

임플란트의 수와 어태치먼트의 종류에 따른 하악 임플란트 지지 오버덴처의 삼차원 광탄성 응력분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

한상훈 · 태윤섭 · 진태호 · 조혜원

I. 서 론

하악 무치악 환자에서 일반적인 총의치는 심한 치조골의 흡수로 인해 유지나 안정성이 결여되기 쉽고 동통, 기능저하, 유지력 불량 등의 어려움이 있으나 Brånemark에 의해 소개 연구되어온 골유착성 임플란트를 이용한 보철물을 이용함으로써 매우 성공적인 치료가 가능해졌다^{1, 4, 23-25, 95)}

Mericske-Stern⁶⁰⁻⁶⁴⁾은 총의치에 적응하지 못하는 환자에서 기존의 오버덴처와 함께 임플란트 지지 오버덴처를 사용할 수 있으며 구강 내에서의 기능성을 비교할 때 잔존치근이나 임플란트 사이에 차이가 없고 오히려 임플란트 지지 오버덴처가 보다 높은 성공률을 보여 특히 하악 무치악 환자에서 유리한 결과를 나타내었다고 보고한 바 있다.

이와같이 임플란트 지지 오버덴처는 무치악 환자의 치료법으로 널리 사용되고 있으며, 총의치의 안정성이나 유지력 증강을 비롯하여, 연조직의 적절한 지지로 심미성과 발음이 유리하고, 구강 위생 관리가 용이하며 임플란트 지지 고정성 보철 치료에 비해 경제적인 장점을 가지고 있다. 또한 비정상적인 악간관계의 해결이나 환자에게 심리적인 안정감과 자신감의 회복이 가능하다.^{4, 11, 14, 15, 20-22, 40, 46)}

하악 무치악에서 고정성 보철물이 5개 이상의 임플란트 식립이 필요한데 반해 가철성 오버덴처는 2-4개의 임플란트로 수복할 수 있어 경제적이고 치료술식도 그에 따라 간단해진다^{60, 87)}. 일반적으로 하악골의 높이나 양, 밀도에 이상이 있는 경우 임플란트 수의 증가를 추천하고 있는데 아직도 몇개의 임플란트가 오버덴처에 적절한지, 각각의 경우에 있어서 임플란트를 식립할 위치는 어디인지에 대한 논의가 계속되고 있다^{39, 54-56)}.

Kirsch 등⁴³⁾과 Schroeder 등⁹¹⁾, Spiekermann 등^{86, 87)}, Hahn 등³⁴⁾은 오버덴처의 안정성을 증진시키고 임플란트에 과도한 하중이 가해지는 것을 막기 위해 적어도 3-4개의 임플란트를 바로 연결해 사용토록 하였으며 Bessimo⁹⁾는 4개보다 3개를 추천했으나 Mericske-Stern 등⁶⁰⁾, Naert 등⁶⁷⁾은 2개의 임플란트만으로 유지력이 충분하고 임상적으로 성공적이었다고 보고한 바 있다.

임플란트 지지 오버덴처의 여러 가지 특성에 대한 임상적 연구로는 1988년 Naert^{67, 68)}, Engquist 등^{30, 31)}, 1990년의 Adell 등²⁾, Mericske-Stern⁶⁰⁻⁶⁴⁾의 보고와 함께 Quirynen 등^{74, 75)}, Jemt 등⁴⁵⁻⁴⁷⁾, Burns 등^{14, 15)}, Cune 등²⁰⁻²¹⁾, Hutton 등⁴¹⁾이 그 성공율과 부작용에 대한 보고를 하고 있다. 임플란트 지지 오버덴처에 이용할 수 있는 바,

스터드, 혹은 마그네트 어태치먼트에 대한 평가는 매우 다양해서 Naert 등⁶⁷⁾은 어태치먼트의 종류에 대한 환자의 선호도는 차이가 없으나 바 어태치먼트의 유지력이 보다 우수했다고 보고했고 Jemt 등⁴⁷⁾은 바 어태치먼트의 유지보수가 매우 어려움을 들어 오버덴취보다 임플란트 지지 고정성 보철물을 추천하고 있다. 또한 신 등⁸³⁾은 바의 종류에 대한 연구에서 완압형(resilient type)이 비완압형(rigid type)에 비해 유리하다고 하였다.

Arbree와 Galowic⁵⁾은 스텐드 어태치먼트가 유지력이나 청결도, 완압효과가 적당해 유리하다고 추천했고 Stewart와 Edwards⁸⁸⁾도 5 가지의 스텐드 어태치먼트를 비교했을 때 40년 정도의 영구성을 지닐 만큼 견고하여 바 어태치먼트에 비견할 수 있는 수명과 기능성이 있다고 보고했다.

Spiekermann 등⁸⁷⁾은 오버덴취 어태치먼트로서 주로 바 어태치먼트를 추천하고 있으며 그 운동 가능성, 단면 형태, 슬리브의 수 등에 따라 Dolder bar, Round bar, Hader bar, Ackermann bar 등 종류가 다양하고 어떤 어태치먼트를 사용하는가 하는 문제는 술자의 임상경험과 판단에 의해 선택되고 있어 이에 대한 정밀한 연구가 필요하다고 사료된다^{55, 87)}.

임플란트 보철물의 응력 분석의 필요성에 대해 Lavelle 등⁵¹⁾은 보철물에 의해 발생하는 임플란트의 변형율이나 응력이 하부 골조직의 형태와 임플란트-골 계면에서의 골흡수, 개조, 침착 등의 주원인이 되며 Borchers¹⁰⁾, Cook 등¹⁹⁾의 연구에서도 임플란트의 치경부에서의 골조직내 응력 발생에 대해 그 임상적 중요성을 강조한 바 있다. Brunski^{12, 13)}, Skalak⁸⁴⁾, Meijer⁵⁴⁻⁶⁶⁾, Misch⁶⁶⁾, Hertel³⁶⁾, Rieger 등⁷⁹⁾도 임플란트에 가해지는 여러 가지 응력의 양상이나 분포에 대한 연구에서 임플란트의 궁극적인 수명이 보철물의 교합을 비롯한 유지형태, 위치 등의 상부보철물의 설계 원칙에 달려 있음을 보고하였다.

광탄성 응력 분석법은 1935년 Zak가 치의학 연구에 도입한 이후 여러 분야에서 사용되고 있으며 최근에는 임플란트와 연관된 응력 분

석을 위하여 유한요소법과 함께 가장 많이 사용되고 있는 방법 중의 하나이다^{17, 23)}. 광탄성 응력 분석법은 구강내 보철물과 같이 복잡한 구조를 지닌 경우 교합압과 보철물의 재료, 설계 등에 따른 다양한 조건의 재현이 용이하며 실험 모형 전체에 생기는 응력 집중의 양과 위치의 분석이 쉽다는 장점이 있다^{18, 89, 90, 92)}. 따라서 그 구조와 형태 및 재질이 다양한 여러 종류의 어태치먼트를 사용하고 또한 오버덴취와 같이 하중 전달이 복잡한 경우의 응력 분석에 매우 효과적이다.

저자는 임플란트에 의해 지지되는 하악 오버덴취에서 임플란트의 수와 어태치먼트의 종류에 따라 지지 조직에 가해지는 응력의 크기와 분산을 비교 분석하기 위해 두개 혹은 네개의 임플란트를 식립한 경우 바 어태치먼트와 스텐드 어태치먼트를 사용한 하악 오버덴취를 제작하고 이를 3차원 광탄성 응력 분석법으로 조사 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구방법

1. 광탄성 모형의 제작

광탄성 모형을 제작하기 위해 먼저 교정용 레진을 사용하여 하악골의 무치악 모형을 제작하고 이를 이용해 실리콘 인상재로 주형을 제작했다. 주형 내에 삼차원 광탄성 물질인 PLM-4(Vishay Co., USA)를 주입한 후 동결로에서 경화 냉각 주기에 따라 광탄성 모형을 응결시켰다.

총 7개의 광탄성 모형을 제작하여 5개에는 두개의 임플란트를 식립하고 2개의 광탄성 모형에는 네개의 임플란트를 식립했다. 모형재와 금속 임플란트 사이에 발생할 수 있는 잔류응력을 최소화 시키기 위해 물 속에서 고속 회전(20,000 rpm)하여 임플란트 매식부를 모형 상에 형성한 다음 임플란트를 연결하였다. 5개의 광탄성 모형에는 정중선을 기준으로 12mm의 간격으로 두개의 임플란트를 식립하고, 2개의 광탄성 모형에는 네개의 임플란트를 식립하였으며

첫번째 임플란트는 정중선에서 5mm, 두 번째 임플란트는 15mm의 간격을 두었다(Fig. 1).

각 매식부에 길이 13mm, 직경 3.75mm의 Brånemark implant(Nobelpharma, SDCA 018, Sweden)를 위치시키고 이때 각 임플란트는 그 장축이 모형 기저부에 수직이 되도록 하였으며 임플란트 상부 1mm가 모형 상방에 위치하도록 하였다.

각 임플란트 위에 높이 5.5mm의 standard abutment(SDCA 005, Nobelpharma, Sweden) 혹은 Dal-Ro abutment(3i Implant Innovations Co., USA)를 연결하고 20 Ncm의 힘으로 고정했다. 모형의 치조체는 실리콘 인상재를 이용하여 전치부 1mm, 구치부 1.5mm 두께로 치조 점막을 재현하였다.

2. 상부 보철물의 제작

2개의 임플란트를 식립한 모형에는 4 가지의 바 어태치먼트와 1 가지의 스테드 어태치먼트를 사용하여 상부 구조물을 제작하였고 4개의 임

플란트를 식립한 모형에는 2 가지의 바 어태치먼트를 사용하여 상부 구조물을 제작하였다. 본연구에서 실험에 사용한 오버덴춰 어태치먼트의 종류는 다음과 같다(Table 1).

실험에 사용한 각 어태치먼트의 특성과 이를 이용한 상부구조물과 오버덴춰의 제작법은 아래와 같다.

1) 비완압형 Dolder bar : Dolder bar는 완압형과 비완압형으로 나눌 수 있으며 비완압형은 높이 2.3mm, 폭 1.6mm의 교회 창문(church window)형 단면을 가진 금속 바와 슬리브 및 유지 형태로 구성되어 있고 바와 슬리브 사이에 간격 유지 장치가 없이 레진 의치상 내부에 그대로 부착되어 수직 상하 운동만 가능하다.

2) 완압형 Dolder bar : 이는 높이 2.3mm, 폭 1.6mm의 달걀 혹은 서양배 모양의 금속 바와 슬리브 및 유지형태로 구성되어 있고 간격 유지 장치를 이용 바와 슬리브 사이에 공간을 주어 수직 및 회전 운동이 가능하다.

3) Round bar : 이는 지름 1.9mm의 원형 금속

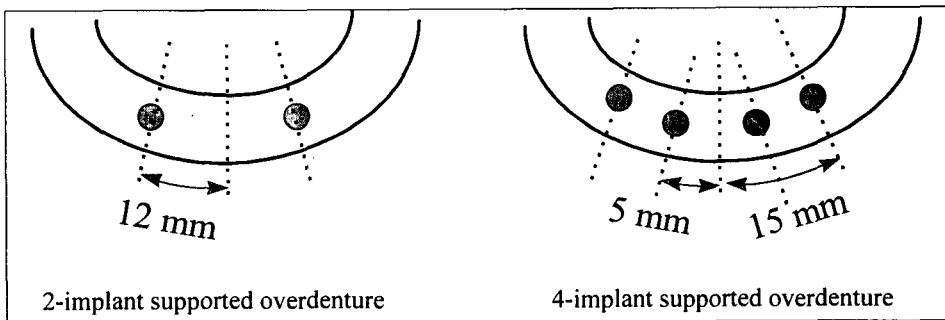


Fig. 1. Implant positions in photoelastic model

Table 1. Overdenture attachment design used in this study

Number of Implant	Type of Attachment	Code
2 Implants	Dolder bar (rigid)	Dr
2 Implants	Dolder bar (resilient)	D
2 Implants	Round bar	R
2 Implants	Hader bar	H
2 Implants	Dal-Ro attachment	S
4 Implants	Dolder bar (resilient)	D4
4 Implants	Hader bar	H4

바와 여러개의 슬리브 및 간격 유지 장치로 구성되며 치조제의 형태에 맞추어 조정하기 쉬운 장점이 있다.

이 3 가지의 금속으로 되어 있는 바는 통법에 따라 gold cylinder(DCA 072, Nobelpharma, Sweden)에 연결하고 매몰하여 납착하였다.

Abutment와 gold cylinder의 적합도를 검사한 후 이 상부구조물(Gold cylinder와 bar 결합체)을 gold screw(DCA 075, Nobelpharma, Sweden)를 사용해 abutment 위에 연결하였다. Gold cylinder의 교합면과 의치상 사이에 적정 공간을 형성하기 위해 상부구조물 위에 2mm 두께의 석고로 릴리프하고 완압형 Dolder bar와 round bar에서 간격 유지 장치를 슬리브와 바 사이에 고정하고 바와 하부 점막 사이도 석고로 채워 의치상 레진이 유입되는 것을 방지하였다. 각 슬리브는 의치상 레진 전입시 의치상에 고정되었다.

4) Hader bar : 이는 열쇠 구멍(key hole) 모양의 단면을 지니고 있으며 직경이 1.8mm, 높이가 8.3mm로 바와 슬리브가 플라스틱 패턴으로 되어 있다. 바는 어떤 금속으로든 주조가 가능하고 플라스틱 슬리브는 유지력의 조절은 불가능하나 쉽게 교체할 수 있는 장점이 있으며 바를 축으로 회전 운동이 가능하다.

Hader bar 오버덴취를 제작하기 위하여 플라스틱 패턴을 임플란트 사이의 길이에 맞추어 절단하고 통법에 따라 정중부에서 치조제에 평행하게 위치시켜 납형을 완성한 후 매몰 소환하여 제 4 형 금합금(Neocast 3, Cendres & Metaux co., Switzerland)으로 주조 완성하고 gold screw로 abutment에 연결하였다.

