

골유착성 임플란트를 중간 지대치로 사용한 고정성 보철물의 응력분석

전남대학교 치과대학 보철학교실
박상수 · 방몽숙

I. 서 론

1913년 초 Greenfield가 플라티늄-이리듐으로 만든 새장(cage)과 같은 임플란트를 소개한 이후 골내 임플란트는 재료와 설계 그리고 술식에 있어서 꾸준히 발전되어 왔다¹⁾. 그후 1969년 스웨덴의 Bränemark이 생체와 금속간의 직접적인 결합인 골유착에 대하여 보고하면서 이것을 치과 임플란트에 적용하게 되었고²⁾, 오늘날에는 골유착을 이용한 많은 임플란트의 설계와 치료술식이 급속도로 발전되어 현재 약 25종의 골내 임플란트가 이용되고 있다³⁾.

초기에는 주로 무치악을 대상으로 하여 임플란트의 재료나 기하학적 형태등의 생체 친화성에 대해 연구의 초점이 맞추어졌으나, 요즘에는 부분무치악 증례에도 활발히 이용되어 편측 부분 무치악의 지대치, 다수치아 결손시의 중간 지대치, 단일 치아 수복을 위한 지대치 등으로 임상적 적용범위가 확대되어 가면서 임플란트가 치아의 역할을 대신함으로써 발생하는 생체 가능성에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다⁴⁾. 그러나 끊임없는 기능하중을 받는 구강이라는 특수한 환경으로 인해 임플란트와 악골간 결합의 파괴, 임플란트 자체의 파절 및 탈락, 매식물과 보철물 연결부의 손상, 보철물의 파절 등 많은 문제점들이 나타나게 되었다⁵⁻⁸⁾. 특히 임플란트를 자연치와 연결하여 보철물을 제작할 경우, 골유착으로 인해 동요가 거의 없는 임플란트 지대치와 외력에 대해 어느 정도 완충역할을 하는 탄성체로 볼 수 있는 자연치 치근막간의 동요도 차이로 인한 문제에 대해서 많은 논란이 되고 있다^{9,10)}. 이에 대한 해결방안으로 van Rossen등⁴⁾, McGlumphy등⁹⁾, Babush등¹¹⁾, Kobayashi¹²⁾은 임플란트 지대치에 자연

치의 치근막과 비슷한 탄성계수를 갖는 부분을 포함시켜 자연치와 유사한 생리적 운동성(physiologic movement)을 부여함으로써 지지골조직에 좀더 균일하게 응력을 분산시킬 수 있다고 보고하였다.

한편 Skalak¹³⁾, Rinaldi등¹⁴⁾은 자연치와 임플란트 사이에 현저한 동요도의 차이가 있다는 사실에 근거하여 상부 보철물을 제작하는데 두 지대치간의 상이한 동요도를 허용할 수 있는 비고정성 연결장치로 상부 보철물을 수복해야 된다고 보고하였으며 Shillingburg와 Fisher¹⁵⁾, Shillingburg등¹⁶⁾, Malone과 Koth¹⁷⁾, Landry등¹⁸⁾도 중간 지대치가 포함된 보철물에서는 역학적으로 비고정성 연결장치를 사용하여 제1종 지대대 역할을 방지해야 된다고 보고하였다. 반면 Mathews등¹⁹⁾은 연결형태에 따른 보철물의 시멘트 유지력은 별다른 차이가 없다고 하였으며, Yang과 Thompson²⁰⁾, 김과 김²¹⁾ 그리고 최와 정²²⁾의 연구에서도 연결부 형태를 달리한 경우의 응력 분포 양상이 유사함을 보고하였다. 또한 많은 학자들이 임플란트의 성공요인으로서 역학적인 측면을 강조했는데, Skalak¹³⁾은 기계적 응력이 임플란트에서 인접골로 전달될 때 임플란트와 골에서 발생하는 응력의 크기가 임플란트의 성공에 영향을 미치는 가장 중요한 요인중의 하나라고 주장하였고, Rieger등²³⁾, 서와 류²⁴⁾는 높은 응력이 치조골에 집중될 때 병적인 골흡수를 일으킬 수 있다고 하였다.

이와 같이 치과 임플란트보철에서는 복합적인 기능하중으로 인해 발생하는 지대치, 치근막 및 치조골 내의 응력과 변위 등 역학적 반응이 매우 중요하다고 할 수 있다. 그러나 다수치가 결손되어 중간 지대치로서 임플란트를 사용할 경우와 상부 구조물의 연결 형태에 따라 임플란트와 주위 조직에 발생하는

응력 분석에 대한 연구는 거의 없는 실정이다.

본 연구에서는 중간 지대치로 현재 보편적으로 사용되고 있는 스크류형 임플란트와 응력흡수요소가 내재된 실린더형 임플란트를 사용하고 상부 구조물의 연결부 설계를 고정성 또는 비고정성으로 각기 달리했을 경우 기능하중 하에서 지대치와 보철물 그리고 주위조직에 발생하는 응력 분포 양상과 변위를 이차원 유한요소법을 이용하여 자연치를 중간 지대치로 사용했을 경우와 비교 분석하였다.

II. 연구방법

본 연구에 이용된 유한요소 모델은 하악 편측 제1 소구치와 제1대구치가 결손된 것으로 가정하여 제2 소구치를 중간 지대치로 사용하여 상부 구조물을

고정성으로 연결한 군(Natural tooth with rigid connector group, 이하 NAT-R Group으로 표기)과 비고정성으로 연결한 군(Natural tooth with nonrigid connector group, 이하 NAT-N Group으로 표기), 하악 편측 제1, 2소구치 및 제1대구치가 결손된 것으로 가정하여 제2소구치 부위에 스크류형 임플란트를 식립하여 상부 구조물을 고정성으로 연결한 군(Screw type implant with rigid connector group, 이하 SCR-R Group으로 표기)과 비고정성으로 연결한 군(Screw type implant with nonrigid connector group, 이하 SCR-N Group으로 표기), 그리고 제2소구치 부위에 응력 흡수요소가 내재된 실린더형 임플란트를 식립하여 상부 구조물을 고정성으로 연결한 군(Cylinder type implant with rigid connector group, 이하 CYL-R Group으로 표기)과 비고정성으로

