

Attachment를 이용한 후방연장 국소의치에 의한 압력분산에 관한 3차원 유한요소분석

고대구로병원*, 한양대학병원 치과학교실

신상완* · 안원준 · 정연진 · 이영수 · 심광섭 · 유광희

I. 서 론

후방연장 부분무치악 증례의 수복방법은 가철성 국소의치, 연장가공의치, 임플란트술식등 여러 방법이 있는데 대부분의 증례는 가철성국소의치에 의해 시술되고 있다.

후방연장 가철성국소의치를 장착한 경우에 치근막으로 둘러싸인 지대치와 잔존치조제에 의해 지지를 받게된다¹⁾. 저작시 발생하는 교합압은 지대치와 잔존치조제에 균일하게 전달되는 것이 아니라, 지대치의 치근막과 치조제점막 연조직의 눌리는 정도(displacability)의 차이로 인해 지대치에 과도한 응력이 발생될 수 있으며 지대치를 약화시키거나 치조골의 흡수를 가속시킬 수 있다는 사실 등이 많은 연구를 통해 보고되어 왔다²⁾. Fenner 등⁴⁾, Tebrock 등⁵⁾도 국소의치를 통하여 전달되는 하중이 지대치에 미치는 영향에 관해 보고한 바 있으며, Holmes⁶⁾는 적절한 인상재 및 인상채득방법을 이용해 지대치의 건강을 유지하는 방법을 연구했고, Levin⁷⁾은 완압장치를 이용하여 교합력을 분산시켜 지대치를 보호하는 방법을 연구했으며, Nally⁸⁾, Cecoon⁹⁾, Reitz와 Caputo¹⁰⁾는 연결장치를 변형시킴으로써 지대치를 보호하는 방법을 연구했다.

후방연장 가철성국소의치를 설계할 때 의치에 가해지는 힘을 지대치와 잔존치조제에 효과적으로 분산시킬 수 있는 가철성국소의치의 유지장치로 clasp(클라스프) 대신에 attachment(어태치먼트)가 심미적이고 기능적으로 유리하다는 가정에서 많이

쓰여지고 있다. Chayes(1906)가 최초로 가철성의 치용으로 precision attachment(정밀 부착형유지장치)를 고안한 이래, 어태치먼트는 기능시 의치상의 운동을 허용하는 완압형(resilient)과 허용하지 않는 비완압형(rigid)으로 크게 대별되어 왔고, 형태에 따라 치관내(intracoronaral)와 치관외(extracoronaral) 어태치먼트 등 다양하고 복잡한 설계가 임상에 응용되고 있다¹¹⁾.

Weinberg¹²⁾는 의치상의 측방운동을 허용하지 않는 비완압형 어태치먼트가 파지 및 안정의 효과가 크므로 외력분산에 가장 이상적이라고 주장했고, Preiskel¹³⁾은 비완압형 치관내 어태치먼트는 삼입로가 정확하고 견고해 기능시 측방운동이 거의 일어나지 않으며 완압형 어태치먼트를 장시간 사용하면 최후방 지대치의 치은유두에 손상을 주기 때문에 비완압형 어태치먼트가 보다 유리하다고 보고했다.

많은 사람들이 치관내 비완압형 어태치먼트가 치관의 비완압형 어태치먼트보다 교합압을 지대치의 장축방향으로 분산시켜 주는 등 응력분산에 유리하다고 보고 있으며 일반적으로 lingual bracing part를 동시에 설치하며 이용하고 있다. 그러나 이러한 어태치먼트를 이용한 국소의치에 관련된 응력분석에 관한 연구가 극히 미흡한 실정이다.

외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 Strain gauge법¹⁴⁻¹⁹⁾, Holography법²⁰⁾, 광탄성응력분석법²¹⁻²³⁾ 및 유한요소법²⁴⁾ 등이 있고, 국내에서도 많은 선학들이 Strain gauge²⁵⁾와 광탄성 응력분석

^{26,27)}, 유한요소법을 통하여 국소의치 설계를 달리 했을 때 지대치에 가해지는 교합력에 대한 응력을 분석 보고한 바 있다.

