

사람 소구치부위에서 주위골의 구조 및 밀도변화가 교합력에 의한 치아의 응력분포에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 보철학교실, 구강과학연구소

서예준·심준성·이근우·정문규·이호용

The effect of varying peripheral bone structure and bone density on the occlusal stress distribution of human premolar regions

Suh Ye-Joon, Shim June-Sung, Lee Keun-Woo, Chung Moon-Kyu, Lee Ho-Yong

Dept. of Prosthodontics, Oral Science Research center, College of Dentistry, Yonsei University

This study used FEM(Finite Element method) based on micro-CT images to see the effects of occlusal force distribution with varying bone density and structure. the mandibular premolar region from human cadaver, thickness of 10mm was imaged using micro-CT. the cross sectional images were taken every 10 μ m. these were reconstructed and the longitudinal image at the mid point of mesiodistal of the specimen was obtained for the specimen for the FEM. The stress distribution produced by a vertical force at 100N and 100N horizontal were analyzed by MSC Nastran FEM Package. according to the result of this study the occlusal force distribution depends on the structure of cancellus bone and for further information on the occlusal force distribution on the tooth and the surrounding structure requires further studies on cancellus bone structure. CEJ of all model show the highest peak and region whice meet teeth and bone show second high peak. Original model and cortical bone add model show different stress distribution. Stress distribution changed according to bone structures and densities.

Key words : Occlusion, stress distribution, microCT, Cervical abfraction, FEM

사람 소구치부위에서 주위골의 구조 및 밀도변화가 교합력에 의한 치아의 응력분포에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 보철학교실, 구강과학연구소

서예준·심준성·이근우·정문규·이호용

I. 서 론

비우식성 치경부질환은 치아우식증과 무관한 치경부 치아조직의 손상을 의미하며 성인에서 30-40%정도 발생한다.¹ 비우식성 치질의 손상은 원인에 따라서 abrasion, attrition, erosion, abfraction으로 불린다.² 1980년대 이전에는 이러한 병소의 원인으로 잇솔질에 의한 마모, 조직 절제, 산에 의한 부식, 내인성병소, 외상성교합, 이같이 등을 들 수 있었으나 날카로운 췌기 형태의 병소나 치은연하에 있는 병소들은 이러한 것들로 설명되기 어렵다. Lehman과 Meyer³가 이러한 병소의 원인으로 stress를 주장하였고, Eakle과 Lee⁴ 등은 이러한 이론을 발전시켰다. 이후 1991년 Grippo⁵는 이러한 교합력으로 인한 인장력에 의한 치경부 소실을 abfraction이라는 용어로 명명하였으며, 이말의 어원을 살펴보면 breaking away 라는 뜻을 가지고 있다.

이러한 과정을 거쳐서 V자 형태의 비우식성 치질 손실은 이전에는 음식물에 의한 부식이나, 칫솔질에 의한 abrasion이 원인이라고 생각되었으나, 현재는 교합에서 오는 stress가 치질에 변형과 힘을 일으킴으로써 CEJ(Cemento-enamel junction)에서 법랑질의 파괴와 하부 상아질의 소실을 유발시킨다는 occlusal stress theory가 그 원인으로 받아들여지며,^{6,7} 임상적으로는 erosion, abrasion, piezoelectric effects, stress corrosion과 복합적으로 발생된다고 생각되고 있다. 교합에 의해서 발생된 stress가 이러한 병소를 야기한다는 이론은 병소의 형태와 위치도 설명가능

하다는 점에서 받아들여지게 되었다. Lee와 Eakle⁴은 측방력에 의해서 치아가 휘게 된다는 발견을 기초로 인장력이 주요한 원인이라는 점으로 지적하였다. Bruke, Whitehead, McCaughey⁸도 병소가 측방력을 받는 치아에서 일어나며, 영향을 받지 않는 치아에서는 일어나지 않는다는 점, 치은연하로도 일어난다는 점 등을 근거로 제시하며 tooth-flexure theory를 지지하였다.

