서로 반응하지 않도록 하였고, 한쪽에서 밀면 서로 영향을 미치지 않으므로 압축에는 서로 반응하도록 하였다. 또한 모든 방향으로의 가동을 부여하기 위해 X, Y, Z 3개 축을 따라 병진 3 자유도 및 회전 3 자유도, 즉 6자유도를 부여함으로써 임프란트 상부 보철물과 제2소구치 금관 사이를 접촉만 시킨 완전 분리 형태로 하였다. 그리고 임프란트-골 계면은 골유착을 가정, 압축과 인장에 동시에 반응하도록 절점을 서로 공유하도록 하였다<sup>8)</sup>.

하중조건으로는 제1대구치의 치관부 근심와에 64.5kg의 수직 집중 하중(Load P1)을 가한 경우와 제2소구치의 치관부 교두정 및 제1, 2대구치의 치관부 근심와에 24kg씩의 분산 하중(Load P2)을 가한 경우로 대별하였다<sup>8, 24)</sup>.

## 2. 변위 및 응력의 계산

평면 선형 정적 구조물의 해석을 위해 Summagraphics Digitizer를 이용 CAD상에서 좌표값을 설정 이를 interface file로 IBM 4381 (OS: VM/CMS)에 입력 CATIA program에서 Modeling 후 IGES file로 CAEDS에 전송, 변위 및 응력을 관찰하였다.

각 절점의 변위는 X, Y, Z 방향으로 이동량을 관찰하여 도면화 하였으며(Fig. 3, 4)소구치 교두정, 소구치 치근단, 후방 지대치의 근심와 및 치근단 부위 절점을 기준점(Fig. 5)으로 하여 변위를 수치로 처리 도표화하였다(Table 2).

응력의 종류로는 탄성학 분야에서 절대수치 상호 비교시 사용되는 등가응력(Equivalent Stress =  $\sqrt{\sigma_{max}^2 - \sigma_{max} \cdot \sigma_{min} + \sigma_{min}^2}$ )<sup>40)</sup>을 구하였으며, 이를 가시화하기 위하여 등가응력의 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다(Table 3, Fig. 7-10).

## III. 연구성적

### 1. 변위

하중조건 Load P1 하에서의 Model A 및 Model B 경우의 전체적 변위를 각각 Fig. 3 및 Fig. 4에서 보여주고 있으며 하중조건 Load P1 및 Load P2 하에서 고정성 국소의치 및 지지골 부위의 기준점

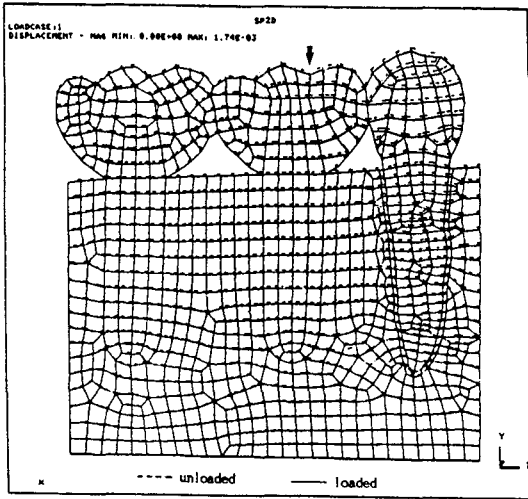


Fig. 3. Deflection field of an implant fixed partial denture with connection(Model A) under Load P1.

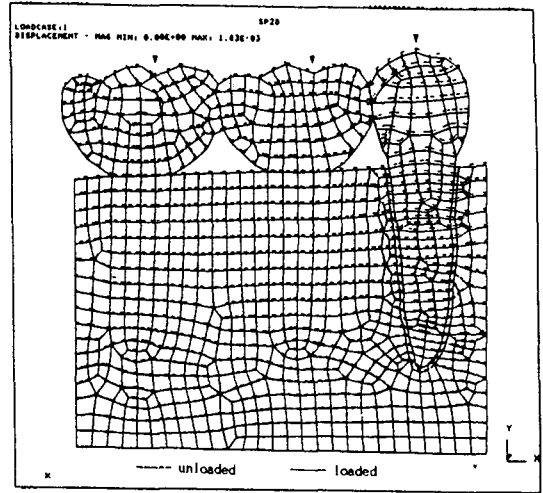


Fig. 4. Deflection field of an implant fixed partial denture without connection(Model B) under P1.

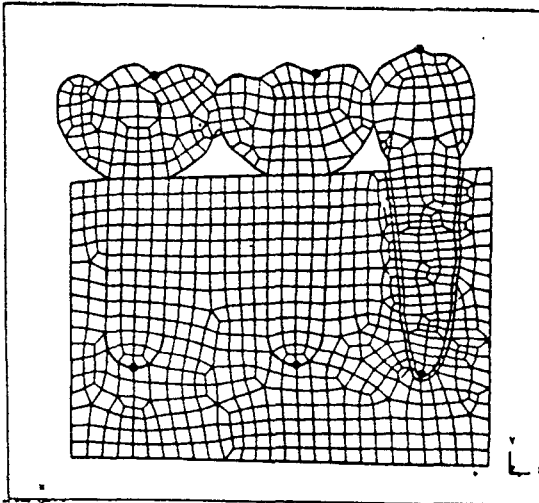


Fig. 5. Reference points for comparison of deflection under each condition.

(Fig.5)의 변위량을 수치로 표시하면 Table 2와 같다.

수직집중하중(Load P1)이 가해진 경우, Model A 및 Model B 모두에서 자연 지대치인 제2소구치의 치관부는 하방 및 근심변위를 보이거나 치근단부는 하방 및 원심변위를 보여 주어 치아가 근심경사되는 경향을 보여주고 있으며 치관 및 치근부에서 하방 변위량에 있어선 Model A의 경우가 Model B의

경우보다 컸다. 그리고 Model A 및 Model B 모두에서 제1, 2대구치의 경우도 치관부에선 하방 및 근심변위를 보이며 치근단부는 하방 및 원심변위를 보이거나 자연치아인 제2소구치의 변위에 비해서 그 크기는 작았으며 Model A와 Model B 간의 하방 변위량의 차이는 거의 유사하였다.

