국소의치 최후방 지대치 유도면의 기울기와 형태가 지대치 및 지지조직의 응력분산에 미치는 영향

경북대학교 치과대학 치과보철학교실

김양교 · 이청희 · 조광현

Ⅰ. 서 론

유리단 국소의치를 사용하는 경우에서 기능시 인공치에 가해지는 교합력은 의치상을 통하여 잔존치조제로 하중이 전달되거나 레스트와 유도면 및 직접유지장치에 의하여 지대치와 그 주위조직으로 전달되므로 잔존치조제 및 지대치의 보존을 위하여 하중을 적절하게 분산하는 것은 매우 중요하다.

이러한 유리단 국소의치에 하중이 가해질 때 의치는 레스트를 지점으로 하여 회전운동을 하게 되고 이러한 운동은 잔존치조제와 지대치에 유리하게 하중을 분산시키는 것을 방해하므로 가능한 하중이 잔존치조제에 수직으로 향하고 지대치 장축방향으로 향하도록 하여 조직에 불리한 측방압을 야기하지 않도록 하여야 한다[1].

이러한 목적을 위하여 유리단 부위의 지대치에 사용되는 직접유지장치의 형태[2-13], 유도면의 형태[13-16], 레스트의 위치[6,8-10,13,15,17-22], 그리고 정밀부착성 유지장치의 사용[19,23-25] 등에 대한 연구가 계속되어 왔다.

이 중 지대치에 형성되는 유도면은 삽입 철거 시에 지대치와 의치의 골조 부분에 가해지는 위해로운 응력을 제거하기 위하여 보철물이 한 개의 삽입 철거로를 가지도록 하고 보상부분, 안정부분, 그리고 유지부분이 의도한 역할을 하도록 보정하며, 또한 지대치와 의치부분 사이에 음식물이 심하게 끼는 것을 방지하는 기능을 한다[1]. 또한 이러한 유도면은 지대치의 장축에 평행에 가깝도록 찾아주거나 만들어 주어야 한다[1].

유도면과 인접판의 형태에 대하여, Kratochvil[13,14]은 유도면을 지대치의 원심면의 전장에 형성하여 줌으로써 식편압입과 조직의 과형성을 예방하고 구조적 견고성과 청정의 용이성을 얻을 수 있다고 보고하였고, Krol[15]은 지대치 원심면의 유도면을 치관의 교합측 1/3에 국한하여 형성하고 인접판이 유도면의 하단 약 1mm에 접촉되게 하여 줌으로써 유리단에 하중이 가해질 때 치아에 토크를 야기하지 않고 인접판이 조직쪽으로 이동하게 된다고 하였으며, Demer[16]는 지대치 원심면에 약간의 함몰부를 남겨두고 인접판은 단지 최대풍융부에만 접촉하도록 하는 방법을 소개하였다.

그러나 임상에서 환자의 모형을 검사할 경우에 치아들의 위치, 경사도, 구강내 함몰부, 그리고 필요한 유지량 등에 의하여 지대치 치근의 장축과 평행하게 유도면을 형성하여 줄 수 없는 경우가 있으므로 이러한 경우에 잔존치조제 및 지대치 치근에 미치는 응력의 형태는 다를 것으로 사료된다. 이에 대하여 Demer[16]는 유도면이 근심방향으로 경사진 경우에는 회전축이 원심에서 발생하는 것을 피할 수 없다고 하였으며, 이[26]는 원심 레스트를 준 2차원 유한요소법을 이용한 연구에서 근심방향으로 기울기가 증가함에 따라 응력이 증가하였다고 보고하였다.

하중에 대한 응력과 변위를 연구하는 방법에는 스트레인 게이지법(strain gauge measurement)[27], 브리틀 코팅법(brittle lacquer coating)[11], 홀로그래피[28], 모와레 분석법[29], 광탄성분석법[18,30,31], 그리고 유한요소법[9,26] 등이 있다. 이 중에 유한요소법은 해석

하려는 구조체를 유한개의 요소로 분할하여 그 요소 각각의 물성치로 Young의 율, Poison의 비 등과 좌표값을 입력 데이터로 받은 다음 사용한 요소에 맞는 형상함수를 통하여 해석을 하는 것으로서 그 해석의 오차가 요소의 선정이나 해석조건에 따라 달라질 수는 있으나 오차는 대략 1 - 3%로서 그 양이 적고 실제 재료의 특성을 잘 반영할 수 있다는 장점이 있다[32,33].

잔존치조제와 지대치 장축이 수직관계이나 모형을 경사지게 하여 유도면이 잔존치조제와 수직관계가 되지 않는 경우에서 Kratochvil[13,14]의 설계에 따른 유도면과 인접판을 형성하였을 때 기능시 하중이 지대치 치근과 잔존치조제에 어떠한 양상으로 분포하며 또한 그 때 일어나는 변위에 대하여 알아보고, 그리고 Krol[15]의 설계에 따른 경우와 비교하기 위하여 실험하였다.

이에 저자는 2급 하악 유리단 국소의치에서 무치악 부위 최후방 지대치 유도면의 기울기가 잔존치조제에 대하여 지대치 근심방향으로 기울어진 경우와 유도면의 형태에 따른 잔존치조제 및 지대치 치근 주위의 응력분산 및 변위에 대하여 3차원 유한요소법을 이용하여 분석한 바 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

하악 우측 제1대구치 및 제2대구치가 소실된 경우의 2급 치형모형을 이용하여 하악 우측 제1소구치 및 제2소구치의 치관에 Wheeler[34]가 기술한 평균치아의 치근 형태를 제작한 다음 하악 우측 제2소구치를 주지대치로 하여 RPI 클라스프를 사용할 수 있도록 단일 금관을 제작였으며, 좌측 제1대구치에 Akers 클라스프를, 좌측 제1소구치의 근심와에 간접유지장치를 가지는 국소의치의 금속구조물을 제작하고 무치악 부위에 아크릴릭 레진으로 된 모형을 제작하였다. 버니어 켈리퍼스를 사용하여 모형의 각각의 크기를 정밀하게 측정한 다음 컴퓨터에서 3차원 유한요소 모형으로 모델링하였다.

이 때 무치악 부위의 점막의 두께는 2mm, 치밀골의 두께는 2mm, 치근 주위 치조백선의 두께는 0.3mm, 그리고 치주인대는 0.2mm로 하였고; 치조골이 법랑-백아질 경계선에서 3mm까지 있는 것으로 하였으며, 3차원 모형인 관계로 정중선을 y축, 여기에 수직인 축을 x축, 그리고 치근단에서 치관 방향을 z축으로 하는 우측 제2소구치에 금관이 형성된 3차원 유한요소법을 시행하기 위한 모델링을 완성하였다.

이러한 모델링에서 각각의 실험 모형에 맞게 제2소구치에 형성된 금관 유도면의 형태를 Table 1.과 같이 변형하였다.

Kratochvil[13,14,35]의 이론에 따라서 지대치 원심면에 전장 5mm에 걸친 유도면을 형성하여 국소의치의 인접판과 접촉할 수 있도록 하였고, 유도면이 잔존치조제에 대하여 90°인 경우(Model Ⅰ), 95°인 경우(Model Ⅱ), 그리고 100°인 경우(Model Ⅲ)로 분류하여 실험하였으며, 여기에 반하여 Krol[15]의 이론에 따라서 유도면이 잔존치조제에 대하여 90°를 이루면서 지대치 원심면에 교합면쪽 1/3까지만 형성하고 인접판과 1mm 접촉한 경우(Model Ⅳ)도 실험하였다.

인접판과 지대치의 금관 유도면 사이에는 Kratochvil[30,35]에 의한 것처럼 의치의 생리적인 운동을 허락하여 주기 위하여 30㎛의 gap element를 주었으며, 국소의치와 점막과의 접촉 부위에서는 100㎛의 gap element를 주어서 국소의치가 생리적으로 움직일 수 있도록 하였다.

