

스트레인 게이지를 이용한 임플란트 지지 오버덴취의 응력분석

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

조혜원* · 권주홍 · 이화영

I. 서 론

임플란트지지 고정성 보철물과 오버덴취를 이용한 치료법의 출현으로 무치악 환자의 삶이 개선되고 있다. 임플란트 지지 보철물의 종류는 매식한 고정체의 수와 길이, 직경, 골의 양과 질, 악관관계, 환자의 요구 등에 따라 달리 선택되고 있다. 실제로 환자가 오버덴취를 선택하는 주요한 동기 중의 하나는 경제적이란 잇점 때문이다. 따라서 하악 무치악 환자에서 가장 일반적인 오버덴취의 형태는 견치 부위에 매식된 두 개의 임플란트에 의해 지지되는 것이다¹⁾.

그러나 오버덴취를 사용할 때 임플란트 주위 연조직이 과잉증식되고 부착치은이 적거나 근육부착지점이 높은 경우 오버덴취의 동요가 심해 안정성이 문제가 되고 있다. 따라서 오버덴취의 유지형태에 따른 지지조직의 응력 상태는 임플란트 지지 보철물의 성공에 직접적으로 연관되어 있다²⁾.

오버덴취의 유지력은 스테드나 바 어태치먼트에 의해 기인하는 것으로, 치주인대에 의해 지지되는 자연치와 달리 임플란트 주위 골조직에 전달되는 응력의 양상이나 크기가 보다 복잡적이고 다양하다. 또한 타이타늄 임플란트는 자연치보다 견고하고 따라서 임플란트에 더 큰 응력을 전달할 수 있다. 이러한 응력이 생리적 한계를 벗어나면 골의 미세파절이 일어나고 치유과정에서 연조직으로 채워지게 되어

임플란트 실패의 한 요인이 되고 있다³⁾.

임플란트 지지 오버덴취의 여러 가지 특성에 대한 임상적 연구로는 1988년 Naert 등⁴⁾으로부터 1998년 Bergendal과 Engquist⁵⁾에 이르기 까지 수많은 보고되어 왔으며 대체로 하악 오버덴취의 성공률이 높은 반면 상악 스테드 어태치먼트에 상관없이 다양한 부작용이 있어 이에 대한 주의가 필요하다고 하였다.

임플란트 지지 오버덴취의 응력 분산에 대한 연구로는 Kenney와 Richards³⁾, Labaig⁵⁾ 및 Federick과 Caputo⁶⁾는 광탄성 분석법을 이용하였고 Ichigawa 등²⁾은 스트레인 게이지를 이용하였으며 Mericske-Stern 등⁷⁾은 piezo-electric transducer를 이용하여 분석 보고한 바 있다. 그러나 어떠한 설계가 임플란트 지지 골조직에 가장 적절한 응력 분산이 가능하지에 대해서는 아직까지 확실하지 않다.

본 연구는 하악 무치악 환자를 위한 임플란트 지지 오버덴취에서 어태치먼트의 종류에 따라 임플란트 지지 조직에 발생하는 응력의 양상과 크기를 비교하기 위해 실험모형 상에서 스트레인 게이지를 이용하여 임플란트 주위조직의 스트레인을 측정 분석하여 보고하고자 한다.

* 이 논문은 1997년도 원광대학교 교내 연구비에 의해 연구되었음

Ⅲ. 연구재료 및 방법

1. 연구 모형의 제작

하악 무치악 치조제와 유사한 형태로 자가 중합형 레진(Ortho-Jet™ Acrylic, Lang dental Co., USA)을 이용한 실험 모형을 제작하였다. 직경 3.75mm, 길이 10mm인 두 개의 Brånemark 임플란트(SDCA 018, Nobelbiocare, Sweden)를 정중선에서 12mm 떨어진 좌우 견치부에 수직으로 식립하고 레진접착제(Araldite, Ciba-Geigy, USA)를 이용하여 고정하였다.

2. 상부 구조물의 제작

두 개의 임플란트를 식립한 하악 모형 상에서 4가지의 바-클립 어태치먼트와 1가지의 스티드 어태치먼트를 사용하여 상부 구조물을 제작하였다. 본 연구에 사용한 오버덴처 어태치먼트의 종류는 다음과 같다(Table 1).

바 오버덴처를 제작하기 위하여 고정체에 높이 5.5mm의 standard abutment(SDCA 005, Nobelbiocare, Sweden)와 gold cylinder(DCA 072, Nobelbiocare, Sweden)를 연결하고 스티드 어태치먼트인 Dal-Ro abutment(3i Implant Innovations Co., USA)는 그대로 고정체에 연결하여, 통법에 따라 오버덴처 상부구조물을 제작하였다. 이때 모형의 치조제는 전치부 2mm, 구치부 3mm 두께의 실리콘 고무인 상재로 감싸 구강 점막을 모사하였다.

