

유리단 국소의치의 교합하중 적용시 이중금관, 어태치먼트 및 RPI clasp 유지장치에 따라 지대치와 의치상에 미치는 응력 비교

전 인 식 · 김 부 섭* · 정 인 성*

(부산가톨릭대학교 보건과학대학원, 부산가톨릭대학교, 보건과학대학 치기공학과*)

Abstract

Comparison of Stress of the Abutment Teeth and Denture Base in Distal Extension Removable Partial Dentures Retained Konus Crown, Precision Attachment and RPI Clasp with the Occlusal Load Application

In-Sik Jun, Bu-Sub Kim*, In-Sung Chung*

*Graduate School of Health Science, Catholic University of Pusan, Korea
Dept. of Dental Laboratory Science, Catholic University of Pusan**

Free-end partial dentures, which are supported by teeth surrounded by dental root membranes and elastic mucous membrane tissues, may cause stress to the abutment teeth due to external force imposed on the denture base, increase the mobility of the abutment teeth, and bring about a change in the periodontal tissue.

General retainers used in partial dentures are categorized into clasp, attachment, and Konus crown.

Stress imposed on the abutment teeth and mobility of the denture base have relations with the lifetime of a crown and abutment teeth, and have direct relations with the chewing ability. Thus, a need arises to make a comparative analysis of stress of the three direct retainers on the abutment teeth and interpret the mobility of the denture base.

This study designed three kinds of removable partial dentures (one kind of attachment partial denture, one kind of Konus crown partial denture, and one kind of clasp partial denture), and fabricated Dentiforms of bilateral partial dentures (Kennedy Class I) with lower left 1st premolar and lower right 1st and 2nd premolars being as the abutment teeth.

A strain gauge was installed in the mesial and distal surface of the lower left 1st premolar (No. 34) of the fabricated dentiform and in the lower part of the denture base, and installed were a clasp

| | | | | | | |
|----------|----|-----------------------------|----|--------------|--------|-------------------|
| 교신 저자 | 성명 | 전 인 식 | 전화 | 053-956-7155 | E-mail | rex9191@paran.com |
| | 주소 | 대구광역시 북구 대현2동 293-1 강남치과기공소 | | | | |

partial denture, an attachment partial denture, and a Konus crown partial denture. Then, the vertical static load of 5kgf and 7.5kgf at the occlusion surface of the lower left No. 6 molar was generated for a total of 20 frequencies of load each using a push-full gauge, and thus a change in the output of the strain gauge was measured.

With the respective application of Konus crown, attachment and RPI clasp in the free-end partial denture, surveyed was the distribution of stress imposed on the abutment teeth and the denture base according to the location of occlusion force load so as to come up with the following results.

1. Konus crown and attachment partial dentures generated much stress, and more stress on the abutment teeth than RPI clasp dentures did.

Attachment dentures tended to further intensify stress on the abutment teeth than Konus crown dentures did.

2. Attachment dentures and Konus dentures imposed less stress on the denture base than RPI clasp dentures did. There was no stress difference between Attachment and Konus crown dentures.

3. Dentures that were designed with the application of retainers using sturdy linkage methods tended to be less mobile.

- Key word : RPI clasp, Attachment, Konus crown, stress distribution, denture base mobility, and strain gauge.

1. 서 론

결손된 치열을 수복하는 방법에는 고정성 보철과 가철성 보철로 구별할 수 있다.

고정성 보철물은 일반적으로 결손치 전후의 치아를 지대치로 하여 연결하는 것이므로 결손부 전후의 치아가 치주적으로 불량하거나 소수치아가 남은 경우에는 고정성 보철이 불가능하고 따라서 가철성 보철을 계획하게 된다(우이형, 2003).

가철식 보철물 중 유리단 국소의치는 지대치와 잔존치조 점막이라는 상이한 두 구조에 의해 지지되고 치근막과 치조점막의 탄력성 차이로 인해 교합압이 지대치에 응력으로 작용될 수 있기 때문에 지대치의 건강유지는 국

소의치 예후에 매우 중요한 영향을 미친다. 유리단 국소의치 제작시 기능회복은 물론 이들 잔존치아의 치조점막을 유지 보존할 수 있도록 설계하는 것이 매우 중요하다. 유리단 국소의치에서 일반적으로 사용되는 유지장치는 clasp를 이용하는 방법과 어태치먼트를 이용하는 방법, 이중금관(Konus crown)을 이용하는 방법으로 나눌 수 있다. 이들 직접유지장치는 여러 가지 요인에 의해 채택 결정되는데 각각의 장단점이 있다. 특히 지대치에 가해지는 응력이나 의치상의 이동은 향후 보철물이나 지대치의 수명과도 관련이 있으며 또한 저작능력과 직접적 관련이 있다. 따라서 세가지 직접유지장치가 지대치에 미치는 응력의 비교분석과 의치상의 움직임에 관한 해석이 필요하다.

본 연구에서는 의치의 안정과 유지 차원에서 의치가 이탈하려는 힘이나 저작시의 압력이 지대치에 어떠한 영향을 주며 직접유지장치의 종류에 따라 유리단에 이탈력이 가해질 때 지대치 주위조직에 가해지는 힘과 의치상의 움직임에 관해 분석하고자 한다.

Clasp, Attachment, Konus crown을 유지장치로 사용하는 국소의치는 각각의 장단점을 가지고 있지만, 의치상의 이동과 의치상 및 지대치에 가해지는 stress를 조사하고 의치 디자인이 미치는 영향을 명확하게 살펴보기 위해 본 연구에서는 유리단 국소의치의 일반적 모델인 Kennedy Class I case에 clasp, 어태치먼트, 이중금관(Konus crown)을 각각 제작하여 적절한 부위에 응력 하중을 준 뒤 나타나는 응력의 변화를 비교 분석하여 지대치와 치주조직에 가해지는 힘을 분석함과 동시에 의치상 부위의 응력도 함께 조사하였다.

