유한요소법을 이용한 IMZ임플란트의 플라스틱 및 티타늄 IME의 응력분포에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실
하치양 · 최부병 · 우이형

목 차

Ⅰ. 서 론
Ⅱ. 연구 재료 및 방법
Ⅲ. 연구 성적
Ⅳ. 총괄 및 고안
Ⅴ. 결 론
참고 문헌
영문 초록

Ⅰ. 서 론

스웨덴의 Brånemark에 의해 처음 골유착(osseointegration)의 현상과 개념이 보고된 이후[1,2], 골유착성 이론에 근거하는 다양한 치근형 임플란트가 개발되어 많은 실험연구 및 임상보고 등을 통하여 그 효율성이 입증됨에 따라[2~5], 다양한 치아 결손의 증례에서, 임플란트를 이용하여 구강기능을 회복하기 위한 노력이 광범하게 진행되고있다.

치과 임플란트의 성공 여부는 임플란트의 생체적합성(biocompatibility)과, 임플란트가 그 기능을 수행할 수 있는 기계적 및 물리적 성질인 생체기능성(biofunctionality)에 달려 있는데[6], 과거에는 주로 임플란트의 재료나 기하학적 형태 등에 그 연구의 초점을 맞추어 왔었으나[7~12], 임플란트 보철술식에 대한 평가들이 보고되기 시작하고, 많은 술자들에 의해서 임상적 적용 및 성공이 확인 되면서 임상시술의 범위도 확대되어 나가기 시작하면서 생체기능성의 측면에 대한 연구의 관심과 임상적 지침의 요구가 높아지고 있다[6,13~15].

임플란트는 골내 매식후에도 계속적으로 교합압을 받음으로써 임플란트 주위 골조직이 흡수될 수 있고, 이것이 임플란트의 기능을 저하시키고 느슨하게 만들어 궁극적인 실패를 낳게되므로, 임플란트의 기계적 및 물리적 성질을 변화시킴으로써 다량의 응력 집중을 피하려는 노력이 있어왔다[3,6,16~19].

일반적으로 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 발생하는 응력이 생체의 하중지지능력 한계내에서 기능하도록 설계되어야 하며, 이것은 임플란트 보철물에서도 마찬가지이다[6,20].

임플란트 주위로 응력을 균일하게 분산시키기 위한 두가지의 개념들이 발달되어져 왔는데, 그 하나는 저작압이 임플란트 전반에 걸쳐 균일하게 분산되도록 가능하면 견고하게 제작하는 것이며, 두번째의 개념은 자연치에서의 치주인대와 유사한 완충 기능을 가진 재료를 사용하여 교합압을 완화시키거나, 임플란트의 근단부쪽으로 집중되는 압력을 분산시키는 것이다[6,21~24].

1970년대 초 독일의 Dr. Axel Kirsch에 의해 개발된 IMZ implant system은, 자연치에서 치아, 치조골 및 치주인대가 하나의 단위로서 교합력을 적절히 수용하는 것과 유사하게, 응력흡수요소(stress-absorbing element)로서 intramobile element(IME)를 포함하고 있는 것이 커다란 특징이며[13,16,25,26], IME는 임플란트 내부에 치주인대의 기능과 유사한 점탄성을 부여함으로써 골-임플란트 계면, 임플란트-보철물계 모두에서 충격을 완화시켜주는 것으로 알려지고 있다[6,13,16,25~27].

IME는 polyoxymethylene(POM)이라는 탄성을 가진 플라스틱으로 제작되어 왔으나, 최근 티타늄

으로 제작된 IME가 개발되어 두 재료의 완충능력 차이에 대한 논란이 제기되고 있다[13,16,25,26]. 이에 두가지의 각각 다른 재질의 IME를 포함하는 IMZ 임플란트에 대해 기능하중하에서 주위 지지조직에 발생하는 응력의 분포를 정량적으로 비교 분석할 필요가 있다고 사료되어[13,16] 본 연구를 시행하였다.

탄성체내의 응력을 분석하는 방법으로는 전기저항스트레인게이지법(Electric resistance strain gauges), 브리틀래커코팅법(Brittle lacquer coatings), 므와레무늬분석법(Moire's fringe analysis), 광탄성응력분석법(Photoelastic analysis) 및 유한요소법(Finite element analysis) 등이 있다[20,27~32]. 이 중 유한요소법은 여타의 응력분석 방법과는 달리 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성들을 모두 응력분석 과정 내에 내포시킬 수 있는 장점 이외에도, 응력을 벡터값에 의해 정확히 그 크기와 방향까지 분석해 낼 수 있을 뿐만 아니라, 변위전과 변위후의 구조물의 형태를 비교할 수 있다는 장점이 있다[20,33~35]. 이와 같은 이유에서 초기에는 공학분야의 구조역학이나 항공분야에서 이용되다가 근래에는 생체역학 및 치의학분야에도 응용되어 이 방법을 이용한 다수의 연구들이 보고되고 있다[6~10,20,33~48,58].

임플란트에서 교합하중을 받는 상황은 단독으로 식립된(freestanding) 임플란트에 교합압이 가해지는 경우와 자연치와 연결된 임플란트에 교합압이 가해지는 경우 그리고, 서로 연결된 두 개 이상의 임플란트에 교합압이 가해지는 경우 등의 세가지로 나눌 수 있다[6].

본 연구에서는, 하악 제2대구치가 상실된 증례에서, 플라스틱 IME와 티타늄 IME를 각각 포함하는 IMZ 임플란트를 단독으로 식립하여 수복하는 것을 전제로 유한요소모형을 설계하여, 하중을 가했을 때 보철물과 지지조직에 발생하는 응력의 분포를 비교 분포하여 다소의 흥미있는 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

본 연구에서는 하악 제2대구치가 결손된 증례를 IMZ 임플란트를 단독으로 식립하여 수복하는 것을 대상으로 하여 2차원 유한요소모형을 설계하였다.

그래프 용지상에서 치조골을 수평으로 한 상태에서 IMZ 임플란트의 구성을 참고로 하여[16,17], 직경 4.0mm, 길이 13.0mm의 임플란트를 치조골에 수직으로 식립하고, 그 위에 직경 4.0mm, 길이 2.0 mm의 TIE(transmucosal implant extension) 및 직경 4.0mm, 길이 0.8mm의 IME를 차례로 고정하고, Wheeler[49]의 실측치를 근거로 하여 치관의 근원심 폭경이 10.5mm인 제2대구치 인공치관을 완성하였다. 이 임플란트 보철물의 전체 길이는 22.0mm였으며, 상부 보철물의 재질은 미국치과의사회규격 제 3형 금합금을 사용한 것으로 설정하였고, 치조골은 피질골과 해면골로 나누고 피질골의 두께를 2.0mm로 설계하였다(Fig.1).

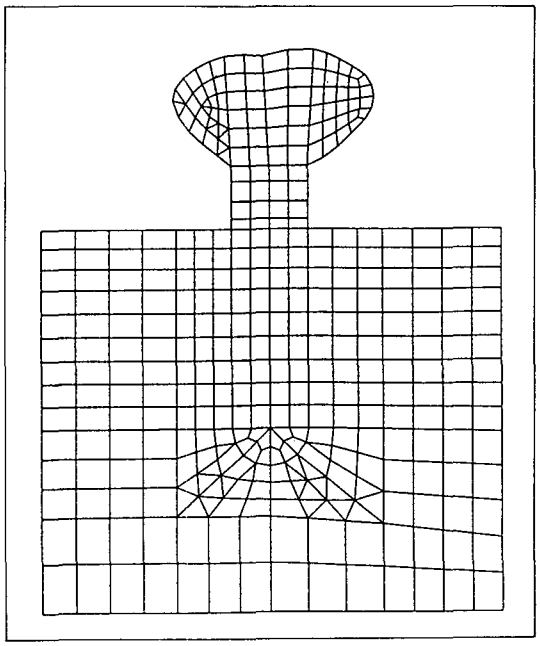


Fig. 1. Finite element model.

설계에 이용된 재료들의 응력계산을 위해 필요한 물성치인 탄성계수와 Poisson비(Poisson's ratio)는 선현들의 연구를 참고로 하였으며(Table 1)[20,35,37,40], 설계된 재료에 따라 그에 대응하는 물성치를 대입하였다.