3. 하중 부여 및 스트레인 측정

네 개의 rectangular rosette 스트레인 게이지(KFG-1-120-D17-11 LIM2S, Kyowa Electronic Instruments, Tokyo, Japan)를 우측 임플란트의 근원심 및 협설측 모형 상에 접착하였다. 각 스트레인 게이지는 근심, 원심, 협측, 설측 게이지로 이름을 붙이고 도선을 strain balance unit(SB-10, Measurement group, Raleigh, USA)와 strain indicator(P-3500, Measurement group, Raleigh,

Table 1. Overdenture attachments used in this study.

Group	Attachments	Manufacturer
Dg	Rigid Dolder bar	Cendres & Metaux SA., Switzerland
D	Resilient Dolder bar	Cendres & Metaux SA., Switzerland
R	Round bar	Cendres & Metaux SA., Switzerland
H	Hader bar	3i Implant Innovations Co., USA
S	Dal-Ro attachment	3i Implant Innovations Co., USA

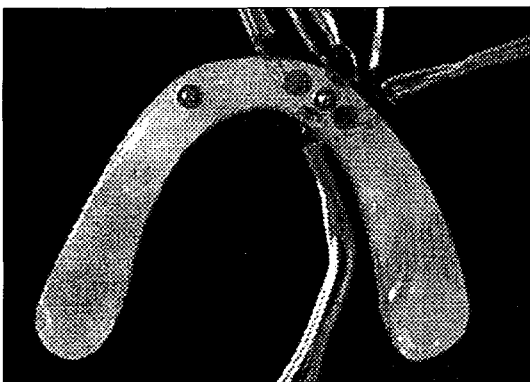


Fig. 1. Experimental mandibular edentulous model with two implants in the canine regions. 4 rosette gages were placed around the right implant.

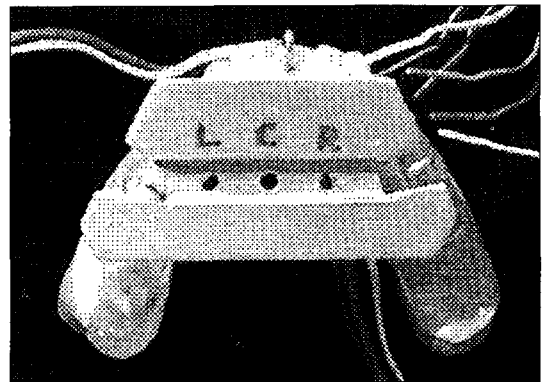


Fig. 2. Occlusal jig was placed over the implant-supported overdenture. There were 3 loading sites on the jig: left(L), center(C), & right(R).

USA)에 연결하였다(Fig. 2).

각 어태치먼트에 적절한 지대주와 상부구조물을 연결하고 오버덴취의 구치부 교합면에 특별히 제작한 교합면 jig를 이용해 가압했다(Fig. 3). 가압점은 3부위로 좌, 우, 중앙(L, C, R)으로 하고 하중은 정하

중기를 이용하여 5kg과 10kg을 가하였다. 스트레인 측정 시 같은 조건에서 3회 반복하였으며 측정치 간의 recovery rate를 생각해 최소한 5분의 간격을 두었다. 각 어태치먼트를 연결한 상태에서 측정 전에 각 로제트에 나타나는 스트레인은 0으로 조절하였다.

Table 2. Stress values of mesial gauge (psi)

Attachment		5Kg			10Kg		
		σ_1	σ_2	τ_{max}	σ_1	σ_2	τ_{max}
Dolder bar (rigid)	L	37	-30	58.13	55	-81	111.49
	C	38	-22	52.57	44	-63	93.15
	R	28	-26	46.78	50	-42	79.77
Dolder bar (resilient)	L	15	-16	26.85	3	-34	35.59
	C	30	-23	46.03	20	-55	67.27
	R	36	-53	77.54	50	-85	118.22
Round bar	L	31	-7	35.03	27	-24	44.19
	C	23	0	23	24	-20	38.16
	R	15	-13	24.27	26	-22	41.62
Hader bar	L	9	-12	18.25	-1	-33	32.51
	C	20	2	19.08	12	-30	37.47
	R	6	-17	20.67	14	-34	42.76
Dal-Ro attachment	L	10	-1	10.54	17	-7	21.38
	C	18	2	17.09	20	-5	22.91
	R	12	2	11.14	15	-3	12.7

σ_1 maximum principal stress

+ tension

σ_2 minimum principal stress

- compression

τ_{max} Von Mises stress Attachment

Table 3. Stress values of distal gauge (psi)

Attachment		5Kg			10Kg		
		σ_1	σ_2	τ_{max}	σ_1	σ_2	τ_{max}
Dolder bar (rigid)	L	11	-3	12.77	-8	-21	18.36
	C	19	-1	19.52	4	-11	13.45
	R	13	-6	16.82	19	-13	27.87
Dolder bar (resilient)	L	21	-34	48.07	27	-79	95.41
	C	40	-43	71.90	37	-96	118.9
	R	43	-59	88.70	54	-103	138.16
Round bar	L	17	-5	19.98	16	-18	29.46
	C	15	7	13.00	11	-18	25.36
	R	10	-12	19.08	18	-19	32.05
Hader bar	L	16	-12	24.33	-11	-33	29.10
	C	27	2	26.06	0	-39	39.00
	R	1	-20	20.52	-7	-36	33.06
Dal-Ro attachment	L	44	14	38.94	21	-8	25.94
	C	16	1	15.52	25	-13	33.45
	R	14	-1	14.53	14	-5	17.06

