임플란트와 상부구조물 사이의 micromotion에 관한 연구

전북대학교 치과대학 치과보철학교실

김지혜·송광엽·장태엽·박주미

A study on the micromotion between the dental implant and superstructure

Ji-Hye Kim, Kwang-Yeob Song, Tae-Yeob Jang, Ju-Mi Park

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chonbuk National University

Treatment with implants of single tooth missing cases is both functional and esthetic. Although the success rate of single-tooth implant treatments is increasing, sometimes it makes some problems. Problems with single-tooth implant treatments include soft tissue complications, abutment screw fracture, and most commonly, abutment screw loosening, and these involve the instability of the dental implant-superstructure interface. This study investigated and compared dental implant screw joint micromotion of various implant system with external connection or internal connection when tested under simulated clinical loading, Six groups (N=5) were assessed: (1) Branemark AurAdapt (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), (2) Branemark EsthetiCone (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), (3) Neoplant Conical (Neobiotec, Korea), (4) Neoplant UCLA (Neobiotec, Korea), (5) Neoplant 5.5mm Solid (Neobiotec, Korea), and (6) ITI SynOcta (Institute Straumann, Waldenburg, Switzerland). Six identical frameworks were fabricated. Abutment screws were tightened to 32-35 Ncm and occlusal screw were tightened to 15-20 Ncm with an electronic torque controller. A mechanical testing machine applied a compressive cyclic load of 20kg at 10Hz to a contact point on each implant crown. Strain gauge recorded the micromotion of the screw joint interface once a second. Data were selected at 1, 500, 5,000, 10,000, 20,000, 30,000, 40,000 and 50,000 cycle and 2-way ANOVA test was performed to assess the statistical significance. The results of this study were as follows; The micromotion of the implant-superstructure in the interface increased gradually through 50,000 cycles for all implant systems. In the case of the micromotion according to cycle increase, Neoplant Conical and Neoplant UCLA system exhibited significantly increasing micromotion at the implant-superstructure interface ($p<0.05$), but others not significant. In the case of the micromotion of the implant-superstructure interface at 50,000 cycle, the largest micromotion were recorded in the Branemark EsthetiCone, sequently followed by Neoplant Conical, Neoplant UCLA, Branemark AurAdapt, ITI SynOcta and Neplant Solid. Internal connection system showed smaller micromotion than external connection system. Specially, Neoplant Solid with internal connection system exhibited significantly smaller micromotion than other implant systems except ITI SynOcta with same internal connection system ($p<0.05$). In the case of external connection, Branemark EsthetiCone and Neoplant Conical system with abutment showed significantly larger micromotion than Branemark AurAdapt without abutment ($p<0.05$).

임플란트와 상부구조물 사이의 micromotion에 관한 연구

전북대학교 치과대학 치과보철학교실

김지혜·송광엽·장태엽·박주미

Ⅰ. 서 론

단일 치아 결손의 경우 대부분 고정성 국소 의치를 이용하여 수복하지만 이는 인접 자연치의 삭제가 요구된다. 최근에는 인접치에 우식이나 기존 수복물이 없는 단일치 결손을 수복하는 경우 인접치 삭제를 지양하는 상황에서, 단일 치아의 임플란트 수복이 기능적, 심미적으로 다양하게 이용되고 있다.