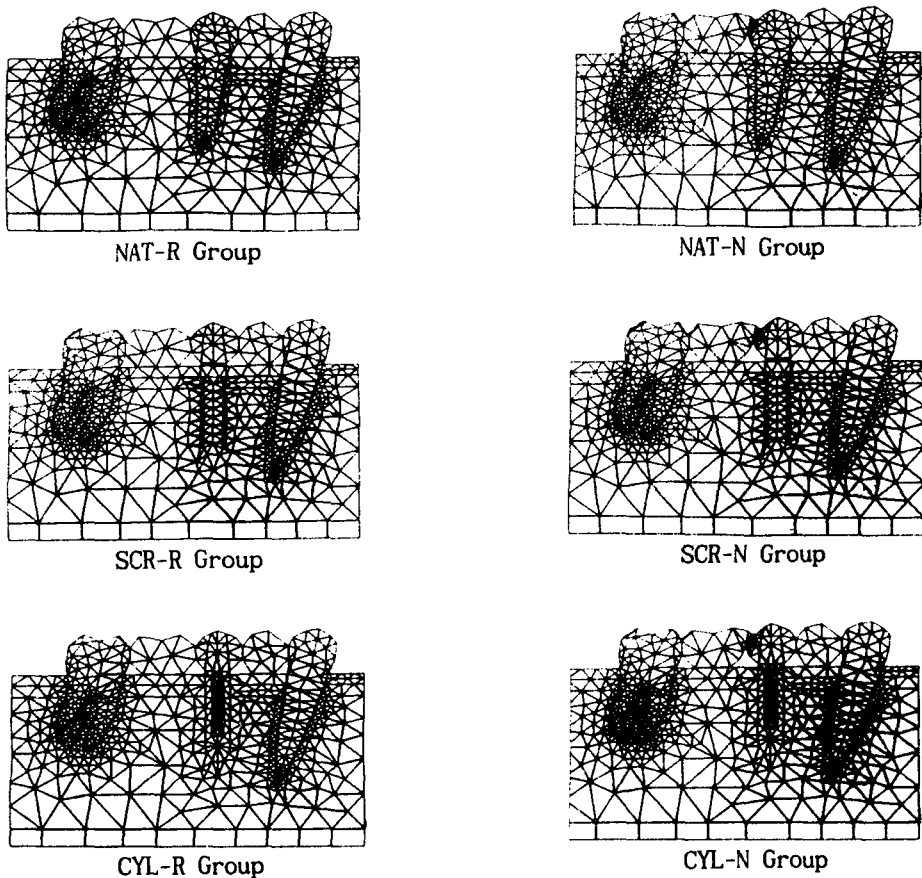


Fig. 1. Finite element mesh layout.

로 연결한 군(Cylinder type implant with nonrigid connector group, 이하 CYL-N Group으로 표기)으로 설계하였다.

견치와 제2소구치 및 제2대구치는 Wheeler²⁵⁾와 Dempster²⁶⁾이 보고한 치아의 표준형을 기초로 하여 제작하였으며, 임플란트는 각각 직경 4mm, 길이 13mm로 제작하였다(Fig. 1).

설계에 이용된 재료들의 탄성계수와 Poisson's ratio는 Van Rossen²⁴⁾과 Craig와 Farah²⁷⁾의 자료에서 이용된 수치를 적용하였다(Table 1). 각 모델 내의 자연치, 지지 치주조직, 임플란트 및 상부 보철물은 삼각형 또는 사각형 요소로 분할하였고 2차원 평면 요소의 두께를 5mm로 간주하여 계산하였으며, 각 경우에 있어서 총요소수는 1180-1280개 정도였고 절점의 수는 633-688개의 범주였다(Table 2).

Table 1. Mechanical property of each material type

Material type	Young's modulus (Kg/mm ²)	Poisson's ratio
Oral mucosa	0.35	0.45
Cancellous bone	1.53×10 ²	0.30
Cortical bone	1.53×10 ³	0.30
Dentin	1.224×10 ³	0.30
Periodontal ligament	2.039	0.45
Gold casting alloy	8.46×10 ³	0.33
Titanium	1.122×10 ⁴	0.35
Stress absorbing element	3.40×10 ²	0.30
Post and core	2.14×10 ⁴	0.35

Table 2. Number of elements, nodal points and material

Group	Node	Element	Material
NAR-R	668	1252	6
NAT-N	688	1280	6
SCR-R	662	1238	7
SCR-N	682	1266	7
CYL-R	633	1180	9
CYL-N	654	1208	9

NAT : Natural tooth, SCR : Screw type implant, CYL : Cylinder type implant, R : Rigid connector, N : Nonrigid connector.

자연치나 지대치에 있어서 치아주위 치조백선은 유사한 성질을 갖는 치밀골과 같이 설계하였고 치주인대는 Carranza²⁸⁾의 자료를 참고하여 평균 0.2 mm의 두께로 하였으며, 상부 보철물은 제3형 금합금으로 제작하여 시멘트의 개재 없이 지대치와 완전히 고정되도록 설계하였다. 또한 Craig²⁹⁾과 Kydd와 Daly³⁰⁾의 보고에 따라 2mm 두께의 구강 점막을 포함하여 될 수 있는한 실제 구강상태와 유사하게 하였으며, 주로 치조골의 상태가 좋은 경우에 임플란트를 식립함을 가정하여 치조골의 흡수는 일어나지 않은 것으로 설계하였다. 비고정성 연결장치의 위치는 Shillingburg와 Fisher¹⁵⁾와 같이 중간 지대치의 원심면에 위치시켰다. 연결부의 간극에는 법선 강도(normal stiffness) 10⁴Kg/mm², 한계 강도(sticking stiffness) 300Kg/mm², 마찰계수 0.015인 7개의 이차원 간극 요소(2D-Gap element)를 구성시켜 초기의 간극을 0.1mm로 유지시켰으며 하중 작용시 간극이 밀착되면 상호 힘이 전달되도록 하였다.

하중조건으로는 환자의 구강내에서 발생될 수 있는 교합력을 고려하고 Anderson^{31,32)}, Yang과 Thompson^{20,33)}의 연구를 참고하여 자연치와 보철물 전교합면의 교두정과 중심와에 40Kgf의 분포하중을 가하되 교합력의 근심 분력(mesial vector)을 고려하여 치아 장축에 15도 근심 경사지도록 한 경우를 Load A로, 저작시 주된 하중이 작용하는 후방 대구치들의 전 교두정과 중심와에 15도 근심 경사지도록 40Kgf의 분포하중을 가한 경우를 Load B로 하여 비교 분석하였다.

