임플란트 고정체와 지대주 연결 형태의 차이에 따른 유지 나사 안정성에 대한 연구

전남대학교 치과대학 보철학교실

양재식 · 방몽숙 · 조규종

Ⅰ. 서 론

Brånemark등에[1] 의해 골유착성 임플란트의 개념이 소개된 이후 임플랜트는 많은 발전이 이루어졌으며, 구강 내 상실 조직의 치료 일환으로 이용되고 있다. 임플란트는 초기에 완전 무치악 환자의 하악골에 이용되었지만,[2] 점차적으로 부분 무치악 환자, 더 나아가 구치부 단일치아의 수복의 이용에 이르렀다.[3,4] 적용부위와 보고하는 저자 및 상부 구조의 보철물에 따라 다소의 차이가 있지만, 통계적으로 90 % 이상의 성공률이 보고되고 있다.[5-8] 이러한 높은 성공률에도 불구하고 임플란트는 수복 후 골유착의 실패, 보철물의 부적합성, 구성요소의 파절, 나사 풀림 등의 문제점이 발생하고 있으며,[5-8] 가장 빈번하게 발생하는 것은 임플란트 고정체와 지대주, 지대주와 보철물 사이의 나사 풀림 현상으로 많은 연구에서 보고되어 왔다.[5-8] 나사 조임의 일차적인 목적은 적절한 초기 조임력을 발생시켜 나사 구성요소의 안정성을 얻기 위함이다.[9] 실제적인 조임력은 계면의 마무리, 구성 요소간의 마찰, 기하학적 형태, 재료의 성질 등에 의해 결정된다고 Sakaguchi와 Jorneus등[10,11]은 보고했다. 나사 풀림을 방지하기 위해서는 결합부 분리력(joint seperating force)이 결합부 조임력(joint tightening force)의 역치 아래로 유지되어야 한다.[12] 임플란트 유지나사를 밀접하게 유지하기 위해서는 첫째로 결합부 조임력을 최대화시키며, 둘째로 결합부 분리력을 최소화시키는데 있다.[12,13] Bickford[14]에 의한 나사 풀림 기전을 살펴보면 첫 번째 단계에서 나사 연결부가 조여지게 되고, 이것을 초기 조임력이라고 한다. 나사 연결부에 저작등과 같은 기능력이 적용되면 나사선의 미끄러짐을 일으켜 점점 초기 조임력이 감소되며, 그 결과로 외부 기능 하중이 나사 결합부의 조임력보다 더 커지게 된다.

두 번째 단계에서는 위험한 수준 아래로 지속적인 조임력의 감소가 일어나고, 외부 기능 하중이 남아있는 조임력을 급속히 감소시켜 진동, 미세 운동이 발생하여 나사 풀림 현상이 발생하게 된다. 임플란트 고정체와 지대주의 연결 계면 사이의 안정성에 대한 연구로는 풀림 회전력이나 조임 회전력을 측정하는 방법,[15] Periotest®를 이용하는 방법,[16] 나사의 초기 길이와 풀림 후 길이의 비교로 preload를 측정하는 방법,[17] 외력을 적용하고 strain gauge를 이용하여 미세 움직임을 측정하는 방법,[18] 지대주와 고정체 연결부위에 염료을 이용한 미세 누출을 측정하는 방법[19] 등이 있다. 이러한 방법들 중 풀림 회전력이나 조임 회전력을 측정하는 방법은 토오크 게이지를 이용하여 간단히 측정할 수 있는 방법이지만, 윤활제 유무나 온도 또는 부식 등에 의해 결과가 왜곡되기도 한다. 나사 풀림의 원인으로는 부적절한 조임, 보철물의 부적합, 불량하게 가공된 구성요소, 과도한 힘, 나사의 부적절한 디자인 등에 있으며,[9,12,20] 나사 풀림의 방지를 위해 연결 형태의 변화,[21,22] 기계적인 잠금,[23] 적절한 토오크 조절기의 사용,[24] 나사 표면 재료와 형태의 변화,[25] 워셔의 사용[26] 등이 보고되어 왔다. 그러나 임플란트 고정체와 지대주 연결부의 다양한 형태 차이가 유지 나사의 안정성에 미치는

영향에 대한 보고가 미비한 실정이다. 이에 본 연구에서는 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 임플란트 고정체와 지대주의 다양한 연결방식에 있어서 초기 풀림 토오크와 반복 하중 후 풀림 토오크를 측정함으로써 연결 형태가 나사 풀림에 미치는 영향을 검토하는데 있다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에 사용된 임플란트 고정체, 지대주, 지대주 나사는 현재 임상에서 사용되고 있는 5개 제조회사의 임플란트를 선택하였다(Table Ⅰ, Fig. 1).