σ_1 maximum principal stress

+ tension

σ_2 minimum principal stress

- compression

τ_{max} Von Mises stress Attachment

Table 4. Stress values of buccal gauge (psi)

Attachment		5Kg			10Kg		
		σ_1	σ_2	τ_{max}	σ_1	σ_2	τ_{max}
Dolder bar (rigid)	L	17	-15	27.73	19	-35	47.44
	C	27	-9	32.45	23	-30	46.03
	R	13	-20	28.79	29	-27	48.51
Dolder bar (resilient)	L	14	-22	31.43	10	-51	56.67
	C	30	-31	52.83	22	-65	78.35
	R	33	-47	69.63	35	-73	95.44
Round bar	L	6	0	6	3	-13	14.73
	C	9	5	7.81	-3	-9	7.94
	R	0	-9	9	-3	-12	10.82
Hader bar	L	0	-12	12	-15	-25	21.79
	C	9	-4	11.53	10	-37	33.15
	R	-8	-24	21.17	-18	-36	31.18
Dal-Ro attachment	L	16	11	14.18	2	0	2
	C	14	12	13.11	3	-5	7
	R	8	-7	13	3	-9	10.82

σ_1 maximum principal stress + tension
 σ_2 minimum principal stress - compression
 τ_{max} Von Mises stress Attachment

Table 5. Stress values of lingual gauge (psi)

Attachment		5Kg			10Kg		
		σ_1	σ_2	τ_{max}	σ_1	σ_2	τ_{max}
Dolder bar (rigid)	L	8	-22	26.91	0	-87	87
	C	16	-21	32.14	0	-71	71
	R	3	-19	20.66	3	-32	33.6
Dolder bar (resilient)	L	24	-25	42.44	22	-57	70.62
	C	47	-39	74.59	35	-78	100.19
	R	52	-62	98.85	51	-95	128.34
Round bar	L	7	-41	44.91	12	-45	52.05
	C	-10	-3	8.89	-1	-53	52.51
	R	-2	-42	41.04	-10	-47	42.88
Hader bar	L	-5	-39	36.76	-26	-56	48.54
	C	5	-31	33.78	-19	-62	55.02
	R	9	-31	53.08	-17	-60	53.56
Dal-Ro attachment	L	47	0	47	40	-12	47.16
	C	27	0	27	40	-12	47.16
	R	13	-6	16.82	13	-13	22.52

σ_1 maximum principal stress + tension
 σ_2 minimum principal stress - compression
 τ_{max} Von Mises stress Attachment

4. 응력 분석

각 로제트에서 측정된 세 방향의 스트레인 값을 이용하여 최대와 최소 주응력을 계산하고, 이를 근거

로 Von Mises 응력을 계산하여 비교하였다.

처음 얻어진 세 방향의 스트레인으로 식 1)에서 직접 주응력(σ_p, σ_q)을 구할 수 있다.

$$\sigma_{p,q} = \frac{E}{2} \left[\frac{\epsilon_1 + \epsilon_3}{1-\nu} \pm \frac{\sqrt{2}}{1+\nu} \sqrt{(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2} \right] \quad 1)$$

E: Elastic modulus, ν : Poisson's ratio

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

산출된 주응력을 다음 식 2)에 입력하여 각 위치에서의 Von Mises 응력을 계산하였다.

$$f(s) = \sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \times \sigma_2 = \tau_{\max}^2 \quad 2)$$

