임플란트 지대주 종류와 동적하중이 고정체와 지대주의 미세간극에 미치는 영향

단국대학교 치과대학 보철학교실
오병두 · 최유성 · 신수연

이전부터 사용된 티타늄, 금합금 지대주 및 최근 사용이 급증한 지르코니아 지대주와 임플란트의 계면에 대한 비교 연구와 동적하중이 계면에 미치는 영향에 관한 연구가 많지 않은 실정이다. 본 연구에서 지대주 종류와 동적하중에 따른 미세간극의 차이를 주사전자현미경 분석을 통하여 비교평가 하였다. US II Ø3.75 × 11.5mm (Osstem Co., Seoul, Korea) 티타늄 임플란트에 티타늄 지대주, 지르코니아 지대주, 주조 금합금 (UCLA plastic) 지대주를 각 군당 7개씩, 30Ncm의 조임회전력으로 연결하였다. 25-250N의 sine형 동적하중을 장축 방향에서 30° 경사로 105회 시행하였다. 하중 전후에 계면의 미세간극을 순측, 구개측, 근심측, 원심측 부위에서 측정하였고, 그 결과 동적하중으로 인한 통계적 유의성은 없었다. 지대주 종류에 따른 미세간극을 비교한 결과, 동적하중 시행 전후 모두 UCLA 군과 티타늄 군, UCLA 군과 지르코니아 군 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 티타늄 군과 지르코니아 군 사이에는 유의한 차이를 보이지 않았다. UCLA 지대주는 정밀 연삭된 티타늄, 지르코니아 지대주보다 더 큰 미세간극을 보였고 105회 동적하중은 미세간극에 영향을 미치지 않았다.

주요어 : 동적하중, 미세간극, 임플란트-지대주 계면, 지르코니아
(**구강회복응용과학지** 2010:26(4):389~403)

서 론

임플란트의 치료 영역이 확대되고 장기간의 임상적 성공이 보고되고 있으나 그에 따른 합병증 또한 증가하고 있어 이에 대한 연구가 계속되고 있다. Tolman과 Laney[1]는 보철물과 관련된 합병증을 조사한 결과 임플란트 고정의 상실, 연조직 합병증, 기계적 합병증 등으로 크게 대별할 수 있고, 그 중 기계적인 문제는 임플란트의 성공적인 골유착 후에 가장 빈번히 생기는 후유증이라고 보고하였다. 이러한 기계적인 합병증으로는 과다한 응력으로 인한 임플란트 및 상부 구성성분의 파절이 상당한 부분을 차지하고 있는데 이는 임플란트의 직경이 너무 작은 경우와 보철물의 적합도가 불량한 경우에

교신저자 : **신수연**
단국대학교 치과대학 보철학교실,
충청남도 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 보철과, 대한민국.
Tel : +82-41-550-1973.
E-mail : syshin@dankook.ac.kr
원고접수일 : 2010년 10월 04일
원고수정일 : 2010년 11월 03일
원고채택일 : 2010년 12월 25일

발생한다고 보고하였다[2-4].

특히, 임플란트 구성성분의 적합 불량은 빈번한 나사풀림, 만성적인 나사파절 뿐 아니라 치태침착, 불리한 연조직 반응, 골유착의 상실 등을 가져올 수 있고, 따라서 구성성분의 정확한 적합이 매우 중요하다고 하였다[2,3]. 하지만 정확한 적합이 중요한 임플란트-지대주 계면에서 0.1mm 정도까지 큰 공간이 형성될 수도 있으며, 이러한 간극은 계면에서 굽힘 모멘트와 지속적인 피로, 마모를 증가시킬 수 있을 뿐 아니라 임플란트와 지대주 사이의 동요는 치조정 골 소실과도 연관되는 것으로 알려져 있다[5-7].

Jansen 등[8]은 기술적인 관점에서 임플란트와 지대주 사이에 간극 발생은 피할 수 없다고 하였으며 조사한 모든 시스템에서 미생물 누출이 일어난 결과를 보고하였다. 또한 Gross 등[9]은 다양한 임플란트 시스템에서 각 시스템 간에 미세누출의 차이가 있음을 확인하였고, 이로 인해 박테리아 부산물과 체액이 임플란트와 지대주 사이의 공간을 통과하여 임상적으로 관찰되는 악취와 임플란트 주위염에 기여하는 것으로 생각된다고 하였다. 그 밖에도 Steinebrunner 등[10]은 5종류의 임플란트에서 동적하중 진행 중에 임플란트-지대주 계면을 따라 모든 시스템에서 박테리아 침투를 확인하였으며 박테리아 침투가 발견될 때까지 진행되는 하중 횟수가 임플란트 연결 디자인에 따라 다르게 나타남을 보고하였다.

한편, 최근에 세라믹 지대주의 도입 전까지는 일반적으로 임플란트와 지대주 사이의 계면에 다양한 기계적 공차가 있는 기계 가공된 티타늄 지대주를 사용하여 왔다[11]. 그러나 표준형 티타늄 지대주의 사용은 때때로 상악 전치부 단일치 임플란트 수복에 심미적 어려움을 야기하였다[12]. 이후 주조 금합금 지대주 등을 이용하여 임플란트 축 방향의 수정이 가능하게 되었으나 여전히 심미적 어려움은 존재하였다.