Abfraction의 기전으로 생각되는 저작력에 의한 치아의 응력 분포를 알아보고자 실험적으로 입증하기 위하여 여러 가지 시도가 있어 왔다.⁹ Asundi와 Kishen⁶에 의하여 광탄성분석과 strain gauge등의 연구가 시도 되었다. 광탄성 분석의 장점은 stress의 분산 영역 전체를 시각화 하는데 도움을 준다는 것이다. 결과적으로 치아에서의 stress 분포를 보기 위하여 2차원, 3차원적인 분석이 이루어졌다. 그러나 광탄성 분석은 elastic moduli만을 설명할 수 있으며 inelastic behaviour에 대한 것을 나타낼 수 없다. 또한 다양한 요소를 적용시킬 수 없는 단점도 있다.

이러한 시도중에서 유한요소분석은 1960년대 항공공업에 도입된 이후, 기계공학, 건축, 자동차 공학 등에서 널리 사용되어 온 컴퓨터 모델링 테크닉이다. 치과에서도 Farah⁹에 의해서 처음 시도된 유한요소분석은 치아 및 주위 조직의 복잡한 형상 및 물성을 훌륭하게 모델링할 수 있어서 많이 사용되고 있다.

유한 요소법은 많은 장점을 가지고 있는데 만일 치아를 발치하여 사용하는 경우에는 나이, 인종, 유

진, 조직의 생화학적 차이에서 오는 변화를 제거하기가 힘들다. 그러나 유한요소법을 이용하면 이러한 것을 제거 할 수 있고, PDL이 포함된 모델도 제작이 가능하다.^{2,10-13} 또한 치아를 다양한 교합력을 적용하며 관찰할 수 있고, stress가 집중되는 부위를 집중적으로 볼 수 있고, 와동이나 다른 수복물이 있는 치아 등을 비교할 수 있으며 인장력이나 압축력의 위치를 확인 할 수 있다는 등의 장점이 있다.

의미 있는 유한요소분석을 위해서는 정확한 모델링과정이 중요한데, 기존의 연구에서는 연마 표면으로 수작업을 거쳐 모델링하거나 조직 절편상에서 절단된 시편의 외형을 따라 모델링하였으므로 오랜 시간과 노력이 필요하였고, 또는 복잡한 망상 구조의 망상골을 균일한 균질체로 가정하여 유한요소분석을 시행하였으나, 최근 비파괴적 방법으로 조직의 구조를 밝힐 수 있는 미세컴퓨터 단층 촬영영상이 도입되어 활용되고 있다. Feldkamp¹⁴에 의해 발표된 미세컴퓨터 단층 촬영영상은 조직시편을 절단하지 않고 비파괴적인 방법으로 측정 가능하며 이를 다시 3차원으로 재구성할 수 있다. 이것은 이전의 조직절편, 2차원 방사선 사진, medical computed tomography 등에 비해 더 우수한 해상력을 자랑한다. 일반적으로 시편을 파괴적으로 자르지 않아도 되고, 기존의 Computed Tomography가 1mm의 해상능을 보이는 반면, 이 미세컴퓨터 단층 촬영영상은 수십 마이크론의 해상능으로 촬영이 가능하여 미세한 망상골 구조를 정확히 읽어낼 수가 있다. 이것은 큰 장점이 될 수 있는데, 예를 들어 이전의 medical CT는 신뢰성있게 골소주 구조를 재현하지 못하였는데 이것은 해상도의 한계가 각각의 골소주의 두께와 같거나 더 컸기 때문이다.¹⁵⁻¹⁹

본 연구는 망상골 구조와 골 밀도의 변화가 저작압에 의한 치관부 응력 분포에 미치는 영향을 알아보고자 미세컴퓨터 단층 촬영영상을 이용하여 유한요소법 분석을 시도하였다. 이때 실험을 위하여 정확한 유한요소 모델 제작을 위해 미세구조의 망상골의 구조를 재현하고 다양한 골밀도의 모델을 제작하고자 미세 컴퓨터 단층 촬영을 사용하였다. 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 가정할 수 있는 조합의 수는 많을 수 있으나 본 연구에서는 골의 구조와 밀도와 응력의 관계에 그 초점을 맞추기 위해서 먼저 기본적인 조건을 정한 후에 실험을 실시하였다.

II. 실험 재료 및 방법

가. 실험재료

해부용 사체에서 하악의 연조직을 제거한 후 제 1 소구치를 포함하는 하악골 시편을 제작하였다. 이를 10mm 두께로 절단하여 실험을 시행하였다.