단일 치아의 임플란트 수복은 여러 가지 문제를 가지고 있는데, 골의 해부학적 형상이나 인접치의 문제로 적절한 위치로 수복하기 어렵고, 연조직의 염증이나 지대주 나사의 풀림 현상이 있다. Jemt[1,2] 등은 단일 치아 임플란트를 갖는 환자에서 3년 후 단지 35%에서만 지대주 나사의 안정성을 보고하면서 가장 일반적인 문제는 지대주 나사의 풀림 현상이라고 하였다. Hass[3]등은 CeraOne 시스템에서 가장 일반적인 문제는 지대주 나사의 풀림 현상이고, 수복물의 16%에서 발생했다고 보고하였다. Bickford[4]는 나사의 풀림이 두 단계로 발생한다고 하였는데, 첫 번째 단계는 나사 연결부에 발생한 저작력과 같은 외력이 나사선의 미끄러짐을 일으키게 되어 나사에 신장력이나 전하중을 제거하게 되고, 두 번째 단계에서 결정적인 단계 이하로 지속적으로 전하중이 감소하게 되어 나사선이 돌아가고, 나사 연결부 기능이 상실하게 된다고 하였다. 나사 풀림 현상이 일어나는 원인으로는 나사의 신장[5], 나사를 조이는 각각의 손가락의 힘[6], 부적절한 임플란트의 위치와 교합면 형태, 적합도와 정확성의 차이[7], 부적절하게 적합되는 보철물과 지대주에 의한 응력[8] 등이 있다. 이러한 현상을 줄이기 위하여 임플란트와 지대주 계면의 변형, 금 나사와 torque-controlling device의 사용, 나사의 접착[9,10] 등의 방법을 시도하고 있다.

임플란트와 지대주 계면이 과거에는 external hexagon 위주였으나 최근에는 internal hexagon, internal octagon 등의 다양한 형태로 개발되고 있고 이에 대한 연구가 계속되고 있다. Breeding[11] 등은 external hexagon인 Minimatic, internal hexagon인 Spectra- System, internal octagon인 Calcitek Omniloc 임플란트에 1-6 개월간 기능력(functoinal force)을 가한 후에 나사를 다시 푸는데 필요한 힘의 변화를 측정하였을 때 internal hexagon인 Spectra-System 임플란트에서 힘의 감소를 보고하였고, Dixon[12]등은 역시 internal hexagon인 Spectra-System에서 나사를 푸는데 요구되는 힘의 변화가 가장 크고, 지대주의 종류에 따라서 나사 풀림 현상의 증거는 보이지 않았다고 하였다. 3가지 시스템의 임플란트의 피로 시험에서는 internal hexagon과 internal octagon이 external hexagon보다 더 큰 강도를 보였다[13].

이 연구의 목적은 임플란트와 상부구조 나사 연결부의 문제점이 계속 보고되고 있고, 이것이 임플란트와 상부구조 계면의 안정성과 밀접한 관계가 있음을 고려하여, 임플란트 시스템이 다양화되고 있는 추세에서 각 임플란트에 다른 종류의 지대주를 사용하여 상부 보철물을 제작하는 경우와, internal connection과 external connection의 연결 방식에 따른 차이를, 피로 시험을 통하여 연속 하중을

가할 때 발생하는 micromotion을 측정하여 비교해 보고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에서는 external connection system으로 Branemark(Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)의 AurAdapt와 EsthetiCone 지대주, Neoplant (Neobiotec, Korea)의 Conical과 UCLA 지대주를 사용하고, internal connection system으로 Neoplant의 5.5mm Solid와 ITI(Institut Straumann, Waldenburg, Switzerland)의 SynOcta를 이용하였다(Table 1).

2. 연구 방법

시편 제작을 위하여 금속 막대를 길이 18mm, 폭 7.5mm, 높이 8.5mm로 절삭하고 임플란트의 plastic coping이 위치할 곳에 4mm의 구멍을 형성하여 시편 모형을 완성하였다. 이를 실리콘(Exafine, low consistency-light body, GC dental industrial Co., Tokyo, Japan) 으로 복제하여 pattern resin(GC pattern resin, GC dental industrial Co., Tokyo, Japan)을 이용하여 레진 블록을 형성하고, 각 임플란트의 plastic coping을 임플란트 연결부가 2mm 정도 블록의 하방부로 나오는 위치에서 고정시켜 매몰(CB-30 Crown & Bridge investment, Ticonium Comp, N.Y., USA)하고 주조 (Rexillium V, Pentorn, Kusterdingen, Germany) 하였다(Fig. 1).