Table. 1. Experimental models

Model	Angle of guiding plane	Length of guiding plane
Ⅰ	90°	full length(5mm)
Ⅱ	95°	full length(5mm)
Ⅲ	100°	full length(5mm)
Ⅳ	90°	Occlusal 1/3

Table 2. 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
Periodontal ligament	5.0	0.45
Compact bone	14000.0	0.30
Spongious bone	1500.0	0.30
Mucosa	3.0	0.45
Co-Cr alloy	206900.0	0.33
Acrylic resin	3800.0	0.35

사용된 재질은 치밀골, 해면골, 점막, 상아질, 치주인대, 코발트-크롬, 그리고 제4 금합금으로 하였고 금관의 장착에 사용된 세멘트는 생략하였으며[9], 실험에 사용된 물성치인 Young의 계수와 Poisson의 비를 부여하였다(Table 2).

하악 우측 제1대구치 및 2대구치의 중심와에 해당되는 부위를 하중점으로 잡아 150N의 하중을 수직으로 가하면서 유한요소프로그램 NISA(EMRC Co., U.S.A.)를 사용하여 응력 및 변위를 해석하였다[9,31].

해석된 각각의 모델을 정량적으로 비교하기 위하여 중요하다고 생각되는 부위, 잔존치조제 3부위와 제2소구치 치근과 치조골의 협, 설, 근, 원심면 각 3부위 그리고 제1소구치 치조골의 원심면 3부위의 특정 지점을 선택하였다(Fig. 1).

Ⅲ. 성 적

1. von Mises Stress

1) Model Ⅰ

무치악 부위에서는 후방부위와 제2대구치 부위의 내측에서 응력이 집중되어 나타났으나 지대치에 인접한 부위에서는 응력이 적게 나타났으며, 지대치 치근 부위에서는 응력이 치근단 방향으로 향하는 것으로 나타났으나 인접치 치근 부위에는 원심 부위에만 적은 응력이 나타났다(Fig. 2, Fig. 3).

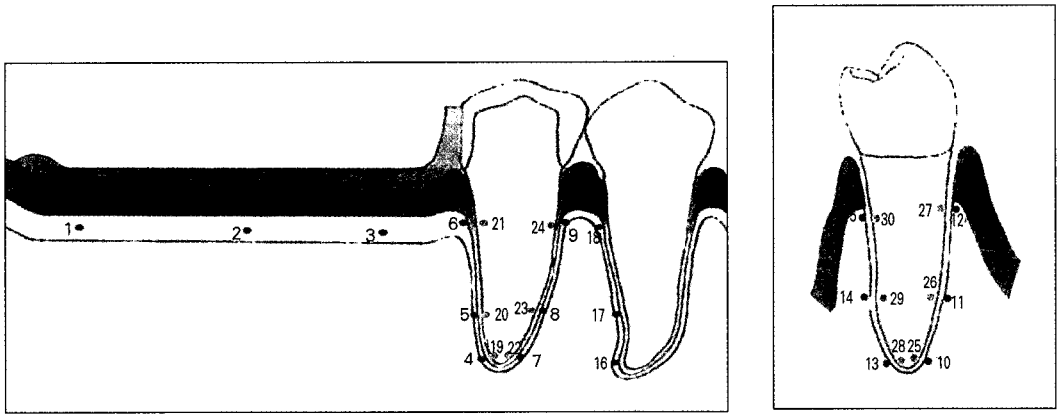

Fig. 1. The reference points for the experiment.

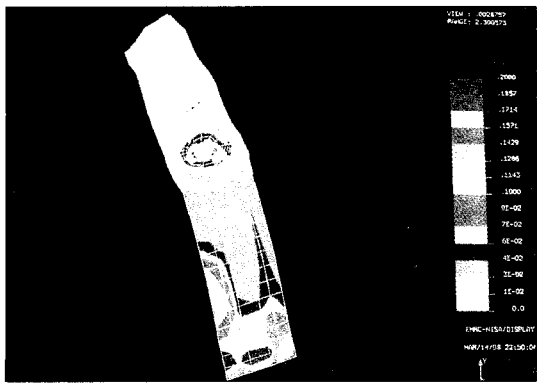

Fig. 2. von Mises stress of Model Ⅰ.

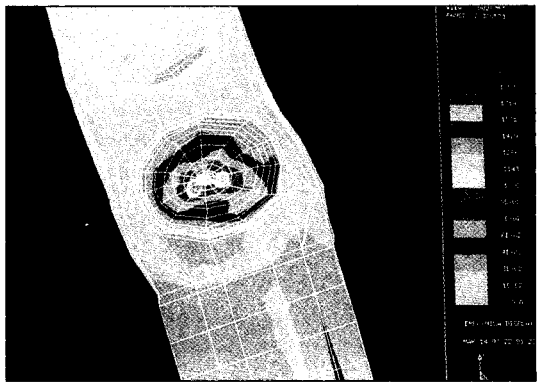

Fig. 3. von Mises stress of Model Ⅰ.

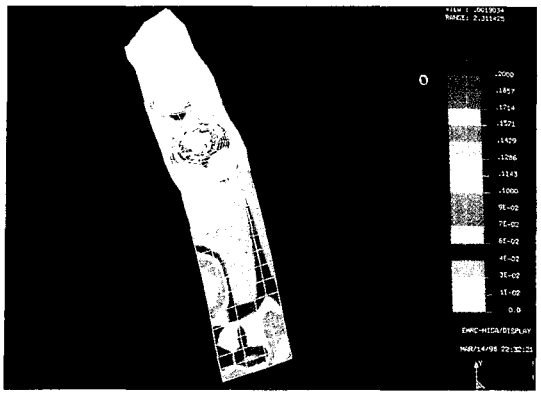

Fig. 4. von Mises stress of Model Ⅱ.

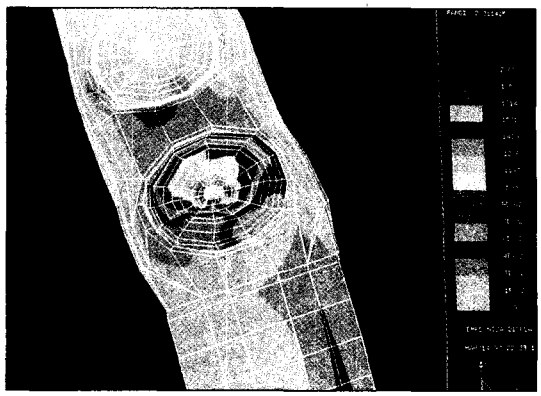

Fig. 5. von Mises stress of Model Ⅱ.

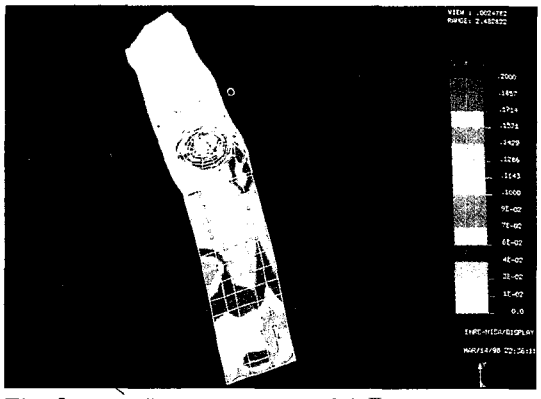

Fig. 6. von Mises stress of Model Ⅲ.

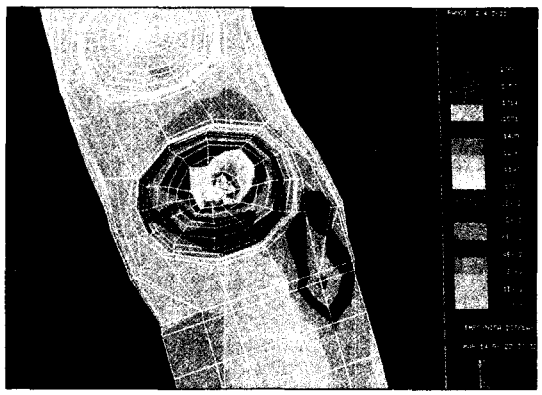

Fig. 7. von Mises stress of Model Ⅲ.

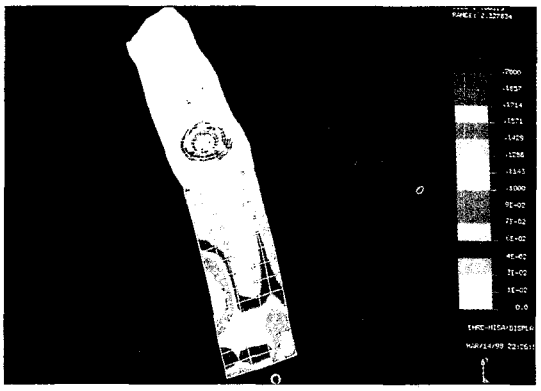

Fig. 8. von Mises stress of Model Ⅳ.

