

임플란트 지대주에 따른 나사 풀림의 연구

전남대학교 치의학 전문대학원 보철학교실

문양숙 · 박상원 · 방몽숙 · 양홍서 · 박하옥

I. 서 론

임플란트는 1952년 Brånemark¹⁾에 의해 골유착 개념이 소개된 이래 치아 결손부위 치료에 널리 이용되었으며 현재는 상실치 보철 치료의 첫번째 치료술식이 되고 있다. 임플란트 고정체와 지대주 연결 형태에 의한 분류방법에는 크게 내부와 외부연결방식으로 나뉘지고 구조적 형태에 따라 외부 육각, internal spline, internal cone screw, true morse taper, internal hex, cam tube 그리고 slip-fit 등으로 분류 된다. 내부연결방식은 지대주의 하부가 임플란트 내부로 삽입되어 연결되어지는 형태로 ITI, Paragon 등이 이것에 해당한다.²⁾ 외부 육각 구조는 Brånemark system에 의해 선택 사용된 것으로 Brånemark system과 그 유사품들이 이에 해당한다.

임플란트의 식립 부위와 저자 및 상부 보철물의 종류에 따라 다소의 차이가 있지만 문헌에 따르면 90% 이상의^{3,6)} 성공률이 보고 되고 있다. 그러나 이러한 높은 성공률에도 불구하고 골유착의 실패, 나사 풀림, 보철물의 부적합 그리고 구성 요소의 파절 등이 발생 되고 있다.^{3,6)} 나사 풀림은 부적절한 임플란트의 위치, 교합관계, 치관의 외형, 과도한 교합력 및 불충분한 조임 토크, long cantilever contact, 임플란트와 abutment cylinder 사이의 부적합 등의 외부적인 요인과 나사 자체의 장력 감소에 의한 전하중의 상실에 의해 나타날 수 있다.⁷⁻⁹⁾ 나사 풀림은 보철물 파절, 나사 파절, 골유착 상실, 임플란트 매식체 파절 등의 문제점을 유발한다.

나사 풀림을 방지하는 방법으로는 지대주상에서 나사의 길이, 나사산과 골의 모양, 위치 및 개수 등의 macrostructure를 변형하기도 하고 나사 표면의 거칠기 및 윤 활제의 개재 등 microstructure에 변화를 주기도 한다.¹⁰⁾ 또한 보철물의 수동적인 적합도를 높이는 방법과 임플란트 수를 증가 시키는 방법, 교합 간섭을 제거하고 교합 면적을 축소시키는 방법, 인접치와의 접촉면을 늘리는 방법, torque control device를 이용하는 방법¹¹⁾ 그리고 washer¹²⁾를 이용하는 방법들이 있다.

임플란트에 있어서 현 추세는 임플란트 지대주의 연결 방식에서는 Brånemark system으로 대표되는 외부연결방식에서 ITI system으로 대표되는 내부연결방식으로 변화하고 있다. 2-units의 보철물 제작시에는 2개의 고정체가 평행하게 식립된 경우에는 2개의 hexed abutment가 추천되며 그렇지 않은 경우에는 주된 교합력을 받는 부위에 hexed abutment를 나머지 부위에 nonhexed abutment를 사용하는 것이 추천된다.¹³⁾ 그러나 임상적으로 2개의 hexed abutment를 사용하여 수동적 적합성을 갖는 보철물을 제작할 수 있는 경우는 아주 드물다.

이에 본 연구에서는 외부연결방식인 BioPlant System[®]과 내부연결방식인 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System[®] 임플란트를 이용하여 1) 외부연결방식만을 2개 연결한 그룹(G₁-EE), 외부와 내부연결방식을 함께 연결한 그룹(G₁-EI), 내부연결방식만을 2개 연결한 그룹(G₁-II)에 주기적 하중 후 풀림토크를 측정하여 외부와 내부연결방식

임플란트의 연결이 유지 나사의 안정성에 미치는 영향을 알아보고, 2) 외부연결방식에서 2-units의 보철물 제작시 nonhexed abutment만을 2개 연결한 그룹(G2-NN), nonhexed와 hexed abutment를 함께 연결한 그룹(G2-NH), hexed abutment만을 2개 연결한 그룹(G2-HH)에 주기적 하중후 풀립 토크를 측정하여 hexed와 nonhexed abutment의 사용이 유지나사의 안정성에 미치는 영향에 관하여 알아보고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

가. 임플란트 고정체

외부연결방식은 0.7 mm의 hex height를 갖는 COWELL MEDI사 BioPlant System®의 $\phi 3.75 \times 13$ mm(FFR213)과 $\phi 5.0 \times 13$ mm(FFW513)을 이용하였다.