경계조건으로는 하악골의 하면을 X축, Y축으로 완전히 고정하였으며, 근원심면은 상방 2점을 X축 방향으로 고정하였다.

이상의 조건 하에서 ANSYS 4.4A 유한요소해석 프로그램을 이용하여 응력 분포양상과 변위를 계산하였다.

III. 연구결과

본 연구에서는 각군의 주응력과 유효응력을 주로 관찰하고, 최대 변위량을 비교 분석하였다. 주응력은 최대 주응력과 최소 주응력이 있는데 구조물의 파단은 인장응력이 주로 영향을 미치므로 최대 주응

력을 주로 고찰하였고, 유효응력 또는 등가응력은 전단 파괴의 영향을 효과적으로 검토할 수 있기 때문에 이 두 응력을 주로 고찰하였다.

1. NAT-R A형

주응력의 분포 양상은 견치로부터 제2대구치까지 상부 보철물의 하방부를 따라서 비교적 고른 인장 응력의 띠가 형성되었으며 지지 치주조직에서는 제2대구치의 근심 치근단 부위에 약간의 응력이 집중된 것을 제외하고는 비교적 균일하게 잘 분산된 양상을 보였다. 최대 주응력(0.77Kgf/mm²)은 제2대구치의 근심 연결부에서 발생되었다. 유효응력은 각 연결부에서 주로 크게 발생되었고, 견치의 원심면에서 최대 유효응력(4.16Kgf/mm²)이 발생됨을 볼 수 있었다. 이때 최대 변위량은 0.056mm였다(Fig. 2, 14, 26, Table 3-5).

2. NAT-R B형

주응력의 분포 양상은 NAT-R A형과 유사한 형태이나, 주된 하중이 가해진 제2대구치와 제2소구치 사이에 자연치의 침하가 심화되면서 제2대구치와, 제1소구치의 근심 및 원심 연결부에 큰 주응력이 발생하였고 견치에서는 원심 연결부 상부에서 큰 응력이 발생하였으며, 제2대구치의 치근 분지부와 근심 치근단 부위에 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(1.48Kgf/mm²)은 제2대구치의 근심 연결부에서 발생되었다. 유효응력은 각 연결부에서 크게 발생하였고, 최대 유효응력(3.88Kgf/mm²)은 제

2소구치의 원심면에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.074mm였다(Fig. 3, 15, 27, Table 3-5).

3. NAT-N A형

주응력의 분포 양상은 비고정성 연결부에 높은 응력이 집중되었고 제2소구치의 근심 및 원심 연결부 하방에 큰 인장 응력이 발생하였으며 상대적으로 제2대구치 근심 연결부의 응력은 작은 값을 보였다. 지지 치주조직에서는 제2대구치의 치근을 따라 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(5.05Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 유효응력의 분포 양상은 NAT-R A형과 유사하나 연결부에 더 큰 응력의 집중을 보였고, 최대 유효응력(7.17Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.166mm였다(Fig. 4, 16, 28, Table 3-5).

4. NAT-N B형

주응력의 분포 양상은 NAT-N A형과 비슷하나 비고정성 연결부와 제2대구치의 근심 연결부에 높은 응력이 집중되었고, 제2대구치의 치근을 따라 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(5.21Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 유효응력은 NAT-R A형과 비슷한 양상이나 제2대구치의 근심 연결부에 더 큰 응력이 집중되었으며, 최대 유효응력(7.64Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.157mm였다(Fig. 5, 17, 29, Table 3-5).

Table 3. Maximum principal stress

Group	(unit : Kgf/mm ²)	
	Load A	Load B
NAR-R	0.77	1.48
NAT-N	5.05	5.21
SCR-R	1.82	1.96
SCR-N	3.54	3.97
CYL-R	1.60	1.70
CYL-N	3.40	4.21

NAT : Natural tooth, SCR : Screw type implant, CYL : Cylinder type implant, R : Rigid connector, N : Nonrigid connector.

Table 4. Maximum Von Mises stress

Group	(unit : Kgf/mm ²)	
	Load A	Load B
NAR-R	4.16	3.88
NAT-N	7.17	7.64
SCR-R	1.99	2.90
SCR-N	5.38	5.71
CYL-R	4.61	7.81
CYL-N	5.31	6.11

NAT : Natural tooth, SCR : Screw type implant, CYL : Cylinder type implant, R : Rigid connector, N : Nonrigid connector.

Table 5. Maximum displacement

(unit : Kgf/mm²)

Group	Load A	Load B
NAR-R	0.056	0.074
NAT-N	0.166	0.157
SCR-R	0.040	0.068
SCR-N	0.135	0.129
CYL-R	0.041	0.069
CYL-N	0.135	0.130

NAT : Natural tooth, SCR : Screw type implant, CYL : Cylinder type implant, R : Rigid connector, N : Nonrigid connector.

5. SCR-R A형

주응력의 분포 양상은 NAT-R A형과 비교할 때 상당한 차이를 나타냈다. 즉 제2대구치 근심 연결부 하방에 큰 응력이 발생한 것은 자연치의 경우와 유사하나, 임플란트 주위에서는 자연치와 달리 원심 및 근심 연결부의 상부에서 큰 응력이 발생되고 견치에서는 원심 연결부 하방에서 인장 응력이 발생하고 있어 자연치의 경우와 다른 양상을 보였고, 임플란트의 경부와 하단 부위 그리고 제2대구치의 근심 치근단부에 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(1.82Kgf/mm²)은 임플란트의 원심면에서 발생하였다. 유효응력은 임플란트의 경부에서 크게 나타났으며, 최대 유효응력(1.99Kgf/mm²)은 임플란트의 원심면에서 발생하였다. 이때의 최대 변위량은 0.040mm였다(Fig. 6, 18, 30, Table 3-5).