5) Dal-Ro 어태치먼트 : 공 모양의 타이타늄 abutment(Dal-Ro abutment, 3i Implant Innovations Co., USA)와 소켓 형의 요부로 구성되어 있으며 요부는 나일론 슬리브로 싸여 있어 레진 의치상에 연결시 요부를 보호하도록 되어 있다. 최소한의 약간 간격이 있어도 사용가능하고 약 700g의 유지력을 지니고 있으며 유지력의 조정이 가능하다.

Dal-Ro 어태치먼트 오버덴취의 제작을 위해 임플란트에 abutment를 연결하고 그 위에 소켓

모양의 요부와 간격유지장치를 위치시키고 하부는 석고로 릴리프한 다음 의치상 레진을 전입하여 완성했다.

3. 오버덴취의 제작

오버덴취 제작을 위하여 치조점막이 부착된 광탄성 모형에서 임플란트에 인상용 코핑을 연결하고 실리콘 인상재로 인상을 채득한 후 경석고 모형을 제작하였다. 인공치의 교합평면이 모형 기저부에 평행하도록 경질 레진치(Ivoclar Co., Lichtenshtein)를 배열하고 완성 후 실리콘 퍼티로 인덱스를 만들어 모든 의치상에 같은 형태의 인공치 배열이 되도록 하였다. 통법에 따라 납의치를 플라스틱킹하고 의치상용 레진(Palaxpress, Kulzer, Germany)을 전입해 온성하여 실험의치를 완성하였다.

4. 하중 부여 및 응력 동결

실험 의치의 우측 제1대구치 교합면 중심좌에 하중점을 형성한 후 양 구치부 및 전치부를 알루미늄 박지로 고정시켰다. 각각의 광탄성 모형을 응력동결조에 넣고 7kg의 수직 하중을 가하여 응력 동결 주기에 따라 응력을 동결시켰다.

실험 모형에서 오버덴취와 상부구조물을 제거하고 임플란트의 근원심 평면을 기준으로 다이아몬드 휠을 사용하여 약 2.5mm 두께의 절단 시편을 제작연마하였다(Fig. 2).

5. 광탄성 응력 분석

1) 무늬차수의 계측

각 시편은 transmission polariscope(Vishay Co., USA)를 이용해 절단시편에 나타나는 무늬를 육안과 9배로 확대해 비교 관찰했다. 이때 근원심 평면상에서 각 임플란트 주위 조직에 6개의 계측점을 지정해 2개의 임플란트가 식립된 경우에는 12개, 4개의 임플란트가 식립된 경우에는 24개의 계측점을 지정하고 이 부위에서의 무늬 차수를 측정하였으며 Tardy 법에

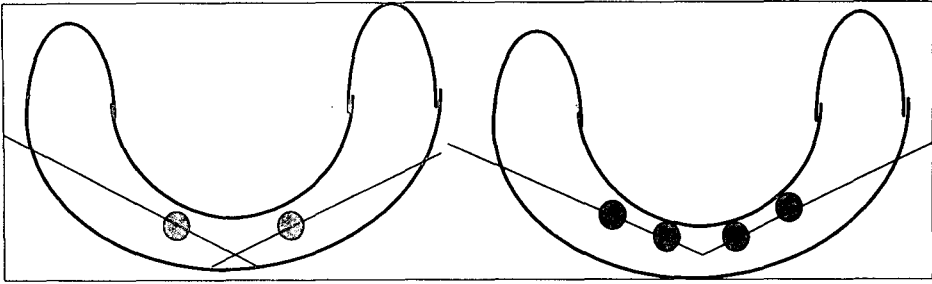


Fig. 2. Schematic representation of section line of specimen.

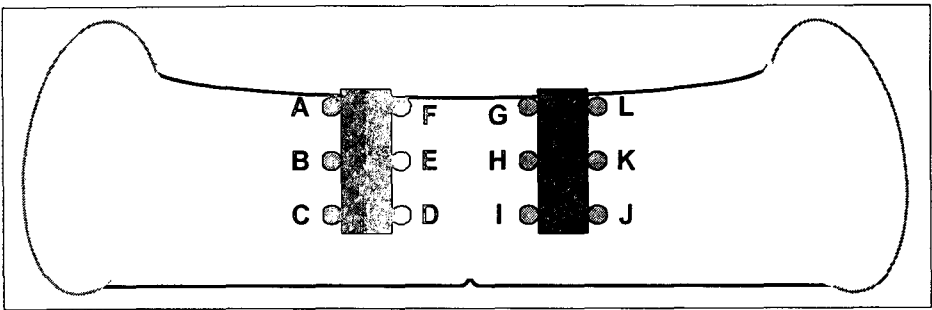


Fig. 3. Measuring points between the implant and the surrounding structure in the mesio-distal section (2-implant supported overdenture).

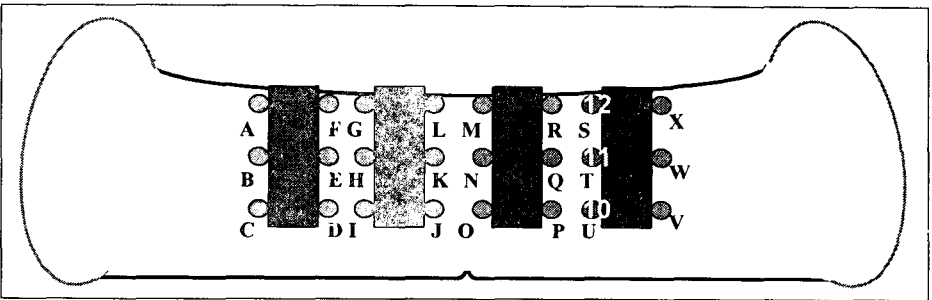


Fig. 4. Measuring points between the implant and the surrounding structure in the mesio-distal section (4-implant supported overdenture).

의해 압축과 인장력을 구분했다(Fig. 3,4).

2) 주응력의 계산

먼저 광탄성재료에 대한 광탄성 상수값(C)을 구하기 위해 순수굽힘상태(pure bending)의 단순지지보를 사용하여 보정하였다.

3차원 응력해석방법은 두께방향의 응력변화를 고려해 일반적인 전단차분법(shear-difference method)이나 경사입사각법(oblique-incidence method)을 사용할 수 있는데 본 연구에서는 경사입사각법을 이용한 응력해석방법을 사용하여 임플란트의 근원심 경부에서의 응력을

해석하였다¹⁷⁻²⁶⁾. 광탄성 시편의 두께방향응력(σ_z)은 계산결과 상당히 작은 값을 나타내므로 이를 무시하고 수행하였다.

세분화 작업을 걸친 임의의 조각에 대해 두께방향응력을 무시할 경우 임플란트 근원심 경부에서의 경사입사각법에 의한 응력해석식은 다음과 같다.

$$N_n \frac{C}{t} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \cos 2\beta \quad (1)$$

$$N_{\theta l} \frac{C \cos \theta}{t} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \cos 2(\beta + \theta) \quad (2)$$

$$N_{\theta m} \frac{C \cos \theta}{t} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \cos 2(\beta - \theta) \quad (3)$$

여기서, N_n 은 직각입사각(normal incidence) 시 무늬차수, $N_{\theta l}$ 은 $+\theta$ 입사각시 무늬차수 그리고 $N_{\theta m}$ 은 입사각시 무늬차수를 나타낸다. 또한 C 는 재료의 무늬차수 상수값, t 는 재료의 두께, β 는 재료의 주응력 방향, θ 는 경사입사각으로 30° 그리고 σ_x 와 σ_y 는 각각 x 와 y 방향으로의 응력성분이다.

식(1)부터 식(3)을 이용하여 σ_x 와 σ_y 를 구할 수 있다. 또한 주어진 정보를 이용하여 전단응력을 구했다.

$$\tau_{xy} = \frac{1}{2} (\sigma_1 - \sigma_2) = \frac{1}{2} \frac{N_n C}{t} \sin 2\beta \quad (4)$$

여기서, τ_{xy} 는 xy 평면에서의 전단응력(shear stress), σ_1 과 σ_2 는 각각 주응력(principal stress)을 의미한다.

따라서, $\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}$ 를 이용하여 주응력은 다음과 같이 구했다.

$$\sigma_{1,2} = \frac{(\sigma_x + \sigma_y)}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (5)$$

III. 연구성적

1. 무늬 관찰

Transmission polariscope를 이용하여 근원심 평면에 나타난 무늬를 육안과 9배로 확대 관찰하고(Photo 1-14), 임플란트와 골 계면에서 6개의 계측점을 설정해 무늬차수를 측정하였다(Table 2-5, Fig. 5-8)

1) 2개의 임플란트와 비완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

오버덴취의 우측 제 1대구치에 7kg의 하중을 가했을 때 나타나는 응력의 양상은 하중측에서 $-0.51 \sim -0.69$ 차로 나타났으며 비하중측에서는 $-0.44 \sim -0.94$ 차로 나타났다. 하중측과 비하중측에서 모두 압축응력의 양상을 나타냈고 근심보다 원심측에서 다소 크게 나타났으나 이는 좌 우 2개의 임플란트에 가장 균등한 응력의 분포를 나타내었다.

2) 2개의 임플란트와 완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

완압형 Dolder bar를 사용한 경우 하중측에 $-0.68 \sim -1.85$ 차의 무늬차수가 나타났고 비하중측에 $-0.66 \sim -0.80$ 차가 나타났다. 특히 하중측의 원심 치경부에 -1.55 차, 근단부에 -1.85 차로 응력이 강하게 발생했다. 또한 비완압형의 Dolder bar와 같이 하중측과 비하중측에 모두 압축응력이 나타났다.

3) 2개의 임플란트와 Round bar를 이용한 오버덴취

Round bar를 이용한 경우 하중측 임플란트-골 계면에서 $-0.58 \sim -0.76$ 차의 무늬차수를 나타냈고 비하중측에서는 $0.09 \sim 0.40$ 차의 무늬차수를 보여 인장응력의 양상을 나타냈다.

4) 2개의 임플란트와 Hader bar를 이용한 오버덴취

하중측 임플란트-골 계면에서 $-0.50 \sim -0.87$ 차의 무늬차수가 나타났고 비하중측 임플란트

Table 2. Fringe orders in loaded side (2-implant supported overdenture)

Attachment	Measuring point					
	A	B	C	D	E	F
Dolder bar(rigid)	-0.68	-0.66	-0.69	-0.51	-0.56	-0.60
Dolder bar(resilient)	-1.55	-1.59	-1.85	-0.68	-0.68	-0.85
Round bar	-0.64	-0.62	-0.67	-0.76	-0.58	-0.78
Hader bar	-0.82	-0.64	-0.51	-0.69	-0.87	-0.84
Dal-Ro attachment	-0.57	-0.77	-0.67	-0.61	-0.83	-0.87

- compression

Table 3. Fringe orders in unloaded side (2-implant supported overdenture)

Attachment	Measuring point					
	G	H	I	J	K	L
Dolder bar(rigid)	-0.47	-0.44	-0.57	-0.94	-0.84	-0.94
Dolder bar(resilient)	-0.81	-0.78	-0.66	-0.80	-0.73	-0.72
Round bar	0.09	0.19	0.26	0.40	0.20	0.18
Hader bar	0.42	0.19	0.39	0.33	0.28	0.07
Dal-Ro attachment	0.45	0.42	1.12	1.11	0.39	0.44

+ tension, - compression

Table 4. Fringe orders in loaded side (4-implant supported overdenture)

Code	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
D4	-0.33	-0.33	-0.47	-0.79	-0.67	-0.83	-0.76	-0.53	-0.76	-0.59	-0.79	-0.79
H4	-0.87	-0.89	-0.81	-0.59	-0.89	-0.95	-0.81	-0.74	-0.83	-0.74	-0.72	-0.49

- compression

Table 5. Fringe orders in unloaded side (4-implant supported overdenture)

Code	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
D4	-0.93	-0.78	-0.75	-0.89	-0.73	-0.73	-1.00	-1.00	-0.92	-0.76	-1.00	-0.74
H4	-0.57	-0.74	-0.89	-0.87	-0.85	-0.88	-0.84	-0.68	-0.77	-0.77	-0.89	-0.62

- compression

에서는 인장응력의 양상으로 0.07~0.42 차의 무늬가 나타났다. 하중측에서는 임플란트의 치경부에서 근단부보다 응력이 높은 것으로 나타났다고 비하중측에서도 근심측 치경부에 0.42 차의 무늬가 나타났다.

5) 2개의 임플란트와 Dal-Ro attachment를 이용한 오버덴취

하중측 임플란트-골 계면에서 -0.58~-0.87 차의 무늬가 나타났고 비하중측에서는 0.40~1.

12 차의 무늬가 인장응력의 양상으로 나타났으며 특히 근단부에서의 무늬가 치경부보다 크게 나타났다.

