[UCI]I804:24011-200000232697

2006년 2월
석사학위 논문

I-bar 클래스프의 위치가 지대치의 치주인대에 미치는 유한요소법적 응력 분석

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 현 대

I-bar 클래스프의 위치가 지대치의 치주인대에 미치는 유한요소법적 응력 분석

Finite element analysis of the periodontal ligament according to the I-bar clasp location on the abutment tooth

2006 년 2 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 현 대

I-bar 클래스프의 위치가 지대치의 치주인대에 미치는 유한요소법적 응력 분석

지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함.

2005 년 10 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

신 현 대

신현대의 석사학위 논문을 인준함

위원장　조선대학교　교수　강동완　인

위　원　조선대학교　교수　오상호　인

위　원　조선대학교　교수　계기성　인

2005 년　11월　일

조선대학교 대학원

목　　차

ABSTRACT ····· iv

Ⅰ. 서　론 ····· 1

Ⅱ. 재료 및 방법 ····· 3

Ⅲ. 결과 ····· 8

Ⅳ. 총괄 및 고안 ····· 14

Ⅴ. 결　론 ····· 17

참고문헌 ····· 18

표 목 차

Table 1. The number of nodes and elements in this study ····· 5

Table 2. Material properties assigned to different material component of finite element model ····· 7

Table 3. Maximum von Mises stress of the periodontal ligament ····· 8

도 목 차

Fig. 1. Three-dimensional finite element analysis model ····· 4

Fig. 2. Schematic representation of load condition view of occlusion ····· 4

Fig. 3. Schematic representation of load condition view of buccal side ····· 5

Fig. 4. Schematic representation of nodes and elements ····· 6

Fig. 5. The stress contours of the periodontal ligament in model Ⅰ under loading condition A, B, C ····· 10

Fig. 6. Von Mises stress of the periodontal ligament in model Ⅰ under loading condition A, B, C ····· 11

Fig. 7. The stress contours of the periodontal ligament in model Ⅱ under loading condition A, B, C ····· 12

Fig. 8. Von Mises stress of the periodontal ligament in model Ⅱ under loading condition A, B, C ····· 13

ABSTRACT

Finite element analysis of the periodontal ligament according to the I-bar clasp location on the abutment tooth

Shin, Hyun-Dae, D.D.S.
Advisor: Prof. Kay, Kee-Sung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Dentistry,
Graduate School of Chosun University.

The purpose of this study was to analyze stress using the 3-dimensional finite element method for the effect of the position of I-bar clasp on the lateral and dislodging force occurring at the functional movement of the distal extension removable partial denture.

The experiment model was composed of the compact bone, the cancellous bone, the tooth structure, the pulp and the periodontal ligament. The first and second premolars on the mandible were selected and used in 3-dimensional finite element analysis model.

The structure of the splinted abutment was simplified for comparison with independent natural teeth, and the enamel of the teeth was restored with gold alloy of type Ⅲ according to the American Dentist Standards.

The load of 5N was applied at 45° toward the occlusal surface to each of the mesial part, the highest contour of the buccal surface (center) and

the distal part corresponding to 1/3 of the cervix of the crown of the abutment. Load of the same condition was also applied to the gold crown of the splinted abutment.

The results were as follows:

1. Stress on the periodontal ligament of the independent second premolar was low in the order of the distal part(0.2515 Mpa), the highest contour of the buccal surface(0.2583 Mpa) and the mesial part(0.2763 Mpa) according to the position of the I-bar clasp tip.
2. In the splinted teeth, stress on the periodontal ligament of the second premolar was low in the order of the highest contour of the buccal surface, the mesial part and the distal part.
3. Stress was much lower and the distribution of stress was also more better in the splinted abutment than in the independent one.

In conclusion, considering force applied in the direction of the tissue, the position the I-bar clasp tip resisting force applied in the direction opposed to the tissue should be the highest contour of the buccal surface of independent or splinted abutment for the protection of the abutment and the splinting of abutment is considered significantly advantageous for the distribution of load.

Ⅰ. 서 론

후방연장 국소의치에서는 최후방 지대치의 레스트 시트를 통한 축 중심의 회전운동과 잔존 치조제 중심의 축을 통한 회전운동, 그리고 치근 중앙근방에 존재하는 가상 축을 중심으로 하는 회전운동이 있다[1]. 이러한 운동은 개개로 나타나는 것이 아니라 저작력, 연하 중에 지대치에 가해지는 힘[2] 그리고 혀, 뺨, 입술이 지대치에 가하는 힘[3] 등에 의해 복합적으로 발생한다. 후방연장 국소의치의 각 구성요소 즉, 레스트, 유지 클래스프, 보상 클래스프, 의치상과 간접 유지장치, 주연결 장치 등이 직접 또는 간접적으로 의치의 회전운동을 제어 한다[4-10]. 하지만 의치의 불안정을 클래스프의 유지력을 과도하게 증가시켜 해소하려 하면 지대치에 발치력이 가해지고 조기상실의 원인이 된다[11].