실험에 사용된 임플란트의 직경은 Branemark과 Neoplant에서 3.75mm, Neoplant Solid와 ITI에서 4.1mm로 각각의 임플란트를 고정하기 위하여 각 임플란트에 맞는 구멍이 형성된 원형의 지그를 제작하고, 90°가 되도록 2개의 나사선을 형성하여 나사를 고정을 하였다(Fig. 2). 각 실험군에 1개의 임플란트와 상부 보철물, 5개의 지대주 나사와 교합면 나사를 이용하였다. 모든 임플란트의 나사는 electronic torque controller(DEA 020, Nobel Biocare)를 이용하여 일정한 회전력이 가해지도록 나사를 고정하고(Fig. 3), Neoplant의 5.5mm Solid 지대주만

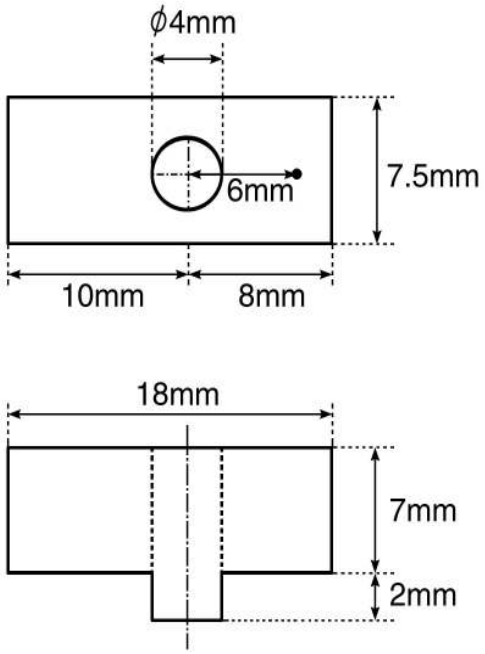

Fig. 1. Specimen of cast framework and the schematic diagram.

Table 1. Material used in this study

	Group	Implant fixture	Abutment type	Manufacturer
external connection	1	Branemark	AurAdapt	Nobel Biocare, Sweden
	2	Branemark	EsthetiCone	Nobel Biocare, Sweden
	3	Neoplant	Conical	Neobiotech, Korea
	4	Neoplant	UCLA	Neobiotech, Korea
internal connection	5	Neoplant	5.5mm Solid	Neobiotech, Korea
	6	ITI	SynOcta	Straumann, Switzerland



Fig. 2. Implant holding device.



Fig. 3. Electronic torque controller (DEA 020, Nobel Biocare).

ratchet에 연결되는 torque control device(Institut Straumann, Waldenburg, Switzerland)를 이용하여 고정하였다. 1군은 Branemark의 AurAdapt로 지대주 나사는 32Ncm으로 고정하고, 2군은 Branemark의 EsthetiCone으로 지대주 나사는 32Ncm으로 교합면 나사는 20Ncm으로 고정하였다. 3군은 Neoplant의 Conical으로 지대주 나사는 32Ncm으로 교합면 나사는 20Ncm으로 고정하고, 4군은 Neoplant의 UCLA로 지대주 나사는 32Ncm으로 고정하였다. 5군은 Neoplant의 5.5mm Solid로 35Ncm으로 고정하고 레진 시멘트인 Super-bond C&B(Sun medical Co. Japan)를 이용하여 합착을 시행하고, 6군은 ITI의 SynOcta로 지대주 나사는 35Ncm으로 교합면 나사는 15Ncm으로 고정하여 실험하였다.

유압식 동적 재료시험기(8516, Instron, USA)에 시편을 고정하고 임플란트 중심부에서 측방으로 6mm 떨어지고, 임플란트의 상방으로 9mm가 되는 위치에 하중을 가하였다. 하중이 가해지는 축은 strain gauge(Instron high wycombe, England)와 평행하도록 하여 20kg의 하중을 10Hz로 50,000 회을 적용하여 적용 횟수에 따른 변위량을 기록하였다. strain guage의 위치는 하중이 가해지는 지점의 반대측에 위치시키고 strain gauge에 연결된 컴퓨터에 1초에 1회씩 최대값과 최소값을 기록하였다(Fig. 4). 기록된 최소값은 20kg의 하중이 가해질 때의 값이고, 최소