6. SCR-R B형

주응력의 분포 양상은 제2대구치와 임플란트 사이에 분포하중이 작용하기 때문에 SCR-R A형과 유사하였으나 임플란트의 근심 치경부에 큰 인장 응력이 발생한 것은 임플란트에서 상당히 큰 모멘트를 지지하고 있음을 볼 수 있다. 후방 고정성 연결부와 임플란트의 경부에 큰 응력이 집중되었고, 제2대구치의 치근 분지부와 치근단 그리고 임플란트의 하단 부위에 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(1.96Kgf/mm²)은 임플란트의 원심면에서 발생하였다. 유효응력은 SCR-R A형과 유사하나 연결부와 임플란트의 경부에 더 큰 응력이 집중되었으며, 최대

유효응력(2.90Kgf/mm²)은 임플란트의 원심면에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.068mm이었다(Fig. 7, 19, 31, Table 3-5).

7. SCR-N A형

주응력의 분포 양상은 NAT-N A형과 유사하게 비고정성 연결부에서 비교적 높은 응력이 집중되었고, 고정성 연결형태에서와 같이 임플란트의 경부와 하단 부위 그리고 제2대구치의 근심 치근단부에 비교적 높은 응력이 분포하였다. 최대 주응력(3.54 Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 유효응력은 NAT-N A형과 유사하나 임플란트의 경부에 큰 응력이 집중되었으며, 최대 유효응력(5.38Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.135mm였다(Fig. 8, 20, 32, Table 3-5).

8. SCR-N B형

주응력의 분포 양상은 NAT-N A형과 유사하나 임플란트의 경부와 하단 부위에 더 높은 응력이 분포되었다. 최대 주응력(3.97Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 유효응력은 NAT-N B형과 유사하게 분포하였고, 최대 유효응력(5.71Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.129mm였다(Fig. 9, 21, 33, Table 3-5).

9. CYL-R A형

주응력의 분포양상은 NAT-R A형보다는 SCR-R A형과 유사하였으며 임플란트 주위와 제2대구치의 근심 치근단에 비교적 높은 응력이 분포되었다. 최대 주응력(1.60Kgf/mm²)은 임플란트의 원심면에서 발생하였다. 유효응력은 임플란트의 경부 포스트와 코어부위에 높은 응력이 집중되었고, 최대 유효응력(4.61Kgf/mm²)은 임플란트내의 포스트와 코어부위에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.041mm였다(Fig. 10, 22, 34, Table 3-5).

10. CYL-R B형

주응력은 SCR-R B형과 유사한 양상을 보였으며, 유효응력도 SCR-R B형과 유사한 양상을 보이나 임플란트의 경부 포스트와 코어 부위에 높은 응력이 집중되었다. 최대 주응력(1.70Kgf/mm²)은 제2대구치의 근심 연결부에서 발생하였고, 최대 유효응력(7.

71Kgf/mm²)은 임플란트내의 포스트와 코어 부위에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.069mm였다 (Fig. 11, 23, 35, Table 3-5).

11. CYL-N A형

주응력의 분포 양상은 SCR-N A형과 유사한 양상을 보였고, 유효응력도 SCR-N A형과 유사한 양상을 보이나 임플란트의 경부 포스트와 코어 부위에 높은 응력이 집중되었다. 최대 주응력(3.40Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였고, 최대 유효응력(5.31Kgf/mm²)도 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.135mm였다(Fig. 12, 24, 36, Table 3-5).

12. CYL-N B형

주응력의 분포 양상은 SCR-N B형과 유사한 양상을 보였고, 유효응력도 SCR-N B형과 유사한 양상을 보이나 임플란트의 경부 포스트와 코어 부위에 높은 응력이 집중되었다. 최대 주응력(4.2Kgf/mm²)은 비고정성 연결부에서 발생하였고, 최대 유효응력(6.11Kgf/mm²)도 비고정성 연결부에서 발생하였다. 이때 최대 변위량은 0.130mm였다(Fig. 13, 25, 37, Table 3-5).

IV. 총괄 및 고안

치아 우식증, 치주염, 외상 등에 의해 다수치가 결손된 경우 저작과 발음 그리고 심미성 등에 많은 문제가 발생되므로 보철물을 장착하여 결손된 기능을 회복해 주어야 한다. 환자는 고정성 보철물로 결손 부위를 회복하기를 원하지만 3개 이상의 치아가 결손된 경우에는 기능 하중이 가해질 때 휘어짐(deflection)으로 인한 비트는 힘(torquing force)이 발생되므로 보철치로서 실패의 원인이 된다.¹⁶⁾ 그러므로 다수치아 결손시에는 가철성 국소의치로 수복해야 하나 실제 임상자들은 환자의 요구에 따라 무리하게 고정성 보철물로 수복함으로써 보철물의 파절, 후방 지대치 변연부위의 우식, 치주질환의 심화등 합병증이 야기되는 경우가 많다. 이러한 경우 치아 결손 부위에 임플란트를 식립한 후 상부 보철물을 제작하여 만족스럽게 사용할 수 있다면 그 효용성은 매우 크다고 할 수 있다. 이러한 요구와 필요성에 따라

임플란트의 적용 범위가 점차 확대되면서 새로운 임플란트의 개발이 계속되고 있다.

초기 임플란트의 주종을 이루었던 것은 골막하 임플란트와 섬유유착성 골내 임플란트로서 1970년대 후반까지 주로 사용되어 왔다. Bränemark에 의하면 골유착이란 광학 현미경 수준에서 골과 임플란트 계면 사이에 섬유조직의 개재 없이 임플란트가 골에 직접 부착되어 임상적으로는 동요가 없고 방사선상에서는 임플란트 주위에 방사선 투과성이 나타나지 않는 기능적, 구조적 연결이라고 하였다. 그후 장기간의 기초적 및 임상적 실험을 통하여 골유착성 이론에 근거를 둔 골내 임플란트가 개발되어 최근에는 거의 100%에 가까운 성공율을 보이며 임상에 널리 이용되고 있다.

한편 구강이라는 특수한 환경에서 기능하중을 받게 되는 보철물은 항상 부하 상태에 놓이게 되므로, 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 허용한계 내에서 저작압이 잘 분산되도록 보철물을 제작하기 위한 역학적 연구가 중요하다. 역학적인 측면에서 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 브릿지 래커 코팅법, 므와레 무늬 분석법, 광탄성 응력 분석법, 홀로그래피법 및 유한요소법 등이 있다. 이중 유한요소법은 다른 응력분석법과는 달리 구조물에 작용하는 하중-변위의 관계를 수치해석을 이용하여 근사해를 구하는 방법으로서, 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성들을 모두 응력분석 과정에 포함시킬수 있을 뿐만 아니라 응력을 벡터값에 의해 그 크기와 방향까지 분석해 낼 수 있고, 변형전과 변형후의 구조물 형태를 비교할 수 있는 장점이 있다³⁴⁾.