1963년 Kratochvil[12]은 근심 레스트, I-bar 유지장치, 치은까지 연장된 긴 유도면을 가지는 클래스프 총체를 개발하였다. 1973년 Krol[13]은 유도판의 설계를 변경시키고 RPI(Rest, Proximal plate, I Bar) 클래스프라고 명하였다. 1976년 Demer[14] 또한 유도판의 형태를 변형 시킨 디자인을 주장하였다. I-bar 클래스프는 후방연장 국소의치에서 클래스프가 놓이는 지대치에 토오크를 주지 않고 조직부로 향하는 회전운동을 허용하기위한 목적으로 설계되었다. 즉, 근심의 부연결 장치는 인접치와 닿으면 안 되며 움직일 수 있는 공간이 있어야 한다. 인접판은 치아의 최대 풍융부 상방으로 올라가지 않아야 하고, I-bar 클래스프는 치은 변연에서 3㎜ 떨어져 금속구조물에 연장되며 치은 변연을 수직으로 가로지른다. 치아의 치은 1/3 부위에 약 2㎟로 접촉하며 0.01 인치의 언더컷에 걸리고 치아의 중앙이나 근심 방향에 위치하며 원심에 위치하면 안된다[13].

치의학 분야에서 응력과 변위를 분석하는 방법으로 dial gauge법, strain gauge법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법 등이 많이 이용되고 있다. 이 중 유한요소법은 온도, 압력 또는 변위와 같은 연속적인 양을 유한개의 부분 영역에서 정의되는 부분 연속함수로 구성된 모델로 근사화 시키는 것으로 컴퓨터의 발달과 함께 치의학

분야에 널리 이용되고 있다. 이러한 유한요소 분석법은 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어졌을 지라도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체 영역까지 알 수 있는 장점을 가지고 있다[15,16]. 초기에 2차원적 분석을 주로 하였으나 입체적인 3차원 구조물을 2차원적 평면으로 단순화시켜 해석하게 되는 한계점을 갖고 있으며, 국소의치와 구강조직을 서로 고정된 구조물로 가정하고 실험하게 되는 한계점을 가지고 있기에 본 연구에서는 3차원적 유한요소 모델의 설계를 이용하였다.

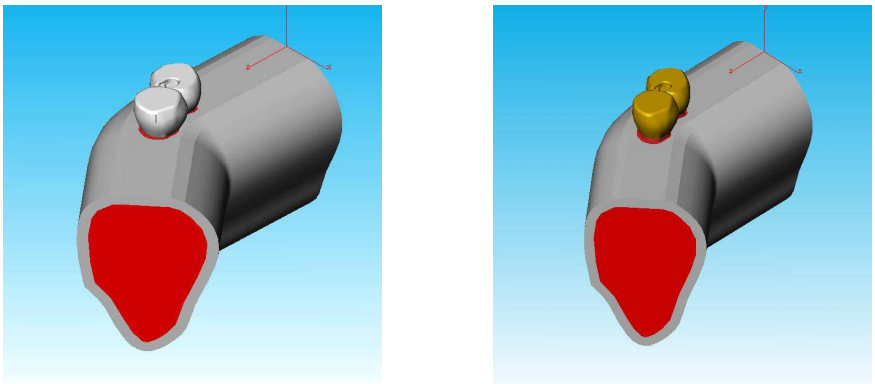
본 연구의 목적은 후방연장 국소의치의 기능운동 시 발생하는 회전력, 특히 측방력과 탈락력이 발생할 때 I-bar의 위치가 지대치의 치주 인대에 미치는 영향에 대한 보고가 거의 없어 이를 분석하고 적절한 I-bar 클래스프의 위치를 제시하고자 한다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1. 모델의 형성

본 실험에서 모델링은 치밀골, 해면골, 치질, 치수, 치주인대로 나누어 구성되었다. 하악의 제 1, 제 2 소구치를 3차원 유한요소 분석 모델로 재건하였다. 골 구조의 외부 2㎜는 피질골로 설계하였고 내부는 해면골로 설계하였다[17]. 선택된 하악 제 1, 제 2 소구치의 길이는 각각 평균 21.6, 22.3㎜[18], 치근의 면적은 180, 207 ㎟ [19]. 임상 치관 치근 비율은 1:2.3으로 매우 양호하였고, 이 치아의 평균 협설 경사(mean inclination : degrees)는 각각 14, -34이고 평균 근원심 경사(mean angulation from vertical : degrees)는 9.8, 10.1로[20]설계하였다. 치조골 또한 설계된 치아의 경사에 맞춰 협설로의 굽힘을 부여하였다. 치주인대는 0.35㎜의 두께로 소구치의 표면에 붙어있고[21]. 인접한 두 치아의 접촉면은 2㎟를[22], 인접치 사이의 gap은 15㎛를[16], 마찰계수는 0.5를 주어[21] 두 치아에 자율성과 독립성을 부여한 형태로 설계하였다. 치아 및 치조골, 치주인대의 기계적 모형이 일차원적으로 탄력적이고, 동일하며 등방성으로 가정하였다.

지대치의 연결고정은 독립된 자연치아와의 비교를 위해 그 구조를 단순화하고 치아의 법랑질을 미국치과의사 규격 Type Ⅲ 금 합금으로 대체하였다. 임상적으로 상부 보철물의 부착은 치과용 합착제에 의해 이루어지는데 완전히 고정되어 느슨함이 없는 것을 원칙으로 설계하였다(Fig. 1. Model Ⅰ: 독립된 하악 제 1, 제 2 소구치, Model Ⅱ: 금관으로 연결고정된 하악 제 1, 제 2 소구치).



Model Ⅰ: Independent natural teeth　　Model Ⅱ : Splinted abutment

Fig. 1. Three-dimensional finite element analysis model

2. 구속 및 하중조건

경계조건(Boundary Condition)은 상, 하악 치조골의 내부 경계선은 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분의 U_X, U_Y, U_Z 방향을 모두 구속하였다.

