하중조건에 따른 원추형 내측연결 임플랜트 시스템에서 지대주 침하 및 적합에 관한 연구

조선대학교 치과대학 치과보철학교실

이한라·김희중·손미경·정재헌

이 연구의 목적은 원추형 내측 연결 임플랜트 시스템에서 하중조건에 따른 지대주의 침하 및 적합도를 평가하는 것이다.

본 연구에서는 내부 원추형 연결방식의 Alloden implant system (Nei Corp. Korea)의 고정체와 2종류(conventional, FDI)의 지대주를 사용하였다.

임상에서 Alloden 임플랜트는 지대주와 고정체 연결시 처음에 손으로 지긋이 눌러 고정시킨 후 mallet을 이용하여 약 3회정도 타격을 가하여 고정한다. 이때 타격시의 정확한 힘을 측정하여 각 실험군에 적용시켰다. 적용 횟수는 손가락으로 누르는 힘을 1회, mallet으로 타격하는 힘을 3회, 저작력으로 가정한 20kg의 힘을 지대주의 침하가 생기지 않을때까지 각각의 표본에 적용하였다. 그 후 각 단계에 대한 지대주의 침하량을 Vernier caliper를 이용하여 측정하였다.

임플랜트는 불포화 폴리에스터(Epovia, Cray Valley Inc. Korea)에 매몰하여 중합시켰고 모든 표본을 절삭한 후 연마하여 주사전자현미경을 통하여 분석, 평가하였다. (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(1):77-89)

서 론

치과 임플랜트는 골과 금속이 연조직의 개재없이 직접 접착된다는 골유착 개념이 보고된 이후 현재 임상적으로 널리 이용되고 있는 술식이다. [1,2] 임플랜트 보철물이 구강 내에서 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 정확한 진단, 적절한 임플랜트의 선택 및 수술, 지대주의 적절한 선택, 수복물의 외형등을 고려하고 더불어 구강내에서의 교합력에 대하여 잘 지지하여야 한다.[3]

현재 임플랜트와 지대주의 결합 형태에는 다양한 형태가 이용되고 있는데 이것은 결합 강도, 결합 안정성, 회전 안정성, 보철물의 안정성에 매우 중요한 역할을 한다.[4]

임플랜트와 지대주의 접촉 연결은 외측연결(external connection)과 내측연결 (internal connection)로 구분된다. 외측연결 시스템은 임플랜트 고정체의 상부에 존재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플랜트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다. 외측 연결 시스템은 술자에게 친숙하고 보철적 수복 방법에 다양하다는 장점이 있지만 지대주와 고정체 계면이 butt joint로 이루어져 미세한

교신저자 : 정재헌
501-759 광주광역시 동구 서석동 375, 조선대학교 치과대학
E-mail: jhajung@mail.chosun.ac.kr
원고접수일: 2008년 1월 22일, 원고수정일: 2008년 3월14일, 원고채택일: 2008년 3월 25일

움직임을 허용하며 회전, 측방력에 약한 단점이 있다.[5-9)]

이러한 외측연결의 한계를 극복하기 위해서 다양한 형태의 내측연결 시스템이 개발되었다.[4)] 내측연결 형태는 지대주와 고정체 간에 정밀한 접촉이 가능하며 미세 움직임이나 미세 누출이 없고 금속간의 결합에 의한 마찰력에 의한 풀림을 방지할 수 있을 뿐만 아니라 교합압이나 측방 교합력에 대하여 어느정도 고정체의 내부 경사가 이를 담당하므로 안정적인 구조를 이룬다고 주장되고 있다.[9-11)] 이러한 내측 연결 시스템은 cone screw, cone hex, internal octagon, internal hexagon, cylinder hex, morse taper, internal spline, resilient connection등 다양한 형태로 개발되었다.[4)]

Norton[10,11)]등은 특히 내부 원추형의 연결방식과 외부 육각형태 (external hex butt joint) 사이의 강도에 관한 비교에서 내부 원추형이 대략 60% 정도 굽힘강도가 더 크다고 보고하였고 또한 임플랜트와 지대주간의 원추 연결이 측방 회전력에 대한 저항을 증진시킨다고 보고하였다. 또 Levine 등[12)]은 내부 원추형 연결방식의 임플랜트를 이용해 단일치를 수복한 후 21.3개월의 기간 동안 단 1.8%에서 보철적 문제점이 발생했다고 보고한 바 있고 Jansen 등[13)]은 13가지의 고정체-지대주 계면에서 원추형 지대주 설계가 우수한 적합을 보였다고 하였다.