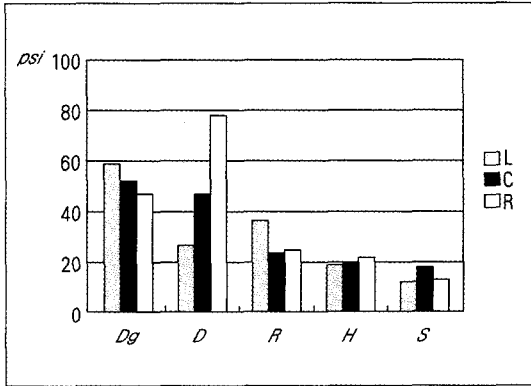


Fig. 3. Von Mises stress values at mesial gage with 5kg loading

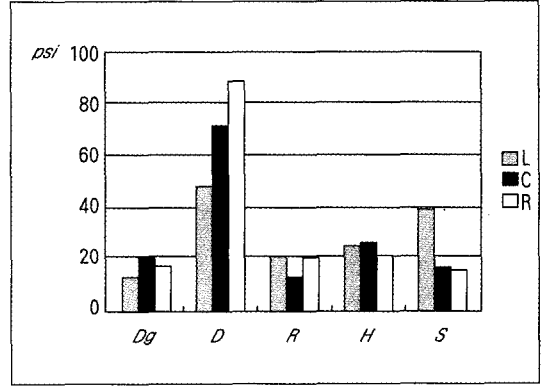


Fig. 4. Von Mises stress values at distal gage with 5kg loading

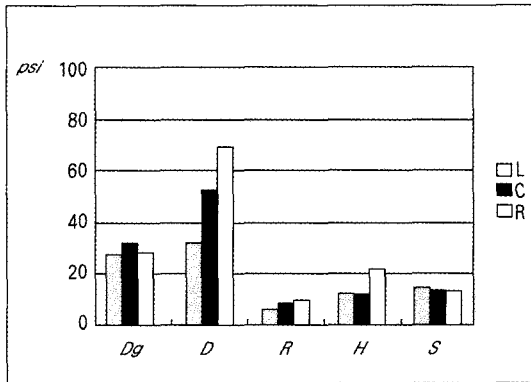


Fig. 5. Von Mises stress values at buccal gage with 5kg loading

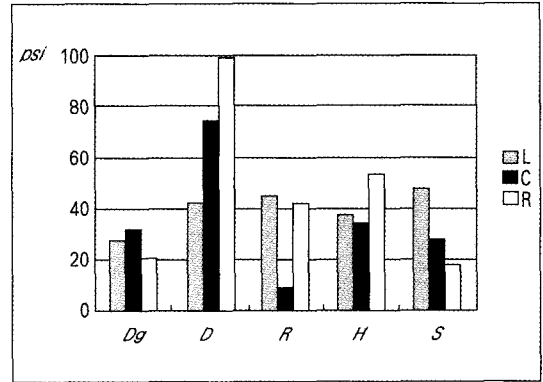


Fig. 6. Von Mises stress values at lingual gage with 5kg loading

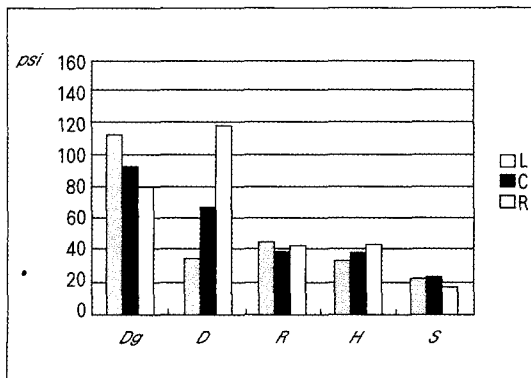


Fig. 7. Von Mises stress values at mesial gage with 10kg loading

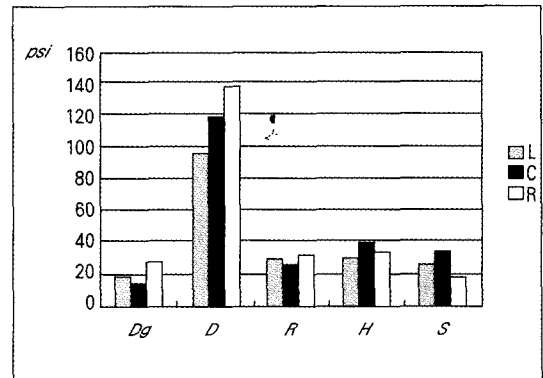


Fig. 8. Von Mises stress values at distal gage with 10kg loading

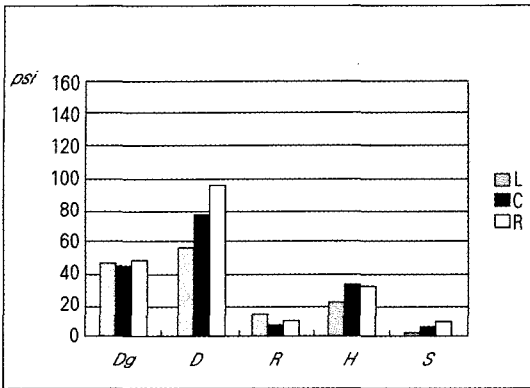


Fig. 9. Von Mises stress values at buccal gage with 10kg loading

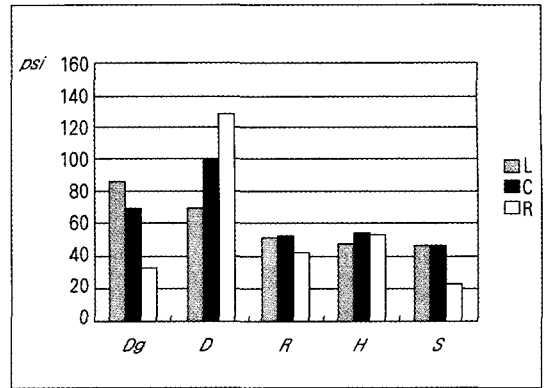


Fig. 10. Von Mises stress values at lingual gage with 10kg loading

Ⅲ. 연구 성적

임플란트 지지 오버덴취에서 5kg과 10kg 하중시 임플란트 지지 조직에 나타나는 최대 주응력(σ_1), 최소 주응력(σ_2), Von Mises 응력의 평균치는 Table 2-5와 Fig. 3-10에 있다.