2. 실험 방법

1) 모형제작

본 연구에서는 세 가지 종류의 가철식 부분 의치(어태치먼트 국소의치, 이중금관 국소의치, RPI clasp 국소의치)를 디자인하였다.

하악 좌측 제1소구치(34번), 하악 우측 제1소구치(44번) 및 제2소구치(45번)를 지대치로 하는 양측성 국소의치 적응증례(Kennedy Class I)의 Dentiform에서 잔존치의 교합면과 결손부 치조제를 포함하여 치과용 경석교로 index를 채득하여 앞으로 실험모형에 지

대치를 위치시키는데 이용하도록 하였다. 실리콘 인상재(Protesil, Krupp)를 이용하여 Dentiform을 복제하여 음형을 제작한 후 우측 제1소구치(44번), 제2소구치(45번), 좌측 제1소구치(34번)를 복제하여 치근모양을 인기한 후 Dentiform을 재형성하여 치근의 해부학적 형태에 따라 치관, 치근부분이 모형에서 착탈될 수 있게 하였다.

모형 인기는 Poly Coat(CH-304, 애경화학)를 사용하였으며, 치근둘레에는 1mm두께의 추가형 실리콘(EXAMIX FINE Injection type, G.C)막으로 둘러싸는 방법을 이용하여 periodontal ligament와 유사하도록 하였다. Edentulous ridge에는 3mm두께의 실리콘 고무 임프레션(G.C)재료를 덮어서 Mucosa resilience와 유사하게 제작하였다. 그러한 edentulous 부분은 폭이 20mm이고 길이가 35mm였다.

2) 각각의 보철물 제작

각 치관 부분은 귀금속합금(TYPE Ⅲ, 알파 덴트 58%)을 사용하였으며, 치형조각은 3개의 부분으로 나뉘어졌다. RPI clasp를 이용하도록 설계되어진 치형조각은 3개의 부분으로 나뉘어졌다. RPI clasp를 이용하도록 설계되어진 지대치는 우측 1소구치(44번)와 우측 2소구치(45번)는 부목하였고, 좌측 1소구치(34번)는 단일치로 형성 되어졌으며, 정밀 부착(Attachment)치관은 Extracoronally attachment인 ERA(stern gold)를 사용하였으며 Konus crown 내관은 각각 6° 각도를 부여, 정밀평행측정기[Milling machine

APF450(Amann)]에서 wax pattern(Bego)을 milling하여 주조하였으며, 외관은 patttern resin(G.C.)을 이용하여 치형을 조 작하였다. 각각의 crown주조체는 CB 30 (High Heat Crown & Bridge-Ticonium)으로 매몰, 소환과정을 거쳐 정밀 주조하였다. 정밀 평행 측정기상에서 각각의 모형은 surveyor 과정을 거쳐 agar인상재(Krupp)를 이용하여 복제모형(CRUTA-VEST-Krupp)을 채득하였으며, wax up을 시행한 후, 2차 매몰재(Shinvest P & D-partial denture-용 코발트-크롬 모형주조에 사용되는 인산염계 매몰재)를 이용하여 소환주조과정을 거쳐 frame work(Vera PDS, Co-Cr hard)를 완성시켰다.

의치상의 온성 resin은 QC20(Dentsply)을 사용하였으며, 인공치는 Endura(sofu)를 사용하였다.

좌측 제1대구치(36번)하방 edentulous 부위에 strain gauge(FLA-2 · 350)1개를 부착하였으며 좌측 제1소구치(34번) 치아의 치근 근심(mesial) 원심(distal)부분에 strain gauge를 각각 1개씩 부착하여 치관의 동요도와 의치상에 가해지는 응력을 분석하고자 하였다.

본 연구에서는 3개의 RPD를 디자인하였고 응력 실험시,

(1) 우측 제1소구치(44번), 우측 제2소구치(45번)에 적용각도 6° 각도로 한 내관 Konus crown을 제작하였으며, 외관은 제1소구치, 제2소구치를 부목하였다.

좌측 제1소구치(34번)에 6° 각도로 한 내관 Konus crown을 제작하였으며 외관 제1소구

치는 단일치로 제작하였다.



(2) 우측 제1소구치(44번), 우측 제2소구치(45번)의 Distal면에서 Extracoronal Attachment (ERA Stern gold)를 사용 부목처리하였다. 좌측 제1소구치(34번) Distal 면에서 Extracoronal Attachment를 장착하였다.



(3) 우측 제1소구치(44번), 우측 제2소구치(45번)에는 RPI clasp를 사용하는 지대치를 형성 부목처리하였다. 좌측 제1소구치(34번)에도 RPI clasp를 사용하는 지대치를 형성하



였다.

strain gauge(Fenner, 1956) 300Ω 를 Wheatstone Bridge Circuit와 차동증폭회 회로로 미약신호를 증폭하였다.

3) Strain gauge 설치

치아가 받는 응력(인장, 압축)을 측정하기 위하여 센서(Sensor)로서 스트레인 게이지(Strain Gauge)를 사용하였다. Strain Gauge는 물체에 외력이 작용하면 물체의 변형이 일어나는 효과를 이용하여 재료의 응력, 스트레인을 측정하는 센서이다. Strain Gauge는 절연기판(Film 형태) 위에 금속 증착(Deposition)공정을 통하여 금속저항선을 형성시킨 다음, 접착제로 고정시키고, 단말에 인출선(Lead Wire)이 연결되어 있는 구조로 구성되어 있다. 이것을 피측정물의 한쪽면 또는 양쪽면에 정착제로 붙여서 물체의 스트레인을 전기저항으로 변환 및 검출하는 센서이다. 따라서, strain gauge는 외력에 의하여 형성된 금속저항체의 단면적과 길이의 변화를 하게 되고, 그 변화는 외력에 비례하는 전기저항의 변화로 얻을 수 있는 센서이다.