Ex1군은 외부육각형태의 0.7 mm 접촉길이를 갖는 Restore® (Lifecore Biomedical Inc, U.S.A.), In1군은 8° Morse taper cone screw형태의 2.5 mm 접촉길이를 갖는 ITI® (Institut Straumann AG, Waldenberg, Switzerland.), In2군은 1° taper beveled hex형태로 2.5 mm의 접촉길이를 갖는 Paragon® (Paragon Implant company, U.S.A.), In3군은 3개의 cam cylinder를 갖으며 5.5 mm 접촉길이를 갖는 Camlog® (Altatec Biotechnologies, Irvine, CA.), In4군은 cylinder hex형태의 3.4 mm 접촉길이를 갖는 FRIALIT-2® (FRIALIT-2 FRIADENT, Germany.) 임플란트를 사용하였다.

2. 연구방법

가. 레진블럭 제작

치과용 써베이어(Ney Dental International, U.S.A.)에 3.5~3.75×12~13 mm 치과용 임플란트 고정체를 고정하고, 임플란트 고정체가 바닥에 대해 수직으로 위치되는지 확인하였다. 써베이어에 고정된 임플란트 고정체를 내경 15 mm×15 mm×18 mm 금속 몰드를 사용하여 Orthodontic resin clear® (DENTSPLY International Inc,U.S.A.)로 포매하여 중합 완료 후, 금속 몰드에서 포매레진을 제거하여 제작하였다.

나. 초기 풀림 토오크 측정

임플란트 고정체와 지대주를 조합한 후 지대주 나

Table I. List of components used in this study with manufacturer's article number

Group	Brand name	Fixture	Abutment	Abutment screw
Ex1	Restore®	PT3813	R9290-40-42	Gold abutment screw
In1	ITI®	043.033s	048.541	
In2	Paragon®	SVB13	HLA3/3	HLTS2
In3	Camlog®	J1032.3813	J2215.3815	
In4	Frialit-2®	45-0443	45-2142	

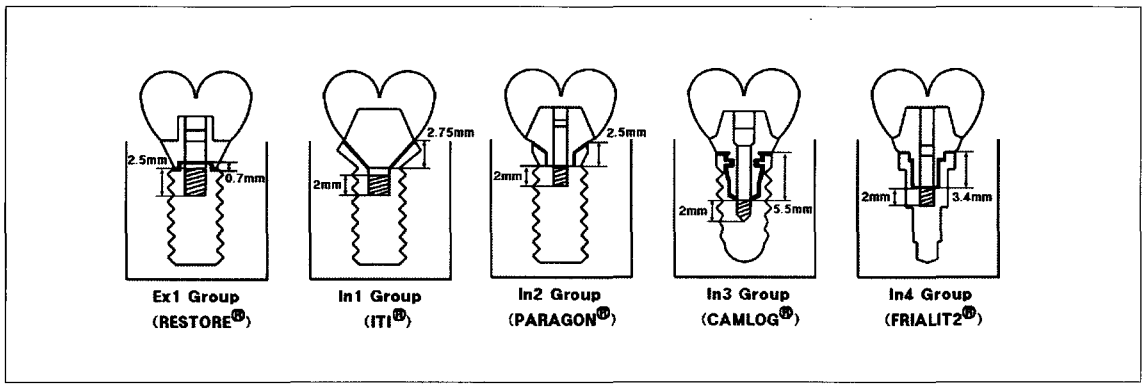

Fig. 1. Schematic diagram representing sections studied through five implants.