1. 각 어태치먼트 오버덴취에서의 주응력(principal stress)의 비교

비완압형 Dolder바를 사용한 경우 하중 위치에 관계없이 모든 경우에 최대 및 최소 주응력이 임플란트의 근심측에 나타나고 설측에서도 압축력이 강하게 나타났다. 완압형 Dolder바를 사용한 경우에는 주응력 분포에서 압축력이 인장력보다 약간 강한 것으로 나타났으며 하중 위치에 따른 영향이 컸다. Round bar에서는 5kg 하중시 균형측(L)에서 인장력이 큰 반면 설측에서는 주로 압축력이 나타났다. 그러나 작업측(R)에서는 압축력이 크고 10kg으로 하중이 증가하면 압축력이 고르게 증가하였다.

Hader bar는 근원심에 인장력이 약하게 보이거나 대개 압축력의 경향을 보이고 특히 설측에 압축력이 크게 나타났다. 작업측(R) 하중시에 압축력이 나타났으며 특히 설측에서 크게 나타났다. 또한 하중이 10 kg으로 증가하면 압축력이 증가하면서 인장력은 거의 사라졌다.

Dal-Ro 어태치먼트를 사용한 경우에는 중앙(C)이나 균형측(L) 하중시 인장력의 경향이 크며 작업

측에서는 소량의 압축력이 협설측에 나타났다.

2. Von Mises 응력의 비교

비완압형 Dolder바를 사용한 경우에는 임플란트의 근심과 설측에서 Von Mises 응력이 높았고 원심에서 가장 낮았다. 하중 위치에 따라서 균형측 하중시 근심과 설측에서 보다 응력이 높아지고, 작업측에서는 원심측에서 응력이 높았다. 이러한 경향은 하중이 5kg에서 10kg으로 증가해도 거의 유사한 양상으로 나타났다.

완압형 Dolder 바는 일반적으로 임플란트의 원심측과 설측에서 응력이 높고 작업측 하중시 응력이 증가했다.

Round 바는 설측과 근심측에서 원심이나 협측보다 응력이 크게 나타났으며 균형측 하중시에 근심과 설측에 응력이 증가했다.

Hader 바는 설측과 원심에서 근심과 협측보다 높았으나 하중이 10kg으로 증가하면 그 차이가 거의 없어졌다. 작업측 하중시 협설측의 응력이 증가했다.

Dal-Ro 어태치먼트는 Von Mises 응력의 비교시 설측과 원심에서 근심과 협측보다 응력이 높았다. 하중 위치에 따라서는 균형측에서 원심과 설측에 높은 응력이 나타났다.

3. 각 게이지에서의 어태치먼트에 따른 차이

1) 근심축

비완압형 Dolder 바가 가장 높으나 작업축 하중시에는 완압형 Dolder 바가 높았으며 Dal-Ro 어태치먼트에서 가장 낮은 응력을 보였다.

2) 원심축

완압형 Dolder 바에서 가장 높고 Hader 바, Dal-Ro 어태치먼트의 순으로 감소하였으며 Round바에서 가장 낮았다.

3) 협축

비완압형 Dolder 바에서 가장 응력이 높았고 Round bar에서 가장 응력이 낮았다.

4) 설축

비완압형 Dolder바에서 가장 응력이 높고 균형축 하중시 Dal-Ro 어태치먼트가 높았으며, 작업축 하중시 Hader 바가 높은 경향을 나타냈다.

IV. 총괄 및 고안

오버덴취의 기능 중에 임플란트에 가해진 하중은 지지 조직 내에서 응력으로 나타난다. 이 응력이 생리적 한계를 넘어서게 되면 임플란트와 골조직간의 결합의 파괴, 변연골의 흡수 등의 문제를 야기하므로 임플란트 보철물은 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계되어야 한다^{2,3,5)}.

임플란트 지지 오버덴취에 관한 임상적 연구로는 Naert, Engquist등, Adell등, Mericske-Stern, Quirynen등, Jemt등, Burns등, Cune등, Hutton등이 그 성공률과 부작용에 대해 보고했다¹⁾. Spiekermann 등⁸⁾은 하악골에서 두 개의 임플란트를 매식한 경우 오버덴취 어태치먼트로서 주로 바 어태치먼트를 추천하고 있으며 Mericske-Stern⁹⁾은 ball 어태치먼트를 추천하고 있다. 그러나 아직도 적절한 어태치먼트의 선택에 대한 문제는 결정하기 어려우며 술자의 임상경험과 판단에 의존하는 수가 많다.