6) 4개의 임플란트와 원압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

4개의 임플란트에 의해 지지되는 경우 하중측 2개의 임플란트와 비하중측 2개의 임플란트 계면에서 모두 압축응력의 양상을 나타내었다. 하중측 임플란트는 -0.47~-0.88차의 무늬차수

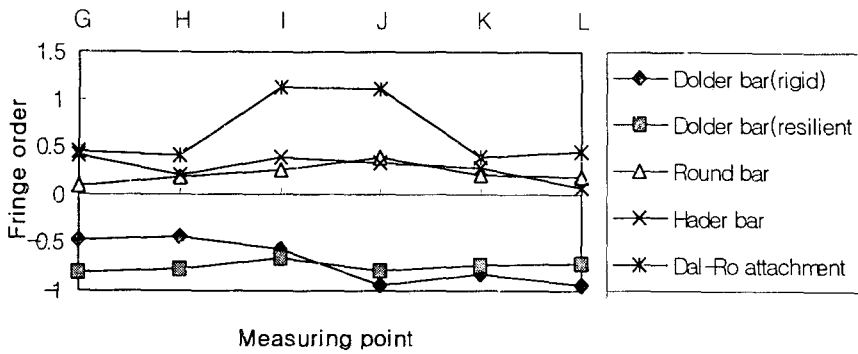


Fig. 5. Fringe order at the measuring points in loaded side. (2-implant supported overdenture)

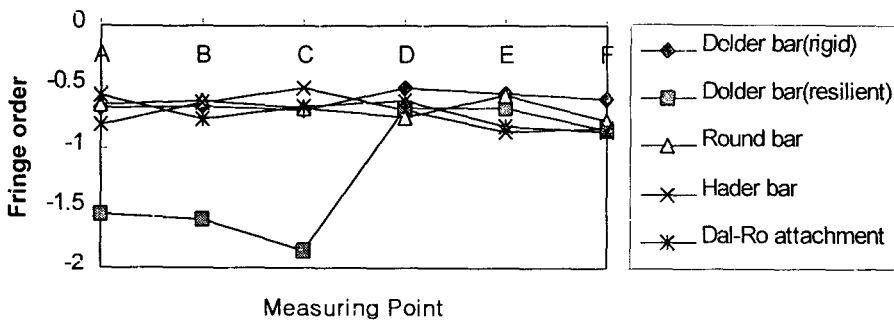


Fig. 6. Fringe order at the measuring points in unloaded side. (2-implant supported overdenture)

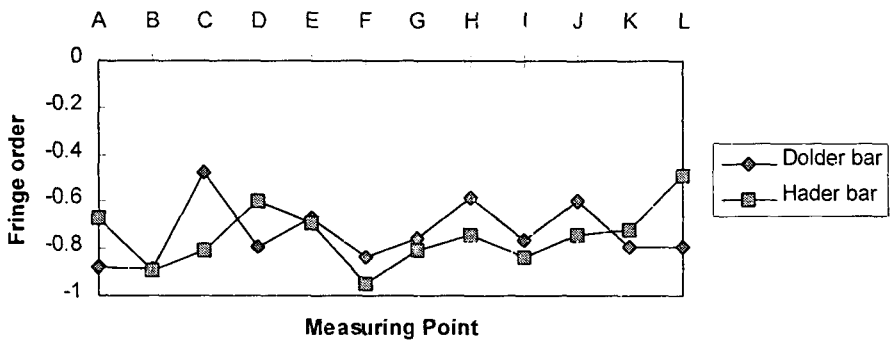


Fig. 7. Fringe order at the measuring points in loaded side. (4-implant supported overdenture)

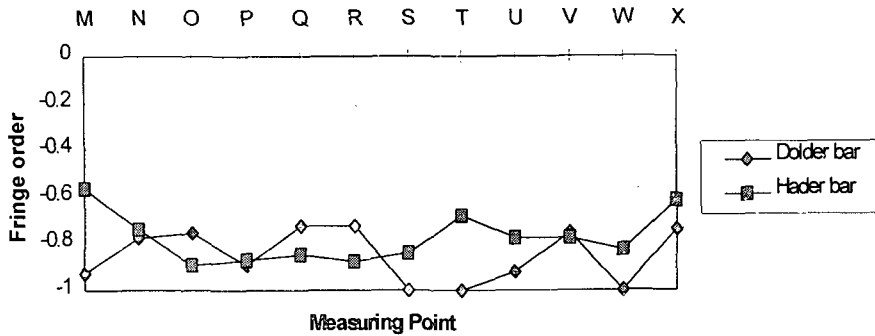


Fig. 8. Fringe order at the measuring points in unloaded side. (4-implant supported overdenture)

를 보였고 비하중측은 -0.73~-1.00차의 무늬를 보였으며 외측의 임플란트에서 정중부에 가까운 임플란트보다 응력이 다소 높았다. 치경부와 근단부 사이의 차이는 거의 없으나 치경부가 약간 높게 나타났다.

7) 4개의 임플란트와 Hader bar를 이용한 오버덴취

4개의 임플란트를 Hader bar로 연결한 경우에 하중측과 비하중측 임플란트는 모두 압축 응력의 양상을 나타냈다. 하중측 임플란트에서 -0.57~-0.89 차의 무늬차수를 보였고 비하중측에서는 -0.62~-0.84 차로 나타나 매우 균등한 응력 분포를 나타냈으며 정중부에 가까운 임플란트와 외측의 임플란트 사이의 차이도 거의 없었고 근단부와 치경부에서도 매우 균등한 분포를 나타냈다.

2개의 임플란트와 Hader bar에 의해 지지되는 모형 H와 비교해보면 모형 H의 하중측과 비하중측 임플란트 계면에서는 압축과 인장 응력의 형태로 나타났으나 4개의 임플란트에 의해 지지되는 경우에는 비하중측에서도 압축 응력의 양상을 나타내었다.

2. 주응력의 비교

임플란트의 수명에 가장 관련이 깊은 근원심 치경부에서 오버덴취의 기능시 지지조직에 가해지는 응력을 공식에 의거 계산하여 주응력

성분인 $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_x, \sigma_y$ 및 전단응력을 구하였다 (Table 6,7, Fig. 9-18).

1) 2개의 임플란트와 비완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

하중측 임플란트의 원심측과 근심측 치경부에 -0.03 MPa의 최대 주응력이 나타났고 비하중측에서 근심측 치경부에 -0.22 MPa의 최소 주응력이 나타났다. 전단응력은 -0.02~-0.06 MPa이 나타났고 비하중측 임플란트의 근심측에 최대치인 -0.06 MPa이 나타났다.

2) 2개의 임플란트와 완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

하중측 임플란트의 원심측에서 0.91 MPa의 최대 주응력이 나타났고 최소 주응력은 -0.11~-0.29 MPa로 역시 원심측에서 크게 나타났다. 전단응력은 0~-0.06 MPa이었으며 최대 전단응력은 비하중측 근심에 나타났다.

3) 2개의 임플란트와 Round bar를 이용한 오버덴취

최대 주응력은 0.17 MPa로 비하중측 근심에 나타났고 최소 주응력은 하중측 원심에 -0.12 MPa로 나타났다. 비하중측 치경부에는 근원심에서 최대, 최소 주응력이 모두 인장응력으로 나타났다. 전단응력은 -0.04~0.01 MPa이었으며 최대치는 하중측 원심에 나타났고 하중측은 압축(-) 응력, 비하중측은 인장(+) 응력의

Table 6. Principal stresses in alveolar crest(2-implant supported overdenture)

Code		A	F	G	L
Dr	σ_1	-0.029	-0.027	-0.038	-0.066
	σ_2	-0.147	-0.094	-0.217	-0.109
	σ_x	-0.052	-0.032	-0.170	-0.080
	σ_y	-0.124	-0.088	-0.134	-0.095
	τ_{xy}	-0.047	-0.019	-0.062	-0.020
D	σ_1	0.912	-0.069	-0.073	-0.095
	σ_2	-0.286	-0.120	-0.190	-0.110
	σ_x	0.910	-0.118	-0.150	-0.110
	σ_y	-0.284	-0.071	-0.113	-0.095
	τ_{xy}	-0.050	-0.010	-0.055	0.000
R	σ_1	-0.024	-0.020	0.169	0.039
	σ_2	-0.117	-0.113	0.013	0.022
	σ_x	-0.040	-0.110	0.013	0.030
	σ_y	-0.101	-0.023	0.169	0.030
	τ_{xy}	-0.035	-0.017	0.002	0.008
H	σ_1	-0.004	0.267	0.040	0.115
	σ_2	-0.121	-0.120	-0.027	-0.016
	σ_x	-0.111	0.266	-0.027	-0.015
	σ_y	-0.014	-0.119	0.040	0.115
	τ_{xy}	-0.033	-0.021	0.033	0.005
S	σ_1	-0.046	-0.058	0.067	0.078
	σ_2	-0.095	-0.179	0.051	0.029
	σ_x	-0.081	-0.130	0.052	0.068
	σ_y	-0.060	-0.106	0.066	0.038
	τ_{xy}	-0.022	-0.059	0.002	0.019

Table 7. Principal stresses in alveolar crest (4-implant supported overdenture)

Code		A	F	G	L	M	R	S	X
D-4	σ_1	0.778	-0.033	-0.051	-0.039	-0.057	-0.056	-0.065	-0.050
	σ_2	-0.180	-0.014	-0.170	-0.058	-0.204	-0.135	-0.174	-0.189
	σ_x	0.777	-0.131	-0.090	-0.132	-0.167	-0.103	-0.145	-0.169
	σ_y	-0.179	-0.045	-0.131	-0.065	-0.094	-0.088	-0.093	-0.069
	τ_{xy}	-0.038	-0.068	-0.059	-0.022	-0.025	-0.055	-0.047	-0.390
H-4	σ_1	0.019	-0.067	-0.059	-0.058	-0.054	-0.050	-0.066	-0.040
	σ_2	-0.131	-0.207	-0.179	-0.139	-0.136	-0.167	-0.187	-0.121
	σ_x	0.009	-0.152	-0.127	-0.132	-0.167	-0.103	-0.145	-0.169
	σ_y	-0.121	-0.121	-0.110	-0.065	-0.063	-0.089	-0.088	-0.068
	τ_{xy}	-0.029	-0.035	-0.056	-0.049	-0.064	-0.038	-0.048	-0.048

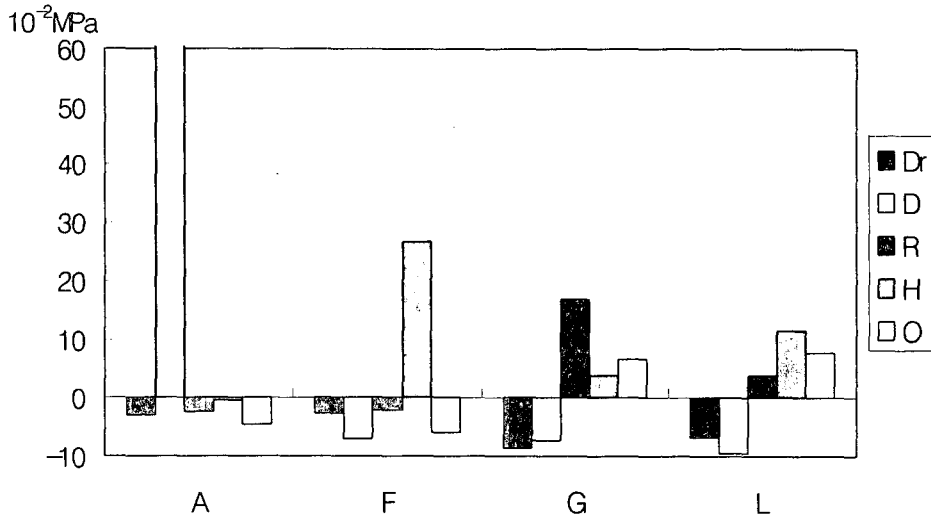


Fig. 9. Maximum principal stress(σ_1) at the alveolar crest (2-implant supported overdenture)

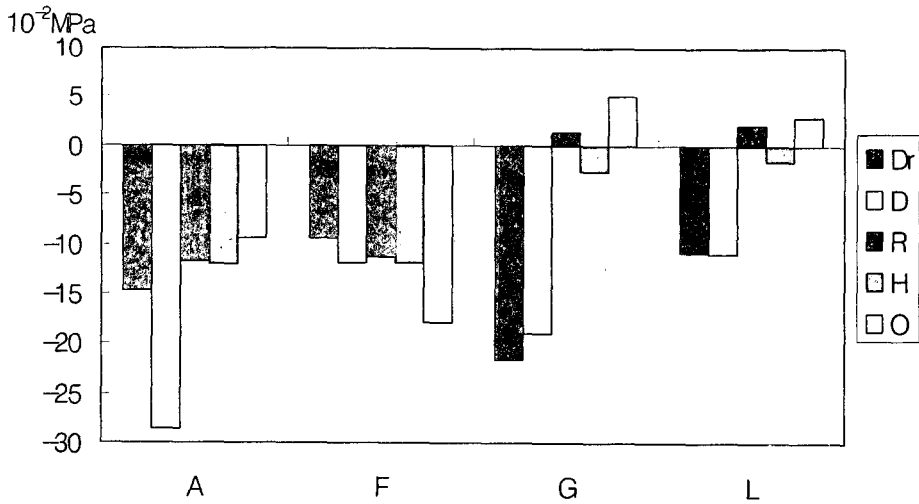


Fig. 10. Minimum principal stress(σ_2) at the alveolar crest (2-implant supported overdenture)

양상을 나타내었다.

4) 2개의 임플란트와 Hader bar를 이용한 오버덴취

하중측의 최대 주응력은 0.267 MPa로 근심 치경부에 나타났고 최소 주응력은 -0.12 MPa로 근원심에 거의 같이 나타났다. 비하중측은 최대

주응력은 원심측에서 0.2 MPa, 최소 주응력은 근심측에서 -0.03 MPa로 나타났다. 전단응력은 -0.03~0.03 MPa으로 나타났고 하중측은 압축 응력, 비하중측은 인장 응력의 양상을 나타내었다.