내부연결방식은 Morse taper locking internal connection type인 LIFECORE사의 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System®의 $\phi 4.1 \times 12$ mm $\times 1.8$ mm (RSR4112-2)을 이용하였다.

나. Screw

COWELL MEDI사의 BioPlant System®에서는 Titanium alloy screw(SHR100, SHW100)를 사용하였고 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System®에서는 Indexed abutment screw(S2404)로 상부 보철물을 연결하였다.

2. 연구 방법

가. 실험군의 분류

2-units의 보철물에서 외부연결방식과 내부연결방식의 임플란트를 함께 연결한 경우의 풀립 토크를 비교하기 위해서 외부연결방식의 임플란트만을 2개 연결한 그룹, 외부연결방식과 내부연결방식의 임플란트를 함께 연결한 그룹, 내부연결방식의 임플란트만을 2개 연결한 그룹으로 분류하였다(Table I).

2-units의 보철물에서 hexed와 nonhexed abutment의 사용에 따른 풀립 토크의 비교를 위해서 COWELL MEDI사 BioPlant System®의 표준형 직경의 임플란트에서 nonhexed abutment를 2개 연결한 그룹, nonhexed와 hexed abutment를 함께 연결한 그룹, hexed abutment를 함께 연결한 그룹으로 분류하였다(Table II).

나. 레진 블록 제작

고정체 식립을 위해 왁스를 이용하여 만든 직육면체 주형에 Orthodontic resinclear®(DENTSPLY International Inc, U.S.A.)를 포매하여 상온에서 30분간 중합한 후 정확한 수직 하중이 가해질 수 있도록 20 mm \times 30 mm \times 40 mm의 직육면체가 되도록 밀링(DMB-U5, DOOSAN, Korea)하였다.

다. 실험 모형 제작

고정체 중심간 거리가 8 mm가 되도록 표시한 후 저속 핸드피스를 이용하여 고정체가 매입될 부위를 형성하였다. 치과용 써베이어(Ney Dental International®, Bloomfield, Conn.)에 임플란트 고정체를 연결하고 레진 블록상에 형성된 공간에 sprinkle

Table I. Connection type of implant

Group	Connection type
G1-EE	Ext + Ext
G1-EI	Ext + Int
G1-II	Int + Int

(Ext: external connection, Int: internal connection)

Table II. Abutment type

Group	Connection type	Abutment type
G2-NN	Ext + Ext	NH + NH
G2-HN	Ext + Ext	H + NH
G2-HH	Ext + Ext	H +

(Ext: external connection, NH: nonhexed abutment, H: hexed abutment)

method로 투명한 Orthodontic resin clear® (DENTSPLY International Inc, USA)를 채운 뒤 2개의 고정체를 평행하게 식립하였다.

라. 상부 보철물 제작

레진 블록에 포매 되어 있는 임플란트 고정체에 임시 지대주를 연결하고 높이가 7 mm가 되도록 조절하였다. 임시 지대주상에 높이 8 mm, 협설 폭경 6 mm, 근원심 폭경 15 mm가 되도록 납형을 제작한 후 Type III gold alloy(Cast-3®Alphadent. CO., Korea)를 이용하여 금관을 제작하였다. 금관의 교합면은 수직 하중을 가하기 용이하도록 교두 없이 평평한 모양으로 제작한 후 금관과 레진 블록 바닥이 균일한 평면을 이룰 수 있도록 밀링하였다(DMB-U5, DOOSAN). 각각의 그룹에 맞춰 Hexed와 non-hexed 형태의 임시 지대주를 연결하여 보철물을 제작하였다.

마. 상부 보철물의 적합도 검사

화상 분석 현미경(Sometech®, Sometech Corp. USA)을 이용하여 100배 확대하에서 상부 구조물의 적합도를 3군데에서 검사하였다. Hexed abutment가 포함된 그룹에서는 평균 22.2 μ m의 변연 간격을 보였고, nonhexed abutment가 포함된 그룹에서는 13 μ m의 변연 간격을 보였다.

바. 보철물의 연결

외부연결방식인 COWELL MEDI사의 BioPlant System® 그룹은 Electronic torque controller® (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)를 이용하여 hexagonal Ti screw를 20 Ncm으로 고정체에 보철물을 연결하였고, 내부연결방식인 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System® 그룹은 토크렌치 (Accu-Torque Wrench. ISS 1102, USA)를 이용하여 먼저 Indexed abutment를 30 Ncm으로 연결한 후 Electronic torque controller®(Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)를 이용하여 Indexed abutment screw를 20 Ncm으로 연결하였다.