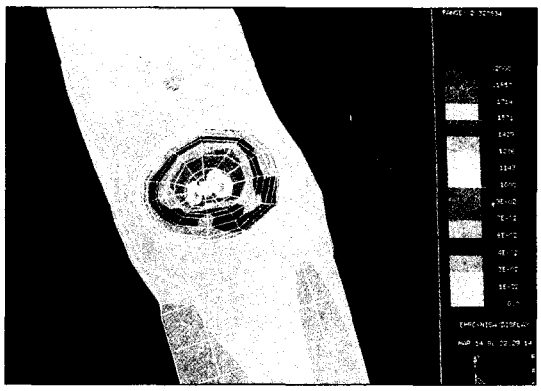

Fig. 9. von Mises stress of Model Ⅳ.

2) Model Ⅱ

무치악 부위에서는 제2대구치 부위의 내측 부위와 최후방 우측 부위에 응력이 집중되어 나타났으나 지대치에 인접한 부위에서는 응력이 적게 나타났으며, 지대치 치근 부위에서는 치근단 부위에 응력이 증가하면서 근심 방향으로 향하는 것으로 나타났으나 인접치 치근 부위에서는 원심 부위에만 적은 응력이 나타났다(Fig. 4, Fig. 5).

3) Model Ⅲ

무치악 부위에서의 응력은 치조제 후방 부위에 집중되어 나타났으나 지대치에 인접한 부위에서는 응

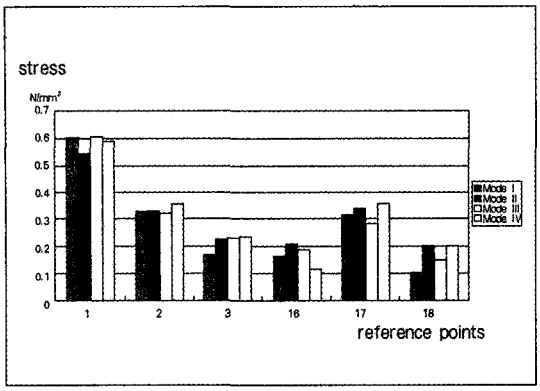

Fig. 10. von Mises stress of edentulous ridge and distal alveolar bone of first premolar

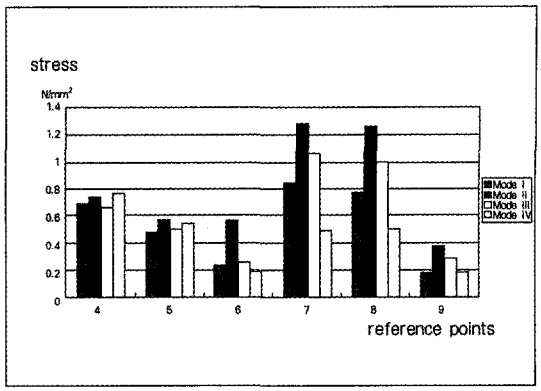

Fig. 11. von Mises stress of distal and mesial alveolar bone of second premolar.

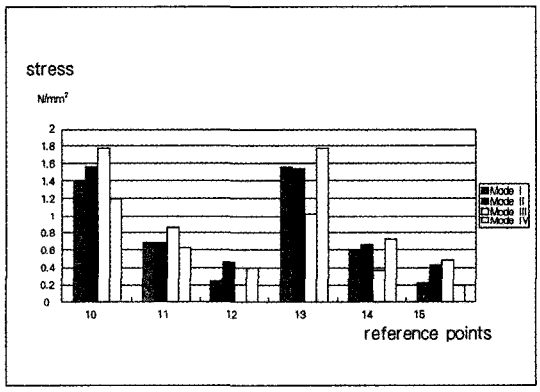

Fig. 12. von Mises stress of buccal and lingual alveolar bone of second premolar.

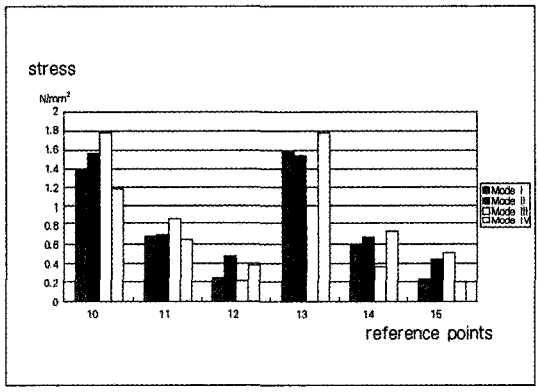

Fig. 13. von Mises stress of distal and mesial root surface of second premolar.

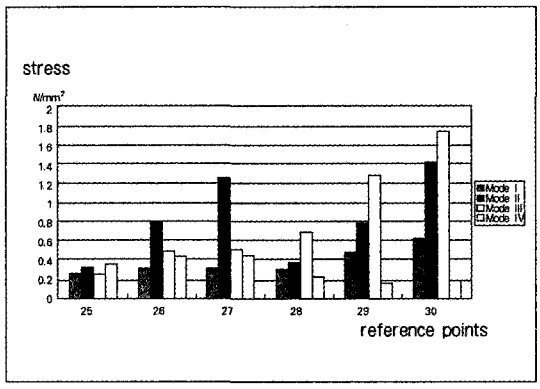

Fig. 14. von Mises stress of buccal and lingual root surface of second premolar.

력이 적게 나타났으며, 지대치 치근 부위에서는 치근단의 응력이 협측 및 근협측 방향으로 향하는 것으로 나타났으나 인접치 치근 부위에서는 원심 부위에만 적은 응력이 나타났다(Fig. 6, 7).

4) Model Ⅳ

무치악 부위에서의 응력은 치조체 최후방 우측 부위와 제 2 대구치 부위 내측에 응력이 집중되어 나타났으나 지대치에 인접한 부위에서는 응력이 적게 나타났으며, 지대치 치근 부위에서는 응력이 치근의 장축에 따라 직하방으로 고르게 향하였으며 인접치 치근 부위에서는 원심 부위에만 적은 응력이 나타났다(Fig. 8, 9).

전체적으로 보아서 유도면의 기울기가 증가함에 따라 무치악 부위의 제2대구치의 내측 부위의 하중이 점차 사라지면서 치근단 부위의 근심이나 협측의 하중이 증가하는 양상을 보였으며 Model Ⅰ과 Ⅳ는 유사한 응력의 분포를 나타내었다(Fig. 10 - 14).

2. 변위

1) Model Ⅰ

잔존치조제의 치밀골에서는 하방으로 변위되면서 원협측 방향으로 변위되었고 잔존치조제의 후방으로 갈수록 변위양이 증가하였다. 제2소구치는 전체적으로 하방으로 심하게 변위되면서 치근단 부위에서는 근심 방향으로 조금 변위되었고 치경부 쪽으로 갈수록 시계방향으로 약하게 비틀리는 양상으로 변위되었으며, 하방변위가 측방 변위에 비해 보다 크게 나타났다. 제2소구치와의 치밀골에서는 제2소구치보다는 적은 하방변위를 보였으며 치근단쪽에서는 근협측 방향으로 조금 변위되면서 치경부로 갈수록 변위량이 증가하면서 원협측 방향으로 변위되었다. 제1소구치와에서는 하방변위가 거의 일어나지 않았으며 치경부 쪽에서 약간의 원협측 변위가 있었다.

2) Model Ⅱ

잔존치조제의 치밀골에서는 모델 Ⅰ과 거의 유사한 변위를 나타내었다. 제2소구치는 전체적으로 하방으로 변위되면서 치근단에서는 근설측으로 조금 변위되었고 치경부 쪽으로 갈수록 반시계방향으로 비틀리면서 변위가 증가하여 치경부에서는 보다 많이 비틀리면서 변위되었다. 제2소구치와의 치밀골에서는 제2소구치보다는 적은 하방변위를 보였으며 치근단쪽에서 근심방향으로 약간 변위되었고 치경부쪽으로 갈수록 변위가 증가하면서 근협측으로 변위되다가 치경부위에서는 원협측으로 변위되었다. 제1소구치와에서는 하방 변위가 거의 일어나지 않았으며 치경부쪽에서 약간의 원협측 변위가 있었다.