실험에 사용된 strain gauge는 치아 및 잇몸의 크기를 고려하여 가로 3.5mm, 세로 6.5 mm 크기의 비교적 작은 strain gauge를 사용하였다.

Strain Gauge의 저항값은 응력이 가해지지 않은 정상상태에서 300Ω 의 저항값을 가진다. 이 저항값은 외부응력에 비례하여 변화가 발생하며, 이 저항 변화를 전기적 신호로 출력하기 위하여 휘스톤 브리지 회로

(Wheatstone Bridge Circuit)와 차동증폭회로(Differential Operational Amplifier Circuit)를 구성하여 외부 응력변화에 따른 출력전압 값을 오실로스코프(Oscilloscope)로 측정하였다. Figure 1은 strain gauge의 응력변화를 측정하기 위한 센서 신호처리회로의 전체 시스템 회로를 나타낸 것이다. Figure 1에서 R3이 잇몸에 부착된 strain gauge의 저항을 나타내고 있으며, 이의 변화를 휘스톤 브리지 회로와 차동증폭회로를 구성하였다. Figure 2는 모형에 strain gauge를 부착한 형태의 모식도이다. 차동증폭회로는 고정밀도의 Operational Amplifier 인 OP07을 3개 사용하여 회로를 구성하였다.

휘스톤 브리지 회로(Wheatstone Bridge Circuit)는 1kΩ 저항 2개와 300Ω 저항 1개 및 300Ω 의 저항값을 가지는 strain gauge를 브리지 형태로 구성하여 전체적으로 브리지 평형을 유지하도록 회로를 설계하였으며, 외력에 의하여 300Ω 의 저항값을 가지는 strain gauge가 인장, 압축응력에 의하여 저항 값이 변화하게 되면, 회로의 브리지 평형(저항의 평형)이 깨어지게 되고 그 변화는 미약하기 때문에 이 변화 분을 차동증폭기로 증폭하였다.

또한 잇몸에 부착되어 있는 strain gauge는 잇몸의 외형에 따라 약간 굽어있는 형태로 구성되어 있어(300Ω 의 저항 값을 가지는 strain gauge 저항이 변화된 상태)이를 보상하기 위하여 휘스톤 브리지 회로에 오프셋(Off Set) 저항을 추가하여 외력이 인가되지 않은 초기 실험단계에서 휘스톤 브리지 회로의 출력이 0V에 가깝게 조정할 수 있도록 하

였다. 휘스톤 브리지 회로의 구동전원은 정전압원(구동전압 +15V)으로 구성하였다.

실험에서 사용된 차동 증폭기는 증폭율(이득, Gain)을 크게 하면, 응력변화에 대한 큰 출력변화를 얻을 수 있으나, 잇몸의 구조가 딱딱한 재질이 아닌 부드러운 실리콘재질이 사용되었기 때문에 응력에 대한 변화가 다소 크리라고 예상되었고 이에 따라 출력 전압이 포화되는 결과를 막기 위하여 증폭율을 약 100배 정도로 하여 증폭회로를 구성하였다. 또한, 실험에서는 외력 인가 전과 외력 인가 후의 strain gauge의 출력 변화를 측정하는 것이 중요하다고 생각되어 증폭율을 낮게 하여 회로를 구성하였다. 정확한 출력 전압값을 측정하기 위하여 디지털 오실로스코프(Digital Oscilloscope: Tektronix TDS210,

60MHz)를 사용하였다.

Strain Gauge의 부착 위치는 의치가 받는 응력을 측정하기 위하여 의치의 아래 부분인 잇몸에 부착하였고, 이 응력에 의하여 주변의 치아에 작용하는 응력변화를 측정하기 위하여 치근의 내부 잇몸 속에 근, 원심 방향으로 2개의 strain gauge를 추가로 사용하였다. 외력에 대한 strain gauge의 응력 변화에 출력 전압값을 기준 외력에 대하여 비교하기 위하여 시중에서 판매되고 있는 하중 센서인 push-pull gauge(IMADA)가 외력의 기준으로 사용되었다. push-pull gauge(IMADA)를 사용하여 외력 5kgf, 7.5kgf로 치아에 외력을 인가하였을 때, strain gauge의 출력 변화를 측정하였다.