본 실험은 SUN-SPARC2GX 컴퓨터(SUN Co. U.S.A.)상에서 유한요소분석용 PATRAN 프로그램

Table 1. Experimental material properties

Experimental materials	Young's Modulus of elasticity(kg/mm²)	Poisson's ratio
Titanium	1.05e+04	0.30
Polyoxymethylene	3.47e+02	0.30
ADA typeIII Gold	6.6e+04	0.33
Compact bone	1.4e+03	0.32
Cancellous bone	1.4e+02	0.30

(PATRAN PLUS 및 P-FEA, DPA Co.,U.S.A.)을 사용하여 유한요소분석을 시행하였다. 그래프 상에서 완성된 2차원 유한요소모형에서 좌표값을 설정하여 PATRAN PLUS 프로그램에서 각 재질의 색상을 달리하여 모형을 형성하고, P-FEA 프로그램을 이용하여 변위 및 응력을 계산한 후 이를 다시 PATRAN PLUS 프로그램에서 화면상의 색상 차이로 표시하였으며, 계산된 변위 및 응력의 값을 출력시켜 비교분석하였다.

실험을 위하여 1 kg/mm²의 하중을 임플란트 금관의 중심와, 근심 및 원심 교두정에 가하여 이를 하중조건 1(Load 1), 하중조건 2(Load 2), 하중조건 3(Load 3)으로 하였고(Fig.2), IME의 재질에 따른 두 모형에서 각각 시행하여 6가지 조건하에서의 변위 및 응력을 분석하였다.

유한요소모형에 적용한 하중은 수직 방향의 정하중(static load)이었으며, 고정점으로 치조골의 하연과 양측 절단면을 X, Y, Z축 방향으로 구속하였고, 하악골과 임플란트 보철물의 절단면은 연속체로 가정하여 Z축 방향으로만 구속하고 X,Y축 방향으로는 구속하지 않았으며, 보철물 근심면의 최대 풍륭부를 제 1 대구치와의 접촉점으로 설정하여 X축 방향으로 구속하였다.

변위의 관찰은 하중을 가하기 전과 후의 모형을 컴퓨터 화면상에 중복시켜 비교 관찰하였고, 각 절점에서 X,Y축 방향으로의 변위량과 전체변위량을 수치로 구하여 상호 비교하였다. 변위의 계측점으로는 임플란트 금관의 근·원심 교두정, 금관과 IME의 근·원심 이행부 및 임플란트 근단부 등 5절점을 선택하였다(Fig.3).

가해진 하중에 대한 응력은 유한요소분석법으로 계산해낼 수 있는 여러가지 응력중 유효응력(von Mises stress)을 구하였으며, 계측점으로는 금관과

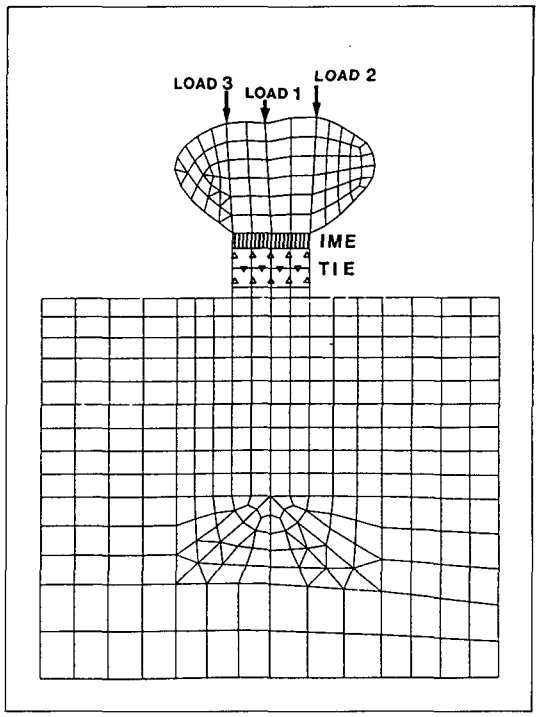


Fig. 2. Three loading points on the finite element model.
Load 1-cental fossa, Load 2-mesial cusp tip, Load 3-distal cusp tip, IME : intramobile element, TIE : transmucosal implant extension.

IME의 근·원심 이행부, IME와 TIE의 근·원심 이행부, 근·원심 치조정, 임플란트 근·원심 중간부, 임플란트 근단부 등의 9절점을 선택하여(Fig. 4), 이들 응력을 크기에 따라 색상의 차이로 표시하고, 그 값을 계산하여 상호 비교하였다.

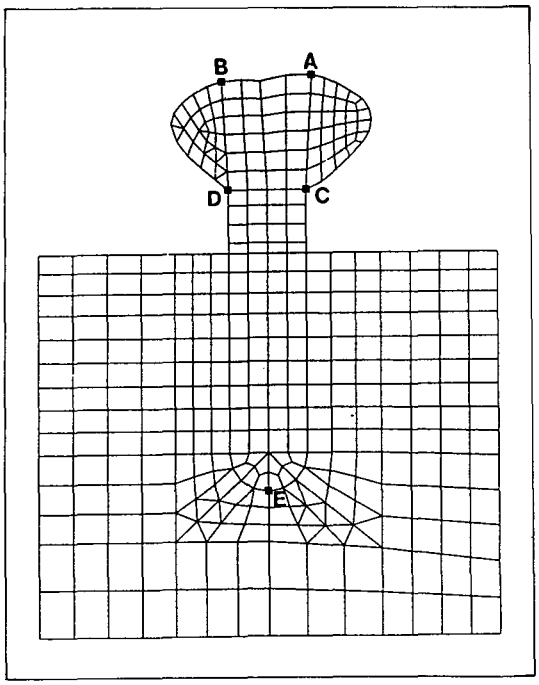


Fig. 3. Measuring points(5) of displacement ; A : Mesial cusp tip of crown, B : Distal cusp tip of crown, C : Mesial point between crown and IME, D : Distal point between crown and IME, E : Implant apex.

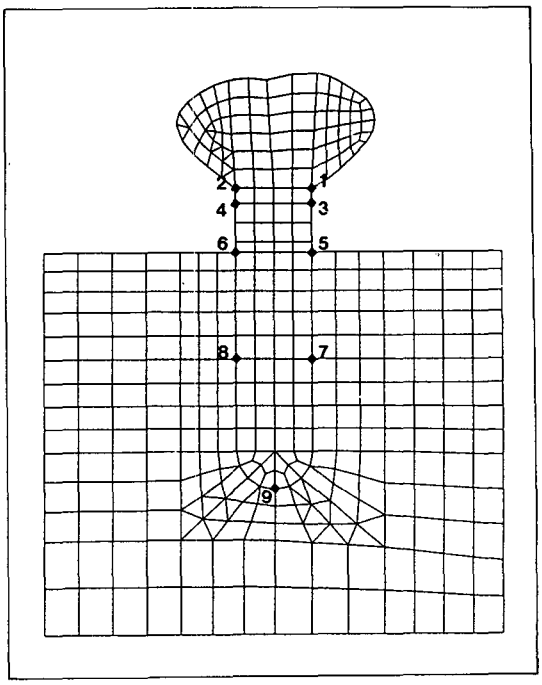


Fig. 4. Measuring points(9) of von Mises stress ;
1 : Mesial point between crown and IME
2 : Distal point between crown and IME
3 : Mesial point between IME and TIE
4 : Distal point between IME and TIE
5 : Mesial alveolar crest
6 : Distal alveolar crest
7 : Mesial midpoint of implant
8 : Distal midpoint of implant
9 : Implant apex

III. 연구 성적

1. 변 위

각 하중조건에서, IME가 POM일 경우와 티타늄일 경우의 변위를 X축 및 Y축 방향으로의 변위량과 전체변위량으로 구분하여 계측한 변위량을 상호 비교한 결과, 티타늄 IME의 경우에서 대부분 변위량이 더 큰 것으로 나타났다(Table 2).

1) 하중조건 1

하중을 금관의 중심와에 가했을 경우(Load 1)에는, POM보다 티타늄 IME에서 변위량이 대부분 더 큰 것으로 나타났으며, 임플란트 근단부에서의 Y축 변위량과 전체변위량의 두 항목에서만 변위량이 같은 것으로 나타났다.

5부위의 계측점 중 최대변위점과 최소변위점은 두 경우에서 모두 같은 부위로 , 변위량이 가장 큰 곳은 X축에서는 근심교두정, Y축 및 전체변위에서는 원심교두정이었으며, 변위량이 가장 적은 곳은 변위의 방향에 관계없이 임플란트근단부로 나타났다(Fig.5).

각 비교항목간의 유의성 검증을 위해 대응비교(paired t-test)를 시행한 결과, Y축 방향으로의 변위량과 전체변위량에서는 유의성있는 차이가 있었으나($P<0.1$), X축방향으로의 변위량은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($P>0.1$).

