DOI:10.4047/jkap.2011.49.3.222

무치악 구개결손 환자를 위한 폐쇄장치의 삼차원 유한요소 분석

송우석 · 김명주 · 임영준 · 권호범*

서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실

연구 목적: 이 연구의 목적은 삼차원 유한요소 분석법을 이용하여 무치악 구개결손 환자에 사용되는 폐쇄장치의 응력 및 변위를 측정하고 이를 총의치 모형과 비교하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 무치악 환자의 컴퓨터단층촬영 영상을 기반으로 구개 중앙에 상악절제술 후 발생한 결손부를 가지는 무치악 상악모형과, 무치악 3차원 유한요소 모형을 제작하였다. 각각의 모형에 적합한 총의치와 폐쇄장치를 제작하고 좌측 소구치와 구치 부위에 200 N의 수직하중을 가하였다. 3차원 유한요소 분석법을 이용하여 두 모형에서 보철물과 잔존 상악골조직의 von Mises 응력값과 변위량을 측정하였다.

결과: 두 모형 모두 하중을 가한 쪽의 피질골에서 최대 von Mises 응력 값이 관찰되었다. 총의치 모형의 피질골에서 가장 높은 값은 2.73 MPa 이었으며 폐쇄장치 모형의 피질골에서 가장 높은 값은 2.69 MPa 이었다. 보철물의 조직면에서도 높은 응력값이 관찰되었다. 최대 변위량은 폐쇄장치에서 총의치보다 더 높은 값이 관찰되었다.

결론: 폐쇄장치는 총의치에 비해 교합력 전달 면에서 불리했고, 더 큰 변위량이 관찰되어 상악절제술을 받은 무치악 환자의 보철치료 시 해부학적 지식에 바탕을 둔 정확한 인상채득과 보철치료 원칙의 적용이 고려되어야 한다. *(대한치과보철학회지 2011;49:222-8)*

주요단어: 상악절제술, 유한요소분석, 폐쇄장치, 총의치

서론

상악에 발생하는 악성종양의 치료를 위해서 시행되는 상악절제술은 대개 경구개 부위의 제거를 포함하기 때문에 구강, 비강, 상악동, 비인두를 포함하는 하나의 큰 합쳐진 공간이 생겨나게 된다.[1] 이런 해부학적 경계부위의 결손은 발음과 연하기능의 장애를 초래한다.[2] 음식물 섭취가 불가능한 것은 아니지만 비공으로 음식물의 누출이 있어 환자는 상당한 불편감을 겪게 되고 발음은 비음이 과도하게 되어 환자의 말을 알아들을 수 없게 된다. 그러므로 구개의 형태를 회복하고 구강과 비강 및 상악동을 분리시켜 기능회복을 시키기 위해 상악폐쇄장치를 이용한 보철치료가 필요하다.[3]

결손 부위의 위치와 크기에 따라 폐쇄장치는 복잡한 생역학적 양상을 보인다. 현재까지 발표된 폐쇄장치 연구들은 대부분 상악절제술을 받은 잔존 상악골에 지대치가 존재하는 경우를 대상으로 수행되어 왔다.[4-8] 이들 연구에서는 폐쇄장치의 디자인에 따른 잔존 지대치의 변위와 응력분포가 주로 보고되었다. 그러나 보철전문의와 환자 모두에게 어려운 치료가 되는, 무치악 환자가 상악절제술을 받은 경우에 적용되는 폐쇄장치에 관한 유한요소 분석을 포함하는 생역학적 연구는 거의 없는 상태이다. 잔존 지대치가 존재하는 경우 폐쇄장치의 주유지력을 치아에서 얻을 수 있는데 비하여 무치악 구개 결손 환자의 경우는 환자의 조절능력과 함께 총의치와 같이 잔존 치조제에서 얻을 수 있는 부착력, 응집력, 대기압, 그리고 표면장력에 기인한 유지력과 결손부위 내의 언더컷에서 보조적인 유지력에만 의존해야 하므로 폐쇄장치의 유지와 안정, 지지 기전에 대해 깊은 고찰이 필요하다.[8] 무치악 환자가 상악절제술의 결과로 구개에 결손부를 가지게 될 때 결손부의 크기와 위치는 악성종양의 종류, 크기, 수술 방법 등에 따라 다양하게 되고, 그에 따라 보철 치료의 예후도 달라지게 된다. 잔존치조제와 연구개를 침범하지 않고 경구개 내에 결손부가 국한된 경우는 구개 결손부가 있는 경우 중에서 비교적 보철치료의 예후가 좋다고 볼 수 있고, 결손부 내로 폐쇄장치의 폐쇄부가 밀접하게 접촉하기는 하지만 무치악 환자를 위한 폐쇄장치 중에서는 총의치의 제작원리와 가장 유사하게 제작이 될 수 있다.[2]