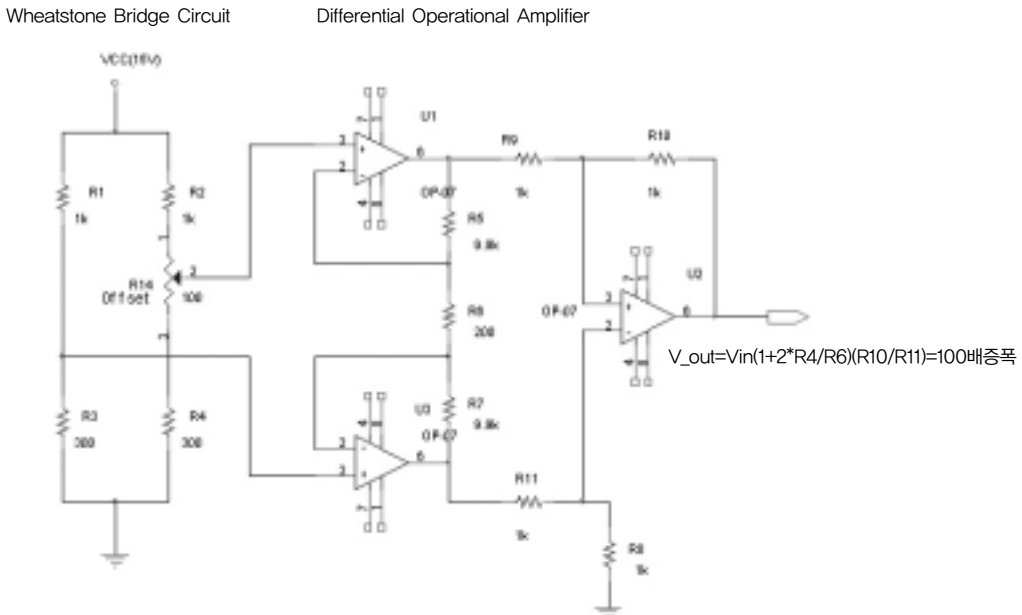


Figure 1. The whole system circuit diagram of the sensor signal treatment circuit

4) 실험

하악 좌측 제1대구치(36번)의 교합면에서 5kgf, 7.5kgf의 수직정지 하중을 20회씩 가하여 측정하였다. 이때 하중은 외력의 기준인 push-pull gauge(IMADA)가 사용되었다.

좌측 제1대구치(36번)하방 edentulous 부위에 strain gauge(FLA-2 · 350)1개를 부착하였고 좌측 제1소구치(34번) 치아의 치근 근심, 원심 부분에 strain gauge를 각각 1개씩 부착하여 치관의 동요도와 의치상에 가해지는 응력을 분석하였다.

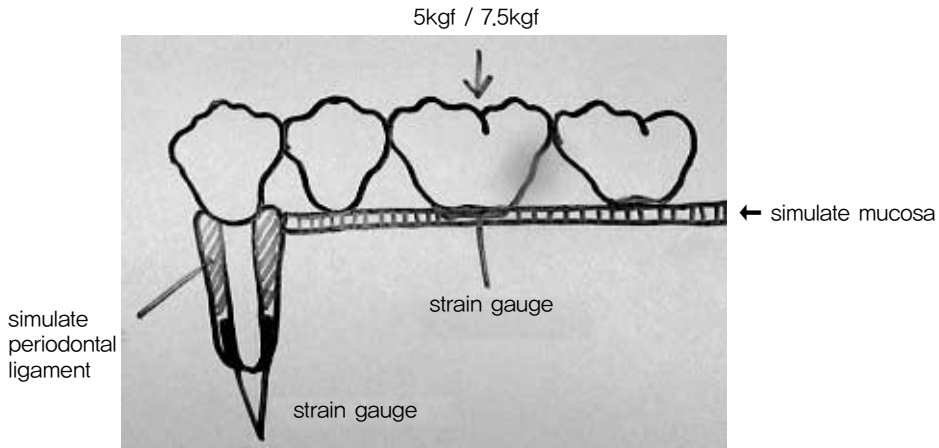


Figure 2. Schema of experimental model

3. 결과 및 고찰

1) 지대치에 가해지는 스트레스 분포

지대치의 스트레스 평균값을 Table 1, Table 2에 나타내었다.

Table 1. Stress mean values of the abutment tooth retained konus crown, precision attachment and RPI clasp respectively when loaded in 5kgf

| Konus crown | | Attachment | | | | RPI clasp | | | | | |
|-------------|--------|------------|--------|--------|--------|-----------|--------|------|----|------|-----|
| Mesial | Distal | Mesial | Distal | Mesial | Distal | Mesial | Distal | | | | |
| Mean | 270 | Mean | 238 | Mean | 316 | Mean | 305 | Mean | 90 | Mean | 214 |

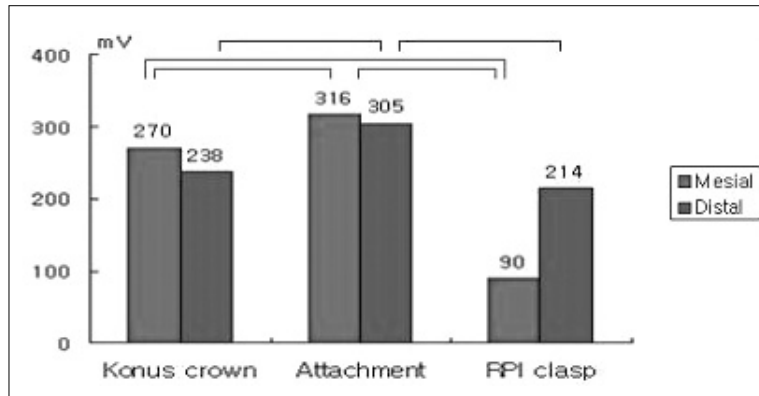


Figure 3. The stress distribution of the mesial, distal of the first premolar when loaded in 5 kgf. Solid line show significant differences ($p < 0.05$; Scheffe's multiple range test)

이중금관 국소의치<Table 1>에서 5kgf의 하중을 가하였을 때 근심으로 미치는 힘은 270mV이며 원심측은 238mV였다.

이때 평균값은 254mV이다<Figure 3>.

어태치먼트 국소의치<Table 1>에서 5kgf의 하중을 가하였을 때 근심으로 미치는 힘은

316mV이며 원심측은 305mV였다.

이때 평균값은 310.5mV이다<Figure 3>.

RPI clasp 국소의치<Table 1>에서 5kgf의 하중을 가하였을 때 원심으로 미치는 힘은 214mV이며 근심측은 90mV였다.

이때 평균값은 152mV이다<Figure 3>.