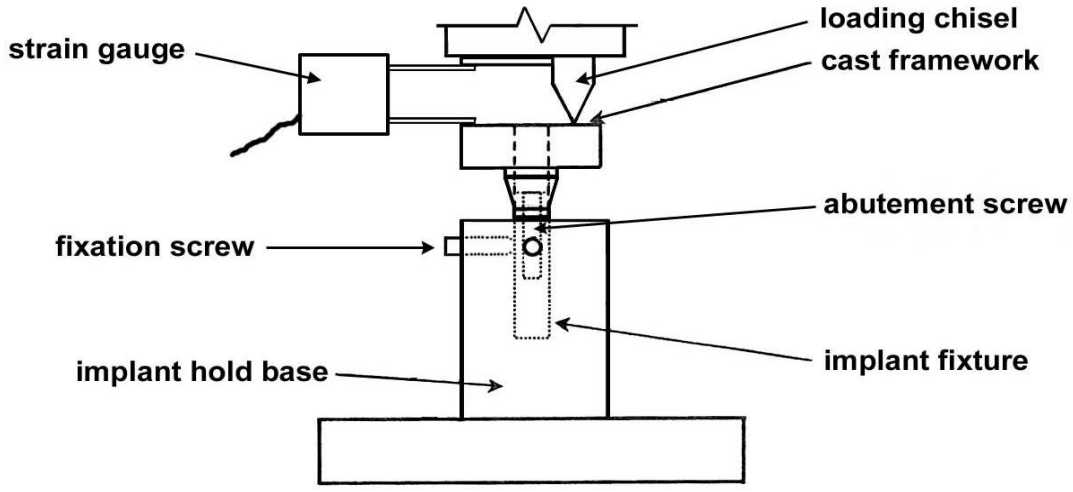

Fig. 4. Diagram of fatique testing system.

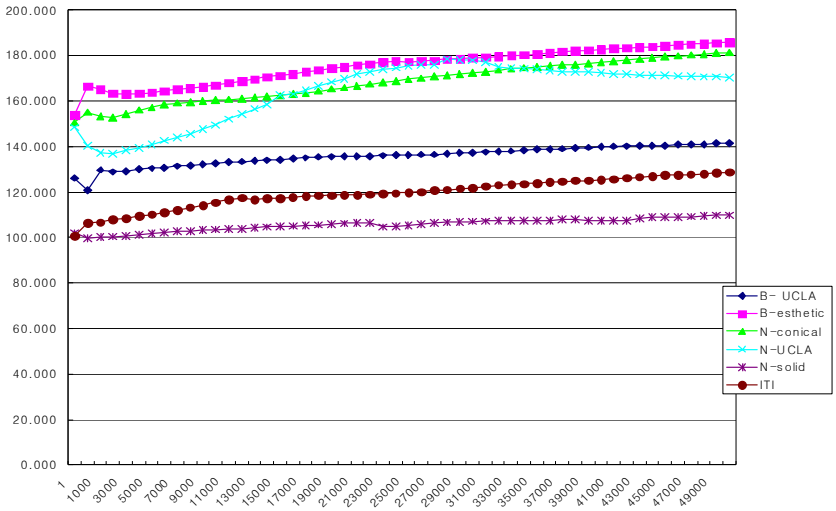

Fig. 5. Implant-abutment & prosthesis micromotion.

값은 하중이 없을 때의 값으로 두 값의 차이를 하중에 의한 변위량으로 계산하였다. 각 실험군 당 지대주 나사와 교합면 나사를 교환하여 5회씩 측정하였고, 합착형인 Neoplant의 5.5mm Solid만 실험 하루 전에 5개의 임플란트와 지대주를 연결한 후 시편을 레진 시멘트로 합착하여 실험을 시행하였다.

측정값은 1회, 500회, 5,000회, 10,000회, 20,000회, 30,000회, 40,000회, 그리고 50,000회에서 변위량을 기록하였다. 통계분석은 임플란트 시스템의종류와 실험 횟수를 2-way ANOVA test(p=0.05)를 시행하여 검정하고, 유의한 차이가 있는 경우 1-way ANOVA test(α<0.05)와 Tukey multiple comparisons test(α<0.05)로 분석하였다.

