

하악 임플란트지지 오버덴취에서 바 어태치먼트의 유지력이 임플란트의 축력에 미치는 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실, 원광치의학연구소

조 혜 원

I. 서 론

하악 무치악에서 임플란트는 기존의 총의치에 만족하지 못하는 환자에게 보편적인 치료법이 되고 있다. 이런 환자에서 임플란트에 의해 안정된 오버덴취는 환자의 만족도를 극대화시킬 수 있다. 오버덴취의 유지력은 어태치먼트에 의해 기인하는 것으로, 치근지지 오버덴취에 적용되는 어태치먼트와 술식이 임플란트 보철학에도 적용되고 있다^{1,2)}.

임플란트 오버덴취에 대한 일반적인 연결 방법은 바를 이용하는 경우가 많다. 단면 형태와 크기, 클립의 수 등 다양한 바 어태치먼트가 현재 시판되어 사용되고 있다. 플라스틱 클립을 사용하는 바 어태치먼트는 값이 싸고 쉽게 교환이 가능하며 적절한 유지력을 가지고 있으나 유지력을 조절하기는 어렵다³⁾. 반면 금속 클립을 사용하면 바가 마모될 위험성이 있고 바의 단면이 훼손되면서 회전력에 대한 응력 분산 효과가 감소되거나 유지력의 조절이 가능해 오랜 기간 사용할 수 있다.

Burns 등⁴⁾은 환자가 유지력이 좋은 어태치먼트를 선호한다고 보고하였으며 환자의 만족도를 위해서는 유지력의 조절이 아주 중요하다고 하였다. 오버덴취에 필요한 유지력의 양은 상호보완적인 것으로 적어도 의치상의 변위를 막을 수 있을 만큼은 되어야 하나 임플란트 주위조직에 해로운 영향을 주는 정도로 높아선 안된다. 자연치와 달리 임플란트 고

정체는 보철물에 의해 전달되는 응력의 양상이나 크기가 보다 복잡적이고 다양하다. 또한 타이타늄 임플란트는 자연치보다 골조직과 견고하게 부착되어 있고 따라서 임플란트에 더 큰 응력이 전달될 수 있다. 이러한 응력이 생리적 한계를 벗어나면 골의 미세파절이 일어나고 치유과정에서 연조직으로 채워지게 되어 임플란트 실패의 한 요인이 되고 있다⁵⁾.

바-클립 어태치먼트의 문제점에 대해 Jemt 등⁶⁾은 상악골에서 오버덴취는 고정성 보철물에 비해 성공률이 낮으며, 가장 큰 문제는 클립이나 클립 주위 레진의 파절 혹은 헐거움이라고 보고했다. Walton과 MacEntee⁶⁾도 29명의 환자에서 4~39개월 동안 78%에서 오버덴취의 수리와 유지를 필요로 했으며 42%에서 클립이 부러지거나, 없어지거나, 헐거워지는 문제가 있다고 하였다. 보통 의치상을 분리할 때 가장 큰 힘이 발생하며 환자들은 하루에도 여러번 장착과 철거를 반복해야 하므로 적절한 유지력을 선택 조정하는 것은 임플란트 오버덴취의 유지와 보존에 필수적이다⁷⁾. 그러나 바 어태치먼트의 유지력이나 마모도, 혹은 유지력의 크기가 임플란트에 미치는 영향에 대한 연구는 아직도 확실히 검증되지 못하고 있다

본 연구는 바 어태치먼트에서 유지력의 조절 정도를 평가하고, 유지력의 양이 임플란트 고정체에 미치는 영향을 비교하기 위해 4가지 바-클립 어태치먼트를 이용한 오버덴취에서 유지력을 조절, 계측하고

* 이 논문은 1998년도 원광대학교 교내 연구비에 의해 연구되었음.

이때 발생하는 최대 축력을 스트레인 게이지 법으로 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 하악 무치악 모형의 제작

자가 중합형 레진(Ortho-Jet™ Acrylic, Lang dental Co., U.S.A.)을 이용하여 하악 무치악 치조제와 유사한 실험 모형을 제작하였다. 직경 3.75mm, 길이 10mm인 두 개의 Brånemark 임플란트(SDCA 018, Nobel Biocare, Sweden)를 좌우 견치부에 서로 24mm 떨어진 위치에 식립하였다. 임플란트 고정체에 지대주로서 5.5mm Standard abutment(SDCA 005, Nobel Biocare, Sweden)를 연결하고 20Ncm으로 토오크를 가해 고정하였다.