사. 주기적 하중의 적용

공기압축기에서 발생한 공기압을 일정한 압력으로

정해진 횟수만큼 반복적으로 가할 수 있도록 특별히 제작된 하중 장치를 이용하여 소구치 중심와에서 1.5 mm 떨어진 협설측 부위에 7.5 mm²의 surface contact이 되도록 한 후 6 kgf, 2 Hz로 2일간의 저장 주기에 해당하는 3600회(30분)의 하중을 가하였다.

아. 주기적 하중 후 풀림 토크 측정

디지털 토크 게이지(MGT®, Mark-10.corp. USA)를 이용하여 하중 후 풀림 토크를 측정하였다. 측정은 각 군당 5회씩 실시하였다.

자. 통계 분석

연결방식에 따른 풀림 토크와 지대주 형태에 따른 풀림 토크를 비교하기 위해서 SPSS ver.10.0 for window를 사용하였다. 두 그룹간 비교는 Mann-Whitney test를 실시하고 세 그룹 이상간의 비교는 Kruskal-Wallis test를 실시하여 그 결과치를 순위 변환한 후 다중 비교 방법인 Turkey 방법으로 사후 검증하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 임플란트 고정체와 지대주의 연결 형태에 따른 풀림 토크

1) Kruskal-Wallis test를 이용한 세 그룹간 비교 BioPlant System®과 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System® 임플란트를 함께 연결한 그룹에서의 풀림 토크를 Kruskal-Wallis test를 이용하여 세 그룹을 평균 비교한 결과 풀림 토크의 크기는 G₁-II, G₁-EI, G₁-EE 순으로 나타났다(p<0.05). 사후 검증 결과 세 그룹은 모두 통계적으로 유의성 있는 차이를 보였다(Table III, IV).

2) Mann-Whitney test를 이용한 두 그룹간 비교 외부연결방식인 BioPlant System®과 내부연결방식인 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System®의 임플란트를 함께 연결한 그룹에서 외부연결방식의 풀림 토크를 외부연결방식만으로 제작한 2-units 보철물과 비교하고, 내부연결방식과 외부연결방식의 임플란트를 함께 연결한 그룹중 내부연

결방식의 풀림 토크를 내부연결방식만으로 제작한 2-units 보철물에서의 풀림토크와 비교했을때 통계적으로 유의할만한 차이를 보이지 않았다(Table V, VI).

2. Hexed와 Nonhexed abutment의 사용에 따른 풀림 토크 비교

2-units의 보철물에서 hexed와 nonhexed abutment의 사용에 따른 풀림 토크의 비교를 위해서 COW-ELL MEDI사의 BioPlant System®에서 표준형 직경 임플란트에 보철물을 제작하여 주기적 하중을 가한 후 각 그룹에서의 풀림 토크를 측정 비교하였다.

Table III. Detorque value according to connection type of implants(Ncm)

Group	N	Mean±SD
G1-EE	10	16.30±0.84
G1-EI	10	17.25±1.26
G1-II	10	18.30±0.69

Table V. Detorque value in external connection implants(Ncm)

Group	N	Mean±SD	Significance
G1-EE	10	16.30±0.84	.951
G1-EI-Ext	5	16.40±1.29	

Table VII. Detorque value according to abutment type(Ncm)

Group	N	Mean±SD
G2-NN	10	16.30± 0.84
G2-HN	10	17.05± 0.90
G2-HH	10	17.90± 0.68

1) Kruskal-Wallis test를 이용한 세 그룹간 비교 외부연결방식인 BioPlant System®에서 hexed와 nonhexed abutment를 사용한 경우 풀림 토크는 G2-HH에서 가장 크게 나타났으며 G2-NH와 G2-NN에서는 유의할만한 차이를 보이지 않았다($p < 0.05$). Turkey test를 이용한 사후 검정 결과 G2-HH은 G2-NH, G2-NN과 통계적 유의성을 보였고, 나머지 그룹간에는 통계적인 유의성이 없었다(Table VII, VIII).

2) Mann-Whitney test를 이용한 두 그룹간 비교 G2-NN와 G2-HN중 nonhexed abutment의 풀림 토크를 비교하고, G2-HH와 G2-HN중 hexed abutment의 풀림 토크 비교시 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Table IX, X).