Table 2. Displacement at each measuring point(mm)

Load		Polyoxymethylene			Titanium		
	MP	X	Y	Total	X	Y	Total
Load 1	A	−1.379E−04	−1.567E−03	1.567E−03	−1.891E−04	−1.834E−03	1.844E−03
	B	−1.224E−04	−1.758E−03	1.762E−03	−1.677E−04	−2.118E−03	2.125E−03
	C	6.735E−05	−1.690E−03	1.691E−03	1.353E−04	−2.046E−03	2.050E−03
	D	1.189E−04	−1.542E−03	1.547E−03	1.885E−04	−1.816E−03	1.826E−03
	E	−1.159E−06	−1.927E−04	1.927E−04	−2.106E−06	−1.927E−04	1.927E−04
Load 2	A	6.289E−04	−2.371E−03	2.453E−03	9.867E−04	−3.014E−03	3.171E−03
	B	5.142E−04	−1.097E−03	1.212E−03	8.243E−04	−1.079E−03	1.358E−03
	C	−7.708E−04	−1.182E−03	1.411E−03	−1.258E−03	−1.212E−03	1.747E−03
	D	−7.484E−04	−2.055E−03	2.187E−03	−1.240E−03	−2.656E−03	2.931E−03
	E	1.392E−05	−1.927E−04	1.932E−04	1.723E−05	−1.927E−04	1.934E−04
Load 3	A	−6.803E−04	−1.097E−03	1.291E−03	−1.038E−03	−1.079E−03	1.497E−03
	B	−6.616E−04	−2.422E−03	2.511E−03	−9.739E−04	−3.067E−03	3.232E−03
	C	7.084E−04	−2.079E−03	2.196E−03	1.201E−03	−2.681E−03	2.938E−03
	D	7.405E−04	−1.161E−03	1.377E−03	1.230E−03	−1.189E−03	1.745E−03
	E	−1.314E−05	−1.927E−04	1.931E−04	−1.654E−05	−1.928E−04	1.935E−04

A : Mesial cusp tip of crown
B : Distal cusp tip of crown
C : Mesial point between crown and IME
D : Distal point between crown and IME
E : Implant apex

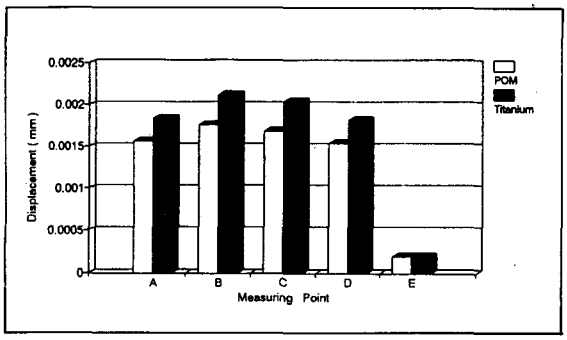


Fig. 5. Total displacement under the load 1. A : Mesial cusp tip of crown, B : Distal cusp tip of crown, C : Mesial point between crown and IME, D : Distal point between crown and IME, E : Implant apex.

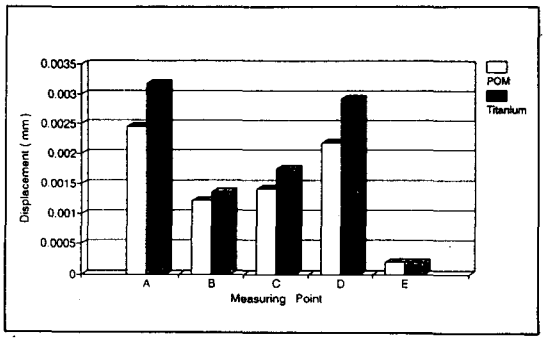


Fig. 6. Total displacement under the load 2. A : Mesial cusp tip of crown, B : Distal cusp tip of crown, C : Mesial point between crown and IME, D : Distal point between crown and IME, E : Implant apex.

2) 하중조건 2

금관의 근심교두정에 하중을 가했을 경우(Load 2)에는, 원심교두정에서의 X축 변위량을 제외하고는 모든 계측점에서 POM보다 티타늄 IME에서 변위량이 더 큰 것으로 나타났다.

변위량이 가장 크게 나타난 곳은 X축 방향에서는 금관과 IME의 근심이행부, Y축 방향 및 전체 변위량에서는 근심교두정이었으며, 변위량이 가장 적게 나타난 곳은 임플란트 근단부였다(Fig.6).

유의성 검증을 위해 대응비교를 시행한 결과, 전체변위량에서만 유의한 차이가 있는 것으로 나타났을뿐($P<0.1$), X축 및 Y축 방향으로의 변위량에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($P>0.1$).

3) 하중조건 3

금관의 원심교두정에 하중을 가했을 경우(Load 3)에는, 근심교두정에서의 Y축 변위량을 제외하고는 모든 계측점에서 POM보다 티타늄 IME에서 변위량이 더 큰 것으로 나타났다.

변위량이 가장 크게 나타난 곳은 X축 방향에서는 금관과 IME의 원심이행부, Y축 방향 및 전체 변위량에서는 원심교두정이었으며, 변위량이 가장 적게 나타난 곳은 하중조건 1,2에서와 마찬가지로 임플란트근단부였다(Fig.7).

대응비교를 통해 유의성 검증을 시행한 결과, 총변위량에서만 유의한 차이가 있는 것으로 나타났을뿐(P<0.1), X축 및 Y축 방향으로의 변위량에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(P>0.1).

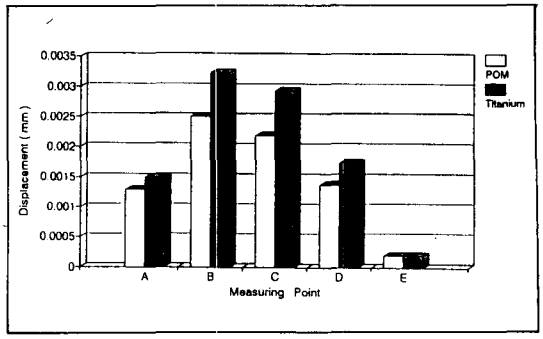


Fig. 7. Total displacement under the load 3.
A : Mesial cusp tip of crown, B : Distal cusp tip of crown, C : Mesial point between crown and IME, D : Distal point between crown and IME, E : Implant apex.

2. 응 력

3가지의 하중조건에서 IME의 재질에 따른 두 경우의 유효응력값을 9부위의 각 계측점에서 측정하여 상호비교한 결과, 응력값의 차이는 계측점에 따라 다양하게 나타났는데, 하중조건 1,2,3에서 모두 9부위의 계측점 중 5부위에서 POM일 경우보다 티타늄일 경우에서 응력값이 더 큰 것으로 나타났다(Table 3).

1) 하중조건 1

금관의 중심와에 하중을 가했을 경우(Load 1)에는, IME와 TIE의 근·원심이행부, 근심치조정, 임플란트 근·원심중간부 등에서 POM보다 티타늄 IME에서 응력값이 더 큰 것으로 나타났으며, 금관과 IME의 근·원심이행부, 원심치조정, 임플란트근단부 등에서는 POM IME에서 응력값이 더 큰 것으로 나타났다.

응력값이 가장 큰 부위는 원심치조정이었고, 응

Table 3. von Mises stress at each measuring point(kg/mm^2)

	Load 1		Load 2		Load 3	
MP	POM	Titanium	POM	Titanium	POM	Titanium
1	1.621E−01	1.223E−01	6.034E−01	4.686E−01	1.701E−01	1.761E−01
2	2.702E−01	2.043E−01	1.671E−01	1.749E−01	6.051E−01	4.698E−01
3	1.841E−01	2.223E−01	5.040E−01	4.293E−01	1.171E−01	1.457E−01
4	2.630E−01	2.729E−01	1.158E−01	1.475E−01	5.075E−01	4.338E−01
5	3.625E−01	3.699E−01	3.296E−01	3.158E−01	5.017E−01	5.551E−01
6	4.444E−01	4.407E−01	6.294E−01	6.766E−01	4.160E−01	3.873E−01
7	7.984E−02	8.008E−02	7.425E−02	7.291E−02	8.409E−02	8.568E−02
8	3.379E−02	3.381E−02	3.396E−02	3.405E−02	3.387E−02	3.395E−02
9	7.858E−02	7.837E−02	8.419E−02	8.573E−02	7.453E−02	7.318E−02

1 : Mesial point between crown and IME
2 : Distal point between crown and IME
3 : Mesial point between IME and TIE
4 : Distal point between IME and TIE
5 : Mesial alveolar crest
6 : Distal alveolar crest
7 : Mesial midpoint of implant
8 : Distal midpoint of implant
9 : Implant apex

력값이 가장 작은 부위는 임플란트 원심중간부로 두 가지 IME에서 동일하게 나타났다(Fig.8).