유한요소법을 이용하여 자연치와 임플란트에 관련된 구조물과 지지조직에 발생하는 응력들에 대해서는 지금까지 많은 연구 보고가 있었다^{4, 9, 12, 20-23)}. Picton과 Wills¹⁰⁾는 자연치의 치주인대는 점탄성(viscoelastic property)을 가지며 치아에 하중을 가했을 때 응력 약화기능으로 작용한다고 하였고, Riger등²³⁾, 서와 류²⁴⁾는 스크류형 임플란트를 사용자 치조정과 임플란트 하단부위에 응력이 집중되어 치조정 골조직에 병적인 흡수를 야기할 수 있다고 보고하였다. Van Rossen등⁴⁾은 응력 흡수요소 유무에 따른 임플란트 주위 골조직의 응력분포를 연구한 결과

유리형 임플란트에서 응력흡수요소는 완압장치(damping element)의 역할만 수행하며 응력의 재분포 기능은 전혀 없음을 밝혔고, 자연치와 임플란트 연결시의 응력흡수요소의 역할은 임플란트 주위골에 발생하는 응력을 좀 더 균일하게 분포시키고 자연치 주위의 치밀골에 발생하는 응력집중을 감소시켜줌을 보고하였다.

본 연구에서 전치아에 분포 하중을 가한 NAT-R Group에서는 치근막의 역할에 의해 치축 방향으로 지대치가 침하되면서 견치 방향으로 쏠리고 제2대구치와 제2소구치의 수직 변위량이 견치에 비해 약간 큰 상태이므로, 제2대구치의 근심 연결부의 하방에 굽힘 모멘트(bending moment)에 의한 인장 응력이 가장 크게 발생되고 제2소구치에도 굽힘 모멘트에 의한 응력이 발생되었으며 견치 원심부에는 상부에 인장 응력이 분포됨을 볼 수 있었다. 그러나 이런 응력들은 비교적 균일하게 분산된 형태를 보이며 최대 응력도 0.77Kgf/mm^2 로 별로 크지 않은 상태이므로 비교적 이상적인 응력 분포라고 볼 수 있다.

전치아에 분포 하중을 가한 NAT-N Group에서는 비교정성 연결부에서 수직 변위와 수평 변위가 간극의 크기 만큼 허용되므로 제2대구치와 고정성 보철물이 더 많은 수직 침하를 보이면서 제2소구치를 견치쪽으로 미는 결과가 되어 비교정성 연결부에서 가장 큰 인장 응력이 발생되고 제2소구치의 근심 및 원심 하방부에 큰 인장 응력이 발생되었으며, 제2대구치 치근단 주위에 고정성의 경우보다 더 큰 주 응력의 분포 상태를 나타낸 반면 제2대구치의 근심 연결부의 응력의 크기는 고정성에 비해 작게 나타났다. 이와 같이 비교정성 연결형태에서는 제2대구치 근심 치정부에 상당한 압축 응력을 받게 되고 치근단 치조골에는 인장 응력이 발생되며 제2소구치 보철물 연결부에도 상당한 응력이 집중(5.05Kgf/mm^2)되었는데, 이러한 결과는 비교정성 연결부 설계시 금속의 강도와 두께 그리고 금속의 종류등을 적절히 고려하지 않는다면 보철물 연결부의 파절을 초래할 수 있으리라 생각되어 비교정성 연결이 결코 유리하지 않다는 Yang과 Thompson¹⁹⁾, 김과 김²⁰⁾, 최와 정²¹⁾의 연구와 일치하였으나, 중간 지대치는 비교정성 연결장치로 연결함으로써 변연 누출과 우식 등을 방지해야 된다고 주장한 Shillingburg등¹⁶⁾의 보고와는 다르게 나타나, 비교정성 연결은 연결부에 충분한

금속의 두께를 제공할 수 있는 경우에만 사용하는 것이 좋으리라 생각된다.

한편 임플란트에서는 임플란트가 치조골에 매식되어 수직이나 수평 방향의 변위가 허용되지 않기 때문에 분포하중이 작을지라도 임플란트의 수직 변위는 거의 없고 인접 자연치들이 수직 방향으로 침하되어 임플란트를 중심으로 좌우 보철물들이 만곡되는 형상이 되며, 제2대구치의 수직 변위가 더 크기 때문에 자연치와는 달리 임플란트의 원심 상부에 최대 인장 주응력(1.82Kgf/mm^2)이 발생됨을 볼 수 있었다. 뿐만아니라 임플란트의 경부와 하단에 상당한 인장 응력이 발생되므로 임플란트 주위에 있는 치조골의 응력 부담이 큰 상태라고 볼 수 있다. 이런 경향은 스크류형 임플란트에서 실린더형보다 더 크게 나타나 치조정 부위의 골흡수나 파괴의 가능성을 예측케 하여 Reiger등²²⁾과 서와 류²³⁾의 보고와 일치된 결과를 보였다. 또 비교정성 연결의 경우에도 유사한 결과를 관찰할 수 있었다. 실린더형 임플란트에서는 임플란트내의 포스트와 코어 부위에 높은 유효응력이 발생하였는데, 이것은 임플란트에 교합력이 가해질 때 포스트와 코어가 임플란트 몸체에 압착되면서 발생된 것이라 생각되며 임플란트의 경부와 하단부에도 응력 집중이 나타났다. 응력흡수요소의 역할은 충격력과 같은 동적 하중이 가해졌을 때 완충 역할은 기대할 수 있으나 정적 하중시 치근막과 유사한 응력의 재분포 기능은 미약함을 볼 수 있어 van Rossen등⁴⁾의 보고와 일치하였다.

대구치 부위에만 분포 하중을 가한 경우에는 전치아에 분포하중을 가한 경우와 비교적 유사한 응력 분포 양상을 보였으나 비교정성 연결이 고정성 연결보다 후방지대치부위에 비교적 높은 응력이 집중되고, 모든 경우에서 후방 지대치 연결부에 큰 응력 집중이 나타나 연결부를 하중이 견딜 수 있도록 충분히 강하게 형성해주어야 할 것으로 생각된다.