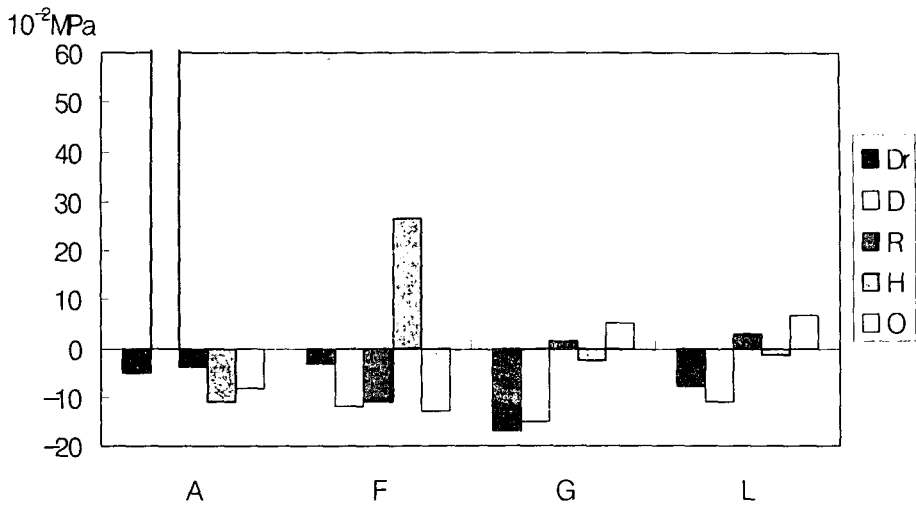


Fig. 11. Principal stress on the x-axis(σ_x) at the alveolar crest (2-implant supported overdenture)

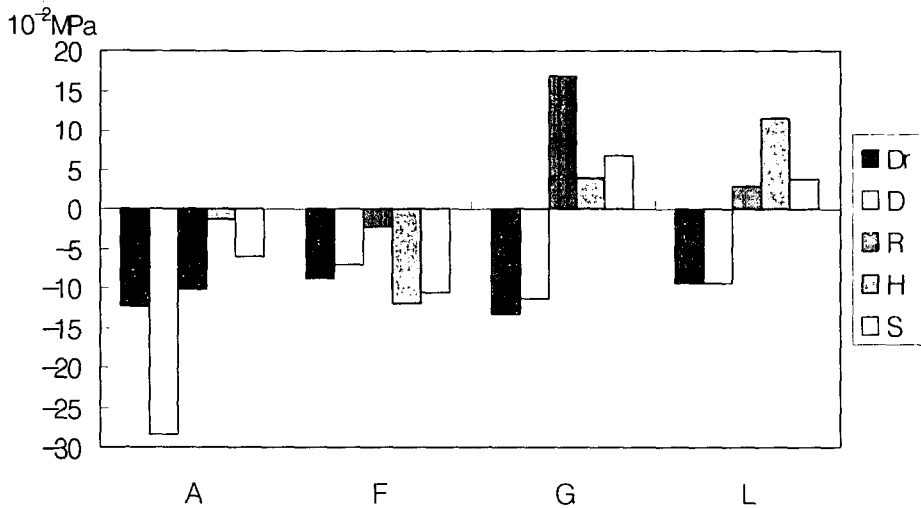


Fig. 12. Principal stress on the y-axis(σ_y) at the alveolar crest (2-implant supported overdenture)

5) 2개의 임플란트와 Dal-Ro attachment를 이용한 오버덴취

하중측의 최대 주응력은 -0.05 MPa로 근심 치경부에 나타났고 최소 주응력은 -0.18 MPa로 역시 근심에 나타났다. 비하중측은 모두 인장 응력으로 나타났으며 0.03~0.08 MPa로 나타

났다. 전단응력은 -0.06~0.02 MPa로 하중측은 압축 응력, 비하중측은 인장 응력의 양상을 나타내었다.

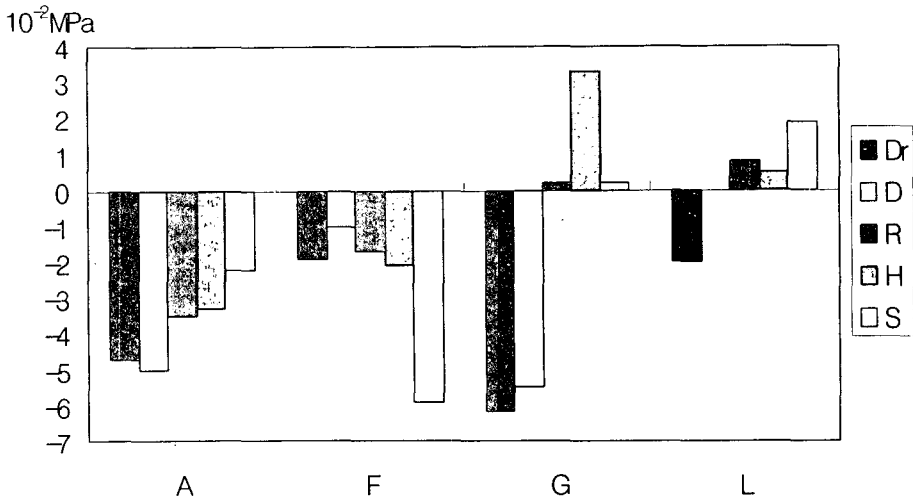


Fig. 13. Shear stress(τ_{xy}) at the alveolar crest (2-implant supported overdenture)

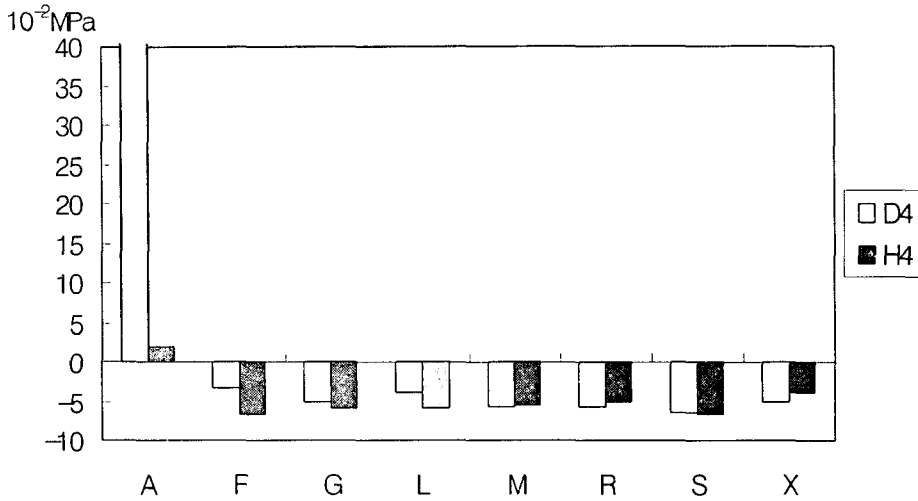


Fig. 14. Maximum principal stress(σ_1) at the alveolar crest (4-implant supported overdenture)

6) 4개의 임플란트와 완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취

하중측에서 최대 주응력이 외측 임플란트의 원심 치경부에 발생해 0.78 MPa이었고 최소 주응력은 -0.18 MPa로 역시 원심에 발생했다. 비하중측에서는 -0.05 MPa의 최대 주응력, -0.20

MPa의 최소 주응력이 나타났다. 그러나 원심 치경부에서의 전단응력은 -0.04 MPa로 높지 않게 나타났고 -0.02~ -0.07 MPa이 균등하게 나타났다.

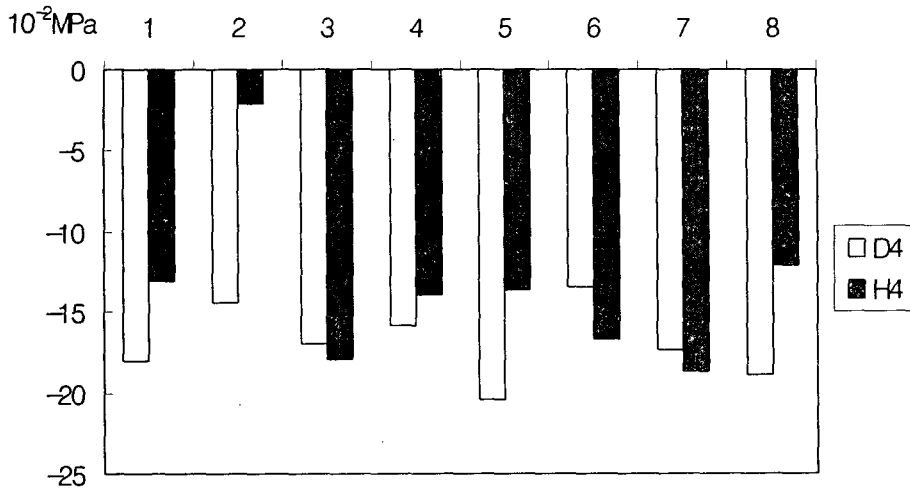


Fig. 15. Minimum principal stress(σ_2) at the alveolar crest (4-implant supported overdenture)

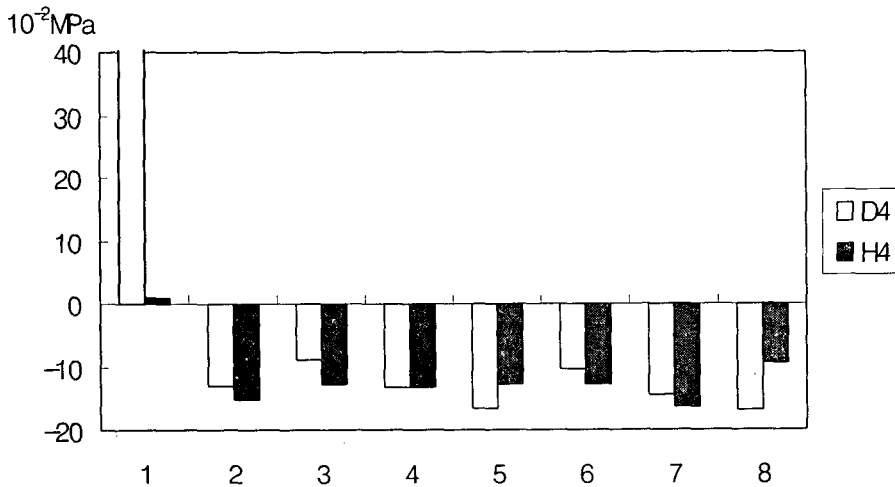


Fig. 16. Principal stress on the x-axis(σ_x) at the alveolar crest (4-implant supported overdenture)

7) 4개의 임플란트와 Hader bar를 이용한 오버덴취

하중측에서 외측 임플란트의 원심 치경부에 0.02 MPa의 최대 주응력이 나타났고 외측 임플란트의 근심치경부에 -0.21 MPa의 최소 주

응력이 나타났다. 비하중측에서는 -0.04~-0.19 MPa의 주응력이 나타났으며 전단응력은 -0.03~-0.06 MPa로 매우 균등하게 나타났다.

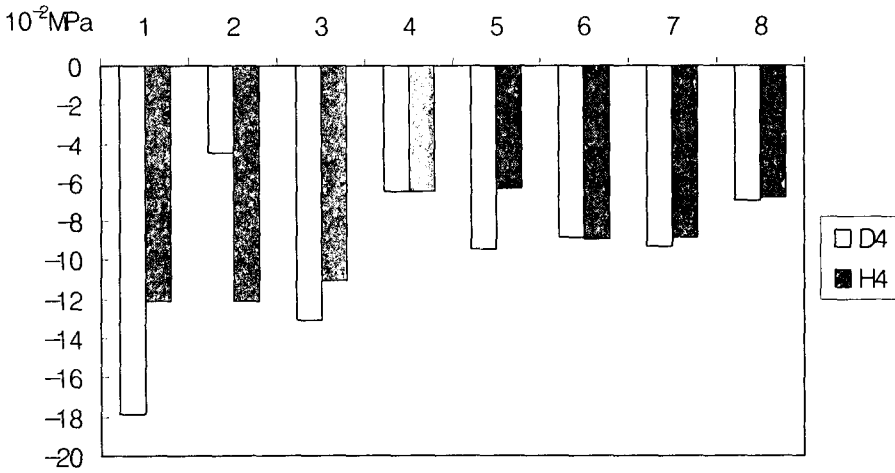


Fig. 17. Principal stress on the y-axis(σ_y) at the alveolar crest (4-implant supported overdenture)

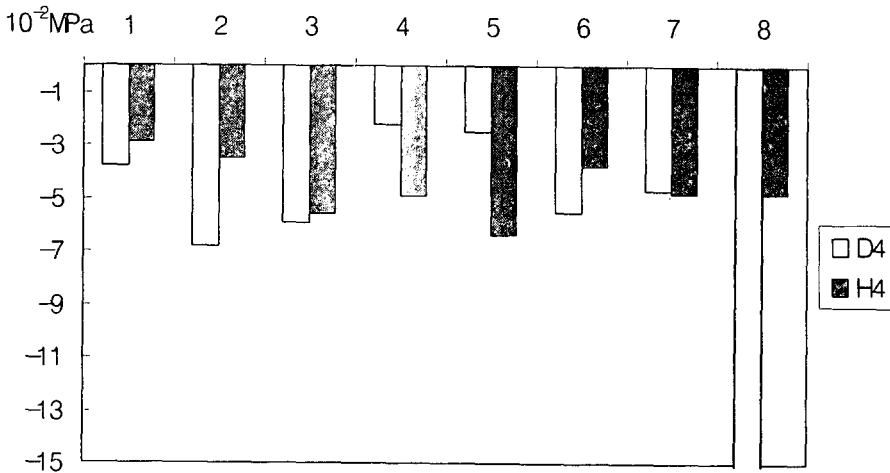


Fig. 18. Shear stress(τ_{xy}) at the alveolar crest (4-implant supported overdenture)

IV. 총괄 및 고찰

인체 내에서 질병이나 기타 요인으로 손상 혹은 상실된 기관을 인공대치물로 회복시키고자 하는 노력은 끊임없이 계속되어 왔으며 최근 본격적인 장기 이식의 시대로 접어들면서 치의학 분야에서도 인공치아 매식술에 대한 관

심이 높아지고 기본적인 치과 시술 방법의 하나로 연구 발전되고 있다^{4,66}.

1913년 Greenfield에 의해 치과용 임플란트가 소개된 이래 다양한 종류의 임플란트가 개발되고 소멸되기를 거듭해 왔으며, 1977년 Brånemark에 의한 20년 이상의 동물 실험 결과와 10년 간의 임상 연구에 의한 보고에서 임플란

트와 골이 직접적으로 유착되는 골 유착의 개념이 소개되어 Linkow 등이 주장한 섬유 유착 개념을 대체하면서 임플란트에 의한 치료법이 임상에서 활발하게 적용되기 시작하였다^{1,4,11)}. 치과용 임플란트는 원래 하악 무치악 환자의 보철 치료에서 겪는 여러가지 어려움을 극복하기 위하여 개발되었으나 골 유착개념이 점차 높은 성공률을 보이면서 완전 무치악 환자 뿐 아니라 부분 무치악 결손이나 단일치아의 수복에도 임플란트가 이용되기 시작하면서 그 범위가 넓어지고 있다^{4, 11, 66, 87)}.

임플란트 지지 보철물에 대한 응력분석방법으로 광탄성 응력분석법이나 유한요소법, strain gauge를 이용하는 방법, Moire 간섭법, Holography법 등을 사용할 수 있다.