유한요소모형을 제작하고 적합한 조건을 주면 환자 구강 내 직접 측정이 불가능한 정보를 알 수 있게 해주며 또한 복잡한 측정 기구 및 실험 장치의 개발이 필요 없다는 장점이 있어, 유한요소분석법은 치의학 분야에 널리 쓰이는 연구 방법이다. 유한요소 분석법은 최근에 임플란트와 골, 그리고 상부 구조물 간의 응력 분포를 분석하는데 주로 이용되어 왔다.[9,10] 폐쇄장치의 경우 보철물 디자인의 복잡함과 상악골 결손 부위의 표현의 어려움 등으로 유한 요소 분석법을 이용한 연구는 많지 않으며 현재까지 발표된 기존의 연구는 상악골 결손부의 표현이 정확하게 되어 있지 않고 점막부위와 주유지장치 표현이 생략되는 등 모형의 한계점이 많이 있는 상태이다.[11]

*교신저자: **권호범**

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-3816: e-mail, proskwon@snu.ac.kr

원고접수일: 2011년 4월 25일 / 원고최종수정일: 2011년 4월 27일 / 원고채택일: 2011년 7월 1일

*이 연구는 서울대학교 신임교수 연구정착금으로 지원되는 연구비에 의하여 수행되었음.

이 연구의 목적은 삼차원 유한요소 분석법을 이용하여 무치악 구개결손 환자에 사용되는 폐쇄장치의 응력 및 변위를 측정하고 이를 총의치 모형과 비교하는 것이다.

연구 재료 및 방법

무치악 환자의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 기초로 하여 단순화된 형태의 상악무치악 치조골의 유한요소 모형을 유한요소 모형제작 프로그램인 Pam-Mesh (ESI, Paris, France)를 사용하여 완성하였다. 상악 무치악의 치조골의 크기는 가장 긴 부분이 전후방 50 mm, 좌우 70 mm가 되도록 설정하였고, 피질골의 두께는 2 mm로 설정하였다. 피질골의 위의 점막은 균일하게 2 mm 두께로 설계하였다. 점막 상부에 무치악 치조제에 완벽한 적합도를 가졌다고 가정한 총의치 모형을 제작하였다. 의치의 인공치아 부위는 단순한 형태로 구현하였다.

상악 폐쇄장치 모형으로 무치악 상악의 중앙 부위에 수평 방향으로 약 40 mm, 전후 방향으로 약 30 mm의 크기를 갖는 결손부를 설정하였고, 여기에 완벽한 적합도를 갖는 폐쇄장치 유한요소 모형을 제작하였다. 결손부는 치조제를 침범하지 않았다고 가정하였다. 상악 폐쇄장치를 위한 무치악 악궁의 결손부와 폐쇄장치의 결손부 내로 위치되는 폐쇄부를 제외하고는 두 모형이 동일하도록 모형을 제작하였다(Fig. 1).

상악 모형과 보철물 모형은 모두 3차원 육면체 선형요소가 사용되었다. Table 1에는 사용된 각 유한요소 모형의 총 요소와 절점 수를 나타내었다. 이 실험에 사용된 재료의 물성치는 Table 2에 나타내었다. 경계조건으로 두 모형 모두 상방 피질골의 요소를 모든 방향으로 움직이지 않도록 구속하였다.

Pam crash (ESI, Paris, France) 유한요소분석 프로그램을 사용하여 상악 좌측 소구치와 구치 부위에 200 N의 수직하중을 분산하여 가하고 이에 따른 응력 분포 및 보철물의 변위를 측정하였다. 하중은 보고된 무치악 환자의 최대 하중을 고려하여 200 N으로 결정하였다.[12]

Table 1. Elements and nodes

Model	Material	Elements	Nodes
Complete Denture	Cortical bone	116,273	30,701
	Cancellous bone	219,172	41,414
	Mucosa	80,089	20,516
	Complete denture	106,497	24,329
Obturator	Cortical bone	117,053	28,905
	Cancellous bone	158,672	30,797
	Mucosa	230,458	27,733
	Oburator	148,671	32,986