통계학적 유의성 검증을 위해 대응비교(paired t-test)를 시행한 결과, 두 정우의 응력값 사이에는 유의적인 차이가 없는 것으로 나타났다(P>0.1).

2) 하중조건 2

금관의 근심교두정에 하중을 가했을 경우(Load 2)에는, 금관과 IME의 원심이행부, IME와 TIE의 원심이행부, 원심치조정, 임플란트 원심중간부, 임플란트 근단부 등에서 티타늄 IME일 경우의 응력값이 더 큰 것으로 나타났으며, 금관과 IME의 근심이행부, IME와 TIE의 근심이행부, 근심치조정, 임플란트 근심중간부 등에서는 POM일 경우에 응력값이 더 큰 것으로 나타났다.

응력값이 가장 큰 부위는 원심치조정이었으며, 응력값이 가장 작은 부위는 임플란트 원심중간부로 두 가지 IME에서 동일하게 나타났다(Fig.9). 유의성 검증을 위하여 대응비교를 시행한 결과, 두 경우의 응력값사이에는 통계학적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(P>0.1).

3) 하중조건 3

금관의 원심교두정에 하중을 가했을 경우(Load 3)에는, 금관과 IME 근심이행부, IME와 TIE 근심이행부, 근심치조정, 임플란트 근·원심중간부 등에서 티타늄 IME의 경우에 응력값이 더 큰 것으로 나타났으며, 금관과 IME의 원심이행부, IME와 TIE의 원심이행부, 원심치조정, 임플란트 근단부에서는 POM일 경우의 응력값이 더 큰 것으로 나타났다.

응력값이 가장 큰 부위는 POM일 경우엔 금관과 IME의 원심이행부, 티타늄일 경우엔 근심치조정인 것으로 각각 나타났으며, 응력값이 가장 작은 부위는 하중조건 1,2에서와 마찬가지로 두 경우에서 모두 임플란트의 원심중간부인 것으로 나타났다(Fig.10).

유의성 검증을 위하여 대응비교를 시행한 결과, 두 경우의 응력값사이에는 통계학적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(P>0.1).

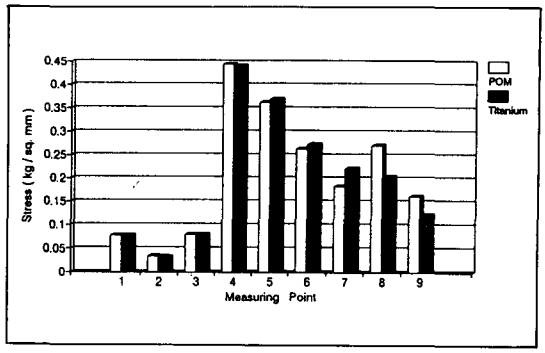


Fig. 8. von Mises stresses in the load case 1.
1 : Mesial point between crown and IME
2 : Distal point between crown and IME
3 : Mesial point between IME and TIE
4 : Distal point between IME and TIE
5 : Mesial alveolar crest
6 : Distal alveolar crest
7 : Mesial midpoint of implant
8 : Distal midpoint of implant
9 : Implant apex

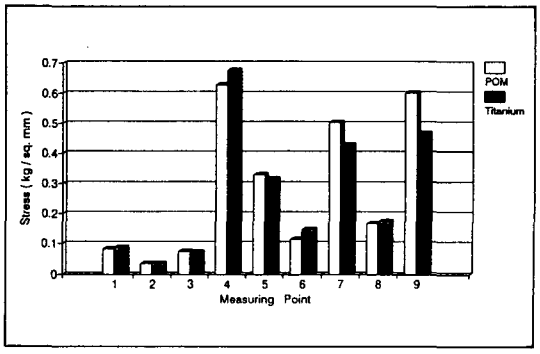


Fig. 9. von Mises stresses in the load case 2.

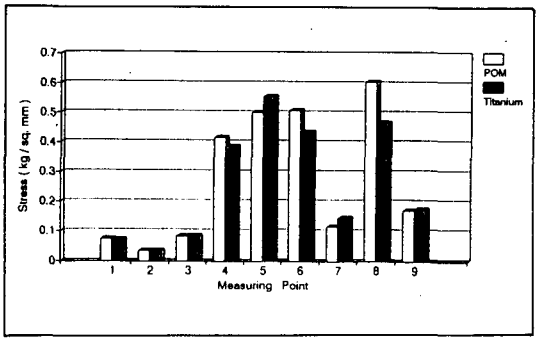


Fig. 10. von Mises stresses in the load case 3.

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트 구조에서 응력흡수요소의 기능여부가 치과 임플란트분야에서 많은 관심의 대상이 되어 왔다[6,24]. van Rossen등[6]은 이론적으로 응력흡수요소는 동적인 하중조건하에서 최대응력의 크기를 감소시키는 응력 경감구조(damping structure)와 응력분산요소(stress-distributor)로 작용하며, 전체적으로 가하여지는 힘은 일정하지만 골내에서의 응력분산은 어느정도 조정할수 있고, 응력흡수와 응력분산의 역할은 임플란트 구조의 설계와 재료의 특성에 좌우된다고 하였다.

Lill등[22]은 골유착의 개념이, 자연치의 생리적 동요도를 모방하여 생리적인 응력분산을 제공하는 완충요소(stress-breaker)에 대한 연구를 발전시킨 것으로 보고하면서, 완충의 방법으로 임플란트 상부구조의 교합면을 보다 큰 탄성을 가지는 플라스틱으로 형성하거나,임플란트와 상부구조 사이에 탄성요소 즉, 응력흡수요소를 사용하는 방법을 제시하였다.

Brånemark[2], Skalak[23,24], Adell등[3], Jemt[50] 등은 응력흡수 및 완화를 기대하여 임플란트 보철물의 교합면을 금속이나 도재보다는 탄성이 높은 플라스틱으로 제작하는 것이 더 유리한 것으로 보고하였다.

Skalak[23]은 서로 다른 동요도를 가지는 자연치와 임플란트를 고정성 국소의치로 연결한 경우 응력분산효과를 얻기 위해서는 보철물과 임플란트 사이에 치주인대와 유사한 점탄성체가 필요한 것으로 주장하였으며, Richter[51]는 컴퓨터 프로그램에서 임플란트와 자연치에 의해 지지되는 고정성 국소의치에서 임플란트와 자연치부위의 rigidity 변화에 따른 응력 모멘트를 계산한 결과, 과도한 응력이나 변위를 해결하기 위해 특수한 완충요소(buffering element)의 필요성을 주장하였다.

Champman[16], McGlumphy등[13], Kirsch[7] 등은 IMZ 임플란트 system의 가장 큰 특징은 충격흡수요소로서 polyoxymethylene(POM)으로 제작된 intramobile element(IME)를 사용하여, 치아, 치조골 및 치주인대로 구성되는 자연치에서의 조직 단위의 응력분산과 유사한 기능을 얻는 데 있으며, 임플란트 주위 골조직에의 응력을 감소시키기 위해 고안된 IME가 골, 임플란트, 보철물 모두에 가해지는 충격을 감소시킴으로써 치주인대와 유사한 작용을 하는 것으로 보고하였다.

IME의 재료로 사용되는 POM은 1960년 프랑스 듀퐁사(E.I. du Pont de Nemours & Co.,Inc.)에서 개발되어 최근 20년 동안 정형외과 및 심혈관계에서 인공장기로 사용되어지고 있는데, 현재까지 알려진 부작용은 거의 없는 것으로 보고되고 있으며, 미국 식품의약국(FDA,Food & Drug Administration)에서 식품 포장재로 공인될 만큼 생체 친화력이 높은 것으로 알려지고 있다[16,26].