유한 요소법을 이용한 연구로 Skalak⁸⁴⁾과 Patterson 등^{70, 71)}은 고정성 보철물에 대한 연구를 시행한 바 있고 Sakaguchi 등⁸⁰⁾은 임플란트 나사에 발생하는 응력에 대해 연구하였으며 Meijer 등⁵⁴⁻⁵⁶⁾은 2차원 및 3차원 유한요소 분석법을 이용해 무치악 오버덴취에서 바와 스텐드 어태치먼트의 비교, 및 2-4개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에서 하악골의 높이가 응력 분포에 미치는 영향에 관해 연구했다.

Strain gauge transducer를 이용한 연구로 El Charkawi 등^{27, 28)}은 유리단 부위의 임플란트에 대한 응력을 자기 다른 조건 하에서 분석하고 strain gauge에 의한 응력분석법의 효용성을 추천하였으며 Meircke-Stern 등⁶²⁾은 3-dimensional force transducer를 써서 오버덴취를 지지하는 임플란트에 가해지는 응력을 측정하여 유치열이나 고정성 임플란트 보철물 환자에 비해 오버덴취 장착자의 최대 저작력은 감소한다고 보고했다.

광탄성 분석법은 2차원과 3차원으로 시행되고 있으며 White 등⁹²⁾은 Cantilever 길이에 따른 고정성 보철물에서 임플란트에 대한 2차원 광탄성 분석을 실시한 바 있고 Clelland 등¹⁸⁾은 광탄성과 strain gauge 분석법을 이용해 angled abutment의 응력분석을 한 바 있다. Thayer와 Caputo^{89, 90)}의 오버덴취에 관한 광범위한 연구가 있으며 국내에서도 신 등^{82, 83)}, 정 등⁴⁸⁾의 3 차원

광탄성법에 의한 연구가 있어 그 효용성을 입증하고 있다.

임플란트 지지 오버덴취는 두개 혹은 내개의 임플란트를 매식한 후 바 어태치먼트나 스텐드 어태치먼트를 이용하여 유지와 지지를 얻는 가철성 임플란트 보철물로서 통법에 따라 제작된 총의치 사용에 어려움을 겪는 환자들에게 상당한 호응을 얻고 있으며 임플란트 지지 고정성 보철물에 비하여 구강위생을 유지하기가 용이하고 발음, 심리적으로 양호하며 가격이 저렴하다는 장점을 가지고 있다^{2, 5, 20-22, 47, 60, 64, 67, 68)}.

Wismeijer 등⁹³⁾은 임플란트 지지 오버덴취의 설계에 대해 임플란트의 지지 양상에 따라 3가지 즉 점막 지지형, 점막-임플란트 혼합 지지형 및 임플란트 지지형으로 구분하였다.

이런 지지 형태의 차이는 대합치의 조건과 더불어 오버덴취의 교합개념에도 영향을 미치며 Spiekermann 등⁸⁷⁾도 이와 유사한 방식으로 구분하고 있다.

점막 지지형 오버덴취는 전방부에 두개의 임플란트를 매식하고 이를 완압형 스텐드나 마그네트 어태치먼트로 연결하며 대체로 악골의 형태가 침형이며 치조골 위축이 심하지 않은 환자에 적용된다.

점막-임플란트 혼합 지지형은 두개의 임플란트를 바 어태치먼트로 연결하여 지지를 얻고 있으며 Hader bar나 Dolder bar, Round bar를 사용할 수 있다. 이는 악궁의 형태가 방형이면서 어느 정도 심한 치조골 흡수를 보이고 잔존골의 높이가 10mm 내외인 환자에게 적용된다. 바 어태치먼트는 설 공간을 침범하고 구강 위생 관리의 어려움이 있는 반면에 기능시 바를 중심으로 한 회전을 허용하면서 동시에 안정성이 뛰어난 장점이 있다.

임플란트 지지형 오버덴취는 전방부에 4-6개의 임플란트를 식립하여 바 어태치먼트로 연결하며 회전 운동이 거의 불가능한 비완압형으로 전방 악궁의 형태가 침형이거나 매우 심한 골 흡수로 점막에서의 지지를 얻기 어려운 경우에 적합하다.

이와같이 임플란트를 이용한 오버덴취는 임플란트의 수나 사용하는 어태치먼트의 종류

등에 따라 그 적응증과 용도가 달라지고 응력 분산 효과도 다를 것으로 생각되며 본 연구의 결과를 먼저 임플란트의 수, 어태치먼트의 종류에 따라 분석하고 이어 주응력의 발생 양상에 대한 임상적 의미를 고찰하고자 한다.

1. 임플란트의 수

임플란트 지지 오버덴취에 필요한 임플란트의 수에 대해 Kirsch 등⁴³⁾, Schroeder 등⁴¹⁾은 오버덴취의 안정성을 증진시키고 임플란트에 과도한 하중이 가해지는 것을 막기 위해 적어도 3-4개의 임플란트를 바로 연결해 사용토록 추천했으며 Hobo 등⁴⁷⁾, Spiekermann 등^{36, 87)}도 각 환자의 조건에 따라 지지조직이 불량한 경우보다 많은 수의 임플란트를 매식할 것을 제안했다. Hahn³⁵⁾도 하악 오버덴취에서 '40mm rule'이라 하여 임플란트의 길이가 충분하지 못하면 수를 증가시키도록 추천하여 임플란트 수를 늘리는 것이 유리함에 대해 일반적으로 일치하는 견해를 보였다.

그러나 Mericks-Stern⁶⁰⁾ 이나 Naert 등^{68, 69)}은 두개의 임플란트만으로 유지력이 충분하고 임상적으로 성공적이었다고 보고하여 이에 대한 반론을 제기하면서 특히 두개를 사용하는 경우 환자의 경제적 부담을 줄일 수 있어 유리하다고 하였다.

Meijer 등⁵⁴⁻⁵⁶⁾은 유한 요소법을 이용한 분석에서 두개와 네개의 임플란트 수에 따른 응력의 차이를 연구한 결과 임플란트의 수를 늘리는 것이 주응력의 감소에는 도움이 되지 않았다고 보고하였으며 4개 임플란트인 경우에 외측 임플란트가 내측 임플란트에 비해 응력을 크게 받았다고 보고했다. 그러나 그들의 또다른 연구에서는 4개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에서 내측과 외측 임플란트가 비슷한 응력을 보였다고 보고하였다.

본 연구의 결과에서도 하중측에서 2개의 임플란트를 사용한 경우 -1.59~ -0.51 차의 무늬차수가 나타난 반면 4개의 임플란트를 사용한 경우 -0.95~ -0.47 차의 무늬차수를 보여 큰 차이는 없었다. 비하중측에서도 완압형 Dolder

bar에서 2개의 임플란트를 사용한 경우 -0.81~-0.72 차를 나타내었고 4개의 임플란트를 사용한 경우 -1.00~-0.73 차의 무늬차수를 보여 큰 차이가 없었다. 그러나 Hader bar는 2개의 임플란트를 사용한 경우 0.07~0.42 차의 무늬차수를 보이고 4개를 사용한 경우에는 -0.57~-0.89 차로 응력의 양상이 압축 방향으로 변화했다.

일반적으로 두개의 임플란트에 연결된 오버덴취는 바의 형태가 직선상으로 이루어져 회전축으로 작용하며 어느 정도의 가동성이 있으나, 네개의 임플란트를 연결한 오버덴취에서는 임플란트가 Round bar, Dolder bar 혹은 Hader bar를 이용하여 일차 고정되고 바를 중심으로 한 보철물의 회전이 불가능하다^{72, 73)}. 이에 따라 Hader bar의 경우 네개의 임플란트에 연결되면 보다 견고한 구조로 전환되면서 유지력도 증가해 연결 고정 효과가 Dolder bar와 유사해지는 것으로 사료된다.

Spiekermann 등⁸⁷⁾도 바를 사용하여 두개의 임플란트를 연결한 경우 평행한 방향에서 작용하는 힘에 대해서는 견고하나 수직적인 힘에 대해서는 견고하지 못한 단점이 있으나 3-4개의 임플란트를 연결한 경우에는 그 견고함이 배가되어 두개에 의해 지지되는 경우보다 안정성이 뛰어나며 보다 좋은 치료효과를 기대할 수 있다고 말한 바 있다.

또한 Mericks-Stern⁶⁰⁾의 연구에서도 두개의 임플란트를 연결한 경우보다 네개의 임플란트에 의해 지지되는 경우 유지, 안정성, 교합조정의 필요성 등에서 유리했다고 부언한 바 있다.

2. 어태치먼트의 종류에 따른 차이

어태치먼트는 보철물이 구강내에서 기능시 고정과 안정성을 얻기 위한 기계적인 유지장치로서 요부와 철부의 형태로 결합, 분리할 수 있고 그 구조가 섬세하고 정밀하며 기능 및 형태가 다양하다⁷²⁻⁷³⁾.

1) Bar 어태치먼트의 종류에 따른 차이

바 어태치먼트는 두개의 임플란트 사이를

연결하여 사용하는 기계적인 유지 장치로서 원형 또는 타원형의 단면을 지니고 있으며 의 치상의 유지와 지지 및 안정성을 증진시키고 기능적으로 일체화시킨다. 그 유지요소는 여러 가지 슬리브의 형태로 오버덴취의 내면에 레진을 이용해 부착된다^{72, 73)}.

Hertel 등³⁶⁾은 오버덴취를 위한 임플란트의 식립 위치에 대해 하악 전방부를 따라 직선상으로 위치하고 하악의 정중선에 대해 대칭적으로 식립되어야 하며 임플란트는 서로 약 22-27mm 정도 떨어져야 그 기능이 만족스럽다고 보고하였다. 즉 임플란트가 너무 가까이 있으면 바의 길이가 짧아지고 바가 짧으면 가철성 보철물의 명확한 유도와 적절한 유지를 보장할 수 없기 때문에 임플란트 사이를 연결하는 bar는 18-23mm로 충분히 길어야 한다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 두개의 임플란트를 매식한 경우 광탄성 모형의 정중선에서 12mm 떨어진 위치에 식립했고 네개인 경우에는 정중선에서 5mm, 15mm 떨어지게 해 각 임플란트 사이가 균등하게 벌어지도록 하였다⁵⁵⁾.

바 어태치먼트는 운동 가능성에 따라 약간의 유동성을 부여하는 완압형과 유동성을 부여하지 않는 비완압형의 두 종류로 나눌 수 있고 단면의 형태도 원형, 서양배 모양, U 자형, 사다리꼴형 등으로 다양하며 슬리브의 수에 따라서 Dolder bar와 같이 1개의 긴 슬리브를 사용하는 경우와 Round bar, Hader bar와 같이 여러개의 짧은 슬리브를 사용하는 것으로 나눌 수 있다^{6, 58, 73)}.

바 어태치먼트의 장점은 고정 및 안정효과가 뛰어나고 양 지대치를 연결하는 연결 고정이 가능해 응력 분산의 효과가 있는 것이다^{57, 59)}. 그러나 본 연구에 따르면 바의 형태를 갖고 있다 할지라도 1개의 긴 금속 슬리브 형인 Dolder bar만이 양측 임플란트에 약간 연결 고정(cross arch splinting)의 효과를 나타내었다. 금속 바와 여러개의 슬리브로 되어 있는 round bar와 플라스틱 슬리브를 이용하는 Hader bar는 비하중측에서 인장응력이 나타나 연결 고정 효과에 따른 응력의 분산이 일어나지 못함을 알 수 있었다. 특히 유일한 스테드형인 Dal-Ro 어태

치먼트에서는 비하중측 근단부에서 가장 큰 인장응력이 나타나 이들과 유사한 양상을 보이고 있었다.

신 등⁸²⁾의 연구에서도 Hader bar나 Dal-Ro 어태치먼트를 이용한 오버덴취에서 하중측은 압축응력의 양상을 나타냈고 비하중측은 근단부 일부를 제외한 모든 부분에서 인장응력의 양상을 나타내어 본 연구의 결과와 유사한 결과를 보였다. 그러나 이 연구에서는 IMZ 임플란트를 사용했고 Hader bar의 위치를 순측으로 해 전방 cantilever 현상이 있으며 이로 인한 응력의 차이가 있을 것으로 사료된다.

이에 반해 Thayer와 Caputo⁹⁰⁾는 잔존치근을 이용한 오버덴취의 응력을 분석한 연구에서 유지력이 클수록 응력이 크게 발생했다고 보고하였으며 특히 Hader bar가 Dolder bar보다 우수하여 회전력이 적고 근단부에의 응력 집중이 잘 되어 유리하나 Dolder bar의 경우 원심축에서 상당한 응력이 나타났다고 보고한 바 있다. 그러나 그의 보고는 2 차원 광탄성법을 이용한 것으로 의치상에 의해 가려진 부분의 해석이 어렵고 압축과 인장 응력의 구분을 하지 않았다.

어태치먼트가 유지력을 얻는 방법은 마찰력, 기계적 유지력, 혼합형 및 자석형 등이 있다. 치아 지지 오버덴취의 유지력은 보통 어태치먼트개당 400g 정도가 적당하며 1kg을 넘으면 좋지 않으며 의치상의 변위는 300-500 micrometer를 넘지 않는 것이 바람직하다. 지나치게 어태치먼트에 의존하면 치근 손상이나 의치상의 파절이 가능하기 때문이다³⁴⁾.

Lehmann과 Arnim⁴⁴⁾ 따르면 어태치먼트의 유지력은 적어도 4 N 이상이 요구된다고 하였고 Caldwell¹⁶⁾, Bates 등⁸⁾도 국소의치의 유지력에 대한 연구에서 보통 음식의 경우 10 N, 끈끈한 음식은 15-20 N의 유지력이 필요하다고 하였으며 Stewart와 Edwards⁸⁸⁾의 연구에 따르면 여러 가지 스테드 어태치먼트의 유지력을 비교한 결과 Kurer anchor 어태치먼트가 19 N, Rotherman 어태치먼트가 평균 4 N, Dalbo 어태치먼트는 9.5 N이었다가 마모 시험시 3.3 N으로 감소한다고 보고한 바 있다. 지대치의 치

구조적 손상을 가하는 힘이 240-340 N이므로 이 정도의 힘은 크게 지대치에 대한 영향이 없으며 의치상의 유지력으로 적정하다고 하였다.