나. 실험방법

(1) 시편 촬영 및 유한 요소 모델 제작

제작된 시편을 미세컴퓨터 단층 촬영영상 (SkyScan[®])으로 촬영하여 망상골 미세 구조를 포함하는 영상을 획득하고 이를 재구성, 소구치 정중앙 종단면의 유한요소 모델을 제작하였다. 약 삼천개의 종단면을 얻은 후 이를 삼차원으로 재구성하였으며 이번 실험은 치관의 협설 중심선을 따라 절단면을 얻어 시행하였다. Meshing시 치관부의 조직학적 결정 구조를 고려하였다. Nastran FEM Package(MSC Software[®])를 이용하여 개인용 컴퓨터에서 분석 시행되어졌고, 치조인대, 치아, 치조골 등의 물성은 이전의 연구를 인용하였다.

제작된 모델들은 치수의 유무, 법랑질의 물성의 등, 이방성 적용 여부, 협측 치밀골의 흡수 여부, 망상골의 골밀도 상태로 나누어 총 48개의 모델을 제작하였다. 그러나 이들중 치수의 유무, 법랑질의 물성등은 이번 실험을 하기 위한 조건을 결정하기 위해 고려한 것이므로 결과에 따라 치수가 없고, 이방성인 법랑질 구조를 채택하여 12가지의 경우를 조사하였다.(Fig.1-4.)

(2) 유한 요소 분석

기능교두에 가한 100N의 수직력과 100N의 수평력에 의한 응력발생을 MSC.Nastran FEM Package로 분석하였다. 망상골을 균질체로 가정한 모델을 대조군으로 하여 골밀도 변화의 영향을 알아 보기 위하여 망상골의 10%, 20%,30%를 망상 구조를 따라 제거한 모델을 재구성하여 같은 조건에서 분석하였다.

이 실험을 위한 기타의 조건들은 이미 연구되어진 결과를 참고하였으며 다음과 같은 조건에서 유한 요소 분석을 시행하였다 (Table.2.).

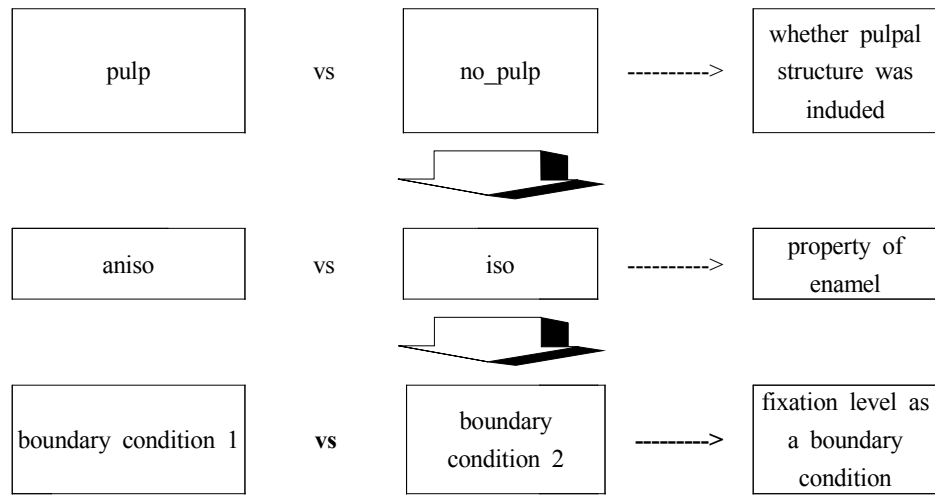


Fig. 1. Preliminary study plot for selecting a model. As a result, anisotropic, boundary condition 1, and no pulp model was selected