이상과 같이 중간 지대치로서 임플란트를 사용시에 나타난 응력 분포는 자연치근에 비해 응력 분산 기능이 뒤떨어지지만 집중된 응력의 크기가 과히 크지 않으며 또한 임플란트 식립 부위의 대합치가 발현할 수 있는 교합력을 적절히 완화되도록 조절한다면 임상적인 사용에는 큰 문제가 없을 것으로 생각되며, 응력을 효과적으로 분산시킬 수 있는 임플란트가 개발된다면 중간 지대치로서 더욱 유용하게 사용될

수 있으리라 생각된다. 앞으로 임플란트를 중간지대치로 임상에 적용하기 위해서는 삼차원 유한요소법 또는 광탄성 응력 분석이나, 동물 실험을 통해 기능하중시의 임플란트 주위 조직의 반응과 골활성(bone activity)에 대한 측정 등을 이용하여 체계적인 연구가 계속되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서 저자는 하악 편측 제1, 2소구치 및 제1대구치가 결손된 것으로 가정하여 중간 지대치로서 제2소구치 부위에 스크류형 임플란트와 응력흡수요소가 내재된 실린더형 임플란트를 식립하고 비교를 위하여 자연치인 제2소구치를 중간 지대치로 사용한 모델을 설계한 다음, 상부 구조물을 고정성 또는 비고정성으로 연결되도록 유한요소 모델을 제작하여, 재료의 물리적 성질과 구속 조건을 유한요소 프로그램에 입력하고, 하중 조건으로는 치아 장축에 15도 근심 경사지게 40Kgf의 분포하중을 상부 보철물에 적용시켜 지대치와 보철물, 그리고 주위조직에 나타난 응력 분포 양상과 변위를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 자연치군에 비해 임플란트군에서는 임플란트의 상부에 최대 주응력이 발생되었고, 경부와 하단에 응력 집중이 나타났다.
2. 최대 주응력과 유효응력은 고정성 연결형태가 비고정성 연결형태의 경우보다 작게 나타났다.
3. 응력흡수요소를 가진 실린더형 임플란트와 스크류형 임플란트는 유사한 응력분포를 보였다.
4. 스크류형 임플란트군에서는 실린더형 임플란트군에 비해 경부와 하단 부위에 비교적 높은 응력이 나타났다.
5. 후방 대구치 부위에만 분포 하중을 가한 경우 비고정성 연결형태가 고정성 연결형태보다 후방 지대치 부위에 비교적 높은 응력이 집중되었다.
6. 최대 변위량은 고정성 연결형태가 비고정성 연결형태의 경우보다 작게 나타났다.

이상의 결과에서 임플란트를 중간지대치로 사용시에 나타난 응력 분포는 자연치에 비해 응력 분산 기능이 뒤떨어지지만 집중된 응력의 크기가 과히

크지 않으므로 임상적인 사용에는 큰 문제가 없을 것으로 생각되었다.

참 고 문 헌

1. Schroeder A, Sutter F, and Krekeler G : Oral Implantology. New York, Thieme Medical Publishers Inc. p60, 1991.
2. Bränemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 50 : 399, 1983.
3. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO : Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 63 : 671, 1990.
4. Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K : Stress absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 64 : 198, 1990.
5. Hobo S, Ichida E, and Garcia LT : Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Pub Co. p239, 1989.
6. DeBoever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM : Functional occlusal forces an investigation by telemetry. J Prosthet Dent 40 : 326, 1978.
7. Ericsson I, Lekholm U, Bränemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S : A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol 13 : 307, 1986.
8. Adell R : Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. J Prosthet Dent 50 : 251, 1983.
9. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ : A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. J Prosthet Dent 62 : 586, 1989.
10. Picton DCA, Wills DJ : Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. J Prosthet Dent 40 : 263, 1978.

11. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B : Intramobile cylinder(IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element(IME) : Part 1. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2 : 203, 1987.
12. Kobayashi M : Biomechanical study on the stress-breaking system of natural tooth and dental implants. *Jap J Oral Maxillofac Surg* 36 : 802, 1990.
13. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49 : 843, 1983.
14. Rinaldi AW, Goldberger HJ, Mingledorff EB, Craig C, Donatelli D : Biomechanical considerations in implant prothodontics. *J Prosthet Dent* 50 : 220, 1983.
15. Shillingburg HT, Fisher DW : Nonrigid connectors for fixed partial denture. *JADA* 87 : 1195, 1973.
16. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD : Fundamentals of fixed prosthodontics. 2nd ed. Chicago, Quintessence Pub Co. p25, 1981.
17. Malone WFP, Koth DL : Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 8th ed. St. Louis, IEA Inc. p16, 1989.
18. Landry KE, Johnson PF, Parks VJ, Pelleu GB : A Photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent* 57 : 454, 1987.
19. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA : The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 65 : 822, 1991.
20. Yang HS, Thompson VP : A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or nonrigid connectors. *J Dent Res* 70 : 192, 1991.
21. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트의 보철치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소법적 응력분석 연구. *대한치과보철학회지* 게재 예정.
22. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과보철학회지*, 29 : 233, 1991.
23. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63 : 457, 1990.
24. 서구중, 류선열 : 골유착성 임프란트의 유한요소법적 응력분석. *전남치대논문집*, 3 : 183, 1991.
25. Wheeler RC : Dental anatomy, physiology and occlusion. 5th ed. WB Saunders Co. pp184-287 1984.
26. Dempster WT, Adams WJ; Duddles RA, Arbor A : Arrangement in the Jaws of the roots of the teeth, *JADA* 67 : 779, 1963.
27. Craig RG, Farah JW : Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 39 : 274, 1978.
28. Carranza FA : Glickman's clinical periodontology. 7th ed. WB Saunders Co. p47-48, 1990.
29. Craig RG, Farah JW, E1-Tahwi HN : Three dimensional photoelastic stress analysis of Maxillary Complete Dentures. *J Prosthet Dent* 31 : 122, 1974.
30. Kydd WL, Daly CH : The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent* 47 : 317, 1982.
31. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication(I). *J Dent Res* 35 : 664, 1956.
32. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication(II). *J Dent Res* 35 : 671, 1956.
33. Yang HS, Thompson VP : A two dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. *Int J Prosthet* 4 : 416, 1991.
34. 이병해 : 유한요소법. 서울, 기문당, p17, 1987.