사를 이용하여 Electronic torque controller®(Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)를 이용하여 32 N · cm의 토오크로 Ex1군, In2군, In3군, In4군의 조임을 실행하였다. 단 In1군에서는 Electronic torque controller® 사용에 있어서 드라이버의 고정이 제한되므로 Torque control device rachet (046.049 Institut Straumann AG, Waldenberg, Switzerland.)을 사용하여 지대주 나사 대신 지대주를 이용하여 35 N · cm으로 조였다(Fig. 2).

조임 완료 10분 후 초기 풀림 토오크(N · cm)를 최소 1 N · cm에서 최대 60 N · cm까지 계측 가능한 토오크 게이지(S.I MODEL 6-BTG-N(S), Tohnichi MFG, Co., Ltd, Japan)를 이용하여 측정하였다(Fig. 3).

실온에서 윤활제 없이 임플란트 조합체로 각 조합체마다 충분한 안착효과를 부여하기 위해 5번의 조임 및 풀림 주기 동안 풀림 토오크의 변화를 기록하였다.

다. 보철물 제작

초기 풀림 토오크 측정 후 제3형 금 합금인 Cast-3®(Alphadent, CO., Kor)를 이용하여 하악 제1대구치의 형태로 교합면 높이까지 10 mm가 되도록 금관을 형성한 후 임시 합착제인 Temp-bond®(Kerr, U.S.A.)로 합착하였다.

라. 반복 하중 적용

Medical compressive simulator®(Junggwang machinery Co., Ltd, Korea)를 이용하여 하악 제1대구치의 중심와에서 4 mm 떨어진 협측 교두에 3 Hz 주기로 최대 200 N의 하중을 7,400회 가하였다(Fig. 4).

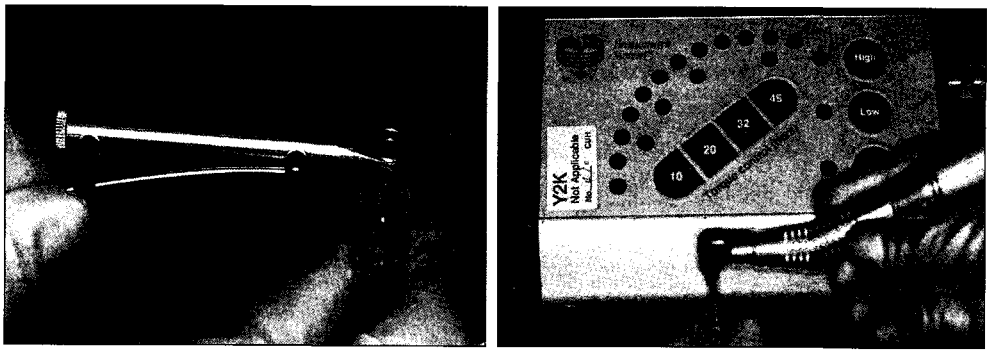

Fig. 2. Tightening of implant fixture and abutment.

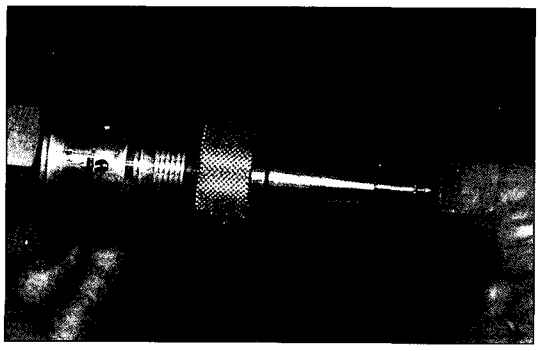

Fig. 3. Measurement of detorque value.

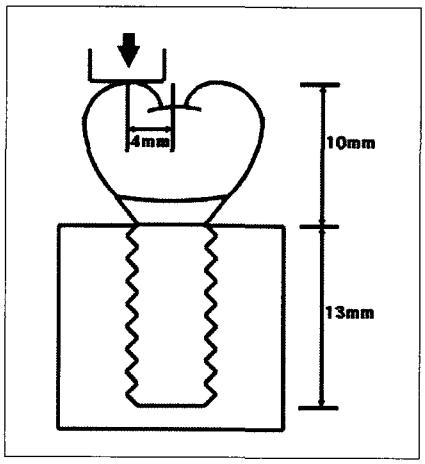

Fig. 4. Schematic diagram of cyclic loading application.