Mensor¹⁰⁾에 따르면 바 어태치먼트는 연결 고정 및 안정효과가 뛰어나 여러 개의 잔존치를 연결할 때 1개 치아의 동요가 심해도 쉽게 회복할 수 있다고

하였다. 그는 바의 크기에 대해 가능한 두꺼운 것이 유리하다고 하였으며 English¹¹⁾나 Bergendal과 Engquist¹⁾도 가급적 견고한 바가 탄성이 적어 응력 분산에 효과적이라고 하였다. 본연구에 사용한 바의 크기와 단면 형태를 살펴보면 Dolder 바는 폭 1.6 mm, 높이 2.3mm로 비완압형은 U자형, 완압형은 타원형으로 이루어져 있다. Round 바는 직경 1.9mm의 원형이며 Hader 바는 1.8mm의 원형 바 하부에 2 mm의 skirt가 달린 것을 사용하여 Dolder 바의 크기가 가장 컸다. 그러나 본연구에서는 Dolder 바가 완압형이나 비완압형 모두 Hader 바나 Round 바에 비해 응력이 높은 것으로 나타났다.

Thayer와 Caputo¹²⁾는 어태치먼트의 유지력이 클수록 오버덴취 지대치에 응력이 크게 발생한다고 보고하였으며 특히 Hader 바가 완압형 Dolder 바보다 유지력이 낮아 torque가 적고 근단부에서 응력 집중이 잘되어 유리하고 완압형 Dolder 바의 경우 원심축에서 상당한 응력이 나타났다고 보고한 바 있다. El Samahi 등¹³⁾은 Hader bar의 유지력이 603±140g, Zest anchor 어태치먼트는 491±69.4g으로 보고하였으며 정 등¹⁴⁾은 비완압형 Dolder 바와 Dal-Ro 어태치먼트에서 유지력이 1,355g, 1,415g으로 높았고, Round 바는 924g, Hader 바는 671g, 완압형 Dolder 바는 510g으로 보고하였다. Petropoulos 등¹⁵⁾은 직경 2mm의 Nobel Biocare 바가 2104.5g, ERA 어태치먼트는 733.1g, Zest anchor 어태치먼트는 570.3g, Nobel Biocare ball 어태치먼트는 244.3g, Zest magnet 어태치먼트는 127.8g으로 보고하였다. 그러나 이는 수직 방향으로 의치상을 들어올릴 때 측정된 유지력으로 본연구의 하중 방법과는 차이가 있어 비교하기가 어렵다.

Stud 어태치먼트의 유지력에 대하여 Stewart와 Edwards¹⁶⁾는 Kurer anchor 어태치먼트가 19N, Rotherman 어태치먼트가 평균 4N, Dalbo 어태치먼트는 9.5N이나 마모 시 3.3N으로 감소한다고 보고한 바 있다. 바 어태치먼트는 금속 clip을 사용하면 그 조절 정도에 따라 유지력이 달라지고 필요한 경우에 반복적으로 조정이 가능해 이러한 유지력 저하에 대응할 수 있다. 본연구에서 완압형이나 비완압형 Dolder 바에 비해 Round 바나 Hader 바, Dal-Ro 어태치먼트의 응력이 상대적으로 낮은 편이었다 따라서 어태치먼트의 유지력과 발생하는 응력의 관계

를 명확하게 연관시키기는 어려웠다.

본 연구에서 비완압형 Dolder 바를 제외한 모든 어태치먼트가 완압형이었으나 특이하게 완압형 Dolder 바를 사용한 경우 근원심 협설 등 모든 면에서 작용 축 하중을 받을 때 높은 Von Mises 응력이 나타났다. 이같은 현상은 특히 임플란트의 원심축과 설측에서 가장 컸다. Thayer와 Caputo¹²⁾도 Dolder 바를 사용한 오버덴취에 대한 연구에서 원심축에서의 응력의 집중을 보고하고 있다. 완압형 Dolder 바는 수직 및 회전 운동이 가능하고, 바 주위로 side-to-side tilt를 허용하나 측방력을 받으면 심한 tipping을 일으킬 수 있다¹⁰⁾. Spiekerman⁹⁾은 두 개의 임플란트에 의해 지지되는 경우 의치상의 안정성이 낮고, 저작압이 가해지면 바를 중심으로 오버덴취가 회전하면서 임플란트의 원심축에 과다한 힘이 전달되기 때문에 이를 막기 위해 임플란트의 원심축 의치상 내면을 삭제하는 것이 필요하다고 하였다. Wright 등¹⁷⁾은 3년간 비완압형과 완압형 Dolder 바 어태치먼트를 임플란트 지지 오버덴취에 적용한 결과 완압형 Dolder 바가 비완압형보다 임플란트의 원심축에 mucosal cuff의 퇴축이 나타나는 단점이 있으며 비완압형을 사용해도 크게 문제가 발생하지 않았다고 보고했다. 그러나 이같은 현상은 multiple sleeve 형인 Round 바나 Hader 바에서는 나타나지 않았으며 각 어태치먼트의 가동성과 연관이 있을 것으로 사료된다.

비완압형 어태치먼트는 시간이 가면서 견고성이 감소하고 응력 분산 효과도 감소하며 완압형이 임플란트를 보호할 수 있는 안전판의 역할을 할 수 있다고 하나¹⁰⁾ Mericske-Stern 등⁷⁾은 piezo-electric transducer를 오버덴취를 지지하는 임플란트에 연결하여 3명의 환자 구강 내에서 직접 임플란트에 발생하는 응력을 측정 한 결과 Round 바나 비완압형 U자형 바는 차이가 없고 이들에 비하여 single telescope가 수직 방향으로 더 많은 응력을 발생하는 것으로 보고하였으며 비완압형 바가 응력 분산에 효과적이라고 하였다. 본 연구에서 비완압형 Dolder 바는 특이하게 근심축에서만 완압형과 유사한 정도의 응력을 나타내고 다른 부위에서는 모두 완압형 Dolder 바보다는 낮으나 다른 어태치먼트에 비해서는 높게 발생하였다.

