

중간 지대치가 존재하는 고정성 국소의치에서 보철물 설계 및 치조골 상태가 응력분포에 미치는 영향

조 욱¹ · 김창섭¹ · 전영찬^{2*} · 정창모²

부산대학교 치과대학 치과보철학교실, ¹대학원생, ²교수

연구목적: 하악 제 1 소구치 및 제 1 대구치가 결손 되어 중간 지대치를 갖는 5 본 고정성 국소의치에서 비교정형 어태치먼트의 설계 유무 및 지대치의 지지골 상태에 따른 변위 및 응력분포의 차이를 2 차원 유한요소분석을 통해 비교하여 보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 5 본 고정성 국소의치는 일체형과 분할형으로 구분하였으며, 분할형에는 제 2 소구치와 제 1 대구치 사이에 비교정형 어태치먼트를 설계하였다. 지지골은 모두 정상인 경우와 세 개 지대치중 한 개의 지대치에서 임상적 치관 대 치근 비율이 6:4 정도까지 골 흡수가 일어난 세 가지 경우를 가정하여 총 네 가지의 지지골 상태를 설정하였다. 제 1 소구치와 제 1 대구치 가공치 중앙에 각각 150 N의 수직 분산하중과, 제 1 대구치 가공치 중앙에 300 N의 수직 집중하중을 가하였다.

결과: 일체형과 분할형 고정성 국소의치 모두에서 하중 시 하방 변위를 보였다. 분할형 고정성 국소의치에서 일체형보다 전방 지대치 지지골에서의 응력은 감소하였으나 중간 및 후방 지대치 지지골에서의 응력은 증가하였다. 지대치의 치조골 흡수가 있는 경우 해당 지대치의 지지골에 국소적인 응력 증가가 나타났다.

결론: 중간 지대치를 갖는 고정성 국소의치를 설계할 경우 유지 장치의 유지 능력과 지대치의 지주 상태 그리고 어태치먼트의 사용에 대한 주의 깊은 고찰이 필요하겠다. (*대한치과보철학회지* 2009;47:328-34)

주요단어: 중간 지대치, 어태치먼트, 골 소실, 유한요소분석

서론

결손부에 중간 지대치 (pier abutment)가 존재하는 경우 임플란트를 이용한 단일 치관 수복이나 고정성 국소의치 치료 등이 사용되고 있다. 이중 중간 지대치가 존재하는 고정성 국소의치로 치료하는 경우 1 종 지렛대 작용¹으로 인한 시소운동이 오래 전부터 많은 논란의 대상이 되어왔다.^{1,3} 이러한 고정성 국소의치에서 한쪽 끝의 지대치에 교합력이 가해지면 중간 지대치가 지렛대 지점으로 작용하여 반대쪽 지대치에 인장력이 발생할 가능성이 있다.^{4,5} 저작 시 근육 조직에 가까운 후방 지대치에 큰 교합력⁶이 가해지게 되면, 지렛대 운동으로 인해 치관 길이가 짧고 면적이 작아 유지력이 약한 전방 지대치의 유지 장치에 변연부 누출이 야기되어 치아 우식이나 접촉 실패가 유발될 수 있다.^{4,5,7-10} 몇몇 임상연구^{11,12}는 중간 지대치를 가진 고정성 국소의치에서 짧은 길이의 보철물보다 접촉 실패율이 더 높았음을 보고하기도 하였다.

이러한 문제점을 해결하기 위한 방법으로 비교정형

어태치먼트의 사용이 추천되어져 왔다.^{2,4,5,7-10,12,13} 비교정형 어태치먼트를 사용할 경우 설치 위치에 관한 다양한 주장^{2,4,7,8,13}이 보고된 바 있으나, 대부분 중간 지대치 원심부^{2,4,13}를 추천하고 있다.