그리하여 1990년대 초반부터 세라믹 지대주를 임상에 도입하여 구강 내 전치부 수복에 성공적으로 사용하여 오고 있다[13]. 이 지대주는 치아와 조화되는 색상, 양호한 생체 적합성, 비독성, 열구 내 적합성 등의 특징을 지니는 것으로 알려져 있다[13-15].

그러나 다양한 제조업체에 의해 생산되어 지대주와 임플란트 시스템의 미세간극과 그 영향에 대한 여러 조사[2,3,5-10]가 있었던 티타늄 지대주에 비하여 세라믹 지대주에 관한 연구는 상대적으로 적었다. 그리고 동적하중에 관련된 티타늄, 금합금, 지르코니아 지대주의 임플란트-지대주 계면에서 일어난 변화를 평가한 연구 또한 많지 않다.

이에 본 연구에서는 최근 사용이 증가되고 있는 지르코니아 지대주를 포함하여 지대주 종류에 따른 지대주와 임플란트 사이의 미세간극 차이와 동적하중에 따른 미세간극의 변화를 주사전자현미경 분석을 통하여 비교평가 하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 임플란트와 지대주

임플란트는 외부육각구조 형태 USⅡ Ø3.75 × 11.5mm (Osstem Co., Seoul, Korea)의 티타늄 임플란트를 21개 사용하였고, 티타늄 지대주로는 Cement abutment (Osstem Co., Seoul, Korea), 지르코니아 지대주로는 ZioCera abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)와 주조 금합금 지대주로는 UCLA plastic abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)를 각 군당 7개씩 사용하였다(Fig. 1). UCLA plastic abutment는 다른 지대주의 직경 5mm, 치은 높이 3mm, 길이 8mm와 동일하게 납

Table Ⅰ. Types of abutment system used in this study

	Diameter (mm)	Height (mm)	Composition	Brand name & Manufacturer
Titanium	5	8	cp Ti grade 3	Cement abutment Osstem Co., Seoul, Korea
Zirconia	5	8	3Y-TZP	ZioCera abutment Osstem Co., Seoul, Korea
UCLA	5	8	type III gold alloy	UCLA plastic abutment Osstem Co., Seoul, Korea



Fig. 1. Abutment materials used in this study.

형 형성 후 제3형 금합금으로 통법에 의하여 주조하였다. 지대주 나사는 티타늄 합금 나사를 사용하였고 실험에 사용한 지대주의 종류와 조성은 Table Ⅰ과 같다.

2) 토크컨트롤러 (torque controller)

제조회사의 추천 토크컨트롤러인 torque wrench (TWMW, Osstem Co., Seoul, Korea)를 사용하여 30Ncm로 임플란트와 지대주를 연결하였다(Fig. 2).

3) 맞춤 지그 제작

치과용 임플란트의 피로실험에 관한 ISO 규정[16]에 의거하여, 임플란트와 지대주의 장축 방향에서 30°로 하중을 받을 수 있도록 지그를 제작하였다(Fig. 3).



Fig. 2. Torque wrench (TWMW, Osstem Co., Seoul, Korea).



Fig. 3. Customized jig for cyclic fatigue loading test.



Fig. 4. Loading machine (MTS 810, Material Test systems co., Minnesota, U.S.A.).

4) 피로시험기

연결이 완료된 임플란트-지대주 연결체를 맞춤 지그에 고정한 후 동적하중 피로시험기 MTS 810 (Material Test systems co., Minnesota, U.S.A.)을 이용하여 실험 조건에 따른 반복하중을 가하였다(Fig. 4).

5) 주사전자현미경

임플란트와 지대주 사이의 간극을 측정하기 위해 주사전자현미경 Hitachi S-3000H (Hitachi Instruments Inc., San Jose, U.S.A.)를 동적하중 시행 전, 후 2회에 걸쳐 사용하였다(Fig. 5).

2. 연구방법

1) 임플란트와 상부 지대주의 연결

임플란트를 지그에 고정시키고 지대주를 연결한 후, torque wrench (TWMW, Osstem Co., Seoul, Korea)를 사용하여 30Ncm의 조임회전력을 가하였다.

2) 시편의 위치 선정



Fig. 5. Scanning electron microscope (Hitachi S-3000H, Hitachi Instruments Inc., San Jose, U.S.A.).

임플란트와 지대주가 연결이 완료된 시편에 하중 방향을 고려하여, 순측 부위를 지대주 상부에 표시하고 임플란트와 지대주 연결부위에 직선을 그려 측정부위의 기준점을 잡았다. 시작점으로부터 90°씩 회전하여 근심측, 구개측, 원심측 부위도 앞서 말한 내용과 동일하게 표시하였다.

3) 동적하중 시행 전 주사전자현미경 촬영 및 미세간극의 측정

동적하중 시행 전 방향이 인기된 임플란트-지대주 계면을 각 시편 당 순측, 구개측, 근심측, 원심측, 총 4 부위를 촬영하였다. 촬영각도는 임플란트-지대주 연결체에 수직이 되도록 설정하였고 200배율 촬영에서 위치를 확인 후 4,000배

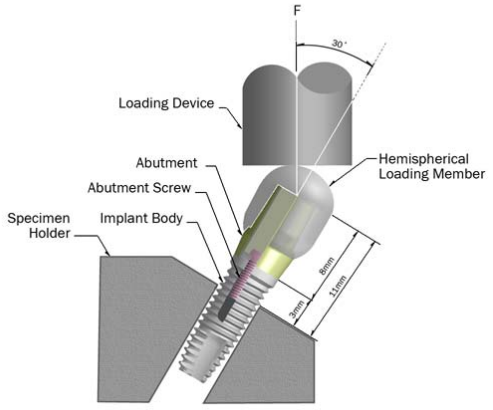


Fig. 6. Schematic diagram of testing condition.