Table 2. Stress mean value of the abutment tooth retained konus crown, precision attachment and RPI clasp respectively when loaded in 7.5kgf.

| Konus crown | | Attachment | | RPI clasp | |
|-------------|--------|------------|--------|-----------|--------|
| Mesial | Distal | Mesial | Distal | Mesial | Distal |
| Mean | 336 | Mean | 436 | Mean | 113 |
| | 303 | Mean | 389 | Mean | 229 |

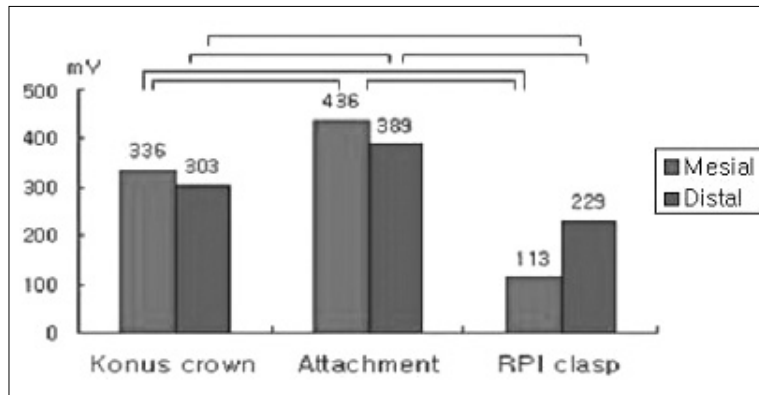


Figure 4. The stress distribution of the mesial and distal of the first premolar when loaded in 7.5kgf. Solid line show significant differences ($p < 0.05$; Scheffe's multiple range test)

이중금관 국소의치(Table 2)에서 7.5kgf의 하중을 가하였을 때 근심으로 미치는 힘은 336mV이며 원심측은 303mV였다.

이때 평균값은 319.5mV이다. 근심쪽으로 이동값이 높게 나타났다(Figure 4).

어태치먼트 국소의치(Table 2)에서 7.5kgf의 하중을 가하였을 때 근심으로 미치는 힘이 436mV이며 원심측은 389mV였다.

이때 평균값은 412.5mV이다. 근심쪽으로 이동값이 높게 나타났다(Figure 4).

RPI clasp 국소의치(Table 2)에서 7.5kgf의 하중을 가하였을 때 원심으로 미치는 힘이 229mV이며 근심측은 113mV였다.

이때 평균값은 171mV이다. 원심쪽으로 이동값이 높게 나타났다(Figure 4).

이중금관 국소의치나 어태치먼트 국소의치

의 경우는 근심쪽으로의 이동이 많았으며 RPI clasp 국소의치의 경우는 원심쪽으로의 이동이 높게 나타났다.

전체적으로 비교해볼 때 5kgf 적용시 어태치먼트 국소의치를 적용한 지대치가 310.5mV로 가장 높게 나타났으며 이중금관 국소의치 지대치 경우 254mV, RPI clasp를 적용한 국소의치는 152mV의 순으로 나타나 RPI clasp를 적용한 경우 지대치에 미치는 힘이 7.5kgf의 적용 시에도 마찬가지로 제일 적은 것으로 나타났다.

이를 Figure 3, Figure 4에 나타내었다.

Oneway ANOVA (SPSS Ver. 13.0)로 검증 결과 유의차가 있었으며 유의차가 있는 구간 표시를 Figure 3, Figure 4에 실선으로 나타내었다(Scheffe's multiple range test).

Table 3. Stress mean value of the denture base retained konus crown, precision attachment and RPI clasp respectively when loaded in 5kgf and 7.5kgf.

| Konus crown | | Attachment | | RPI clasp | | | |
|-------------|--------|------------|--------|-----------|--------|------|-----|
| 5kgf | 7.5kgf | 5kgf | 7.5kgf | 5kgf | 7.5kgf | | |
| Mean | 171 | Mean | 195 | Mean | 203 | Mean | 231 |

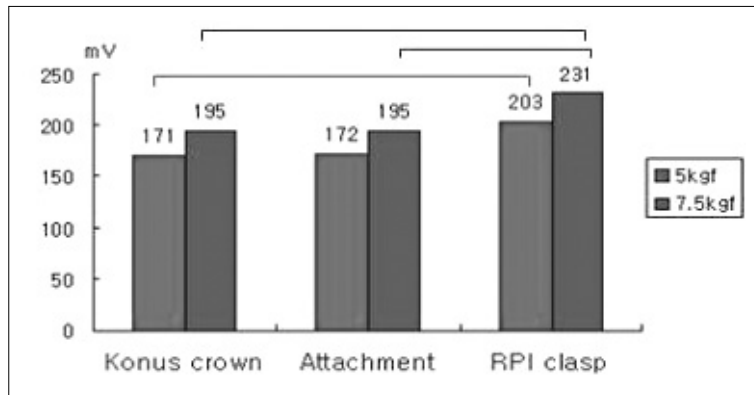


Figure 5. The vertical displacement of the center of denture base when loaded in 5kgf and 7.5kgf. Solid line show significant differences ($p < 0.05$; Scheffe's multiple range test)

2) 의치상의 스트레스 분포

위에서 설명한 3가지 디자인으로 된 의치상에 가해지는 스트레스는 이중금관 국소의치상에서〈Table 3〉 5kgf의 하중을 가하였을 때 171mV로 나타났으며, 7.5kgf의 하중을 가하였을 때에는 195mV로 나타났다〈Figure 5〉.

어태치먼트 국소의치상에서〈Table 3〉 5kgf의 하중을 가하였을 때 172mV로 나타났으며 7.5kgf의 하중을 가하였을 때 195mV로 나타났다〈Figure 5〉.