주로 소수의 재료로 구성된 구조물인 경우에는 광탄성법이 손쉽고도 정확하게 응력분포를 분석할 수 있지만, 국소의치처럼 다수의 재료가 관여한 경우에는 광탄성 재료가 충분히 다양하지 못하여 해석상의 신뢰도 및 정확도가 떨어지므로 유한요소법을 사용하여 해석하는 것이 바람직하다 하겠다.

본 연구에서는 하악 양측성 후방연장국소의치의 치관내형과 치관외형 비완압형 어태치먼트를 이용하여, 비완압형 어태치먼트의 위치와 lingual bracing part의 유무에 따라 저작시 하악후방연장 가철성국소의치에 의해 지대치와 잔존치조제에 전달되는 압력의 양태를 3차원 유한요소적 응력분석에 의해 의의 있는 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 유한요소모델

본 연구에 사용된 유한요소 모델은 양측 하악 제 1, 2 대구치가 결손된 Kennedy씨 분류 I급 부분무치악 증례에서 양측 제1, 2 소구치를 금관으로 splinting된 지대치로 한 모형을 설계하였다. 통법에 따라 국소의치를 제작했는데, 주연결장치는 설측바, 직접유지장치는 최후방 지대치인 제2소구치에 비완압형 치관외어태치먼트인 Mini S-G (CM, Bielle, Swiss), 비완압형 치관내어태치먼트인 C-M Box(CM, Bielle, Swiss)를 모델로 사용했고 또한 각각에 lingual bracing part의 유무에 따라 2종류로 나누어 서로 다른 4개의 유한요소 모델을 설계했다. 골조직의 형태는 하악의 실제구조를 모방하기 위하여 외측은 피질골, 내측은 해면골로 구분하여 설계했고, 실제의 치밀골 및 해면골은 이방성(anisotropy)이나 모델의 단순화를 위해 모델의 물리적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 또 각 방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 가한 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정했다. 피질골의 두께는 2mm로 설정했

고 치근막의 두께는 Carranza의 자료를 참고로 하여 0.2mm로 설계했다. 자연치아의 길이 및 각 치아의 근원심 폭경등은 Wheeler의 연구자료를 기초로 하여 설계하고, 하악골의 폭경은 13mm, 고경은 25mm, 백악/법랑 경계하방 2mm를 정상적인 치조골 높이로 잡았다.

고정점은 하악제 하연에 설정하고 설측바는 전치부 정중선 부위까지 모델링을 한 후 좌우대칭성을 고려하여 대칭경계조건(symmetric boundary condition)을 적용했다. 이와 같이 3차원 유한요소 모형을 설계했으며, 재질은 제4형 금합금, 상아질, 치수, 치주인대, 치밀골, 해면골, 점막, 인공치, 의치상, 코발트-크롬 합금 등 10가지로 구성되었다.

금관을 접착한 인산아연 시멘트는 피막두께가 25 μ m 정도로 너무 얇아 모델링시에 요소를 부여하기 어려워 생략했고, 지대치 치근의 백악질도 생략했다.

유한요소 분석에 필요한 각 재질의 물성치인 Young's modulus(E)와 Poisson's ratio(ν)는 Table 1과 같이 부여했다.

본 연구에 사용된 각 모델의 명칭과 조건을 Table 2와 같이 나누었으며, 컴퓨터상에 입력된 자료에 의하여 형성된 Element와 Node의 수는 Table 3과 같다.

Table 1. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio

Material	Young's modulus(E)	Poisson's Ratio(ν)
Type IV Gold alloy	99300.0	0.30
Dentin	13000.0	0.30
Pulp	2.1	0.45
Periodontal ligament	5.0	0.45
Compact bone	14000.0	0.30
Spongius bone	1500.0	0.30
Mucosa	3.0	0.45
Resin teeth	2690.0	0.35
Acrylic resin	3800.0	0.35
Co-Cr alloy	206900.0	0.33

(unit : MPa)

Table 2. Model Define

Model	Attachment	Lingual bracing
1	intra	-
2	intra	+
3	extra	-
4	extra	+

Extra: Extracoronal rigid attachment

- : No lingual bracing

Intra: Intracoronal rigid attachment

+ : With lingual bracing

2. 부하조건

유한요소 모형이 완성된 후 의치상의 레진치인 제1, 2 대구치의 중심부에 각각 100N의 수직분산 하중과 동시에 설측에서 협측방향으로 각각 25N의 수평하중을 가한 경우로 했다.