그러나 이러한 지렛대 작용에 대해, Landry 등은 중간 지대치의 존재로 인해 양측 말단 지대치 (terminal abutment)의 유지 장치에 실패를 야기할만한 높은 인장 응력은 나타나지 않았고 단지 낮은 정도의 전단 응력만 관찰되었다고 보고하였으며, Savion 등은 임상 연구나 실험 또는 수학적 분석에 관한 보고 등을 고찰해볼 때 중간 지대치의 지렛대 지점 역할로 인한 시소 운동으로 견치 유지 장치의 접촉 실패가 발생한다는 것은 의문스럽다고 하였다. 한편 Standlee와 Caputo²는 중간 지대치가 있는 고정성 국소의치의 변위를 관찰한 결과 견치 혹은 대구치 지대치에 하중을 가했을 때 하중을 가한 치아의 하방 변위가 가장 크게 일어나고 다른 지대치와 가공치에도 근단쪽 변위가 발생하여 지렛대 작용의 증거는 없었으나 보철물의 굽힘을 감소시키기 위하여 비교정형 어

교신저자: 전영찬

602-739 부산시 서구 아미동 1가 10 부산대학교 치과대학 치과보철학교실 051-240-7438: e-mail, jeonyc@paran.com

원고접수일: 2009년 6월 19일 / 원고최종수정일: 2009년 7월 7일 / 원고채택일: 2009년 7월 8일

태치먼트의 사용이 필요하다고 하였다. 또한 두 말단 지대치에 심한 치조골 소실이 있을 경우 중간 지대치가 지렛대 지점으로 작용할 가능성에 대하여 언급하였다. 이와 같은 다양한 주장이나 보고들은 중간 지대치가 존재하는 고정성 국소의치의 시소 운동 발생 여부와 비교정형 어태치먼트의 유효성, 그리고 지지골 상태에 따른 하중 전달의 변화에 대한 재검토가 필요함을 의미한다고 할 수 있을 것이다.

이에 본 연구에서는 하악 제 1 소구치 및 제 1 대구치가 결손 되어 중간 지대치를 갖는 5 본 고정성 국소의치에서 비교정형 어태치먼트의 설계 유무 및 지대치의 지지골 상태에 따른 변위 및 응력분포의 차이를 2 차원 유한요소 분석을 통해 비교하여 보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모형

하악 제 1 소구치와 제 1 대구치가 결손 된 경우를 가정하여, 견치와 제 2 소구치 그리고 제 2 대구치를 지대치로 하여 전방 견치에서 제 2 소구치까지는 금속 도재관으로 제 1 대구치와 제 2 대구치는 금속관으로 수복한 5 본 고정성 국소의치 이차원 모형을 형성하였다 (Fig. 1).

고정성 국소의치는 일체형과 분할형으로 구분하였으며, 분할형에는 제 2 소구치와 제 1 대구치 사이에 비교정형 어태치먼트를 설계하였다. 비교정형 어태치먼트는 형태를 단순화하여 matrix는 제 2 소구치 원심측에, patrix

는 제 1 대구치 근심측에 위치시켰으며, matrix와 patrix의 상단 접촉부위에는 공간을 부여하여 실제와 유사하게 기저부와 측벽에서 하중이 전달되게 하였다. 지대치를 지지하는 지지골은 해면골과 피질골로 구분하였으며, 지지골이 모두 정상인 경우와 세 개 지대치중 한 개의 지대치에서 임상적 치관 대 치근 비율이 6 : 4 정도 까지 약 20% 정도의 골 흡수가 일어난 세 가지 경우 (Fig. 2)를 가정하여 총 네 가지 지지골 상태를 가정하였다. 따라서 어태치먼트의 유무, 지지골 상태의 네 가지 조합에 따라 총 여덟 가지 모형을 대상으로 하였다.

지대치의 형태와 크기는 손 등¹⁴과 Wheeler¹⁵의 보고를 참고로 설계하였으며, 치주인대는 Carranza 등¹⁶을 참고하여 균일하게 0.2 mm로 하였고, 하중전달에 큰 영향을 주지 않을 것으로 예상되는 치수, 백악질, 치조백선 등은 생략하였다.