수직 분산 하중(Load P2)이 가해진 경우 Model A 및 Model B 모두에서 자연 지대치인 제2소구치의 치관부 및 치근단부 모두 하방 및 근심변위를 보여 치아 전체가 근심쪽으로 이동되는 경향을 보여주었고 치관 및 치근단부에서 하방변위의 양에 있어선 Model A의 경우가 Model B 경우보다 적었다. 그리고 제1, 2대구치의 경우엔 Model A 및 Model B 모두에서 치관부는 하방 및 근심 변위를 치근 단부는 하방 및 원심변위를 보여 수직 집중 하중(Load P1)의 경우와 같이 치아가 근심경사를 이루는 경향을 보여주고 있으며 Model A와 Model B 간의 하방 변위량의 차이는 거의 유사하였다.

## 2. 응 력

본 연구에서는 각 조건에 따라 주요부위(Fig.6)에 발생하는 등가응력의 크기(Table 3) 및 전체적으로 계산된 응력을 가시화하기 위해 등가응력의 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다(Fig. 7, 8, 9, 10).

Table 2. Quantities of deflection at the reference points

(Unit : mm)

Model	Location	Load P1		Load P2	
		Trans - X	Trans - Y	Trans - X	Trans - Y
A	소구치치관부	8.553E - 05	-1.832E - 03	8.446E - 04	-6.118E - 04
	소구치치근단	-2.991E - 05	-5.005E - 04	4.292E - 05	-3.563E - 04
	제1대구치치관부	3.355E - 05	-1.038E - 03	6.753E - 04	-1.773E - 03
	제1대구치치근단	-6.748E - 05	-6.489E - 04	-4.960E - 05	-8.749E - 04
	제2대구치치관부	6.735E - 06	-9.859E - 04	6.596E - 04	-5.323E - 04
	제2대구치치근단	-1.147E - 05	-5.880E - 04	-7.250E - 05	-3.285E - 04
B	소구치치관부	4.605E - 04	-1.614E - 03	5.921E - 05	-1.054E - 03
	소구치치근단	-1.508E - 05	-4.704E - 04	1.171E - 05	-4.102E - 04
	제1대구치치관부	2.589E - 04	-1.192E - 03	2.023E - 04	-1.450E - 03
	제1대구치치근단	-6.282E - 05	-7.069E - 04	-5.904E - 05	-7.538E - 04
	제2대구치치관부	1.518E - 04	-9.499E - 04	3.478E - 04	-6.076E - 04
	제2대구치치근단	-2.583E - 05	-5.604E - 04	-4.253E - 05	-3.873E - 04

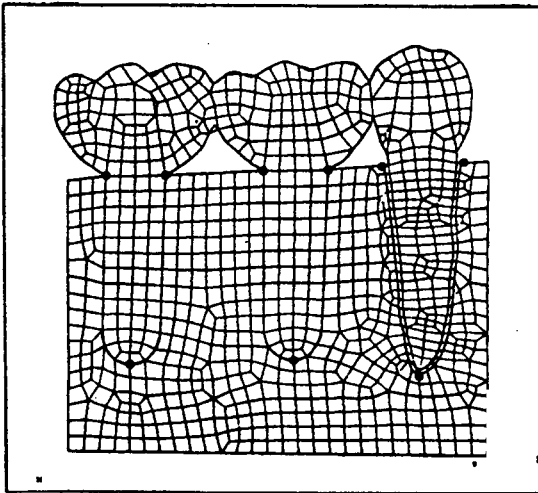


Fig. 6. Supporting bone area for comparison for stresses under each condition.

Model A에 수직집중 하중이 가해진 경우(Fig. 7), 하중이 가해진 제1대구치의 치관부 외면에 높은 응력이 발생되면서 치관 및 치근 장축을 따라 응력이 분산되는 양상을 보이고 인접치아와 고정성으로 연결된 제2소구치의 원심 치관부 및 원심

치경부와 제2대구치의 근심 치관부 및 근심 치경부를 통해 응력이 분산되는 양상을 보이며, 분산되는 정도는 치주인대에 의해 치근부의 변형이 용이한 자연치아인 제2소구치 보다 제2대구치 쪽에 더 많은 응력이 전달됨을 볼 수 있다. 이에 비해 Model B에 수직집중 하중이 가해진 경우(Fig. 8), 대부분의 응력은 하중이 가해진 제1대구치 치관부 외면 뿐만 아니라 근심 치경부에 큰 응력이 발생되며, 치아 장축을 통해 응력이 분산되는 양상을 보이나, 제2소구치 및 제2대구치에는 큰 응력이 발생되지 않음을 볼 수 있다. 그리고 하중이 가해진 제1대구치 근단부에서의 응력은 Model A의 경우보다 Model B의 경우가 컸다.

Model A에 수직분산하중이 가해진 경우(Fig. 9), 분포되는 응력의 양상은 제1대구치의 근심 치경부에 가장 큰 응력이 발생하고 제2대구치 및 제2소구치에 고루 응력이 분산됨을 볼 수 있다. 반면 Model B에 수직분산 하중이 가해지는 경우(Fig. 10)에는 제2소구치 원심 치경부에 가장 큰 응력이 발생하고 제1, 2 대구치에는 보다 낮은 응력이 고루 분산되어짐을 볼 수 있다.