이를 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS version 5.3을 사용하며 Indigo 2 computer를 이용하여 응력분포 양상과 변위를 계산했다.

III. 실험성적

가철성국소의치 및 그 지지조직의 협설중앙부를 근원심으로 잘라 의치상하연 잔존치조제 및 지대치 지지골에 특정지점에서(Fig. 1) 응력값과 변위량을 측정하였다.

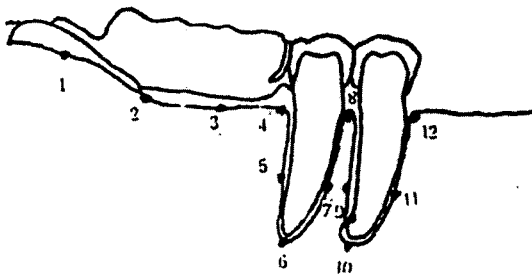


Fig. 1. The measuring points on the model

Table 3. Total Number of Element & Node

Model	Element	Node
1	22212	5338
2	23041	5618
3	22279	5391
4	23085	5643

1. 응력

제1대구치와 제2대구치로 분산된 교합하중을 가했을 경우 12개의 point에서 나타난 응력값은 Table 4와 Fig. 2와 같았다. 대체적으로 지대치부위에 응력의 집중을 보였으며 전 실험 모델에서 비슷한 양태를 보여주었다.

1) 어태치먼트의 위치에 따른 차이

하중을 가한 부위에 있어서, 제1대구치 부위는 치관외어태치먼트와 치관내어태치먼트의 경우에 응력이 비슷하게 나타났으나, 제2대구치 부위에서는 치관외어태치먼트가 치관내어태치먼트보다 응력이 약간 크게 나타났으나 큰 차이는 없었다.

최후방 지대치 원심치조정 및 지대치 치근단 부위의 치조제에서는 치관내어태치먼트가 치관외어태치먼트보다 많은 응력증가를 나타냈다.

2) lingual bracing part 유무에 따른 차이

치관외어태치먼트와 치관내어태치먼트 모두 lingual bracing part 유무와 관계없이 최후방 지대치의 원심치조정에서 최대응력이 나타났으며, 후방지대치 치근단부위와 전방지대치의 원심치조정 부위에 그 다음 큰 응력이 발생되었다. 그러나 lingual bracing의 유무에는 거의 영향을 받지 않았다(Fig. 2).

2. 변위

각 관측점에서의 변위량은 Table 5와 Fig. 3과 같았으며 응력의 변화에서와 마찬가지로 전 실험모

Table 4. Von Mises Stresses on the measuring points. (unit: MPa)

model	points											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	0.0787	0.3577	0.6720	2.1029	0.3719	1.3845	0.4317	1.0273	0.2720	0.4691	0.1557	0.8038
2	0.0640	0.3289	0.6142	1.9461	0.3497	1.3389	0.4015	0.9823	0.2259	0.5340	0.1826	0.7664
3	0.1203	0.4983	0.6412	1.5522	0.2763	1.1454	0.3542	0.8107	0.2316	0.3491	0.1082	0.7070
4	0.0871	0.4063	0.5600	1.4581	0.2699	1.1489	0.3288	0.8007	0.1733	0.4820	0.1620	0.6853

Table 5. Vertical displacement on the measuring points. (unit: mm)

model	points											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	-0.0004	-0.0015	-0.0027	-0.0041	-0.0027	-0.0016	-0.0027	-0.0030	-0.0016	-0.0010	-0.0012	-0.0006
2	-0.0003	-0.0014	-0.0027	-0.0039	-0.0026	-0.0016	-0.0026	-0.0030	-0.0017	-0.0011	-0.0013	-0.0009
3	-0.0007	-0.0019	-0.0027	-0.0035	-0.0023	-0.0014	-0.0022	-0.0024	-0.0012	-0.0008	-0.0009	-0.0004
4	-0.0005	-0.0018	-0.0027	-0.0034	-0.0023	-0.0014	-0.0023	-0.0025	-0.0015	-0.0010	-0.0012	-0.0009