El Samahi 등²⁹⁾은 Hader bar의 유지력이 603 ± 140g, Zest anchor 어태치먼트는 491 ± 69.4g으로 보고하였으며 강 등⁴⁶⁾은 Hader bar를 이용한 오버덴취에서 슬리브의 수와 위치에 따라 유지력이 달라지며 2개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취의 유지력이 11.3kg, 4개의 임플란트에 의해 지지되는 경우에는 16.5kg의 유지력을 보였다고 보고한 바 있다.

본 연구에서는 임플란트가 하악골 기저부에 수직으로 식립되었고 의치상의 교합평면은 이에 수직으로 형성되어 있어 하악 의치상의 전방 변위는 없었다. 대신 의치상은 하중측에 수직하중을 가하면 하중측은 오버덴취의 바와 슬리브 간의 연결부를 지지점으로 해 하중측으로 처짐 변형이 생기고 비하중측은 상방으로 거상될 것이다. 이런 거상되는 힘에 의해 유지력이 약한 경우 비하중측 임플란트에 전반적인 인장응력이 발생한 것으로 사료된다. 비록 대합치의 존재로 그 변형이 크지 않긴 하나 바와 슬리브 사이의 유지력의 차이에 따라 양 임플란트에 가해지는 응력의 차이가 발생할 것으로 사료된다. 따라서 완압형이나 비완압형 Dolder bar를 사용한 오버덴취에서 보철물과 어태치먼트 사이의 접촉면이 넓고 유지력이 커 의치상의 변위가 적고 좌, 우 임플란트 적절한 약간 응력 분산 및 연결 고정 효과가 있는 것으로 나타났다.

본 연구에 사용한 Round bar(CM co., Switzerland)는 그 단면이 원형으로 쉽게 조정이 가능해 바를 구부려서 치조제의 형태에 적합시켜 사용할 때 매우 유용하며 슬리브(CM rider)는 짧아서 바 위에 쉽게 적합이 가능하나 단점으로는 견고함이 부족한 것으로 본 연구에서도 연결고정 효과가 없었다⁵⁸⁾. Hader bar도 직경 1.8mm, 높이 8.3mm로 치은의 굴곡에 따라 잘라서 사용할 수 있고 플라스틱 바와 슬리브로 되어 있다. 플라스틱 바는 어떤 금속으로든 구조하여 사용할 수 있어 유리하나 플라스틱 슬리브는 지나치게 약해 자주 교체해야 하는 불편이 있는

것으로 보고하고 있으며 본 연구에서도 역시 연결 고정 효과는 없는 것으로 나타났다. 그러나 4개의 임플란트를 사용하는 경우에는 Dolder bar와 같이 연결 고정 효과가 있어 유용했다.

2) 완압형과 비완압형 Dolder bar

어태치먼트의 기능은 각 구성부분의 움직임의 허용 여부에 따라 완압형과 비완압형으로 구분할 수 있는데, 비완압형 어태치먼트는 의치의 기능운동을 허용하지 않고, 완압형 어태치먼트는 치과 보철물의 교합에 미치는 하중의 분산에 용이하며, stress breaker 혹은 stress director라고도 불리운다^{72, 73)}.

Dolder bar는 스위스의 Dolder 교수에 의해 고안 되었으며 간격 유지 장치의 사용 유무에 따라 완압형과 비완압형의 두 가지 종류가 있는데 완압형은 수직 상하 운동과 바를 축으로 한 회전운동이 가능하고 비완압형은 수직 상하 운동만 가능하다²⁶⁾. 이는 미리 가공된 만들어진 금속 바로 귀금속 보철물에 납착하여 사용한다. Dolder bar와 그 슬리브를 사용하고자 할 때는 치은으로부터 바의 하단까지 구강 위생 공간이 적어도 1mm 이상 필요하고 Dolder bar의 두께 1.5-2mm, 슬리브의 두께, 의치상 레진과 인공치 배열 등을 고려할 때 최소한 6-7mm 이상의 약간간격이 필요하다. 비완압형 Dolder bar는 양 측면이 평행해 마찰력이 크고 이에 따른 유지력이 강하며 정확한 삽입로가 요구된다⁸⁷⁾.

본 연구에서 비완압형인 Dolder bar를 제외한 모든 어태치먼트가 완압형이었으며 특히하게 완압형 Dolder bar를 사용한 경우 2개의 임플란트를 사용한 경우나 4개의 임플란트를 사용한 경우 모두 하중측 임플란트 원심 치경부에 가장 높은 응력이 나타남을 볼 수 있었다. Thayer와 Caputo^{89, 90)}, 신 등⁸³⁾도 Dolder bar를 사용한 오버덴취에 대한 연구에서 그 지대치 원심측에서 응력의 집중이 있었다고 보고한 바 있다.

그러나 신 등⁸³⁾은 Dolder bar를 이용한 오버덴취의 광탄성 분석에서 바 원심에서의 후방 연장시 간격 유지 장치의 유무에 따른 차이를 연구한 결과 하중측에서바의 형태 및 간격 유지 장치 유무에 따른 차이가 없었으나 일반적으로

비완압형에서 완압형보다 큰 응력이 나타났고, 치경부에서는 바의 설계에 따라 약간의 차이가 나타났으나 근단부는 설계에 따른 차이가 없으며 원심 경부에서 보다 큰 응력이 나타났다고 보고했다.

완압형의 Dolder bar는 난형 혹은 서양배 모양의 단면을 가지고 있는 가공된 바와 슬리브로 구성되어 있다. 이는 3.5mm, 4.55mm의 두 가지 규격이 있으며 간격 유지 장치를 이용해 수직 및 회전 운동이 가능하고 주위로 좌우 측방운동이 가능해 측방압에 대한 저항력이 높으나 완압형 어태치먼트의 이런 강점은 측방력을 받으면 더 심한 tipping을 일으킬 수 있다^{57,59)}. Wright 등⁹⁴⁾은 3년간의 임상연구에서 비완압형과 완압형 Dolder bar 어태치먼트를 임플란트 지지 오버덴취에 사용한 결과 정확한 수치상의 비교는 어려우나 의치상의 동요로 인해 완압형이 비완압형보다 임플란트 원심면에서 점막의 퇴축이 나타나는 단점이 있으며 비완압형을 사용해도 크게 문제가 발생하지 않았다고 보고했다.

Dolder²⁶⁾는 완압형 Dolder bar를 사용한 오버덴취에서 장착 6-18개월 후에 간격 유지 장치에 의한 바와 슬리브 사이의 공간이 사라진다고 말했다. 그 원인으로 치조골의 흡수 혹은 바의 침하현상으로 설명했는데 이를 해소하기 위해 슬리브를 재위치시키거나 의치상의 개상이 필요하고 동요가 심한 의치상에서는 특별한 주의가 필요하다고 하였다.

본 연구에서는 실험 방법상 치조 점막의 점탄성을 정확하게 재현하기 어려웠고 점막의 두께를 전치부 1mm, 구치부 1.5mm의 실리콘 고무 인상재로 대신한 바 지나치게 탄성이 커 의치상의 변위가 컸던 것도 Dolder bar의 원심 치경부의 응력 집중에 일조하였을 것으로 사료된다. Spiekerman 등⁸⁷⁾도 2개의 임플란트에 의해 지지되는 경우 의치상의 안정성이 보다 낮고, 의치 후방에 저작압이 크면 중앙의 바를 중심으로 오버덴취가 회전하면서 원심 임플란트에 과도한 힘이 전달되기 때문에 이를 막기 위해 원심 임플란트 측의 내면 의치상을 삭제하는 것이 필요하다고 하였다.

물론 비완압형 어태치먼트를 사용하면 시간이 가면서 견고성이 감소하고 그 효과도 감소하며 완압형이 임플란트를 보호할 수 있는 안전핀의 역할을 할 수 있다고 하나 바와 슬리브 사이에 지나친 가동성(freedom of movement)이 있는 것은 좋지 않다⁵⁸⁾.

임플란트 오버덴취에서 유지 증가와 위치를 정확히 찾기 위한 목적으로 어태치먼트를 사용하고 있다. 잘 만들어진 의치상에서 어태치먼트의 적절한 위치를 잡을 수 있다면 반드시 완압형 어태치먼트를 쓸 필요가 있는지 의심스럽다. 개면이나 교합 관계 채득시 완압형 어태치먼트의 고정이 선행되어야 하고 아니면 그 탄성으로 정확한 위치관계를 찾아내기 어려워 불리할 것이다. 그러나 의치상의 적합이 좋지 않거나 치조제의 흡수가 심하다면 완압형 어태치먼트를 써서 기능시 유지나 지지에 도움이 될 것이다^{57,59)}.

3) 스테드 어태치먼트

바를 이용한 두개의 임플란트 사이의 연결이 바람직하지 않다면 유지를 얻기 위해 스테드 어태치먼트, 혹은 마그네트 어태치먼트를 이용할 수 있다. 특히 스테드 어태치먼트는 임플란트 사이의 거리가 멀어 바에 의한 연결고정이 불가능하거나 전방 치조제의 형태가 침형이거나, 악궁 내에서 임플란트가 대각선으로 위치한 경우, 혹은 구강 위생 유지가 어려운 노인 환자에서 유용한 어태치먼트이다. 또한 환자가 가지고 있는 기존의 총의치에 ball and socket 형의 어태치먼트를 연결하는 것은 간단하고 비용도 적게 든다^{5, 6, 58)}.

Jemt 등⁴⁶⁻⁴⁸⁾의 임상연구에서도 바 어태치먼트를 쓴 경우 슬리브의 헐거움, 파절, 교환의 필요성, 의치상 파절 등으로 인한 환자의 불편과 내원횟수의 증가를 보고한 바 있다.

Langer 등^{49,50)}은 완압형 어태치먼트가 보다 응력분산이 쉬워 보다 안전하고 비완압형 어태치먼트는 시간이 가면서 견고성은 감소하고 효과도 감소하여 완압형 스테드가 가장 오래 쓰고 유리하다고 하였으며 Rotherman 혹은 Micro-Fix 어태치먼트를 추천했다.

본 연구에 사용한 Dal-Ro 어태치먼트는 오버덴츠헤의 안정성과 유지를 증가시키고 금속요부의 유지력을 조정할 수 있으며 외부에 고무링이 있어 레진 전입 시 금속 구조물을 보호할 수 있게 되어 있다^{49, 50}.

그러나 본 연구에서도 바에 비해 스테드 어태치먼트는 크기가 적어 설치에 필요한 공간은 적어 유리하나 대신 견고함이 떨어지는 단점이 있고 약간 연결 고정 효과 없었으며 강한 지대치와 약한 지대치를 함께 선택하면 약한 지대치에 압력이 집중되어 불리하고 특히 의치상의 적합이 불량하면 안정성의 부족으로 보다 지지가 부족한 임플란트에 해로운 경향이 있다^{58, 59}.

Mericske-Stern⁶⁰도 ball 어태치먼트가 유용하긴 하나 의치상의 파절, ball abutment의 파절로 인한 잦은 교환의 필요성, 유지력의 조정이 필요했다고 보고한 바 있다.

그러나 Fischman³³은 하악골의 개구나 전방 이동 혹은 clenching시 하악골에 나타나는 탄성 변형으로 인해 바를 통한 연결 고정은 임플란트 지지 골조직에 압축력과 인장력을 야기할 수 있다고 우려하였고 Meijer 등⁵⁴도 바로 연결한 경우보다 스테드 어태치먼트인 경우에 응력의 분산이 잘되고 또한 압축응력이 보다 적었다고 보고했다. 특히 하악골의 높이가 감소시에는 비교적 큰 응력이 임플란트 경부 특히 상부 치밀골부에서 응력이 집중되어 나타났으며 바로 연결된 경우 수직하중시 보다 압축응력이 크게 발생되었으며 바 후방 연장부는 응력 분산에 효과가 없다고 한 바 있다. 즉 바 어태치먼트와 같이 좌우를 연결하는 경우 하악골의 생리적 탄성 변형으로 임플란트의 수용부에 인장, 압축력이 집중되기 때문에 스테드 어태치먼트보다 불리하다. 본 연구에서는 하악골의 탄성 변형을 재현할 수 없어 그 효과를 알 수 없었다. 그러나 Meijer 등⁵⁴⁻⁵⁶의 연구에서는 유한 요소법을 이용한 연구로 스테드 어태치먼트의 경우 각 스테드 상부에 균일한 힘을 가하는 방법을 사용해 의치상의 변위에 의한 비하중측 스테드 어태치먼트에 나타나는 응력의 재현이 불가능했다.

Fenner 등³²은 비완압형 어태치먼트를 사용

할 경우 지대치에 tipping이 없으나 완압형 ball & socket 형의 어태치먼트를 사용시 4 배의 tipping이 발생할 수 있으며 Ebel도 오버덴츠헤 스테드가 측방 혹은 이탈력을 지대치 치근에 가할 수 있어 우려를 표한 바 있다⁵⁷.

3. 임플란트 경부의 응력 상태

임플란트 배식을 위한 외과적 시술이 성공적으로 이루어져 임플란트와 지지골 사이에서 골유착이 일어났다 하더라도 장기적인 성공을 얻기 위해서는 임플란트 보철의 교합과 생체 역학을 고려하지 않을 수 없다. 즉 임플란트는 고정성 또는 가철성 보철물을 지지하기 위하여 악골 위, 악골 속, 근관 내에 장치되어 보철 수복물에 대한 지지역활을 해야 하는 특수한 조건이 필요하므로 그 매식체가 자연치아와 같은 기능을 해야 하는 생리적 기능성(biofunctionability)과 동시에 생체 내에서 부작용 없이 일정한 시간 존속해야 하는 생리적 적합성(bio-compatibility)을 가져야만 한다⁶⁶.