이러한 기하 모형의 형성은 Unigraphics (version NX 4.0, Siemens Product Lifecycle Management Software Inc., Texas, USA)를 이용하였으며, ANSYS (version 11, ANSYS Inc., Pittsburgh, USA)에서 제공하는 육면체 8절점 요소를 사용하여 유한요소 모형을 완성하였다. 모형에서 전방 측절치와 견치의 접촉과 어태치먼트에서 matrix와 patrix의 접촉은 frictionless contact condition으로 나머지 부분은 bonded contact condition으로 설정하였다. 모형의 물리적 특성은 균질성, 등방성, 선형탄성으로 가정하였고, 응력 계산을 위하여 필요한 각 재료의 탄성계수와 포와송비는 선학들의 보고¹⁷⁻²⁰를 참고하여 부여하였다 (Table I).

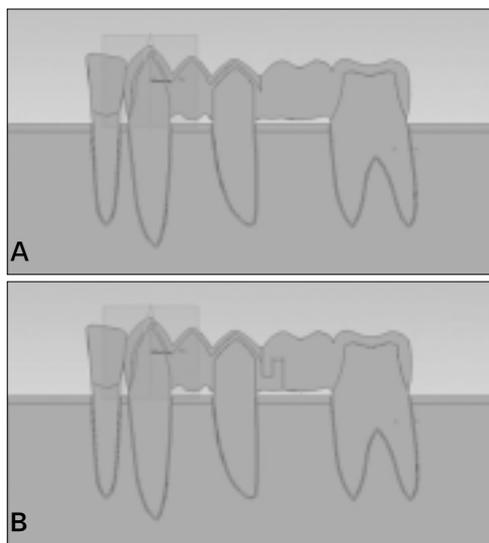


Fig. 1. Experimental models of 5-unit fixed partial denture (FPD). A, One-piece FPD. B, Non-rigid FPD with attachment.

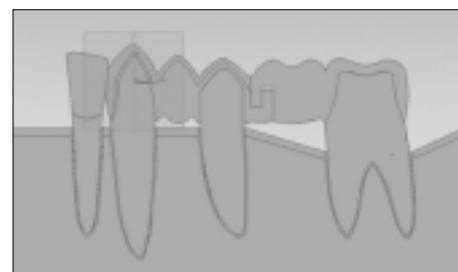


Fig. 2. Experimental model representing alveolar bone resorption of second molar.

Table I. Material properties

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Ni-Cr alloys	206	0.33
Porcelain	82.8	0.35
Dentin	18	0.33
Periodontal ligament	0.069	0.45
Cancellous bone	1.37	0.30
Cortical bone	13.7	0.30

2. 하중 조건

평균 교합력에 대한 선학들의 보고^{21,22}를 근거로 제 1 소구치와 제 1 대구치 가공치 중앙에 각각 150 N의 수직 분산하중과, 제 1 대구치 가공치 중앙에 300 N의 수직 집중하중을 가하였다.

3. 해석 및 비교

여덟 개의 유한요소 모형에 대한 두 가지 하중 조건으로 유한요소해석 프로그램인 ANSYS (version 11, ANSYS Inc., USA)를 이용하여 총 열여섯 가지 유한요소 분석을 시행하였다. 분석결과로부터 전체적인 응력분포와 변위양상을 관찰 분석한 다음, 지지골에 설정한 기준점들 (Fig. 3)의 등가응력 (von Mises stresses) 수치를 구하여 각 실험조건에 따른 응력분포 비교에 이용하였다.

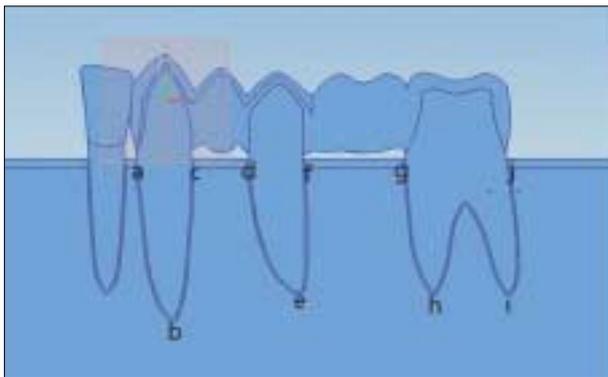


Fig. 3. Reference points for the comparison of stress distribution in supporting bone. A small letter a, c, d, f, j represent cervical portion of teeth and b, e, h, i represent root apex area of teeth.

