Konus Telescopic Denture의 내관 각도 및 높이에 따른 지대치 및 지지조직의 응력 분석

전남대학교 치과대학 보철학교실, 루이빌대학교 치과대학 보철학교실*

방몽숙·Lawrence Gettleman*

Stress Analysis of Abutment and Supporting Tissues by Changing Angles and Heights of Konus Telescope Inner Crown

Mong-Sook Vang· Lawrence Gettleman*

Department of Prosthodontics, College of Dentistry Chonnam National University
Department of Prosthodontics, School of Dentisry University of Louisville*

This study was to evaluate and to compare the compressive strength and the displacement effecting the abutment or the residual ridge which are transformed by the angle and the heights of the konus denture inner crown when restorating the unilateral konus denture by using the mandibular canine and the 1st premolar as an abutment. The author made 9 different models for different inner crown heights and konus angles. The inner crown height were divided to 5mm, 6mm, and 7mm and konus angles was divided to 4°, 6°, and 8°. And then in each model, 5kg of 15° mesial load was stressed on the central fossa of the 1st premolar and the 1st molar. The stresses and displacement were measured using the finite element analysis.

The results were as follows

1. The maximum compressive strength was shown on the connective area of the abutment and the denture base.
2. As the angle of the inner crown becomes increased, the compressive strength was shown smaller.
3. As the height of the inner crown becomes increased, the maximum compressive strength was shown smaller while the compressive strength of the root apex and the residual ridge showed larger.
4. When the stress was loaded only on the 1st premolar, the more compressive strength was concentrated on the root apex area of the 1st premolar.
5. When the stress was loaded only on the 1st premolar, the compressive strength was concentrated uniformly on the abutment and the residual ridge.
6. When the stress was loaded only on the 1st molar, the maximum displacement was shown on the distal part of the residual ridge.

Key words : finite element analysis, konus telescopic partial denture, konus angle , height of inner crown

Konus Telescopic Denture의 내관 각도 및 높이에 따른 지대치 및 지지조직의 응력 분석

전남대학교 치과대학 보철학교실, 루이빌대학교 치과대학 보철학교실*

방몽숙·Lawrence Gettleman*

Ⅰ. 서 론

치아결손으로 상실된 기능적, 형태적 장애회복 및 구강조직의 보존은 의치장착에 의해 이루어진다. 유리단 결손부의 치료술식은 연장가공의치, 클래스프 국소의치, 임플란트, telescope denture등이 있으며[1-5], 클래스프 국소의치는 일반적으로 사용되는 시술방법이다. 클래스프 국소의치로 회복하는 경우 지대치 및 잔존치조제에서 지지를 구해야 한다. 그러나 지대치 치근막과 잔존치조제 상방 점막의 피압변위량이 다르므로 회전운동이 발생하며 클래스프의 설계, 가해지는 교합압의 크기, 잔존치조제의 형태와 성질 등에 따라 잔존치조제 흡수, 지대치 우식, 치주염 및 지대치 상실 등 여러 가지 장애를 일으킬 수 있다[6-9]

Konus telescope는 지대치와 의치상을 견고하게 연결하는 rigid support의 개념을 이용한 술식으로 비평형성 축면을 가지는 원추형의 2중관 즉 konus crown을 유지장치로 사용한 국소의치로 K.H. korber에 의해 개발 고안되었다[10-14]. 내관은 지대치에 장착되고 외관은 의치와 견고하게 연결되며 외관이 내관을 피복하는 것에 의하여 지대치와 의치가 고정 연결되는 구조를 가지며, 장착의 최후 과정에서만 내관과 외관이 상호평형하게 접촉하므로 유지력이 감소되지 않으며, 내관축면의 각도에 따라 유지력을 조절할 수 있는 특징을 가지고 있다[10-14]. Rehm[15]은 지대치의 변위가 생리적 운동범위 내에 있으면 지대치와 의치상과의 연결에 반드시 가동성을 부여하지 않아도 된다고 보고하였다. Korber와 Hener[10], 後藤,[16]등은 konus telescope의 임상적 응용 및 예후에 대하여 매우 좋은 결과를 얻었다고 보고하였다.

치의학 분야에서 구조물에 발생하는 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 스트레인 게이지법, 브리틀래커 코팅법, 므와레 무늬 분석법, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피법, 유한 요소 분석법 등이 있다. 이중 유한요소분석법은 구조물의 물리적 성질 및 하중 조건 등을 프로그램을 이용하여 컴퓨터에 입력하여 계산 함으로써 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 부분 연속 함수로 구성된 모델로 근사화 하는 것으로 [17] 컴퓨터의 발달과 함께 널리 이용되고 있으며 복잡하고 불균일한 구조물에 발생하는 응력을 분석하는데 유용하게 쓰이고 전반적인 영역에 걸친 응력과 변위의 측정이 가능한 장점이 있다[18].

보철물에 있어서 치아 및 지지조직의 역학적 문제에 관해서는 많은 연구가 되어왔으며[19-27], 유리단 의치에서 田口[19] 는 splint된 지대치의 교합력에 대한 변위에 관하여, Aydinlik 등 [3] 은 지대치의 부담능력에 관하여 韓과 崔[20]는 하악 제2소구치에 두가지 형태의 telescope crown을 장착한 경우 지지조직의 역학적 반응에 관하여 곽 등[21]은 telescope 형 및 클래스프 유지장치를 이용한 국소의치 지지조직의 응력분포에 관하여 보고하였으나, konus telescope 내관의 각도 및 높이에 따른 지대치 및 지지조직의 응력분포에 관한 보고는 거의 없는 실정이다.

그러므로 본 연구에서는 2차원 유한요소분석법

*이 논문은 1999년도 전남대학교 연구년교수연구비 지원에 의하여 연구되었음.

을 이용하여 제2소구치와 제1,2대구치가 결손된 경우 konus telescope를 이용한 편측 유리단 국소의치를 제작하여 하중을 가할 때 내관의 각도를 4°, 6° 및 8°로 높이를 5mm, 6mm 및 7mm로 변화시켰을 때 지대치 및 잔존 치조제의 지지조직에 발생하는 응력분포와 변위를 유한요소법을 이용하여 비교 분석하였다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

본 연구는 응력분석 방법으로 주로 역학 분야에서 널리 사용되고있는 유한요소법을 사용하고 모델에 편측성 Konus telescopic denture를 제작한 상태로 설계하였다.

기본 모델을 바탕으로 하여 의치에 저작압이 가해졌을 때의 응력 분산양상과 범위를 비교하였다. 또한 loading의 위치와 내관의 각도 및 높이를 변화시켜 각각의 경우에 대한 응력의 양상 변위를 비교 분석하였다.

1. 모델제작.