Table IV. Post-hoc comparison between connection type of implants(Ncm)

(I) Group	(J) group	Mean difference(I-J)	S.E	Significance
G1-EE	G1-EI	-7.20	2.88	.048*
	G1-II	-15.00	2.88	.000**
G1-EI	G1-II	-7.80	0.30	.030*

* means significantly different at the 0.05 level
 ** means significantly different at the 0.001 level

Table VI. Detorque value in internal connection implants(Ncm)

Group	N	Mean±SD	Significance
G1-EI-Int	5	18.10±0.35	.390
G1-II	10	18.30±0.69	

Table VIII. Post-hoc comparison between abutment type(Ncm)

(I) Group	(J) Group	Mean difference(I-J)	S.E	Significance
G2-NN	G2-HH	-14.50	2.96	.000**
G2-HN	G2-HH	-8.60	2.96	.019*

Table IX. Detorque value according to abutment type(Ncm)

Group	N	Mean±SD	Significance
G2-NN	10	16.30±0.84	.540
G2-HN-Nonhexed	5	16.60±0.44	

IV. 고 찰

골유착에 의한 임플란트 보철치료의 성공은 Brånemark system과 유사품이 보급에 영향을 미쳤고 그에 따라 외부 육각 구조가 임플란트 지대주 연결 방식의 주류를 이루었다.²⁾ 그러나 임플란트 보철 수복 방법이 초기 무치악 증례에서 생물학적생역학적으로 불리한 단일 치아 수복, 부분 무치악 증례로 진행되면서 외부 육각구조 시스템의 문제점이 발생되었다.

Bickford¹³⁾는 나사 풀림을 단기간 풀림과 장기간 풀림의 두 가지 형태로 분류 하였다. 단기간 풀림은 나사를 조인 뒤 발생하는 초기 현상으로 항복강도 이상의 하중을 받게 되는 지점에서 소성변형이 발생하여 접촉부위가 평평하게 되는 surface settling과 소성변형으로 인한 나사 길이의 증가 등에 의해 주로 발생된다. 장기간 풀림은 오랜 시간에 걸쳐 일어나는 현상으로 응력이 가해진 나사의 각 계면들 사이에서의 마찰력에 의해 이루어진 조임 현상이 진동에너지를 흡수하여 임계점에 이르 면 급격히 풀리는 vibration loosening과 시간 및 하중에 의해 발생하는 creep과 유사한 개념의 응력 방출이 있는데 후자의 영향은 미미하다.

나사 풀림 정도를 측정하는 방법은 크게 3가지가 있다.¹⁴⁾ 첫째, 풀림 회전력이나 조임 회전력을 측정하는 방법인데 이 방법은 토크 게이지를 이용하여 간편하게 측정할 수 있는 방법이지만 윤활제의 유무, 온도 상승, 부식 등에 의해 결과가 왜곡될 수 있다. 둘째, 나사 신장 측정 방법으로 나사의 초기 길이와 풀림 후 신장된 길이 비교로 전하중을 측정하는 방법이다.¹⁵⁾ 셋째, ultrasonic extensometer를 이용하여 적은 양의 외력을 적용하여 전하중을 측정하는 방법이다.¹⁶⁾ 본 실험에서는 토크 게이지를 이용한 풀림 회전력 측정 방법을 사용하였다.

나사 유지형 임플란트의 가장 보편적 문제점인 나

Table X. Detorque value according to abutment type(Ncm)