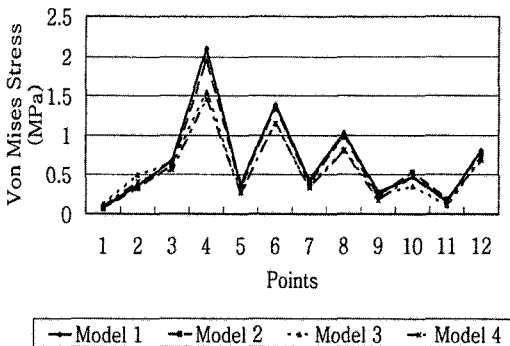


Fig. 2. Von Mises stresses on the measuring points

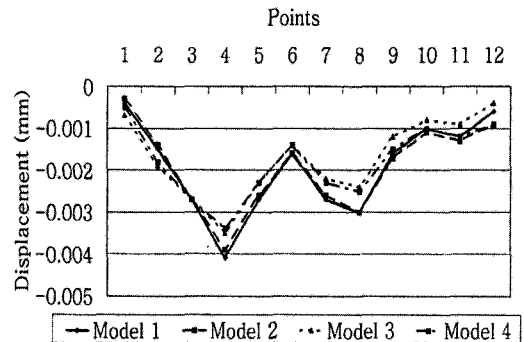


Fig. 3. Vertical displacement on the measuring points

델에서 비슷한 양태를 보여주었다.

변위는 대부분 Y축 방향의 하방 변위를 나타냈다. 국소의치의 지대치 대부분은 하방 변위를 보이는데 원심 부위일수록 하방 변위가 심하고, 근심으로 갈수록 변위량이 감소되어 나타났다. 모든 경우 최후방 지대치인 제2 소구치부 원심치조정부위에서 변위량이 가장 크게 나타났으며 전방지대치 원심치조정부위에서 두번째로 큰 변위를 보였다.

IV. 총괄 및 고안

국소의치에 작용하는 교합력과 이탈력은 여러 형태의 직접유지장치와 간접유지장치에 의해 지지대치 및 부지대치등에 힘이 전달되므로 국소의치의 장착으로 인한 잔존조직의 보존과 저작기능 회복을 위해서는 국소의치 구성요소와 관련된 응력 분포양상을 이해하는 것이 중요하다고 하겠다.

일반적으로 후방연장국소의치는 직접유지장치, 간접유지장치, 주연결장치, 보조연결장치, 후방의 치상 및 인공치아로 구성되며, 후방연장국소의치의 직접유지 및 간접유지 기능을 효과적으로 수행

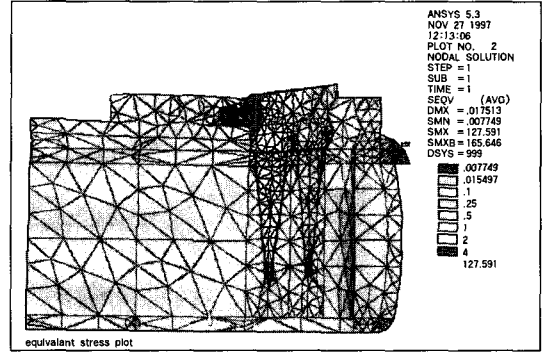
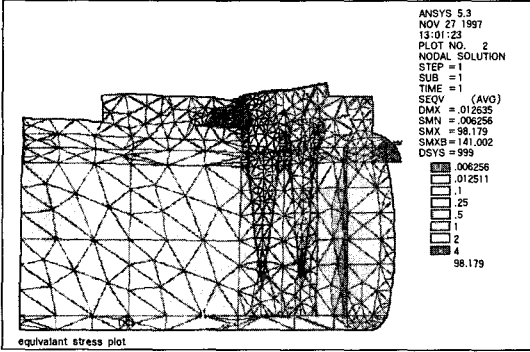
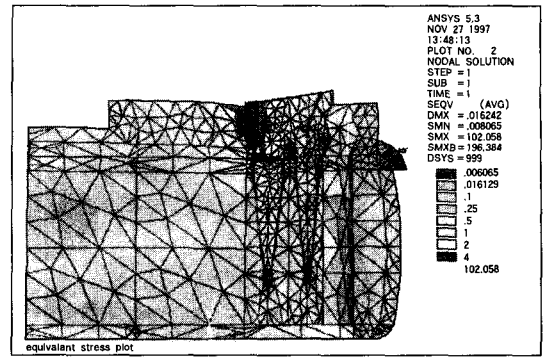
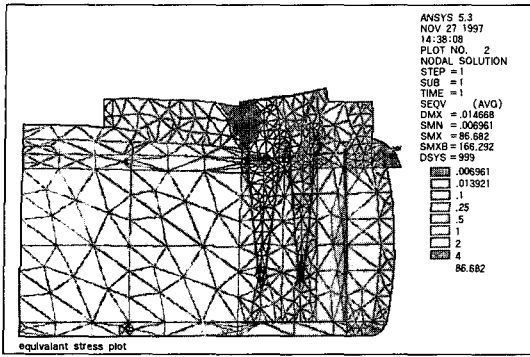