Ⅲ. 연구 결과

6개의 임플란트 시스템에서 연속 하중에 따른 변위량에 대한 결과는 Fig. 5 와 같았다. 초기에는 다소 불규칙하나 연속 하중의 횟수가 증가함에 따라 전반적으로 변위량이 증가하는 것을 볼 수 있었다. 또한 임플란트 시스템 사이에서도 변위량의 차이가 있는 것을 볼 수 있었다. 5군에서 가장 변위량이 작았고, 2군에서 가장 변위량이 큰 것을 볼 수 있었다.

2-way ANOVA test를 시행한 결과 연속 하중 횟수(p<0.05)와 임플란트 시스템 사이(p<0.05)에서 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났었다. 그러나 임플란트 시스템과 연속 하중 횟수의 상호 연관성

Table 2. Tabular results of 1-way analysis of variance for cycle

Group	Implant fixture	Abutment	Mean Square(㎛)	F	Sig
1	Branemark	AurAdapt	249.7	2.3	0.055
2	Branemark	EsthetiCone	581.9	1.9	0.099
3	Neoplant	Conical	612.0	7.9	0.000*
4	Neoplant	UCLA	1180.6	3.9	0.004*
5	Neoplant	5.5mm Solid	60.6	0.8	0.564
6	ITI	SynOcta	471.1	2.2	0.056

ANOVA = Analysis of variance.
*Significant difference (p<0.05).

Table 3. Tabular results of 1-way analysis of variance for implant system (50,000 cycle)

Group	Implant fixture	Abutment	Mean Square(㎛)	S.D.
1	Branemark	AurAdapt	141.4	11.4
2	Branemark	EsthetiCone	185.8	20.4
3	Neoplant	Conical	170.4	25.8
4	Neoplant	UCLA	181.4	6.7
5	Neoplant	5.5mm Solid	109.8	5.6
6	ITI	SynOcta	128.7	15.0

ANOVA = Analysis of variance.

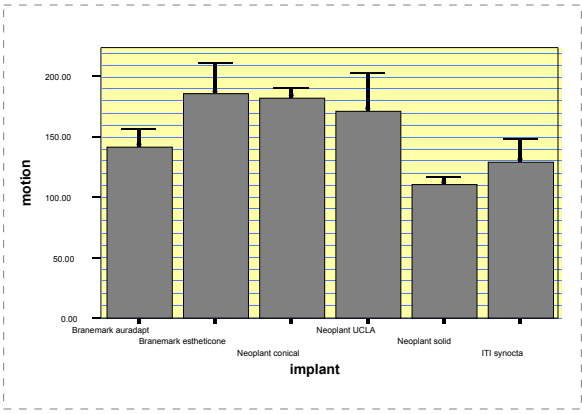

Fig. 6. Graph illustrating the micromotion for implant system (50,000 cycle).

은 없었다 (p=.878).

유의한 차이가 있는 임플란트 시스템과 연속 하중 multiple comparisons test를 시행하였다. 각각의 군에 대하여 연속 하중 횟수에 따른 변화를 보기 위해 1-way ANOVA test를 시행한 결과 3군(P<0.05)과 4군(P<0.05)에서 연속 하중 횟수가 증가함에 따른 변위량의 차이가 통계적으로 유의한 차이를 보였고 다른 군에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 2). 각 임플란트 시스템 사이에서의 차이를 보기 위하여 50,000 회에서의 변위량을 비교 분석하였다. 50,000회에서 변위량은 2군이 가장 크게 나타났고, 3군, 4군, 1군, 6군, 5군 순서로 작게 나타났다. 1-way ANOVA test에서 임플란트 사이에 유의한 차이가 있는 것을 보였고(p<.001), 사후 검정으로 Tukey multiple comparisons test를 시행하였다. 1군의 경우 2군, 3군, 5군과 유의한 차이를 보였고, 2군의 경우 1군, 5군, 6군과 유의한 차이를 보였다. 3군은 1군, 5군, 6군과 유의한 차이를 보였고, 가장 큰 편차를 보인 4군은 5군, 6군과 유의한 차이를 보였다. 5군의 경우 6군을 제외한 모든 군과 유의한 차이를 보였으면, 6군은 2군, 3군, 4군과 유의한 차이를 보였다(Table 3),(Fig. 6).