2. 오버덴처의 제작

두 개의 임플란트를 이용한 오버덴처를 제작하기 위해 4가지의 바-클립 어태치먼트를 선택하였다(Table 1).

하악 모형 상에서 지대주 위에 금 실린더(gold cylinder, DCA 072, Nobel Biocare, Sweden)를 금 나사로 연결하였다. Hader bar 외의 3가지 기성 바는 적절한 길이로 자른 다음, 제조업자의 지시에 따라 연결 기구를 이용해 써베이어 상에서 위치를 설정하였다. 자가중합 레진(Duralay, Dental Mfg.

Corp., U.S.A.)으로 바와 금 실린더를 접착하고 이를 납착하였다. Hader bar는 플라스틱 패턴을 적당한 길이로 잘라 금 실린더에 연결하고 매몰한 다음 제 IV형 금합금으로 주조하였다. 모든 바는 지대주 위에서 20배 현미경으로 적합도를 검사하고 필요하면 재납착하였다.

각 어태치먼트에서 1개씩 4개의 의치상을 복제, 제작한 후 의치상의 설측에 구멍을 뚫고 자가중합레진으로 클립을 의치상에 직접 부착하였다. 이때 Round bar와 Dolder bar with spacer는 각기 바 위에 spacer(052 080, Cendres & Metaux SA., Switzerland)를 올려놓고 그 위에 클립을 연결한 다음 의치상에 부착하였다. Hader bar와 Dolder bar without spacer는 이와같은 spacer 없이 바 위에 클립을 얹어서 부착하였다.

3. 스트레인 게이지의 부착

모형 상에 고정된 2 개의 지대주 측면에 각기 세 개의 단축 스트레인 게이지(KFR-02N-120-C1-23, Kyowa, Japan)를 부착하였다(Fig. 1). 스트레인 게이지는 지대주의 장축에 평행하고, 서로 120° 각을 이루도록 하여 같은 높이에 위치시켰다.

도선은 scanner(Model 6100, Vishay, Measurements group, Inc., Raleigh, U.S.A.)와 컴퓨터용 소프트웨어인 Strain Smart 프로그램(version 1.11, Vishay, Measurements group, Inc., Raleigh, USA)에 연결하였다(Fig. 2).

Table 1. Overdenture attachments used in this study.

Attachments	Materials	Manufacturer
Hader bar	plastic round bar with skirt plastic clip (ORCY1)	3i Implant Innovations Co., USA
Round bar	Au round bar(55.01) Au rider spacer	Protor 3 Elitor® brass Cendres & Metaux SA., Switzerland
Dolder bar with spacer		Cendres & Metaux SA., Switzerland
Dolder bar without spacer	Au pear-shape bar(53.01.2) Au rider spacer(052 080)	Elitor® Elitor® brass Cendres & Metaux SA., Switzerland