하중조건으로 지대치 치관의 치경부 1/3에 해당하는 근심:A, 협면 최대 풍융부위(중앙):B, 원심:C에 각각 Köber가 클래스프의 적정 유지력으로 제시한 5N의 하중을 치근단에서 교합면 방향으로 45°로 부여하였다[23]. 연결고정한 지대치의 금관에도 같은 조건의 하중을 부여하였다(Fig. 2, 3).

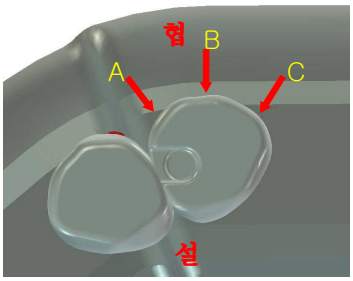


Fig. 2. Schematic representation of load condition / view of occlusion

(Loading direction: A: mesial part, B: highest contour of the buccal surface, C: distal part)

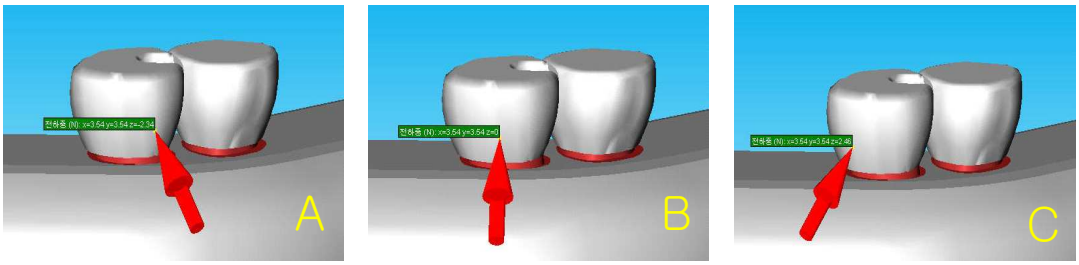


Fig. 3. Schematic representation of load condition / view of buccal side

(Loading direction: A: mesial part, B: highest contour of the buccal surface, C: distal part)

3. 경계조건과 물성치

유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogenecity), 재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

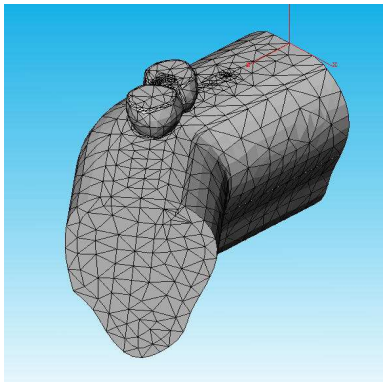
위와 같이 모델설계 과정이 완료된 전체모형은 형상이나 물성에 따라 각각의 요소별로 분할하였으며(mesh generation), 이때 적용된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소(Element)는 가급적 작게 분할하였고, 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

유한요소(Element)는 4절점(Node)의 삼각뿔형태인 Tetra Heron Element를 사용하였다. 완성된 모델에서 유한요소 격자의 수와 모형은 아래와 같다(Table 1, Fig. 4).

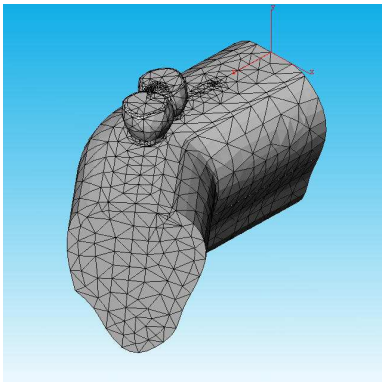
Table 1. The number of nodes and elements in this study

Model	Number of Elements	Number of Nodes
model Ⅰ	25,295	47,393
model Ⅱ	26,158	47,689

3차원 유한요소모형의 초기 모델링은 모델링 전문기구인 Iron CAD와 의공학 분야에서 많이 쓰이고 있는 Solidworks를 혼합 사용하여 표면작업을 하였고, 유한요소격자(mesh)의 작업과 선형적 구조해석은 상업용 유한요소 코드인 3G.Author®(Plasso Tech, U.S.A.)를 이용하여 해석(solving)과 Post processing 작업을 수행하였다.



Model Ⅰ: Independent natural teeth



Model Ⅱ : Splinted abutment

Fig. 4. Schematic representation of nodes and elements

본 연구에서는 여러 가지 응력 값 중에서 유효응력 (von-Mises stress)을 취하여 각 모형의 치주인대에서 응력분포와 변형을 비교 분석하였다. 결과는 최대응력 집중부위를 확인하기 위하여 stress contour plot으로 나타내었다. 따라서 각 구성 성분별로 최대 응력을 찾아내어 어느 부분에 가장 많은 응력이 작용하는지를 나타내었다.

사용된 물성치인 탄성계수(Young's Modulus : Modulus of elasticity)와 프와송비(Poisson's ratio)는 선학의 자료를 참고하였다(Table 2).

Table 2. Material properties assigned to different material component of finite element model

Material	Modulus of elasticity (kN/㎡)	Poisson's ratio
Enamel	46.89×10^6	0.30
Dentin	11.79×10^6	0.30
Pulp	0.002×10^6	0.45
Cancellous bone	1.38×10^6	0.30
Cortical bone Lateral direction	6.90×10^6	0.15
Periodontal ligament Lateral loading	179.96	0.30
Gold	77.91×10^6	0.30

Ⅲ. 결 과

실험조건 하에서의 하악 제1, 제2 소구치의 치주인대에 발생한 최대 유효응력은 아래와 같다.