Table 2. Material's properties

Material	Young's modulus (Gpa)	Poisson's ratio
Denture resin (PMMA)	2.0	0.35
Cortical bone	14.0	0.30
Cancellous bone	1.5	0.45
Mucosa	0.003	0.45

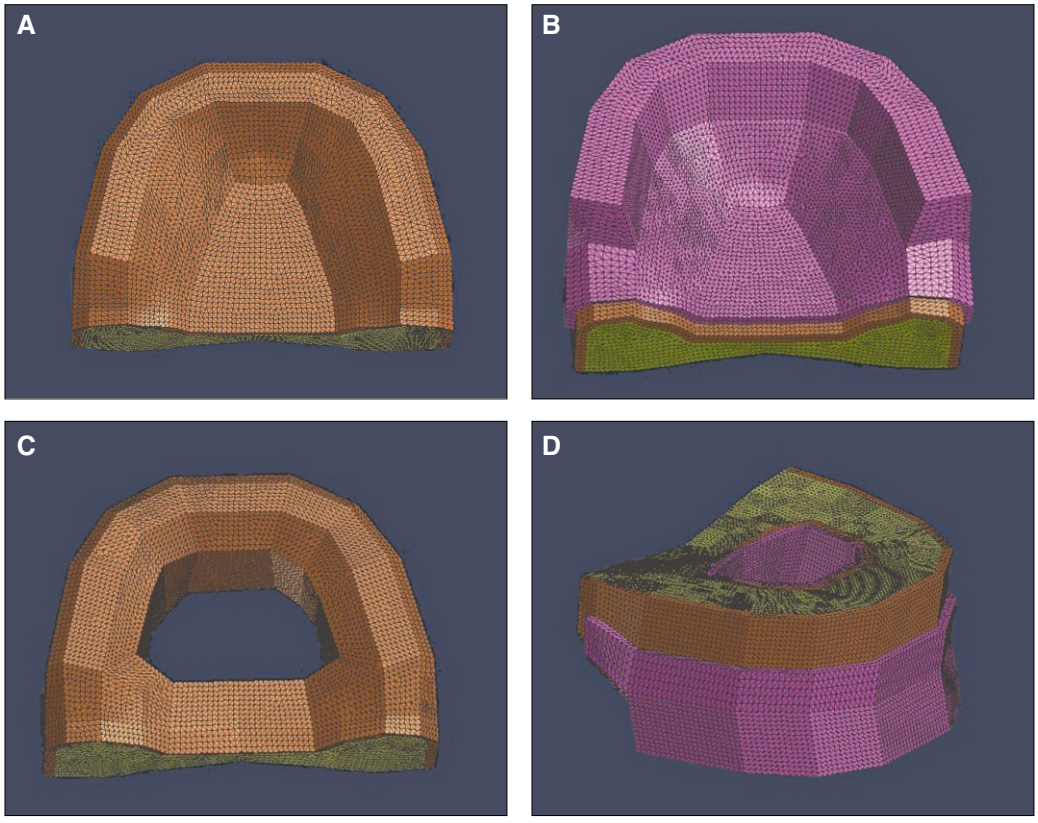

Fig. 1. Geometries of the finite element models in this study. A: edentulous maxilla, B: maxillary complete denture, C: edentulous maxilla with palatal defect, and D: maxillary obturator.

결과

두 모형의 von Mises 응력분포는 전반적으로는 비슷한 분포를 보았지만 값에서는 차이를 보였다(Figs. 2 - 5). 두 모형 모두 피질골에서 최대 von Mises 응력값이 관찰되었다. 총의치 모형에서 가장 높은 값(2.78 MPa)을 보인 곳은 하중이 가해지는 쪽인 좌측 협면 피질골에서였고 폐쇄장치 모형에서도 역시 좌측 협면 피질골에서 높은 값(2.69 MPa)을 나타내었다. 보철물의 조직면에서도 높은 응력값이 관찰되었는데 총의치 모형에서 최대값은 2.07 MPa 이었고 폐쇄장치 모형에서는 2.00 MPa를 보였다. 각 모형의 의치와 지지조직의 von Mises 응력 및 변위의 최대값은 Table 3과 4에 표시하였다. 최대 변위량은 폐쇄장치(0.015 mm)가 총의치(0.013 mm)보다 높게 관찰되었다.