율 촬영으로 미세간극을 확인하였다. 한 시편당 8장, 총 168장의 주사전자현미경 사진을 촬영하였다.

미세간극은 Adobe acrobat 8 professional (Adobe systems Inc., San Jose, U.S.A.) 이미지 프로그램을 사용하여 측정하였다. 모든 사진을 어느 지대주의 어느 부위인지 알지 못한 상태에서 무작위로 측정하였고 동적하중 시행 전 각 부위 사진에서 제일 간극이 큰 부위를 기준으로 측정하였다.

4) 동적하중 시행

원통형 주조 금속관을 지대주 위에 장착한 후 최소 25N, 최대 250N, 주기 14Hz의 sine형 하중을 30°의 경사각도로 가하였다(Fig. 6). 반복하중은 약 1개월간의 평균 저작운동에 해당하는 10^5회[17]를 적용하였다. 모든 시편은 건조한 환경에서 실험되었다.

5) 동적하중 시행 후 주사전자현미경 촬영 및 미세 간극의 측정

동적하중 시행 후, 동적하중 시행 전과 동일한 방법으로 주사전자현미경 사진을 한 시편 당 8장, 총 168장을 촬영하여 미세간극을 측정하였다. 동적하중 시행 전 촬영한 사진을 출력하여 동일 시편의 동일 부위를 촬영하기 위해 이용하였다.

3. 통계분석

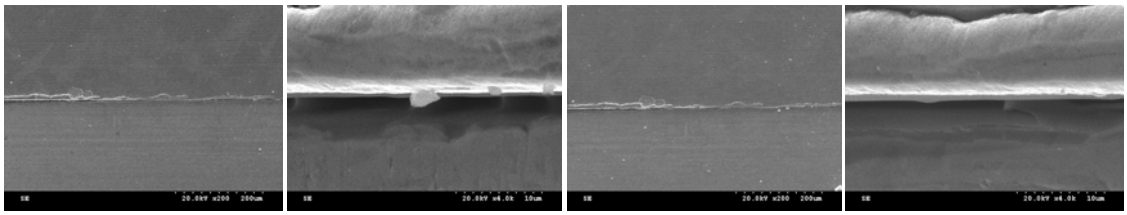
SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL, U.S.A.)를 사용하여 통계분석하였다. 지대주 종류 별로 미세간극을 비교하기 위해 일원배치 분산분석 (one-way ANOVA)을 사용하였고, 하중 전후 미세간극의 변화를 비교하기 위해 paired T-test를 사용하였으며, 사후검정에는 95% 유의수준에서 Tukey test를 사용하였다.

결 과

동적하중이 진행되는 동안 모든 시편에서 금속관 파절, 지대주 파절, 나사 풀림 또는 파절 등은 나타나지 않았다. 주사전자현미경을 이용하여 티타늄, 지르코니아, UCLA 군을 순측, 구개측, 근심측, 원심측 부위에서 동적하중 시행 전후에 200배율과 4,000배율로 관찰하여 미세간극을 측정하였다(Fig. 7-18).

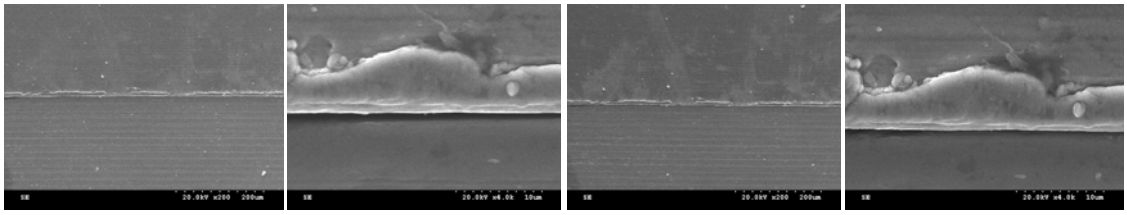
1. 동적하중 전후의 미세간극 비교

주사전자현미경을 이용하여 동적하중 전후로 각 시편의 미세간극을 부위별로 관찰한 결과를 Table Ⅱ에 나타내었다. 동적하중 전후의 미세간극을 paired T-test로 비교분석한 결과 순측, 구개측, 근심측, 원심측 부위 모두에서 티타늄 군의 미세간극은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았고, 지르코니아 군과 UCLA 군도 동적하중 전후에 유의한 차이를 보이지 않았다.



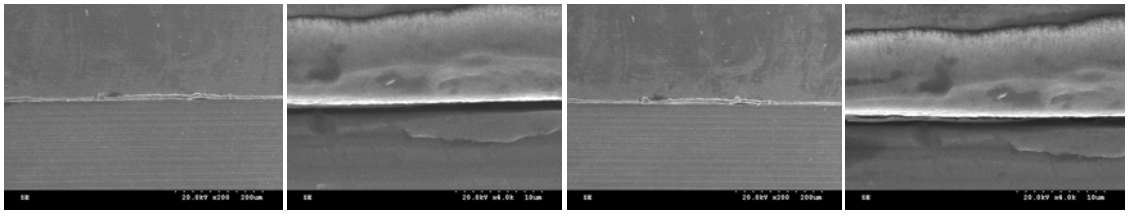
(a) (b) (c) (d)

Fig. 7. SEM images of labial gap on the titanium abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.