Table 3. Maximum von Mises stress of the periodontal ligament (unit: Mpa)

Model / Loading condition		A	B	C
Model Ⅰ	1st premolar	0.01394	0.01156	0.009201
	2nd premolar	0.2763	0.2583	0.2512
Model Ⅱ	1st premolar	0.01988	0.02117	0.02298
	2nd premolar	0.03768	0.03564	0.0527

1. Model Ⅰ에서 제 1, 제 2 소구치의 치주인대 응력 분석 비교

I-bar 클래스프의 tip이 놓이는 제 2 소구치의 치주인대의 유효응력 값은 하중조건 C에서 가장 낮은 값을 보였고 다음으로 B, A의 순서를 보였다. 하지만 B와 C 사이에는 응력의 커다란 차이는 보이지 않았다. 제 1 소구치에서도 또한 C, B, A의 순서로 낮은 응력 값을 보였다.

치주인대의 응력 분포는 제 2 소구치에서는 주로 치경부 1/3과 중앙1/3과 근첨 1/3의 경계부에서 높은 값을 보였으며, 특히 중앙 1/3과 근첨 1/3 경계부에 집중되는 양상을 보였다. 이 중 조건 B에서 전체적으로 A, C 보다는 양호한 응력의 분포를 보였다. 제 1 소구치에서는 A, B, C 모두 치경부 1/3에 집중되는 양상을 보였다(Fig. 5, 6).

2. Model Ⅱ에서 제 1, 제 2 소구치의 치주인대 응력 분석 비교

제 2 소구치의 치주인대 유효응력 값은 조건 B에서 가장 낮은 값을 보였고, 다음으로 A와 C의 순서였다. 특히 C에서 매우 높은 값을 보였다. 제 1소구치는 A에서 가장 낮은 값을 그리고 C에서 가장 높은 값을 보였다.

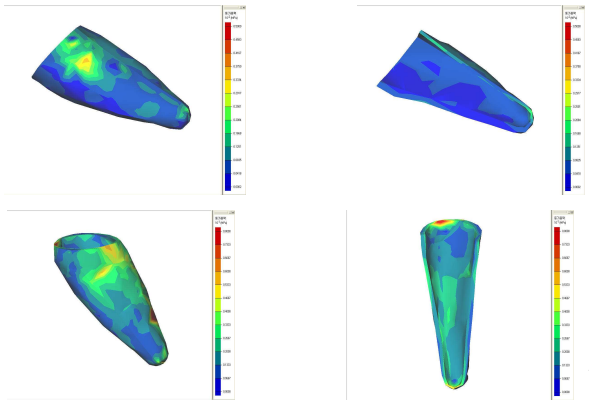
치주인대의 응력 분포는 제 2 소구치에서, 조건 A에서는 치경부 1/3에, B에서는 전체적으로 분산된 양상을, C에서는 중앙 1/3과 근첨 1/3의 경계부위에서 집중된 양상을 보였다. 제 1 소구치에서는 조건 A와 B에서는 치경부 1/3과 근첨 1/3에서, C에서는 치경부 1/3에서 집중되는 양상을 보였다(Fig. 7, 8).

3. Model Ⅰ과 Model Ⅱ의 응력 분석 비교

제 2 소구치 치주인대의 유효응력 값은 하중 조건 A, B, C 모두에서 Model Ⅱ가 Model Ⅰ 보다 매우 낮은 값을 보였으며, 제 1 소구치에서는 Model Ⅱ가 Model Ⅰ 보다 높은 값을 보였다.

치주인대의 응력 분포는 제 2 소구치에서, 조건 A경우 Model Ⅰ에서 중앙 1/3과 근첨 1/3의 경계부에서 집중된 응력이 Model Ⅱ에서 치경부 1/3로 이동이 나타났고, 조건 B에서 Model Ⅰ에서 보다 Model Ⅱ에서 더 양호한 전체적으로 분산된 응력의 분포를 보였다. 조건 C에서 Model Ⅰ, Model Ⅱ 모두 중앙 1/3과 근첨 1/3에서 높은 응력 집중을 보이나 Model Ⅱ의 응력 분포 양상이 더 양호하였다. 제 1소구치에서는 Model Ⅰ에서 치경부 1/3에 집중된 응력 분포가 Model Ⅱ에서 하중 조건 A와 B에서 치경부 1/3과 근첨 1/3로의 응력집중부의 분산이 나타났고, C에서는 여전히 치경부 1/3에서 응력의 집중을 보였다(Fig 5, 6, 7, 8).