Group	N	Mean±SD	Significance
G2-HN-Hexed	5	17.50±1.06	.320
G2-HH	10	17.90±0.68	

사 풀림과 나사 파절의 문헌상 발생 빈도는 1-48 %로 다양하게 보고 되고 있다. 상부 보철물의 풀림과 변위에 대해 Sakaguchi¹⁷⁾등은 반복적인 피로, 구강액, 다양한 저작형태 그리고 부하 등의 요인이 복합적으로 관여한다고 하였다. English³⁷⁾는 나사 풀림의 가능한 원인으로 부정확한 금속 구조물의 적합, 이 악물기 등의 비기능력, 캔틸레버에 의한 과하중, 단일 수복물에 가해지는 비틀림, 나사의 불량한 적합성 등을 지적하였다. 나사 풀림은 부적절한 임플란트의 위치 및 교합관계, 치판의 외형, 과도한 교합력 및 불충한 조임 토크 등의 외부적 요인과 나사 자체의 장력 감소에 의한 전하중의 상실에 의해 나타날 수 있다⁷⁻⁹⁾. 본 실험에서는 금속 구조물의 부적합에 의한 오차를 최소화하기 위해서 접촉면이 정밀 가공되어 임플란트 상부의 외부 육각 구조 및 내부 연결 방식의 indexed abutment와 긴밀히 적합되는 임시 지대주를 사용하여 상부 보철물을 제작하였다. 나사 풀림은 보철물 파절, 나사 파절, 골유착 상실, 임플란트 매식체 파절 등의 문제점을 유발한다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 임플란트 platform의 디자인 변경, hex 직경의 변화, 각 시스템에 사용하도록 고안된 torque wrench 등이 소개 되고 있으며, 지대주 상에서 나사의 길이, 나사산과 골의 모양, 위치 및 개수 등의 macrostructure를 변형하기도 하고 나사 표면의 거칠기 및 윤활제의 개재 등 microstructure에 변화를 주기도 한다.¹⁰⁾ 또한 보철물의 수동적인 적합도를 높이는 방법과 임플란트 수를 증가 시키는 방법, 교합 간섭을 제거하고 교합 면적을 축소시키는 방법, 인접치와의 접촉면을 늘리는 방법, 적절한 조임 회전력을 지대 나사에 적용하여 지대 나사 내에 충분한 양의 preload가 발생하도록 하기 위해 torque control device를 이용하는 방법,¹¹⁾ washer¹²⁾를 이용하는 방법 등이 있다. 그러나 구치 부위에서 hex 위로 abutment를 연결하기 어렵다는 것과 단일

임플란트 수복 보철물에서 발생하는 부적합 및 회전 등의 문제점들은 해결되지 못한 상태이다.²⁾ Abutment 선택시 단일치 수복에는 반드시 anti-rotation이 허용되는 hexed abutment를 선택해야 하며 bridge 형태의 보철물의 경우에는 개개 임플란트와 연결에서 나사 풀림이 발생할 가능성이 낮으므로 임플란트와 abutment간에 anti-rotation을 주는 hex connection이 불필요하다. 2-units의 보철물 제작시에는 2개의 고정체가 평행하게 식립된 경우에는 2개의 hexed abutment가 추천되며 그렇지 않은 경우에는 주된 교합력을 받는 부위에는 hexed abutment를 사용하고 나머지 부위에는 nonhexed abutment를 사용하는 것이 추천된다.¹⁸⁾ 그러나 임상적으로 2개의 hexed abutment를 사용하여 수동적 적합성을 갖는 보철물을 제작할 수 있는 경우는 아주 드물다. 본 실험에 따르면 2-units의 보철물 제작시 nonhexed 및 hexed abutment를 함께 사용한 경우와 모두 nonhexed abutment를 사용한 경우의 풀림 토크는 유의할 만한 차이를 보이지 않았으며 모두 nonhexed abutment를 사용한 경우 보철물의 적합성이 더 좋은 것으로 나타났다. 따라서 2-units의 보철물 제작시에는 모두 nonhexed abutment를 사용하는 것이 수동적인 적합성을 갖는 보철물의 제작에 유리하리라고 사료된다. 적용된 토크와 전하중의 관계 사이에는 나사의 기하학, 재질, 접촉면의 표면 질감 및 조건, 윤활의 정도, 조임의 속도, 연결부의 정밀 적합도의 요소 등이 관련된다. 일반적인 전하중의 결정 요소는 적용된 토크이다. 일반적으로 더 많은 토크가 적용되면 더 많은 전하중이 발생되며 나사 강도의 기계적 제한, 골유착의 파괴방지 및 토크가 적용된 방법에 의해 토크는 적용된다. 나사를 손으로 조이는 경우에는 불충분한 회전력을 가하게 되어 전하중이 적정 수준 이하가 되므로서 적절한 회전력으로 조여진 경우에 비해 나사 풀림이 더 쉽게 유발될 수 있다. 이론적으로 최대의 전하중은 나사의 비틀림 파절이 발생하기 직전에 발생되는데 전하중을 증가시키고 사용 중 나사 파절의 위험을 최소화시키기 위해서는 안전력이 확립되어야 한다. 즉, 최적의 조임 토크는 나사를 파절시키는데 요구되는 토크의 75%로 산정 된다. Jorneus¹⁹⁾ 등은 20-35 Ncm 범위의 회전력을 사용하여 실험한 결과 회전력이 큰