마. 반복 하중 후 풀림 토오크 측정

토오크 게이지 (S.I MODEL 6-BTG-N(S), Tohnichi MFG. Co., Ltd. Japan.)를 이용하여 반복 하중 후 측정된 풀림 토오크 값을 N · cm로 기록하였다.

바. 통계 분석

각 그룹의 조임 토오크에 대한 초기 풀림 토오크의 평균값에 대한 백분율("초기 조임율"이라 함)과 조임 토오크에 대해 반복 하중 후 풀림 토오크의 평균값에 대한 백분율("반복 하중 조임율"이라 함)에 대한 평균과 표준편차를 SPSS ver. 10.0 for Window (SPSS Inc., U.S.A.)를 사용하여 구하였고, 각 조임율에 대한 정규분포 유무를 검사하기 위하여 K-S test를 시행하고, One-way ANOVA test로 통계처리하였으며, Turkey's multiple range test를 시행하여 다중 비교 검정하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 각 그룹의 풀림 토오크의 결과

초기 풀림 토오크와 반복 하중 후 풀림 토오크 측정값에 대한 평균과 표준편차를 검토한 결과, In1군은 35 N · cm으로 조임을 실행하였고, 나머지군들은 32 N · cm으로 조임을 실행하였기에 풀림 토오크 값이 In1군에서 가장 높은 측정값을 나타냈다. K-S test를 시행한 결과 측정값들은 정규분포를 이루었다 (Table Ⅱ).

2. 분석 방법에 따른 결과

가. 초기 조임율에 대한 분석결과

초기 조임율의 평균과 표준편차를 검토해 본 결과로 Ex1군(94.88 %)에서 가장 낮은 값을 보였고, In1군(115.77 %)에서 가장 높은 값을 나타냈다. Ex1군(94.88 %), In4군(97.38 %), In3군(105.63 %), In2

Table II. Results of detorque value measurement according to group (unit: N · cm)

Group	Initial detorque value		After repeated value	
	Mean	SD	Mean	SD
Ex1	30.36	0.623	28.40	0.316
In1	40.52	1.101	36.84	0.921
In2	36.00	0.787	30.32	0.940
In3	33.80	1.020	30.28	1.153
In4	31.16	1.396	25.28	0.576

Table III. Means and standard deviations of initial tightening rate (unit: %)

Group	Mean	SD
Ex1	94.88	3.24
In1	115.77	5.09
In2	112.50	4.51
In3	105.63	4.69
In4	97.38	5.31

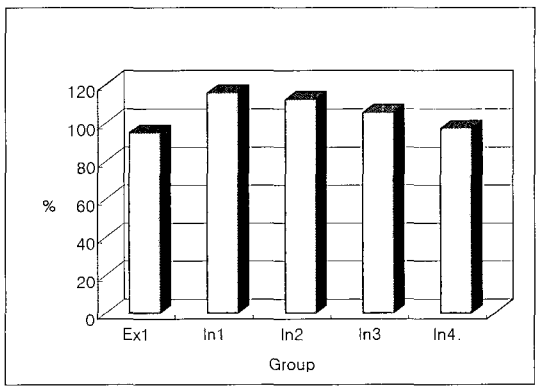

Fig. 5. The mean values of initial tightening rate (unit %).

군(112.5 %), In1군(115.77 %) 순서로 큰 값을 나타냈다(Table Ⅲ, Fig. 5).

각 군들 간의 초기 조임율의 One-way ANOVA test와 Turkey's multiple range test의 분석 결과에서, In1군과 In2군의 초기 안정성에는 차이가 나지 않았으며, Ex1군, In3군, In4군 보다 더욱 높은 초기 조임율을 나타내어 초기 안정성이 더 높은 것으로 나타났다($p<0.05$). In3군은 Ex1군과 In4군보다 높은 초기 안정성을 나타냈다($p<0.05$). In4군과 Ex1군은 차이가 나타나지 않았다($p<0.05$) (Table Ⅳ, Table Ⅴ).