(a) (b) (c) (d)

Fig. 8. SEM images of palatal gap on the titanium abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

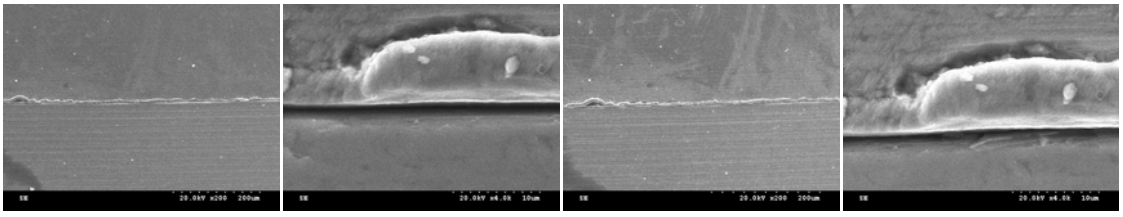


(a) (b) (c) (d)

Fig. 9. SEM images of mesial gap on the titanium abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

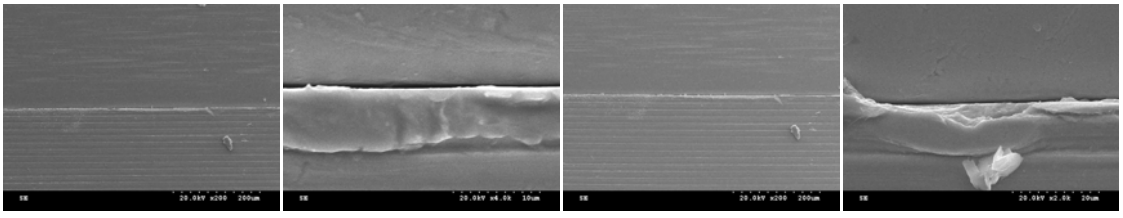
2. 지대주 군 간의 미세간극 비교

지대주 종류에 따라 측정부위 4곳의 미세간극을 합하여 평균을 비교한 결과를 Table Ⅲ와 Table Ⅳ에 나타내었다. One-way ANOVA와 Tukey test로 분석한 결과, 동적하중 전과 후 모두 UCLA 군과 티타늄 군, UCLA 군과 지르코니아 군 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$). 그러나 티타늄 군과 지르코니아 군 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.



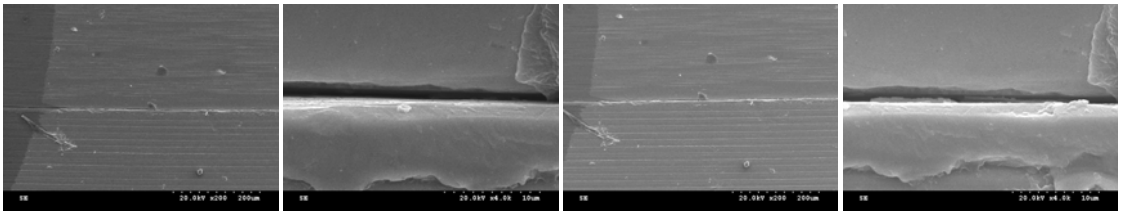
(a) (b) (c) (d)

Fig. 10. SEM images of distal gap on the titanium abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.



(a) (b) (c) (d)

Fig. 11. SEM images of labial gap on the zirconia abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

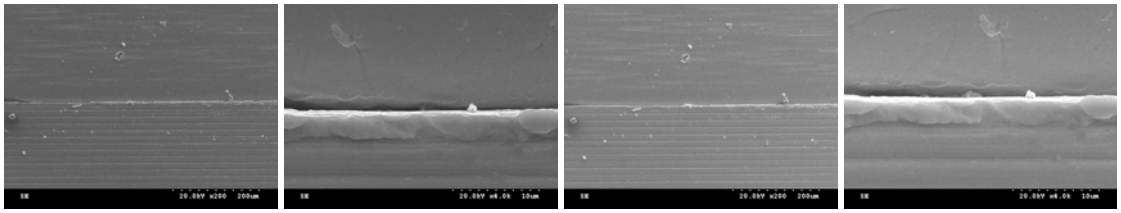


(a) (b) (c) (d)

Fig. 12. SEM images of palatal gap on the zirconia abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

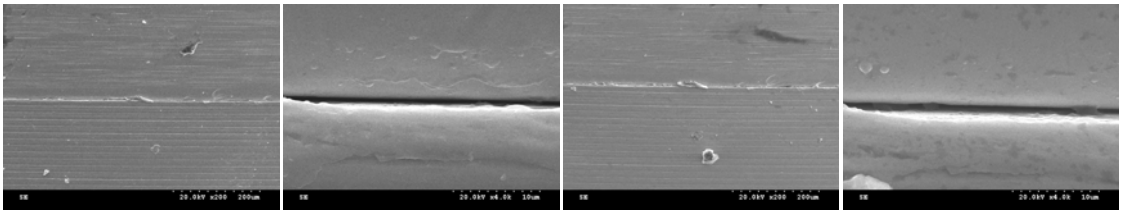
총괄 및 고안

최근 임플란트의 치료 영역이 확대됨에 따라 그에 따른 합병증 또한 증가하면서 이에 대한 많은 연구가 필요하다. 그 중 임플란트 보철물의 정확한 적합은 기계적인 관점에서 매우 중요한데 지대주와 임플란트 계면에서 형성되는 미세간극으로 인하여 여러 가지 합병증이 보고되고 있다[1]. 먼저 생물학적 합병증으로는 미세누출 증가, 치은염, 골 소실 등이 있을 수 있고,