IME의 충격흡수능력은 POM의 높은 점탄성(viscoelasticity) 때문으로, 이 점탄성 때문에 POM은 변형에 대한 저항이 매우 크다. 실제 실험에서 IME와 유사하게 설계된 POM element에 분당 70회로 30pounds의 주기적인 압력을 가했을 때 연속 900,000회의 주기 후에도 체적 변화가 0.0005inch에 불과하였는데, 이 하중량은 500일 동안의 평균 교합주기에 해당하는 것이었다. 이것이 비록 구강내에서가 아니라 건조 조건이었으나, 수분, 윤활제, 세정제, 가솔린, 표백제, 아세톤, 아세트산, 염화 칼슘 및 다른 많은 물질하에서도 POM의 강도에 대한 영향은 5% 미만인 것으로 보고되었다[16,26].

Skalak[24]은 플라스틱이 금속보다 쉽게 변형되어 충격흡수능력이 더 큰 것으로 여겨지며, 실제로 응력흡수를 위해 약간 내부로 수축되기도 하나 그것의 가장 큰 효과는 골-임플란트 계면에 가해지는 직접적인 충격을 감소시키는 것인데, 이 계면에서의 커다란 충격은 임플란트를 골로부터 분리시켜 치료 실패를 야기하게 된다고 하였다.

Champman등[55,56]의 연구에 의하면 동일 형태로 제작된 티타늄 IME와 비교시 플라스틱 IME가 임플란트가 식립된 쪽의 악궁에서 30 % 이상의 교합압을 감소시키는 것으로 보고되었으나, 본 연구에서는 IME의 재질에따른 응력분포에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

IME에 의한 임플란트와 주위 골조직에서의 응력분산효과에 관한 연구에서, El Charkwi등[54]과 El Wakad와 Brunski등[55]은 유리형 임플란트에 가해지는 하중에 대하여 internal element가 수평하중에서는 임플란트 주위조직에 응력분산효과를 보이

나, 수직하중에 대해서는 응력분산효과가 없는 것으로 보고하였으며, McGlumphy등[13]은 IMZ임플란트에서 POM 및 티타늄 IME간의 응력전달 특성을 광탄성 모형을 이용하여 비교분석한 결과, 정적인 하중하에서 두 경우의 응력분포에는 유의한 차이가 없는 것으로 보고하였는데, 본 연구에서도 동일한 양상으로 나타났다.

그러나, Harris와 Mozsary[56], Hoshaw와 Brunski[57]등은 IME로 인하여 오히려 과도한 하중이 자연치로 전달될 수 있다고 주장하였다.

한편, van Rossen등[6]은 유리형 임플란트 및 자연치와 골유착성 임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대해 상부 구조물과 임플란트 사이에 응력흡수요소를 개재시킨 유한요소모형과 응력흡수요소가 없는 모형으로 구별하여 응력분포를 비교 분석한 결과, 유리형 임플란트에 이용된 응력흡수요소(stress-absorbing element)는 경감요소(damping element)로서만 작용할 뿐 응력의 분산 기능은 전혀 없음을 밝혔고, 자연치와 임플란트의 조합으로 지지되는 보철물에 이용되는 응력흡수요소는 임플란트 주위골에 발생하는 응력을 좀 더 균일하게 분포시키고, 자연치 주위의 피질골에 발생하는 최대 응력의 크기를 감소시켜 주는 것으로 보고하였다.

구조물에 발생하는 응력을 분석하는 방법으로는 전기저항스트레인게이지법, 브리틀래커코팅법, 모아레무늬분석법, 광탄성응력분석법 및 유한요소법 등이 있으며, 이러한 방법들은 실제 실험 대상에 대해 실제와 절대적 또는 상대적으로 유사한 재료 성질을 갖는 모형을 만들어 응력을 분석하거나, 전체 실험 대상물의 일부분에서 얻어지는 결과에 의존하므로, 실험이라는 사실에 연유되는 한계점을 내포하고 있다고 볼 수 있다.

이에 비하여 유한요소법은 그 기본적 원리가 수학적 계산인 수리적 방법으로서 적절한 조건 설정과 정확한 계산이 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험내용이, 실험과 관계 없는 외적요인에 영향을 받지 않으면서 온전히 진행될 수 있다는 장점이 있다.

그 외에도 실험대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험대상물의 전체 영역에 대한 응력의 분포를 알 수 있을 뿐 아니라, 3차원 내에서 응력의 방향과 크기까지 알 수 있으며, 응력 발생 후 변위된 상태와 변위되기 전의 초기 상태 상호를 비교해 볼 수 있다는 장점이 있다[20,33,35].

2차원 유한요소모형을 분석하게 되면, 정상응력(normal stress), 전단응력(shear stress), 주응력(principal stress) 및 유효응력(von Mises stress) 등의 다양한 응력 계산 결과치와 변위량을 얻을 수 있다. 이 중 주응력은 응력을 대표하는 값으로서, 구조물의 파괴 정도를 비교할 때 측정되는 값이며, 유효응력은 탄성변형시 발생되는 응력값의 조합으로서 응력을 종류별로 분석치 않고 발생된 응력을 전반적으로 파악하고자 할때 사용된다[20,35].

본 연구에서는 임플란트 보철물 및 지지 조직에 발생하는 응력값의 비교를 목적으로 하고 있으므로 유효응력값을 구하여 결과를 정리하였으며, 응력의 계측점은 구조물중 재료의 변화나 물성치의 변화가 있는 점을 선택하였고, 변위는 구조물의 전반적인 변위 양상을 관찰하기 위하여 구조물의 외형중 관찰이 용이한 점을 선택하였다.

유한요소법을 이용하여 응력을 분석하는 과정에서는 유사 구조물의 기계적 성질에 관한 몇가지의 가정을 전제로 한다. 첫째, 임상에 참여하는 실제의 재료와 골조직 및 치근막들은 물리적으로 비균질성의 재료들이나, 모형 내에 설계된 재료나 생체조직은 어떤 부분에서도 균질성을 갖는다는 것이다. 그러나, 균질성의 가정하에 이용되는 물성치들이 비균질성 실제의 경우로부터 얻어졌다는 사실로 비추어, 이러한 실험 편의상의 가정이 실험 결과에 중대한 영향을 미치지 않을 것으로 사료되었다. 둘째, 설계된 재료나 조직은 구조내에서 어느 방향으로나 동일한 등방성(isotropicity)의 물리적 성질을 갖는 것으로 가정되나, 실제로 재료나 조직은 3차원내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 특성을 갖는 것이 통례이다. 재료의 등방성에 관련된 변수로 Poisson비(Poisson's ratio)라는 물성치가 있는데, 구조적으로 완전히 등방성인 재료의 Poisson비는 0.5의 값을 갖는데 반해, 구조응력의 분석 대상이 되는 실제의 재료들은 0.3 내외의 값을 갖는다. 본 실험에서는 각 재료 및 조직에 해당하는 Poisson비가 계산 과정에 포함되었으므로, 등방성

에 있어 실제와의 차이는 어느 정도 보완되었다고 평가했다. 셋째, 구조물에 하중을 가했을 경우 실험 모형의 변형은 항상 탄성변형의 양상을 보인다는 것인데(linear elasticity) 즉, stress-strain curve가 어떤 범위에서도 Hooke의 법칙을 따른다는 가정으로, 대부분의 재료가 비례한계를 경계로 탄성변형의 범위와 소성변형의 범위로 구별되어진다는 실제의 성질과는 다르다. 그러나, 본 연구의 유한요소모형에 부여된 하중조건은 재료들의 비례한계내에 있는 범위의 값들로 가정하였으므로, 실험결과에는 크게 영향을 미치지 않은 것으로 생각된다[6,35].

Siegele등[9]은 유한요소법적 연구를 통하여 치밀골에 집중되는 응력은 IME와 같은 점탄성요소를 임플란트와 보철물 사이에 개재시킴으로써 감소되며, 응력분산을 위해 보철물 고정나사의 하방부를 임플란트와 고정하는 것이 바람직한 것으로 보고하였다.

Davis등[58]은 유한요소 분석을 이용하여 임플란트 상부구조의 재질에 따른 충격흡 능력을 비교한 결과, 도재에 비하여 아크릴릭 레진이 교합압 감소에 더 유리한 것으로 보고하였다.

Lavernia등[10]은 산화알루미늄 임플란트와 LTI 탄소 임플란트로 이루어지는 이차원 유한요소모형에서 하악골내에 해면골의 골지주를 모형에 설계한 경우와 해면골을 균질성의 재료로 설계한 경우로 나누어 물성치를 입력시켜 유한요소모형을 분석한 결과, 임플란트 재료의 탄성계수의 차이가 골에서의 응력분포에 영향을 미치는 것으로 보고하였다. 본 연구의 유한요소모형에서는 해면골을 균질성의 재료로 설계하였다.