나. 반복 하중 조임율의 분석결과

반복 하중 조임율의 평균과 표준편차의 분석 결과에서, In4군(79.00 %)에서 가장 낮았고, In1군(105.26 %)에서 가장 높은 값을 나타냈다. Ex1군(88.75 %), In3군(94.63 %), In2군(94.75 %), In1군(105.26 %) 순서로 큰 값을 나타냈다(Table Ⅵ, Fig. 7).

각 군들 간의 반복 하중 조임율의 One-way ANOVA test와 Turkey's multiple range test의 분석결과에서, In1군은 Ex1군, In2 In3군, In4군보다 높은

Table Ⅳ. Results of one-way ANOVA test for initial tightening rate

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	8326.442	4	2081.611	97.313	0.000
Within Groups	2566.899	120	21.391		
Total	10893.341	124			

Table Ⅴ. Results of multiple range test for initial tightening rate

Group	Ex1	In1	In2	In3	In4
Ex1					
In1	*				
In2	*				
In3	*	*	*		
In4		*	*	*	

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table Ⅵ. Means and standard deviations of after repeated tightening rate (unit: %)

Group	Mean	SD
Ex1	88.75	4.23
In1	105.26	4.01
In2	94.75	3.11
In3	94.63	3.55
In4	79.00	5.53

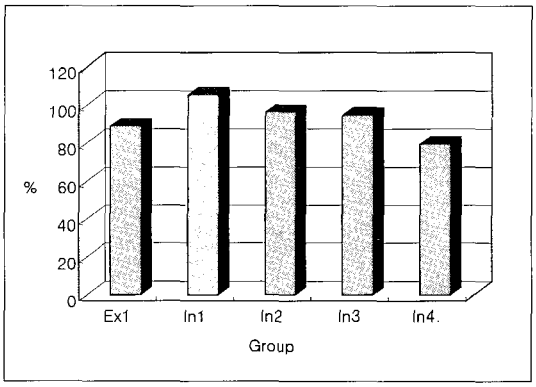

Fig. 6. The mean values of after repeated tightening rate (unit : %).

Table VII. Results of one-way ANOVA test for after repeated tightening rate

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	9230.336	4	2307.584	132.857	0.000
Within Groups	2084.268	120	17.369		
Total	11314.604	124			

Table VIII. Results of multiple range test for after repeated tightening rate

Group	Ex1	In1	In2	In3	In4
Ex1					
In1	*				
In2	*	*			
In3	*	*			
In4	*	*	*	*	

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

반복 하중 조임율을 나타내어 연결부의 최종 안정성이 더 높은 것으로 나타났다($p<0.05$). In2군과 In3군은 Ex1군, In4군보다 높은 최종 안정성을 나타냈다($p<0.05$). 또한 Ex1군은 In4군보다 높은 최종 안정성을 나타냈다($p<0.05$) (Table Ⅶ, Table Ⅷ).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