자연치아는 치근막의 존재에 의해 과부하에 대한 완충작용이 가능하고 고유수용기에 의한 외부 교합력에 대한 방어기전이 있으며 외상성 교합인 경우 일시적인 과민성과 염증, 동요도를 보일 수 있으나 이는 가역적 반응이므로 회복이 가능하다. 반면 임플란트는 골과의 사이에 치근막과 같은 연조직이 없고 골조직과 강하게 결합되어 있어 교합력이 직접 임플란트에 전달되기 때문에 지나친 교합력이 반복적으로 가해지면 골조직의 미세 파절, 보철물과 임플란트의 가공 경화, 피로현상을 야기하게 된다. 이는 자연치아에서와는 달리 비가역적이며, 치조정에서의 골흡수로 임플란트의 지지를 감소시켜 임플란트 시술의 실패의 위험성이 증가된다^{65, 66}.

Rieger⁸⁵는 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 외력을 넓게 분산시킬 수 있는 설계가 필수적인데 아직까지 이와 관련된 명확한 규명은 부족하다고 하였고 Skalak⁸⁴은 임플란트와 골은 장기간 피로 응력을 초과하는 응력을 받아서는 안되며 기능시 초래되는

외력은 골유착성 임플란트를 통해 직접 악골에 전달되므로 외력을 분산시키기 위해서 임플란트와 관련된 구조물이 견고하며 수직력 또는 측방력에 대해 임플란트 고정체의 강도, 수 및 배열이 응력 분산에 중요한 역할을 한다고 보고했다.

Misch⁶⁶⁾ 또한 임플란트 보철물의 각도가 치조골에 수평력을 가하는 방향이면 모멘트가 생겨 치조정에 대한 응력이 증가하며 이를 줄이기 위해 매식시 저작압이 가해지는 방향으로 매식해야 한다고 하였다. 또한 가급적 수평력을 줄일 수 있는 위치에 매식해야 하고 임플란트의 표면적은 그 길이, 폭경 및 수에 달려있으므로 임플란트의 직경이나 수를 증가시키는 것이 유리하고 또한 인공치 배열시 측방압을 줄이기 위해 임플란트 위에 수직으로 배열할 것을 추천했다.

따라서 임플란트에 있어서 특히 과부하의 위험성에 대한 판별이 중요하며⁶⁴⁾ 이를 위해 Brunski¹³⁾는 임플란트 보철물에서 기본적으로 임플란트가 받는 실제의 부하에 대한 검사가 필요하고 이때 각 나사 사이의 미세한 움직임이나 반복 하중에 따른 피로 응력의 발생을 막는 것이 중요하다고 하였다. 또한 Soltesz와 Siegele⁸⁵⁾는 실험 모형 상에서 응력이 집중되는 부위가 같은 임플란트를 매식한 개의 하악골에서 골흡수가 일어나는 부위와 일치함을 밝혔다.

임플란트에 의해 지지되는 오버덴츄는 저작압이 의치상에 가해지면 임플란트에 전달되고 이는 주위 골조직에 영향을 미치게 된다. 치조골을 이루는 골조직의 압축강도는 193 MPa, 인장강도는 133 MPa, 전단강도는 68 MPa이며 실제 나타나는 임플란트-골 계면에서의 응력은 이들의 혼합으로 나타나는 경우가 많다⁶⁶⁾.

Ralph 등⁷⁶⁾은 하악에 기능이 작용할 때에 인장응력과 압축응력이 나타나는데 이는 골소주와 밀접한 관련을 가지고 있으며 Martin과 Bun⁵³⁾의 동물을 이용한 골조직의 압축 변형율에 대한 연구에서는 골조직의 생리적 한계는 인장력에 대한 경우가 낮아 상대적으로 압축력에 비해 불리하다고 보고하였다. Riedmuller와 Soltesz⁷⁸⁾는 골이 역학적인 영향에 민감하게 반응

해 전단하중에 의해 흡수가 일어날 수 있다고 보고했다. 이때 최대 전단응력은 각 요소 내에 발생한 응력의 총합으로 주어진 지점에서 응력의 심각성의 크기를 상대적으로 나타내는 지표로 쓸 수 있다고 하였다.

Borchers¹⁰⁾는 단일치 임플란트에 대한 주응력을 분석하여 최대 응력은 임플란트의 경부에 발생하였고 수직력을 가했을 때 설측에 10 N/mm²가 발생하고 수평력을 가한 경우에는 그 5 배인 50 N/mm²의 압축응력 및 4 배의 인장응력이 발생했으며 골과 임플란트 사이에는 미끌림 현상으로 압축응력이 전단 및 인장응력으로 바뀌어 실제로는 이보다 더 크고 따라서 임플란트 경부의 골흡수가 가능하다고 예측한 바 있다.

또한 Meijer⁵⁴⁻⁵⁶⁾등은 바로 연결된 2개의 임플란트에서 2 차원 유한요소법을 이용한 응력 분석시 최대 및 최소 주응력(maximum tensile and minimum compressive principal stress)이 중요하고 적정한 응력은 골 형성을 유도하나 지나치면 골흡수를 유발한다고 말했다. 그는 2개의 임플란트에 의해 지지되는 바 혹은 solitary 어태치먼트에서의 유한요소법을 이용한 응력 분석시 최대, 최소 주응력(principal stress)을 사용했으며 주로 임플란트 경부에 음압(압축 응력)을 보이고 원심 경부에 -18.2 MPa을 나타내며 근단부에서는 -11.3 MPa이 근원심에 균등하게 나타났다.

본 연구에서도 7개의 10 광탄성 모형에서 4종의 바 어태치먼트와 1종의 스테드 어태치먼트를 이용해 응력 분석을 시도했는데 일반적으로 경부와 근단부에서 유사한 크기로 발생했고 따라서 주응력의 계산은 보다 임상적으로 의미가 큰 각 임플란트의 경부에서만 계속했다.

Clelland 등¹⁸⁾은 Sterioss 임플란트에 직접 광탄성 재료를 부어 만든 각 6개 총 18개의 모형에서 0도, 15도, 20도의 angled abutment를 연결하고 178 N의 힘을 가해 무치 차수를 관찰하고 각기 1개의 모형을 더 제작해 strain gauge를 연결하여 광탄성 응력 분석 결과와 비교했다. 이때 strain gauge를 이용해 계속한 주응력치(σ_1, σ_2)는 수직하중에 대해 0.339 MPa,

-0.512 MPa, 15° 하중에서 0.419 MPa, -0.975 MPa를 나타내어 비록 각도가 증가하면서 응력도 증가했으나 모두 생리적 한계 내에서 principal strain을 발생했다고 보고했다.

즉 Atmaram⁷⁾ 등에 의한 연구에서 자연치가 생리적인 저작압을 받을 때 일시적으로 치조골에 발생하는 최대 압력은 25 N/mm²이며 쉽게 골형성을 유도하는 압력은 3-4 N/mm²인 것으로 보고하고 있으며 Wowern 등⁹⁾도 바에 의해 연결된 ITI 임플란트 위에 오버덴취를 함으로써 하악의 골형성을 촉진하고 하악골다공증을 예방할 수 있다고 보고한 바 있다.

본 연구에서는 3차원 광탄성법을 이용해 각 모형에 나타나는 무늬차수를 관찰하고 이에 근거해 임플란트 경부에서의 전단응력과 주응력 (σ_1 , σ_2 , σ_x , σ_y)을 계산해보았다. 각 모형의 주응력은 2개의 임플란트를 사용하는 경우 비완압형 Dolder bar에서 -0.03~-0.22 MPa, 완압형 Dolder bar에서 0.91~-0.29 MPa, Round bar에서 0.17~-0.12 MPa, Hader bar는 0.27~-0.12 MPa, Dal-Ro 어태치먼트는 0.09~-0.18 MPa의 응력을 나타내었다.

4개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에서 완압형 Dolder bar를 사용한 경우 0.78~-0.20 MPa, Hader bar에서 0.02~-0.19 MPa를 나타내었다. 이는 Clelland 등¹⁰⁾의 연구와 유사한 응력치를 나타내며 생리학적으로 유해한 과부하는 아닌 것으로 사료된다. 그러나 Spiekermann⁸⁾이 말한 바와 같이 임플란트 주위 골조직의 부하 담당 능력은 개인차가 심하고 따라서 실제 임상에서의 임플란트 보철물의 예후를 예측하는 것은 매우 어려울 것이다.

또한 Clelland 등은 광탄성 레진의 E=623 MPa, $\nu=0.209$, 실제 하악골의 E=1.3~14.1 GPa, $\nu=0.30$ 을 이용해 실제 하악골에서의 응력치에 대한 추정을 한 바 있으나 본 연구에서는 상대적인 수치 비교에 의미를 두어 이러한 시도는 하지 않았다.

V. 결 론

하악 임플란트 지지 오버덴취에서 임플란트의

수와 어태치먼트의 종류에 따른 임플란트 지지조직의 응력 발생 양상을 비교 분석하기 위해 하악 무치악 광탄성 모형을 제작하고 2개 혹은 4개의 임플란트를 매식한 다음 4종의 바와 1종의 스테드 어태치먼트를 이용한 오버덴취를 제작하여 3차원 광탄성 응력 분석법으로 분석한 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 2개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에서 Round bar나 Hader bar, 혹은 Dal-Ro 어태치먼트를 이용한 경우, 임플란트 지지조직에 발생하는 응력의 양상은 하중측에서는 압축응력, 비하중측에서는 인장응력이 보였다.
2. 2개의 임플란트에 지지되는 오버덴취에서 Dolder bar는 비완압형이 완압형보다 균등한 응력 분포를 나타내었고 완압형에서는 하중측 임플란트의 원심경부에 상당한 압축응력이 보였으나 2 가지 모두 하중측과 비하중측에서 압축응력의 양상이 보였다.
3. 완압형과 비완압형 Dolder bar는 연결 고정 효과가 높았고 Round bar, Hader bar 및 Dal-Ro 어태치먼트는 그 효과가 미약하였다.
4. 4개의 임플란트에 의해 지지되는 경우 Hader bar와 완압형 Dolder bar를 이용한 오버덴취는 하중측과 비하중측에서의 응력이 균등하게 분산되는 것으로 나타났으나 2개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에 비해 응력의 크기는 감소하지 않았다.
5. 임플란트의 경부에 발생하는 응력의 양상은 어태치먼트의 종류와 임플란트의 수에 따라 달랐으나 임플란트 주위 골조직에 위해 작용을 가할 수 있는 과부하는 나타나지 않았다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bråne-mark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981 ; 6 : 387-416

2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990 ; 5 : 347 – 59
3. Albrektsson T, Bergman B, Folmer T, Henry PJ, Higuhi K, KlinerbergLaney WR, Leklohm U, Oikarinen V, van Streenbergh D, Triplett RG, Worthington P, Zarb GA. A multicenter report of osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988 ; 60 : 75–84
4. Albrektsson T, Zarb A. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago, Quintessence Pub., 1989
5. Arbree NS, Galowic G. The use of an attachment system for overlay prostheses. *J Prosthet Dent* 1986 ; 56 : 51–5
6. Arbree NS, Chapman RJ. : A comparison of mandibular denture base extension in conventional and implant-retained dentures. %Review% *J Prosthet Dent* 1991 ; 65 (1) : 108–11
7. Atmaram G, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous peridontal ligament. *J Dent Res* 1981 ; 60 : 873–77.
8. Bates J. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. *Br Dent J* 1968 ; 125 : 97–103
9. Bessimo C, Graber G. A new concept of overdenture with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodont Restor Dent* 1994 ; 144 : 487–95
10. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983 ; 62 : 155–9
11. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Chicago, Quintessence Pub., 1985
12. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*. 1992 ; 10 : 153–201
13. Brunski JB. Biomechanics of oral implants : Future research direction. *J Dent Educa* 1988 ; 52 : 775
14. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures : Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73(4) : 354–63
15. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures : Part II--Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73(4) : 364–9
16. Caldwell R. Adhesion of foods to teeth. *J Dent Res* 1962 ; 41 : 821–7
17. Cernosek J. Three-dimensional photoelasticity by stress freezing. *Experimental Mechanics* 1980 ; 20 : 417–26.
18. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993 ; 8(5) : 541–8
19. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. *J Prosthet Dent* 1982 ; 61 : 25
20. Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures : part I--Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. *J Prosthet Dent* 1994 ; 72 : 144–51
21. Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant retained overdentures : Part II--Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *J Prosthet Dent* 1994 ; 72 : 152 – 8
22. Cune MS, de Putter C. A comparative evaluation

- luation of some outcome measures of implantsystem and superstructure types in mandibular implant-overdenture treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 ; 9 : 548–55
23. Dally JW and Riely WF. *Experimental Stress analysis* 3ed. New York : McGraw Hill Inc. ; 1991
 24. Davis M. The role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1990 ; 3 : 42
 25. Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993 ; 8 : 162–66
 26. Dolder E, Durrer G. *The Bar-Joint denture ; a practical textbook*, Chicago : Quintessence Pub. Co., 1978.
 27. El Charkawi H, Goodkind JR, DeLong R, Douglas W. The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth : A new methodology. *J Prosthet Dent* 1988 ; 60 : 622–30
 28. El Charkawi H, Zekry K, Wakad M. Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 1994 ; 72 : 614–22
 29. El Samahi M. Retention in mandibular overdentures with attachments. *Quintessence Int* 1986 ; 17 : 249–52
 30. Engquist B, Bergendal T, Kallus JT, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 ; 3 : 129–34
 31. Engquist B. Six years experience of splinted and non-splinted implants supporting overdentures in upper and lower jaws. In : Schepers E, Naert I, Theuniers G, Eds. *overdentures on implants*. Leuven : Leuven University Press ; 1991 : 27
 32. Fenner W, Gerber A, Muhlemann T. Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J Prosthet Dent* 1956 ; 6 : 520–2
 33. Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990 ; 64 : 483–5.
 34. Geering A, Kundert M, Kelsey C. *Complete denture and overdenture prosthetics*. New York : Thieme Medical Pub. Inc., 1993
 35. Hahn J. Implant and prosthetic principles according to the desired prosthesis. *Int Dent Symposia* 1994 ; 2 : 60–4
 36. Hertel R, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 1993 ; 6 : 18–24
 37. Hobo S, Ichida E, Garcia L. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Tokyo : Quintessence Pub. Co., 1989 ; 265–80
 38. Holmes JB. Influence of impression procedures and occlusal loading of partial denture movement. *J Prosthet Dent* 1965 ; 15 : 474
 39. Holmes JB. Deflection of superstructure and stress concentrations in the IMZ implant system. *Int J Prosthodont* 1994 ; 7 : 239–46
 40. Humphris GM, Healey T, Howell RA, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses : a cross-sectional study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10(4) : 437–44
 41. Hutton J, Heath R, Chai J, Harnet J, Jemt T, Johns R, McKenna S, McNamara D, van Steenberghe D, Taylor R, Walson R, Herrmann I. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures sup-