경우, 즉 35 Ncm에서 나사의 안정에 가장 양호한 결과를 보인다고 하였다. 그러나 일반적으로 제조 회사들은 타이타늄 나사의 경우는 20 Ncm, 금나사의 경우는 32Ncm의 토크를 요구하나 Haak²⁰⁾ 등은 이러한 토크는 각각 금합금의 항복 강도(565.4 MN/mm²)에 57.5%, 티타늄의 항복강도(462 MN/mm²)에 56.0% 수준이므로 이보다 더 초과해서 조여도 별문제는 없다고 하였다. Binon²¹⁾ 등은 임플란트 구성 성분의 부적합이 빈번한 나사 풀림, 만성적인 나사 파절 뿐만 아니라 치태 침착, 불리한 연조직 반응, 골유착의 상실 등을 가져올 수 있으므로 구성성분의 적합이 매우 중요하다고 하였으며, Carr²²⁾ 등은 지대원주와 임플란트간의 수동적이고 완전한 적합을 얻는 것이 매우 중요하며 이때 preload도 최대로 얻을 수 있다고 하였다. 임플란트에 있어서 현 추세를 살펴보면 임플란트 고정체와 지대주 연결 방식에서는 외부연결방식에서 내부연결방식으로 변화하고 있으며, 지대주에 상부 구조물을 연결하는 방식은 전통적인 나사 유지형에서 시멘트 유지형 임플란트 보철물로 변화하고 있다. 나사 유지형은 보철물의 철거가 가능함으로서 필요시에 개개 임플란트의 평가, 연조직의 검사, 치석 제거 등이 가능하다. 반면에 시멘트에 의한 오차 보상이 없어지므로 고도의 보철물 적합도가 요구되고 나사 풀림이 발생한다는 단점이 있다.

내부연결방식으로의 확대는 내부연결방식을 취하는 여러 가지 시스템들이 저마다의 장점과 나사 풀림 현상의 발생이 없음을 주장하고 있다. 그 장점으로는 고정체와 지대주의 연결의 강도를 증가시키고²³⁻²⁵⁾ 보철물 구조의 수직적 높이를 감소시키고, 측방압을 임플란트 깊숙히 분배 시키고, 지대주 나사의 보호, 연결 부위의 열림에 대한 견고한 긴 벽을 형성하고, 미세진동에 저항하는 벽 접촉 제공, 미세 누출을 봉합할 수 있는 잠재력 등이 있다.^{2,26)}

구강내에서 임플란트에 작용하는 기능력은 정확히 측정할 수 없다. Carlsson²⁷⁾은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 교합력을 143N으로 보고 하였으며 Richter²⁸⁾은 또 다른 연구에서 대구치 및 소구치의 임플란트는 120-150N의 수직력을 전달한다고 보고 하였다. Bates²⁹⁾는 인간의 제1대구치부에서 최대 교합력을 300-500N으로 보고하였다. 이들 연구를 참고로 하여 본 연구에서는 하중 조건으로 184N의

수직 하중을 사용하였다.

하중의 주기는 Graf 등³⁰⁾의 보고를 기초로 24시간 동안 기능이 가해지는 시간을 17.5분으로, 저작 주기는 약 0.5초로 하여 약 2일간의 저작 주기에 해당하는 3,600회의 주기를 갖도록 하였다. 힘이 가해지는 위치와 각도는 구치부에 가해지는 강한 저작력이 대부분 수직적이기 때문에 치아 장축에 수직인 하중을 가하도록 설정하였다.

본 실험에서 사용한 하중장치는 공기압축기에서 나오는 압력을 압력 밸브에서 나오는 압력을 압력 밸브에서 조절하여 하중의 크기를 정할 수 있으며, 전자개폐기와 계수기를 이용하여 하중을 가하는 횟수 및 빈도의 조절이 가능하며 피스톤의 위치를 조절하여 하중점의 위치 및 방향을 정할 수 있다.

Standlee³¹⁾등의 실험에 의하면 나사를 천천히 조인 경우(5.2Ncm/sec)가 빠르게 조인 경우(16.4Ncm/sec)에 비해 더 큰 조임력을 가지고 있음을 보여 주었다. 일반적으로 빠른 속도로 나사를 조이게 되면 조이는 과정 중에서 나사 계면 상에서 표면 침하효과가 발생할 시간적 여유가 없게 되어 조인 후에 풀림이 더 쉽게 생길 수 있다. 따라서 본 실험에서는 조임시 속도의 유지가 가능한 기계적 조임장치를 사용하여 저속하에 나사를 조였다. 임플란트 보철물이 외부연결방식에서 점차 내부연결방식으로 변화하고 있음을 고려했을 때 본 실험에서 시편의 수와 임플란트 종류 수는 한정되어 있지만 외부연결방식과 내부연결방식의 임플란트를 함께 연결하여 사용하는 것도 임상적으로 받아들여 질 수 있으리라고 사료된다. 또한 2-units의 임플란트 보철물에서 hexed와 nonhexed abutment를 함께 연결하여 사용한 경우와 모두 nonhexed abutment를 사용한 경우의 풀림 토크가 유사하므로 보철물 제작시 모두 nonhexed abutment를 사용하는 것이 수동적인 적합성을 갖는 보철물의 제작에 유리하리라고 사료된다.