Fig. 4. Von Mises stresses on the models.

Upper left: Model 1, Upper right: Model 2, Lower left: Model 3, Lower right: Model 4

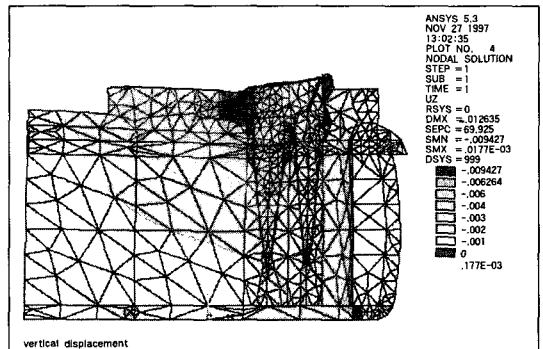
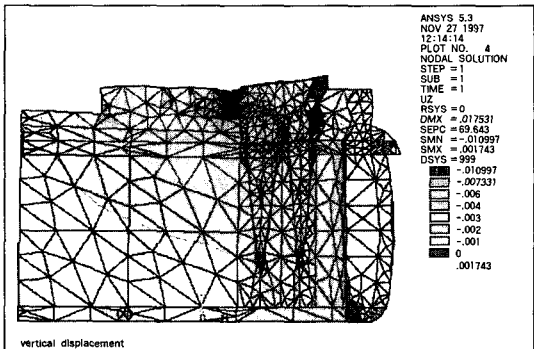
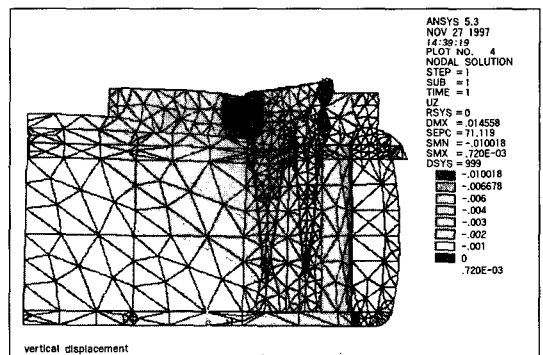
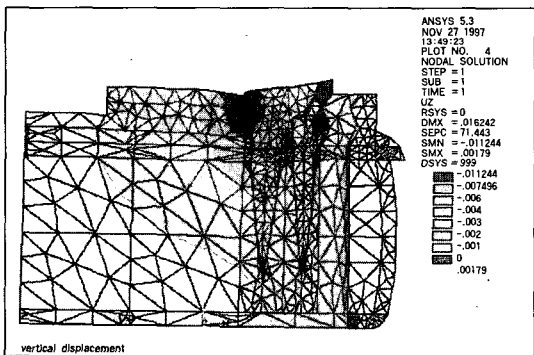


Fig. 5. Vertical displacement on the models.

Upper left: Model 1, Upper right: Model 2, Lower left: Model 3, Lower right: Model 4

하기 위해서 직접유지장치가 매우 중요한 역할을 하며²⁸⁾, 최근에 심미적인 이유로 인해서 어태치먼트가 많이 이용되고 있다. 그러나 어태치먼트는 비완압형 및 완압형으로 분류되며 비완압형은 치관내형과 치관외형으로 나눌 수 있다. Preiskel¹¹⁾ 등은 치관내형이 치관외형보다 유리하다고 하였으며, Marinello²⁹⁾는 치관내형과 치관외형은 저작압 분산 능력과 지지조직에서의 압력전달 분포양태에는 커다란 차이가 없다고 보고하였다. 또한 비완압형 어태치먼트를 이용하는 경우 지대치에 lingual bracing component의 설치가 저작압이 가해졌을 경우 지대치의 치아장축에 가깝도록 유리하게 작용한다고 보는 것이 일반적인 견해이나 이에 대한 임상적인 결과보거나 실험적인 시도는 없는 실정이다.