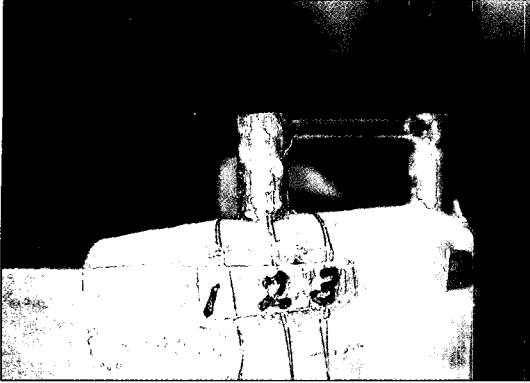


Fig. 1. Strain gauges placed on the implant abutment

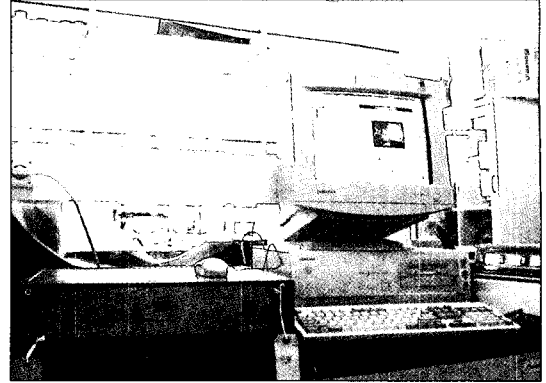


Fig. 2. The strain gauge measurement system used in this study

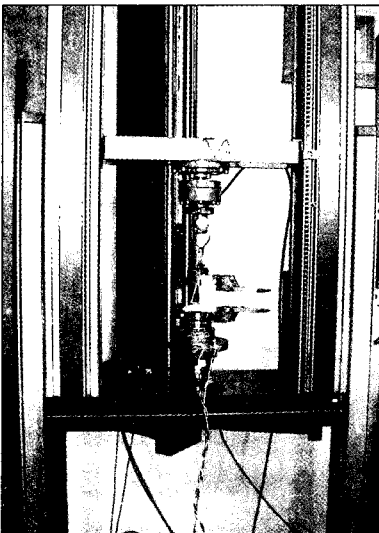


Fig. 3. The measurement of overdenture retention using UTM

4. 유지력과 스트레인의 측정

만능시험기(Z020, Zwick, Germany)에 연구모형을 고정하고 오버덴처의 유지력을 측정하면서 동시에 지대주에 발생하는 스트레인을 측정하였다(Fig. 3). 의치상이 수직방향으로 이탈하도록 위치를 조정 한 후 30mm/min의 crosshead speed로 오버덴처를 분리하고 먼저 10회의 분리, 장착을 반복한 후 유지력과 스트레인을 측정하였다. 플라스틱 클립을 이용한 Hader bar는 유지력의 조절이 불가능하나 다른 3가지의 어태치먼트는 Activating set(070 198, Cendres & Metaux SA., Switzerland)와

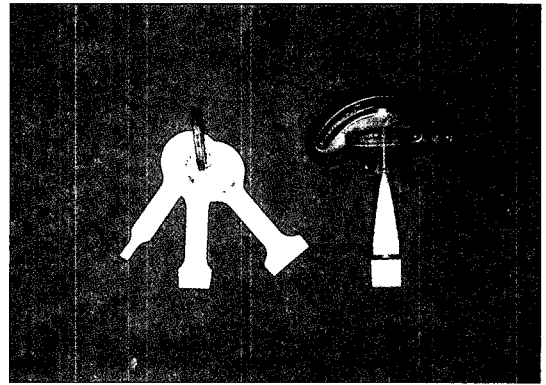


Fig. 4. The activating set and deactivator of the bar attachment systems

Deactivator(070 200, Cendres & Metaux SA., Switzerland)를 이용하여 유지력을 가능한 단계적으로 조절하여 실험하였다(Fig. 4).

스트레인 측정시 먼저 torque controller를 이용하여 임플란트 지대주는 고정체에 20Ncm으로 고정하고 바는 금나사를 10Ncm으로 고정 한 후, Strain smart program을 이용하여 0점 조정(zero calibration)과 calibrating assignment를 실행하였다. 스트레인은 만능시험기 상에서 인장력을 가하기 시작하는 시점에서 분리가 완료된 시점까지 각 게이지에 나타나는 수치를 초당 10번씩 자동 측정하였다.

5. 각 고정체에 가해지는 축력(axial load)의 계산

각 고정체에 가해지는 축력은 세 개의 스트레인 게이지에서 얻은 스트레인 값을 이용해 아래의 공식에

의거 계산하였다.

$$L = EA/3 \times (\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3)$$

E: Elastic modulus, A: Cross-section area

$\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$: strain data

III. 연구 성적

각 어태치먼트 지지 오버덴춰에서 수직 이탈시 유지력을 측정하고, 동시에 두 개의 고정체에 발생하는 힘을 측정하였다. 각 고정체에 나타난 축력을 계산하고 최대 축력(maximum axial load)을 찾아 기록하였다(Table 2 - 5). 각 어태치먼트에서 유지력에 따른 최대 축력을 분산형 그래프로 나타내었다(Fig. 5 - 8).

1. Hader bar

Hader bar를 이용한 오버덴춰의 유지력은 0.71~0.88kg (평균 0.78kg)으로 가장 낮으나 균일하였으며 다른 어태치먼트와 달리 조절이 불가능하였다. 좌우 고정체에 나타나는 축력은 균일하게 증가하다

가 분리된 직후에 감소하는 유사한 양상을 보였다. 최대 인장력은 0.84~2.88kg이었으며 유지력이 증가하면서 비례적으로 증가하였다.

2. Round bar

Round bar를 이용한 오버덴춰의 유지력은 1.8~3.0kg (평균 2.4kg) 으로 유지력의 조절이 가능하였으며 4 가지 어태치먼트 중에서 가장 높았다. 축력은 1.05~2.66kg으로 Dolder bar without spacer에 비해 낮으나 다른 어태치먼트보다는 높은 편이었다. 유지력이 증가해도 축력에는 크게 변화가 없었다.