3) Model Ⅲ

잔존치조제의 치밀골에서는 모델 Ⅰ, Ⅱ와 거의 유사한 변위를 나타내었다. 제2소구치에서는 전체적으로 하방으로 변위되면서 치근단에서는 근협측으로 변위되었고 치경부로 갈수록 시계방향으로 비틀리면서 변위가 증가하여 치경부에서는 시계방향으로 보다 많이 비틀리면서 변위되었다. 제2소구치와의 치밀골에서는 제2소구치보다는 적은 하방 변위를 보였으며 치근단쪽에서는 약간 근심으로 변위되었으며 치경부로 갈수록 원협측으로 변위되었고 치경부에서는 보다 많이 원심측으로 변위되었다. 제1소구치와에서는 하방변위가 거의 일어나지 않았으며 치경부쪽에서 약간의 원심 변위가 있었다.

4) Model Ⅳ

잔존치조제의 치밀골에서는 모델 Ⅰ, Ⅱ, Ⅲ와 거의 유사한 변위를 나타내었다. 제2소구치는 전체적으로 하방으로 향하면서 치근단쪽에서는 원설측으로 변위되었고 치경부쪽에는 근협측으로 변위되었다. 제2소구치와의 치밀골에서는 제2소구치보다는 약한 하방변위를 보였으며 치경부쪽으로 갈수록 협측변위를 나타내었다. 제1소구치와에서는 하방변위가 거의 일어나지 않았으며 치경부쪽에서 약간의 원협측 변위가 있는 모델 Ⅰ, Ⅱ와 유사한 양상이었다.

모든 모델의 측정된 특정 지점은 모두 하방으로 변위되면서 무치악 부위에서는 원협측으로 변위되었

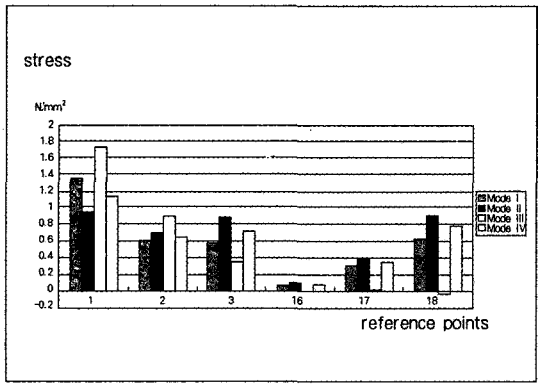

Fig. 15. Displacement to X-axis, edentulous ridge and distal alveolar bone of first premolar

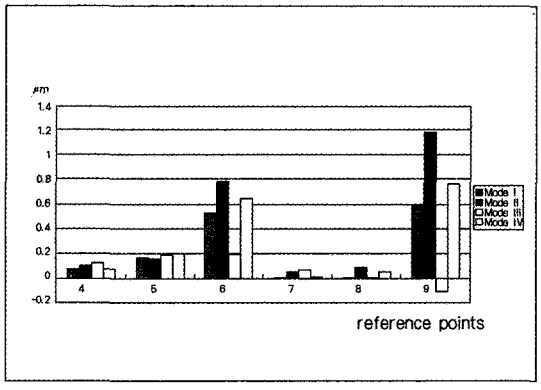

Fig. 16. Displacement to X-axis, distal and mesial alveolar bone of second premolar.

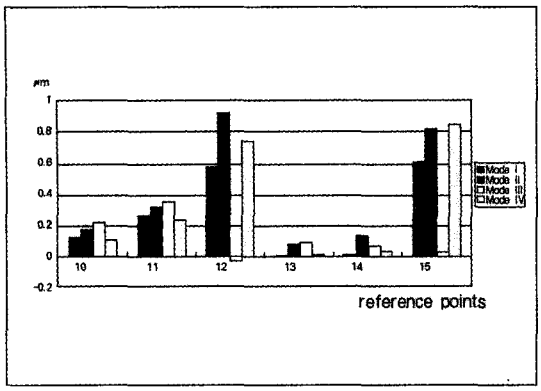

Fig. 17. Displacement to X-axis, buccal and lingual alveolar bone of second premolar.

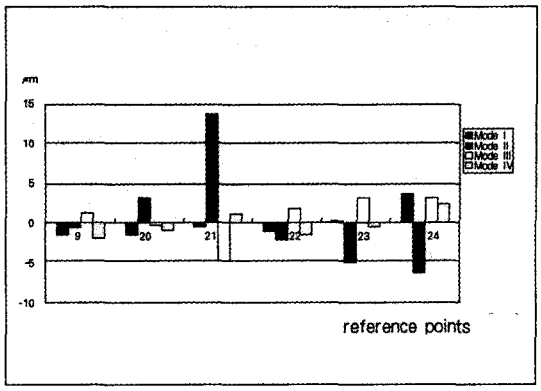

Fig. 18. Displacement to X-axis, distal and mesial root surface of second premolar.

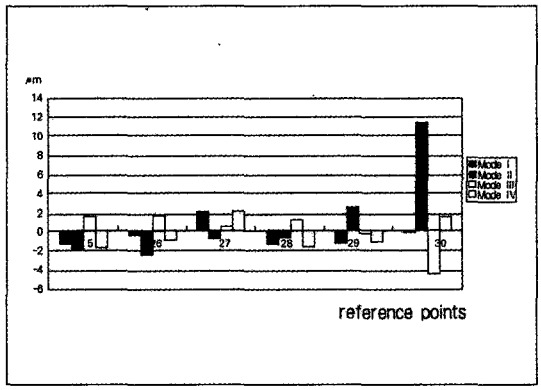

Fig. 19. Displacement to X-axis, buccal and lingual root surface of second premolar.

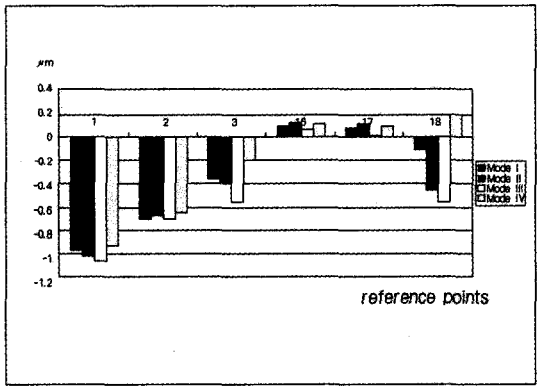

Fig. 20. Displacement to Y-axis, edentulous ridge and distal alveolar bone of first premolar

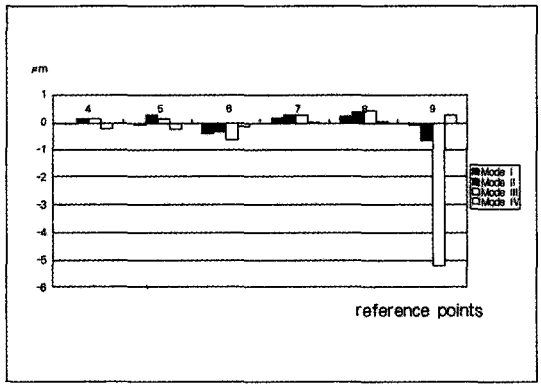

Fig. 21. Displacement to Y-axis, distal and mesial alveolar bone of second premolar.

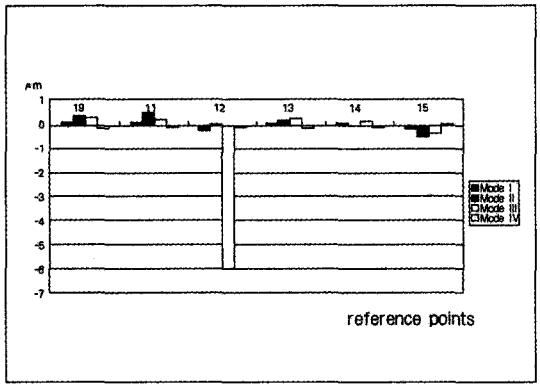

Fig. 22. Displacement to Y-axis, buccal and lingual alveolar bone of second premolar.