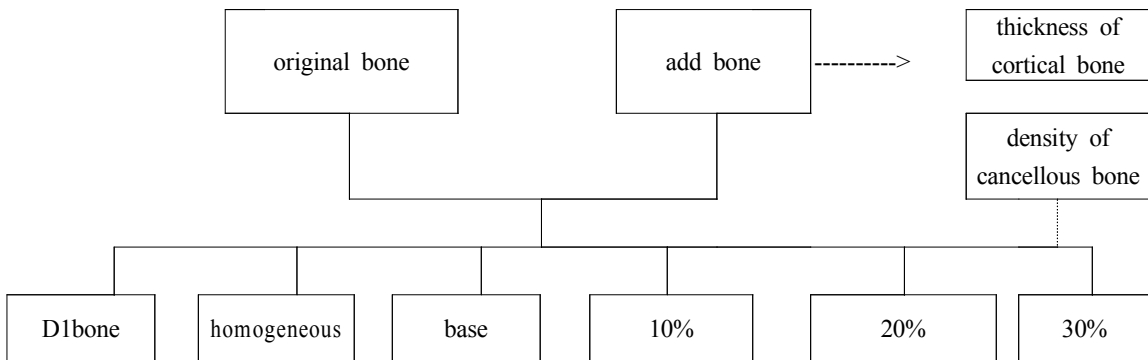


Fig. 2. Experimental design of study. All 12 model were simulated



Fig. 3. Original bone were changed to 6 models. A was D1 model which cortical bone was applied to all bone. B was homogeneous model which cancellous bone was applied to all bone. C was base model which was applied no change. D,E,F was models which randomly extracted 10%,20%,30% of cancellous bone area compared to base model respectively.

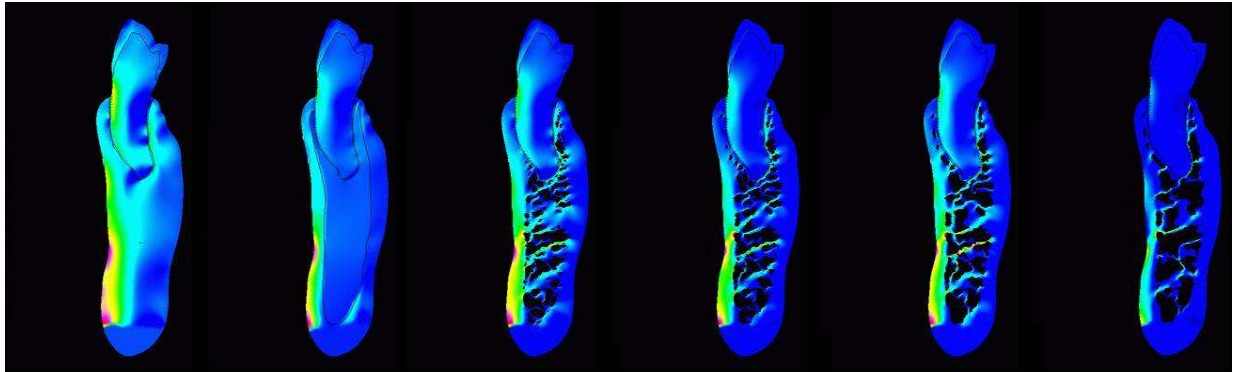


Fig. 4. Add bone were changed into 6 models. Added cortical bone was shown in circle compare to Fig.3.. A was D1 model which cortical bone was applied to all bone. B was homogeneous model which was cancellous bone was applied to all bone. C was base model which was applied no change. D,E,F was models which randomly extracted 10%,20%,30% of cancellous bone area compared to base model respectively.

Table 1. Model index

Condition	Code	explanation
Isotropic	Iso	model which enamel is isotropic. E = 80 GPa
Anisotropic	Aniso	model which enamel is anisotropic. Ex = 80 GPa, Ey = 20 GPa.
Original model	ori	model which modeled with micro CT
Add bone model	add	model which add cortical bone regularly for intention because cortical bone is irregular
Boundary cond. 1	bc1	model which condition that lower bone is fixed fully
Boundary cond. 2	bc2	model which condition that middle bone is fixed fully
D1 bone	D1	model which property of cortical bone is applied to all bone. E = 13.8 GPa
Homogeneous	equ	model which property of cancellous bone is applied to all bone, E = 0.345 GPa
Base model	base	Basic model which made with micro CT
10%	10%	model which randomly extracted 10% of cancellous bone area compared to base model
20%	20%	model which randomly extracted 20% of cancellous bone area compared to base model
30%	30%	model which randomly extracted 30% of cancellous bone area compared to base model

III. 연구 성적

응력 분포 사진에서 처음 두개는 치조골 모두를 치밀골로 가정한 모델과 망상골을 균일한 균질체로 가정한 모델의 응력 분포 모습이다. 그리고 다음 네 개의 사진은 미세컴퓨터 단층 촬영영상으로 미세 망상구조를 재현한 기본 모델에서 망상 구조를 10%, 20%, 30% 제거한 모델들이다.(Fig.5.,Fig.6.) 각각의

사진에서 응력이 가해지는 양상이 조건에 따라서 달라지고 있음을 볼 수 있다. 따라서 여러 가지 조건에서 받는 응력은 다양함을 알 수 있고, 정도차는 있으나 협측 치경부 부위에서 가장 많은 응력을 받을 수 있었다.