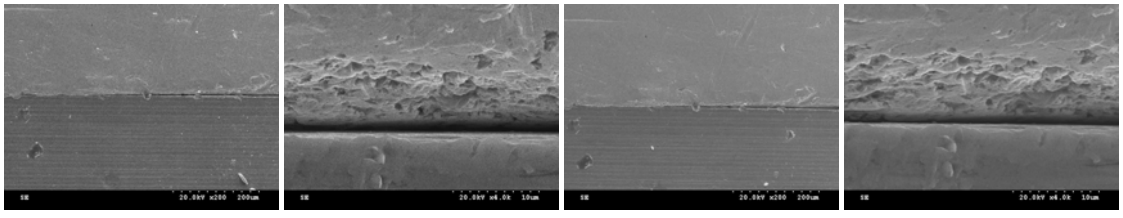
(a) (b) (c) (d)

Fig. 13. SEM images of mesial gap on the zirconia abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.



(a) (b) (c) (d)

Fig. 14. SEM images of distal gap on the zirconia abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

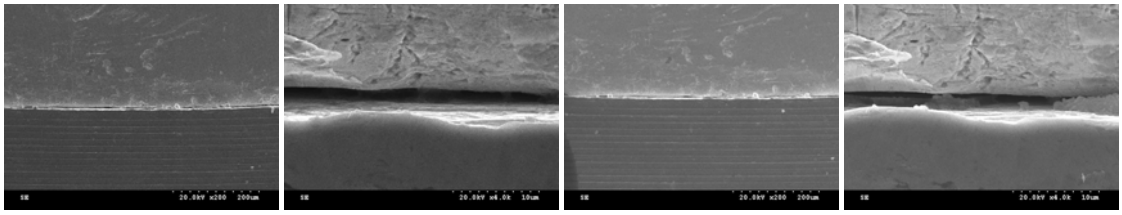


(a) (b) (c) (d)

Fig. 15. SEM images of labial gap on the UCLA abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

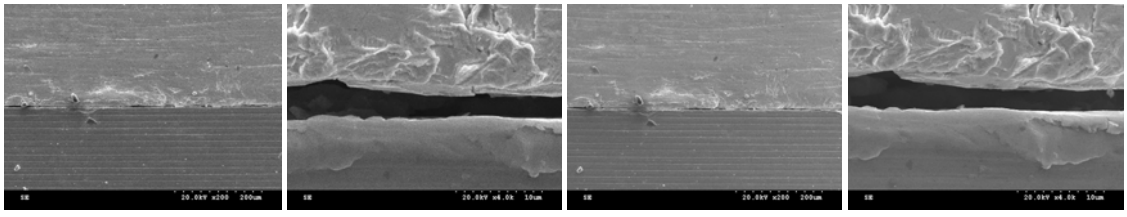
다음으로 기계적 합병증으로 지대주 회전과 파절의 증가, 나사 풀림, 전하중 감소 등이 보고되고 있다[1-4,6-10].

이러한 합병증의 예방을 위해서는 임플란트를 이용한 보철 수복시 임플란트에 굽힘을 야기하지 않도록 각각의 구성성분이 수동적으로 완벽하게 적합 되는 것이 필수적이다. 나사를 조여 전하중을 적용시키기 전에 지대주의 기저부와 임플란트 상부간의 최대한의 수동적 적합을 얻을 수 있어야 한다. 만약 지대주와 임플란트



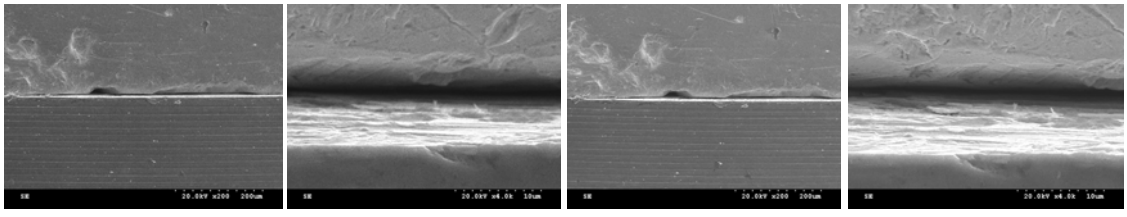
(a) (b) (c) (d)

Fig. 16. SEM images of palatal gap on the UCLA abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.



(a) (b) (c) (d)

Fig. 17. SEM images of mesial gap on the UCLA abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.



(a) (b) (c) (d)

Fig. 18. SEM images of distal gap on the UCLA abutment (a) magnification of ×200 before the dynamic loading, (b) magnification of ×4,000 before the dynamic loading, (c) magnification of ×200 after the dynamic loading, (d) magnification of ×4,000 after the dynamic loading.