본 연구에서는 비완압형 어태치먼트의 위치와 lingual bracing part의 유무에 따른 응력분포의 차이를 관찰하는데 목적이 있었으며 주연결장치는 설측바로 설계했다.

후방연장 국소의치를 설계할 때, 지대치의 보호를 목적으로 후방지대치와 인접치를 연결고정하는 것이 임상에서 흔히 시도되는데, 이는 저작력에 대해 지대치를 보호하고 안정화 시키기 위해 요구되는 방법으로 이에 대한 연구 보고가 있어 왔다. Shohet³⁰⁾는 클래스프와 어태치먼트의 변화에 따른 단일 및 연결지대치에 가해지는 교합력에 대한 응력의 연구에서, 연결지대치에서는 응력이 10-35% 감소하였고, 연결지대치를 통해 분산된 교합력에 대한 응력은 단일지대치에서보다 적다고 보고하였다. 또한 Donahue³¹⁾ 등은 macroperiodontometer로 지대치의 움직임을 측정했는데, 지대치가 연결되면 단일지대치에 비해 지대치 운동의 크기가 6-78% 감소해서 지대치의 안정과 수명을 연장시킨다고 보고했고, 치아에 가해진 힘은 치근막과 치조골내에 생긴 응력에 의해 균형을 이루게 되는데, 기계공학적으로 볼 때 Petolli 등³²⁾, White³³⁾도 연결지대치가 단일지대치보다 응력분산면에서 유리하다고 보고했다. 본 연구에서도 치관내어태치먼트인 경우 제1, 2 소구치를 지대치로 연결고정한 경우를 선택하였다.

그리고 Gobind와 Hohammed³⁴⁾가 치근막은 실제로는 개개의 섬유 사이에 직접적인 접촉이 없어 응력이 균등 분배되지 않는 섬유성 치주인대이므로

치주인대의 모형제작 유형이 치조골 응력의 성질과 크기에 영향을 미친다고 보고했으나, 본 실험에서는 모형제작의 편의상 치근막은 연속성 치주인대로 가정하여 설계했다. 본 연구에서는 5,600여개의 절점과 23,000여개의 요소를 갖는 실물과 거의 유사한 해부학적 형태와 물리적 특성이 부여된 3차원 유한요소 모형을 설계했고, 모형 상호간에 있어서 비교의 객관성을 유지하기 위해 치아와 잔존치조제 및 국소의치 설계에 변화가 없는 부분은 동일하게 했다. 유한요소법을 이용한 컴퓨터 분석에서는 설계된 재료와 조직은 구조내 원자 배열이 3차원 좌표계 내에서 어느 방향으로나 동일한 물리적 성질을 갖는 것으로 가정되나, 실제로 재료나 조직은 3차원 내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 특성을 가지는 것이 통례이다. 따라서 재료의 등방성에 관련된 Poisson비를 계산 과정에 포함시켜 이 문제점을 보완했다.

어떤 물체에 하중이 가해지면 항복점에 도달하기 전까지는 탄성변형을 하게 되고 항복점 이상에서는 소성변형을 하게 된다. 그러나 본 연구는 소성변형을 관찰하는 것이 아니라 발생된 응력의 크기와 분포를 비교하기 위한 것이므로, 구강내에 전달되는 하중의 범위는 비례 한계내의 값으로 주어지기 때문에 해석의 간편성을 위해 탄성변형을 한다고 가정했다.

인공치는 치조제의 중간에 배열했으며, 저작하중은 선학들의 연구자료를 기초로 하여 의치상 인공치인 제1, 2대구치 중심외에 각각 100N씩의 수직하중과 동시에 설측에 협측방향으로 각각 25N씩 수평하중, 분산하중을 가했다.