이에 치아를 따라 응력의 정도를 알아보기 위하여 시뮬레이션을 이용하여 응력치를 구하였다. 구한 결과 3군데에서 유의한 peak를 보였는데 그 부

Table 2. Physical properties of the materials used in the analysis.^{20,21}

Material	E(MPa)	v(poissons's ratio)
Enamel(Ex)	80000	0.30
Enamel(Ey)	20000	0.30
Dentin	15000	0.31
Cortical bone	13800	0.26
Cancellous bone	345	0.31
Periodontal lig.	50	0.49

axial force 100N+lateral force 100N
 distributed force 25N* 4= 100N

위를 그림에서 표시하여보면 다음과 같다. 아래 그림에서 1은 치아의 협측 CEJ이며 2와 3은 각각 협, 설측에서 치아가 치조골과 만나는 부위를 나타낸 것이다.

측정한 결과를 그래프로 나타내어 보면 다음과 같다. 그래프들은 협측교두정에 stress를 가했을 때 상아질 주위를 따라 측정한 stress 값이다. 그래프에서 볼 수 있듯이 협측의 1,2 부위에서 양의 응력값을, 설측의 3 부위에서 음의 응력값을 보이고 있으며, 조건에 따라 그 정도와 양이 달라짐을 볼 수 있다 (Fig.8.-Fig.9.).

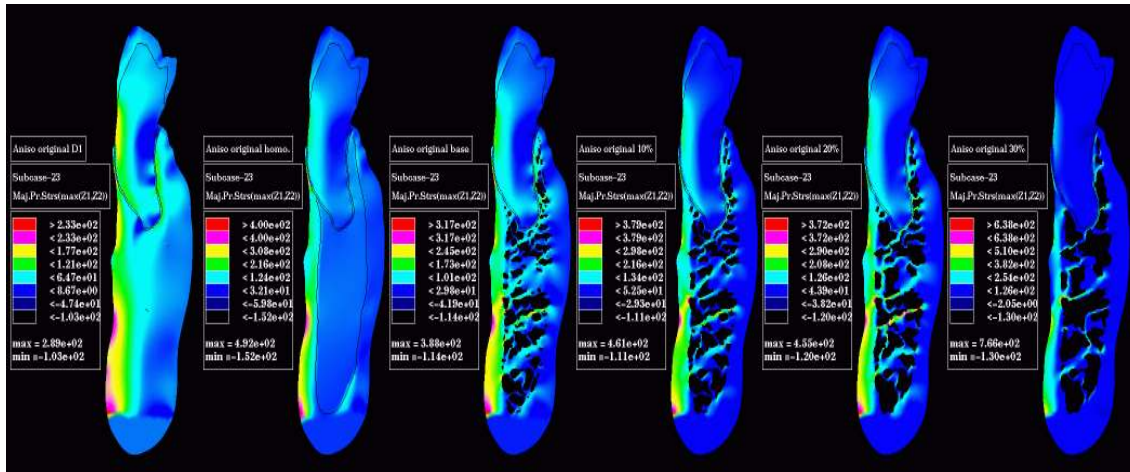


Fig. 5. Figure of stress distribution of anisotropic base model (boundary condition 1, no pulp)