3. Dolder bar with spacer

Spacer를 끼우고 Dolder bar를 연결한 경우의 유지력은 0.92~1.63kg (평균 1.34kg) 으로 Hader bar 보다는 높으나 다른 두 가지 어태치먼트에 비해 낮은 편이었다. 이때 고정체에 나타나는 축력은 좌측 고정체에서 1.73~1.90kg, 우측 고정체에서 0.22~1.54kg로 유지력에 관계없이 균일하였다. 그러나 좌우 고정체에 나타나는 응력은 차이가 있었다.

Table 2. Overdenture retention and axial load on right & left fixtures in Hader bar and Round bar-retained overdentures (kg)

Group	Hader bar		Retention	Round bar	
	Axial load			Axial load	
	Rt fixture	Lt fixture		Rt fixture	Lt fixture
0.71	0.99	0.84	1.80	2.51	1.05
0.72	2.01	0.90	2.15	2.00	1.94
0.77	2.05	1.74	2.34	2.66	2.48
0.81	2.25	1.90	2.74	1.96	1.98
0.88	2.56	2.88	3.00	1.00	1.56

Table 3. Overdenture retention and axial load on right & left fixtures in Dolder bar-retained overdenture with and without spacer (kg)

Group	Dolder bar with spacer		Retention	Dolder bar without spacer	
	Axial load			Axial load	
	Rt fixture	Lt fixture		Rt fixture	Lt fixture
0.92	1.54	1.73	1.55	4.14	1.33
1.22	0.70	1.60	1.82	3.81	1.61
1.39	0.22	1.86	2.07	4.36	2.66
1.52	0.70	1.90	2.34	3.70	3.41
1.63	0.58	1.80	2.43	3.76	2.93

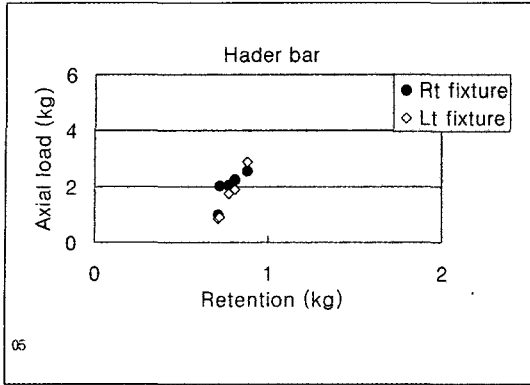


Fig. 5. Maximum axial load on the fixture according to overdenture retention in the Hader bar-retained overdenture

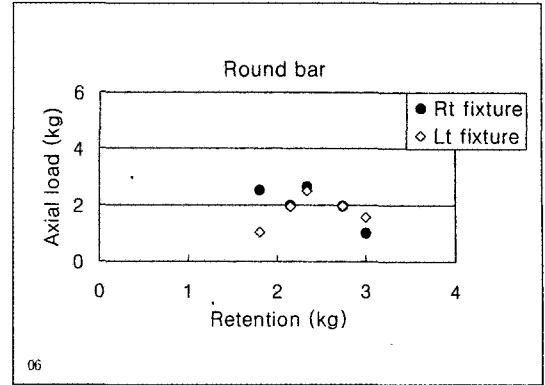


Fig. 6. Maximum axial load on the fixture according to overdenture retention in the Round bar-retained overdenture

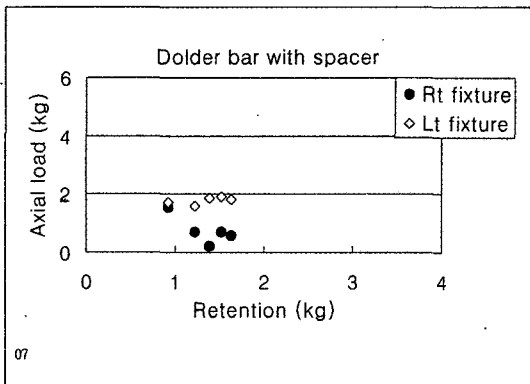


Fig. 7. Maximum axial load on the fixture according to overdenture retention in the Dolder bar(with spacer)-retained overdenture

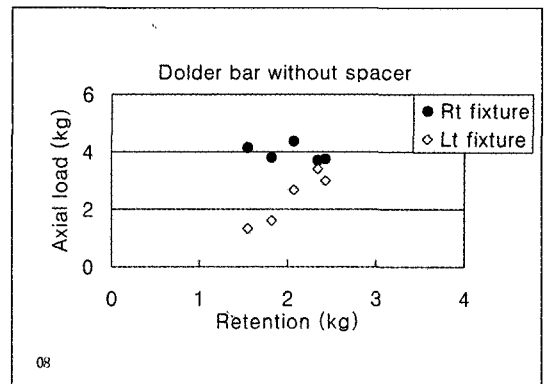


Fig. 8. Maximum axial load on the fixture according to overdenture retention in the Dolder bar(without spacer)-retained overdenture