RPI clasp 국소의치상에서〈Table 3〉 5kgf의 하중을 가하였을 때 203mV로 나타났으며 7.5kgf의 하중을 가하였을 때 231mV로 나타났다〈Figure 5〉.

측정한 스트레스의 평균값에서는 유의한 차이를 보였다.

($P < 0.05$; Scheffé's multiple range test)

RPI clasp 국소의치의 경우는 이중금관 국소의치나 어태치먼트 국소의치보다 스트레스 분포가 높게 나타났다.

이중금관 국소의치나 어태치먼트 국소의치 간에는 유의한 차이는 보이지 않았다.

3) 응력에 대한 해석

후방연장 국소의치의 의치상에 작용된 힘은 그 압력과 의치의 운동에 의하여 주위조직에 영향을 미치므로 의치의 설계시 레스트, 인접유도면, 직접유지장치 및 간접유지장치에 그 힘을 적절히 분산시켜야 한다.

지대치에 가해지는 바람직하지 않은 응력을 감소시킴으로서 지대치의 건강을 증진시키려

는 노력으로 국소의치 지지조직 및 지대치에 가해지는 응력을 분석하고 국소의치의 설계를 변화시켜 실험모형 및 생체 내에서 지대치의 운동양상을 관찰한 연구가 오래전부터 계속되고 있으나 아직까지 많은 논란의 대상이 되어오고 있다. 그중에서도 어떤 유지장치가 지대치 예후에 좋은 영향을 주는가 하는것은 직접 지대치에 접촉되는 구성요소이므로 높은 관심의 대상이 되어왔다.

Devan(1955)이 clasp설계에 대하여 이론적으로 분석한 것을 효시로 Frecheffe(1956), Kaires(1956), Weinberg(1956) 등이 물리적 측정장치를 이용하여 지대치 운동을 기록하기 시작하였다. 그 후 Clayton등(1971)은 Strain gauge 측정법을 이용하여 주로 bar clasp와 가공선 clasp를 비교 연구하였으며 Cecconi등(1971; 1972)은 dial gauge를 통한 연구에서 clasp arm 자체보다는 전체적인 clasp assembly의 설계가 지대치 동요에 중요한 영향을 미친다고 주장하였다. Craig등(1978)은 국소의치 응력분석에 유한요소법을 이용하였고 최근에 Young등(1977)이 이 분야에 laser holography를 이용하는 새로운 방법을 제시하였다.

Laser reflexion method는 장비가 간편하고 기법이 용이하여 앞으로 임상적용이 매우 촉망된다.

Cecconi등(1971)은 의치상에 가해지는 부하의 크기와 위치에 따라 의치상 및 지대치의 운동양상이 달라진다고 발표했으며 Browning(1986), Clayton(1971), Hofmann (1967), Matsumoto(1970) 등의 연구에서도 부하의 위치에 따라 지대치 운동

에 영향이 있다고 보고하였다.

Kratochvil(1963), Krol(1973)은 RPI clasp의 장점을 강조하여 I-bar는 유리단 의치상에 수직력이 발생할 때 국소의치의 인접면관 부위와 함께 지대치에서 이탈하므로 지대치에 가해지는 응력을 감소시키고 특히 근심 레스트는 원심레스트에서 보이는 지대치를 들어올리는 힘을 방지한다고 주장했다.

Thompson(1977)도 이런 주장을 지지하는 연구 결과를 보고하였으며 McCartney(1980), Taylor(1982), 엄영배(1974), 윤성일(1985), 이병태(1976)의 연구에서도 같은 결론을 얻은바 있다.

이에 반해 Cecconi(1971)는 RPI clasp가 다른 clasp보다 오히려 더 큰 지대치 운동을 보였다고 주장하였다. 이러한 상반된 주장들 가운데 관심의 초점이 된 설계는 유지부 자체보다 교합면 레스트의 위치에 관한 것이다. Cecconi(1972)는 국소의치에 부하를 가할 때 나타나는 외력은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치에 가해진다고 하였다.

Kratochvil(1963)은 RPI clasp가 치아에 대한 피개가 적고 지대치에 가해지는 응력이 적다고 하였고, Krol은 근심면 레스트를 한 경우 회전점이 원심면 레스트보다 전방에 있으므로 힘이 잔존 치조제에 수직적으로 가하게 되므로 지지가 증가되며 지대치가 근심으로 경사하게 되어 인접치의 지지와 안정을 얻을 수 있다고 하였다.

본 연구 결과에서도 이중금관 국소의치나 어태치먼트 국소의치의 경우는 근심쪽으로의 이동이 많았으며, RPI clasp 국소의치의 경우는 원심쪽으로의 이동이 높게 나타났다.

이중금관 국소의치나 어태치먼트 국소의치는 rigid type이라서 지대치의 원심측을 누르게 되고 지대치의 치근 근심측의 응력이 커지는 효과가 나타났다. PRI clasp 국소의치의 경우는 근심 레스트를 사용하였기 때문에 치근의 원심측의 움직임이 더 높게 나타나는 것을 알 수 있었다.

한편 국소의치의 유지장치로는 clasp를 이용하는 방법과 어태치먼트를 이용하는 방법, 이중금관을 이용하는 방법으로 나눌 수 있다.

일반적으로 clasp를 이용하는 방법이 가장 많이 사용되고 있으나 심미적인 문제와 더불어 clasp가 지대치를 약 270도 감싸고 있고 또 clasp로 인한 과풍응에 의한 지대치 주변의 치태침착으로 인한 치주질환이 발생할 가능성이 크다. 또한 rest가 근심에 있건, 원심에 있건 어떤 경우도 지대치의 장축에 일치하게 교합력이 가해지기 어렵기 때문에 항상 지대치에 torque stress를 주게 되므로 유리단 무치악의 경우에 적절하게 치조제에 대한 압박인상이 채득되지 못한 경우에는 교합하중이 지대치에 가해지게 되므로 지대치의 동요를 불러오게 된다.