본 연구의 결과 모든 종류의 어태치먼트는 임플란트의 설측에 가장 큰 응력을 발생하였다. Clelland 등

¹⁸⁾은 인간의 하악골에서 협측과 설측 치밀골판의 두께가 얇기 때문에 설측에 응력이 집중된다고 하였다. 또한 본 연구에서는 오버덴취의 특성상 대합치에 의해 의치상의 움직임이 제한되고 하중의 방향도 달라지는 것을 재현하기 위하여 특정한 교합면 jig를 사용하였다. 그 결과 설측으로의 힘이 증가하는데 일조하였다고 사료된다. 그러나 후치치시 방사선 사진 등을 통해 주로 임플란트의 근 원심면 만을 중요시하는 경향은 재고가 필요할 것이다.

바와 ball 어태치먼트를 비교하기 위해 Kenny와 Richards³⁾는 광탄성 응력분석법으로 10 - 200lb의 힘을 수직 및 45°경사 방향으로 가해 나타나는 응력을 분석 평가한 결과 수직하중시 ball/O-ring 어태치먼트가 양 임플란트에 가하는 압력이 가장 낮은 응력을 발생시켰다. Bar/clip에서는 보다 즉각적이고 큰 응력을 발생했다. 후방경사 하중시에도 bar/clip에서 좀더 큰 응력을 발생했다. 즉 ball/O-ring이 보다 낮은 응력을 발생하여 ball/O-ring 어태치먼트가 유리하다고 하였다. Federick과 Caputo⁶⁾는 임플란트 지지 오버덴취의 광탄성 분석에서 Hader바와 Hader bar with ERA attachment, ERA abutment를 비교하여 stud 어태치먼트가 보다 균등한 응력 분산이 가능하다고 보고했다. 또한 Ichikawa 등²⁾은 마그넷, ball 어태치먼트, 기존의 총의치에서 strain gauge로 분석한 결과 임플란트 주위의 교합압이 주로 임플란트의 원심에 집중되었으며 주로 인장력의 성향을 띄고 있다고 하였다. 본 연구에서도 Dal-Ro 어태치먼트의 경우 다른 어태치먼트에 비해 비교적 낮은 응력 상태를 보이고 있으나 주응력을 산출한 결과 원심축과 설측에 인장력이 높은 경향을 보였다. 또한 Bergendal과 Engquist¹⁾는 7년간 바와 ball 어태치먼트를 사용한 50명의 환자를 연구한 결과 두 종류의 어태치먼트 사이에 임상 성공률에서 큰 차이는 없으나 고정체의 길이가 짧은 경우 ball 어태치먼트와 같이 긴 지대주를 사용하는 것은 위험하다고 보고하여 ball 어태치먼트를 사용할 때 주의가 필요함을 시사하였다.

본 연구에서는 임플란트 지지조직의 응력분석을 위해 스트레인 게이지를 이용한 응력분석방법을 사용하였다. 이 방법은 구조물 또는 시편에 스트레인 게이지를 접착제로 부착하고 외력을 가했을 때 발생하는 스트레인을 측정하여 응력 상태를 검사하는 방

법이다. 즉 스트레인이 기판을 거쳐 저항체인 감지 금속에 전달되면 게이지의 저항이 변화하고 휘트스톤은 브릿지의 평형상태를 깨트려 불평등한 만큼의 출력신호가 증폭기로 입력되고 이 신호가 적절히 증폭되어 표시부에서 수치로 나타난다. 이 방법은 측정부위에 발생하는 스트레인의 미세한 변화나 압축 또는 인장성에 대한 구분은 물론 적절한 게이지를 사용하면 주응력이나 Von Mises 응력을 산출할 수 있다¹⁹⁾.

Meijer²⁰⁾는 골과 임플란트 사이의 결합이 완전하다고 가정할 때 가장 큰 주응력은 임플란트의 경부 치조정에 나타났다고 보고하였으며 이를 참고로 하여 본연구에서는 스트레인 게이지를 임플란트 경부의 골 표면에 가급적 임플란트에 근접하여 부착시켰으며 단일 모형에서 한 개의 오버덴츄를 이용하여 연결부만 재부착한 다음 스트레인을 측정하는 방법으로 제작과정이나 보철물의 상태를 일치시켰다. 그러나 이와같은 측정법은 임플란트에서 약간 거리가 멀어지게 되어 임플란트 표면에서 직접 응력의 수치를 비교할 수는 없으며 실험 모형 상에서 시행하였으므로 실제 구강 내의 조건과는 많은 차이가 있을 것이다. 본연구의 결과는 그럼에도 불구하고 어태치먼트의 종류에 따른 차이가 어느 정도 있음을 확인할 수 있었으며 아직은 컴퓨터 모의실험과 같은 방법보다는 스트레인 게이지나 광탄성법과 같은 실험적인 방법의 활용이 더 본성에 가깝고 실제 구강 내에서 측정할 경우 환자마다 다른 조건과 하중 등 제어할 수 없는 여러 가지 조건으로 지나치게 복잡한 상황이 연출될 수 있어 유리한 것으로 생각된다.