결과

1. 변위 양상

일체형과 분할형 고정성 국소의치에서 하중 시 지대치 및 보철물이 전체적으로 하방 변위하는 양상을 나타냈는데, 일체형 고정성 국소의치보다 분할형에서 중간 지대치는 원심으로, 후방 지대치는 근심으로 더 기울어지는 양상을 보였으며 변위량도 더 많았다.

이러한 하방 변위는 지지골 흡수가 있는 지대치와 집중하중 시 하중점에 가까운 지대치에서 증가하는 양상을 보였다 (Fig. 4).

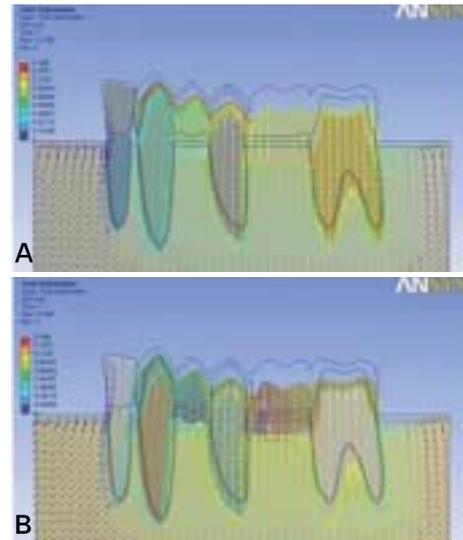


Fig. 4. Displacement of experimental models. A, One-piece FPD loaded on first molar area. B, Non-rigid FPD loaded on first molar area. Black line represents the initial position of the model.

2. 응력분포

1) 상부 보철물

분산 또는 집중 하중 시 두 가지 고정성 국소의치 모두에서 교합면 하중점과 보철물 연결부에 응력이 집중되는 경향을 보였으며, 특히 분할형 고정성 국소의치에서는 어태치먼트 부위에 높은 응력집중이 관찰되었다. 상부 보철물에서의 응력분포는 지대치 지지골 흡수 여부에 큰 영향을 받지 않았다 (Fig. 5).

2) 지지골

일체형 고정성 국소의치의 지대치 지지골에서는 치근단부에 가장 높은 응력이 집중되었으며, 분산하중 시에는 비교적 고른 응력분포를 보였으나 집중하중 시에는 하중점에 인접한 지대치의 지지골에 응력 증가가 관찰되었다. 그리고 지대치의 치조골 흡수가 일어난 경우에는 해당 지대치의 지지골에 국소적인 응력집중을 보였으며, 이러한 응력변화는 근원심 피질골에서 크게 나타났다.

한편 분할형 고정성 국소의치에서는 일체형 고정성 국소의치와 유사한 지지골 응력분포 경향을 보였으나, 전방 지대치인 견치의 지지골 응력은 국소적으로 감소한 반면 중간 지대치인 제 2 소구치 원심 지지골과 후방 지대치인 제 2 대구치 근심 지지골, 특히 치경부 피질골에 매우 높은 응력 증가가 관찰되었다 (Fig. 6, 7).

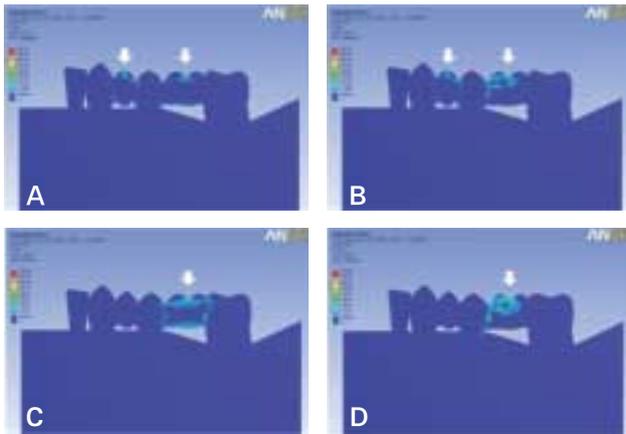


Fig. 5. von Mises stress distribution within FPD of experimental models with alveolar bone resorption of the second molar abutment. A and C, One-piece FPD. B and D, Non-rigid FPD. Arrows indicate the loading points.