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트에 기능력이 발생할 때 임플란트와 지대주 사이의 계면에서는 미세한 microgap이 발생하게 된다. 이러한 microgap은 나사 연결부 주위에 세균의 침착으로 인하여 지대주 주위에 염증 반응을 일으키는 잠재 요소로 작용할 수 있고[12], 또한 나사의 풀림 현상 등에 영향을 주게된다.

연조직의 합병증은 열구 부위의 청결성이나 임플란트와 지대주의 계면이 열구 내에서 어느 곳에 위치하는가, 전신 건강 상태, 보철물의 형태 등 다양한 요소가 복합적으로 영향을 미쳐서 나타나게 된다. Jansen[14]은 이차 수술을 요구하는 임플란트와 지대주 사이의 계면에서 적합도와 세균의 침착 정도를 연구하였는데, 13 종류의 임플란트에서 모두 세균의 침착을 보였고, 전자 현미경 상에서 microgap의 정도는 모든 종류에서 10㎛보다 적었다고 보고하였다.

나사의 풀림 현상에 대해서는 그 동안 많은 연구가 이루어져 왔다. 나사를 조이는 방법의 비교[15,16], 기능력을 가한 후에 지대주 나사를 다시 푸는데 요구되는 회전력의 양[11,12,17,18], 임플란트와 지대주의 정확성과 경계부의 안정성의 관계[19-21], 나사의 신장

력이나 전하중[22], 기계적인 정확성과 견고성[23], 나사의 풀림을 예방하는 방법[10]등이 주로 연구되어 왔다. 피로 시험을 통한 나사 풀림의 현상에 관한 연구들을 보면 Gratton[24]등은 지대주 나사에 적용하는 전하중을 16Ncm, 32Ncm, 48Ncm으로 다르게 적용하는 경우에서 임플란트와 지대주 계면에서의 micromotion을 측정하였다. 32Ncm과 48Ncm으로 전하중을 가한 경우에서는 micromotion에서 차이가 없었으나 16Ncm으로 전하중을 가한 경우에서 현저하게 micromotion이 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서 지대주 나사는 32Ncm 내지는 35Ncm으로 전하중을 가하고 교합면 나사에서는 20Ncm 내지는 15Ncm으로 전하중을 가하였다. 실험 결과를 보면 2군과 3군, 즉 지대주 나사를 적용한 후에 상부 보철물을 고정하기 위하여 교합면 나사를 적용한 경우에서 더 높은 micromotion을 나타낸 것을 볼 수 있다. 따라서 이 두 군의 실험 결과는 임플란트와 지대주 계면에서의 micromotion과 지대주와 상부 보철물 사이의 micromotion이 혼합된 결과로 인하여 가장 높은 micromotion을 나타낸 것으로 볼 수 있었다.

본 연구에서 실험이 진행되면서 점차 micromotion이 증가한 양상을 볼 수 있었는데, micromotion의 증가 정도는 적용된 하중의 크기, 힘의 적용 방향이나 위치, 하중이 적용되는 간격 등이 관련이 되어 있다. 본 실험에서 적용된 하중의 크기는 자연치열을 갖는 성인의 평균 저작력인 20kg[25]으로 하였다. 그러나 이는 평균 저작력으로 저작력은 나이나 성별에 따라 다르고, 최대 교합력은 나이와 성별에 따라 32kg-65.4kg[26]로 평균 저작력의 크기에 비하여 더 크다. 또한 실제 인체에서는 임플란트에 수직으로 가해지는 수직력 뿐만 아니라 20N으로 추정되는 측방력[27]도 가해지게 된다. 하중이 적용되는 간격은 10Hz로 실험하였으나 실제 인간에서 일회 저작 주기에 걸리는 시간은 약 0.8초이다[26]. 따라서 간헐적으로 높고, 다양한 각도의 하중 적용, 저작 주기와 비슷하게 하중이 적용되는 간격을 설정하는 것이 실험 결과에 영향을 줄 것으로 생각된다.