Explanation of figures

〈Principal stress〉

- Fig. 2. Principal stress of NAT-R Load A.
- Fig. 3. Principal stress of NAT-R Load B.
- Fig. 4. Principal stress of NAT-N Load A.
- Fig. 5. Principal stress of NAT-N Load B.
- Fig. 6. Principal stress of SCR-R Load A.
- Fig. 7. Principal stress of SCR-R Load B.
- Fig. 8. Principal stress of SCR-N Load A.
- Fig. 9. Principal stress of SCR-N Load B.
- Fig. 10. Principal stress of CYL-R Load A.
- Fig. 11. Principal stress of CYL-R Load B.
- Fig. 12. Principal stress of CYL-N Load A.
- Fig. 13. Principal stress of CYL-N Load B.

〈Displacement〉

- Fig. 26. Displacement of NAT-R Load A.
- Fig. 27. Displacement of NAT-R Load B.
- Fig. 28. Displacement of NAT-N Load A.
- Fig. 29. Displacement of NAT-N Load B.
- Fig. 30. Displacement of SCR-R Load A.
- Fig. 31. Displacement of SCR-R Load B.
- Fig. 32. Displacement of SCR-N Load A.
- Fig. 33. Displacement of SCR-N Load B.
- Fig. 34. Displacement of CYL-R Load A.
- Fig. 35. Displacement of CYL-R Load B.
- Fig. 36. Displacement of CYL-N Load A.
- Fig. 37. Displacement of CYL-N Load B.

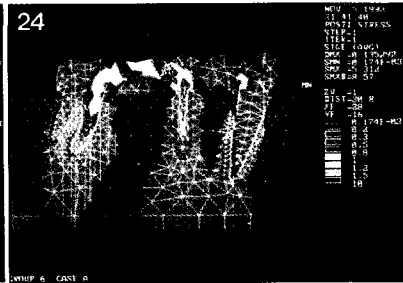
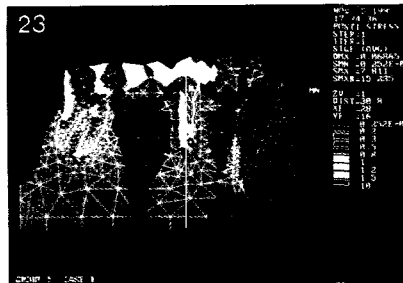
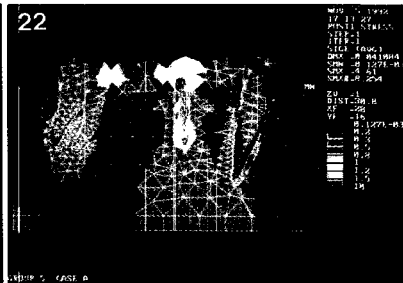
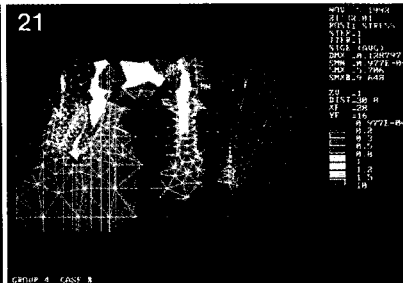
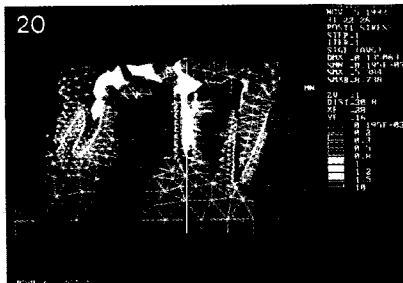
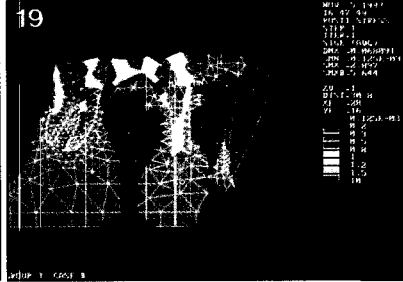
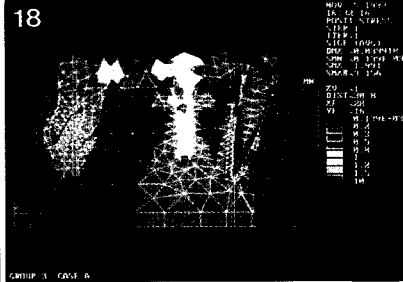
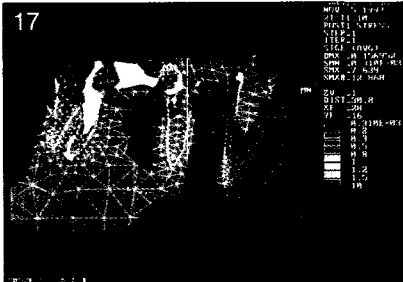
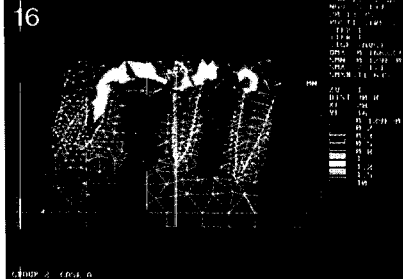
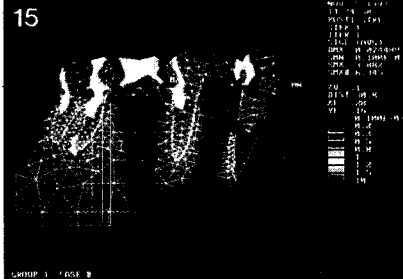
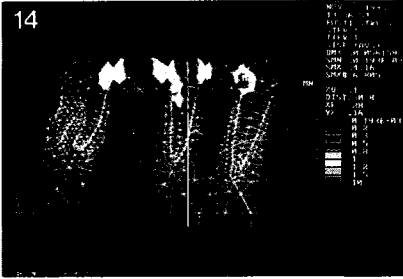
〈Von Mises stress〉

- Fig. 14. Von Mises stress of NAT-R Load A.
- Fig. 15. Von Mises stress of NAT-R Load B.
- Fig. 16. Von Mises stress of NAT-N Load A.
- Fig. 17. Von Mises stress of NAT-N Load B.
- Fig. 18. Von Mises stress of SCR-R Load A.
- Fig. 19. Von Mises stress of SCR-R Load B.
- Fig. 20. Von Mises stress of SCR-N Load A.
- Fig. 21. Von Mises stress of SCR-N Load B.
- Fig. 22. Von Mises stress of CYL-R Load A.
- Fig. 23. Von Mises stress of CYL-R Load B.
- Fig. 24. Von Mises stress of CYL-N Load A.
- Fig. 25. Von Mises stress of CYL-N Load B.