임플랜트 보철물은 구강 내에서 다양한 저작압을 받게 되고 따라서 그 저작압에 견딜 수 있는 연결구조를 임플랜트 시스템에 적용하는 것이 중요하다.

이에 본 연구에서는 내부 원추형 연결 방식의 경우 여러 하중 조건에서 지대주 침하 및 적합도의 변화를 보기 위하여 고정체에 연결된 지대주에 여러 조건의 하중을 가할 시 고정체-지대주 연결부의 적합도 및 지대주 침하 양상을 평가하고저 하였다.

재료 및 방법

1. 연구재료

1) 고정체와 지대주의 선택

이 연구에서 선택된 임플랜트 하부 고정체는 최근 국내에서 제작되어 판매, 사용 되고 있는 내부 원추형 연결 방식의 Alloden Implant System® (Nei Corp. Korea)의 4.5 x 11mm (3mm well)의 고정체를 선택하였고 지대주는 나사산 없이 고정체에 mallet을 이용하여 연결하는 taper connection 형태의 원추형 지대주인 conventional abutment 와 For Deep Implant(FDI) abutment 2가지의 지대주를 선택하였는데 conventionl abutment는 지대주의 neck 부위의 길이가 3.5mm, FDI abutment는 4.0mm를 가지는 지대주이다 (Fig. 1).

2) 하중 측정 장치 (Basic Force Gauge, Mecmesin, England)

하부 고정체에 지대주를 연결할 때 적용되는 힘의 크기를 정확히 알기 위하여 하중 측정 장치를 사용하였다 (Fig. 2).

2. 연구방법

1) 적용되는 힘의 크기 측정

임상에서 Alloden 임플랜트는 지대주와 고정체 연결시 처음에 손으로 지긋이 눌러(finger force) 고정시킨 후 mallet을 이용하여 약 3회 정도 타격을 가하여 고정한다 (Fig. 3). 이때 타격시 하중의 정확한 평균적 수치를 얻기 위해 하중 측정 장치 (Basic Force Gauge, Mecmesin, England)를 이용하여 총 20회를 각각 측정하고 그 평균치를 산출하였다. Mallet을 이용한 타격 힘의 크기를 측정할 때는 제한된 구강내에서 시행할 때와 마찬가지로 약 30°의 각도의 운동범위에서 가벼운 타격 압력을 가하였다.



Fig. 1. Fixture and abutment used for this study (Left: conventional abutment, Right: FDI abutment).



Fig. 2. Basic Force Gauge.

2) 하중 조건

하중 측정 장치 (Basic Force Gauge, Mecmesin, England)를 이용하여 구한 각각의 힘을 지대주-고정체에 하중 적용 장치로 힘을 가하였다 (Fig. 4, 5). 저작력을 받은 후의 지대주-고정체 적합도 및 길이변화 양상을 구하기 위해 추가적인 하중을 부하하였는데 자연치열에서의 교합력에 관한 Gibbs와 Mahan,[14] Craig,[15] Andersson,[16,17] 의 연구와 임플랜트 기능시의 교합력에 관한 Richter 등

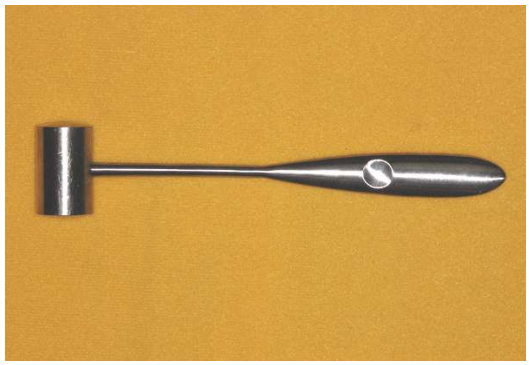


Fig. 3. Mallet.

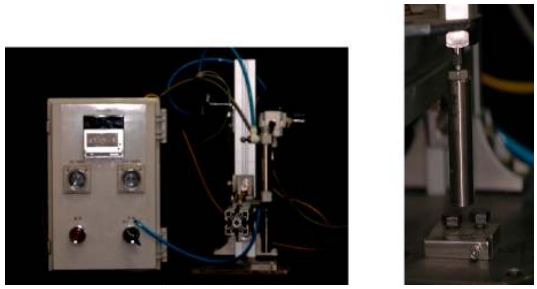


Fig. 4. Loading application instrument.

[18]의 연구를 참고로 하여 20kg의 하중을 추가적용 하였다. 하중시 임플랜트를 움직임 없이 고정하기 위해 고정체 직경에 맞는 jig를 제작하여 하중을 가하였다 (Fig. 6).