본 연구에 이용된 유한요소 모델은 하악 편측 제 2 소구치 및 제 1, 2 대구치가 결손된 것을 가정하고 견치 및 제1 소구치를 지대치로 사용하여 konus crown 내관을 장착한 후 상부 구조물인 konus telescopic denture를 장착한다. konus 각도를 4°로 하여 5, 6 및 7 mm로 , 6°로 하여 5, 6 및 7mm로 , 8°로 하여 5, 6 및 7mm로 각각 모델을 형성하였다. 견치와 제1 소구치는 wheeler와 Dempster등이 보고한 치아 표준형을 기초로 하여 제작하였다.[22] 의치상은 40mm로 지대치와 견고하게 연결하였다. 설계에 이용된 재료들의 탄성계수와 Poisson's ratio는 Van Rossen등과 Craig와 Farah의 자료에서 이용된 수치를 적용하였다[32](Table 1). 각 모델내의 자연치, 지지 치주조직 및 상부 보철물은 삼각형 또는 사각형 요소로 분할하였다. 자연치나 지대치에 있어서 치아주위 치조백선은 유사한 성질을 갖는 치밀골과 같이 설계하고 치주인대는 평균 0.2mm[23]의 두께로 하였으며, 상부 보철물은 제3형 금합금으로 제작하여 시멘트의 개재없이 지대치와 완전히 고정되도록 설계한다. 또한 Craig 등[32]과 Kydd와 Daly의 보고에 따라 2mm 두께의 구강 점막을 포함하여 될 수 있는 한 실제 구강 상태와 유사하게 제작하였으며, 주로 치조골의 상태가 좋은 경우를 가정하여 설계하였다.

2. 하중조건

하중 조건으로는 환자의 구강내에서 발생될 수 있는 교합력을 고려하고 Gibbbs[24] 와 Anderson[25,26]의 연구를 참고하여 제1 소구치의 중심와에 하중L1을 제1 대구치의 중심와에 하중L2를 각각 분포하중을 가하되 교합력의 근심 분력 (mesial vector)를 고려하여 중심와에 5Kg의 교합력을 15도 근심 경사지도록 하였다.

3. 경계조건

경계 조건으로는 하악골의 하면을 X축, Y축으로 완전히 고정하였으며, 근원심면은 상방 2점을 X축 방향으로 고정하였다. 이상의 조건하에서 I-DEAS Master SeriesV 5.0(SDRC USA)라는 유한요소해석 프로그램을 이용하여 Linear static analysis 의 방법으로 분석하였다. 10군데의 관찰점을 설정한 후 응력 분포를 관찰하였다.(Fig 1) 지대치와 의치상과의 연결부, 견치와 제1 소구치의 좌우 치간부위 및 치근첨 부위의 치조골 그리고 의치상의 제2소구치 및 제1,2 대구치 하방 치조골부위의 응력 분포 및 변위를 관찰하였다.

Table 1. Mechanical property of each material type

Material type	Young`s modulus (Kg/mm^2)	Poisson`s ratio
Oral mucosa	0.35	0.45
Cancellous bone	1.53×10	0.30
Cortical bone	1.53×10^3	0.30
Dentin	1.224×10^3	0.30
Periodontal ligament	2.04	0.45
Gold casting alloy	8.46×10^3	0.33
Titanium	1.122×10^4	0.35

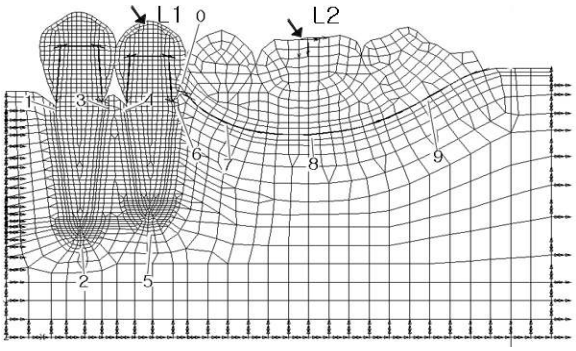


Fig. 1 Finite element mesh of model and stress measuring points
0 : connector area
1 : mesial of canine
2 : apex of canine root
3 : distal of canine
4 : mesial of 1sr premolar
5 : apex of 1st premoalr
6 : distal of 1sr premolar
7 : under 2nd molar
8 : under 1st molar
9 : under 2nd molar
L1 : load to premolar
L2 : load to molar

Ⅲ. 연구결과

1. 제1소구치 하중시(Table 2,4.)

Konus telescopic denture를 이용하는 경우 내관의 각도 및 높이를 변화시켰을 때 응력이 가장 많이 분포된 부위는 의치상과 지대치 사이의 연결부위였다. 그 다음으로는 제1소구치의 치근첨 부위의 치조골, 견치의 치근첨 부위의 치조골, 제1소구치의 원심측 치간부, 견치의 근심측 치간부, 제2소구치 하방의 치조골, 견치의 원심측 치간부, 제1대구치 하방의 치조골, 제1소구치 근심측 치간부, 제2대구치 하방의 치조골 순으로 응력이 집중 하였다. 제1소구치에 응력이 가해질 때 지대치와 의치상 연결부위에서의 응력은 내관의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6° 및 8°인 경우 각각 11.21Kg/mm^2, 10.0Kg/mm^2 및 9.156Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 10.8Kg/mm^2, 11.0Kg/mm^2, 10.4Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 9.2Kg/mm^2, 8.43Kg/mm^2, 및 8.1Kg/mm^{2}의 값을 보였다. 또한. *견치의 치근첨* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 모두 0.265Kg/mm^2, 을 보

Table 2. von Mises Stress on each point under 1st premolar load (unit : Kg/mm^2)

point	Model								
	5-4	5-6	5-8	6-4	6-6	6-8	7-4	7-6	7-8
0	11.210	10.000	9.156	10.800	11.000	10.400	9.200	8.430	8.101
1	0.147	0.145	0.144	0.144	0.147	0.145	0.151	0.149	0.147
2	0.265	0.264	0.265	0.263	0.257	0.258	0.252	0.252	0.253
3	0.067	0.067	0.065	0.068	0.067	0.066	0.071	0.069	0.068
4	0.050	0.050	0.050	0.053	0.054	0.053	0.061	0.060	0.059
5	0.890	0.878	0.875	0.926	0.927	0.917	1.010	0.990	0.974
6	0.213	0.211	0.208	0.214	0.220	0.217	0.246	0.240	0.235
7	0.098	0.097	0.096	0.100	0.104	0.102	0.121	0.117	0.115
8	0.050	0.050	0.049	0.050	0.051	0.051	0.055	0.054	0.054
9	0.020	0.020	0.020	0.019	0.021	0.021	0.023	0.023	0.023