으며, 모델 I 에서는 치근 부위가 조금 시계방향으로 비틀리며 변위되었고 모델 Ⅳ에서는 치근단쪽에서 원설측으로 변위되면서 치경부쪽에는 근협측으로 변위되었으나 모델 Ⅱ에서는 치경부에서 반시계 반향으로 모델 Ⅲ에서는 치경부에서 시계 방향으로 보다 많이 변위되었다(Fig. 15 - 29).

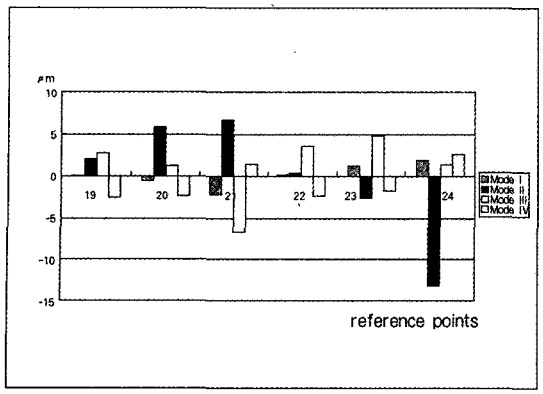

Fig. 23. Displacement to Y-axis, distal and mesial root surface of second premolar.

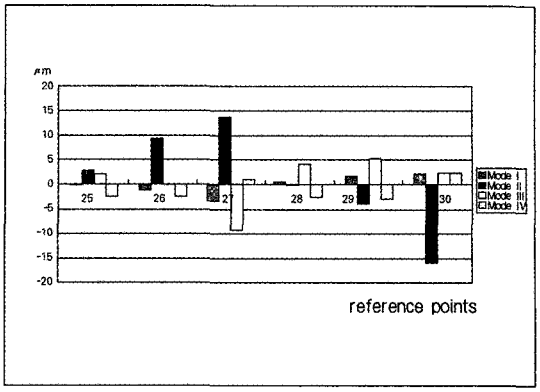

Fig. 24. Displacement to Y-axis, buccal and lingual root surface of second premolar.

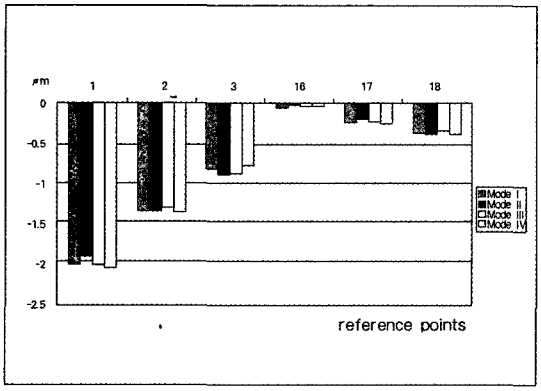

Fig. 25. Displacement to Z-axis, edentulous ridge and distal alveolar bone of first premolar.

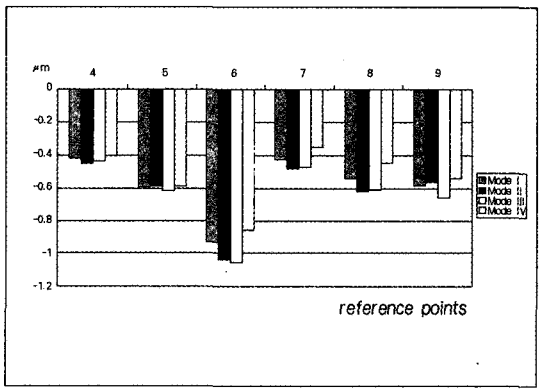

Fig. 26. Displacement to Z-axis, distal and mesial alveolar bone of second premolar.

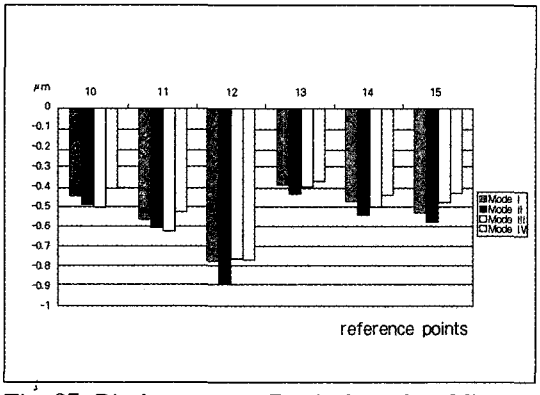

Fig. 27. Displacement to Z-axis, buccal and lingual alveolar bone of second premolar.

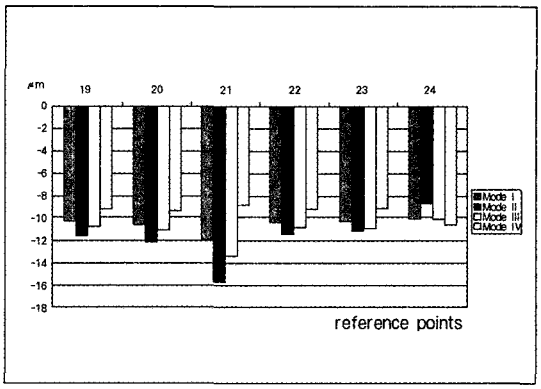

Fig. 28. Displacement to Z-axis, distal and mesial root surface of second premolar.

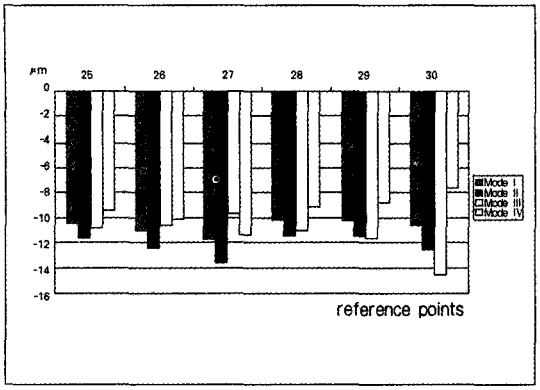

Fig. 29. Displacement to Z-axis, buccal and lingual root surface of second premolar.

Ⅳ. 고 찰

국소의치는 고정성 가공의치나 임플란트로 치료할 수 없는 환자에게 많이 사용되어지는 보철술식으로서 그 종류와 경우가 환자에 따라 다양하나 유리단 국소의치의 경우에서는 많은 요인에 의하여 기능시 하중에 대한 응력의 분포가 다양하고 예후도 많은 영향을 받게 된다.

이러한 유리단 국소의치에서 잔존지지조직을 보존하면서 저작기능을 유지하기 위해서는 국소의치의 설계시 교합압을 하방의 지지조직으로 가능한 넓게 분산시키며 교합압의 방향이 지대치 장축 방향으로 그리고 잔존치조제에 수직으로 하중이 전달되도록 하여야 한다[1].

일반적으로 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 여러 방법이 있으나 이 중 유한요소법[32,33]은 유한요소라 불리는 물리적으로 혹은 편의상 나누어진 요소 위에 정의된 특정 성질의 기저함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리에 사용하여 연속체 문제를 유한차원 문제로 수식화하는 근사적인 방법이다. 장점으로는 적용범위가 광범위하고, 다른 수치해석적인 방법이나 실험적인 방법에 비하여 정확도가 높으며 더욱이 형상이 복잡하거나 외부조건이 다양하게 주어지는 경우에는 다른 방법에 비해서 그 성능을 발휘할 수 있다. 또한 해석하려는 구조체의 다양한 물성치를 거의 다 반영할수 있으므로 실제구조물에 가까운 특성을 가지도록 할 수가 있고, 다양한 경계조건을 잘 반영할수 있으며, 컴퓨터의 발달로 3차원 대형구조물이나 복잡한 구조물의 해석이 가능하고, 빠른 시간안에 계산을 수행할 수가 있다. 다른 근사해법은 기하학적으로 복잡하거나 구성물질의 재료적 특성 값이 다르면 처리방법이 매우 복잡해서 적용이 거의 불가능한 반면에 이방법은 개개의 요소의 특성을 조합하여 전체 영역의 것을 나타낸다는 점에 대해서 별다른 어려움 없이 적용할 수 있어서 모델링만 잘되었을 경우 정확하고 신뢰성 있는 결과를 별어려움 없이 빠른 시간에 얻을 수 있으며 탄성학적 이론을 잘 반영할 뿐만 아니라 이론적인 해를 얻을 수 있는 이점을 가진 방법이다.