V. 결 론

외부연결방식과 내부연결방식의 임플란트를 함께 연결하는 것이 풀림 토크에 영향을 주는지 알아보기 위하여 외부연결방식인 COWELL MEDI사의 BioPlant System[®]과 내부연결방식인 Morse taper

locking internal connection type인 LIFECORE사의 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System[®]의 임플란트를 이용하여 2-units의 보철물을 제작하였다. 실험군은 외부연결방식만을 2개 연결한 그룹(G1-EE), 외부와 내부연결방식을 함께 연결한 그룹(G1-EI), 내부연결방식만을 2개 연결한 그룹(G1-II)으로 분류하였다.

또한 hexed와 nonhexed abutment의 사용에 따른 유지나사의 안정성을 비교하기 위해서 외부연결방식인 COWELL MEDI사의 BioPlant System[®]의 임플란트에서 2-units의 보철물을 제작하였다. 실험군은 nonhexed abutment만을 2개 연결한 그룹(G2-NN), nonhexed와 hexed abutment를 함께 연결한 그룹(G2-NH), hexed abutment만을 2개 연결한 그룹(G2-HH)으로 분류하였다.

실험군에 주기적 하중을 적용한 후 디지털 토크 게이지(MGT[®], Mark-10 corp., USA)를 이용하여 풀림 토크를 측정하고 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 외부연결방식인 BioPlant System[®]과 내부연결방식인 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System[®] 임플란트를 이용하여 2-units의 보철물을 제작한 경우 풀림 토크는 G1-II, G1-EI, G1-EE 순으로 나타났다($p < 0.05$).
2. 외부연결방식인 BioPlant System[®]과 내부연결방식인 Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System[®] 임플란트를 함께 연결한 경우 Gv-EI 그룹에서 외부연결방식의 풀림 토크를 G1-EE 그룹의 풀림 토크와 비교하고, G1-EI 그룹에서 내부연결방식의 풀림 토크를 G1-II 그룹의 풀림 토크와 비교시 유의한 차이를 보이지 않았다.
3. 외부연결방식인 BioPlant System[®]에서 hexed와 nonhexed abutment의 사용한 경우 풀림 토크는 G2-HH에서 가장 크게 나타났으며 G2-NH과 G2-NN에서는 유의할 만한 차이를 보이지 않았다($p < 0.05$).

이상의 결과는 외부연결방식과 내부연결방식의 임플란트를 함께 연결하여 사용하는 것도 임상적으로 받아들여 질 수 있음을 시사하고 있다. 또한 2-units의 임플란트 보철물 제작시 hexed와 nonhexed abutment를 함께 연결하여 사용한 경우와 모두

nonhexed abutment를 사용한 경우의 풀림 토크가 유사하므로 보철물 제작시 모두 nonhexed abutment 를 사용하는 것이 수동적인 적합성을 갖는 보철물의 제작에 유리하리라고 사료된다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Lee CW. The Comparison of Internalvs-External Implant/Abutment connection. *Dental Implants JungWonSa* 2002:66-77.
3. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999 May;81(5):537-52.
4. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 Winter;7(4):477-84.
5. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 Jan-Feb;9(1):90-4.
6. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998 Jan;79(1):74-8.
7. Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *QDT* 2000;23:91-104.
8. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998 Jan;42(1):71-89.
9. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.
10. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001 Jul;86(1):24-32.
11. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent* 1999 Apr;81(4):411-7.
12. Koriath TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999 Sep;82(3):312-6.
13. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker; 1981. p.247-64.9.
14. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001 Mar;85(3):268-75.
15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1995;10:529-36.
16. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001 Jan;85(1):47-52.
17. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screw. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 10:295-302,1995.
18. Lee DH et al. Osseointegrated Implant. *Shinhung International* p479.
19. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992:353-359.
20. Haak JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac*