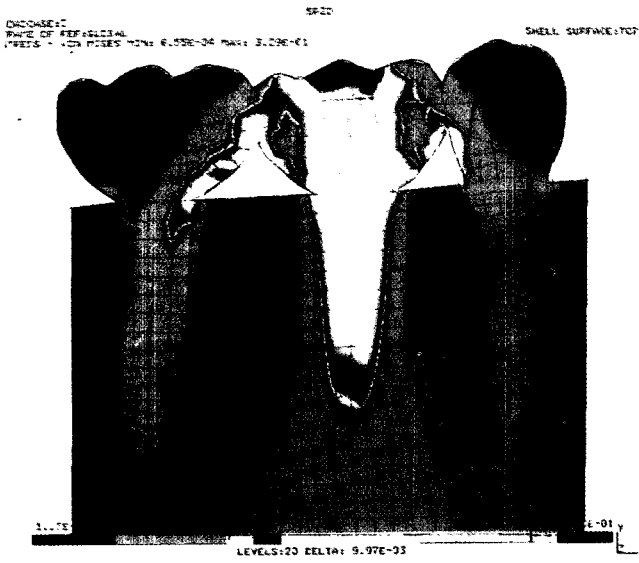


Fig. 7. Equivalent stress of Model A under Load P1.

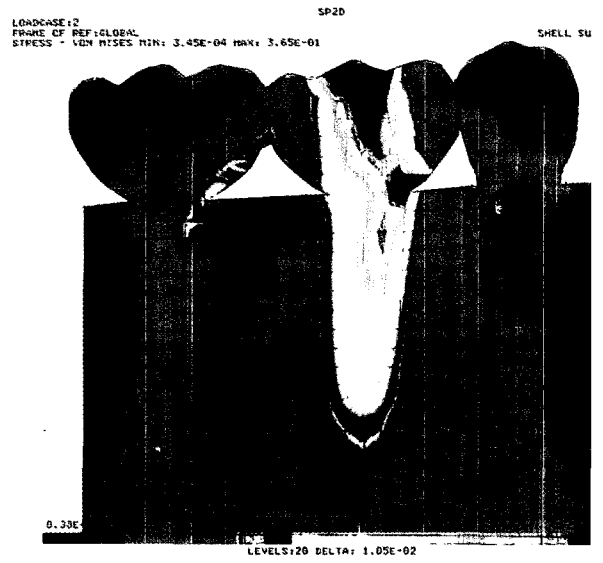


Fig. 8. Equivalent stress of Model B under Load P1.

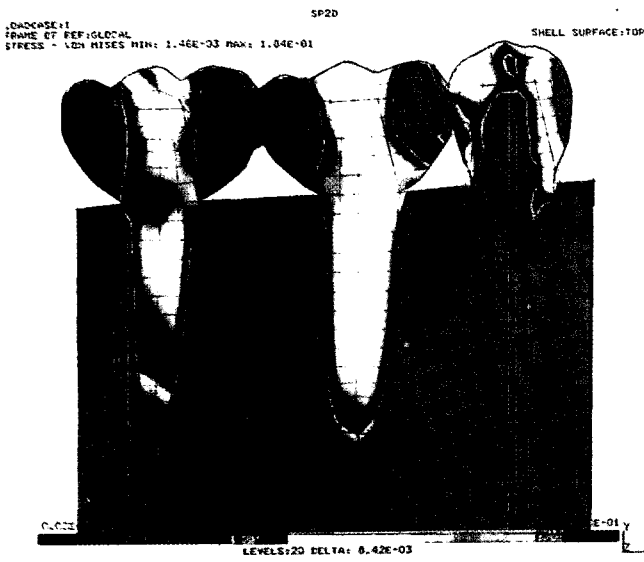


Fig. 9. Equivalent stress of Model A under Load P2.

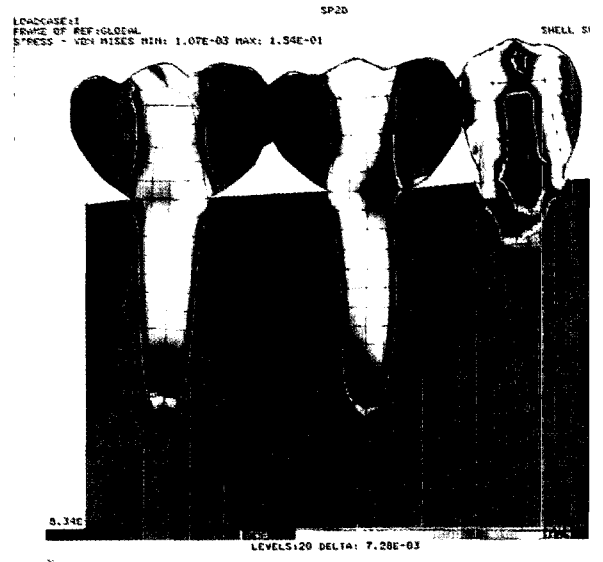


Fig. 10. Equivalent stress of Model B under Load P2.

Table 3. Equivalent stress in bone under each load condition

(Unit : kg/mm<sup>2</sup>)

Location	Load P1		Load P2	
	Model A	Model B	Model A	Model B
소구치근심부	1.859E - 02	1.809E - 02	1.821E - 02	2.712E - 02
소구치원심부	2.124E - 02	1.038E - 02	4.086E - 02	2.199E - 02
소구치근단부	4.240E - 02	3.913E - 02	2.620E - 02	3.216E - 02
제1대구치근심부	1.582E - 02	3.001E - 02	1.159E - 01	5.476E - 02
제1대구치원심부	2.219E - 02	2.183E - 02	4.376E - 02	4.313E - 02
제1대구치근단부	5.488E - 02	6.011E - 02	7.632E - 02	6.527E - 02
제2대구치근심부	2.297E - 02	2.324E - 02	2.462E - 02	3.023E - 02
제2대구치원심부	2.093E - 02	1.394E - 02	1.916E - 02	7.978E - 03
제2대구치근단부	5.073E - 02	4.842E - 02	2.882E - 02	3.321E - 02

#### IV. 총괄 및 고안

부분 무치악에서 골유착 임프란트의 사용으로 가철성 국소의치 대신에 고정성 국소의치로 수복함으로써 대부분 환자에서 현저하게 기능적, 정신적으로 유익하며 긴 가공치 또는 cantilever 와 관련된 보철적인 문제들을 피할 수 있고, 지대치형성을 위해서 인접 자연치를 희생시킬 필요가 없으며, 치주적 예후가 의심스러운 치아를 지대치로 사용하지 않고 임프란트로 대체할 수 있고, 보철물의 숫자를 감소시켜 비용을 절감시킬 수 있는 여러 장점들이 있다. 따라서 최근 부분 무치악에서 골유착 임프란트의 기술이 널리 이용되고 있다<sup>22,25,37</sup>.