총 10개의 표본중 1번 표본부터 5번 표본까지는 conventional abutment(A group), 6번부터 10번까지는 FDI abutment(B group)를 사용하였고 하중 횟수는 finger force 1회, malleting force 3회, 20kg 5회 및 지대주 침하량의 변화가 없을때까지 수회를 적용하였다.

하중 1군은 finger force 1회만을 가한 그룹, 하중 2군은 finger force 1회와 malleting force 3회 가한 그룹, 하중 3군은 finger force 1회와 malleting force 3회 및 20kg 하중 1회 가한 그룹, 하중 4군은 finger force 1회와 malleting force 3회 및 20kg

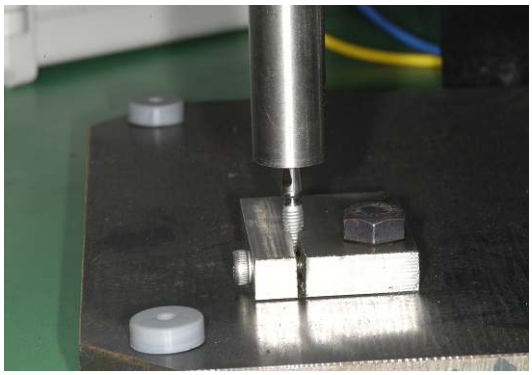


Fig. 5. Loading to abutment-fixture.

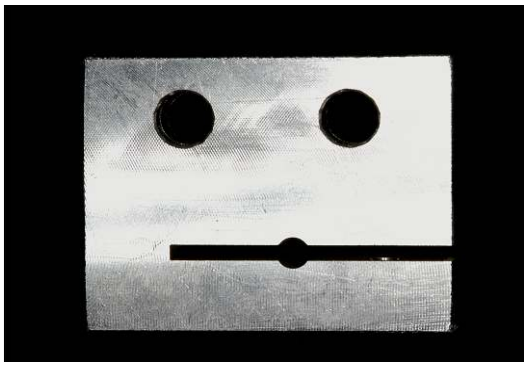


Fig. 6. Jig for implant fixation.

하중 5회 가한 그룹, 하중 5군은 침하량의 변화가 없을때까지 20kg하중을 수회 적용한 그룹으로 각각 나누었다.

3) 침하량 측정

지대주-고정체를 압력을 가하지 않고 가볍게 결합한 상태에서의 참고점의 길이를 0.01mm까지 측정 가능한 버니어 캘리퍼(Mitutoyo, Japan)를 이용하여 측정한 후 각각의 하중 후에 길이를 다시 측정해 침하량을 구하였다 (Fig. 7, 8)



Fig. 7. Vernier Caliper.

4) 시편의 제작 및 적합도의 측정

(1) 레진 블록에 임플랜트 고정

임플랜트를 레진과 경화제로 구성된 불포화 폴리에스터 (Epovia, Cray Valley Inc. Korea)에 매몰하여 완전히 중합시켰다 (Fig. 9, 10).

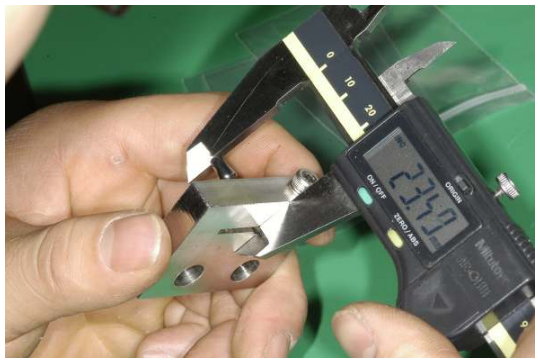


Fig. 8. Measurement of implant length.

(2) 시편의 절삭, 연마 및 초음파 세척

High Speed Precision Cut-Off (Accutom-5, Struers, Denmark)를 이용하여 레진 블록을 절삭하고 Automatic Specimen Polisher (Rotopol 2, Struers, Denmark)를 이용하여 연마한 후 ultrasonic cleaner에 넣어 초음파 세척하였다 (Fig. 11-13).



Fig. 9. Mounting media.



Fig. 10. Abutment-fixture mounting.



Fig. 11. High Speed Precision Cut-Off.



Fig. 12. Automatic Specimen Polisher.

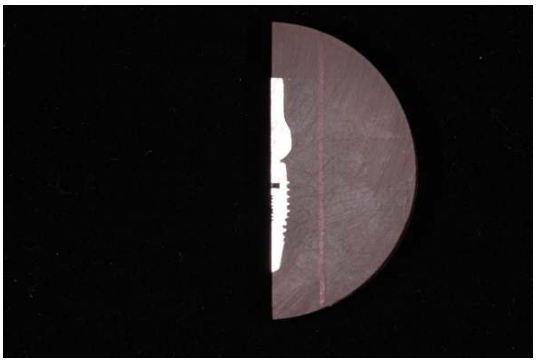


Fig. 13. Specimen which was sectioned.