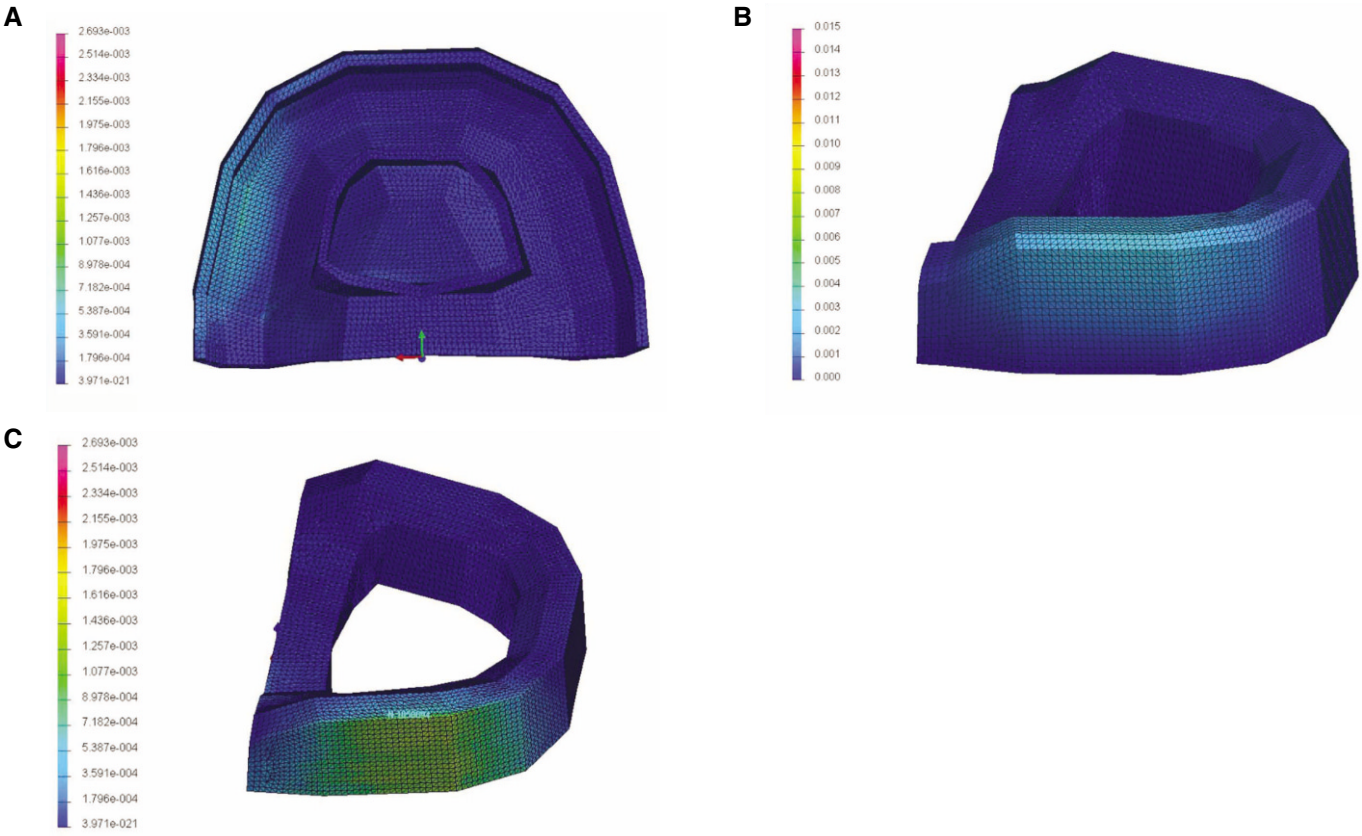

Fig. 2. Contour plots of von Mises stress distribution in obturator model model (GPa). A: tissue surface of obturator, B: cortical bone, and C: cancellous bone.