그러나 부분 무치악에서 임프란트를 이용한 고정성 보철수복시 골유착성 티타늄 임프란트는 골파의 긴밀한 유착때문에 임상적으로 이동이 없는데 반해 자연치아는 치주인대의 존재로 인해 생리적 이동을 보이며 충격을 흡수하는 완압 효과를 얻게 된다<sup>36</sup>. 따라서 이러한 골유착 임프란트와 자연지대치의 고정성 연결 여부에 대해서 많은 논란이 되어 왔으며 현재까지는 임프란트와 자연치를 고정성으로 연결할때 동요의 차이 및 완압 효과를 보상하는 방법이 뚜렷이 성립되어 있지 않다<sup>42</sup>.

일반적으로 보철물 또는 수복물에 대한 생체

역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 공학적 개념을 응용한 실험적인 연구가 많이 이용되어 왔다. 그중 유한 요소법은 컴퓨터의 발달과 함께 구조 역학의 분야에서 널리 실용화되어온 것으로 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 개개 요소의 현상을 계산하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 구하는 수치적 해석 방법으로서 내부 응력의 정확한 계측과 변위 계측이 가능하며 타 방법에 비하여 생체와 근사한 조건의 모형을 만들 수 있으며 복합체를 구성하는 각 요소의 재료 정수를 실험과 일치시킬 수 있는 장점을 가지고 있어<sup>9</sup> 치과 영역에서도 이 유한 요소법을 사용하여 보철물과 주위 조직의 응력과 변위, 열전도에 관한 연구가 최근 다수 보고된 바 있다<sup>1,4,6,7,8</sup>. 따라서 본 연구에서는 이러한 장점이 있는 유한 요소법을 이용하여 골유착성 임프란트 보철 수복시 자연 지대치와의 고정 유무에 따른 변위 및 응력을 동시에 규명코저 하였다.

본 연구에선 집중 하중시 제1대구치부의 근심와, 분산하중시엔 제1, 2 대구치의 근심와 및 제2소구치의 교두정을 하중이 가해지는 위치로 선정하였는데 그 이유로는 보철물의 중앙에 하중이 가해지는 경우의 응력의 분석보다는 약간 편측으로 치우쳐 하중이 가해짐으로써 상부 보철물 및 지대치에 회전

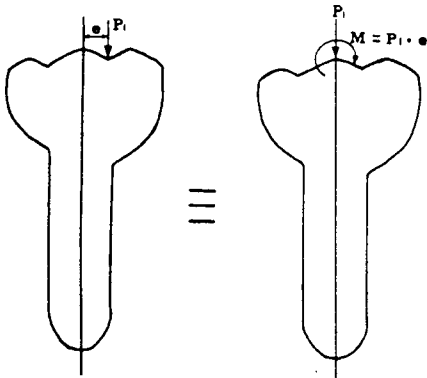


Fig. 11. Schematic diagram of equivalent force and movement for eccentric point load.

현상이 발생된 경우에 나타나는 응력의 양상 및 생역학적 현상 등을 파악하는 것이 임상적 의미가 더 있으리라고 사료되었기 때문이다. 즉 집중하중 P1이 편심되어 작용하는 경우는 Fig. 11의 개략도에서와 같이 치아 장축 중심선 방향으로 압축 하중 P1과 근심방향으로 회전시키려는 모멘트  $M = P1 \cdot e$ 가 동시에 작용되는 경우와 같은 상황이다.

### 1. 변 위

Schulte<sup>35)</sup>는 치주인대에 의해 둘러싸인 자연치는 전방 및 측방운동 동안 수직 또는 수평 방향으로 20-100 $\mu$ m의 범위에서 움직이나 골과 직접 결합된 골유착 임플란트의 경우 자연치 이동의 1/10 범위에서 움직인다. 따라서 저작이나 연하시 인접 자연치아에서 보다는 임플란트에 더 많은 응력이 가해지게 되므로 이를 줄이기 위해서는 임플란트 상부 보철물에선 자연치아와 비교에서 100 $\mu$ m 정도의 교합 접촉을 줄여주어야 한다고 하였고, 이에 반해 Sekine 등의 또다른 연구에 의하면 자연치의 경우는 정상적으로 100 $\mu$ m 이동을 보이며, 골유착 임플란트의 경우는 50 $\mu$ m의 이동을 보이는데 이는 주변골 및 티타늄의 탄성에 의해 설명될 수 있다고 하였다<sup>27,44)</sup>. 한편 Reiger등<sup>34)</sup>은 고정성 보철 수복에서 골유착 fixture와 자연치와의 연결 사용시 자연치와 골유착 임플란트의 동요의 기본적 차이로 인하여 생역학적 문제로 인한 잠재적인 위험을 야기한다 하였는데 본 연구에서도 Fig. 3.4에서 보는 바와 같이 자연치아인 제2소구치의 경우, 골

유착 임플란트인 구치부에 비해서 더 많은 동요를 보여주었으며 자연치 및 임플란트 모두 근심경사되는 경향을 보여주어 Finger 등<sup>28)</sup>이 임플란트와 자연치 사이를 고정성 보철로서 연결할 경우 회전력(torquing force)을 주의 깊게 평가하여야 한다는 견해와 일치하였다.