(3) 시편의 주사전자현미경적 관찰

지대주-고정체 연결부위의 가시적 비교 및 적합도 비교를 위해, 제작된 시편을 FE-SEM (field emission scanning electron microscopy)을 이용하여 관찰 및 분석하였다.

결 과

1. 하중시 힘의 크기

지대주와 고정체 연결시 손으로 지긋이 누르는 힘(finger force)과 mallet을 이용(malleting force)한 압력의 크기를 하중 측정 장치 (Basic

Table 1. Finger force and malleting force

No.	finger force (kg)	malleting force (kg)
1	5.26	2.80
2	6.00	3.48
3	4.40	3.32
4	5.94	3.18
5	5.92	3.78
6	5.58	3.04
7	6.44	3.32
8	5.08	3.18
9	5.18	3.66
10	6.10	3.08
11	6.51	2.98
12	5.84	3.22
13	6.20	3.52
14	6.26	3.48
15	6.16	3.52
16	6.08	3.38
17	6.76	3.76
18	6.54	3.18
19	6.36	3.90
20	5.60	3.16
Mean	5.91	3.35
SD	0.58	0.29

Force Gauge, Mecmesin, England)를 이용하여 총 20회를 측정하고 그 평균치를 산출하였다. 산출결과는 Table 1.과 같다.

2. 지대주-고정체 연결부위 길이변화

Table 1.에서 산출된 힘의 크기대로 finger force 5.91kg, malleting force 3.35 kg 3회, 20kg의 저작력 하중을 순서대로 적용시켰고 각 단계 마다의 길이를 Vernier caliper(mitutoyo, Japan)로 측정하였다. Conventional abutment는 A 그룹, FDI abutment는 B 그룹으로 나누었다. 산출결과는 Table 2.와 같다.

위와 같이, 하중이 추가됨에 따라 지대주가 더 침하하는 양상을 보였으며 침하량 변화가 없을 때까지 수회 20kg 하중을 적용한(하중 5군) 결과 conventional abutment는 7-8회 적용시 총 침하량 0.51±0.06mm까지 침하한 후 더 이상의 침하하지 않는 결과를 보였고 FDI abutment는 10-13회 적용시 총 침하량 0.75±0.06mm까지 침하한 후 그 이상의 침하량을 보이지 않았다.

통계 분석을 위해 윈도우용 SPSS 12.0 프로그램을 사용하여 각 하중군간 통계적 유의성을 분석하였다. 각 하중 1군과 2군, 하중 2군와 3군, 하중 3군과 4군, 하중 4군과 5군 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였고 (Wilcoxon Signed Ranks Test, $P<0.05$), 지대주 종류에 따른 A 그룹과 B 그룹간에는 대체로 B 그룹의 경우 더 큰 침하 경향을 보였으나 하중군 2, 3, 4에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었으며(Mann-Whitney Test, $P>0.05$) 하중 1, 5군에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다(Mann-Whitney Test, $P<0.05$).

3. 고정체/지대주의 적합도 및 침하

가시적인 길이 변화를 확인하기 위하여 새로운 지대주-고정체로 각 실험군에 해당하는 표본을 다시 제작하여 레진 블록을 제작하고 절단한 후 FE-SEM으로 관찰한 결과를 Fig. 14-23에서 보여주고 있다.

Alloden 시스템의 지대주는 1.5도의 taper로 나사 없이 locking taper mechanism으로 연결되어 고정체 내부로 들어감으로서 지대주 하방에 틈

Table 2. Amount of abutment sinking under loading application(unit : mm)

Abutment	Sample No. \ Loading condition	Load 1	Load 2	Load 3	Load 4	Load 5
A (Conventional)	1	0.10	0.19	0.27	0.34	0.47
	2	0.18	0.24	0.34	0.50	0.55
	3	0.15	0.24	0.32	0.40	0.44
	4	0.23	0.30	0.36	0.46	0.51
	5	0.19	0.36	0.44	0.53	0.59
	Mean	0.17	0.27	0.35	0.45	0.51
	SD	0.05	0.07	0.06	0.08	0.06
B (FDI)	6	0.27	0.35	0.43	0.52	0.76
	7	0.30	0.37	0.41	0.59	0.82
	8	0.23	0.29	0.38	0.45	0.69
	9	0.27	0.33	0.38	0.47	0.70
	10	0.37	0.44	0.48	0.55	0.79
	Mean	0.29	0.36	0.42	0.52	0.75
	SD	0.05	0.05	0.04	0.05	0.06
Total	Mean	0.22	0.29	0.38	0.48	0.63
	SD	0.08	0.13	0.16	0.19	0.14