였고 높이가 6mm일 때는 0.263Kg/mm^2, 0.257 Kg/mm^2, 0.258Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.252Kg/mm^2, 0.252Kg/mm^2 0.253K g/mm^{2}의 값을 보였다. *견치 근심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 0.147Kg/mm^2, 0.145Kg/mm^2 및 0.144Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.144Kg/mm^2, 0.147Kg/mm^2, 0.145Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.151Kg/mm^2, 0.149Kg/ mm^2 및 0.147Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *견치 원심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 0.0673Kg/mm^2, 0.0675Kg/mm^2 및 0.0657Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.0685Kg/mm^2, 0.0675Kg/mm^2, 0.0666Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.0711Kg/mm^2, 0.0698Kg/mm^2, 0.0687 Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제1소구치 치근첨* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 0.890Kg/mm^2, 0.878Kg/mm^2 및 0.875Kg/mm^2 을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.926Kg/mm^2, 0.927Kg/mm^2, 0.917Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 1.01Kg/mm^2,0.99Kg/ mm^2 및 0.974Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제1소구치 근심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4도, 6도, 및 8도인 경우 각각 0.0502Kg/mm^2, 0.0509Kg/mm^2 및 0.0502Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.0531Kg/mm^2, 0.0540Kg/mm^2 및 0.0538Kg/mm^2 의 값을 보였으며 7mm일 때는 각각 0.0614Kg/mm^2, 0.0603Kg/mm^2 및 0.0597Kg/mm^2 의 값을 보였다. *제1소구치 원심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 0.213Kg/mm^2, 0.211Kg/mm^2 및 0.208Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm 일 때는 각각 0.214Kg/mm^2, 0.220Kg/mm^2, 0.217 Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.246Kg/mm^2, 0.240Kg/mm^2 및 0.235Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제2소구치 하방의 지지조직*부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 0.0988Kg/mm^2, 0.0973Kg/mm^2 및 0.0961Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.1Kg/mm^2, 0.104Kg/mm^2 및 0.102Kg/mm^2 의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.121Kg/mm^2, 0.117Kg/mm^2 및 0.115Kg/mm^2 의 값을 보였다. *제1대구치 하방의 지지조직* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6° 및 8°인 경우 0.0505Kg/mm^2, 0.0502Kg/mm^2 및 0.04998Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.05Kg/mm^2, 0.0516Kg/mm^2 및 0.0512Kg/mm^2 의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.0557Kg/mm^2, 0.0547Kg/mm^2 및 0.0540Kg/mm^2 의 값을 보였다. *제2대구치 하방의 지지조직* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우

Table 3. von Mises Stress on each point under 1st molar load (unit : Kg/mm^2)

Point	Model								
	5-4	5-6	5-8	6-4	6-6	6-8	7-4	7-6	7-8
0	0.645	0.626	0.569	0.698	0.649	0.575	0.746	0.727	0.687
1	0.062	0.062	0.062	0.063	0.063	0.063	0.063	0.063	0.063
2	0.109	0.109	0.109	0.111	0.111	0.111	0.112	0.112	0.112
3	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.028	0.030	0.030	0.030
4	0.019	0.019	0.019	0.019	0.019	0.019	0.020	0.020	0.020
5	0.344	0.342	0.342	0.351	0.351	0.351	0.358	0.357	0.357
6	0.069	0.069	0.069	0.074	0.074	0.074	0.078	0.078	0.078
7	0.026	0.026	0.026	0.026	0.026	0.026	0.026	0.026	0.026
8	0.086	0.086	0.086	0.086	0.086	0.086	0.086	0.086	0.086
9	0.103	0.103	0.103	0.102	0.102	0.102	0.102	0.102	0.102

0.0206Kg/mm^2, 0.0205Kg/mm^2 및 0.0204Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.0196Kg/mm^2, 0.0211Kg/mm^2 및 0.021Kg/mm^2 의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.0239Kg/mm^2, 0.0234Kg/mm^2 및 0.0232Kg/mm^2 의 값을 보였다. 무치악부 지지 조직에 해당하는 제2소구치와 제1대구치와 제2대구치 하방 부위에서는 내관의 높이가 길어지면 응력이 약간 증가하였고 각도가 증가하면 응력이 약간 감소하였다. 잔존치아인 견치와 제1소구치 부위의 치주 조직은 모두 높이가 길어짐에 따라 응력은 약간 증가하였고 견치의 치근첨 부분만이 약간 감소하였다. 각도에 따라서는 견치와 제1소구치의 주변의 관찰점 모두에서 각도가 증가 하면 응력이 약간 감소하였다.

수직적으로 가장 많은 변위가 발생되는 곳은 제1소구치의 원심측 치경부위의 지지조직이며 무치악부위에 비해 견치와 제1소구치 부위에서 변위가 많이 나타났으며 특히 견치의 원심측 치경부위와 제1소구치의 근심측 치경부위에 많은 수직적 및 수평적 변위가 발생하였다. 변위의 양상은 지대치의 높이가 길어질수록 변위량은 많았으며 같은 높이의 지대치에서는 각도가 증가하면 변위는 적어졌다.

2.제1대구치 하중시(Table 3,5.)

Konus telescopic denture를 이용하는 경우 지대치의 높이 및 경사도를 달리한 경우에서 응력이 가장 많이 분포된 부위는 의치상과 지대치 사이의 연결부위였다. 그 다음으로는 제1소구치의 치근첨 부위의 견치의 치근첨 부위, 제2대구치 하방, 제1대구치 하방의 치조골 및 제1소구치의 원심측, 견치의 근심측, 견치의 원심측 치간부 및 제2소구치 하방의 치조골, 제1소구치 근심측 치간부 순으로 응력이 집중하였다. 제1 대구치에 응력이 가해질 때 지대치와 *의치상 연결부위*에서의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 각각 0.64 Kg/mm^2, 0.63Kg/mm^2,및 0.57Kg/mm^{2}을 나타냈고, 높이가 6mm일 때는 0.70Kg/mm^2, 0.65Kg/mm^2 및 0.57Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.75Kg/mm^2, 0.73Kg/mm^2, 및 0.69Kg/mm^{2}의 값을 보였다. 또한. *견치의 치근첨* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 모두0.109Kg/mm^2, 을 보였고 높이가 6mm일 때는 0.111Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.112Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *견치 근심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 각각 0.0628Kg/mm^2, 0.0625Kg/mm^2 및 0.0625Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.0637Kg/mm^2, 0.0636Kg/mm^2, 0.0634Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.0638Kg/mm^2, 0.0638Kg/ mm^2 및 0.0637Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *견치 원심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6° 및 8°인 경우 각각 0.0306Kg/mm^2, 0.0308Kg/mm^2 및 0.0308Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.0299Kg/mm^2, 0.0297Kg/mm^2 및 0.0286Kg/mm^{2}의 값을 수직방향으로 나타냈으며 7mm일 때는 모두 0.029Kg/mm^{2}의 값을 보였다 *제1소구치 치근첨* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 각각 0.344Kg/mm^2, 0.342 Kg/mm^2 및 0.342Kg/mm^2 을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.351Kg/mm^2, 0.351Kg/mm^2, 0.351Kg/mm^2 의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.358Kg/mm^2, 0.357Kg/ mm^2 및 0.357Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제1소구치 근심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6° 및 8°인 경우 각각 0.0191Kg/mm^2, 0.0195Kg/mm^2 및 0.0195Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 모두0.0199Kg/mm^2, 의값을 보였으며 7mm일 때는 모두0.0207Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제1소구치 원심측 치경* 부위의 치조골의 응력은 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 및 8°인 경우 각각 0.0696Kg/mm^2, 0.0697Kg/mm^2 및 0.0696Kg/mm^{2}을 보였고 높이가 6mm일 때는 각각 0.0747Kg/mm^2, 0.0747Kg/mm^2, 0.0745Kg/mm^{2}의 값을 보였으며 7mm일 때는 0.0789Kg/mm^2,0.0786Kg/ mm^2 및 0.0784Kg/mm^{2}의 값을 보였다. *제2소구치 하방의 지지조직*에 부여되는 응력을 분석한 결과 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 8°인 경우 모두 0.263 Kg/mm^{2}을 나타내었으며 6m일 때는 0.264Kg/mm^2, 7mm일 때 0.267Kg/mm^{2}의 응력 값을 나타냈다. *제1대구치 하방의 지지조직*에 부여되는 응력을 분석한 결과 지대치의 높이가 5mm일 때 각도가 4°, 6°, 8°인 경우 모두 0.0868Kg/mm^{2}을 나타내었으며 6m일 때는 0.0864Kg/mm^2, 7mm일 때0.086Kg/mm^{2}의 응력값