Table 2에서 보는 바와 같이 자연치인 제2소구치와 상부 보철물을 고정성으로 연결한 경우(Model A)와 비고정성으로 연결한 경우(Model B)의 변위의 비교에서, 제2소구치의 변위에 있어선 집중 하중시 Model A의 경우가 Model B의 경우보다 컸으나 분산 하중시에는 반대로 Model A의 경우가 Model B의 경우보다 적었다. 그리고 임플란트의 제1, 2대구치에서는 Model A와 Model B간의 변위량의 차이는 유사하였다. 따라서 Beumer III<sup>13)</sup>, Hobo<sup>25)</sup>, Finger<sup>23)</sup>등은 자연치와 연결하지 않고 임플란트 자체에 의해서만 지지되는 단독 보철물을 수복함으로써 자연치와 연결되므로서 발생하는 변위의 차이에 의한 문제점을 해결할 수 있다고 하였다.

### 2. 응 력

Chapman<sup>20)</sup>, Newman등<sup>29)</sup>은 임플란트 소실의 주요 원인중의 하나로서 바람직하지 못한 과도한 응력을 거론하였으며, Skalak<sup>36)</sup>은 골유착 임플란트는 악골에 직접 결합되어 있으므로 기능시 초래되는 외력을 매식체가 직접 악골에 전달하게 되며 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러싸여 있는 자연치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제들이 유발될 수 있다 하였으므로 골유착 임플란트와 관련된 응력의 분석은 임상적으로 매우 중요한 정보를 제공하리라고 사료된다<sup>1)</sup>.

등가응력은 단위면적당 저장된 전단 왜력을 말하며 각 요소 내에 발생한 응력의 총합으로서 주어진 지점에서 응력 상황의 심각성의 정도를 나타내주는바 응력의 크기를 전체적으로 이해하기 위해서는 이러한 등가응력을 제한조건에 따라 상호비교함으로써 쉽게 이해될 수 있어 본 연구에서도 Fig. 7-10에서와 같이 등가응력의 크기에 따라 색차를 도면화하여 비교 검토하였다<sup>4)</sup>.

Brunski등<sup>19)</sup>은 임플란트와 악골의 계면의 결합이 유착 상태일 경우와 유착 상태가 아닐 경우를 비교하여 응력 분산에 차이가 있음을 입증한 바 있



으며, Takahashi 등<sup>39)</sup>은 고정성 보철수복시 후방 지지대치로 임프란트를 이용한 경우와 자연치아를 이용한 경우의 응력에 관한 상호 비교 연구에서 임프란트에 응력이 더 가중된다고 보고한 바 있으며 Rieger 등<sup>34)</sup>은 고정성 보철물이 임프란트와 자연치에 의해 지지될 때 임프란트가 치조골 내에 단단히 유착되어 있음으로써 기능적 하중을 대부분 임프란트에서 먼저 전담하게 되며 2차적으로 생리적 또는 재료의 반응 결과로써 응력이 임프란트와 자연치에 분산되는 양상을 보인다고한 바 있는데, 본 연구에서도 집중 및 분산 하중시 모두 임프란트에 하중이 가해진 경우에는 상당한 응력이 임프란트의 장축을 따라 응력이 분산되는 양상을 보이나, 자연치에 하중이 가해진 경우에는 치관부에서 주로 응력을 담당하며 완압된 응력 양상을 보여 주어 임프란트와 자연치에서 하중시의 응력 분산 양상이 다름을 제시해 주었다(Fig. 7, 8, 9, 10).

임프란트와 자연치아를 고정성으로 연결 수복한 경우(Model A)는 하중이 가해진 치아뿐만 아니라 인접치아에도 응력이 분산되는 양상을 보였으나 비고정성으로 수복한 경우(Model B)에는 하중이 가해진 부위에 집중적으로 응력이 분포되는 양상을 보여주었다(Fig. 7, 8). 이와같이 임프란트 지지상부 보철물에 하중이 가해지는 경우 임프란트에서 주로 1차적인 하중을 지지하므로 임프란트를 보호하기 위해서 상부 보철물에 수직 외력보다 더 위대한 측방외력이 가해지지 않도록 충분히 고려되어야 하며 또한 외력이 균등하게 전달될 수 있도록 고려되어야 하는데 그 방법으로 수복물의 교합면 크기의 축소, 교두의 높이 및 경사의 축소, 비중심위 운동시의 교합간섭의 제거, 대합치와의 느슨한 접촉, 임프란트의 기하학적 배열, 임프란트와 관련된 상부 구조물의 높은 견고성 부여 등으로 전 보철물에 고른 응력이 분산되도록 하여야 한다고 보고된 바 있다.<sup>11, 12, 20, 23, 31, 36)</sup>

### 3. 변위와 응력 분포의 종합적 분석

고정성 보철인 경우(Model A)는 제2대구치, 제1대구치 및 제2소구치가 연결되어 있는 상황이고, 두개의 임프란트에 하나의 자연치가 결합된 상태이며 임프란트의 변형에 비해 자연치의 변형이 크기 때문에 Fig. 12-a에 보인 바와 같은 내단이 보(ex-

tended beam)의 변형거동과 유사하다고 볼 수 있을 것이다. 이 경우는 자연치의 지지상태를 스프링으로 간주하여, 수평방향과 수직방향에서 내단이 보를 스프링으로 지지하는 상태로 근사화시켜 본 것이다. 그러나 비 고정성 경우(Model B)는 두 임프란트 치아와 제2소구치가 접촉만 하고 있는 상태이므로 수직 방향으로 제2소구치에 힘이 분산 전달되지 않고 수평 방향으로만 자연치에 의한 지지력이 발생되므로 Fig. 12-b와 같이 수평스프링 지지만 있는 상태로 간주하여야 할 것이다. 따라서 내단이 보의 형태인 Model A의 경우에 편심 수직 집중 하중이 작용하게 되면, Fig. 12-a에서와 같이 중앙의 제1대구치에서 주로 작용 하중을 지지하면서 양편의 제2대구치 및 제2소구치에서도 분산 지지되기 때문에 Fig. 7에서 보였던 것처럼 국부적인 응력 집중이 발생하지 않음을 알 수 있다. 그렇지만 비고정성 경우(Model B)에는 Fig. 12-b에서와 같이 제1대구치에서 P1의 집중하중 뿐만 아니라 회전 모멘트 까지도 상당 부분 지지하게 되므로 근심 방향으로 회전되면서 침하되기 때문에 근심 치경부의 구석에 큰 응력이 집중될 수밖에 없으며(Fig. 8), Fig. 12-a에서와 비교하여 제1대구치의 치관부의 근심 방향변형량 및 장축 방향으로의 변형량이 큰 것을 볼 수 있다(Table 2). 따라서 제1대구치에 집중하중이 작용하는 경우에는 Model A의 경우가 Model B의 경우보다 유리한 응력 분산과 변형 거동을 하고 있다고 볼 수 있다.