유리단 국소의치에서 하중이 인공치아에 가해질 때 응력의 분포에 대하여 직접유지장치의 형태, 레스트 위치, 그리고 유도면과 인접판의 형태 등에 관한 많은 연구가 있었다[2-25].

직접유지장치의 형태에 대하여 McCartney[10]는 레스트의 위치와 클라스프 설계의 다양성이 힘전달의 크기와 방향에 영향을 미쳐 지대치 동요도에 영향을 준다고 하였으나, Cecconi[6,8]와 Browning 등[11]은 직접유지장치 설계에 따른 지대치 운동 방향에는 차이가 없다고 하였다. Fenner 등[2]은 환상용 주조 클라스프와 가공선 클라스프간에는 지대치 동요도에 있어 차이가 없다고 하였으며 Clayton 등[4]은 같은 길이에서는 18게이지 가공선 클라스프 보다는 바형 클라스프가 보다 가요성이 좋으며 의치장착 상태와 착탈시 가공선 클라스프가 지대치에 보다 많은 스트레스를 가한다고 하였다.

또한 Shohet[3]는 환상형 직접유지장치와 치관내 정밀 부착형 유지장치를 가지는 지대치에 보다 파괴적인 후방력이 가해진다고 하였고, Nally[17]도 후방레스트를 가지는 환상형 클라스프가 가장 불리하다고 보고하였다. 조 등[24]은 완압형 부착형 유지장치가 잔존치조제와 지대치에 고른 응력분포를 나타내었고 비완압형 부착형 유지장치는 지대치에 불리한 방향의 비트는 힘을 나타낸다고 하였으며 Pezzoli 등[19]은 이중관 형의 직접유지장치가 지지조직에 가장 균등한 교합하중을 전달시켰다고 보고하였다.

국소의치를 통하여 전달되는 하중이 지대치에 미치는 영향에 대하여서도 많은 보고가 있었는데 Cecconi[36]와 김 등[9]은 국소의치에 있어서 지대치로 전달되는 힘은 주로 교합면 rest로 부터 전달된다고 하였고, 김 등[9]은 국소의치의 레스트와 인접 유도면 그리고 클라스프의 끝부분에 응력이 집중되는 것을

보아 이를 통해 치아로 힘이 전달되어 진다고 하였다.

레스트 위치에 있어서는 일반적으로 근심레스트를 갖는 직접유지장치에 있어서 응력분산이 보다 양호하게 나타났다고 보고하였으나, Stewart 등[21]은 원심교합면 레스트를 추천하였고, Goodkind[22]는 근심레스트인 경우가 더 큰 지대치 운동을 보인다고 하였다.

유리단 국소의치에서 직접유지장치의 선택은 생물학적이고 기계공학적인 면을 고려해야하며 진단과 치료계획에 기초를 두는 것으로서 본 실험에서는 임상에서 유리단 국소의치에 가장 많이 사용되는 직접유지장치중 하나인 RPI 클라스프를 사용하여 실험하였다.

국소의치에서의 유도면은 보철물을 장착, 철거하는 도중 보철물을 인도할 수 있도록 지대치에 형성해주는 두개 이상의 평행한 수직평면을 말하는 것으로 보철물의 여러 부분에 접촉되거나 치관외 직접유지장치의 몸체, 직접유지장치의 안정 암, 간접유지장치의 부연결장치 부분 혹은 특별히 설계한 부연결장치에 접촉되며, 그 기능은 삽입철거 도중 지대치와 의치 골조부분에 위해로운 응력을 제거하기 위하여 보철물이 한 개의 삽입철거로를 가지도록 하며, 이탈력이 철거로와 평행하지 않는 방향으로 일어날 때는 유지력을 제공하고 의치의 수평회전에 대해서는 안정성을 제공하고, 지대치와 의치부분 사이에 음식물이 끼이는 것을 방지하는 것이다. 그리고 일반적으로 유도면은 결손치에 인접한 지대치 평면에 설정한다[1].

Kratochvil[13,14,35,37]은 인접판이 치관의 전장을 접촉하게 하여 식편 압입과 조직의 과형성을 막으며 구조적 견고성 및 청정의 용이성을 주어야하며, 또한 이 때 지대치의 손상을 방지하기 위하여 구강 내에서 생리적인 운동을 부여하기 위한 생리적인 조절을 강조하였다. 이에 반하여 Krol[15]은 유도면을 지대치 원심면 치관의 교합면 1/3에 국한하여 형성하며 인접판의 끝이 유도면 교합면의 1/3과 중간 1/3의 만나는 부위에 1mm 접촉하도록 하여야 한다고 하였다. 한편 Demer[16]는 Krol의 설계에 있어서 식립된 인공치아가 지대치와 접촉하게 됨으로써 기능시 의치가 조직쪽으로 이동하는 것이 불가능하며 또한 Kratochvil의 설계에 따른 인접판은 유리단 의치상의 회전을 방해하므로 최대풍융부에 인접판이 접촉하게 할 것을 주장하였다.

진단을 하고 국소의치를 설계할 때 보다 유리한 직접유지장치를 사용하고 심미성을 증진시키며 식편 압입을 최소화할 목적으로 삽입로에 관계된 지대치의 언더컷의 양과 위치를 조절하기 위하여 모형을 경사지게 할 수 있으며, 그 정도는 수평면에 대하여 최고 10°에서 15°이다[38]. 이러한 경우에 지대치의 치근의 장축과 형성된 유도면이 평행하지 않을 수 있으며 또한 잔존치조제의 상태 및 흡수 정도에 따라서 잔존치조제가 지대치의 장축과 수직이 되지 않는 경우가 많이 있다.

이에 본 실험에서는 잔존치조제와 지대치 장축이 수직관계이나 모형을 경사지게 하여 유도면이 잔존치조제와 수직관계가 되지 않는 경우에서 Kratochvil[13,14,35]의 설계에 따른 유도면과 인접판을 형성하였을 때 기능시 하중의 지대치 치근과 잔존치조제에 대한 분포양상과 그 때 일어나는 변위에 대하여 알아보고, Krol[15]의 설계에 따른 경우와 비교하기 위하여 실험하였다.

하악 우측 제1대구치 및 제2대구치가 소실된 경우의 2급 치형모형을 이용하였으며, 하악 제2소구치를 주지대치로 하여 RPI 클라스프를 사용할 수 있도록 하고, 좌측 제1대구치에 Akers 클라스프를, 좌측 제1소구치의 근심와에 간접유지장치를 가지는 국소의치의 금속주조물을 제작하였다. 유한요소법을 위하여 모델링을 하는 방법에서 김 등[9]과 박 등[39]은 실험모형을 투명 아크릴릭 레진에 매몰하여 레진블록을 만든 다음 필요한 두께로 절삭가공하여 얻은 단면사진을 이용하였으나 본 실험에서는 한명의 술자가 버니어 캘리퍼스를 사용하여 제작된 모형의 크기를 정밀하게 측정하여 컴퓨터에서 응력분석에 중요한 부위는 요소의 크기를 작게 하고 상대적으로 중요도가 낮은 부위에는 요소의 크기를 크게 하도록 모델링하였다.

Kratochvil[31,35]은 기능시 국소의치의 유리단 부위의 운동을 허락하기 위하여 인접판에 생리적인 조절을 하여야 한다고 하였는데 이러한 효과를 주기 위하여 이[26] 의 실험에서와 같이 30㎛의 gap element를 주었으며 무치악 부위의 점막과 의치상 사이에도 100㎛의 gap element를 주었으며, 김 등[9]의 실험에서와 같이 시멘트는 두께가 너무 얇은 관계로 생략하였으며

제1대구치와 제2대구치의 중심와 위치에 150N의 하중을 가하였다[9,26].