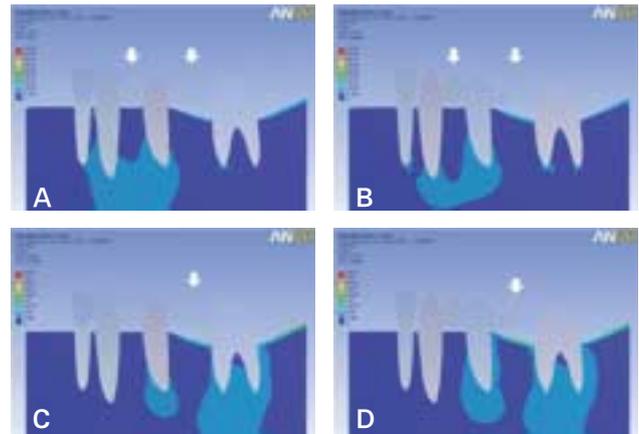


Fig. 6. von Mises stress distribution within supporting bone of experimental models with alveolar bone resorption of the second molar abutment. A and C, One-piece FPD. B and D, Non-rigid FPD. Arrows indicate the loading points.

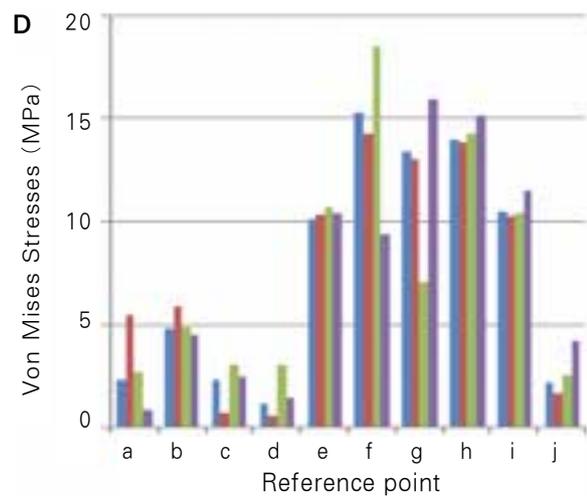
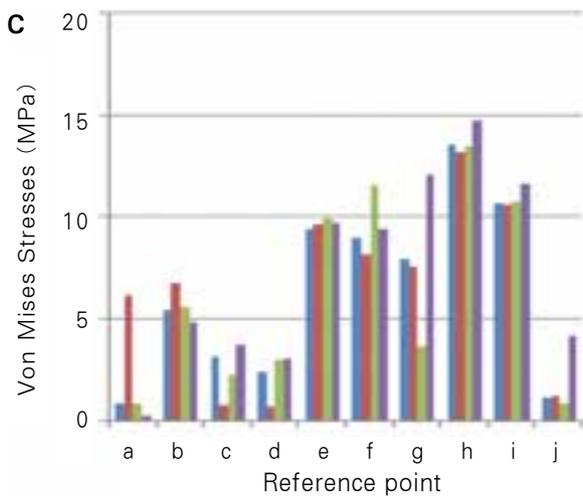
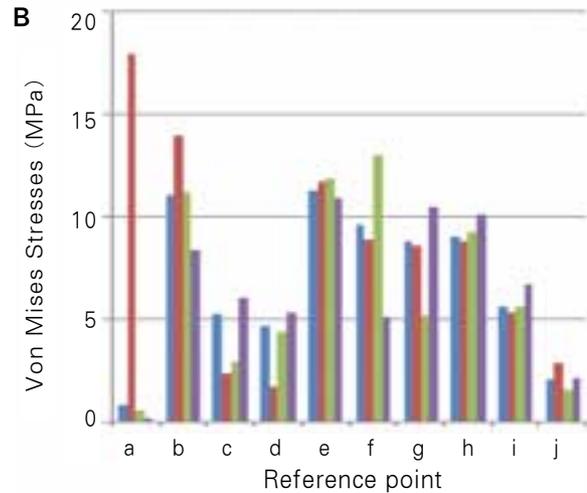
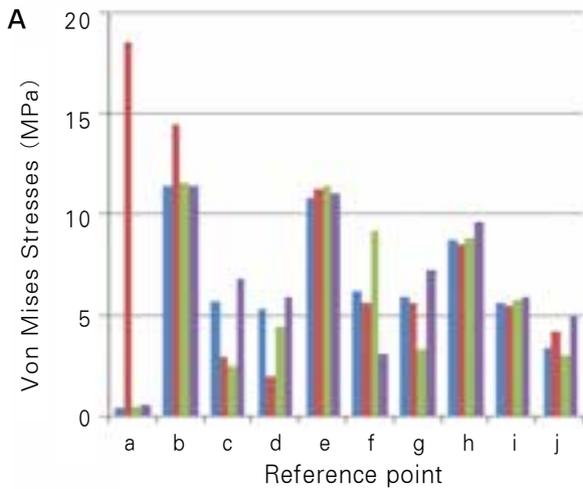