임플란트 보철치료가 다양한 방법으로 인간에게 적용되고 있으며, 지속적인 발전을 이루고 있다. 이런 임플란트 치료의 성공적인 치료를 위해서 골과의 융합적인 부분들에 대해 많은 연구가 있었고, 최근에는 골 융합 이후의 보철적 문제점으로 가장 빈번하게 발생하는 나사 풀림 현상에 대한 연구가 지속되고 있다. 나사 풀림 방지를 위한 방법들 중 연결 형태 변화를 살펴보면 초기의 임플랜트는 Brånemark® 시스템으로 고정체 상부에 0.7 mm 높이의 외부 육각이 존재하는 형태였다.[27] 임플란트의 치경부 표면 위로 확장된 기하학적 형태의 존재 유무에 따라 임플란트 고정체와 지대주 사이 계면의 연결은 일반적으로 외부 연결과 내부연결 두가지 방식으로 분류된다. 기하학적 형태는 팔각형, 육각형, cone screw, cone hex, cylinder hex, spline, cam cylinder, cam tube, pin/slot 등으로 자세히 설명된다.[28] 현재, 이용 가능한 임플란트 고정체와 지대주 계면 형태는 약 20종이다. 기하학적 형태는 나사연결부의 강도, 안정성과 위치 및 회전 안정성의 일차적 결정요소이기에 중요하다. Norton등[29]은 임플란트 고정체와 지대주 연결 방식에 있어서 internal conical interface가 90° butt joint보다 굽힘력에 대해 훨씬 높은 저항력을 제공하여 생역학적 안정성을 갖는다고 하였다. Merz등[30]은 유한요소 분석을 통한 연구에서 8° taper 연결 방식이 90° butt joint 방식보다 하중분산에 있어서 수직력, 측방력에 대해 더욱 수직적으로 분산 가능하며, 나사연결부의 안정성과 나사 풀림이 더 적게 일어날 것이라고 보고하였다. 또한 Mollersten 등[31]은 연결되는 길이가 길수록 더 높은 힘에서 파절되며, conical joint는 butt joint보다 평균 파절력이 높다고 하였다. 본 연구는 다양한 임플란트 고정체와 지대주의 내부 연결 방식이 전통적인 0.7 mm 높이의 외부 육각 연결 방식과 비교하여 안정성을 갖는지 검사하기 위하여 조임 토오크에 대한 풀림 토오크 비율를 측정, 비교하여 실제 임상에서 얼마나 효과적이며 어떤 차이점이 있는지 알아보기 위해 시작하였다.

실제 생체에서의 실험은 다양한 변이로 인해 표준화의 어려움이 있기 때문에 실험실이라는 한계 내에서 실험을 진행하였다. 구강 내에서 임플란트에 작용하는 기능력에 대해서는 학자에 따라 다양하게 보고되고 있다.[32-34] 본 연구에서는 하중 조건으로 경사하중 없이 200N의 수직 하중의 크기만을 사용하였고, 임플란트 고정체의 장축에 대해 4mm 떨어진 지점의 기능 교두에 하중을 적용하였다. 인간의 교합력에 대한 연구 결과로서 Carlsson등[32]은 고정성 임플란트 보철물에서 평균 교합력을 143 N으로 보고하였으며, Bates[33]는 인간의 제 1대구치부에서 최대 교합력은 300-500 N으로 보고하였다. Richter등[34]의

또 다른 연구에서는 대구치 및 소구치의 임플란트는 120-150 N의 수직력을 전달한다고 보고하였다. 하중의 주기는 실제 구강 내의 상황 재현이 어려웠으나, Graf등[35]이 보고 한 것을 기초로 24시간동안 기능력이 가해지는 시간을 17.5분으로 하였고, 저작주기는 1초로 하였다. 1주일 후의 재 내원 시기를 고려하여 7,400회의 주기를 갖도록 하였다. 힘이 가해지는 위치와 각도는 구치부에 가해지는 강한 저작력이 대부분 수직적이기 때문에 치아장축에 수직인 하중을 가하도록 설정하였으며, 저작등의 기능력이 주로 가해지는 하악 제1대구치의 협측 교두정에 하중점을 두었다. 협측 교두정은 임플란트 장축의 중앙에서 4 mm 떨어지게 보철물을 제작하였고, 지속적인 기능력의 전달이 아닌 최대 200 N으로 사인파형의 힘을 부과하였다. 반복 하중 전, 후 풀림 토오크의 영향을 미치는 요소는 지대주와 고정체 사이의 접촉길이, 연결 부위의 마찰력, 나사의 길이, 나사선의 마찰력 등에 있다. 본 연구에서 사용된 임플란트 고정체, 지대주, 지대주 나사의 접촉 길이는 약간의 차이를 보이고 있다.