Table 4. Displacement on each point under 1st premolar load (unit : 10^{-3}mm)

P	Model																	
	5-4		5-6		5-8		6-4		6-6		6-8		7-4		7-6		7-8	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	42.8	-27.8	42.1	-27.8	41.7	-27.8	42.5	-27.3	43.4	-26.9	42.8	-26.9	46.1	-25.8	45.1	-25.9	44.4	-26.0
2	10.4	-25.6	-10.2	-25.6	-10.1	-25.6	-10.7	-25.6	-10.7	-24.9	-10.5	-24.9	-11.8	-24.4	-11.5	-24.4	-11.2	-24.5
3	59.5	-45.1	58.6	-44.7	58.0	-44.8	59.3	-45.5	60.6	-44.7	59.8	-44.6	64.7	-45.8	63.3	-45.5	-62.2	-45.2
4	57.2	-71.0	56.5	-70.5	56.0	-70.5	57.0	-73.2	58.6	-73.2	57.9	-72.8	64.0	-77.5	62.6	-76.6	61.5	-75.9
5	-14.0	-65.3	-13.7	-64.9	-13.5	-64.7	-14.7	-67.3	-14.6	-67.3	-14.3	-66.8	-16.3	-71.3	-15.8	-70.3	-15.3	-69.6
6	52.5	-107	51.7	-106	51.0	-105	53.0	-111	54.5	-111	53.6	-110	62.1	-120	60.2	-118	58.7	-116
7	9.6	-26.1	-10.6	-26.8	-11.4	-27.2	-6.4	-23.3	-6.3	-23.9	-7.5	-24.7	5.2	-15.7	2.5	-17.6	0.4	-19.0
8	13.8	-33.1	13.9	-33.6	14.0	-34.0	13.5	-30.5	13.4	-31.6	13.5	-32.2	11.4	-27.6	11.8	-28.6	12.1	-29.5
9	8.6	6.2	9.0	6.3	9.4	6.4	5.2	5.2	7.2	5.8	7.7	6.0	5.7	5.6	6.4	5.7	7.1	5.9

Table 5. Displacement on each point under 1st molar load (unit : 10^{-3}mm)

P	Model																	
	5-4		5-6		5-8		6-4		6-6		6-8		7-4		7-6		7-8	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	20.9	-2.8	20.8	-2.8	21.7	-2.4	20.4	-2.6	21.2	-2.7	21.2	-2.7	21.5	-2.7	21.4	-2.7	21.4	-2.6
2	-6.0	-2.1	-6.0	-2.1	-6.3	-2.1	-6.0	-2.1	-6.2	-2.1	-6.1	-2.1	-6.3	-2.1	-6.3	-2.1	-6.2	-2.1
3	29.4	-8.5	29.3	-5.4	30.7	-8.7	28.8	-8.6	30.1	-8.8	30.0	-8.7	30.5	-9.0	30.5	-9.0	30.4	-9.0
4	24.9	-23.4	24.9	-23.3	26.4	-23.4	27.7	-23.8	26.2	-23.6	26.1	-23.6	27.2	-23.9	27.1	-23.9	27.1	-23.9
5	8.9	-24.0	-8.8	-24.0	-9.4	-24.3	-9.0	-24.3	-9.2	-24.3	-9.1	-24.2	-9.4	-24.5	-9.3	-24.5	-9.3	-24.4
6	18.8	-37.9	18.8	-37.8	20.2	-38.5	18.7	-38.4	20.3	-38.5	20.2	-38.4	21.6	-39.1	21.5	-39.0	21.4	-38.9
7	-65.3	-27.7	-65.4	-27.8	-65.0	-28.7	-65.5	-27.8	-64.6	-27.7	-64.6	-27.7	-63.6	-27.3	-63.7	-27.4	-63.8	-27.5
8	-5.5	-128	-5.4	-128	-5.4	-255	-5.2	-128	-5.4	-128	-5.4	-128	-5.4	-127	-5.4	-127	-5.4	-127
9	104	-108	104	-108	104	-107	104	-107	104	-107	104	-107	104	-107	104	-107	104	-107

을 나타냈다. *제2대구치 하방의 지지조직*에 부여되는 응력을 분석한 결과 지대치의 높이가 5mm 이고 각도가 4°, 6°, 8°인 경우 모두 0.103Kg/mm^{2}을 나타내었으며 6m일 때는 0.102Kg/mm^2, 7mm일 때 0.102Kg/mm^{2}의 응력값을나타냈다. 무치악부 지지조직에 해당하는 제2소구치의 하방 부위에서 각도에는 영향이 없었으나 높이가 길어지면 응력이 약간 증가되었고 제1대구치와 제2대구치 하방 부위에서는 지대치의 각도가 응력의 분포에 거의 영향을 미치지 않았으나 높이가 길어지면 약간의 응력이 감소함을 나타내었다. 잔존치아 부분인 견치와 제1소구치의 치주조직은 지대치의 높이가 길어짐에 따라 견치의 원심면은 약간의 응력이 감소 하였고 견치의 근심측이나 근첨부 제1소구치의 근원심측과 치근첨 모두 높이가 증가함에 따라 응력은 약간 증가하였다. 각도에 따라서는 견치와 제1소구치 모두 치근첨