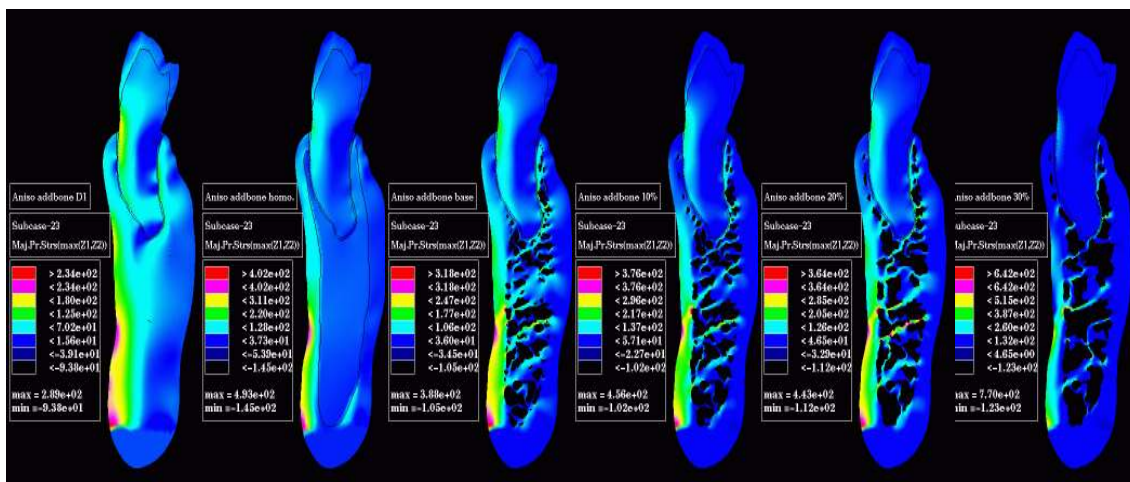


Fig. 6. Figure of stress distribution of anisotropic cortical bone added model (boundary condition 1, no pulp)



Fig. 7. A Path along which calculated von mises equivalent stress were compared. number 1 in figure indicates labial CEJ, number2 indicates root surface at buccal bone crest level. And number 3 indicates root surface at lingual bone crest level

IV. 총괄 및 고찰

상기의 연구성적에서 볼 수 있듯이 주위의 구조의 밀도에 따라 각기 다른 응력분포 양상을 보이고 있다. 따라서 저작압에 의한 치아의 응력분포는 미세망상골 구조를 포함하는 치조골의 구조와 밀도에 따라 달라질 것이라고 보여진다.

모델 제작을 위한 예비심사 결과, 우선 2차원 유한요소 모델의 제작에 있어서 치수를 포함시킨 모델을 분석한 결과 상이한 응력분포양상을 보였다. 이는 3차원적인 치아의 모델을 2차원으로 적용하면서 치수를 둘러싸고 있는 치질을 적용할 수 없는 결과로 나타난 양상이다. 따라서 2차원 유한요소분석을 위해서는 치수를 배제한 모델의 제작이 필요하다고 볼 수 있다.

범랑질의 물리적 성질 즉, 등방성/ 이방성 여부에 따라 응력을 가한 결과는 그래프에서 볼 수 있듯이 등방성의 범랑질에서 응력치가 과장되어 나타나고 있다. 이는 모든 등방성을 적용한 그래프에서 이러한 결과를 보였으며, 유한요소분석시 범랑질은 이

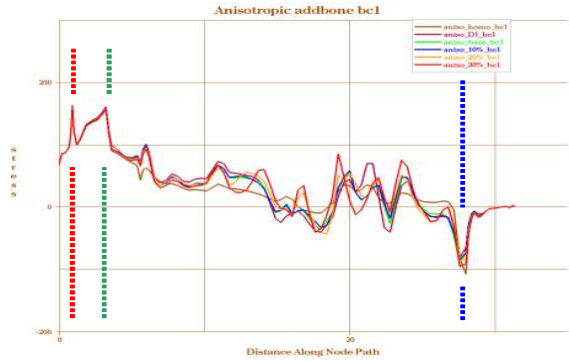


Fig. 8. Graph of calculated von Mises equivalent stress along the path in Fig.3. for Anisotropic cortical bone added model. Positive stress values mean tensile and negative mean compressive in nature respectively.

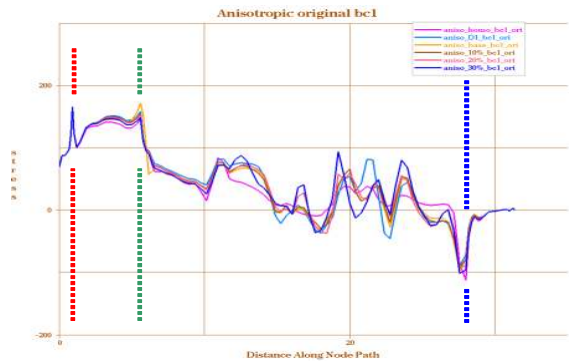


Fig. 9. Graph of calculated von Mises equivalent stress along the path in Fig.3 for anisotropic original bone model.