V. 결 론

하악 무치악 치조제에 두 개의 임플란트를 이용한 오버덴츄를 장착하고 스트레인 게이지법을 이용하여 어태치먼트의 설계에 따라 임플란트 주위 골조직에 나타나는 응력을 측정 비교하였다. 연구에 사용한 어태치먼트는 비완압형 Dolder 바, 완압형 Dolder 바, Round 바, Hader 바 및 Dal-Ro 어태치먼트 등이다. 임플란트의 협, 설, 근 원심축에 3축의 스트레인 게이지를 부착하고 5kg과 10kg의 하중을 가하여 발생하는 스트레인을 근거로 하여 최대, 최소 주응력과 Von Mises 응력을 계산 비교한 결과 아래와 같은

결론을 얻었다.

1. 모든 어태치먼트에서 임플란트의 설측에 가장 큰 응력이 나타났고 협측에 가장 낮은 응력이 나타났다.
2. 완압형 Dolder 바를 사용한 경우 임플란트 주위 골조직에 가장 큰 응력이 발생하였고, Round 바와 Dal-Ro 어태치먼트는 가장 낮은 응력을 발생하였다.
3. 비완압형 Dolder 바를 사용한 경우 임플란트의 근심측에서 응력이 크게 나타났고 Dal-Ro attachment를 사용한 경우에는 균형측 하중시 원심측과 설측에서 인장력이 높게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:253-62.
2. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. Invitro study of mandibular implant-retained overdentures: The influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *IJP* 1996;9:394-399.
3. Kenney R, Richards M. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;80:559-64.
4. 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.
5. Labaig C, Marco R, Fons A, Selva E. Biodynamics of attachments used in overdentures: experimental analysis with photoelasticity. *Quintessence Int* 1997;28:183-90.
6. Federick D, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;76:624-32.

7. 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;7:387-96.
8. Spiekerman H, Donath K, Hassel T et al. *Color atlas of dental medicine: Implantology*, New York, Thieme medical Pub., 1996.
9. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int Oral Maxillofac Implants* 1990;5:375-83.
10. Mensor M. Attachment fixation for overdentures Part I. *J Prosthet Dent* 1997;37:366-73.
11. English C. Bar patterns in implant prosthodontics. *Implant Dent* 1994;3:217-29.
12. Thayer H, Caputo A. Occlusal force transmission by overdenture attachments *J Prosthet Dent* 1979;41:266-71.
13. El Samahi M. Retention in mandibular overdentures with attachments. *Quintessence Int* 1986;17:249-52.
14. 정희열, 조혜원. 임플란트 지지 오버덴춰 어태치먼트의 유지력과 탈락시기에 관한 비교연구. *원광치의학*. 1998;8:169-82.
15. Petropoulos V, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:176-85.
16. Stewart B, Edwards R. Retention and wear of percision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983;49:28-34.
17. 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.
18. Clelland N, Gilat A, McGlumphy E et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-8.
19. Dally J, Riley W. *Experimental stress analysis*. McGraw Hill, 3rd edition, 1991.
20. Meijer H, Starmans F, Steen W et al. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;7:271-9

ABSTRACT

A STRESS ANALYSIS OF THE IMPLANT - SUPPORTED OVERDENTURE USING STRAIN GAUGE

Hye-Won Cho DDS, MSD, Ph D, Joo-Hong Kwon DDS, MSD, Wha-Young Lee DDS, MSD, Ph D

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

Stress distribution on mandibular implants supporting overdentures were registered in vitro experimental model by means of 4 rosette gauges which were placed around the implant. The overdenture attachments used in this study were the Resilient Dolder bar, Rigid Dolder bar, Round bar, Hader bar & Dal-Ro attachment. An occlusal jig was placed on the overdenture and the loading sites were 3 points which mimicked working, balancing, and median relations. With 5 and 10kg loading, strains were measured by strain indicator(P-3500, Measurement group, Raleigh, USA), and using these data, maximum and minimum principal stresses and Von Mises stress were calculated and evaluated.

The results were as follows:

There was a tendency of high stress concentration in the lingual side of the implant, and in the buccal side low stress was developed regardless of the attachment systems. The resilient Dolder bar concentrated highest stress among the attachment systems, and the Round bar and the Dal-Ro attachment provided comparatively low stresses around the implant. The rigid Dolder bar concentrated high stress in the mesial side, and the Dal-Ro attachment developed tensile stress patterns in the lingual and distal sides of the implant at the balancing relation.

Key words : Dental Implants, Implant-supported prosthesis, Overdenture attachment, Stress analysis