4. Dolder bar without spacer

Spacer를 끼우지 않고 Dolder bar에 클립을 연결한 경우에는 유지력의 증가를 보이고 또한 쉽게 증가시킬 수 있었으며 1.55~2.43kg (평균 2.04kg)의 유지력을 나타내었다. 그러나 좌우 고정체에 나타나는 축력은 좌측 고정체에서 3.70~4.36kg, 우측 고정체에서 1.33~3.41kg으로, 4가지 어태치먼트 중에서 가장 높았다.

IV. 총괄 및 고안

가철성 의치에 필요한 유지력에 관해 Bates[®]는 하악 유리단 국소의치에서 끈끈한 음식을 저작하기 위

해서는 대략 15~20N의 유지력이 필요하고 보통 음식에는 10N의 유지력이면 충분하다고 하였다. 또한 Lehmann과 Arnim[®]은 어태치먼트 1개의 유지력은 최소 4N에서 최대 10N이 적절하다고 하였다. 그러나 오버덴츨의 유지력은 환자마다 원하는 요구치가 다르고 가능한 높은 유지력이 환자의 만족도를 높이는데 중요하다. 오버덴츨의 장착 분리 중에 임플란트에 가해진 하중은 그 정도가 낮아도 피로 한계를 넘어서게 되면 임플란트와 골 결합의 파괴, 변연골의 흡수 등의 문제를 야기하여 임플란트 실패의 한 요인이 될 수 있다. 환자는 하루 중에 의치상의 위생관리를 위해서도 여러 번 제거해야 하기 때문에 적절한 유지력과 이때 지대주에 발생하는 응력에 대한 고려가 필요하다.

Spiekermann 등²⁾은 하악골에서 두 개의 임플란트를 매식한 경우 오버덴춰 어태치먼트로서 주로 바 어태치먼트를 추천하고 있다. 바 어태치먼트는 금속 클립을 사용하면 그 조절 정도에 따라 유지력이 달라지고 필요한 경우에 반복적으로 조정이 가능해 유지력이 저하된다 해도 쉽게 대응할 수 있다. 그러나 바 어태치먼트에 쓰이는 클립은 그 헐거움이나 변형, 파절, 교환의 필요성 등으로 유지와 관리에 많은 문제를 발생시킬 수 있다³⁾.

유지력을 측정된 보고에서 가장 많이 연구된 어태치먼트는 Hader bar였다. El Samahi 등¹⁰⁾은 Hader bar의 유지력이 $603 \pm 140\text{g}$ 으로 보고하였고 Breeding 등¹¹⁾은 Hader bar에서 1 개의 클립만 사용했을 때 처음에 2.57kg이나 두번째 분리 시에 1.79kg, 15회째에는 0.88kg으로 떨어졌다가 피로시험 후에는 1.09kg으로 감소했고, 2개의 클립을 사용했을 때에는 초기에 5.08kg에서 피로시험 후에는 2.05kg으로 감소했다. Walton과 Ruse³⁾는 Au bar에 플라스틱 클립을 사용한 경우 초기에 13.6N이었다가 피로시험 후에 11.9 N으로 감소한다고 보고했다. 이와 같이 여러 연구에서 다양한 유지력이 보고되고 있으며 본 연구에서 측정된 0.71~0.88kg은 약간 낮은 편이나 Breeding 등¹¹⁾이 연구한 바에 근거하여 10회 정도 분리 장착을 시행한 후에 측정된 것으로 큰 차이는 없는 것으로 생각된다.

Petropoulos 등¹²⁾은 직경 2mm의 Nobel Biocare round 바를 수직방향으로 제거했을 때 2104.5g, 경사방향으로 제거했을 때 1958.1g이었다고 보고했다. 본 연구에서 사용한 1.9mm의 round bar는 처음 분리 시에는 1.8kg이었으며 활성화시켰을 때 3.0kg으로까지 증가했다. 그러나 고정체에 대한 축력은 거의 증가하지 않고 유사했다. 또한 좌 우측 지대주에서 발생하는 최대 축력 간의 차이도 크지 않았다.