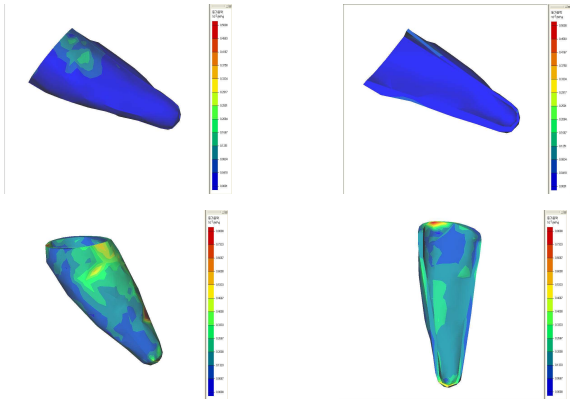
Load A



1st premolar

2nd premolar

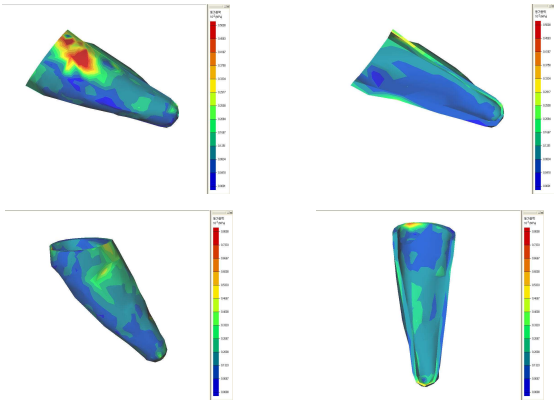
Load B



1st premolar

2nd premolar

Load C

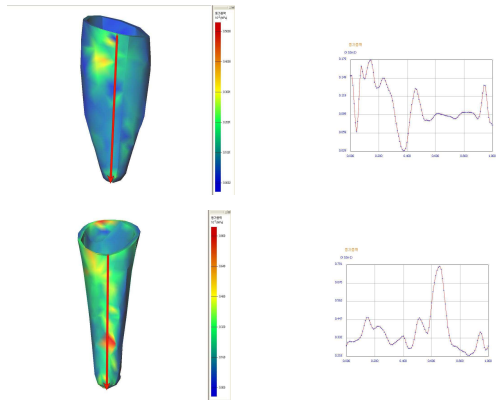


1st premolar

2nd premolar

Fig. 5. The stress contours of the periodontal ligament in model I under loading condition A, B, C

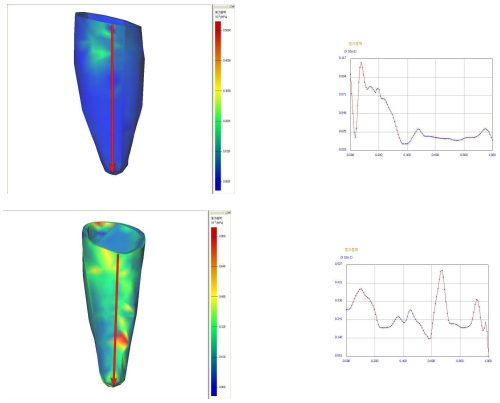
Load A



1st premolar

2nd premolar

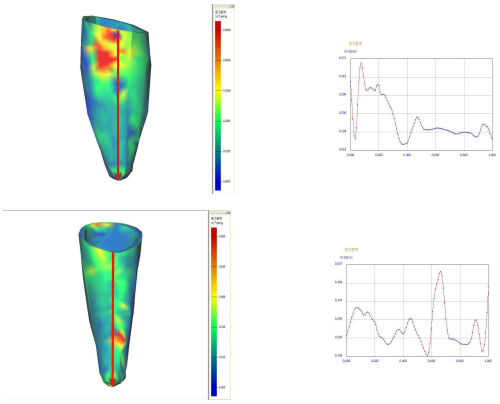
Load B



1st premolar

2nd premolar

Load C

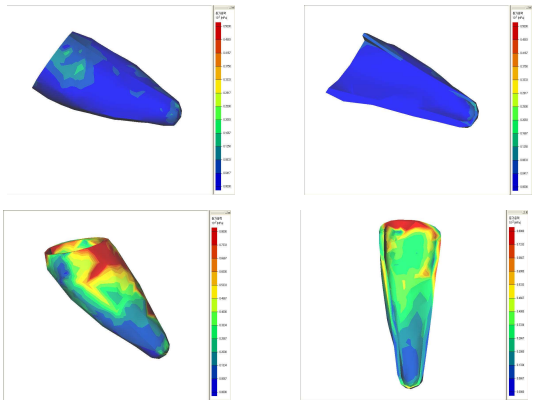


1st premolar

2nd premolar

Fig. 6. Von Mises stress of the periodontal ligament in model I under loading condition A, B, C

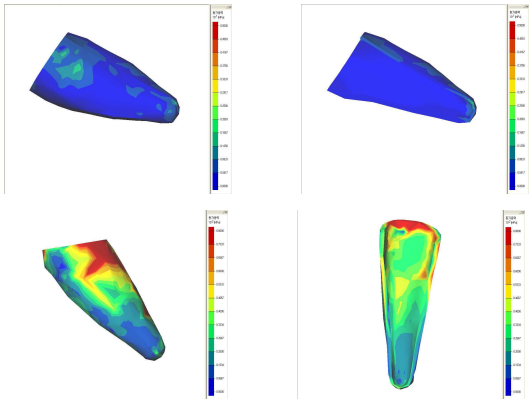
Load A



1st premolar

2nd premolar

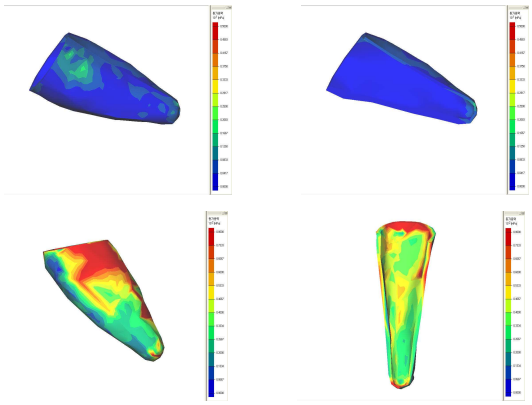
Load B



1st premolar

2nd premolar

Load C

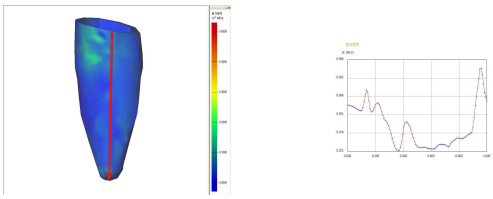


1st premolar

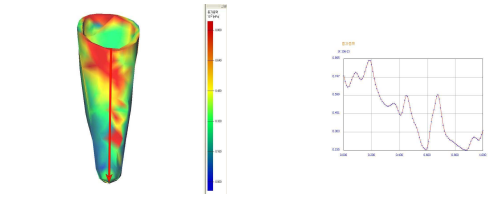
2nd premolar

Fig. 7. The stress contours of the periodontal ligament in model Ⅱ under loading condition A, B, C