최근 연구에서 30Ncm으로 조여진 지대주 나사에서 5,000,000 회에서도 연결부에서 실패가 발생하지 않았다고 하였다[19]. 이는 1분에 60회의 저작 주기로 계산 할 때 15분씩 하루 3회로 평가하면 하루에 2,700회의 저작을 하게된다. 이는 1년에 1,000,000 정도로 평가할 수 있다. 따라서 30Ncm으로 조인 경우 2-3년 후에도 임상적으로 성공할 것을 예측 할 수 있다. Gratton[24]등은 100,000회의 피로 시험에서 연속 하중 횟수에 따른 micromotion의 변화에서 다른 전하중을 적용한 모든 실험군에서 변화가 없었다고 보고하였다. 또한 Cibirka 등은 5,000,000회의 피로 시험에서 나사 풀림의 증거는 없었다고 보고하였다[18]. 본 연구에서는 연속 하중 횟수에 따라 그래프 상에서 전반적으로 micromotion이 증가하는 것을 보였으나 30,000 회 이상이 되면서 거의 변화가 없었고, 2군과 3군을 제외하고는 micromotion의 변화에 대한 통계적 유의성이 없었다.

최근에 임플란트에서 gold cylinder와 plastic cylinder로 상부 보철물을 제작할 때, gold cylinder를 사용한 경우가 전하중에서 더 큰 값을 보였고, plastic cylinder를 사용한 경우에서는 연마를 시행한 경우 전하중의 증가를 나타냈으나 gold cylinder의 경우는 연마를 시행한 경우 전하중의 증가를 보이지 않았다[28]. 본 연구에서는 plastic cylinder를 사용하여 주조하고 연마를 시행하지 않았다. 그러므로, gold cylinder를 사용한 경우 연구 결과에 영향이 있을 것으로 생각된다. 임플란트 나사를 반복해서 조인 경우에서도 회전력의 점차적인 소실을 일으키기 때문에 실험시 나사를 교환하면서 하였다[17]. 나사의 종류에 따라서도 전하중 값에 영향을 주는데, Gold-Tite(Gt), TorqTite(Tt), gold alloy(Ga), titanium alloy(Ta)의 종류에서 Gt와 Tt가 일반적인 Ga와 Ta에 비하여 더 높은 전하중 값을 보여서 실험 결과에 영향을 미칠 수 있을 것이다[29]. 또한 나사를 조이는 방법으로 손으로 조이는 경우, hand torque driver를 이용하는 경우, 그리고 electronic torque controller를 이용하는 경우에서 electronic torque controller를 이용하는 경우 가장 이상적인 값을 얻을 수 있어서[30] 본 연구에서도 electronic torque controller를 이용하였으나 합착형인 solid 지대주는 solid abutment driver를 이용하여야 하므로 이 군에서만 ratchet에 고정되는 torque controller device를 이용하였다.

연구 결과를 보면 5군과 6군인 internal connection 구조가 더 작은 micromotion을 나타냈다. 다른 연구에서도 피로 시험을 통한 지구력 측정에서 internal

connection 구조가 더 큰 강도를 보였다[13]. 이는 internal connection 구조가 임플란트와 상부 보철물 사이에서 접촉하는 면이 external connection보다 더 크기 때문으로 생각된다. 또한 Neoplant Solid나 ITI의 SynOcta의 경우 나사를 조이는 전하중이 35Ncm을 요구하기 때문에 다른 시스템에 비하여 더 큰 전하중 적용 또한 실험 결과에 영향을 줄 수 있을 것으로 생각된다. 합착형인 Solid 지대주에 사용된 합착재인 Super-bond C&B의 경우 합착재 중에서 비교적 강도가 높은 재료로 합착재의 존재가 상부 보철물의 안정성에 더 기여한 것으로 생각된다. 본 연구에서는 internal connection 구조로 사용된 Neoplant의 Solid는 morse tapered 형태이고, ITI의 SynOcta는 octagon 구조이므로 internal hexagon에서의 micromotion의 측정도 필요하였다.