간에 적합 불량이 존재하는 상황에서 기능하중이 가해지면 그 결과로서 나사연결부에 미세운동이나 이동이 발생되어 임플란트와 지대주 사이에 부가적인 운동을 허용하게 되며, 더욱 불안정한 나사연결부를 야기하는 것은 물론 수복물의 불량한 계면 적합, 나사의 파절 등을 초래할 수 있다[18,19]. 따라서 Boggan 등[20]은 대응되는 접합면 사이에 긴밀한 접촉은 지대주 나사에 전달되는 하중을 최소화하는데 중요하다고 하였고, Ko 등[21]의 유한요소법적 분석 연구에 의하

Table II. Mean and standard deviation of microgap from labial, palatal, mesial, distal surfaces of three abutment groups before and after dynamic loading

unit : ㎛

	Labial		Palatal		Mesial		Distal	
	BL	AL	BL	AL	BL	AL	BL	AL
Titanium	1.07 (0.22)	0.91 (0.18)	0.97 (0.47)	1.00 (0.41)	1.06 (0.33)	1.20 (0.47)	1.06 (0.33)	0.97 (0.47)
Zirconia	0.97 (0.31)	0.90 (0.23)	1.50 (0.83)	1.65 (0.99)	1.15 (0.63)	1.09 (0.74)	0.98 (0.52)	0.94 (0.38)
UCLA	1.10 (0.18)	1.14 (0.20)	3.15 (3.14)	3.17 (3.10)	2.11 (1.77)	2.00 (1.43)	1.46 (0.65)	1.49 (0.59)

BL : before loading
AL : after loading

Table III. Mean and standard deviation of microgap of three abutment groups before and after dynamic loading

unit : ㎛

	Before loading			After loading		
Number of specimen	Titanium	Zirconia	UCLA	Titanium	Zirconia	UCLA
1	1.44	1.02	3.18	1.51	1.07	3.24
2	0.73	1.18	1.48	0.64	1.27	1.52
3	1.10	1.49	1.26	0.97	1.54	1.39
4	0.76	1.54	1.50	0.86	1.50	1.57
5	1.31	1.05	2.33	1.02	1.09	2.05
6	0.93	1.12	1.00	1.10	1.00	1.18
7	1.02	0.64	2.94	1.04	0.53	2.69
Mean	1.04	1.15	1.96	1.02	1.14	1.95
SD	0.25	0.28	0.79	0.24	0.32	0.70

SD : standard deviation

면 임플란트와 지대주 간의 적합이 좋지 못한 경우에 응력의 발생이 심하며 특히 수직적인 적합성분보다는 수평적인 적합성분이 응력에 더 많은 영향을 미치는 것으로 보고한 바 있다.

이에 본 연구에서는 Brånemark이 최초로 임상에 응용한 이후 현재 널리 사용되는 임플란트

Table IV. Results of Tukey test among three abutment groups

Group	Titanium	Zirconia	UCLA
Titanium			
Zirconia			
UCLA	*	*	

*denotes pair of groups significantly different at level of 0.05.

시스템인 외부육각구조를 가진 임플란트와 지대주가 접합하는 방식의 USⅡ (Osstem Co., Seoul, Korea) 티타늄 임플란트를 대상으로 하였다. 이러한 임플란트 시스템 상에 기존부터 사용되어 온 티타늄, 금합금 지대주와 심미적 요구의 증가로 인하여 최근 널리 사용되고 있는 지르코니아 지대주의 적합도를 주사전자현미경으로 촬영한 사진에서 미세간극을 측정하여 비교하였다. 또한 저작으로 인한 영향을 평가해 보고자 지대주의 각 부위에서 동적하중의 시행 전과 후를 비교하였다.

임플란트와 지대주의 미세간극을 측정하기 위해 Jung 등[22]의 연구에서는 1,000배율에서 임의의 2군데를 촬영 후 그 각각의 사진에서 5군데의 간극을 측정하는 방식으로 한 시편에서 10개의 측정치를 얻어 평균을 내기도 하였으나, 본 연구에서는 동적하중에 관련하여 한 시편 당 순측, 구개측, 근심측, 원심측으로 나누어 4,000배율로 촬영하여 각 사진에서 제일 간극이 큰 부위를 측정하였다. 또한 동적하중 전과 후에 같은 부위의 간극을 측정하기 위하여 동적하중 시행 전 촬영하였던 사진을 미리 출력하여 동적하중 시행 후 주사전자현미경 촬영시 이를 참고하여 동일부위를 촬영할 수 있도록 하였다.

또한 본 연구에서는 임플란트가 구강 내에서 정적인 상태로 존재하는 것이 아니므로 임플란트에 가해지는 하중이 임플란트와 지대주의 계면에 미치는 영향에 대하여 고려하였다. 지르코니아 지대주가 주로 사용되는 상악 전치에 영향을 미치는 측방력은 임플란트-지대주 계면의 순측과 구개측면을 따라 더 높은 스트레스가 집중되는 결과를 야기할 수 있다[23]. 따라서 수복물-지대주 계면을 거쳐 임플란트에 저작력이 전달되는 동안 측방력은 굽힘 모멘트를 생성하는 요인이 될 것이라 생각된다. 임플란트와 지대주에서 외부 하중이 접하는 면에는 굽힘으로 인한 인장력을 받고 반면 반대편에는 압축력이 발생될 것이다. 이번 연구에서 동적하중이 30° 경사하중으로 수행된 이유는 임상적으로 순측과 구개측 부위에 발생되는 압축력과 인장력이 미세간극에 영향을 미치는지 알아보기 위해서였으나 실험 결과 티타늄, 지르코니아, UCLA 지대주 모두 동적하중으로 인한 유의한 차이를 보이지 않았다. 이러한 결과는 1회의 stroke가 0.3초 동안 발생하고 하루에 치아가 저작과 연하로부터 기능력을 받는 총시간은 대략 17.5분인 것으로 계산되어[17] 실험에서 적용한 10^5회의 반복하중이 비교적 단기간인 1개월의 저작기간에 해당하기 때문인 것으로 고려되며, 일부 시편에서는 오히려 간극이 줄어든 경우도 발생하였는데 이는 Jörnéus 등[24]에 의하면 임플란트와 지대주가 하중을 받을 때 미세 동요가 임플란트-지대주 계면에서 나타날 수 있고 이로 인해 접합면에서 일어나는 표면침하(surface settling) 효과나 마모가 원인인 것으로 보고된 바 있다.