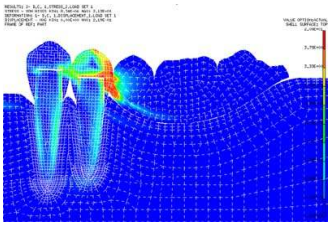


Fig. 2. Von-mises stress in 5-4 model under L1 load

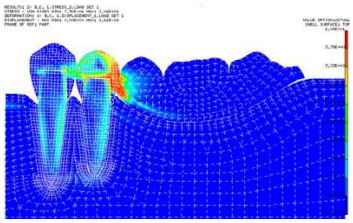


Fig. 3. Von-mises stress in 5-6 model under L1 load

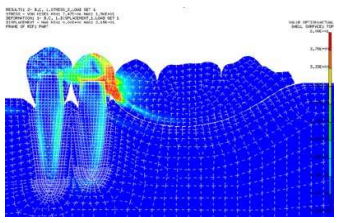


Fig. 4. Von-mises stress in 5-8 model under L1 load

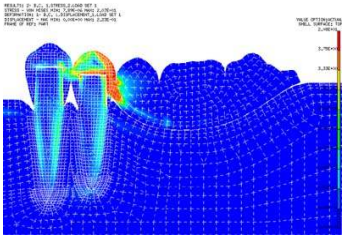


Fig. 5. Von-mises stress in 6-4 model under L1 load

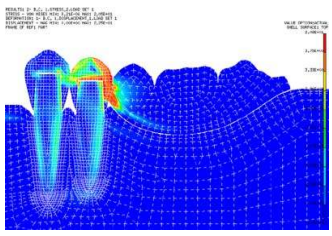


Fig. 6. Von-mises stress in 6-6 model under L1 load

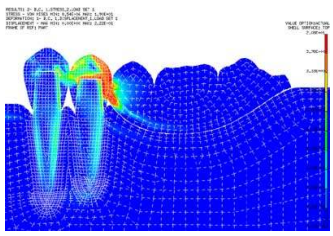


Fig. 7. Von-mises stress in 6-8 model under L1 load

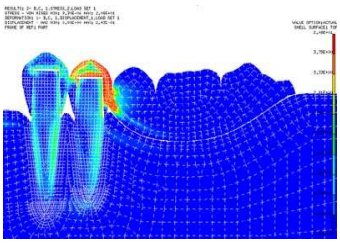


Fig. 8. Von-mises stress in 7-4 model under L1 load

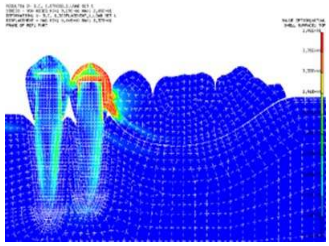


Fig. 9. Von-mises stress in 7-6 model under L1 load

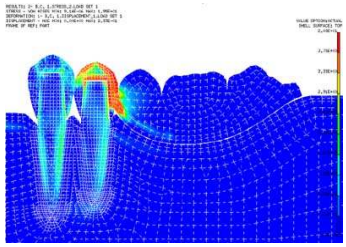


Fig. 10. Von-mises stress in 7-8 model under L1 load

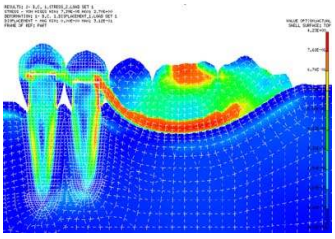


Fig. 11. Von-mises stress in 5-4 model under L2 load

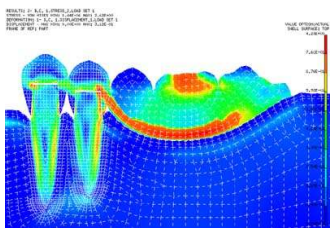


Fig. 12. Von-mises stress in 5-6 model under L2 load

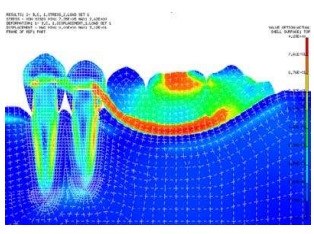


Fig. 13. Von-mises stress in 5-8 model under L2 load

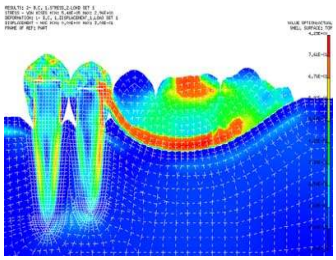


Fig. 14. Von-mises stress in 6-4 model under L2 load

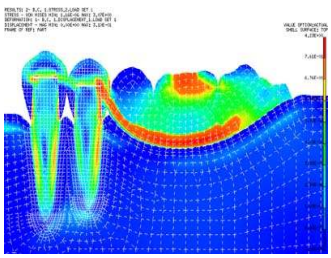


Fig. 15. Von-mises stress in 6-6 model under L2 load

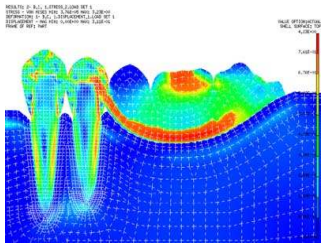


Fig. 16. Von-mises stress in 6-8 model under L2 load

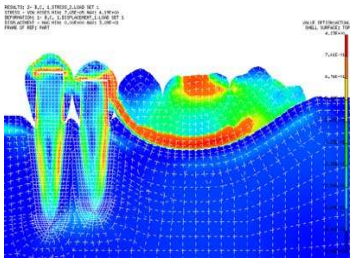


Fig. 17. Von-mises stress in 7-4 model under L2 load

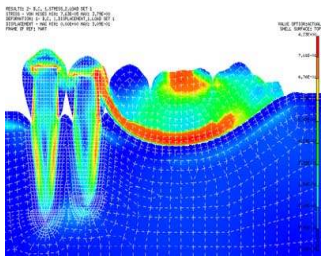


Fig. 18. Von-mises stress in 7-6 model under L2 load

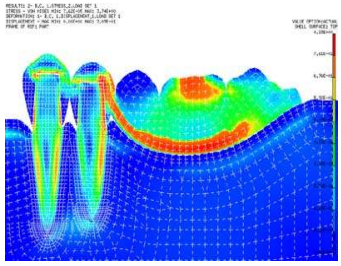


Fig. 19. Von-mises stress in 7-8 model under L2 load

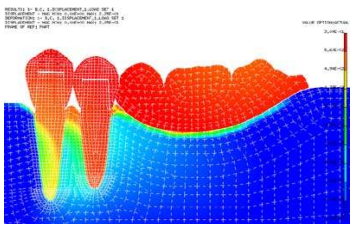


Fig. 20. Displacement under L1 load

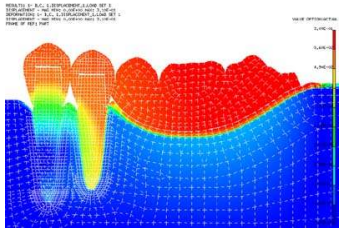


Fig. 21. Displacement under L2 load

에서는 응력의 변화가 없었고 근심측과 원심측은 약간의 응력이 감소하였다. 가장 많은 수직적 변위가 발생되는 곳은 하중점 하방인 제1대구치의 하방의 지지조직이며 무치악부인 제2소구치와 제1,2대구치 하방의 지지조직에서 수직 및 수평적으로 많은 변위가 발생 하였다. 견치와 제1소구치 부위 중 특히 견치의 원심측 치경부위에서 가장 많은 수평적 변위가 발생 하였다.그리고 지대치의 길이나 높이는 증가할수록 변위가 약간 증가 하였다.