Load 1: Finger force 1 time application.
Load 2: Finger force 1 time and malleting force 3 times application.
Load 3: Finger force 1 time, malleting force 3 times and 20kg 1 time application.
Load 4: Finger force 1 time, malleting force 3 times and 20kg 5 times application.
Load 5: Finger force 1 time, malleting force 3 times and 20kg several times until no sinking.

을 제외하고는 대체로 활택하고 긴밀한 접촉을 이루고 있었으며 그 접촉은 양호하고 치밀하였으나 하중조건에 따라 지대주 neck 부위의 침하 정도가 다름을 알 수 있었으며 특히 conventional abutment의 경우 하중 5군에서는 neck 부위가 거의 모두 들어가 치관부와 지대주가 닿는 양상을 보여주었다 (Fig. 18). 그러나 FDI abutment의 경우 neck 부위가 길어 치관부와 지대주는 닿지 않는 양상을 보였다 (Fig. 23)

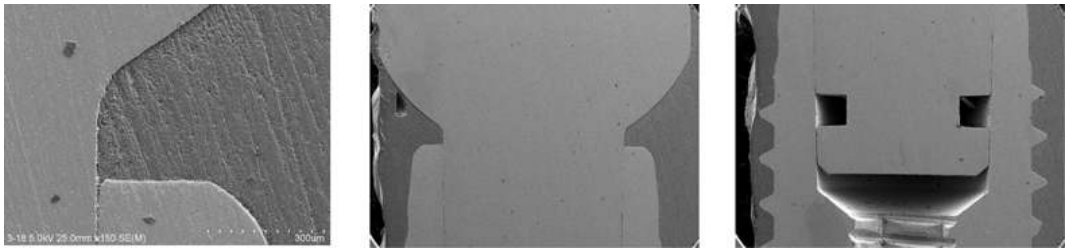
총괄 및 고안

고정체와 지대주를 연결하는 방식은 상부 보철물의 안정성이나 강도를 결정하는 매우 중요한 요소이다. Beat등은[19] 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였고,



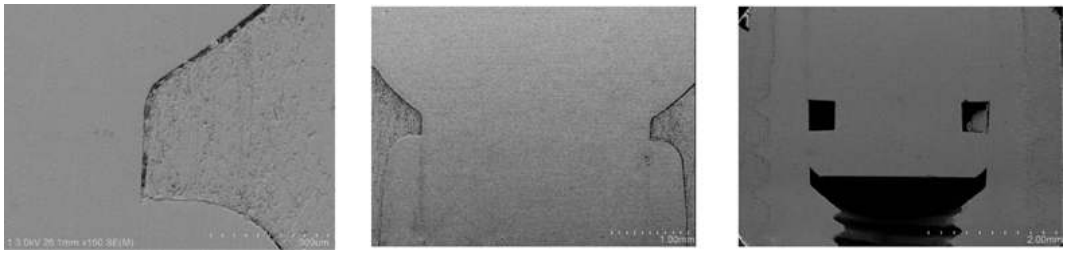
(a) (b) (c)

Fig. 14. FE-SEM view of Load 1 : conventional abutment. (a: x150, b: x25, c:x25)



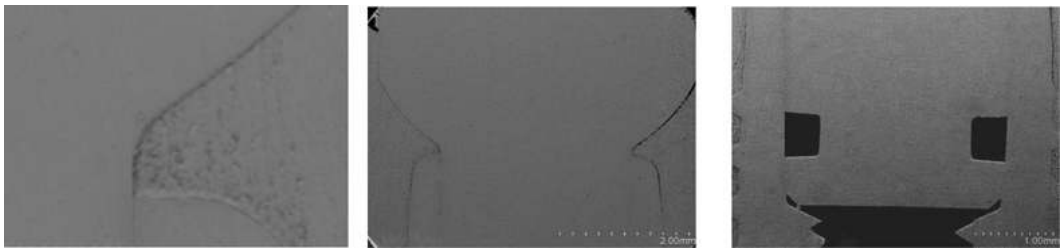
(a) (b) (c)

Fig. 15. FE-SEM view of Load 2 : conventional abutment. (a: x150, b: x25. c: x25)