Load A

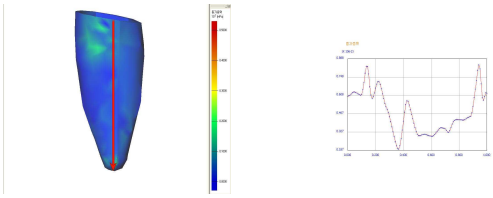


1st premolar

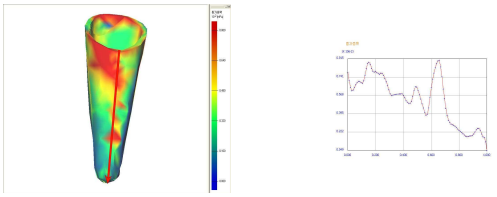


2nd premolar

Load B

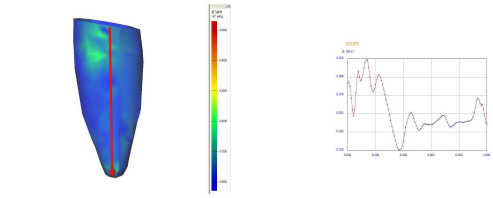


1st premolar

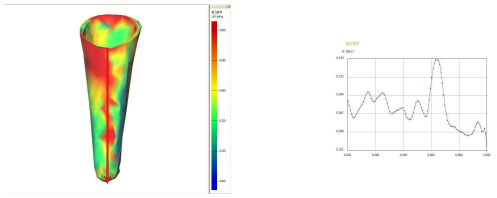


2nd premolar

Load C



1st premolar



2nd premolar

Fig. 8. Von Mises stress of the periodontal ligament in model Ⅱ under loading condition A, B, C

Ⅳ. 총괄 및 고안

가철성 국소의치의 오랜 사용으로 인한 잔여 치아와 연조직의 부작용을 최소화하기 위해서는 정기적인 검사 프로그램이 있어야 하고 반드시 필요한 디자인의 요소를 만족시켜야 한다. 구강조직에 최소한의 부작용을 미치는 위치의 디자인을 이상적으로 만들기 위해서 가철성 국소의치로부터 잠정적으로 야기되는 지대치와 이를 지지하는 치주인대의 손상을 완전히 이해해야만 한다. 하지만 치주조직에 미치는 응력을 실험적으로 측정하기는 어렵기 때문에 구강조직에 가철성 국소의치의 어떠한 힘이 응력을 미치는지에 대해서는 여전히 확실치 않다[24, 25].

후방연장 가철성 국소의치에서 조합 클래스프와 RPI 클래스프가 가장 일반적으로 사용된다. 특히 RPI 클래스프는 다른 클래스프 디자인 보다 심미적으로 더욱 만족스러우며 클래스프 아래에서 발생하는 치아 우식의 가능성이 적고 치아의 외형을 최소로 변화시켜 이용할 수 있다. 또한 지대치의 토오크를 줄인다. 후방연장 의치상에 작용하는 힘은 근심 레스트를 축으로 회전하여, 인접판은 치은으로 움직이고, I-bar 클래스프는 치아에서 떨어져 근심 치은 방향으로 움직인다[12]. I-bar 클래스프의 위치는 의치상에 교합력이 가해질 때 지대치의 회전을 예방하기 위해 I-bar 클래스프의 유지부 끝을 지대치의 협면 최대 풍융부나 전방에 놓을 것을 권장하며, 이는 의치상의 조직방향으로의 기능운동 시 언더컷에서 클래스프의 끝의 자유로움을 허용하기 위해서이다[12,13,14]. 본 연구에서 I-bar 클래스프가 지대치에 미치는 응력 값은 지대치의 원심에서 가장 낮은 응력 값을 가지고 다음으로 협면 최대 풍융부, 근심 순으로 낮은 값을 가진다. 인접한 치아의 치주인대의 응력 값은 직접 유지장치의 유지력에 의한 영향이 매우 적어 그 값의 차이가 무의미하나 원심, 협면의 최대풍융부, 근심 순서로 낮은 값을 보인다. 이렇게 제 2 소구치의 원심에서 낮은 값을 갖는 것은 제 1 소구치의 응력 값을 비교해 보았을 때, 지대치 원심에 클래스프의 끝을 위치시켰을 때 탈락 시 발생하는 힘이 RPI 클래스프에서 근심에 위치한 레스트가 지대치를 인접치아로 미는 것과 같은 버팀효과(buttress effect)에

의한 것으로 기대하기 힘들며, 이보다는 두 치아의 서로 다른 경사와 주위의 치조골이 영향을 미쳤을 것으로 예상된다. 하지만 본 실험에서와는 달리 불량한 치관-치근을 가진 지대치의 치주 조건에서는 버팀효과(buttress effect)등에 의한 다른 결과가 예상된다. 응력 값을 볼 때 I-bar 클래스프를 원심에 위치시키는 것이 추천되나 이는 더 큰 힘을 받는 조직 방향으로의 의치 운동 시에 제 I 급 지렛대 운동이 발생해 지대치에 유해한 힘을 끼치게 된다. 따라서 협면의 최대 풍융부에 I-bar 클래스프의 끝을 위치시키는 것이 추천된다.