Ⅳ .총괄 및 고찰

후방연장 국소의치가 장착되어야 할 유리단 결손 및 소구치 잔존 증례에서는 여러 종류의 보철 치료 방법이 고려 될 수 있다. 만일 클래스프 국소의치로 수복 하는 경우 기능시 지대치는 레스트가 지점으로 작용하여 지대치의 지점을 중심으로 회전운동이 일어나게 된다.[2,3] 따라서 survey line 하방에 존재하는 클래스프 첨단부(clasp tip)은 지대치에 무리한 힘을 전달하게 되어 손상을 초래할 수 있으며 점차

적으로 지대치의 동요와 치주조직의 흡수가 가속화 되어 의치의 안정성이 결여 될 수 있다. 그러므로 후방 연장국소의치는 복잡한 의치운동을 방지하거나 최소화하며 지대치와 잔존치조제에 교합압을 고르게 분산 시키도록 설계되어야 한다. 지대치와 국소의치를 연결하는데 있어서 많은 의견과 보고가 있다. [27,28] 이중 이러한 지대치와 의치상의 연결에 stress breaker [4]의 사용을 고려해볼 수 있으나 기구의 마모나 파손등으로 인한 의치의 동요, 저작장애, 치조제의 흡수 등 문제점을 야기 할 수도 있다.[29] 그래서 본 연구에서는 지대치와 국소의치의 연결에 있어서 가동성을 부여 하지 않는 konus telescopic denture를 이용한 편측성 국소의치를 제작한 경우 기능시 지대치 및 의치상 하부의 잔존 치주조직에 미치는 응력분포 양상을 관찰 하였다. konus telescopic denture는 지대치의 내관을 금관으로 수복하여 우식 발생을 방지하며 지대치의 치근막의 고유감각 수용기의 작용에의해 [30] 의치의 동요를 감소시키며, 교합압의 조절로 치조골의 흡수를 방지하며, 지대치의 부담을 경감하여 파절이나 파손없이 의치를 장기간 사용 할 수 있다.[31] 또한 유지장치인 konus crown의 축면 경사의 각도를 지대치의 장축 방향이나 의치의 삽입로 그리고 잔존치아의 수 위치, 골식 및 지대치의 치주조직에 따라 변형하여지지 및 유지력을 변화시킬 수 있다. Körber[9,10]에 의하면 적절한 유지력은 의치를 이탈시키려는 힘에 충분히 저항하며 또한 치주조직에 장해가 없이 용이하게 제거될 수 있는 힘으로 약 500-1000g정도라 하였으며 5-8°의 각도를 부여하는 것이 적절하다고 하였다. 그동안 konus telescopic denture 를 이용한 임상증례 보고나 유용성에 대해 언급하는 보고는 많았으나[5,6] 유한 요소법적 분석으로 지대치 내관의 각도나 높이를 변화 시켰을 때 치주조직에 미치는 응력에대해 관찰하는 연구는 아직 보고 되지 않았으므로 저자는 이 연구를 통해 응력의 분포양상을 관찰하고자 하였다. 유한요소 분석법은 최근의 컴퓨터의 기능 향상과 더불어 많은 발전을 해오고 있는 방법이다. 본 연구에서는 가철성의 모형을 형성하여 2차원유한요소 분석[32]을 사용하였는데 이런 방법에 있어 문제점은 여러 가지가 있지만 그중 복잡한 인체의 구조물이나 보철물을 단순한 2차원 평면으로 변화시킨 점이다. 즉 복잡하게 3차원적 구조로 존재하는 구조물을 동일 평면상에 작용하는 것처럼 분석을 하는 문제점도 있으나 이런 2차원 유한 요소 분석은 Ergun과 Hassan[33]의 보고에서처럼 물체의 단순계면 관찰에는 유용한 도구로 이용되기도 했다.

과거에 국소의치의 형태에 따른 응력분산의 차이를 연구하는 여러 보고가 있었다.[34,35,36] 이중 Pezzoli 등[35]은 완압형 국소의치는 응력분산에 오히려 불리하고 클래스프형과 정밀 접착형 유지장치를 장착한 국소의치는 중간정도의 하중분산을 보이며 telescopic denture는 잔존치조제에 교합력을 균일하게 전달을 하는 효과가 있다고 보고하였다. Yalisove[36]는 telescopic crown을 문헌적으로 표현하여 이를 이용한 국소의치 제작의 역학적 이론 근거와 술식을 최초로 기술하였으며 이런 장치는 수직지지와 의치의 안정성, 기능에 도움을 주고, 지대치 주위의 치주조직의 지지가 적은 경우에도 사용가능하다고 보고 하였다. Warren과 Caputo[37]등의 연구에서 피개의치에서 정밀부착형 유지장치보다 telescopic crown을 한 경우가 잔존치에 가해지는 응력을 보다 장축에 가깝게 유도한다고 하였다. 국소의치의 설계에서 지대치 부위와 의치상부위간의 연결에 종래의 설계 원칙과는 다른 비완압적의치 설계인 rigid support가 대두 되었다. rigid support란 잔존치와 치조제점막의 움직임의 차이에도 불구하고 지대치와 의치상과의 연결에 반드시 가동성을 부여하지 않아도 되는 즉, 양자를 견고히 연결하는 방법이다.[30] Rehm[15]지대치와 국소의치의 연결에 가동성을 부여하지 않을 때 지대치가 국소의치의 의치상의 변위를 허용 할 수 있는지에 대한 연구에서 rigid support에 의한 유리단 의치에 관하여 기능시 지대치의 변위가 생리적 운동 범위 내에 있는 것을 입증하였다. 즉 하악 제1소구치를 지대치로하고 의치상의 길이를 40mm로 하여 둘 사이를 견고하게 연결된 상황으로 의치의 동요에 의한 지대치의 변위량을계산 하였다. 지대치 수직 변위량은 0.07mm 그리고 의치상이 놓인 점막의 변위량은 동통 역하중인 0.3mm 이었다. 의치상은 지대치에 견고하게 연결되었으므로 의치상은 일체화 되어있는 지대치를 축으로 하여 경사,회전 하게된다. 이런 의치의 동요에 따라 지대치가 강제로 변위되는 양을 계산한 결과 원심방향의 변위량은 0.1mm 정도이며 생리적 가동