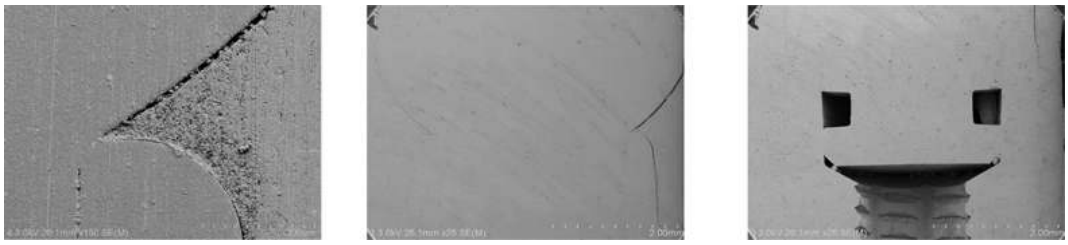
(a) (b) (c)

Fig. 16. FE-SEM view of Load 3 : conventional abutment. (a: x150, b:x25, c: x25)



(a) (b) (c)

Fig. 17. FE-SEM view of Load 4 : conventional abutment. (a: x150, b: x25, c: x25)



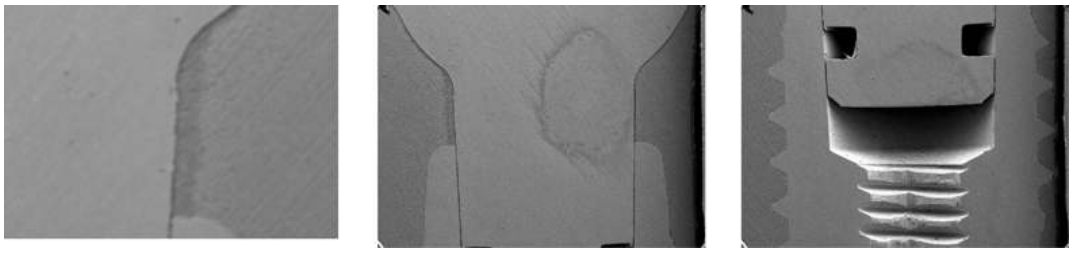
(a) (b) (c)

Fig. 18. FE-SEM view of Load 5 : conventional abutment. (a: x150, b: x25, c: x25)



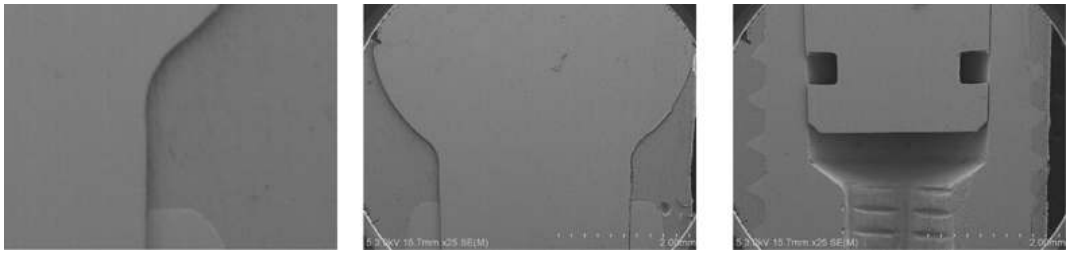
(a) (b) (c)

Fig. 19. FE-SEM view of Load 1 : FDI abutment. (a: x60, b: x25, c: x25)



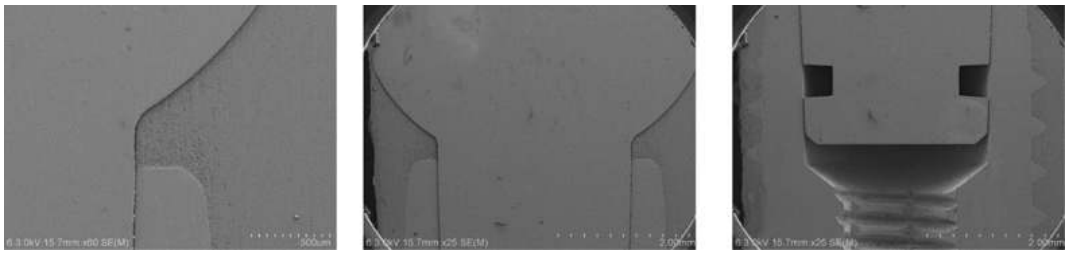
(a) (b) (c)

Fig. 20. FE-SEM view of Load 2 : FDI abutment. (a: x60, b: x25, c: x25)