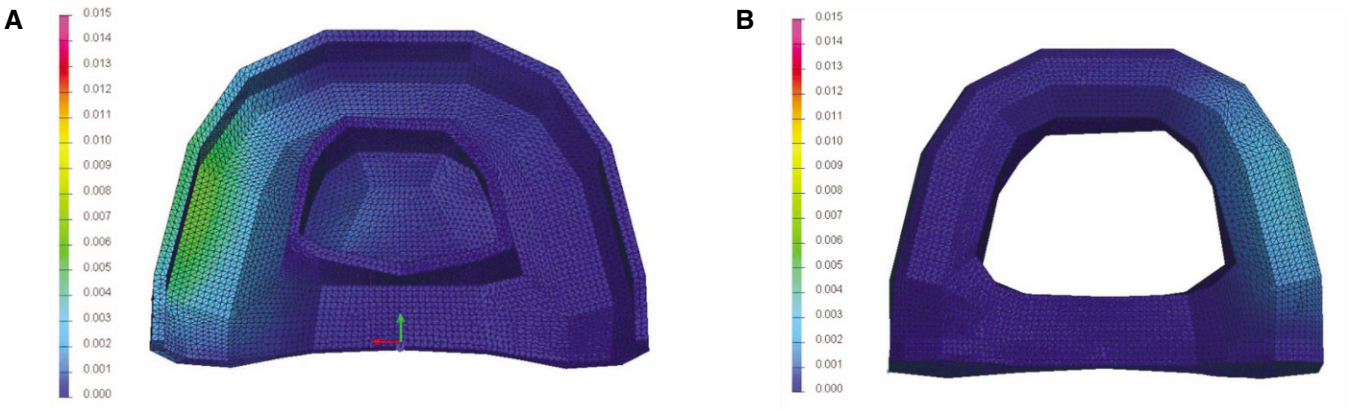

Fig. 3. Contour plots of displacement in the obturator prosthesis (mm). A: tissue surface of obturator, and B: cortical bone.

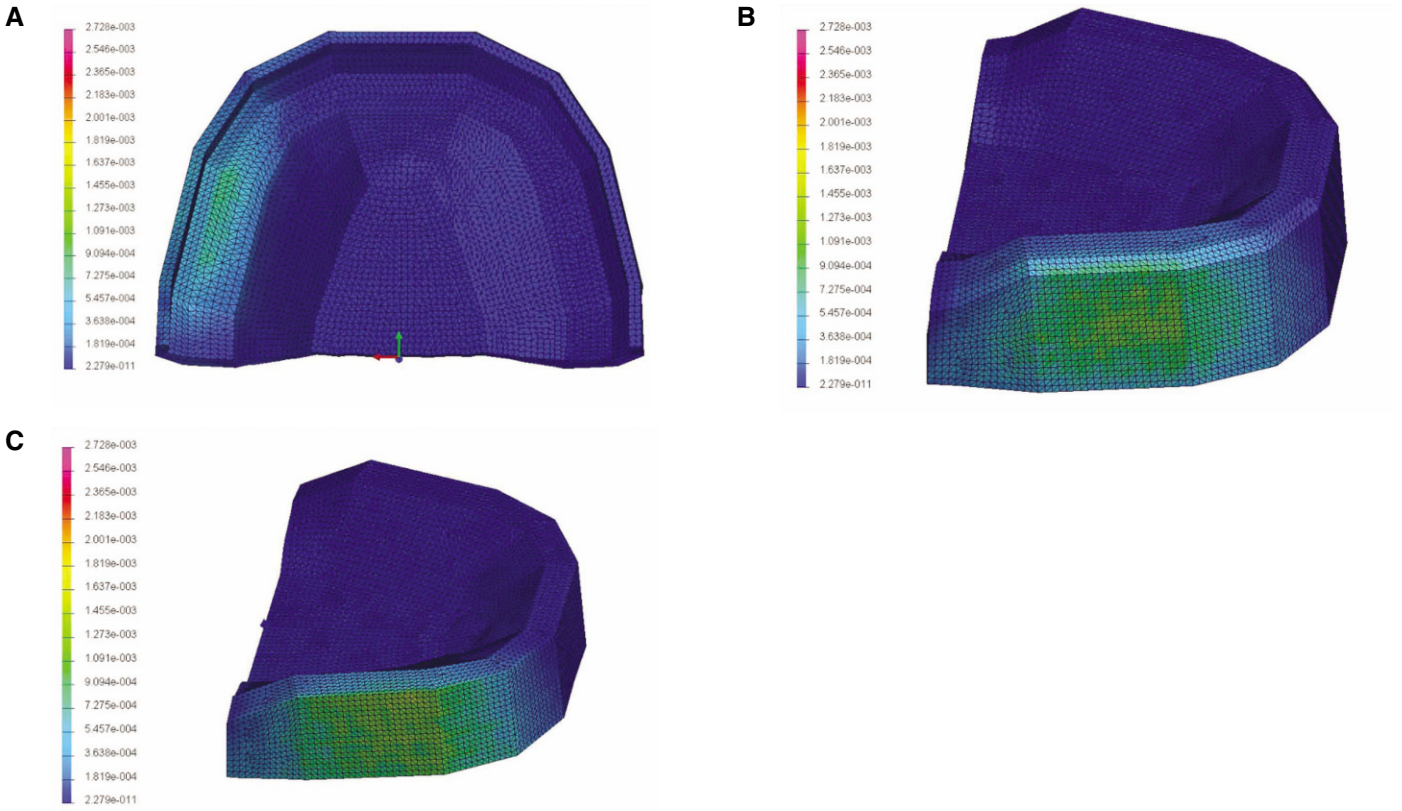

Fig. 4. Contour plots of von Mises stress distribution in the complete denture model (GPa). A: tissue surface of complete denture, B: cortical bone, and C: cancellous bone.