Setz 등⁷⁾은 Dolder bar와 Nobel Biocare round bar의 유지력을 15,000회의 피로 시험을 통해 측정된 결과 초기 유지력은 두 가지 모두 20N 이하로 Dolder bar에 비해 round bar의 유지력이 높았으며 두 어태치먼트 모두 피로 시험 동안 그 유지력이 보존됨을 보여주었다. 본 연구에서도 Dolder bar는 spacer를 끼우고 제작한 경우에 0.92~1.53kg, spacer 없이 제작한 경우에는 이보다 높아서 1.55~2.43kg이었으며 round bar는 이보다 높아 Setz 등⁷⁾

의 연구와 큰 차이는 없었다.

바 어태치먼트는 완압형인 경우 수직 및 회전 운동이 가능하고 바 주위로 side-to-side tilt를 허용한다. Round bar와 Dolder bar에 클립을 연결할 때 spacer를 두면 1mm의 수직 공간이 생겨 그만큼 클립이 바 위에서 자유롭게 운동할 수 있다. 그러나 처음에 spacer를 넣고 제작한다 해도 시간이 지나면서 의치상이 침하하고 spacer에 의해 만들어진 수직 공간이 사라져 마치 spacer 없이 제작한 것과 같아지며 이를 막기 위해 의치상의 침상과 같은 지속적인 주의가 필요하다¹¹⁾.

본 연구에서 Dolder bar의 경우, spacer를 사용하지 않은 경우에 발생하는 축력에 차이가 있었다. 특히 클립을 활성화(activation) 시켜 유지력을 높여도 spacer를 사용한 경우에는 축력의 증가가 거의 없었다. 그러나 플라스틱 클립이건 금속 클립이건 spacer가 없이 연결한 경우에는 축력이 상대적으로 증가하는 경향을 보였다.

Thayer와 Caputo¹³⁾는 어태치먼트의 유지력이 클수록 오버덴춰의 지대치에 응력이 크게 발생한다고 보고하였으며 특히 Hader bar가 완압형 Dolder bar보다 유지력이 낮아 torque가 적고 근단부에서 응력 집중이 잘되어 유리하고 완압형 Dolder bar의 경우 원심축에서 상당한 응력이 나타났다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 유지력이 높은 경우 축력이 상대적으로 높아지는 경향을 보이긴 하나 round bar에서 축력이 spacer 없이 제작한 Dolder bar에 비해 낮은 것으로 나타나 보다 유지력 외의 여러 가지 변수가 작용하는 것을 알 수 있었다.

Mensor¹⁴⁾는 bar의 크기에 대해 가능한 두꺼운 것이 지대치에 대한 응력 분산 면에서 유리하다고 하였으며 English¹⁵⁾나 Bergendal과 Engquist¹⁶⁾도 가급적 견고한 바가 탄성이 적어 효과적이라고 하였다. 본 연구에 사용한 bar의 크기와 단면 형태를 살펴보면 Dolder bar는 폭 1.6mm, 높이 2.3mm로 완압형은 서양 배 모양(pear shape)으로 이루어져 있다. Round bar는 직경 1.9mm의 원형이며 Hader bar는 1.8mm의 원형 바 하부에 2mm의 skirt가 달린 것을 사용하였다.

반면 Kayacan 등¹⁷⁾은 임플란트에 의해 지지되는 오버덴춰에서 바의 위치와 수, clip stiffness의 효과를 기하학적으로 분석하였다. 3~5개의 클립을 사용한

경우에 오버덴취와 클립, 칸틸레버상부구조 및 임플란트에 나타나는 힘과 모멘트의 분산을 계산하였다. 최대 휨 모멘트와 힘은 위치, 수 및 클립의 유지력에 따라 달라졌으나 clip stiffness는 관계가 없으며, 클립의 수를 3개에서 5개로 증가시키면 상부구조와 임플란트에서의 휨모멘트가 감소한다고 보고했다.

어태치먼트를 지지하는 임플란트에는 삼차원적인 하중이 가해지며 의치상은 전방 바 주위로 회전하거나 편측으로 저작할 때 약간 rocking이 일어나기도 한다. 이런 운동은 클립의 영구적인 변형을 일으켜 유지력을 감소시키거나 클립의 파절을 유도할 수 있을 것이다⁴⁾. 오버덴취에서 어태치먼트에 의한 유지력은 어느 정도 시간이 지나면 감소하고 어떤 경우에는 어태치먼트의 클립을 완전히 갈아야 할 정도가 된다. Chan 등¹⁸⁾은 임상연구에서 IMZ bar의 클립의 수명이 12.8개월이었다고 하였다. 그러나 클립에 피로 시험을 행한 연구에서는 클립의 파절이 일어나지는 않으며 이 때문에 Setz 등⁷⁾은 피로 시험과 실제 임상 시험 사이의 차이에 대해 역설한 바 있다.