범위인 0.15mm 이내에 있다. 또한 Rehm[15]은 이 경우 의치상이 어느정도 경사, 회전 하는 것은 근심단이 지대치에 연결고정되어 원심부만이 가동하므로 의치상의 길이와 원심부 치조제 점막의 변위정도 즉 피압축성이 지대치의 원심변위량을 결정짓는 두가지 요소가 된다고 하였다. 따라서 의치상의 길이가 길수록, 원심부의 점막이 단단할수록 지대치의 원심 변위량이 적게 된다. rigid support가 이뤄지면 기능력 부담면에서 몇가지 유리한 점을 얻을 수 있다. 즉 지대치의 부담측면에서는 의치장착에 의해 지대치는 간접적인 연결고정 (2차고정)을 얻을 수 있으며 의치의 동요에 의해 발생되는 지대치의 변위와 양 및 방향등이 2차고정에 의해 제약을 받으며 기능력이 지대치 전체에 배분된다. 또 지대치는 상호 견고하게 연결되므로 일체화된 지대치군은 가동성이 제한되며 수평방향으로 변위되지 않고 변위의 주방향은 수직 방향이 된다. 인공치부위에 저작력이 작용하여도 견고한 연결에 의하여 지대치의 치주조직에 기능력이 전달되어 치근막의 생리적 조절기전을 활용할 수 있게 되어 능률적인 저작기능이 수행된다. 치조제의 부담측면에서는 의치상 하부조직의 기능력 부담이 적으며 부위에 따른 부담량에서 큰 차이가 거의 없으며 이것은 치조제의 흡수 변화를 적게 하고 지연 시키기에 유리하다고 할 수 있다.[39] 본 연구에서도 위와 유사한 결과를 보였는데 하중을 소구치와 대구치에 각각 한번씩 부여해보았으나 응력은 지대치 및 무치악치조제 부위에 고르게 분포되는 양상을 보였고 지대치에서도 근원심 치경부의 치조골 보다는 치근첨 부위에 응력이 더 많이 집중한 것으로 보아 기능력이 치아의 장축방향으로 작용하는 것을 알 수 있었다.

K.H.Körber는 rigid suppport의 성립원칙으로 의치상과 견고하게 연결된 지대치는 의치의 동요에 따라 변위하나 생리적인 치아의 동요범위내에 있으며 방향이 안정상태에서 하나의 방향으로 규제되야 할 것이라고 보고 하였다. 그리고 이런 조건이 맞는 임상 상황으로는 적어도 세 개 치아이상의 긴유리단 결손, 치조제 점막이 피압축성이 적은 견고한 점막, 상반하는 두가지 방향으로 변위가 일어나지 않은 지대치의 배치상태 등이 있다. Konus crown은 K.H.Körber 에 의해 개발 된 것으로 경사축면을 갖는 telescope crown으로 rigid support의 설계 방침을 기본으로 하는 보철물의 유지장치로 응용되었다. 종래의 평행성 축면을 가지는 cylinder telescope는 일반적인 기공 기술 및 설비로는 적정한 적합상태를 얻기 어려우며, 마찰이 유지력의 주체이므로 유지력의 조절이 어렵고 장기간 유지력을 그대로 유지하기 어려운 한계가 있다. konus crown은 내관이 교합면을 향하여 작아지는 원추형으로 되있으며 내관과 외관은 장착의 최종과정에서만 상호 평행하게 접촉된다. konus crown의 유지력은 경사축면의 내외관의 긴밀한 접촉에 의한 파지작용에 의해 의치의 안정이 확보되며, 동시에 내외관의 쐐기효과에 의해 유지력이 발휘된다. Körber는 konus의 각도와 유지력과의 실제관계를 알기위해 Konus의 각도를 1～ 9까지 부여된상태에서 실제 유지력을 측정한 결과 Konus의 각도가 증가함에 따라 급격히 감소하여 10이상 부터는거의 유지력이 나타나지 않는 것으로 보고 하였다. Körber는 적정한 유지력으로써 이탈력에 대해 충분히 저항하며 치주조직에 장애가 없이 용이하게 철거가 가능하면 된다는 의미에서 500g 이라고 지정하고 있다. 실제 각지대치에 부여되는 konus 각도는 어떤 범위를 부여 하는데 지대치가 유지력을 견딜 수 없는 크기의 하한선과 의치가 기능하기에 불충분한 유지력의 상한선과의 사이가 유지력의 범위로 본다. 이와같은 유지력을 얻기 위한 konus 각의 범위에 대해 Körber는 5～ 8정도라고 보고 하였다. 위와같은 결과들은 유지력과 konus 각도와의 관계를 규명한 것으로 konus의 각과 길이가 의치의 유지력이아닌 치주조직의 응력분포에는 어떤 영향을 미치는지에 대한 연구는 아직 희소하여 본연구는 konus 각과 길이가 의치의 기능시에 치주조직에 미치는 영향을 알아보고자 시행하였다. Körber의 보고에 의하여 konus의 각도를 4, 6, °8로 나눴으며 4이하나 8이상은 유지력의 측면에서 너무 과하거나 부족할것으로 예상하여 제외하였다. 그리고 내관의 높이는 평균적인 임상치관의 길이를 고려하여 결정하였으며 대합치와의 공간 등을 고려하여 5mm, 6mm, 7mm의 3가지 경우를 설정하였다. 실험결과 의치 구조물 중 수선이 비교적 용이한 외관의 레진전장 파절 다음으로 가장 파절이 자주 일어날것으로 예상되는 외관과 의치상과의 연결부(connector)에서 많은 응력이 집중하였으며 제1소구치 하중시에는 내관의 길이가 증가하면 응

력이 감소하였고, 제1대구치 하중시 응력이 약간 증가하였으며 konus 각도가 증가하면 응력은 감소하였다. 치주조직에 미치는 응력의 분포양상은 어느 일정부분에 응력이 국소적으로 집중되는 부분은 없었으며 비교적 고르게 분포하였다. 약간의 차이지만 전반적으로 내관의길이가 길어지면 응력이 증가하였으며, konus 각도가 증가하면 응력은 감소하였다. 위와같은 결과로 볼 때 만일 환자의 치주적인 상태가 양호하지 못하여 지지골의 양이 감소되고 임상치관이 길어진 경우 지대치를 삭제하게 되면 정상적인 치주조직을 가진 경우보다 내관의 길이가 길어지게 되므로 이때는 konus의 각도를 유지력에 문제가 되지 않는 범위내에서 증가시켜 주면 치주조직에 가해지는 응력을 줄여주는 효과가 있을 것으로 사료된다. 유한요소 분석법에서는 구조물에 생체조직이 포함된 경우 생물학적 고려가 생략되기 쉽기 때문에 응력의 완전한 정량적 분석에는 약간의 무리가 있다. 실제 구강은 개인마다 악골이나 저작력 그리고 저작습관등이 다르고 개인구강위생상태가 다르므로 같은 하중 조건이라도 이에대한 생체조직의 반응은 다를 수 있다. 유한요소분석에 의한 응력분석은 보철물을 착용하고 기능시 나타날 수 있는 현상의 한 단면만을 유추한것이라고 생각된다. 향후 더욱 정확한 모형을 통해서 3차원적인 상황에서 응력을 분석함으로써 좀더 임상적인 상황에 근접한 응력분석이 가능하리라 생각된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 하악의 견치와 제1소구치를 지대치로 이용하여 편측 konus denture로 수복시 konus crown 내관의 각도 및 높이에따라 지대치 및 잔조치조제에 미치는 응력 및 변위를 비교 분석 하기 위하여 모델을 제작한 후 지대치의 각도를 4°, 6°, 8°로, 내관의 높이를 5mm, 6mm, 7mm로 하여 15°근심 경사된 5kg의 하중을 제1소구치와 제1대구치의 중심와에 각각 가한 경우 치근단 및 잔존치좇에 발생된 응력의 분포와 변위 양상을 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 지대치와 의치상의 연결부위에 최대 주응력이 발생되었다.
2. 내관의 각도가 증가할수록 응력이 작게 나타났다.
3. 내관의 높이가 증가할수록 최대 주응력은 작게 나타났으나, 치근단 및 잔존 치조제에서는 응력이 크게 나타났다.
4. 제1소구치에만 하중을 가한 경우, 제1소구치 치근단 하부에 비교적 높은 응력이 집중되었다.
5. 제1대구치에만 하중을 가한 경우, 지대치 및 잔존 치조제에 균등한 응력분포를 보였다.
6. 최대변위량은 제1대구치에 하중을 가한 경우 의치상 원심 부분에서 나타났다.