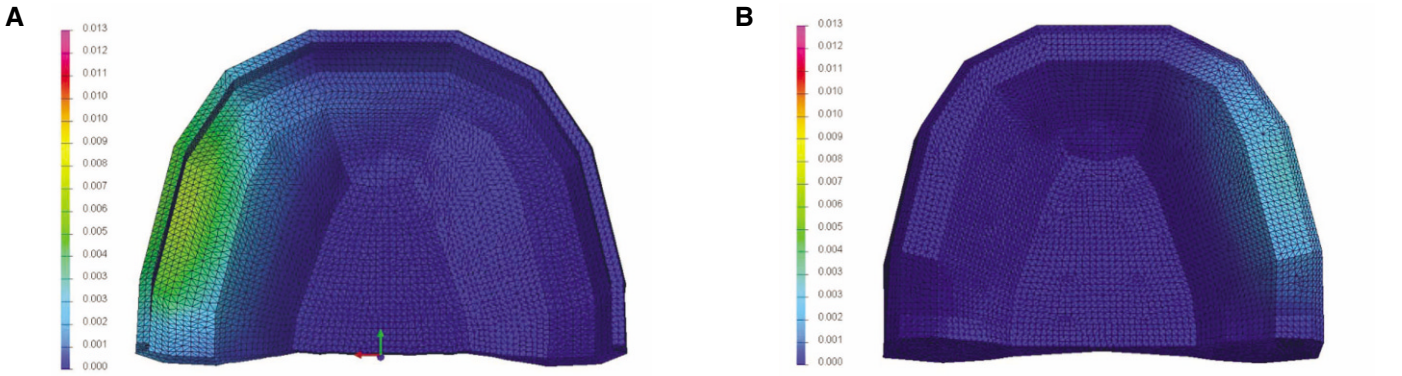

Fig. 5. Contour plots of displacement in complete denture (mm). A: tissue surface of obturator, and B: cortical bone.

Table 3. Maximum von Mises stress value (MPa)

Model	Material	von Mises stress (MPa)
Obturator	Cortical bone	2.69
	Tissue surface of prosthesis	2.00
Complete denture	Cortical bone	2.73
	Tissue surface of prosthesis	2.07

Table 4. Maximum displacement of prosthesis

Model	Axis	Displacement (mm)
Obturator	3-D magnitude	0.015
	X-Axis	0.010
	Y-Axis	0.004
	Z-Axis	0.011
Complete Denture	3-D magnitude	0.013
	X-Axis	0.008
	Y-Axis	0.003
	Z-Axis	0.010

고찰

이번 실험에 사용된 상악 결손 모형은 경구개 중앙부위를 포함한 구개 중앙에 결손부위가 존재하는 모형으로 유치악의 경우 Aramany 3급 결손에 해당하는 모형이다.[13] 유치악 환자의 경우 3급 결손 모형은 치아의 절제 없이 구개 정중부에만 결손이 있으므로 잔존 자연치가 건강한 경우 폐쇄 장치의 지지, 안정, 유지가 우수하여 환자 만족도가 높다고 알려져 있다.[11] 그러나 무치악 환자에서 중앙부 구개 결손 부위가 있게 되면 지지, 안정, 유지 면에서 의치의 사용이 어려울 가능성이 있는 불리한 상황이 된다. 무치악 모형에서 분석한 이번 연구 결과에 따르면 폐쇄장치는 총의치에 비해 교합력을 전달하는 데 있어 불리했고 변위량은 더 높은 결과를 보여주었다. 그러나 양적인 차이가 크지 않아 상악 결손 부위의 해부학적 지식을 바탕으로 하고 보철치료 원칙을 지킨 적합도가 좋은 보철물이 제작되면 폐쇄장치를 이용한 보철 치료는 3급 결손환자에 있어서 총의치와 비슷하게 기능할 수 있을 것이라고 판단된다.[1]