본 연구는 임플란트와 상부 보철물 사이의 micromotion을 측정한 것이다. 단지 micromotion의 크기만으로 어느 시스템의 장단점을 논할 수는 없으므로, 앞으로 각 임플란트의 시스템에 따른 임플란트와 지대주 사이의 강도, 견고성 등에 관한 연구, 임플란트에 가해지는 회전력이 골에 미치는 영향 등에 관한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 임플란트와 상부 구조 나사 연결부의 문제점과 밀접한 관계가 있는 임플란트와 상부 구조 계면의 안정성을 연구하기 위해, 임플란트와 상부 구조를 electronic torque controller를 이용하여 연결하고 피로 시험으로 연속 하중을 가할 때 발생하는 micromotion을 측정하여 임플란트에 다른 종류의 지대주를 사용하여 상부 보철물을 제작하는 경우와 internal connection과 external connection의 연결 방식에 따른 차이를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 임플란트에서 임플란트와 상부 보철 사이의 micromotion이 피로 실험이 50,000 cycle까지 진행되면서 전반적으로 증가하는 경향을 보였다.
2. Neoplant Conical, UCLA system에서 임플란트와 상부 보철 사이의 micromotion의 증가는 유의한 차이가 있었다.($P<0.05$) 그러나 다른 임플란트 시스템에서는 통계적 유의성은 없었다.
3. 임플란트 사이의 micromotion은 Branemark EsthetiCone이 가장 크게 나타났고, Neoplant Conical, Neoplant UCLA, Branemark AurAdapt, ITI SynOcta, Neoplant solid의 순서로 micromotion이 작게 나타났다.
4. Internal connection 구조가 external connection 구조보다 더 적은 micromotion을 보였고, 특히 Neoplant Solid의 적은 micromotion은 같은 internal connection 구조인 ITI SynOcta를 제외한 모든 군과 유의한 차이가 있었다.($P<0.05$) external connection 구조에서는 지대주 위에 보철물이 연결되는 경우(Branemark EsthetiCone, Neoplant Conical) 에서 높은 micromotion을 보였고 이는 Branemark AurAdapt와 유의한 차이가 있었다.

References

1. Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. Int J Periodont Rest Dent 1990;10:340-9.
2. Jemt T, Laney WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:29-35.
3. Hass R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzrk G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent 1995;73:274-9.
4. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York, NY:Marcel Dekker, Inc;1981.
5. Lazza RJ. Criteria for implant selection: surgical and prosthetic consideration. Pract Perio Aesthet Dent 1994;6:55-62.
6. Wicks RA, de Rijk WG, Windler AS. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. J Prosthodont 1994;3:206-12.
7. Binon P. Screw joints, components, and other intimate relationships. J Prosthet Dent 1994;72:625.
8. Galante J. Stress-free prosthesis: a goal in implant dentistry. J Prosthet Dent 1994;72:632.
9. McGlumphy E. Keeping implant screws tight: Are we beyond retrievability. J Prosthet Dent 1994;72:628.

10. Edmund CJ, Fred AB. Preventing loosening of implant abutment screws. J Prosthet Dent 1996;75:566-9.
11. Breeding LC. Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. Int J Prosthodont 1993;6:435-9.
12. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 1995;74:270-8.
13. Alan B, O'Brien GR. Comparative study of anti-rotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995;73:36-43.
14. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial Leakage and Marginal fit of the Implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:527-540.
15. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71:592-9.
16. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechamical torquing devices for osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:149-55.
17. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. J Prosthet Dent 2000;84:194-9.
18. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatique testing. J Prosthet Dent 2001;85:268-75.
19. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996;9:511-519.
20. Binon PP. The effect of Implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996;9:149-160.
21. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant- supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:19-31.
22. Hacck JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implant 1995;10:529-536.
23. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8:162-78.
24. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatique properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85:47-52.
25. Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE. Boucher's prosthodonic treatment for edentulous patients. 10th edition, C.V. Mosby Company, 1990, p8.
26. Lee JH, Kim JS. Oral physiology. 4th ed. Koonja Co., 1994, p121-5, p156-7.
27. Graf H. Occlusion:research on form and function. Ann Arbor, University of Michigan, 1975, p90.
28. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effect of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11: 589-98.
29. 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;86:24-32.
30. Tan KB, Nichoils JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:175-183.