참 고 문 헌

1. 金安 英治: 補綴の 診療計劃と その診査(維持歯の 診査) 第一版. 東京, 醫歯藥出 版株式會社, pp. 183-187, 1979
2. 森田 修己 : 補綴의 診療計劃と その診査 (遊離端義歯). 第一版. 東京, 醫歯藥出 版株式會社, pp. 273-282, 1979
3. Aydinlik, E., Dyangas, B. and Celik, E.: Effect of splinting on abutment tooth movement. J. Prosth. Dent., 49:477-480, 1983
4. Preiskel. H.W.: Precision attachment in dentistry. 2nd ed, ST. Louis, C.V. Mosby Co., pp.22-36, 1973
5. Schweitzer, J.M., Schweitzer, R.D and Schweitzer, J.: Free-end pontics used on fixed partial dentures. J. Prosth. Dent., 20:120-138,1968
6. Tylman, S.D and Malone, W.F.P.: Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 7th ed. ST. Louis, C.V. Mosby Co., pp.587-603, 1978
7. Nakazawa, I : A clinical survey of removable partial dentures : Analysis of follow up examinations over a sixteen year period, Bull. Tokyo Med, Dent. Univ. 2 4: 125, 1977.
8. McGivney GP and Castleberry DJ : McCracken's Removable Partial Prosthodonics 9th ed. St. Louis, Mosby Co, 1995
9. Krol AJ : Removable Partial Denture Design outline syllabus. 3rd ed, San Francisco, university of Pacific. 1986.
10. Körber KH und Hener M : Grundlagen der starram Restgebiβ abgestutzten partiellen Prothesen Richtlinien tur den Entwurf. Zahnarztal. welt/Refrom, 82 : 558, 1973.

11. Körber. K. H : Konuskronen-ein physikalisch definiertes Teleskope system. Dtsch. Zahn rztl. Z., 23: 619, 1968.
12. Körber KH : Konuskronen-telescope(3.Aufl.). Heidelberg, A. Huthig, 1973.
13 Körber KH : Konuskronen-telescope. Heidelberg, A. Huthig, 1969.
14. Körber KH : Konuskronen-ein physikalisch definiertes telescope system, Dtsch. Zahnarztl.Z., 23 : 619, 1968.
15. Rehm H et al. : Biophysikalischer Beitragzur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen, Dtsch. Zahnärztl. Z., 17 : 963, 1962.
16. 後藤 忠正, 五十嵐順正 俗隆司 ; Konuskronen-telescopeに よる 部分床義歯の 臨床例. 補綴誌 19;1, 1975
17. Hayrettin, K., Douglas, H.N. : Finite element handbook. R.R. Donnelley and Sons Company, pp. 275-2108, 1987.
18. Cook, S.D., Weinstein A.M., Klawitter, J.J. :A three-dimensional finite element analysis of a porous coated Co-Cr-No alloy dental implant. J. Dent. Res., 61: 25-29, 1982.
19. 田口後博; 遊離端 義歯に おける 增員, 連結 された 支臺歯の 咬合壓による 動 きに關する 實驗的 硏究, 齒科學報, 76 : 1613-1643, 1976
20. 韓武鉉, 崔富昺 : 有限要素法에 依한 telescope crown 과 支臺齒 및 支持組織의 力學的 反應에 關한 硏究. 慶熙齒大論文集, 4; 241-258, 1982
21. 곽재영, 김광남, 장익태, 허성주 : Telescope 형 및 clasp 형 유지장치를 이용한 국소의치 지지조직의 응력분표에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 대한치과보철 학회지. 37 : 104-126. 1999
22. Major M Ash Jr : Wheeler`s Dental anatomy, physiology and occlusion:7th ed WB Saunders Co 218-231, 1993.
23. Glickman, I. : Clinical periodontology, Philadelphia, 1972. W.B. Saunders Company, pp. 29, 329.
24. Gibbs CH, Mahan PE : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent. 46:443-449,1981.
25. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication (I). J Dent Res 35: 664-670, 1956.
26. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication (II). J Dent Res 35: 671-673, 1956.
27. Langer, A. : Telescopic retainers for removable partial dentures. J. Prosthet. Dent., 45:37-43, 1981.
28. Morton, L. : Telescopic dentures. J. Prosthet. Dent., 29:151-156, 1973.
29. 三野襄二ほか : 片側性 ASC 52 アタシソトについて. 補綴臨床, 12 : 4, 1979.
30. Crum, RJ and Loiselle, RJ : Oral perception and proprioception : A review of the literature and its significance to prothodontics. J. Prosthet. Dent., 28 :215, 1972.
31. Singer, F. and Schön, F. : Partial Dentures., London. Henry Kimpton, 1966.
32. Craig, R.G., Farah, J.W. : Stress from loading distal-extension removable partial dentures. J. Prosthet. Dent., 39:274-277, 1978.
33. Ergun, A., Hasan, U.S. : Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. J. Prothet. Dent., 44:17-20, 1980.
34. Kratochvil, F.J., Caputo, A.A. :Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. J. Prosthet. Dent., 32:52-61, 1974.
35. Pezzoli, M., Rossetto, M., Calderale, P.M. : Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. J. Prosthet. Dent., 56:329-337, 1986.
36. Yalisove, I.L. : Crown and sleeve-coping retainers for removable partial prostheses. J. Prosthet. Dent., 16:1069-1084, 1966.
37. Warren, A.B., : Caputo, A.A. : Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures. J. Prosthet. Dent., 33:137-148, 1975.
38. 최대균, 방몽숙. Konus Telescope의 임상:7-8 1998 나래출판사
39. Singer, F. : Das Präzisionsgeschiebe, Zahnärztl. Rdsch. 69; 207, 1960.