- ported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 33-42
42. Jacobs R, Schotte A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clin Oral Impl Res* 1992 ; 3 : 63-70
 43. Kirsch A. *Fünf Jahre IMZ-Implantat-System. Grundlagen, Methodik, Erfahrungen in Franke J : Der Heutige Stand der Implantologie. München, Hanser, 1980.*
 44. Lehmann K, Arnim F. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol* 1978 ; 7 : 45-51
 45. Jemt T, Book K, Linden B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae : a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7(2) : 162-7
 46. Jemt T, Book K, Linden B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae : A study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 ; 7 : 162-7
 47. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae : a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 ; 10(3) : 303-11
 48. 강정민, 방몽숙. 임플란트 overdenture의 bar 설계에 따른 하악 지지 조직의 광탄성학적 응력 분석. *대한치과 보철학회지* 1994 ; 32 : 327-53
 49. Langer Y, Langer A. Root-retained overdentures : Part I---Biomechanical and clinical aspects. *J Prosthet Dent* 1991 ; 66 : 784-9
 50. Langer Y, Langer A. Root-retained overdentures : Part II-Managing trauma between edentulous ridges and opposing dentition. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 : 77-81
 51. Lavelle CL. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy : the urgency of research into alveolar bone responses. *Review Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993 ; 8(2) : 179-85
 52. Lewis S, Sharma A, Nishimura R. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1992 ; 68 : 503-8
 53. Martin R, Burr D. *Structure, function, and adaptation of compact bone. New York : Raven, 1989 ; 143-85*
 54. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992 ; 68 : 96
 55. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994 ; 7 : 271-79
 56. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehab* 1994 ; 21 : 47-56
 57. Mensor M. Classification and selection of attachments. *J Prosthet Dent* 1973 ; 29 : 494-7
 58. Mensor M. Attachment fixation for overdentures Part I *J Prosthet Dent* 1977 ; 37 : 366-73
 59. Mensor M. Attachment fixation for overdentures. Part II *J Prosthet Dent* 1978 ; 39 : 16-20
 60. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of

- overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants : a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990 ; 5 : 375–83
61. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7(2) : 185–94
 62. Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures : A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993 ; 8 : 254
 63. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10(3) : 345–53
 64. Mericske-Stern R, Zarb G. overdentures : an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993 ; 6 : 203–8
 65. MgGlumph EA, Campani WV, Peterson JJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989 ; 62 : 586
 66. Misch C. *Contemporary implant dentistry*, St Louis, Mosby, 1993
 67. Naert I, De Clercq M, Theuniers G, Schepers E. overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible : a 2.5 year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 ; 3 : 191–6
 68. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, Van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures : A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991 ; 65 : 671–80
 69. Naert I, Quiryaea M, Hooghe M, Van Steenberghe. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy : A preliminary report. *J Prosthet Dent* 1994 ; 71 : 486–92
 70. Patterson E, Johns R. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7 : 25–34
 71. Patterson E, Burguete R, Thoi H, Johns R. Distribution of load in an oral prosthesis system : An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 552–60
 72. Preiskel HW. *Precision Attachments in Prosthodontics : Vol I Intracoronal and Extracoronal Attachments*. Berlin : Quintessence Co., 1984
 73. Preiskel HW. *Precision attachments in Prosthodontics : Vol II overdentures and Telescopic Protheses*. London : Quintessence Co., 1985.
 74. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe, K Teerlinck J, Dekeyser C, Theuniers G. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture : A 4-year prospective study. *J Clin Periodontol* 1991 ; 18 : 719–28
 75. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixtures success in the Brånemark system. *Clin Oral Implant Res* 1992 ; 3 : 104–11
 76. Ralph J, Caputo A. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975 ; 4 : 814–21
 77. Richter E. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 99–108
 78. Riedmuller J, Soltesz U. Modelluntersuchungen zur Spannungsverteilung in der Umgebung von Zahnimplantaten. *ZWR* 1977 ; 86 : 842

79. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990 ; 63 : 671
80. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993 ; 8(6) : 655-61
81. Schroeder A, Maglin B, Sutter F. Das ITI-Hohlzylinderimplantat Typ F zur Prothesenretention beim zahnlosen Kiefer. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1983 ; 93 : 720-33
82. 신규학, 정창모, 전영찬, 황희성. 두개의 골유착성 임플란트를 이용한 하악 overdenture에서 attachment 설계에 따른 임플란트 지지조직의 삼차원적 광 탄성 응력분석. *대한치과 보철학회지* 1996 ; 34(1) : 31-69
83. Shin S, Preiskel H, & Sheriff M. Force transfer by implant supported bar retained overdentures using three dimensional photoelastic stress analysis. *대한치과 의사 협회지* 1995 ; 33 : 47-58
84. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses *J Prosthet Dent* 1983 ; 49 : 843-50
85. Soltesz U, Siegele D. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In : Huiskes R, Van Campen D, De Wijn J, eds. *Biomechanics : principles and applications*. The Hague, The Netherlands : Martinus Nijhoff, 1982 : 439-44
86. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10 year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdenture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 231-43
87. Spiekermann H, Donath K, Hassel T, Jovanovic S, Richter J. *Color atlas of dental medicine : Implantology*, New York, Thieme medical Pub., 1996
88. Stewart B, Edwards R. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983 ; 49 : 28-34.
89. Thayer H, Caputo A. Effects of overdentures upon remaining oral structures. *J Prosthet Dent* 1977 ; 37 : 374-381
90. Thayer H, Caputo A : Occlusal force transmission by overdenture attachments *J Prosthet Dent* 1979 ; 41 : 266-271
91. Von Wowern N, Flemming H, Hjorting-Hansen E, Gotfredsen K. ITI implants with overdentures : A prevention of bone loss in edentulous mandible.
92. White SN, Caputo AA, Anerckwist E. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994 ; 71 : 493-9
93. Wismeijer D, van Waas MA, and Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1995 ; 74 : 380-384
94. Wright P, Watson R, Heath R. The effects of prefabricated bar design on the success of overdentures stabilized by implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 79-87
95. Zarb G, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Jnt Oral Rehabil* 1995 ; 22 : 661

Photographic Illustrations

- Photo 1. Isochromatic fringe pattern in loaded side of rigid Dolder bar
- Photo 2. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of rigid Dolder bar
- Photo 3. Isochromatic fringe pattern in loaded side of resilient Dolder bar
- Photo 4. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of resilient Dolder bar
- Photo 5. Isochromatic fringe pattern in loaded side of rigid Round bar
- Photo 6. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of rigid Round bar
- Photo 7. Isochromatic fringe pattern in loaded side of rigid Hader bar
- Photo 8. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of rigid Hader bar
- Photo 9. Isochromatic fringe pattern of slice model in loaded side of rigid Dal-Ro attachment
- Photo 10. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of rigid Dal-Ro attachment
- Photo 11. Isochromatic fringe pattern in loaded side of resilient Dolder bar
- Photo 12. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of resilient Dolder bar
- Photo 13. Isochromatic fringe pattern in loaded side of rigid Hader bar
- Photo 14. Isochromatic fringe pattern in unloaded side of rigid Hader bar

사진부도 1

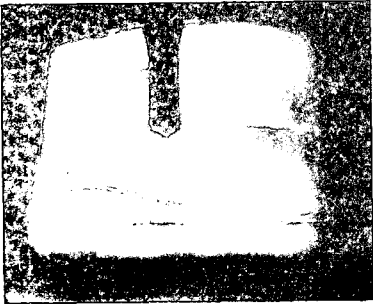


Photo 1

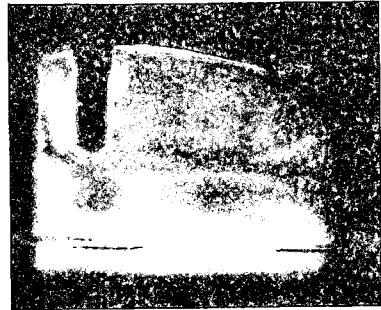


Photo 2

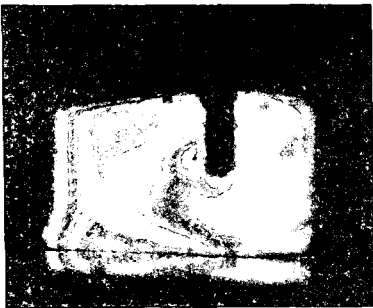


Photo 3

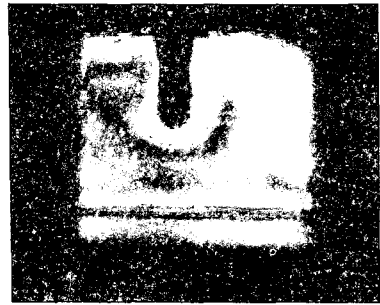


Photo 4

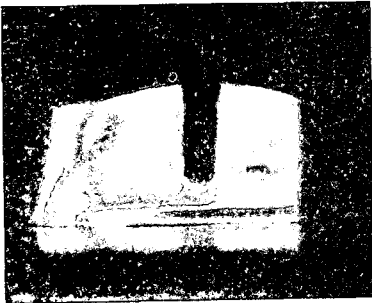


Photo 5

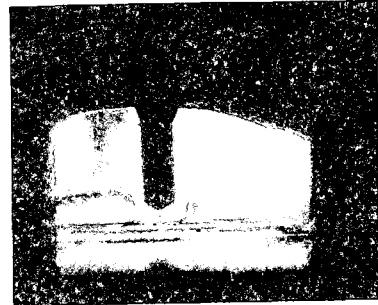


Photo 6



Photo 7

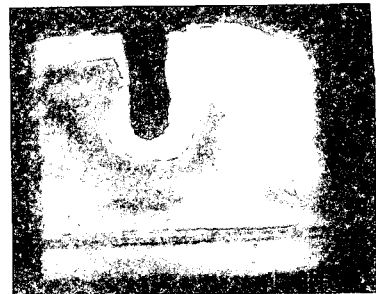


Photo 8

사진부도 2

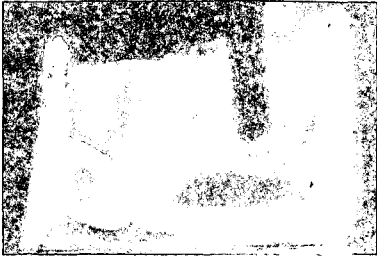


Photo 9

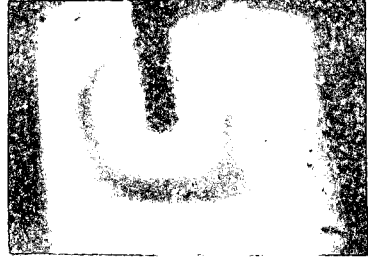


Photo 10

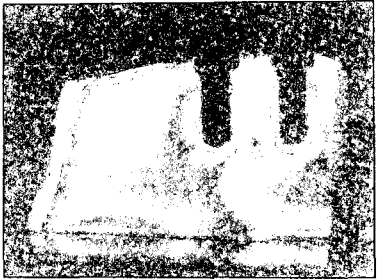


Photo 11

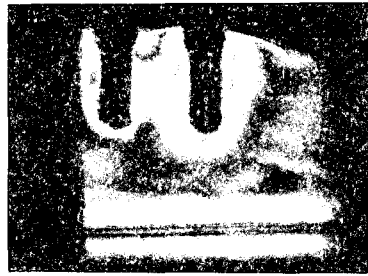


Photo 12

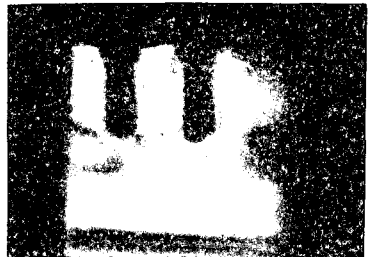


Photo 14

A THREE DIMENSIONAL PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF
IMPLANT-SUPPORTED MANDIBULAR OVERDENTURE ACCORDING
TO IMPLANT NUMBER AND ATTACHMENT TYPE

Sang-Hoon Han, Yoon-Sup Tae, Tae-Ho Jin, Hye-Won Cho

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study is to evaluate the stress distribution in the bone around dental implants supporting mandibular overdenture according to the number of implant and the type of attachment. Two or four implants were placed in an edentulous mandibular model and three dimensional photoelastic stress analysis was carried out to measure the fringe order around the implant supporting structure and also to calculate principal stress components at cervical area of each implant. The attachments tested were rigid and resilient type of Dolder bar, Round bar, Hader bar and Dal-Ro attachment.

The results were as follows ;

1. In 2-implant supported overdenture using Round bar, Hader bar, and Dal-Ro attachment, compressive stress pattern was observed on the supporting structure of implant on loaded side, while tensile stress pattern in unloaded side.
2. In 2-implant supported overdenture using Dolder bar, the rigid Dolder bar shared the occlusal loads between 2 implants in a more favorable manner than was exhibited by the resilient type, while the resilient type placed a more stress on the distocervical area of the implant on the loaded side. But compressive stress pattern was observed in both the loaded and unloaded sides in either case.
3. In 2-implant supported overdenture, rigid and resilient type of Dolder bar exhibited more cross arch involvement than the Round bar, Hader bar, or Dal-Ro attachment.
4. In 4-implant supported overdenture using resilient Dolder bar and Hader bar, stress turned out to be distributed evenly among the implants between loaded and unloaded side, but there was no reduction in the magnitude of the stress in the surrounding structure of implant contrary to 2-implant supported overdenture.
5. The stress pattern at cervical area of implant was different with the number of implant or the type of attachment but the overload, harmful to surrounding structure of implant, was not observed.