한편 각 치아에 분산하중이 걸리는 경우를 고찰해 보면 고정성 보철인 경우(Model A)는 개략도 Fig. 12-c와 같이 각각 치아의 장축 방향으로 하중이 작용하기 때문에 각각의 치근에서 주로 분산하중을 지지하게 될 것이다. 그러나 이 경우는 스프링 지지를 가정하고 있는 제2소구치에 하중이 가해지게 되어 내단이 쪽의 처짐을 제1대구치에서도 지지하게 되므로 제1대구치의 근심 치경부에 국부적인 응력 집중이 발생하게 된다(Fig. 9). 반면에 비고정성 경우(Model B)에는 개략도 Fig. 12-d와 같이 제2소구치에 작용하는 하중에 의해 제2소구치가 독립적으로 거동하기 때문에 제1대구치에는 거의 영향을 미치지 않은 것을 알 수 있다(Fig. 10). 그러나 이 경우에는 제1대구치나 제2대구치가 근심 방향으로 쏠리고, 또한 제1대구치에 비해 제2소구

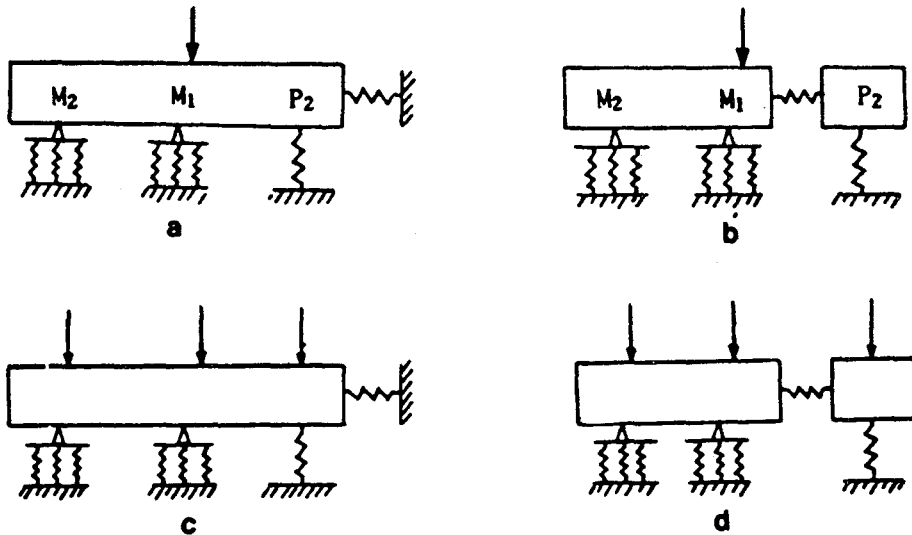


Fig. 12. Schematic simulation with and without connection between natural tooth and osseintegrated abutments of different load conditions.

M2 : implant on 2nd molar area,

M1 : implant on 1st molar area

P2 : natural 2nd premolar

- a) vertical point load at rigid connection(Model A under Load P1)
- b) vertical point load at non-rigid connection(Model B under Load P1)
- c) distributed point load at rigid connection(Model A under P2)
- d) distributed point load at non-rigid connection(Model B under P2)

치의 침하량이 크기 때문에 제2소구치의 원심 치경부에 굽힘 모멘트에 의한 국부 응력이 크게 발생되고 있음을 알 수 있다. 따라서 임플란트에 영향을 적게 미치는 점을 중시한다면 Model B의 경우가 더욱 유리한 응력 분산의 형태라고 볼 수 있으며, 이는 자연 치아에 집중하중이 작용하는 경우에는 고정을 하지 않는 것이 오히려 유리하다고 판단할 수 있다.

따라서 변위와 응력의 종합적 분석을 통해서 고찰해 볼 때 실제 저작시 주 하중이 가해지는 쪽에 자연치가 존재한다면 주위의 골유착 임플란트와는 고정성으로 연결하지 않는 것이 유리하지만 저작시 주 하중이 가해지는 쪽에 자연치가 존재하지 않는다면 이곳에 골유착 임플란트를 매식하고 주변 자연치와 고정성으로 연결하는 것이 응력의 분산 관점에서 보다 유리하다고 생각된다. 또한 실제 저작시 하중이 주로 가해지는 부위에 여러개의

골유착 임플란트를 매식하여 임플란트 자체만으로 충분히 저작에 견딜 수 있다면 자연치아와 연결하지 않고 단독으로 보철수복하여 사용하는 것도 바람직한 방법으로 고려될 수 있으며 자연치아와의 연결시에는 상부 고정성 보철물의 파괴 등을 야기하지 않도록 단단한 금속의 이용 및 두께의 보강, 고른 응력 분산을 위하여 전방치아로의 연장, 추가 고정 등이 요구된다고 사료된다. 그러나 Brunski<sup>17)</sup>가 언급한 바와 같이 실제 어느정도의 응력이 걸렸을때 임플란트가 실패할 것인지에 대해서 더욱 정확히 분석 검토 함으로써 임플란트 성패의 임상적인 기준을 제공해 줄 수 있으며 또 이와 관련된 생역학적 연구가 계속 필요하리라고 생각된다.