Borchers와 Reichart[37]는 하악 구치부에 닻형의 도재 임플란트가 식립된 삼차원 유한 요소모형을 설계하고 임플란트와 골조직 계면에서 정상적 상태와 병적 상태로 조건을 달리하여 주위골에서의 응력분포에 대해 보고하였는데, 수술 직후 해면골이 임플란트 주위를 싸고 있는 상태에서 측방력이 가해질 때 치조정 부위에 가장 높은 응력 집중 현상이 일어나고, 임플란트 주위에 치조백선이 생성되고 나면 응력 집중 현상은 약간 감소하며, 계면내로 결합조직이 성장하면 응력집중현상은 제거된다고 보고하였다. 본 연구에서는 IME의 재질에 상관없이 하중조건 1,2에서는 원심치조정에 응력이 집중되었으나, 하중조건 3에서는 치질과 IME의 원심이행부에 응력이 집중된 것으로 나타났다.

Rieger등[39]은 상이한 기하학적 형태의 임플란트에 대해 이차원 축대칭형 유한요소모형을 설계하고 이 모형에 다양한 범위의 탄성계수를 갖는 재료특성을 부여하여 응력분포 분석을 시행한 결과, 임플란트 재료의 강도가 증가할수록 임플란트 근단부로 전달되는 교합하중의 양은 증가하며, 이와 같은 탄성적 특성 뿐만 아니라 임플란트의 기하학적 형태도 응력을 주위골에 적절히 분산시키는 데 중요한 결정 요인임을 밝혔는데, 본 연구에서는 임플란트 자체의 재료나 기하학적 형태의 변화는 고려하지 않았다.

본 연구에서, 변위량은 POM보다 티타늄에서 더 큰 것으로 나타났으나, 응력 측정치간에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타나 McGlumphy등[13]이나 van Rossen등[6]의 보고와 유사한 것으로 여겨진다. 이러한 결과를 볼때, 응력흡수요소가 골에대해 어떠한 측정가능한 생물학적 효과를 가진다면, 이는 동적인 하중하에서 응력흡수요소가 갖는 경감효과에서 기인하는 것으로 추측되며, 변위의 결과치에서 POM일 경우가 더 작게 나타난 것은 POM의 점탄성 때문인 것으로 여겨진다. 또한, 본 연구는 정하중하에서의 실험이었으므로 동적 하중하에서의 관찰이 필요한 것으로 사료된다.

분명히 더 발전적인 연구의 가능성은 많을 것이며, 어떤 이론들 특히, 실험모형으로부터 유도된 것들은 조직학적 및 임상적 관찰에의해 입증되어야만 한다. 탄성을 가진 IME에대한 기계생물학적 장점들이 임상적 연구에서 증명된다면 증가되고있는 부분무치악환자들의 보다 예측 가능한 치료가 가능할 것으로 사료된다.

V. 결 론

하악 제2대구치가 결손된 편측유리단 부분무치악 증례에서 IMZ 임플란트를 단독으로 식립하여 수복하는 것을 전제로하여, SUN-SPARC2GX (SUN Co., USA) 컴퓨터와 PATRAN 프로그램을 이용하여, intramobile element(IME)의 재질을 polyoxymethylene(POM)과 티타늄으로 각각 다

르게 부여한 두 경우의 유한요소모형을 설계하고, 임플란트 보철물의 중심와 및 근·원심교두정에 각각 1kg/mm²의 하중을 가한후(하중조건 1,2,3), 유한요소적 분석을 시행하여 금관의 근·원심교두정, 금관과 IME의 근·원심이행부, 임플란트근단부 등 5절점에서 변위량을 계측하고, 금관과 IME의 근·원심이행부, IME와 TIE의 근·원심이행부, 근·원심치조정, 임플란트 근·원심중간부, 임플란트근단부 등 9절점에서 응력을 계측하여 얻은 결과치를 상호비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중을 임플란트 보철물의 중심와에 가했을 경우(하중조건 1), 변위는 임플란트근단부에서의 Y축 변위량 및 총변위량을 제외하고는 모든 비교항목에서 IME가 POM일 경우보다 티타늄일 경우에서 더 큰 것으로 나타났으며, 유효응력 비교에서는 크기의 차이가 다양하게 나타났다.

2. 하중을 임플란트 보철물의 근심교두정에 가했을 경우(하중조건 2), 변위는 원심교두정에서의 X축 변위량을 제외하고는 모든 비교항목에서 티타늄일 경우에서 더 큰 것으로 나타났으며, 유효응력 비교에서는 크기의 차이가 다양하게 나타났다.

3. 하중을 임플란트 보철물의 원심교두정에 가했을 경우(하중조건 3), 변위는 근심교두정에서의 Y축 변위량을 제외하고는 모든 비교항목에서 티타늄일 경우에서 더 큰 것으로 나타났으며, 유효응력 비교에서는 크기의 차이가 다양하게 나타났다.

4. 하중조건에 따른 변위량은 IME의 재질이 POM보다 티타늄에서 대부분 더 큰 것으로 나타났으나, 응력분포에는 유의성있는 차이가 없었다 (P>0.1).

REFERENCES

1. Steflik, D.E., & McKinney, R.V. : History of implantology, In McKinney, R.V.(ed.) : Endosteal dental implant, St.Louis, The C.V.Mosby Co., 1985, pp1-10.
2. Brånemark, P-I. : Osseointegration & its experimental background. J. Prosthet. Dent. 50 : 399-410, 1983.
3. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Brånemark, P-I. : A 15-year study of osseointegrated impalnts in the edentulous jaw. Int. J. Oral Surgery 10 : 387-416, 1981.
4. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P-I., & Jemt, T. : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 5 : 347-359, 1990.
5. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A.R. : The long-term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of sucess. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1 : 11-25, 1986.
6. van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C., & de Groot, K. : Stress-absorbing elements in dental implants. J. Prosthet. Dent. 64 : 198-205, 1990.
7. Kirsch, A. : The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. J. Oral Implantol. 11 : 197-210, 1983.
8. Klawitter, J.J., Weistein, A.A., & Peterson, L.J. : Fabrication and characterization of Co-Cr-Mo alloy dental implants. J. Prosthet. Dent. 59 : 99-105, 1980.
9. Siegele, D., & Soltesz, U. : Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 4 : 333-340, 1989
10. Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M., & Klawitter, J.J. : An analysis of stress in dental implant system. J. Biomech. 14 : 555-560, 1981.
11. Brunski, J.B. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 3 : 85-97, 1988.
12. Baier, R.E., Meyer, A.E. : Implant surface preparation. Int. J. Oral maxillofac. Implants 3 : 9-20, 1988.
13. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., & Peterson, L.J. : A comparison of the stress transfer

characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. J. Prosthet. Dent. 62 : 586-593, 1989.
14. Brunski, J.B., & Hipp, J.A. : In vivo force on endosteal implants : A measurement system and biomechanical considerations. J. Prosthet. Dent. 51 : 82-89, 1984.
15. Haraldson, T., & Carlsson, G.E. : Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand. J. Dent. Res 85 : 200-208, 1977.
16. Champman, R.J. : The IMZ implant system, In Caswell, C.W.(ed.) : Dental implant prosthodontics, Philadelphia, J.B.Lippincott Co., 1991, pp105-174.
17. Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P-I., Lindhe, J., Glantz, P-O., & Nyman, S. : A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J. Clin. Periodontol. 13 : 307-312, 1986.
18. Lekholm, U., Adell, R., & Brånemark, P-I. : Possible complications, In Brånemark, P-I. (ed.) : Tissue-integrated prostheses, Chicago, Quintessence Publ Co, 1985, pp233-240.
19. Sones, A.D. : Complication with osseointegrated implants, J. Prosthet. Dent. 62 : 581-585, 1989.
20. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구. 대한치과보철학회지, 29(1) : 167-214, 1991.
21. Lill, W., Matejka, M., Rambousek, K., & Watzek, G. : The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural teeth mobility. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 3 : 281-286, 1988.
22. Gracis, S.E., Nicholls, J.I., Chalupnik, J.D., & Yuodelis, R.A. : Shock-absorbing behavior of fire restorative materials used on implants. Int. J. Prosthodont. 4 : 282-291, 1991.
23. Skalak, R. : Aspect of biomechanical considerations, In Brånemark, P-I, Iarb, G.A., & Albrektsson, T.(eds.) : Tissue-integrated prostheses. Chicago, Quintessence Publ Co., 1985, pp117-128.
24. Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent. 49 : 843-848, 1983.
25. Kirsch, A., & Mentag, P.J. : The IMZ endosseous two phase implant system : A complete oral rehabilitation treatment concept. J. Oral. Implantol. 12 : 576-588, 1986.
26. Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J., & Hill, B. : The intramobile cylider(IME) two-stage osseointegrated implant system, In Babbush, C.A.(ed.) : Dental implants : principles and practice, Philadelphia, W.B.Saunders Co., 1991, pp67-106.
27. Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J., & Hill, B. : Intramobile cylinder(IMZ)two-stage osteointegrated implant system with intramoblie element(IME) : Part 1. Its rationale and procedure for use. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2 : 203-211, 1987.
28. Craig, R.G., El-Ebrashi, M.K., & Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part II : Two-dimensional photoelastic stress analysis of crowns. J. Prosthet. Dent. 17 : 292-303, 1967.
29. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., & Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV : The concept of parallelism of axial walls. J. Prosthet. Dent. 22 : 346-353, 1969.
30. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., & Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part V : The concept of occlusal reduction and pins. J. Prothet. Dent. 22 : 565-577, 1969.
31. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., & Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part VI : The concept of proximal reduction in compound restorations. J. Prosthet. Dent. 22 : 663-670, 1969.

32. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., & Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII : Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J. Prosthet. Dent. 23 : 177-186, 1970.
33. 임상전, 곽병만, 이주성 : 유한요소법 입문. 서울, 동명사, 1991.
34. 조철호 : 유한요소법에의한 구조해석 프로그램. 서울, 정림출판사, 1989.
35. 김용호, 김영수 : 골유착성 임프랜트 보철치료시 자연 지대치와의 연결 형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구. 대한치과보철학회지, 29 (3) : 1-32, 1991.
36. Takahaski, N., Kitagami, T., & Komori, T. : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. J. Prosthet. Dent. 40 : 186-191, 1978.
37. Borchers, L., & Reichart, P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J. Dent. Res. 62 : 155-159, 1983.
38. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., & Brose, M.O. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 62 : 436-440, 1989.
39. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., & Brose, M.O. : Alternative materials for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 61 : 717-722, 1989.
40. Cook, S.D., Weinstein, A.M., & Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J. Dent. Res. 61 : 25-29, 1982.
41. Rubin, C., Krishnamurthy.N., & Capilouto, E. : Stress analysis of human tooth using a three-dimensional finite element model. J. Dent. Res. 62 : 82-86, 1983.
42. Rieger, M.R., Fareed, K., Adama, W.K., & Tanquist, R.A. : Bone stress distribution for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 61 : 223-228, 1989.
43. Rieger, M.R., Adams, W.K., & Kinzel, G.L. : finite element survey of eleven endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 63 : 457-465, 1990.
44. Rieger, M.R., Mayberry, M., & Brose, M.O. : Finite element analysis of six endosseous implants. J. Prosthet. Dent. 63 : 671-676, 1990.
45. 한무현, 최부병 : 유한요소법에의한 Telescopic crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희치대논문집, 4 : 241-256, 1982.
46. 하주태, 최부병 : 유한요소법에의한 Cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희치대논문집, 5 : 153-169, 1983.
47. Yang, H.S. & Thompson, V.P. : A two dimensional stress analysis comparing fixed prosthetic approaches to the tilted molar abutment. 대한 치과보철학회지, 29(1) : 1-12, 1991.
48. 최수호, 정재헌 : 골내 임프란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석. 대한치과보철학회지, 29(1) : 233-248, 1991.
49. Ash, M.M. : Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion, sixth ed. W.B.Saunders Co., 1984.
50. Jempt, T. : Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaws. J. Prosthet. Dent. 55 : 243-247, 1986.
51. Richter, E-J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J. Prosthet. Dent. 61 : 602-609, 1989.
52. Champman, R.J., Kirsch, A., & Ackermann, K. L. : Occlusal forces on implant with and without an internal shock absorber. J. Dent. Res. 68 : 45(abstr.#1347), 1989.
53. Champman, R.J., Kirsch, A. : Variation in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 5 : 369-374, 1990.
54. El Charkwai, H.G., El Wakad, M.T., & Naser, M.E. : Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. J. Prosthet. Dent. 64 : 469-472, 1990.

55. Ei Wakad, M., & Brunski, J.B. : Biomechanics of dental implants with and without "intramobile elements" : Computer modeling. J. Dent. Res. 67 : 287(abstr. # 1393), 1988.
56. Haris, A.G., & Mozsarg, R.G. : A new concept : CODAR (complete osseointegrated dento-alveolar replacement) and a corresponding dental implant design(flexiroot). J. Oral Implantol. 12 : 630-660, 1986.
57. Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. : Mechanical testing of dental implants with and without "intramobile elements". J. Dent. Res. 67 : 314(abstr.# 1612), 1988.
58. Davis, D.M., Rimrott, R., & Zarb, G.A. : Studies on frameworks for osseintegrated prostheses : Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 3 : 275-280, 1988.

-ABSTRACT-

A STUDY ON STRESS DISTRIBUTION IN IMZ IMPLANT WITH A PLASTIC OR A TITANIUM IME USING FINITE ELEMENT ANALYSIS

Chi-Yang Ha, Boo-Byung Choi, Yi-Hyung Woo
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University

Whether stress-absorbing elements are functional in an implant system has been an issue of interest in oral implantology.

The unique feature of the IMZ implant system is the planned imitation of the stress-distributing function of the structural unit of the tooth, periodontium, and alveolar bone through the use of an intramobile element(IME).

The purpose of this study was to compare the difference in the displacement and the stress distibutions of IMZ implant with a polyoxymethylene(POM) or a titanium IME under static load.

Two dimensional finite element analysis(FEA) was applied for this study and two finite element models were created. PATRAN program(DPA Co.,USA), a software for FEA, and SUN-SPARC2GX(SUN Co., USA), a workstation computer, were used.

1Kg/mm^2 of static load was loaded individually on each three point of crown of implant prosthesis ; central fossa(load 1), mesial cusp tip(load 2), distal cusp tip(load 3). The displacements of X- and Y-axis and total displacement were measured at mesial and distal cusp tips, mesial and distal points between crown and IME, and implant apex. The von Mises stress was measured at mesial and distal points between crown and IME, mesial and distal points between IME and TIE, mesial and distal alveolar crest, the mesial and distal midpoints of implant, and implant apex. The difference in resultant values were compared and evaluated statistically using paired t-test.

The results were as follows :

1. Under the load 1, all the displacement of implant with titanium IME at 5 measuring points was larger than that of with POM IME except total and Y-axis displacement at implant apex. And the differences in stress distributions with POM and titanium were varied.

2. Under the load 2, all the displacement of implant with titanium IME at 5 measuring points was larger than that of with POM IME except X-axis displacement at distal cusp tip. And the differences in stress distributions were varied.

3. Under the load 3, all the displacement of implant with titanium IME at 5 measuring points was larger than that of with POM IME except Y-axis displacement at mesial cusp tip. And the differences in stress distributions were varied.

4. For the displacement, there was significant difference statistically only in total displacement ($P<0.1$), but was no significant difference in X- and Y-axis displacement($P>0.1$). For the stress, there was no significant difference among the compared values.

Photographic explanation

Photo. 1. Displacement in the FEM(finite element model) with POM IME under the load 1

Photo. 2. Displacement in the FEM with titanium IME under the load 1.

Photo. 3. Displacement in the FEM with POM IME under the load 2.

Photo. 4. Displacement in the FEM with titanium IME under the load 2.

Photo. 5. Displacement in the FEM with POM IME under the load 3.

Photo. 6. Displacement in the FEM with titanium IME under the load 3.

Photo. 7. von Mises stress in the FEM with POM IME under the load 1.

Photo. 8. von Mises stress in the FEM with titanium IME under the load 1.

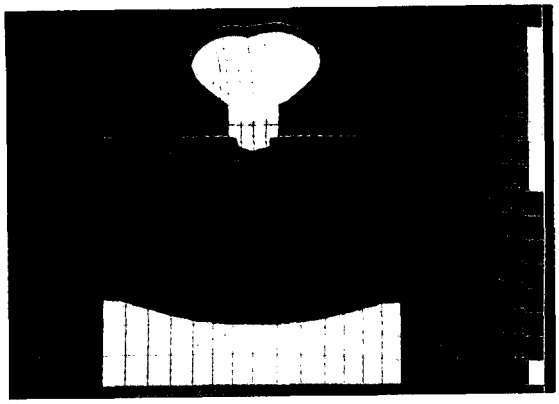
Photo. 9. von Mises stress in the FEM with POM IME under the load 2.