이 연구의 결과에서 최대 von Mises 응력은 두 모형 모두에서 피질골에 분포하였고 다음으로 높은 von Mises 응력은 의치상 조직면에서 나타났다. 해면골과 점막에서는 비슷한 정도의 응력 집중이 관찰되었고 그 크기는 하중 부여 영역에서는 피질골이나 의치 조직면의 최대값에 비해 약 10분의 1 수준이었다. 이번 실험에서 측정한 von Mises 응력은 인장력, 압축력 등 주응력 값이 +/-의 값을 가지는 것과는 달리 항상 0 이상의 값을 가지고 또한 값이 커지는 부분은 응력간의 차이가 크다는 것을 의미하므로 구조적으로 취약한 부위를 밝혀내는데 매우 유용한 값이라고 할 수 있다. von Mises 응력값의 집중이 나타나는 부위는 교합력이 가해지는 의치상 조직면과 피질골, 그리고 구개 결손부의 내면이었다. 이 결과는 폐쇄장치가 장기적으로 기능하기 위해서 주기적인 의치 첨상으로 최상의 적합도를 유지시키는 것의 필요성을 의미한다.[14] 응력은 총의치 모형에서 더 하방으로 잘 전달된 것으로 관찰되었다. 이것은 하부 골조직이 단단하게 받치고 있는 총의치의 경우 교합력을 전달하고 분산시키는데 유리하다는 것으로 분석된다. 폐쇄장치는 총의치에 비해서 더 높은 변위량을 보였는데, 지지에 관계되는 조직의 양이 적은 것이 그 이유로 판단된다. 그러나 변위량 차이가 크지 않아 정확한 인상채득에 바탕을 둔 보철물 제작시 임상에서 충분히 기능할 수 있을 것으로 판단된다. 두 모형 모두에서 변위량이 매우 작았는데, 이는 보철물의 종탄성계수(Young's modulus)가 높은 것에서 기인한다고 보여지며, 향후 보철물의 물성을 달리한 연구에서 보철물 종탄성계수 차이에 의한 결과의 차이를 더 자세히 분석할 수 있을 것으로 판단된다. 총의치 모형과 폐쇄장치 모형 모두에서 von Mises 응력이 높게 나타난 곳은 교합력이 가해지는 곳의 하방에 교합력 방향에 수직으로 위치한 피질골이 아니라 교합력이 가해지는 쪽의 협측 피질골이었다. 보철물과 점막사이가 마찰과 저항이 일어날 수 있는 실제 임상과는 달리 이 연구에서는 두 부분의 사이가 완전하게 접촉해 있는 것으로 설계된 것이 그 원인으로 판단되는데, 보철물과 점막사이에 간극요소를 설계한 추가 연구에서 좀 더 명확한 소견을 얻을 수 있을 것으로 예상된다. 또한 이 연구에서는 교합력이 가해지지 않은 반대편에서는 변위가 거의 일어나지 않았고, 응력발생도 거의 없었다. 추후 잔존 치조제와 의치간의 주된 유지력인 부착력, 응집력, 대기압력, 표면장력을 모두 고려한 접촉 조건을 부여할 수 있는 상세한 모형을 제작하여 동적인 힘을 가해 폐쇄장치의 유지력을 살펴볼 수 있는 연구가 기대된다.

이 연구에서 폐쇄장치와 총의치의 형태는 비교적 단순한 형태로 표현하였다. 이 연구의 목적은 완전무치악 구개부에 결손이 있는 상악골에 위치한 폐쇄장치의 응력 분포와 변위를 관찰하는 것이므로 의치와 상악 지지 조직이 닿는 형상의 차이가 중요하기에 점막과 잔존골의 모델링은 실제 환자 컴퓨터 단층촬영을 참고하여 형상화하였으며 교합면은 과거의 많은 무치악 보철연구에 사용되었던 유한요소분석모형과 같이 단순한 형태로 표현하였다.[15] 폐쇄장치를 사용하게 되는 구개 결손부가 있는 무치악 환자는 임상가에게나 환자에게나 어려운 상황이 되는데, 임상적으로 보아 구개부가 경구개에 국한된 경우는 결손부에서 폐쇄를 얻기가 어렵지 않고 결손부에 밀접하게 폐쇄장치 폐쇄부를 접촉시키면 보철물의 안정에도 더 도움이 될 수 있어 총의치 치료시의 원칙이 많이 적용될 수 있다. 이 연구의 결과는 경구개 부분에 국한된 결손부를 가지고 있는 무치악 환자는 보철적 원칙이 잘 지켜진다면 좋은 결과를 얻을 수 있다는 것을 보여준다.