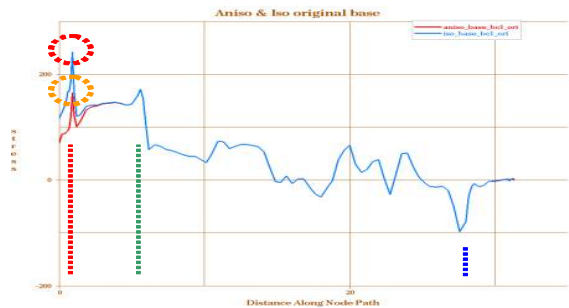


Fig. 10. Graph of calculated von Mises equivalent stress along the path in Fig.3 for Anisotropic and isotropic original bone model.

방성의 물성치가 주어져야 한다는 Spears의 언급을 입증하고 있다.^{22,23} 따라서 등방성/이방성으로 물성을 결정시 차이가 있었으며 이방성으로 결정하여 실험을 하는 것이 바람직하다고 할 수 있다.

이상의 결과를 토대로 이방성의 enamel, pulp의 배제한 모델을 기본으로 설정을 하고 미세컴퓨터 단층 촬영영상으로 정확히 구현한 모델을 기본으로 하여 협측 CEJ에서 설측 CEJ까지의 치아에 미치는 응력치를 구하였다.

빨간 실선의 협측 CEJ에서 가장 높은 응력 peak치를 보이고, 치조골과 만나는 부위에서 두 번째 peak치를 보였다. 이 부위는 실제로 abfraction이 발생하는 부위와 일치하는 부위이다. 따라서 abfraction이 일어나는 원인으로 교합에서 오는 stress를 포함시킬 수 있다. 설측 치조정 부위는 응력이 거의 0에 가깝게 나타나는데 이는 힘의 방향을 협측에서만 주어진 상태였기 때문에 반드시 임상에 적용할 수는 없다. 그러므로 다른 부위에서 오는 힘이나 다른 양상의 교합력에 대한 영향으로 나타날 수 있는 다양한 양상에 대해서는 연구가 필요할 듯 싶다. 비우식성 치질 손실의 호발 부위인 협측 치경부에서 발생한 응력값은 균질체 모델에서는 50-60MPa, 10% 모델에서는 44-54MPa, 20% 모델에서는 35-46MPa로 나타났으며, 응력분포의 양상도 각각 다른 결과를 나타내었다. 이상의 결과로부터 치아에서 저작압에 의해 발생하는 응력과 그 분포는 망상골 구조에 따라 달라짐을 알 수 있었고, 치아 및 주위조직의 저작압 응력 분석을 위해서는 정확한 망상골 미세 구조의 연구와 적용이 필요하다고 할 수 있다

이 실험을 통하여 구강내를 컴퓨터상에서 재현하는 과정에서 조건에 따라서 결과가 차이가 날 수 있음을 볼 수 있었다. 따라서 구강내와 유사한 조건을 설정하는 것이 컴퓨터 시뮬레이션에서 성공적인 결과를 얻기 위한 기본이라고 할 수 있다. 이번 실험에서는 이전의 다른 연구와는 달리 미세 컴퓨터 단층 촬영영상을 이용한 비파괴적인 검사를 실시하였고, 원하는 변수 이외의 조건은 프로그램상에서 모두 동일하게 적용할 수 있게 됨에 따라서 변수 외적인 오차를 줄일 수 있었다.