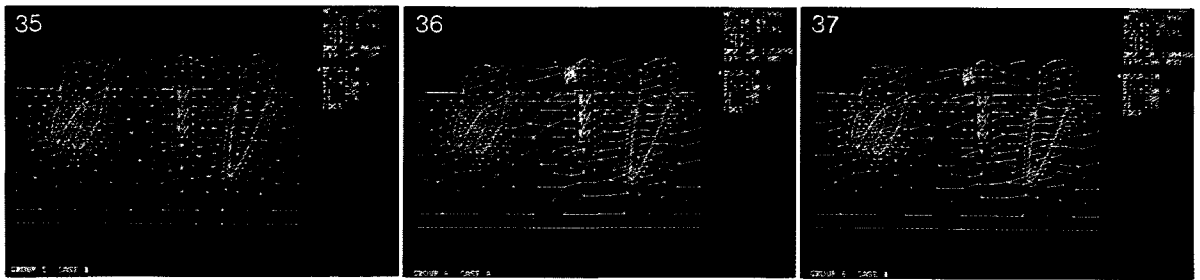
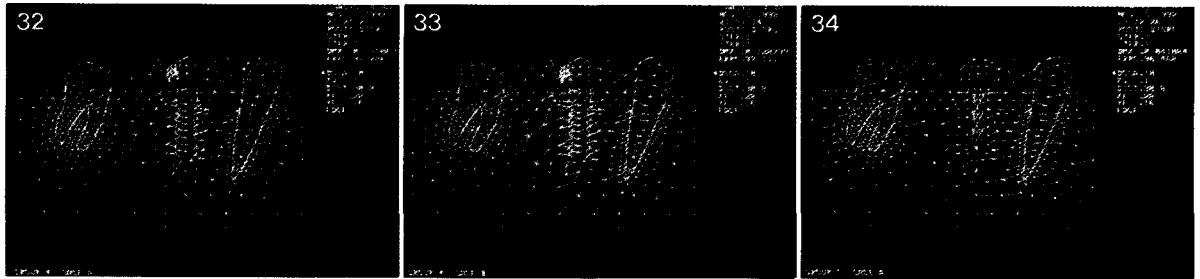
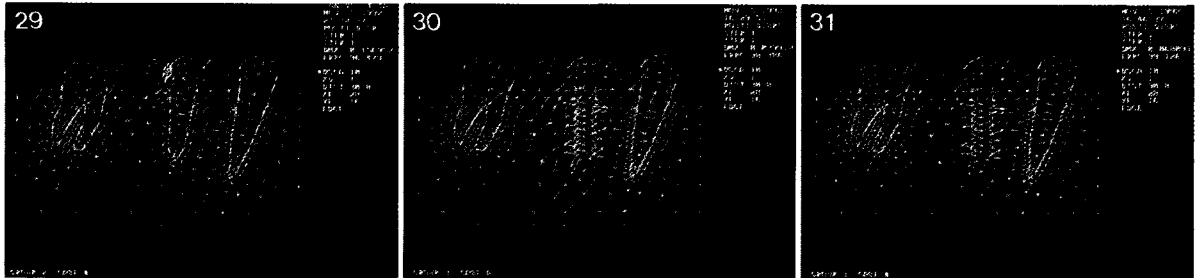
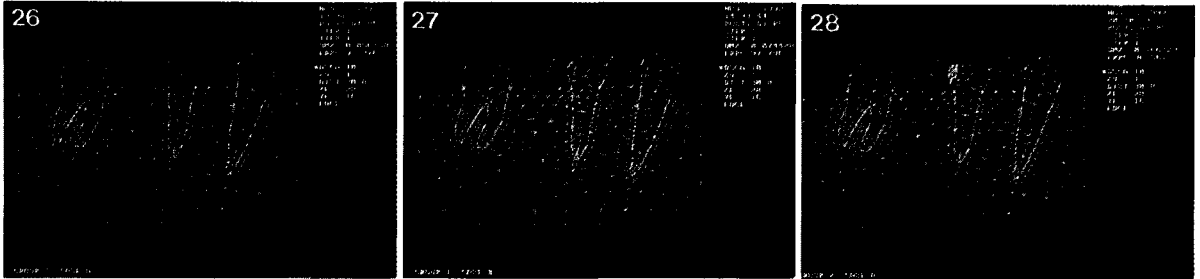
박상수 · 방몽숙 논문 사진부도 I



박상수 · 방몽숙 논문 사진부도 II



박상수 · 방몽숙 논문 사진부도 Ⅲ



Abstract

A TWO DIMENSIONAL STRESS ANALYSIS OF FIXED PROSTHESIS WITH OSSEOINTEGRATED IMPLANT AS AN INTERMEDIATE ABUTMENT

Sang-Soo Park, D. D. S., Mong-Sook Vang, D. D. S., Ph D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

The purpose of this study was to analyze the stress distribution of the natural teeth, the implant, the prosthesis and the supporting tissue according to the types of implant and connection modality in the five-unit fixed partial denture with a implant pier abutment.

A Two dimensional stress analysis model was constructed to represent a mandible missing the first and second premolars and first molar. The model contained a canine and second molar as abutment teeth and implant pier abutments with and without stress-absorbing element. Finite element models were created and analyzed using software ANSYS 4.4A for IBM 32bit personal computer.

The results obtained were as follows :

1. Implant group, compared to the natural teeth group, showed a maximum principal stress at the superior portion of implants and a stress concentration at the neck and end portion.
2. Maximum principal stress and maximum Von Mises stress were always lower in the case of rigid connection than nonrigid connection.
3. A cylinder type implant with stress absorbing element and screw type implant were generally similar in the stress distribution pattern.
4. A screw type implant, compared to the cylinder type implant, showed a relatively higher stress concentration at both neck and end portion of it.
5. Load B cases showed higher stress concentration on the posterior abutments in the case of nonrigid connector than rigid connector.
6. A maximum displacement was always lower in the case of rigid connection than nonrigid connection.

These results suggest that osseointegrated implant can be used as an intermediate abutment.