보철수복의 가장 좋은 방법은 고정성 보철을 이용한 primary splinting으로 모든 것을 하나로 견고히 연결할 때 저작시에 해당 치아가 가장 많은 힘을 받고 나머지 치아들은 일차 고정에 의하여 소위 cross arch stabilzation이 이루어지기 때문에 거의 균일하게 모든 지대치에 힘이 분산되므로 교합압의 고른 분산으로 인하여 지대치에 가해지는 과부하를 방지할 수 있어 장기적인 치아의 안정성을 얻을 수 있다.

Rehm등(1962)은 rigid support에 관한 기초적 검토에서 rigid support에 의한 유리단 의치에 관하여 기능시 지대치의 변위가 생리적 운동범위 내에 있는 것을 입증하였다. 하악 제1소구치를 지대치로 한 유리단의 경우에 지대치는 원심으로 150um, 치근단으로 70um 이동하는데 치조제는 0.3mm 침하하므로 지대치보다 0.23mm 더 침하는 하계 되지만, 지대치의 원심동요는 100um으로 최대변위양인 150um보다 적으므로 생리적 범위 이내에 속하며 치조제의 길이가 길고 점막상태가 견고한 경우에는 그 양이 더욱 적어진다. 그러므로 rigid support는 치아의 변위를 생리적 변위 이내로 할 수 있는 장점을 가지고 있으므로 지대치에 무리한 힘을 가하지 않는다.

또한 많은 종류의 부착 유지장치(attachment)가 존재하며 또한 연결에 있어서 견고한 정도는 유지장치의 종류에 따라 달라진다. Kratochvil(1981)은 3가지 종류의 부착방법인 탄력부착, 세미정밀 부착, 견고정밀 부착을 연구한 다음 보고에 따르면 탄력부착이 edentulous부분에서는 가장 강한 힘을, 그리고 지대치에서는 가장 약한 힘을 보여준 것으로 나타났으며 또한 세미정밀 부착은 더욱더 효과적인 스트레스 패턴을 포함한 것으로 나타났다.

이중금관, 어태치먼트의 견고하거나 반견고한 방식의 디자인 의치는 clasp 의치의 경우보다 많은 힘을 지대치에 집중시키는 것으로 본 연구에서도 나타났다. 과부하의 관점에서 볼 때 지대치의 스트레스 분포 패턴을 평가하는 것은 매우 중요한 역할을 한다. 견고한 방식의 유지장치는 많은 스트레스를 유발하고

clasp의 경우보다 많은 지대치의 이동을 야기하였다고 Chou(1989; 1991)는 보고하였으며, 또한 그들은 견고한 디자인의 의치가 가질 수 있는 위험에 대해서도 지적하였다.

그러나 잔존치조제 의치상에 가해지는 스트레스는 지대치에 수평 또는 측방압으로만 힘이 집중되어 지대치에 영향을 미치는 것이 아니라 수직 또는 교합압에 의해 길게 의치상으로 분산되고 있다.

어태치먼트 국소의치와 이중금관 국소의치와 관련하여 나타난 결과들을 비교한 결과 어태치먼트 국소의치의 경우 제1소구치에 스트레스가 가장 많이 분포되었다. 그것은 최후방 지대치의 원심 연장부분에 있는 지대치에 의치를 연결하는 extracoronary부착의 구조 때문이다. 그와 같은 발견사실이 의미하는 바는 어태치먼트 국소의치의 최후방지대치에는 이중금관 국소의치의 경우보다 많은 위험을 내포하고 있기 때문이다.

초기 가정으로는 지대치에 미치는 스트레스의 정도는 이중금관 국소의치, 어태치먼트 국소의치, clasp 국소의치의 순으로 나타날 것으로 예상되었으나 어태치먼트의 탄력성이 전혀 발휘되지 않은 점은 특이하다. 결국 탄력성을 가진 attachment male(Orange male, nylon) 부위가 본 실험에서 제작한 국소의치의 stress release를 해주지 못한 것으로 사료된다.

본 연구에서 이중금관 국소의치나 혹은 어태치먼트 국소의치의 의치상에 대한 스트레스는 clasp 의치의 경우보다 덜한 것으로 나타났다. 이 결과는 Kratochvil(1981), Pezzoli(1986), Igarashi(1999) 등의 연구 결과와 유

사하였다. 견고한 디자인의 의치를 다시 라이닝 하는 빈도가 작은 것이 장점 가운데 한 가지이며 기능 발휘시 더 나은 작용이 나오는 것이 입증되었다 할 것이다.

Igarashi등(1999)의 연구에 의하면, 이중금관 국소의치의 의치상 분산하중은 clasp 의치의 경우보다 낮았다. 그 결과 이중금관을 삽입하는 것이 잔여 ridge를 보존하는데 더욱 유리한 것으로 나타났으며 이중금관 의치의 높은 생존률도 입증되었다. Pezzoli(1986)는 Konus crown의치가 기타 다른 의치들의 경우보다 안정도가 높고 하중을 더욱 균등한 상태로 전달하는 것으로 나타났다.

또한 시술 5년 장착후에 이중금관 지대치의 생존가능성은 87%, 시술 10년 장착 후에 이중금관 지대치의 생존가능성은 80%인 것으로 Wentz등(1998)은 보고하였다.