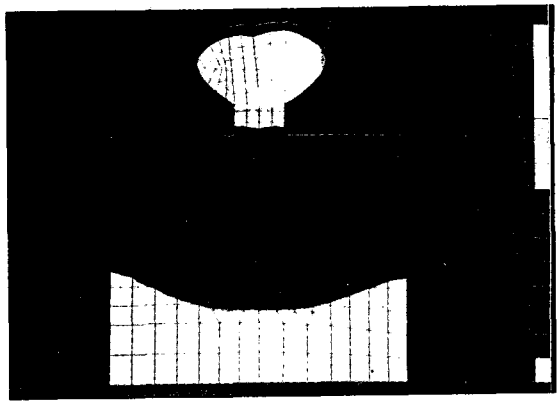
Photo.10. von Mises stress in the FEM with titanium IME under the load 2.

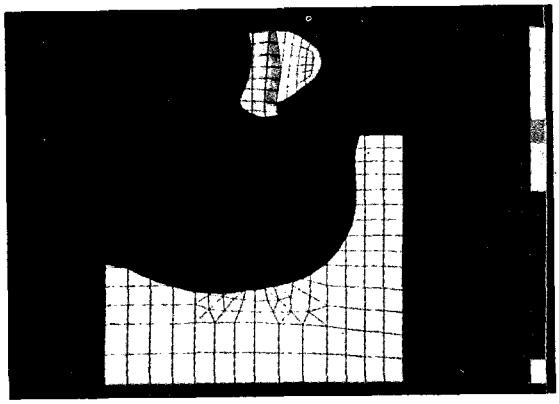
Photo.11. von Mises stress in the FEM with POM IME under the load 3.

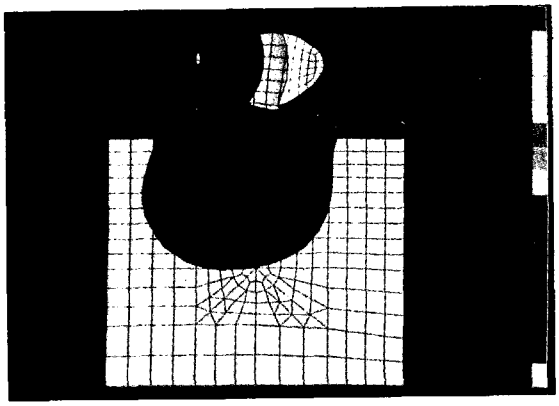
Photo.12. von Mises stress in the FEM with titanium IME under the load 3.

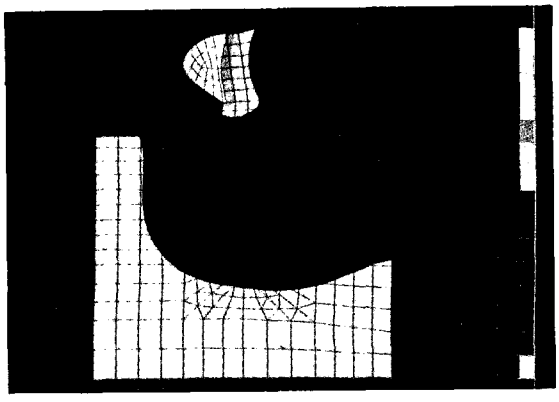
논문 사진부도 ①

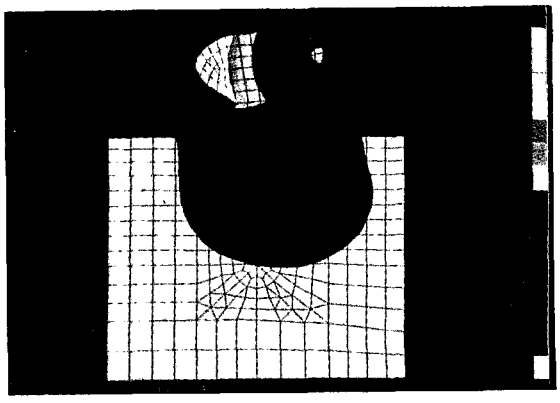
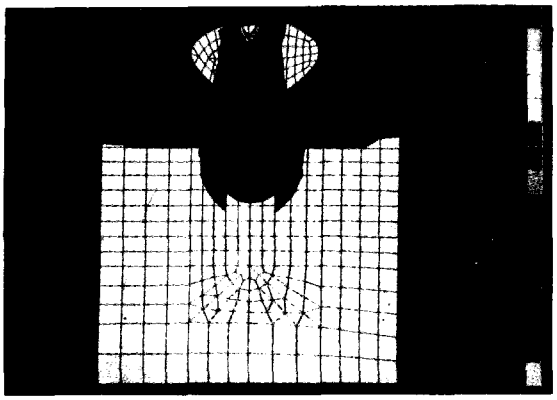
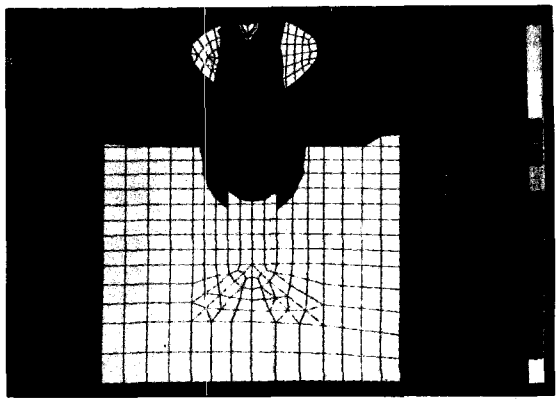
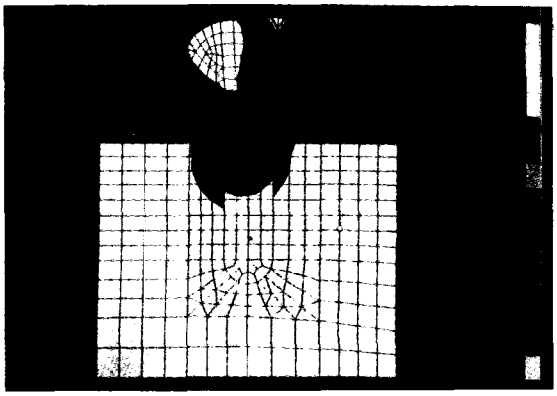
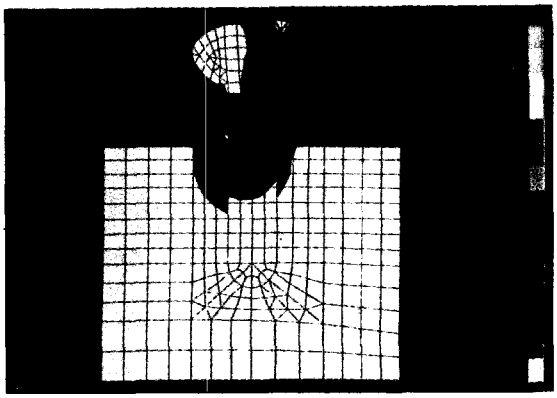
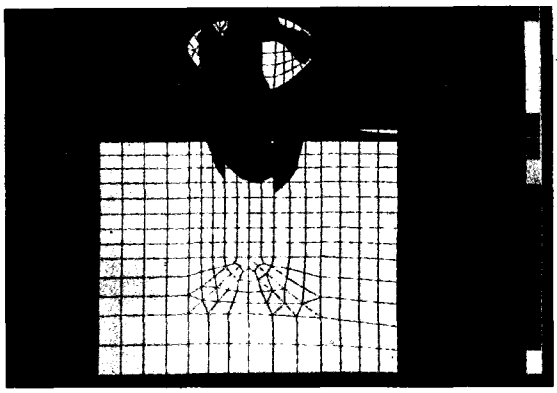
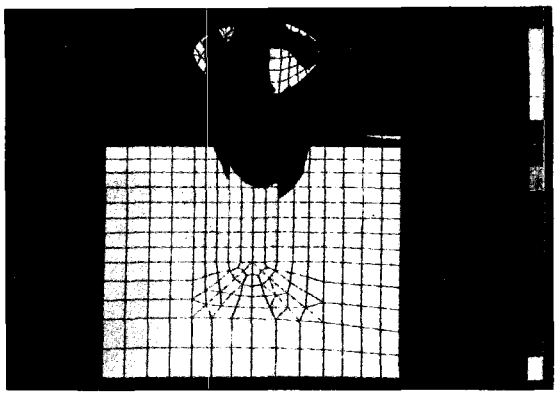












논문 사진부도 ②