Fig. 7. von Mises stresses of reference points within supporting bone. (■, Normal bone level. ■, Alveolar bone resorption in canine. ■, Alveolar bone resorption in second premolar. ■, Alveolar bone resorption in second molar.) A, One-piece FPD loaded on first premolar and first molar. B, Non-rigid FPD loaded on first premolar and first molar. C, One-piece FPD loaded on first molar. D, Non-rigid FPD loaded on first molar.

고찰

일체형 고정성 국소의치에서 하중 시 모든 지대치와 상부 보철물이 하방으로 변위하는 양상을 보였다. 제 1 대구치 가공치에 집중하중을 가한 경우 전방 견치보다는 하중점에 가까운 구치부 지대치에서 하방 변위가 크게 일어났으며, 지렛대 운동양상은 관찰되지 않았다. 부가적으로 견치 유지장치 변연부의 수직응력 (normal stress)을 조사해 보았을 때도 수직축에 대해 근심부에는 인장응력이, 원심부에는 압축응력이 발생하였으며, 이는 지렛대 작용으로 인한 인장력보다는 보철물의 굽힘에 의해 나타나는 현상²과 유사하였다.

상부 보철물에서는 일체형 고정성 국소의치의 경우 교합면 하중점과 하중점에서 가까운 보철물 연결부에서 응력집중이 나타났으며, 이는 Farah와 Craig²³, El-Ebrashi 등²⁴의 보고와 일치한 결과이다. 한편 분할형 고정성 국소의치에서는 어태치먼트 연결부위에서도 높은 응력집중이 관찰되었는데, 어태치먼트가 충분한 강도를 갖지 못할 경우 이러한 응력집중은 보철물의 기계적 실패를 야기할 수 있다.

집중하중과 분산하중 모두에서 일체형 고정성 국소의치가 분할형에 비해 지대치 지지골에 분산된 응력분포를 보였는데, 이는 다른 선행들의 보고^{1,3,25,26}와 유사한 결과이며 일체형의 더 우수한 고정효과 때문일 것이다. 비고정형 어태치먼트의 사용은 전방 지대치인 견치의 지지골 응력을 국소적으로 약간 감소시킨 반면, 중간 지대치의 원심 지지골과 후방 지대치의 근심 지지골에 매우 높은 응력집중을 야기하였는데 이러한 구치부 응력증가는 불안정한 연결부로 인해 보철물의 굽힘이 증가하여 나타난 결과로 해석된다. 단근치인 제 2 소구치의 지지골이 흡수된 상황에서 제 2 소구치 원심부에 비고정형 어태치먼트의 사용은 지지골에 매우 높은 응력 집중을 야기할 수 있기 때문에 주의가 필요할 것으로 생각된다.