결론

총의치 모형이 폐쇄장치에 비해서 응력 분포 면에서 유리했고, 폐쇄장치는 더 높은 변위량이 관찰되어 상악절제술을 받은 무치악환자의 보철치료 시 해부학적 지식에 바탕을 둔 정확한 인상채득과 보철치료 원칙의 적용이 고려되어야 한다.

참고문헌

1. Keyf F. Obturator prostheses for hemimaxillectomy patients. J Oral Rehabil 2001;28:821-9.
2. Beumer J, Curtis TA, Firtell DN. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthetic and Surgical Considerations. St. Louis; CV Mosby; 1979. pp. 188-243.
3. Park KT, Kwon HB. The evaluation of the use of a delayed surgical obturator in dentate maxillectomy patients by considering days elapsed prior to commencement of postoperative oral feeding. J Prosthet Dent 2006;96:449-53.
4. Fiebiger GE, Rahn AO, Lundquist DO, Morse PK. Movement of abutments by removable partial denture frameworks with a hemimaxillectomy obturator. J Prosthet Dent 1975;34:555-61.
5. Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Occlusal force transfer by removable partial denture designs for a radical maxillectomy. J Prosthet

Dent 1985;54:397-403.
6. Schwartzman B, Caputo AA, Beumer J. Gravity-induced stresses by an obturator prosthesis. J Prosthet Dent 1990;64:466-8.
7. Lyons KM, Beumer J 3rd, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. J Prosthet Dent 2005;94:281-8.
8. Glantz PO, Stafford GD. Clinical deformation of maxillary complete dentures. J Dent 1983;11:224-30.
9. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-98.
10. Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang DM. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. J Oral Rehabil 2008;35:695-9.
11. Parr GR, Tharp GE, Rahn AO. Prosthodontic principles in the framework design of maxillary obturator prostheses. J Prosthet Dent 1989;62:205-12.
12. Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. J Oral Implantol 2009;35:196-200.
13. Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part I: classification. J Prosthet Dent 1978;40:554-7.
14. Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. J Oral Rehabil 2000;27:660-3.
15. Rees JS, Huggett R, Harrison A. Finite element analysis of the stress-concentrating effect of fraenal notches in complete dentures. Int J Prosthodont 1990;3:238-40.

A three-dimensional finite element analysis of obturator prosthesis for edentulous maxilla

Woo-Seok Song, DDS, MSD, **Myung-Joo Kim**, DDS, MSD, PhD, **Young-Jun Lim**, DDS, MSD, PhD, **Ho Beom Kwon***, DDS, MSD, PhD
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

Purpose: The purposes of this study were to evaluate the stress distributions and the displacements of obturator for edentulous maxillectomy patients and to compare them with those of complete denture using three-dimensional finite element analysis. **Materials and methods:** Based on the CT image of edentulous patient, three-dimensional finite element model of edentulous maxillae was constructed. Three-dimensional finite element model of edentulous maxillae with palatal defect was also fabricated. On each model, complete denture and obturator prosthesis were created. Vertical static force of 200 N was applied on the left maxillary premolar and molar region. The von Mises stress values and the displacements of models were analyzed using three-dimensional finite element analysis. **Results:** Maximum von Mises stress values were recorded in the cortical bones of both models. The von Mises stress value in the complete denture model was 2.73 MPa and 2.69 MPa in the obturator model. High von Mises stress values were also observed on the tissue surface of prosthesis. The maximum value of the displacement in the obturator was higher than that of complete denture. **Conclusion:** The obturator showed a worse result in terms of stress distribution and displacement than complete denture. In the prosthodontic rehabilitation of edentulous maxillectomy patient accurate impression procedure based on patients' anatomy and application of prosthodontic principle should be considered. *(J Korean Acad Prosthodont 2011;49:222-8)*

Key words: Maxillectomy, Finite element analysis, Obturator, Complete denture

*Corresponding Author: ***Ho Beom Kwon***
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University 28 Yeongun-Dong, Chongro-Ku, Seoul, 110-749, Korea
+82 2 2072 3816: e-mail, proskwon@snu.ac.kr
Article history
Received April 25, 2011 / Last Revision April 27, 2011 / Accepted July 1, 2011

*This work was supported by Research Settlement Fund for the new faculty of SNU.