각각의 임플란트 고정체와 지대주의 접촉 길이에 있어서 Ex1군은 0.7 mm, In1군은 2.75 mm, In2군은 2.5 mm, In3군은 5.5 mm, In4군은 3.4 mm를 가진다. 나사의 길이에 있어서 Ex1군은 2.5 mm, In1군은 2 mm, In2군은 2 mm, In3군은 2 mm, In4군은 2 mm를 가진다. Sutter등[21]은 8° Morse taper cone과 2 mm 나사를 갖는 ITI® 임플란트에서 접합부 금속간의 정확한 밀착 효과를 얻음으로써 하중 및 미세 진동에 대한 흡수를 통해 완충효과를 갖고, 나사 풀림을 방지하며, 초기 풀림 토오크가 조임 토오크보다 10~15%이상이며, 반복 하중 후의 풀림 토오크는 조임 토오크 보다 감소하지 않는다고 하였다.

본 실험에서도 In1군은 초기 조임율과 반복 하중 조임율이 가장 크게 나타났으며, 실험의 결과는 Sutter등[21]의 보고와 일치하여 초기 안정성 및 최종 안정성이 가장 높은 것으로 나타났다. Binon등[22]은 1°경사도를 갖고 45°의 beveled hex형태의 Paragon® 임플란트에서 임플란트 고정체와 지대주의 45° bevel이 정확한 밀착효과를 나타내고, 회전 안정성이 0°임을 보고하였다. In2군은 이러한 Binon등[22]의 보고와 같이 연결 계면이 정확히 밀접 되어진 접촉에 의해 풀림 토오크가 단순한 접촉에 의한 다른 그룹 보다 초기 조임율과 반복 하중 조임율이 높게 나타난 것으로 보인다. In3그룹은 3개의 cam cylinder를 가지고 있으며 접촉길이가 Ex1군과 In4군보다 길기 때문에 초기 조임율과 반복 하중 조임율이 증가하였다고 생각되며, 이것은 어느 정도의 접촉길이의 증가가 하중에 따른 나사 풀림을 예방 할 수 있다고 생각된다. In4군은 Ex1군 보다 접촉길이의 증가가 있음에도 불구하고, 반복 하중 조임율은 더 감소하였는데, 이것은 단순한 육각 구조의 접촉으로는 나사 풀림 방지를 얻을 수 없으며, Ex1군이 In4군보다 0.5mm 더 긴 나사길이를 가지고 있고, 나사재료가 금으로 코팅되어 있어서 반복 하중 조임율이 더 높게 나타났다고 생각된다. 풀림 토오크에 영향을 미치는 요소가 접촉길이 및 나사 길이만으로 결정되는 것이 아니기 때문에 또 다른 요소로 나사의 재질 및 물리적 성질 등을 고려해야 한다.[10,11,25] 모든 군에 있어서 하중 후 풀림 토오크가 하중 전 풀림 토오크보다 감소 된 것을 볼 수 있으며, 임플란트 고정체와 지대주 연결 형태의 변화가 완전하게 나사 풀림을 방지 할 수는 없는 것으로 보이지만, 경향은 감소시키는 것으로 예측된다.

일반적으로 나사를 사용하는 임플란트에 있어서 나사 풀림 현상을 완벽하게 방지 하기는 힘드나 본 연구의 결과에서 본 바와 같이 접합부 금속간 정밀 밀착을 시키는 디자인은 접촉부 간극변형이 최소화 되어 나사에 전해지는 풀림력을 최소화 시켜 풀림 방지에 크게 기여 할 것으로 보이며 나아가서 나사 표면의 마찰계수를 향상시키는 방법까지 함께 보완한다면 더욱 효과적일 것이라 생각되었다. 본 연구에 사용된 표본의 숫자는 적지만 모든 표본들의 풀림 토오크는 정규 분포를 이루고 또한 더불어 풀림 토오크 평균값의 백분율은 표준 편차가 심하지 않다. 마지막으로 다양한 임플란트 고정체 와 지대주 연결형태의 안정성에 대한 비교 연구가 골융합의 연구와 더불어 폭 넓게 진행이 된다면 임플란트 치료의 성공에 효과적이라 생각되는 바이다.