V. 결 론

주위골의 구조와 골밀도의 변화에 따른 소구치의 응력 분포를 알아보기 위해 해부용 사체에서 제 1 소구치를 포함하는 시편을 제작하여 미세컴퓨터 단층 촬영영상을 이용하여 촬영하고 모델을 제작한 후 유한 요소법을 시행한 연구를 하였다. 치밀골의 두께와 골의 밀도, 구조등에 따라서 다양한 응력분포 양상을 보였으며 이를 종합하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Micro CT로 망상골 구조를 반영한 모델과 치조골을 균질체로 가정한 모델은 서로 다른 응력 분포를 보였다.
2. 모델의 모든 CEJ에서 응력의 가장 높은 peak치를 보이고, 치조골과 만나는 부위에서 두 번째 peak를 보였다.
3. 저작압에 의한 치아의 응력분포는 미세망상골 구조를 포함하는 치조골의 치밀도가 높아짐에 따라 높아졌다.

이상의 연구를 통해서 망상골의 변화가 하악 소구치부에 미치는 영향에 대해서 알아보았다. 실험 기계의 정확성이 높아지고, 여러 가지 변수, 즉 교합력의 방향, 치조골의 높이등의 변수들을 포함한 환자의 구강내를 재현 할 수 있는 연구가 더 필요하리라 사료된다.

REFERENCE

1. 김호중, 정문규 : Occlusal Stress가 Cervical Abfraction에 미치는 영향. 대한치과보철학회지 34: 1996.
2. Karl Lyons: Aetiology of abfraction lesions. New Zealand dental journal 97:93-98: 2001
3. Lehman ML and Meyer ML: Relationship of dental caries and stress: concentrations in teeth as revealed by photoelastic tests. Journal of Dental Research 45: 1706-1714. 1966
4. Lee WC and Eakle WS: Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. Journal of Prosthetic Dentistry 53: 374-380. 1984
5. Grippo JO: Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. Journal of Esthetic dentistry 3:

- 14-19, 1991.
6. Asundi A and Kishen A: A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of oral biology* 45: 543-550, 2000.
 7. Faiez N.Hattab and Othman M.Yassin: Etiology and diagnosis of tooth wear: A literature review and presentation of selected cases. *the International Journal of Prosthodontics* 13(2): 101-107, 2000
 8. Burke JF., Whitehead SA, and McCaughey AD: Contemporary concepts in the pathogenesis of the Class V Non-cariou lesion. *Dental Update* 22: 28-32, 1995.
 9. Farah JW, Craig RG and Sikarskie DL.: Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech. Sep;6(5):511-20.* 1973
 10. Rees JS: An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal of oral rehabilitation* 28: 425-432 2001
 11. Rees JS and Jacobsen PH: Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*, 18, 995. 1997
 12. Middleton J. and Jones. ML: Three dimensional modelling of teeth when subjected to orthodontic loading: numerical and experimental validation. 10th conference of the european society of biomechanics 273. 1996
 13. Yettram AL, Wright KWJ and Pickard HM: Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research* 55: 1004-1011. 1976
 14. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G and Kleerekoper M. : The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *Journal of Bone Miner Res* 4: 3-11. 1989.
 15. Engelke K, Song SM, Gluer CC, Genant HK. A digital model of trabecular bone. *J Bone Miner Res* 11: 480-489. 1996
 16. Kothari M, Keaveny TM, Lin JC, Newitt DC, Genant HK and Majumdar S: Impact of spatial resolution on the prediction of trabecular architecture parameters. *Bone* 22: 437-443. 1998
 17. Muller R, Koller B, Hildebrand T, Laib A, Gionollini S and Ruegsegger P: Resolution dependency of microstructural properties of cancellous bone based on three-dimensional micro tomography. *Tech Health Care* 4:113-119. 1996
 18. Muller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van der perre G, Dequeker T and Hildebrand T: Morphometric analysis of human bone biopsies : a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 23: 59-66 1998
 19. Fajardo R.J and Muller R: Three-dimensional analysis of nonhumanprimate trabecular architecture using micro-computed tomography. *American Journal of Physical Anthropology* 115: 327-336. 2001
 20. Maria R. Pintado and Ralph D: Correlation of noncariou cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14-year time span. *Journal of Prosthetic Dentistry* 84: 436-443. 2000
 21. Osborne-smith KL, Burke FJT and Wilson NHF: The aetiology of the non-cariou cervical lesion. *International Dental Journal* 49: 139-143, 1999
 22. Spears I.R: A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: A Re-appraisal of the data on the young's modulus of enamel. *J. Dent. Res* 76: 1690-1697, 1997
 23. Spears IR, Van Noort R. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res* 72: 1526-1531. 1993