그리고 또한 직접유지 장치를 지대치의 근심 또는 협면 최대 풍융부위에 위치 시키는 것은 양측의 대칭성 후방연장 국소의치에서 지대치의 협면 풍융부를 이은 선이 최후방에 위치한 두 개의 레스트 사이를 연결한 회전축과 거의 평행할 때 해당된다. 비대칭성 후방연장 국소의치에서는 최후방 지대치 주위로 발생하는 회전축은 짧은 유리단 부위에서 원심으로, 긴 유리단 부위에서는 근심으로 이동하게 되고, 회전축의 후방이동은 I-bar 클래스프의 끝을 회전축 보다 전방에 위치하게 한다. 이는 제 I 급 지렛대 작용을 발생시키고 지대치에 위해한 힘을 가하게 된다[26]. 이런 경우 I-bar 클래스프의 위치가 회전축의 후방에 놓이도록 하는 설계가 필요하다. 이런 조직방향으로의 운동 또한 고려해 보았을 때 I-bar 클래스프를 지대치의 협면 최대 풍융부위에 놓는 것이 더욱 유리할 것이다.

Carson등[27]은 일차 지대치의 연결고정은 RPD가 외력에 저항할 수 있도록 해준다고 발표했다. 그들은 4년간의 임상 연구기간동안 관찰된 사실을 토대로 했고, 연결고정된 지대치 주위의 약화도 보이지 않았다고 하였으며, Goodkind[28]도 같은 결론을 제시하였다. 실험실에서의 광탄성 모델 실험에서도 인접지대치의 고정성 연결고정은 어태치먼트 유지 장치가 후방연장 가철성 국소의치에서 사용될 때 매우 중요한 요소로 작용한다고 결론지었다[29]. 유사한 결과가 치관외 어태치먼트가 후방연장 가철성 국소의치에 이용될 때 지대치에 발생하는 변형에 관한 연구에서 관철되었다. 실험실 모델에서 긴장도 측정 게이지가 사용되었고 적어도 두 치아는 스트레스 감소를 위해 연결고정 되어야 한다고 제시하였다[30]. 또 다른 광탄성 연구에서 같은 주제를 관찰 하였는데, 적절한 치주 지지를 갖는 원심 지대치는 후방연장

가철성 국소의치에 의해 전달되는 하중을 감소시키기 위해 인접한 건전치아와 연결고정 되어야 한다고 결론지었다[31]. 치아의 연결고정은 지대치 움직임을 감소시키고 단근치를 다근치로 변환시켜 회전중심을 치근 중격에 위치시켜서 회전 모멘트 크기를 작게 하고, 따라서 가해진 힘이 좀 더 수직적으로 고르게 분산시킬 수 있으며 결과적으로 괴사성, 흡수성 병변을 적게 일으킨다고 강조하였는데, 이와 같은 이유로 이 실험에서 지대치의 연결고정은 의치의 조직으로 부터의 탈락력에서도 회전 모멘트의 이동으로 응력의 분산에 효과가 있음을 보였다. 그리고 탈락력에 대한 치주인대의 응력분포는 독립된 지대치에서 보다 연결고정한 지대치에서 매우 효과적이었다. 연결고정한 지대치에서 협면의 최대 풍융부에 위치시킨 I-bar 클래스프가 근심에 위치시킨 것과 비슷한 응력분포 값을 가지나 더 양호하였다.

유한요소분석법에는 생물학적 고려가 생략되기 쉽고 형태를 이상화시키므로 응력의 완전한 정량적 분석에는 다소 무리가 있다. 실제 치주인대는 치아와 골의 계면에서 섬유성 구조로 존재하고 있다. 실제로도 치주인대의 주요 섬유성 구조는 치조골의 응력의 분배에 중요한 역할을 한다. 이중 사주섬유는 치아를 치조와에 고정시키는 고정역할과 함께 외력을 치조골벽에 측방력으로 전환되게 하는 부속 인대의 역할도 한다. 그런데 치주인대를 연속적 구조를 가졌다고 가정을 한다면 이러한 힘의 전환은 반영되지 않을 것이며, 실제 섬유성의 치주인대에서 보이는 측정치와는 차이가 있을 것이 예상 된다[32]. 또한 본 실험에서 이용한 치아 경사 및 치주조직의 조건은 또한 실제의 그것과는 차이가 있을 것이다. 그리고 본 연구에서 이용한 모의실험은 의치의 탈락력에 대한 I-bar 클래스프의 저항만을 보았을 뿐 이러한 운동이 발생할 때 이를 제어해 줄 수 있는 최적화된 금속 구조물의 견고한 구조물 부분에 대한 고려가 없었고, 실제 발생하는 의치의 다양한 운동을 재현해 내지는 못하였다. 앞으로 이러한 부분의 보완이 국소의치에 운동에 의해 발생하는 치주조직내로의 응력분포를 측정하기위해 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 후방연장 가철성 국소의치의 기능운동 시 발생하는 회전력, 특히 측방력과 탈락력이 발생할 때 I-bar 클래스프의 위치가 지대치의 치주 인대에 미치는 영향에 대해 분석하였다. 하악 제 1 소구치와 제 2 소구치를 자율성과 독립성을 부여한 형태와 연결고정한 형태로 3차원 유한요소모형을 제작하고 지대치의 치관 치경부 1/3에 해당하는 근심, 협면 최대 풍융부 그리고 원심에 각각 5N의 하중을 교합면을 향해 45°로 부여하여 치주인대에 발생하는 응력을 비교 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 독립성을 부여한 치아에서 제 2 소구치의 치주인대에 발생한 응력 값은 I-bar 클래스프의 위치가 원심(0.2515 Mpa), 협면 최대풍융부(0.2583 Mpa), 근심(0.2763 Mpa)일 때 순으로 낮은 값을 보였다.
2. 연결고정한 치아에서 제 2 소구치의 치주인대에 발생한 응력 값은 협면 최대풍융부(0.03564 Mpa), 근심(0.03768 Mpa), 원심(0.0527 Mpa) 순으로 낮은 값을 보였다.
3. 독립된 지대치 보다 연결고정한 지대치에서 응력 값이 매우 낮았으며 응력의 분포 또한 우수하였다.