- Implants 1995;10:529-536.
21. Binon P, Weir D, Watanabe L, Walker L. Implant component compatibility. In Laney WR, Tolman, TE (eds) [Proceeding of the 2nd international congress on tissue integration in oral, orthopedic and maxillofacial reconstruction 23-27 Sep. 1990, Mayo medial center, Rochester, Minnesota.] Chicago, Quintessence, 1992.
 22. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. The effect of finishing and polishing techniques on implant cylinder preload.
 23. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997 Aug;8(4):290-8.
 24. Merz BR. Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8 Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-526.
 25. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Periodont Rest Dent 1993;13:409-31.
 26. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
 27. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response in tissue integrated prosthesis, 4th edition. Quintessence Publ. co. 1986:74-78.
 28. Richter EJ. Related Articles. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Jan-Feb;10(1):99-108.
 29. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabilitation 1976;3:57-62.
 30. Graf H. Dent Clin North Am 13:659-665, 1969.
 31. Goheen KL, Vermilyea SG, Vassoughi J, Agar JR. Torque generated by hand held screw drivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. Int J Oral maxillofac Implants 1994;149-155.
 32. Lee CW. Monthly publication. Dental Clinic. Abutment selection guide. 2001;21(3).
 33. Jung WH, Kay KS. A study on the use of sealer on implant abutment loosening. 1996.
 34. Lee JH, Kay KS. An experimental study on single-tooth implant abutment screw loosening to the pitch of thread. 1996.
 35. Kim JM, Han JS. A Study Of Screw Loosening After Dynamic Continuous Fatigue Test Of Several Abutment Screw. The Korean Academy of Prosthodontics 2003;41(4):519-531.
 36. Yang JS, Vang MS. A vitro study of retained screw stability by various connection designs between fixture and abutment in implant dentistry. 2003.
 37. English CE. Implant-supported versus implant-natural tooth supported fixed partial denture. Dental Symposia 1993; 1:10-15.

Reprint request to:

Sang-Won Park, D.D.S., Ph D.
 Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University
 Hak-dong 8, dong-ku, Kwangju, 501-191, Korea
 psw320@chonnam.ac.kr

ABSTRACT

THE INFLUENCE OF IMPLANT FIXTURE-ABUTMENT CONNECTION DESIGN ON SCREW LOOSENING

Yang-Suk Mun, D.D.S., Sang-Won Park, D.D.S., Ph.D.,
Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Graduate School, Chonnam National University

Purpose: Current trend in implant dentistry is changing from external connection to internal connection.

To evaluate the splinting of external and internal connection implant on screw loosening, 2-units prosthesis was fabricated with BioPlant System® of external connection type and Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System® of internal connection type.

Material and Method: Experimental group is classified into three groups.

- 1) G₁-EE: 2-units prosthesis was fabricated with two BioPlant System® of external connection type.
- 2) G₁-EI: 2-units prosthesis was fabricated with one BioPlant System® of external connection type and one Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System® of internal connection type.
- 3) G₁-II: 2-units prosthesis was fabricated with two Lifecore STAGE-1 Single Stage Implant System® of internal connection type.

In fabricating 2-units prosthesis, two hexed abutments are recommended when two implants are installed parallel, otherwise one hexed abutment is used on major occlusal force area and one nonhexed abutment is used on the other area. Since it is rare to find two implants being parallel, it is hard to fabricate prosthesis with passive adaptation using two hexed abutments. It is much more difficult to acquire passive adaptation when using hex abutment compared to nonhex abutment.

To evaluate the influence of hexed and nonhexed abutment on screw loosening, 2-units prosthesis was fabricated with hexed and nonhexed abutment.

Experimental group is classified into three groups.

- 1) G₂-HH: 2-units prosthesis was fabricated with two hexed abutments.
- 2) G₂-HN: 2-units prosthesis was fabricated with one hexed abutment and one nonhexed abutment.
- 3) G₂-NN: 2-units prosthesis was fabricated with two nonhexed abutments.

Result:

The results of comparing the detorque value after loading on a each prosthesis periodically are as follows.

1. In splinting group of external and internal connection implant, G₁-II group demonstrated the biggest detorque value, followed by G₁-EI group and G₁-EE group.
2. There is no notable significance between external connection implant of G₁-EI group and G₁-EE group and also no significance between internal connection implant of G₁-EI group and G₁-II group.
3. G₂-HH group showed higher detorque value than G₂-HN and G₂-NN group.

From the results, we can concluded that using both external connection and internal connection implant together is clinically acceptable and in order to acquire a good passive adaptation in fabricating 2-units implant prosthesis we can use two nonhexed abutments.

Key words: Screw loosening, Detorque value, Hexed and nonhexed abutment