본 유한 요소법은 비례한계 내에서 분석되어 지기 때문에 하중의 크기에 따라 변위와 응력을 비례적으로 계산하는 것이므로 얻어진 결과를 양적인 분석보다 질적인 분석이 이루어져야 하며 2차원

모형은 실제 하악 조직의 3차원적 구조를 재현해 내지 못하며 너무 단순화 시키게 되므로 앞으로 3차원 유한 요소분석 또는 3차원 광탄성 실험 등을 통해서 재 분석해 볼 필요가 있다고 사료된다.

## V. 결 론

제1, 2대구치가 결손된 하악에서 제2소구치 후방에 골유착성 실린더형 골내 임프란트를 2개 매식하여 상부 보철물로서 자연치인 제2소구치와 2개의 실린더형 골내 임프란트를 고정성 국소의치로 연결한 경우(Model A)와 제2소구치와 연결하지 않고 두개의 실린더형 골내 임프란트에만 상부 보철물을 수복한 경우(Model B)로 대별하여 2차원 유한요소법을 이용, 수직 집중하중(Load P1) 및 수직 분산하중(Load P2)시 지대치, 상부 보철물, 지지조직에 발생하는 변위 및 응력의 양상을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 집중하중시 Model A 및 Model B 모두에서 자연지대치인 제2소구치의 경우, 근심 경사되는 경향을 보였고, 치관 및 치근부에서 하방변위 량에 있어서 Model A의 경우가 Model B의 경우보다 컸다.
2. 집중하중시 Model A 및 Model B 모두에서 제1, 2대구치의 경우, 근심경사되는 경향을 보였고, Model A와 Model B 간의 하방 변위 정도는 유사하였으며, 자연치이인 제2소구치의 하방 변위에 비해서 그 크기는 작았다.
3. 분산하중시 자연지대치인 제2소구치는 Model A 및 Model B 모두에서 근심쪽으로 이동되는 경향을 보여주었고, 하방 변위 량에 있어서 Model A의 경우가 Model B의 경우보다 적었다.
4. 분산하중시 제1, 2 대구치는 Model A 및 Model B 모두에서 근심경사되는 경향을 보였으며 Model A와 Model B 간의 하방 변위 정도는 유사하였다.
5. 집중하중시 Model A의 경우, 제1대구치의 치관부에 큰 응력이 발생하나 제2대구치 및 제2소구치에도 분산되는 양상을 보이며 자연치인 제2소구치 보다 제2대구치 쪽이 더 많은 응력이 전달되었다.

6. 집중하중시 Model B의 경우 제1대구치 치관부 뿐만 아니라 근심 치경부에 큰 응력이 집중되었다.
7. 분산하중시 Model A의 경우, 제1대구치의 근심 치경부에 가장 큰 응력이 발생하고 제2대구치 및 제1소구치에 응력이 고루 분산되었다.
8. 분산하중시 Model B의 경우, 제2소구치의 원심 치경부에 가장 큰 응력이 발생하고 제1, 2 대구치부에는 보다 낮은 응력이 고루 분산되었다.

## REFERENCES

1. 김동원 : "골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구", 『서울대학교 박사학위논문』, 1991.
2. 김동원, 김영수 : "각종형태의 골내 임프란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성응력 분석", 『대한치과 교합학회지』, 제3권 : 25-36, 1984.
3. 김영수 : "Bränemark 골유착성 보철치료에 관한 연구", 『대한치과의사협회지』제27권 : 627-647, 1989.
4. 김정희, 정재현, 조규종 : "Overdenture 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석", 『대한치과보철학회지』, 제28권 : 63 : 94, 1990.
5. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법 입문, 서울, 동명사, 1985.
6. 양홍서 : "전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구", 『대한치과의사협회지』, 제24권 : 617-631, 1986.
7. 정재현, 윤창근 : "의치상 재료에 따른 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석", 『대한치과보철학회지』, 25 : 281-302, 1987.
8. 최수호 : "골내 임프란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석", 『조선대학교 대학원 논문』, 1990.

9. 하주태, 최부병 : “유한요소법에 의한 cantilever bridge의 지지대 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구”, 『경희치대 논문집』, 제5권 : 153-169, 1983.
10. Adell, R., Lekholm, V., Rockler, B. and Bränemark, P.I. : “A 15-Year edentulous jaw”, *Int. J. Oral Surg.*, 6 : 387-416, 1981.
11. Albrektsson, T., Bränemark, P.I., Hansson, H.A. and Lindstrom, J. : “Osseointegrated titanium implants”, *Acta Orthop. Scan.*, 52 : 155-170, 1981.
12. Albrektsson, T., Jasson, T. and Lekholm, U. : “Osseointegrated dental implants”, *Dent.Clin. North Am.*, 30 : 151-174, 1986.
13. Beumer III, J. and Lewis, S.G. : “The Bränemark implant system”, St. Louis, Ishiyaku EuroAmerica, Inc., Publ., 1989.
14. Bränemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., and Breine, U. et al. : “Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw Experience from a ten year period”, Stockholm, Almqvist and Wiksell, 1977.
15. Bränemark, P.I. : “Osseointegration and its experimental background”, *J. Prosth. Dent.*, 50, 399-410, 1983.
16. Bränemark, P.I., Zarb G. and Albrektsson, T. : “Tissue-integrated prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry”, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985.
17. Brunski, J.B. : “Biomaterials and biomechanics in dental implant design”, *Int. J.Oral & Maxil. Implant*, 3 : 85-97, 1988.
18. Brunski, J.B. : “Biomechanics of oral implants” : Future research directions, *J. Dent. Educ.*, 52 : 775-787, 1988.
19. Brunski, J.E. and Hipp, J.A. : “In vivo forces on endosteal implants. A measurement system and biomechanical considerations”, *J.Prosth. Dent.*, 51 : 82-91, 1984.
20. Chapman, R.J. : “Principles of occlusion for implant prostheses : Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts”, *Quintessence International*, 20 : 473-480, 1989.
21. Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawittre, J.J. : “A three-dimensional finite element analysis of a porous Co-Cr-Mo alloy dental implants”, *J. dent. Res.*, 25-29, 1982.
22. Ericsson, I., Lekholm, U., Bränemark, P.I., Lindhe, J., Glantz, P.O. and Nyman, S.A. : “Clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implant”, *J. Clin. Perio.*, 13 : 307-312, 1986.
23. Finger I.M. and Guerra, L.R. : “Prosthetic considerations in reconstructive implantology”, : *Dent. Clin. North Am.*, 30 : 69-83, 1986.
24. Fowler, J and Ingervall, B. : “Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridge”, *Received for publication*, 12 : 198-206, 1979.
25. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L.T. : *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989.
26. Kirsch, A and Mentag, P. : “The IMZ endosseous two phase implant systems : A complete oral rehabilitation treatment concept”, : *J. Oral Implantol.*, 12 : 576-589, 1986.
27. Langer, B. and Sullivan, D.Y. : “Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II”, *Int. J. Perio. & Rest. Dent.*, 9 : 165-184, 1989.
28. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V. and Peterson, L.J. : “Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture”, *Abstract No. 1871. J. Dent. Res.(special issue)*, 67 : 346, 1988.
29. Newman, M.G. and Flemming, T.F. : “Periodontal considerations of implants for partial edentulism”, *J. Dent. Educ.*, 52 : 725-736, 1988.
30. Peters, M.C.R.B., Pcoort, H.W., Farah, J.W. and Craig, R.G. : “Stress analysis of a tooth restored with a post and core”, *J. Dent. Res.*, 62 : 760-763, 1983.
31. Ramgert, B., Jent, T. and Lars, J. : “Forces and