한편 일체형에 비해 분할형 고정성 국소의치의 전방 지대치에 나타난 약간의 응력 감소는 비고정형 어태치먼트의 움직임으로 인해 전방 지대치로의 구치부 교합력 전달이 작게 일어났기 때문으로 생각할 수 있다. 중간 지대치가 있는 고정성 국소의치에서 지렛대 작용⁴ 때문이든 아니면 보철물의 굽힘² 때문이든 전방 지대치의 조건이 불리하다고 판단되는 경우에는, 중간 지대치의 원심에 위치한 어태치먼트는 전방 지대치에 가해지는 하중의 크기를 약간이나마 감소시키기 때문에, 비고정형 어태치먼트의 사용을 고려해볼 수 있을 것이다.

하중을 지지하는 지대치 치조골의 흡수가 일어난 경우

해당 지대치의 지지골에 국소적인 응력 증가가 나타났으며 이러한 현상은 견치의 지지골이 흡수되고 분산하중을 가했을 때 더 현저하였다. 임상에서 치주적으로 불리한 지대치에서 지지골 흡수는 염증이나 외상성 교합과 더불어 동요도를 증가시키며, 이러한 동요도 증가는 전체적인 응력분포나 변위양상에 큰 변화를 야기할 수 있다. 하지만 본 연구에서는 치주인대의 두께를 일정하게 하고 지대치의 지지골 높이만을 감소시켰기 때문에, 비록 동요도가 약간은 증가하였겠지만, 실제 치주 문제로 지대치 동요도가 증가된 상황과는 많은 차이가 있다. 따라서 추후 지지골 상태, 치주인대 두께, 힘의 방향 등이 고려된 실험조건하에서 중간 지대치가 존재하는 고정성 국소의치의 지렛대 운동에 대한 재고찰이 필요할 것으로 생각된다.

이상의 결과를 종합해보면 중간 지대치가 존재하는 경우 비고정형 어태치먼트의 사용은 전방 지대치로 과부하가 전달되는 것을 예방하는데 도움이 될 수 있으나, 고정효과 감소로 인해 구치부 지지골에 응력이 증가되며 만약 구치부 지대치의 지지골이 불량한 경우 이러한 응력 집중현상은 더 현저할 것이다. 따라서 임상가는 지대치의 유지력이나 주위 지지골 상태 등을 종합적으로 평가하여 중간 지대치의 연결 방식을 적절하게 선택하여야 할 것으로 생각된다.

결론

본 실험조건하에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 일체형과 분할형 고정성 국소의치 모두에서 하중 시 하방변위를 보였다.
2. 분할형 고정성 국소의치에서 일체형보다 전방 지대치 지지골의 응력은 감소하였으나 중간 및 후방 지대치 지지골의 응력은 증가하였다.
3. 지대치의 치조골 흡수가 있는 경우 해당 지대치의 지지골에 국소적인 응력 증가가 나타났다.

참고문헌

1. Landry KE, Johnson PF, Parks VJ, Pelleu GB Jr. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987;57:454-7.
2. Standlee JP, Caputo AA. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int* 1988;19:403-10.
3. Savion I, Saucier CL, Rues S, Sadan A, Blatz M. The pier

- abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int* 2006;37:345-52.
4. Shillingburg HT Jr, Fisher DW. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1973;87:1195-9.
 5. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brachett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1997;85-118.
 6. Guichet NF. *Occlusion-a teaching manual*. Anaheim: Denar Co.; 1970;26.
 7. Markley MR. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. *J Prosthet Dent* 1951;1:416-23.
 8. Gill JR. Treatment planning for mouth rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1952;2:230-45.
 9. Adams JD. Planning posterior bridges. *J Am Dent Assoc* 1956;53:647-54.
 10. Ferencz JL. The use of non-rigid connectors for long span ceramo-metal fixed partial dentures. *N Y J Dent* 1978;48:287-91.
 11. Botelho MG, Dyson JE. Long-span, fixed-movable, resin-bonded fixed partial dentures: a retrospective, preliminary clinical investigation. *Int J Prosthodont* 2005;18:371-6.
 12. Ziada HM, Orr JF, Benington IC. Photoelastic stress analysis in a pier retainer of an anterior resin-bonded fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;80:661-5.
 13. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent* 2008;99:185-92.
 14. Son Ho, Kim YS, Kim EN, Kim JD, Kim CY, Na JS, et al. *Dental anatomy*. 5th ed. Jeesung Publishing Inc.; 2001;85-196.
 15. Wheeler RC. *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 5th ed. WB Saunders Co.; 1974;184-287.
 16. Carranza FA, Newman MG, Takei H, Klokkevold PR. *Carranza's clinical periodontology*. 10th ed. St Louis: Saunders; 2006;68.
 17. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273-8.
 18. Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent* 1992;67:174-83.
 19. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603-11.
 20. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147/242. Part VII: The mechanical properties of metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing. *J Prosthet Dent* 1989;61:160-9.
 21. Lee JH, Kim JS. *Oral Physiology*. 4th ed. Koonja Publishing Co.; 1994;121.
 22. Boucher CO, Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. *Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 1997;358-89.
 23. Farah JW, Craig RG. Reflection photoelastic stress analysis of a dental bridge. *J Dent Res* 1971;50:1253-9.
 24. el-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970;23:177-86.
 25. Sutherland JK, Holland GA, Sluder TB, White JT. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. *J Prosthet Dent* 1980;44:616-23.
 26. Moulding MB, Holland GA, Sulik WD. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by non-rigid connectors. *J Prosthet Dent* 1988;59:263-74.

Effect of prosthetic designs and alveolar bone conditions on stress distribution in fixed partial dentures with pier abutments

Wook Cho¹, DDS, MSD, Chang-Seop Kim¹, DDS, MSD, Young-Chan Jeon^{2*}, DDS, MSD, PhD,

Chang-Mo Jeong², DDS, MSD, PhD

¹Graduate student, ²Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University, Korea

Statement of problem: Pier abutments act as a Class I fulcrum lever system when the teeth are incorporated in a fixed partial denture with rigid connectors. Therefore non-rigid connector incorporated into the fixed partial denture might reduce the stresses created by the leverage. **Purpose:** The purpose of this study was to evaluate, by means of finite element method, the effects of non-rigid connectors and supporting alveolar bone level on stress distribution for fixed partial dentures with pier abutments. **Material and methods:** A 2-dimensional finite element model simulating a 5-unit metal ceramic fixed partial denture with a pier abutment with rigid or non-rigid designs, the connector was located at the distal region of the second premolar, was developed. In the model, the lower canine, second premolar, and second molar served as abutments. Four types of alveolar bone condition were employed. One was normal bone condition and others were supporting bone reduced 20% height at one abutment. Two different loading conditions, each 150 N on 1st premolar and 1st molar and 300N on 1st molar, were used. **Results:** Two types of FPD were displaced apically. The amount of displacement decreased in an almost linear slope away from the loaded point. Non-rigid design tended to cause the higher stresses in supporting bone of premolar and molar abutments and the lower stresses in that of canine than rigid design. Alveolar bone loss increased the stresses in supporting bone of corresponding abutment. **Conclusion:** Careful evaluation of the retentive capacity of retainers and the periodontal condition of abutments may be required for the prosthetic design of fixed partial denture with a pier abutment. (*JKorean Acad Prosthodont* 2009;47:328-34)

Key words: pier abutment, attachment, bone level, finite element method

Corresponding Author: Young-Chan Jeon

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University, 10, Ami-dong 1ga, Seo gu, Busan, 602-739, Korea
+82 51 240 7438: e-mail, jeonyc@paran.com

Article history

Revised June 19, 2009 / Last Revision July 7, 2009 / Accepted July 8, 2009