응력분석을 위하여 von Mises stress를 분석한 결과 지대치 치근부위에서 모델 Ⅰ과 Ⅳ에서는 서로 유사하게 치근단 방향으로 향하는 것으로 나타나 지대치에 보다 유리한 것으로 나타났으며, 모델 Ⅱ에서는 치근단 부위에 응력이 증가하면서 근심 방향으로 향하는 것으로 나타났다. 모델 Ⅲ에서는 치근단 부위의 응력이 협측 및 근협측 방향으로 집중되어 나타나 유도면의 기울기가 증가함에 따라 지대치 치근 주위에 응력분포가 불리하게 나타났으며, 무치악 부위에서는 모든 경우에서 후방부위에 응력이 집중되어 지대치로 갈수록 응력이 감소하여서 지대치 인접 부위에서는 응력이 적게 나타났고, 유도면의 기울기가 증가함에 따라 무치악부위의 제2대구치의 내측 부위에 생긴 응력이 점차 사라지면서 치근단 부위의 근심이나 협측에 응력이 증가하는 양상으로 나타났다. Craig와 Farah[40]는 하중이 가해지는 후방연장 국소의치에서의 응력이란 2차원 유한요소법을 이용한 연구에서 지대치 주위 치조골의 응력은 치근단 부위에서 높게 나타나고 잔존치조제에서 구후융기 부위에서 응력은 거의 없으나 지대치로 가면서 응력이 증가된다 하였으며, 이 등[30]은 유도면 설계변화에 따른 지대치 주위 응력 분석에 관한 3차원 광탄성 응력 분석에서 유도면의 형태에 관계없이 지대치 치근단 주위조직에 응력이 집중되고 잔존치조제 부위에는 응력이 거의 발생하지 않는다고 보고하였다. 그러나 본 실험에서는 응력이 치근단 부위로 향하는 것과는 일치하나 잔존치조제의 후방부위에 응력이 나타나고 지대치로 갈수록 응력이 감소하는 것과는 상이한 것으로 이것은 실험 모형의 모델링과정에서 지대치의 치근과 수직이 되도록 잔존치조제를 일률적으로 편평하게 한 것도 영향을 줄 수 있다고 생각하나 근심 레스트를 형성하고 생리적 조절을 주어 의치상의 회전운동을 허락하였을 때 지대치 주위의 잔존치조제보다는 후방부위에 하중이 증가할 것으로 사료된다. 또한 이[26]는 2차원 유한요소법을 이용한 유도면의 기울기에 따른 지지조직의 응력분석에서 응력은 유도면의 기울기에 관계없이 무치악 부위에서는 후방으로 갈수록 증가하며 또한 지대치의 치근의 치근단쪽 근심에 높은 응력이 나타났으며 지대치 치근의 금관쪽 원심면에도 높은 응력이 나타났으나 원심면 치조골과 만나는 치근 부위에 가장 높은 응력의 집중이 있었다고 하였다. 또한 유도면의 기울기가 증가함에 따라 지대치 치근과 치근을 둘러싼 치밀골에 나타났던 응력의 형태가 증가된 양상으로 나타났으며 잔존치조제의 치밀골에는 큰 영향이 없다고 하였는데 이것은 2차원 유한요소법에 따른 원심레스트를 형성한 관계로 인접판의 하방의 한 지점을 중심으로 지대치를 회전운동시키는 힘이 작용하였기 때문으로 사료된다.

변위에 있어서는 모든 경우에서 잔존치조제 치밀골에서는 하방으로 심하게 변위되면서 원협측 방향으로 변위되었고 잔존치조제의 후방으로 갈수록 변위양이 증가하였다. 지대치에 있어서는 모든 경우에서 하방으로 심하게 변위되면서 모델 Ⅰ에서는 치경부로 갈수록 시계방향으로 조금 비틀리는 양상으로 나타났고 모델 Ⅱ에서는 치경부로 갈수록 반시계방향으로 심하게 비틀리는 양상으로 나타났으며 모델 Ⅲ에서는 치경부로 갈수록 시계방향으로 심하게 비틀리는 양상으로 나타났으며 모델 Ⅳ에서는 치근단 부위에서는 원설측으로 치경부에서는 근협측으로 회전하는 양상으로 나타났다.

Kratochvil의 설계에 따른 경우에서는 시계방향이나 반시계방향으로 비틀리는 양상을 보여주었으며 기울기가 변함에 따라 비틀림의 정도가 심하게 증가되었으며 방향도 다르게 나타났으나, Krol의 설계에 의한 경우에서는 치근의 한 점에 형성된 지점을 중심으로 치근은 원설측으로 치관은 근협측으로 변위하는 회전운동이 일어나는 양상을 나타내어 지대치의 예후에는 Krol의 설계 방법이 유리할 것으로 사료되었다.

이러한 변위에서 기울기에 따라 비틀리는 방향이 다르게 나타나고 모델 Ⅳ에서 치근은 원설측으로 치관은 근협측으로 변위하는 회전운동이 일어나는 것과 기울기가 증가함에 따라 지대치의 치근단에서의 응력이 모델Ⅱ에서는 근심, 모델Ⅲ에서는 협측 및 근협측으로 향하는 것과 같이 양상이 일정한 형태로 나타나지 않은 것은 유도면이 근심방향으로 경사진 경우에는 회전축이 원심에서 일어나는 것을 피할 수 없기 때문에 기울기의 정도에 따라서 회전축의 위치가 원심쪽으로 변하기 때문이라고 사료된다. 또한 3차원에서 치궁이 곡선을 형성하고 있으며 레스트가 치아의 중심에 위치하지 않고 약간 설측에 위치하며

지대치의 유도면이 곡선을 형성하고 있기 때문에 2차원에서와 같이 일정한 형태로 변하지 않고 다양하고 복잡하게 변화한다고 사료된다.

McGivney와 Castleberry[1]는 유리단 국소의치 지대치에 사용되는 직접유지장치는 지대치로 경사시키거나 회전시키는 힘을 직접 전달하여서는 안된다고 한 것처럼 잔존치조제의 흡수 뿐 아니라 지대치의 예후를 고려할 때 지대치 치근에 향하여 지는 응력의 분포와 치근의 변위는 중요하다고 생각된다. 실험의 결과를 비교하여 볼 때 응력의 분포에서 Kratochvil의 유도면 형태 중 기울기가 90°인 경우와 Krol의 유도면 형태에서 가장 유리하였으며 변위에 있어서는 Krol의 유도면 형태에서 비틀리는 양상이 없이 회전운동만 나타나 가장 유리하다고 생각된다.

지대치를 연결 고정한 후 레스트를 보다 근심에 설정하여 의치의 회전점까지의 길이가 증가된 경우에 있어서는 인접판의 운동이 보다 자유로와져 또 다른 결과를 초래할 것으로 사료되며, 본 실험에서는 수직력만을 고려하였으나 측방력이 복합되는 경우 그리고 지대치의 치조골 흡수에 따른 비교 연구도 필요하다고 사료된다.

Ⅴ. 요 약

하악 우측 제1대구치 및 제2대구치가 손실된 2급 하악 후방연장 국소의치에서 무치악 부위 지대치 유도면의 기울기와 형태가 지지조직에 미치는 응력 및 변위를 비교 분석하기 위하여 3차원 유한요소법을 이용하여 알아 보았다.

Kratochvil 형태의 유도면의 기울기가 잔존치조제에 대하여 90°인 경우, 95°인 경우, 그리고 100°인 경우와 Krol 형태의 유도면의 기울기가 90°인 경우에 있어서 제2소구치를 지대치로 하고 RPI형태의 유지장치를 사용하는 경우를 가정하여 모델링한 다음 제1대구치 및 제2대구치의 중심와에 150N의 하중을 가하여 응력 및 변위에 대하여 실험한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Kratochvil의 유도면 형태 중 기울기가 90°인 경우와 Krol의 유도면 형태에서는 유사한 응력 분포를 나타내었으며 특히 지대치에서 치근단 방향으로 응력이 향하는 것으로 나타났다.
2. 유도면의 기울기가 95°인 경우에서는 지대치의 치근단 부위에 응력이 증가하면서 근심방향으로 향하였으며, 100°인 경우에서는 치근단의 응력이 협측 및 근협측 방향으로 집중되어 나타났다.
3. 유도면의 기울기가 90°인 경우에서는 지대치의 치근이 조금 시계방향으로 비틀리는 양상으로 나타났으며, Krol의 유도면 형태에서는 지대치가 치근단 부위에서는 원설측으로 치경부에서는 근협측으로 변위되었다.
4. 유도면의 기울기가 95°인 경우에서는 지대치의 치근은 치근단 부위에서 근설측으로 약간 변위되었고 치경부 방향으로 갈수록 반시계 방향으로 비틀리면서 보다 많이 변위되었으며, 100°인 경우에서는 지대치 치근단에서는 근협측으로 변위되었고 치경부방향으로 갈수록 시계방향으로 비틀리면서 보다 많이 변위되었다.