- movements on Bränemark implants", *Int. J. Oral Maxil. Implants*, 4 : 241~249, 1989.
32. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C. and Stanhard, J.G. : "Dentin stresses in post -reconstructed teeth with diminishing bone support", *J. Dent. Res.*, 62 : 1002 - 1008, 1983.
  33. Rieger, M.R., Adams, W.K. and Knzel, G.L. : "A finite element survey of eleven endosseous implants", *J. Prosth. Dent.*, 63 : 457 - 465, 1990.
  34. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K. and Kinzel, G.L. : "Bone stress distribution patterns for three endosseous implants", *J. Dent. Res., Special Issue*, 64 : 299, 1985.
  35. Schulte, W. : "The intraosseous Al203(Frialit) Tubingen implant. Developmental status after eight years( I - III)", *Quintessence International*, 15 : 1 - 26, 1984.
  36. Skalak, R. : "Biomechanical considerations in osseointegration prostheses", *J. Prosth. Dent.*, 49 : 843 - 848, 1983.
  37. Smith, D.E. : "A review of endosseous implants for partially edentulous patients," *Int. J. Prosth.*, 3 : 12 - 1990.
  38. Sullivan, D.Y. : "Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch", *Int. J. Oral. Maxil Implants*, 1 : 39 - 45, 1986.
  39. Takahashi, N. Kitagami, T. and komori, T. : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade - vent implant abutment", *J. Prosth. Dent.*, 40 : 186 - 191, 1978.
  40. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : "Effect of pin hole position on stress distributions and interpulpal temperatures in horizontal non-parallel pin restorations," *J. Dent. Res.*, 58 : 2085 - 2090. 1979.
  41. Van Steenberghe, D. : "Retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism", *J. Prosth. Dent.*, 61 : 217 - 22, 1989.
  42. Werner, L. et al. : "The ability of currently available stress - breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility", *Int. J. Oral Maxil, Implant*, 3 : 281 - 286, 1988.
  43. Wheeler, R.C. : "Dental Anatomy, Physiology and Occlusion", Philadelphia, 5th ed. W.B. Saunders Co., 1974.
  44. Zarb, G.A., Schmitt, A. and Baker, G. : "Tissue - integrated prostheses : Osseointegration research in Toronto", *Int. J. Periodont. Res. Dent.*, 7 : 9 - 35, 1987.

## FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESSES INDUCED BY OSSEOINTEGRATED PROSTHESES WITH OR WITHOUT CONNECTION BETWEEN NATURAL TOOTH AND OSSEOINTEGRATED ABUTMENTS

Heon - Ju Ko, D.D.S, Chae - Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University*

The purpose of this study was to examine, by the method of finite element analysis, how implant geometry with or without connection between natural tooth and osseointegrated abutments affected the stress distribution in surrounding bone and osseointegrated prosthesis.

The mandibular first and second molars were removed and the two osseointegrated implants were placed in the first and second molar sites. Stress analysis induced by prostheses with connection (Model A) or without connection (Model B) between natural tooth (second bicuspid) and two osseointegrated abutments (first molar and second molar) was performed under vertical point load (Load P1) or distributed point load (Load P2).

The results were as follows :

1. Under vertical point load, mesial tilting was shown in both Model A and Model B and inferior displacement of Model A was greater than that of Model B in the second bicuspid.
2. Under vertical point load, the first and second molars showed mesial tilting in both Model A and Model B, and inferior displacement of them was similar in Model A and Model B and was less than that of the second bicuspid.
3. Under distributed point load, mesial displacement was shown in Model A and Model B and inferior displacement of Model A was less than that of Model B in the second bicuspid.
4. Under distributed point load, mesial tilting was shown and inferior displacement of Model A was similar to that of Model B in the first and second molars.
5. In Model A under vertical point load, high stress was concentrated in the coronal portion of first molar and distributed throughout the second molar and the second bicuspid, and the stress distribution of the second molar was greater than that of the second bicuspid.
6. In Model B under vertical point load, high stress was concentrated in the coronal and mesio - cervical portion of the first molar.
7. In Model A under distributed point load, high stress was concentrated in the mesio - cervical portion of the first molar and evenly distributed throughout the second molar and the second bicuspid.
8. In Model B under distributed point load, high stress was concentrated in the disto - cervical portion of the second bicuspid and evenly distributed throughout the first and second molars.