미세간극에 대한 이전의 여러 연구 결과,

Steri-Oss 시스템의 임플란트와 지대주를 30Ncm로 연결하고 주사전자현미경으로 분석하여 2.4-2.6㎛의 결과를 얻기도 하였으며[2,3], Brånemark 임플란트와 Procera system®에 의해 생산된 지대주를 32Ncm로 연결하여 실험한 연구에서는 1-4㎛의 결과를 보고한 바도 있다[25]. 하지만 Steri-Oss 시스템에서 지대주와 임플란트 간의 수동적인 상태에서 적합도를 평가하고자 10Ncm의 조임력으로 연결하고 간극을 측정하여 5-9㎛의 결과를 보고한 연구도 있었다[22]. 본 연구에서는 실제 임상에서의 상황을 반영하고 동적하중을 가하고자 30Ncm로 연결하여 간극을 측정하였고 1-3㎛의 결과를 얻을 수 있었다.

Carr 등[26,27]은 premade gold cylinder와 plastic cylinder를 주조한 지대주의 전하중에 관한 비교 실험에서 주조한 경우에는 cylinder의 마무리 및 연마를 시행한 경우가 이를 시행하지 않은 경우보다 전하중이 증가된다는 결과를 보여주었다. 또한 premade metal cylinder가 전하중의 크기와 정확도에서 plastic pattern보다 더 큰 장점을 제공한다고 보고하였다. Hurson[28]은 plastic burnout pattern은 적절한 과정을 거친 premade gold cylinder보다 나을 수 없다고 하였고, Byrne 등[12]도 plastic pattern을 이용하여 주조한 경우가 premade gold cylinder를 이용하는 경우보다 임플란트와 지대주 적합에서 더 큰 수직변위가 존재한다는 결과를 보여주었다. 이는 본 실험 결과와도 일치하는 것으로 기계 가공된 티타늄 지대주를 이용한 경우가 UCLA plastic 지대주를 주조한 경우보다 임플란트와의 적합도에서 좋은 결과를 보였다.

한편, Abrahamsson 등[15]은 세라믹 지대주는 티타늄 지대주 보다 더 큰 미세간극 때문에 더 많은 세균 오염을 보인다고 보고하였는데 그와 대조적으로 Yüzügüllü와 Avci[25]는 동적하중 시행 전후 모두 세라믹 지대주가 티타늄 지대주보다 더 큰 미세간극을 보이지 않았다고 보고하였다. 본 연구에서도 티타늄 지대주와 지르코니아 지대주의 미세간극 비교 결과 유의한 차이를 보이지 않아 세라믹 지대주가 임상에서 적절히 사용될 수 있을 것으로 사료된다. 하지만 지르코니아는 통상적으로 사용되는 금속에 비하여 취성이 크고 절삭이 어려우며 aging에 의한 상변화 가능성, 불투명한 색상 등과 같은 한계가 존재하므로 이에 대한 더 많은 연구도 이루어져야 할 것이다.

한편, 본 연구의 진행 중에 주사전자현미경 사진에서 임플란트와 지대주의 체결 전에는 나타나지 않다가 체결 직후 임플란트-지대주 계면상에 돌출 물질이 발생하는 것을 관찰할 수 있었다. EDS 성분 분석을 통하여 티타늄 막이라는 것을 확인하였고 이는 가공 과정에서 연성을 가진 금속의 edge에서 발생하는 것으로 흔히 bur라고 알려진 현상이었다. 이것의 완전한 제거를 위해서는 물리화학적 방법, acid etching이나 sandblast를 통해 제거할 수 있으나, 치과용 임플란트의 경우 계면에 이러한 처리를 할 경우 임플란트 구성성분 간의 일정한 결합 안정성을 확보할 수 없으므로 다른 처리 없이 기계 가공만 하게 되어 발생되는 현상이었다. 향후 이에 대해서도 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

이상의 결과로 볼 때, 이번 연구에서 시편의 수가 제한되었음에도 불구하고 임상에서 단일치 임플란트 수복을 위한 지대주 선택시 지르코니아 지대주를 고려하는데 참고할 만한 사항이라 생각된다. 하지만 10^5회의 반복하중은 실제 임상에서 약 1개월의 단기간에 해당한다고 볼 수 있으므로 앞으로 좀 더 장기간의 하중 조건하에서의 실험이 요구되어진다고 할 수 있겠고 또한 생체 외 실험이 아닌 동물 실험 또는 지르코니아 지대주 사용 환자의 추적 연구가 이루어진다면 더욱 의미 있는 결과를 얻을 수 있을 것

이다. 오늘날 임상에서 많이 사용되는 지르코니아 지대주의 성공 또는 실패에 연관된 이해를 돕기 위한 연구가 더욱 활발히 이루어지기를 기대해 본다.