본 실험의 결과에서 비완압형 치관외어태치먼트인 Mini S-G 어태치먼트나 치관내어태치먼트인 C-M Box 어태치먼트의 경우, 큰 차이 없이 비슷한 응력분산 양태를 보여주었고, lingual bracing part의 유무에 관계없이 최후방 지대치의 원심치조제에서 최대응력이 나타났다. 전반적으로 하중이 가해진 의치상 하연 잔존치조제 및 지대치 치조정과 지대치 치근단부에서 응력이 주로 나타났는데, 모든 조건에서 동일한 부위에 최대 응력이 나타났다.

Kabcenell³⁵⁾에 따르면 이와 같이 비완압형 어태치먼트의 의치상과 지대치가 고정된 경우 외력이 가해지면 지대치 치근내의 축을 중심으로 원심축

회전운동이 일어나 지대치에는 치축 방향이 아닌 경사진 방향의 힘이 가해지고, 잔존치조제는 근심축보다 원심축에서 더 큰 압력을 받는다고 하였다. 본 연구에서도 Kaboenell의 결과와 비슷한 결과를 가져왔다.

그러나 일반적으로 치관의 어태치먼트의 경우에서 치관내 어태치먼트에서와 비슷한 응력분산 양태를 보이는 것은 특기할 만 하였다. 특히 최후방 지대치 지지조직에서는 치관내 어태치먼트의 경우가 치관의 어태치먼트의 경우 보다는 큰 응력을 보여 주었다. 이것은 치관의 어태치먼트와 국소의치와 연결되는 female 부위에 응력의 영속적인 전달을 위해서 약 100 μ m 정도의 크르크와 같은 물리적인 성질을 갖는 물질을 가정해서 입력하였기 때문이라 보여진다. 이러한 현상은 실제 임상에서 이용되는 여러 회사들의 치관의 어태치먼트 제품들에게 약간의 탄력성을 갖는 재료를 내장시킨 효과와 비슷하다고 보여져 본실험의 결과가 큰 무리없이 받아들여질 수 있다고 본다.

본 실험의 결과를 바탕으로 추측한다면 치관내 어태치먼트와 치관의 어태치먼트가 응력분산면에서 차이가 거의 없다고 보여지며, 임상에서 치관내 어태치먼트의 설치공간을 확보하기 위해 무리하게 지대치를 삭제하는 것은 재고되어야 할 것으로 사료된다.

또한 lingual bracing part의 유무에 관계없이 응력분산 양태가 비슷한 것 또한 주목할 만한 결과라고 보여진다. 이러한 현상은 후방부 인공치 부위에 저작압이 가해졌을 경우 비완압형 어태치먼트는 치관내형과 치관외형에 관계없이 지대치관과 의치상부위를 견고하게 결합시켜 주기 때문에 lingual bracing part가 큰 영향을 미치지 못한 것으로 보여진다.

본 실험에 이용된 3차원 유한요소방법도 실제 구강내의 상황을 재현하기에는 많은 제한점들을 가지고 있다. 따라서 우리가 이러한 결과를 해석하는데는 한계가 있다는 것을 이해해야 한다고 본다.

V. 결 론

치관내형 및 치관외형의 비완압형 어태치먼트를 이용하여 제작된 하악후방연장 가철성국소의치를

설계하여, 저작시 교합력에 의해 지대치와 잔존치조제에서 발생하는 응력을 삼차원 유한요소분석법으로 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 모형에서 후방지대치 후방 치경부에서 가장 큰 응력을 보여 주었고 후방지대치 치근부에서 두 번째로 큰 응력치를 보였다.
2. 모든 모형에서 후방지대치의 후방치경부에 최변위를 보였고 전방지대치의 후방치경부에서 두 번째 큰 변위를 보였다.
3. 비완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치의 지대치와 잔존치조제에 발생하는 응력의 분산양태는 치관내형과 치관외형에서 유사하게 나타났다.
4. Lingual bracing part의 유무에 따른 응력의 분산양태는 거의 차이를 보이지 않았다.