결과적으로 RPI 클래스프에서 조직과 반대되는 방향으로의 힘에 저항하는 I-bar 클래스프 끝의 위치는 조직방향으로의 힘도 고려해 볼 때, 독립된 지대치나 연결고정된 지대치 모두 지대치의 협면 최대풍융부가 지대치의 치주인대에 응력을 작게 발생시킬 것이며, 지대치의 연결고정이 하중분산에 매우 유리할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. 계기성, 권혁신. 가철성 국소의치학, 제 3판, 나래출판사, 2000.

2. Kydd WL, Dutton DA, Smith. Lateral forces exerted on abutment teeth by partial denture. J Am Dent Assoc 1964;68:859-863.

3. Ogata K, Ishii A, Nagare I. Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps. I Oral Rehabil 1992;19:245-252.

4. Fisher RL. Factor that influence the base stability of mandibular distal-extension removable partial denture: A longitudinal study. J Prosthet Dent 1983;50-167-71.

5. Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force abutment teeth. J Prosthet Dent 1956;6:195-212.

6. McDowell GC, Fisher RL. Force transmission by indirect retainers when a unilateral loading. J Prosthet Dent 1978;39:616-21.

7. McDowell GC, Fisher RL. Force transmission by indirect retainers when a unilateral dislodging force is applied. J Prosthe Dent 1982;47:360-5.

8. Manderson RD, Wills DJ, Picton DCA. Biomechanics of denture-supporting tissues. In: Lefkowiz W, ed. Proceeding of the Second International Prosthodontic Congress. St Louis: The CV Mosby Co, 1979:99.

9. Holt JE. Guiding planes: When and where. J Prosthet Dent 1981;46:4-6

10. Harvey WL, Hoffman W, Hochstetter R. Large edentulous ridges- Are they better for dentures than small ridge? J Prosthet Dent 1982;47:595-9.

11. George W. Hindels. Stress analysis in distal extension partial denture. J Prosthet Dent 1957;7:197-205.

12. Kratochvil F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on

movement of abutment teeth. J Prosthe Dent 1963;13:114-124.
13. Krol A. J. RPI (Rest, Proximal Plate, I Bar) clasp retainer and its modifications. Dental Clinics of North America 1973;17:631-649.
14. Demer W.J. An analysis of mesial rest-I bar clasp design. J Prosthet Dent 1976;36:243-53.
15. Farah J. W.,Craig R. G., Merou도 K. A. Finite element analysis of three and four unit bridge. J Oral Rehabil 1989;16:603-11.
16. Hong-so Y., Lisa A. L., David A. F. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial denture. J Prosthet Dent 1999;81:721-8.
17. Matsushta Y., Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implant : diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990;16:6-11.
18. 윤수완 등. 근관치료학,덴티북, 1996:227-232.
19. Jepsen A. Acta Odont Scand, 1963;21:35-46.
20. Dempster W. T., Adams W. J., Duddles R. Ann Arbor, Mich. Arrangement in the jaw of the roots of the teeth. J Am Dent Assoc 1963;21:779-797.
21. Muraki H., Wakabayashi N., Park I., Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. J Dent 2004;32:659-665.
22. Akizumi Araki. Study on the interdental proximal contact relation on dental arch. J Jpn Prosthodont Soc 1980;24:575-591.
23. Köber K. H. Konuskronen-Telescope. A. Hunthing, Heidelberg: 1969:38.
24. Bregman B, Hugoson A, Olsson CO. A25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. J Oral Rehabil 1995;22:595-9.
25. Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, van't Hof MA, Kayser AF. Ten-year

evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. J Prosthet Dent 1996;76:267-72.
26. Aviv I., Benz-Ur Z. Cardash H.S. An analysis of rotational movement of asymmetrical distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1989;61:211-214.
27. Calsson GE, Hedegard B, Koivumma KK. Studies in partial denture prosthesis Ⅳ. Final results of a 4-year longitudinal investigation of dentogingivally sipported partial dentures. Acta Odontol Scand 1965;23:443-469.
28. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on tooth mobility: A clinical study. J Prosthet Dent 1973;30:139-146.
29. Kratochvil FJ, Tompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress pattern on teeth and bone with attachment reatiner for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1981;46:21-28.
30. Charkawi HG, Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. J Prosthet Dent 1996;76:315-320.
31. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. J Prosthe Dent 1998;79:465-471.
32. Gobind H. Atmaram, Hamdi M. Estimation of physiologic stress with a natural tooth considering fibrous PDL structure. J Dent Res 1981;60:873-878.