Ⅴ. 결 론

현재 임상에서 사용되고 있는 external hex, cone screw, beveled hex, cam cylinder, cylinder hex 디자인의 5개 임플란트 시스템을 사용하여, 연결 형태의 차이에 따른 초기 조임율과 반복 하중 조임율을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 초기 안정성를 나타내는 초기 조임율은 cone screw군과 beveled hex군이 가장 높은 값을 나타냈으며, external hex군과 cylinder hex군이 가장 낮은 값을 나타냈다($p<0.05$).
2. 최종 안정성을 나타내는 반복 하중 조임율은 cone screw군이 가장 높은 값을 나타냈으며, cylinder hex군이 가장 낮은 값을 나타냈다 ($p<0.05$).
3. Cone screw군은 초기 안정성 및 최종 안정성에 있어서 가장 높게 나타났다($p<0.05$).
4. 모든 군에서 반복 하중에 따라 조임율은 감소되었다.

이상의 결과로 볼 때 임플란트 고정체와 지대주의 연결 형태의 차이는 임플란트 시스템의 안정성에 영향을 미치고, 더 나아가 장기적인 예후에도 영향을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5(4):347-59.
3. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseo-integrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1(1):39-45.
4. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1996 Jul-Aug; 11(4):450-5.
5. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999 May;81(5): 537-52.
6. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. Int J Oral Maxillofac Implants 1992 Winter;7(4):477-84.
7. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994 Jan-Feb; 9(1):90-4.
8. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998 Jan;79(1):74-8.
9. Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. QDT 2000;23:91-104.
10. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995 May-Jun;10(3):295-302.
11. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:353-9.
12. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998 Jan;42(1):71-89.
13. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent

1994 Jun;71(6):592-9.
14. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker; 1981. p. 247-64.9.
15. 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.
16. Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. Int J Oral Maxillofac Implant 1999 Sep-Oct;14(5):681-8.
17. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:529-36.
18. 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.
19. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999 Jan-Feb;14(1):94-100.
20. 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.
21. 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.
22. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. Postgraduate dentistry 1996;3(1):17-21.
23. Hoda Aboyoussef, Saul Weiner, David Ehrenberg, Effect of an antiro-tation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent 2000;83:450-5.
24. 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.
25. 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.
26. Korioth 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.
27. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices : a comprehensive overview. Implant Dent 1992 Winter;1(4): 273-82.
28. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000 Jan-Feb; 15(1):76-94.
29. 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.
30. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000 Jul-Aug; 15(4): 519-26.
31. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent 1997 Dec;78(6):582-

91.
32. Carlsson GE, Haraldson T. Funtional response in tissue-integrated prosthesis, 4th ed .Quintenssence Publ, co, 1986:74-78.
33. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory funtion-a review of the literature. III. Masticatory perfomance and efficiency. J Oral Rehabil 1976;3:57-62.
34. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants.Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Jan-Feb;10(1):99-108.
35. Graf H. Bruxism. Dent Clin North Am. 1969 Jul;13(3):659-65.

Reprint request to:

Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University
8, Hak-1-Dong, Dong-Ku, Gwangju, 501-757, Korea
pros@altair.chonnam.ac.kr

ABSTRACT

A VITRO STUDY OF RETAINED SCREW STABILITY BY VARIOUS CONNECTION DESIGNS BETWEEN FIXTURE AND ABUTMENT IN IMPLANT DENTISTRY

Jae-Sik Yang, D.D.S., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Gyu-Jong Jo, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

Statement of problem : Since the concept of osseointegrated dental implant by Brånemark et al was first applied to mandibular full edentulous patients. Recently it is considerated the first treatment option on missing teeth. A common problem associated with dental implant restorations is loosening of screws that retain the prosthesis to the abutment and the abutment to the implant fixture.

Purpose : This study is to examine the influence on screw loosening of implant-abutment designs.

Material and methods : External hex, cone screw, beveled hex, cam cylinder, cylinder hex by means of evaluating the loosening torques, with respect to a range of tightening torques after repeated loading.

Result :

1. Cone screw, beveled hex groups are the highest initial tightening rate and cylinder hex, external hex groups are the lowest initial tightening rate($p < 0.05$).
2. Cone screw groups are the highest after repeated loading tightening rate and cylinder hex groups are lowest after repeated loading tightening rate($p < 0.05$).
3. Cone screw groups have the highest initial stability and final stability.
4. All groups are decreased tightening rate after repeated loading.

Key words : Screw stability, Connection design, Loosening