참 고 문 헌

1. McGivney, G.P. and Castleberry, D.J. : McCracken's removable partial prosthodontics, Mosby Co., St. Louis, (1989), pp.174-175.
2. Fenner, W., Gerber, A. and Mhlemann, H.R. : Tooth Mobility changes during treatment with partial denture prosthesis, J. Prosthet. Dent., 6:520-525, 1956.
3. Shohet, H. : Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers, J. Prosthet. Dent., 21:267-281, 1969.
4. Clayton, T.A. and Charles Jaslaw : A measurement of clasp forces on teeth, J. Prosthet. Dent., 25:21-43, 1971.
5. 이호용 : clasp형태의 변형에 따라 지대치에 가해지는 수평압력에 관한 연구, 대한치과의사협회지 11: 814-820, 1973.
6. Cecconi, B.T., Asgar, K. and Dootz, E. : Effect of partial denture design on abutment teeth movement, J. Prosthet. Dent., 25:44, 1971.
7. Tebrock, O.G., Rohen, R.M., Fenster, R.K. and Pelleu, Jr.B.G. : The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial

dentures, J. Prosthet. Dent., 41:511-516, 1979.
8. Cecconi, B.T. : Effect of rest design on transmission of force to abutment, J. Prosthet. Dent., 32:141-151, 1974.
9. 김기숙, 김광남, 장익태: 국소의치의 유지장치의 설계변화에 따른 지지조직의 3차원적 유한요소법 응력분석, 대한치과보철학회지, 33: 413-439, 1995.
10. McCartney, J.W. : Motion vector analysis of an abutment for a distal extension Removable partial denture. : A pilot study, J. Prosthet. Dent., 43:15-21,1980.
11. Browning, J.D., Meador, L.W. and Erick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading, J. Prosthet. Dent., 55: 69, 1986.
12. 한용우, 이호용 : 지대치 유지장치 설계에 따른 가철성 의치 하부조직에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과의사협회지, 25:155-170, 1987.
13. Kratochvil, F.J. : Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth, J. Prosthet. Dent., 13: 114-124, 1963.
14. Kratochvil. F.J. : Maintaining supporting structures with a removable partial prosthesis, J. Prosthet. Dent., 25: 167-175, 1971.
15. Krol, A.J. : Clasp design for extension-base removable partial dentures, J. Prosthet. Dent., 29: 408-415, 1973a.
16. Demer, W.J. : An analysis of mesial rest-I-bar clasp designs, J. Prosthet. Dent., 36: 243-253, 1976.
17. Nally, J.N. : Methods of Handling Abutment teeth in class I Removable denture, J. Prosthet. Dent., 30:561-566, 1963.
18. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A. : Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial denture, J. Prosthet. Dent., 38:261-273, 1977.
19. Pezzoli, H., Gossetto, M. and Calderale, P.M. : Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity, J. Prosthet. Dent., 56: 329-337, 1986.
20. Ko, S.H., McDowell, G.C. and Kotowicz, W.E. : Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests, J. Prosthet. Dent., 56: 454-460, 1986.
21. Stewart, K.L., Rudd, K.D. and Kuebker, W.A. : Clinical removable prosthodontics, St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983, p 370.
22. Goodkind, R.J. : The effects of removable partial dentures on abutment tooth Mobility : A clinical study, J. Prosthet. Dent., 30:139-146, 1973.
23. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D. and Caputo, A.A. : Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures, J. Prosthet. Dent., 46: 21-28, 1981.
24. 조혜원, 장익태 : 정밀 부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석, 대한치과보철학회지 23:97-112, 1985.
25. Chou, T.M., Caputo, A.A. and Moore, D.J. : Photoelastic analysis and comparison of force transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial denture, J. Prosthet. Dent., 62:313-334, 1989.
26. 이청희 : 지대치 유도면의 기울기에 따른 응력분포에 대한 연구, 대한 치과보철학회지, 36:293-301,1998.
27. Christidon, L., Osborne, J. and Charberlain, J. : The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth, Br. Dent. J., 135: 9-24, 1973.
28. Dirtoft, B.L., Jansson, J.F. and Abramson, N.H. : Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture, J. Prosthet. Dent., 54: 843-846,

1985.
29. Frejlich, S., Dirckx, J. and Goodacre, C.J., et al : Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases, Int. J. Prosthodont., 2: 272-279, 1989.
30. 이희경, 조광헌 : 유리단 국소의치에 지대치 원심면의 유도면 설계변화에 따라 지대치 주위조직에 발생하는 응력분석, 경북치대논문집, 1990.
31. Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A. : Photoelastic analysis of pressure on teeth & bone supporting Removable partial denture, J. Prosthet. Dent., :52-62, 1974.
32. 이봉훈 : 유한요소법 핸드북, 동화기술, (1989), pp.1-21, 411-414.
33. 임상전 : 유한요소법 입문, 동명사, (1996), pp.3-4.
34. Wheeler, R.C. : Dental anatomy, physiology and occlusion, W.B. Saunders Co., 5th. ed., (1974), pp.216-236.
35. Kratochvil, F.J. : Partial removable prosthodontics, W.B. Saunders Co., Philadelphia, (1988), pp.50-59.
36. Cecconi, B., Asgar, K. and Dootz E. : Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement, J. Prosthet. Dent., 27:160, 1972.
37. Kratochvil, F.J. : Principles of removable partial dentures, U.C.L.A. Health Science Bookstore, (1979), pp.40-43.
38. Renner, R.P. and Boucher L.J. : Removable partial dentures, Quintessence Publishing Co., Chicagp, (1987), pp.116.
39. 박창근, 이선형, 정헌영, 양재호 : 최대교합 및 기능 교합시 하악 구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구, 대한치과보철학회지, 32:484-514, 1994.
40. Craig, R.G. and Farah, J.W. : Stress from loading distal-extension removable partial dentures, J. Prosthet. Dent., 39: 274-277, 1978.

ABSTRACT

A STUDY OF THE STRESS DISTRIBUTION OF THE ABUTMENT AND SUPPORTING TISSUES ACCORDING TO THE SLOPES AND TYPES OF GUIDING PLANES OF THE LAST ABUTMENT IN DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE USING THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD

Yang-Kyo Kim, Cheong-Hee Lee, Kwang-Hun Jo

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University

The purpose of this study was to investigate the stress distribution of the abutment and supporting tissues according to the slopes and types of the guiding plane of distal extension removable partial dentures.

The 3-dimensional finite element method was used and the finite element models were prepared as follows.

Model Ⅰ : Kratochvil type guiding plane with 90° to residual ridge

Model Ⅱ : Kratochvil type guiding plane with 95° to residual ridge

Model Ⅲ : Kratochvil type guiding plane with 100° to residual ridge

Model Ⅳ : Krol type guiding plane with 90° to residual ridge

Distal extension partial denture which right mandibular first and second molar were lost was used and the second premolar was prepared as primary abutment with RPI type retainer.

Then 150N of compressive force was applied to central fossae of the first and second molars and von Mises stress and displacement were measured.

The results were as follows :

1. Model Ⅰ and Model Ⅳ showed a similar stress distribution pattern and the stress was concentrated on the apex of the root of the abutment.
2. The stress was increased and concentrated on mesial side of the root of the abutment in Model Ⅱ. The stress was concentrated on buccal and mesiobuccal side of the root of the abutment in Model Ⅲ.
3. In Model Ⅰ, the root of the abutment displaced and twisted a little in clockwise. In Model Ⅳ, the root of the abutment displaced to distolingually at apical region of the root and mesiobuccally at cervical region of the root.

4. In Model Ⅱ, the root of the abutment displaced to mesiolingually at apical region of the root and more displaced and twisted in counterclockwise at cervical region of the root. In Model Ⅲ, the root of the abutment displaced to mesiobucally at apical region of the root and more displaced and twisted in clockwise at cervical region of the root.