단축 스트레인 게이지를 이용해 응력을 측정하는 방법은 서로 다른 보철물의 양식을 비교함에 있어 생역학적인 성질을 분석하기 위해 많이 사용되어왔다. 1973년 상악 총의치에서의 기능적 변위가 연구된 바 있고 1984년에는 고정성 국소의치, 1993년에는 고정성 임플란트 보철물의 기능적 변위와 관계된 사항이 보고되었다. Glantz 등은 1993년 최초로 임플란트의 지대주 실린더에 스트레인 게이지를 부착하는 방법을 응용하기 시작했으며 Smedberg 등, Carr 등, Patterson 등에 의해 임플란트 보철물에서 지속적으로 응용되고 있다¹⁹⁾.

Menicucci 등²⁰⁾은 실제 환자에서 2개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에 바와 볼 어태치먼트를 연결하고 직접 구강 내에서 스트레인을 측정했다. 5.5mm 지대주에 4개의 스트레인 게이지를 접촉시킨 뒤 최대 축력을 측정했다. 바는 두 개의 고정체를 견고하게 연결하며 힘을 저해하기 때문에, 작업측 지대주에서 볼보다 큰 응력이 나타났으며 후방 치조제에서는 그 반대였다. 이때 나타난 응력은 bite plate를 통해 저작 시, 세 명의 환자에서 매우 다양하여 0.3~1.6N이었다.

Mericske-Stern 등²¹⁾은 2개의 임플란트에 의해 지지되는 오버덴취에 가해지는 저작 및 기능시의 압

력을 측정하기 위해 piezoelectric force transducer를 지대주에 연결하였다. 최대교합력을 가했을 때 수직방향에서 18~240N의 힘이 기록되었으며 환자에 따라 그 차이가 매우 컸다. 이상의 두 논문에서 보는 바와 같이 두 개의 임플란트에서 측정된 축력은 실험 방법에 따라 많은 차이를 보이고 있으며 수치에 대한 비교보다 새로운 실험 방법의 소개와 실험 데이터의 축적에 보다 큰 의미가 있다고 할 수 있다.

본 연구에서는 Menicucci 등²⁰⁾의 연구에서 보다 큰 축력이 기록되었는데 저작시보다 의치상의 분리, 장착 시 더 큰 응력이 발생한다는 점에 비추어 볼 때 큰 차이는 아닌 것으로 생각된다. 그러나 상악 오버덴취에서 골의 정상 외에도 특히 고정체의 길이가 짧고 수가 부족한 경우에 실패율이 높았다는 것은 과하중의 가능성을 예시하는 바 어태치먼트의 선택에 대한 고려가 필요한 것으로 생각된다.

본 연구에서 좌우 고정체에 가해지는 힘의 정도와 시기는 각 어태치먼트에 따라 다양하였으며 어떤 경우에도 좌우의 임플란트에서 같은 시기에 인장력을 발생하지는 않았다. 따라서 어태치먼트의 유지력과 발생하는 응력의 관계를 명확하게 연관시키기는 어려웠다. 그럼에도 불구하고 여러 가지 응력분석법 중에서 스트레인 게이지는 실제 임상에서도 측정이 가능하며 응력을 수치화할 수 있는 장점이 있어 이에 대한 지속적인 연구가 필요하다고 생각된다.

본 연구에서 어태치먼트가 분리될 때 각 지대주에 0.7~4.36kg의 축력이 나타나 매우 높은 하중을 받는 것을 알 수 있었다. 그러나 수직방향에서의 축력의 증가는 임플란트에 크게 해롭지 않으며²⁰⁾ 바가 임플란트의 수명에 어떤 영향을 미칠 지는 아직도 더 연구가 필요할 것이다.