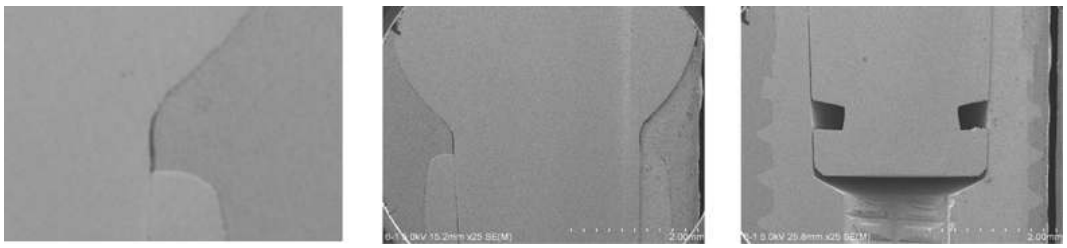
(a) (b) (c)

Fig. 21. FE-SEM view of Load 3 : FDI abutment. (a: x60, b: x25, c: x25)



(a) (b) (c)

Fig. 22. FE-SEM view of Load 4 : FDI abutment. (a: x60, b: x25, c: x25)



(a) (b) (c)

Fig. 23. FE-SEM view of Load 5 : FDI abutment. (a: x60, b: x25, c: x25)

Levine[9]과 Krenmair[20]도 내측연결 시스템의 안정성을 강조한 바 있다. 이러한 장점들을 가지는 내측연결 시스템중 내부 원추형 연결방식에 대해 Beat등은[19] 잠금 장치의 형태와 마찰력이 연결부의 안정성을 결정하며 외부의 기능적 부하에 주로 원추형 연결부가 저항을 하며 원추형 연결부의 마찰력으로 연결부의 안정성을 유지하고, 전하중이 낮기 때문에 외력에 의해 항복강도를 초과할 위험이 크게 줄어든다고 하였다.

나사가 없는 locking taper 결합의 원추형 지대주를 갖는 임플랜트는 세균 침투를 방지하는 밀봉기능과 풀림을 방지하는 고정 기능 및 측방력을 더 깊게 분산시키고 진동에 대한 완충역할을 확보할 수 있다고 추정되나 이러한 locking taper 결합에서 저작력에 의해 지대주가 침하되는 현상에 대해 선학의 연구가 별로 없는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 임플랜트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 중에서 최근에 국내에서 이용되고 있는 나사 없이 원추형 지대주를 갖는 Alloden 임플랜트 시스템의 지대주를 고정체에 연결하고 하중을 가하여 고정체/지대주 연결부위의 침하량을 측정하고 적합도를 주사전자 현미경을 통하여 관찰, 평가하고저 하였다.

임상적으로 Alloden 시스템의 지대주는 구강내에서 나사 없이 고정체에 손가락 힘으로 누른 다음 mallet을 이용하여 약 3회정도 타격 하중을 가하여 연결하는 방식이다. 본 실험은 생체내에서 이루어진 실험이 아니므로 임상적으로 적용되는 힘을 객관적 자료로 변환하는 과정이 필요하였다. 따라서 하중 측정 장치 (Basic Force Gauge, Mecmesin, England)를 이용하여 Table 1.에서 보는 바와 같이 finger force 및 malleting force를 각각 20회를 측정하여 그 평균치를 산출하였다. 하중 측정 실험은 모두 동일인이 하였으며 mallet을 이용한 힘의 크기를 측정할 때는 제한된 구강내에

서 시행할 때와 마찬가지로 약 30°의 mallet 운동 범위에서 타격 압력을 가하였다. 그 결과 finger force는 5.91±0.58kg, malleting force는 3.35±0.29kg의 힘을 얻었다. 구해진 결과치의 힘과 본 실험에서 지정한 20kg의 저작압력을 그대로 지대주-고정체에 하중조건에 따라 적용하고 그에 따른 적합도 및 길이 변화를 측정하였다.