결 론

외부육각구조 형태의 USⅡ (Osstem Co., Seoul, Korea) 티타늄 임플란트에 직접 연결되는 지대주로 티타늄, 지르코니아, UCLA plastic 지대주를 주조한 금합금 지대주를 각각 선택하여 30Ncm의 조임력으로 연결하고 sine형의 반복하중을 가하여 하중 전후의 간극을 주사전자현미경을 이용하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중 전과 후의 미세간극을 각 부위에서 비교한 결과 순측, 구개측, 근심측, 원심측에서 동적하중으로 인한 통계적 유의성은 없었다.

2. 지대주 종류에 따른 미세간극을 동적하중 시행 전에 비교한 결과 UCLA 군과 티타늄 군, UCLA 군과 지르코니아 군 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 티타늄 군과 지르코니아 군 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

3. 지대주 종류에 따른 미세간극을 동적하중 시행 후에 비교한 결과 동적하중 시행 전과 동일하여, UCLA 군과 티타늄 군, UCLA 군과 지르코니아 군 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 티타늄 군과 지르코니아 군 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

이 연구의 결과로서 UCLA 지대주는 주조 과정에서 발생되는 오차로 인하여 정밀 연삭된 티타늄, 지르코니아 지대주보다 더 큰 미세간극을 보였다. 또한 10^5회 반복하중 하에서 동적하중은 임플란트-지대주 계면의 미세간극에 영향을 미치지 않았으며 심미적 목적을 가진 지르코니아 지대주도 통상적으로 사용되어 온 금속 지대주와 마찬가지로 임플란트와의 적합도에 유의한 영향을 받지 않았다. 따라서 지르코니아 지대주는 심미적인 장점을 가지고 있을 뿐 아니라 기능적인 면에서도 만족스러운 결과를 보여 전치부 심미 수복에 성공적으로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 오스템(Osstem Co., Seoul, Korea) 사의 지원을 받아 이루어졌음.

참 고 문 헌

1. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7: 477-84.
2. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8:162-78.
3. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. Implant Dent 1996;5:235-48.
4. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:409-14.
5. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. Int J Prosthodont 1997;10:216-21.
6. O'Mahony A, MacNeil SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. Quintessence Int 2000;31: 249-56.
7. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001;72:1372-83.
8. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral

Maxillofac Implants 1997;12:527-40.
9. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:94-100.
10. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K et al. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:875-81.
11. Gould TR, Brunette DM, Westbury L. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. J Periodontal Res 1981;16:611-6.
12. Byrne D, Houston F, Cleary R, et al. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998;80: 184-92.
13. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high strength implant-abutments. Part Ⅰ. J Esthet Dent 1993;5:29-36.
14. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O et al. Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Perodontics Restor Dent 2000; 20:81-91.
15. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO et al. The mucosal attachment at different abutments. J Clin Periodontol 1998;25:721-7.
16. ISO/DIS 14801. Dental implants - Dynamic continuous fatigue test. International Organization for Standardization, 2001.
17. Graf H. Bruxism. Dent Clin North Am 1969;13(3):659-65.
18. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. J Prosthet Dent 1984;51:82-90.
19. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-5.
20. Boggan RS, Strong JT, Misch CE et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent 1999;82: 436-40.
21. Ko YS, Son SG, Chung CH. Finite element stress analysis of osseointegrated implant prosthesis according to fitness of superstructure. J Korean Academy Stomatognathic Function and Occlusion 1996;12:173-91.
22. Jung SH, Ma JS, Chung CH. A Comparative study on the fit in prostheses using premade gold cylinder and plastic cylinder. JKorean Acad Prosthodont 1999;37:825-34.
23. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P et al. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont 2002;15:189-94.
24. Jörnéus 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.
25. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10:113-21.
26. Carr AB, Larsen PE, Papazoglou E et al. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:167-74.
27. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects 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.
28. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. J Dent Technol 1996;13: 30-7.

The Effect of Types of Abutment and Dynamic Loading on Microgap Between Implant Fixture and Abutment

Byung-Doo Oh, D.D.S., Yu-Sung Choi, D.D.S., M.S.D., Soo-Yeon Shin, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Titanium and gold-alloy abutments have been used for a long-time in the clinical situations, but the use of zirconia abutments also increased. This study was designed to compare and evaluate the microgap differences according to types of abutment and dynamic loading. Titanium abutment, zirconia abutment and gold-alloy abutment (UCLA plastic) were connected into titanium implants of external hexagonal structure US II ø 3.75 × 11.5 mm (Osstem Co., Seoul, Korea) with the tightening torque of 30 Ncm. A sine type dynamic loading of 25-250 N and 30° inclination from long axis was applied for 105 times. Using the SEM both before and after the loadings, implant-abutment interfaces were analyzed on the labial, palatal, mesial and distal surface. The microgaps before and after the loading were compared, no statistically significant difference was observed caused by the dynamic loading on the labial, palatal, mesial or distal surface. Statistically significant difference was observed between UCLA and titanium group and between UCLA and zirconia group on both before and after the loading($p<0.05$). No statistically significant difference was found between titanium and zirconia group. Loadings for 105 times did not show significant effect to the microgaps between implants and abutments.

Key words : dynamic loading, implant-abutment interface, microgap, zirconia

Correspondence to : Soo-Yeon Shin
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University San 7-1, Shinbu-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
Tel : +82-41-550-1973, E-mail : syshin@dankook.ac.kr
Received : October 4, 2010, Last Revision : November 3, 2010, Accepted : December 25, 2010