Feingold(1988)가 보고한 바에 따르면, 견고한 방식 부착이 탄력방식 부착의 경우보다 의치상 이동이 적었다.

Saito(1998)는 clasp가 유지하는 의치와 이중금관이 유지하는 의치의 수직이동에 대해 조사하였으며, 그 결과 지대치에 대한 유지장치의 연결의 견고함 정도가 증가할수록 의치상의 이동은 줄어든다는 것을 발견하였다. 그러나 이동의 양은 RPD 회전에 있어서 Fulcrum line에 영향을 받았다. 본 연구의 결과는 Saito(1998) 연구결과와 유사하였다. 또한, 의치상 이동을 줄이기 위해서는 크로스아치 안정기능(cross arch stabilization)과 견고한 연결방식의 유지장치를 사용하는 것이 효과적이었다.

따라서 3가지 형태의 각기 다른 유지장치를

활용하는 국소의치의 경우 실제 어느 정도의 stress가 지대치 주위에 직접적으로 미치는가 하는 부분에 대해 비교 분석해 본 결과 이중금관 국소의치, 어태치먼트 국소의치, RPI 국소의치 3가지 중에서 RPI 국소의치가 가장 적은 것으로 나타났다.

따라서 지대치의 치아주위조직이 약한 경우 RPI clasp의 적용이 좋을 것으로 사료된다. 한편, 건강한 치조제를 가진 경우 안정된 국소의치를 위해서는 이중금관 국소의치와 어태치먼트 국소의치의 사용이 권장된다고 할 것이다.

Rehm등(1962)이 제시한 자료와 비교시 충분히 생리적 범위 이내로 볼 수 있기 때문이다.

한편, 지대치가 튼튼하지 못할 경우 stress release가 되는 clasp의 적용이 resilient type의 어태치먼트 적용보다 더 나을 것으로 사료된다.

4. 결 론

유리단 국소의치에서 이중금관(Konus crown), Attachment, RPI clasp 적용시 교합력 부하위치에 따라 지대치와 의치상에 관한 스트레스 분포를 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Konus crown, Attachment 장착 국소의치는 RPI clasp 국소의치의 경우보다 지대치에 스트레스가 심하였다.

Attachment 국소의치의 경우에는 Konus crown 국소의치보다 지대치에 더 많은 스트

레스가 집중되었다.

2. Attachment 국소의치와 Konus crown 국소의치의 의치상에 가해지는 스트레스는 RPI clasp 국소의치의 경우보다 적었다.

Attachment 국소의치와 Konus crown 국소의치의 스트레스 간에는 차이가 없었다.

3. 견고한 연결방식의 유지장치를 적용하여 의치를 디자인할 때에 의치 상의 이동은 적어지는 경향이 있었다.

〈참 고 문 헌〉

엄영배. Occlusal rest의 설치에 따라 지대치와 상하조직에 가해지는 Stress의 분포에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 12(1). 1974.

우이형. Konus 보철의 이론과 임상. 신흥인터넷서널, 2003.

윤성일. 양측성 유리단 국소의치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 23(1):45, 1985.

이병태. Clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 14(1), 1976.

Browning JD, Jameson WE, Stewart CD, McGarrah HE, Eick JD. Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. dent.* 55:347, 1986.

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. RPD abutment tooth movements affected by inclination of the residual

redges and type of loading. *J Prosthet dent*, 25:375, 1971.

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet dent*, 25:44, 1971.

Cecconi BT, Aagar K, Dootz E. Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. *J Prosthet dent*, 27:160, 1972.

Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal extension removable partial dentures. *J Prosthet dent*, 62, 313, 1989.

Chou TM, Eick JD, Moore DJ, Tira DE. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J Prosthet dent*, 66, 343, 1991.

Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet dent*, 25:21, 1971.

Craig RG, Farah JW. Stress from loading distal extension removable partial denture. *J Prosthet dent*, 39:274, 1978.

- DeVan MM. Preserving natural teeth through the use of clasps. *J Prosthet dent*, 5:208, 1955.
- Feingold GM, Grant AA, Johnson W. Abutment tooth and base movement with attachment retained removable partial dentures. *J Prosthet dent*, 16, 264, 1988.
- Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet dent*, 6:195, 1956.
- Hofman V. Abutment teeth kinematics and denture support. *Dtsch Zahnärztl Z*, 22:1315, 1967.
- Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang H. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil*, 26, 111-6, 1999.
- Kaires AK. Effect of partial denture design on unilateral force distribution. *J Prosthet dent*, 6:526, 1956.
- Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet dent*, 13:114-124, 1963.
- Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet dent*, 46, 21, 1981.
- Krol AJ. Clasp design for extension base removable partial dentures. *J Prosthet dent*, 29:408-415, 1973.
- Matsumoto M, Goto T. Lateral force distribution in partial denture design. *J Prosthet dent*, 24:359, 1970.
- Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet dent*, 56, 329, 1986).
- Rehm H. Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter freier Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 17:963, 1962.
- Saito M, Miura Y, Notani K, Aizawa T, Matsui T, Kawasaki T. The influence of clasp structures on load distribution of abutment teeth and ridges and displacement of denture base. *The Journal of the Japan Prosthodontic Society*, 42, 641, 1998.
- Taylor DT, Pflughoeft FA, McGivney GP. Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. *J Prosthet dent*, 47:120, 1982.
- Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal extension

removable partial dentures. *J Prosthet dent*, 34:261, 1977.

Weinberg LA. Lateral forces in relation to the denture base and clasp design. *J Prosthet dent*, 6:785, 1956.

Wenz HJ, Lehmann KM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch the Marburg double crown system. *Int J Prosthodont*. 11(6), 541~50, 1998.

Young TM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet dent*, 38:216, 1977.