참 고 문 헌

1. The academy of denture prosthetics, Principles, concepts and practices in prosthodontics. J Prosthet Dent 1968;19:180
2. Berg T, Caputo AA. Maxillary distal extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. J Prosthet Dent 1993;70:245-250
3. Plotnick I. The effect of variations in the opposing dentition on changes in the partially edentulous mandible. Part III : Tooth mobility and chewing efficiency with various maxillary dentitions. J Prosthet Dent 1975;33:529
4. Fenner W, Gerber A, Muhlemann HR. Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. J Prosthet Dent 1956;6:520-525
5. Tebrock OG, Roben RM, Fenster RK, Pelleu Jr BG. The Effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1979;41:511-516
6. Holmes JB. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. J Prosthet Dent 1965;15:474

7. Levin B. Stressbreakers: A practical approach. *Dent Clin North Am* 1979;23:77
8. Nally JN. Method of handling abutment teeth in class I partial denture. *J Prosthet Dent* 1975;34:145
9. Cecconi BT, Kaiser G. Stressbreakers and the removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1975;34:145
10. Reitz PV, Caputo AA. A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 220
11. Preiskel HW. Precision attachment in dentistry, 3rd ed. St. Louis, Mosby, 1979; 66-155
12. Weinberg LA. Lateral forces in relation to the denture base and clasp design. *J Prosthet Dent* 1956;6:785
13. Preiskel HW. Impression techniques for attachment retained distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1971;25:620
14. Holmes JB. Influence of impression procedures and occlusal loading of partial denture movement. *J Prosthet Dent* 1965;15:474
15. Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1956;6:195
16. Kaires AK. A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral distal extension case. *J Prosthet Dent* 1958;8:340
17. Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1971;25:21
18. Tebrock OC, Roben RM, Fenster RK. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1979;41:511
19. McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial denture: A pilot study. *J Prosthet Dent* 1980;43:15
20. Young TM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977;38:216
21. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977;34:261
22. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo, AA. Photoelastic analysis of stress patterns on the teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;46:21
23. Berg T, caputo AA. Anterior rests for maxillary removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1978;39:139
24. Craig RG, Farah JW. Stress from loading distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1978;39:274
25. 엄영배. Occlusal rest의 설치에 따라 지대치와 상하조직에 가해지는 stress의 분포에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1974;12
26. 김병무, 유광희. 하악 편측 유리단국소의치의 직접유지 장치형태에 따른 3차원 광탄성 응력분석연구. *대한치과 보철학회지* 1994;32:526-551
27. 조혜원, 장익태. 정밀부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단국소의치의 광탄성 응력분석. *대한치과보철학회지* 1985;23:97-111
28. Nairn RI. The problem of free-end denture bases. *J Prosthet Dent* 1966;16:522
29. Marinello CP. Personal communication, 1993
30. Shohet H. Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent* 1969;21:267
31. Donahue TJ. Factors that augment the role of direct retainer in mandibular distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1988;60:696
32. Petoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load transmission by distal extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet Dent* 1986;56:330.

33. White JT. Visualization of stress related to removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1978;40:143
34. Gobind AH, Hohammed H. Natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873-877
35. Kaboenell JL. Stress breaking for partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1961;18:593

ABSTRACT

**A THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS
ON THE FORCE DISTRIBUTION BY DISTAL EXTENSION PARTIAL
DENTURES EMPLOYING ATTACHMENTS**

**Sang-Wan Shin*, Won-Jun Ahn, Yeon-Jin Jung,
Young-Soo Lee, Kwang-Sup Shim, Kwang-Hee Yoo**

Department of Dentistry, Korea University Guro Hospital
and College of Medicine Hanyang University*

Although attachments have been utilized for a retainer of removable prostheses during several decades, there is little information on the force distribution by the attachments.

This study was undertaken to evaluate the stress patterns developed by partial dentures employing rigid attachments on the supporting structures.

Four types of the mandibular removable partial dentures were designed depending upon the position of the rigid attachment and the existency of lingual bracing.

Under 100N of vertical and 25N of lateral loads on the 1st and 2nd lower molar of partial denture, stress distribution patterns and displacement were analysed with three dimensional finite element method by ANSYS version 5.3.

1. The highest stresses were concentrated on the distal alveolar crest of posterior abutment and the second stresses on the apical region of posterior abutment in the models.
2. The greatest displacement were shown on the distal alveolar crest of posterior abutment and the second displacement on the distal alveolar crest of anterior abutment in the models.
3. There was little difference between the models with intraoral attachment and those with extracoronal attachment.
4. There was little difference between the models with and without the lingual bracing.

Key word : Attachment, Distal extension, Finite element, Partial denture, Stress analysis.