V. 결 론

하악 무치악 치조제에 두 개의 임플란트를 식립하고 4가지 종류의 바-클립 어태치먼트를 이용한 오버덴취를 제작하였다. 연구에 사용한 어태치먼트는 Hader bar, Round bar, Dolder bar with spacer, Dolder bar without spacer였다. 고정체 위에 연결되는 지대주에 각기 3개씩 단축 스트레인 게이지를 접착한 다음 만능시험기로 유지력을 측정하면서 동시

에 고정체에 가해지는 축력을 계측하였다. 클립의 유지력을 조정하면서 각 어태치먼트에서 유지력의 차이에 따라 달라지는 축력을 비교한 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 어태치먼트에서 의치상을 분리할 때 좌 우 시대주에 나타나는 축력은 동일하지 않았고 최대 축력이 나타나는 시기도 달랐다.
2. 유지력은 클립을 활성화시켜 증감시킬 수 있었고 그 조절 정도는 어태치먼트에 따라 다양하였다.
3. Hader bar와 spacer 없이 제작한 Dolder bar는 유지력이 증가하면서 축력이 증가하는 경향이 있었으나, spacer를 사용해 제작한 round bar와 Dolder bar는 유지력의 증가에 따른 축력의 증가가 나타나지 않았다.

참 고 문 헌

1. Preiskel HW.:Overdentures made easy. A guide to implant and root supported prostheses. London UK, Quintessence, 1996:105-138.
2. Spiekerman H, Donath K, Hassel T.:Color atlas of dental medicine: Implantology, New York, Thieme medical Pub., 1996.
3. Walton JN, Ruse ND.:In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. J Prosthet Dent 1995;74:482-486.
4. 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;73:364-369.
5. Jemt T, Book K, Linden B, Urde G.:Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Br nemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:162-167.
6. Walton JN, MacEntee MI.:A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont 1993;6:451-455.
7. Setz I, Lee SH, Engel E.:Retention of pre-fabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. J Prosthet Dent 1998;80:323-329.
8. Bates JF.:Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. Br Dent J 1968;125:97-102.
9. Lehmann KM, Arnim FV.:Studies on the retention forces of snap-on attachments. Quintessence Dent Technol 1978;7:45.
10. El Samahi M.:Retention in mandibular overdentures with attachments. Quintessence Int 1986;17:249-252.
11. Breeding LC, Dixon DD, Schmitt S.:The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. J Prosthet Dent 1996;75:570-573.
12. Petropoulos V, Smith W, Kousvelari E.: Comparison of retention and release periods for implsnt overdenture attachmets. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:176-185.
13. Thayer H, Caputo A.:Occlusal force transmission by overdenture attachments J Prosthet Dent 1979;41:266-271.
14. Mensor M.:Attachment fixation for overdentures Part I. J Prosthet Dent 1997;37:366-373.
15. English C.:Bar patterns in implant prosthodontics. Implant Dent 1994;3:217-229.
16. Bergendal T, Engquist B.:Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:253-262.
17. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL, Wang RR.: Effects of attachment clips on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures and cantilevered structures. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:228-236.
18. Chan MF, Johnston C, Howell RA.:A retrospective study of the maintenance require-

- ments associated with implant stabilised mandibular overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996;4:39-43.
19. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA.: On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:55-63.
20. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G.: Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:851-856.
21. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G.: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:387-396.

Reprint request to:

Hye-Won Cho, D.D.S., Ph.D.

Dept. of prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University
344-2, Shinyong-Dong, Iksan, Chunbuk, 570-749, Korea
hwcho@wonnm.wonkwang.ac.kr

ABSTRACT

EFFECTS OF OVERDENTURE RETENTION ON THE AXIAL LOAD
OF IMPLANT IN THE MANDIBULAR IMPLANT-
SUPPORTED OVERDENTURE

Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, Wonkwang Dental Research Institute,
College of Dentistry, Wonkwang University*

Three linear strain gauges (KFR-02N-120-C1-23, Kyowa, Japan) were placed around the abutment of implant fixture and the maximum axial loads on the mandibular implants supporting overdentures were registered in experimental model when the overdenture was removed. The overdenture attachments used in this study were Round bar, Hader bar, Dolder bar with and without spacer.

The retention of bar attachment was measured using universal testing machine while being controlled by Activating set and Deactivator except in case of the Hader bar. Simultaneously strains were recorded with the strain smart program in strain P-6000 series (Measurement group, Raleigh, USA). The maximum axial load was calculated and compared with each other.

The results were as follows:

1. The amount and the timing of the maximum axial loads were different between the right and left implant in all attachment systems.
2. The retention of bar attachment except Hader bar could be adjusted but the controllability was different among the attachment systems.
3. The more the axial load, the higher the retention with Hader bar and Dolder bar without spacer. but the tendency of increase was not shown with round bar and Dolder bar with spacer.

Key words : Dental Implants, Implant-supported prosthesis, Overdenture attachment, Retention, Maximum axial load, Strain gauge