Fig. 14-23에서 보는 바와 같이 지대주-고정체 계면의 적합도는 아주 양호하고 치밀한 접촉을 이루고 있었다. 따라서 1.5° locking taper 결합은 세균 침투 봉쇄에 좋은 역할을 할 것이라고 사료된다. 대체로 하중량이 증가함에 따라 conventional abutment나 FDI abutment 모두에서 지대주가 더욱 침하하는 양상을 보였으며 특히 임상에서 보통 고정체에 지대주 연결시 사용하는 하중조건인 하중 2군의 경우에 비해 장기간 저작력이 작용된 경우로 추정되는 하중 5군간의 침하량의 차이에는 conventional abutment 의 경우는 0.24mm, FDI abutment의 경우는 0.39mm의 많은 침하량 차이를 보여주므로서, 실제 기공실에서 보철물의 적절한 교합의 부여 후 환자 구강내에서 임플랜트 보철물 장착 후 기능시의 교합의 변화를 고려한 교합조정 등 이러한 침하에 대비한 적절한 임상적 조치가 필요하리라고 사료된다. 또한, 침하량 변화가 없을때 까지 수회 20kg하중을 가한 결과 A 그룹은 7-8회 적용시 총 침하량 0.51±0.06mm를 보였고 B 그룹은 10-13회 적용시 0.75±0.06mm의 침하량을 보였다. 따라서 임상적으로 이러한 나사가 없이 연결되는 내부 연결 원추형 지대주를 갖는 임플랜트를 사용시에는 저작력에 따른 보철물의 침하 여부를 정기검진을 통해 확인하여야 할 것이며 지대주와 고정체 연결시 저작력에 준하는 압력을 가하여 침하량 변화를 최소로 하여야 할 것이다.

하지만 본 연구는 생체내 실험이 아니며 최종 보철물이 장착되지 않은 상태의 지대주에 하중을 가한 실험이므로 구강내에서 기능시와 비교하여 차이가 있을 수 있다. 앞으로 이러한 점을 보완한 더 구체적이고 사실적인 실험 및 장기간의 임상실험을 통하여 더 정확한 결론을 얻을 필요가 있다고 사료된다. 또한 conventional abutment의 경우 기능시의 침하로 지대주의 neck 상부 부위가 고정체 platform에 닿음으로서 neck 부위가 잘룩한 지대주의 neck 부위에 연조직 sealing등과 관련된 장점[21]등이 소실될 수 있다고 사료된다. 또한 기능 하중시에 해당되는 하중 5군의 경우 3.5mm의 neck 길이를 갖는 conventional abutment의 경우에 비해 4.0mm의 neck 길이를 갖는 FDI abutment의 경우가 더 침하하는 양상을 보였는데 이는 지대주 neck 부위의 형태 및 경사와 적합도 등의 차이에 의한 것이 아닌가 하고 추정되며 추후 이와 관련된 연구가 더 필요하리라고 사료된다.

결 론

본 연구는 내부 원추형 임플랜트의 연결 방식이 저작압에 잘 견딜수 있는 구조인지를 알아보기 위하여 Alloden 임플랜트 시스템의 고정체에 연결된 지대주에 하중을 가한 후 주사 전자 현미경을 통하여 고정체-지대주 연결부의 적합도 및 침하 양상이 있는지를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 고정체에 지대주를 연결시 손으로 지긋이 누르는 힘(finger force)은 약 5.91±0.58kg이며 mallet으로 연결하는 힘(malleting force)은 약 3.35±0.29kg이었다.
2. 고정체-지대주 연결 후 저작력 하중을 가한 결과 고정체-지대주 계면의 적합도는 대체로 긴밀한 접촉을 이루고 있었다.
3. 하중조건이 추가됨에 따라 지대주는 더 침하하는 양상을 보였다.
4. 침하량 변화가 일어나지 않을 때까지 20kg 하중을 가한 결과 conventional abutment는 7-8회 후 총 침하량 0.51±0.06mm, FDI abutment는 10-13회 후 총 침하량 0.75±0.06mm를 나타내었다.

결론적으로 나사가 없는 원추형 지대주를 갖는 임플랜트는 대체로 저작압에 좋은 적합도를 보이지만 하중조건이 추가됨에 따라 고정체-지대주 연결부위의 침하량이 증가하는 경향을 가지고 있음을 알 수 있었다. 따라서 이러한 시스템을 사용하는 치과의사는 정기적인 검진을 통해 교합에 이상이 존재하는지를 검사하고 이러한 점을 보완하여야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. J Oral Surg 1981;10:387-416.
2. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:11-25.
4. Binon PP. Implants and components : Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;5:76-94.
5. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants: The Toronto study, Part III. Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-90.
6. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. Clin Oral Implants res 1996;6:47-53.
7. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. J Prosthet Dent 1995;80:184-192.
8. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry, PJ, Krogh P, Polizzi G. Osseointegrated implants for single tooth replacement. A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:29-36
9. Levine RA, et al. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacement: Preliminary results at six or more months of loading. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:237-242.
10. 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;8:290-298.
11. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. J Prosthet Dent 1999;81:159-166.
12. Levine R, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G, Keller G. Multicenter retrospective anallysis of the solid-screw ITI implant for posterior single tooth replacements. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:550-556.
13. 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.
14. Gibbs CH, Mahan PE. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent 1981;46:443-9.
15. Craig RG. Restorative Dental Materials, 6th ed: C.V.Mosby Co, 1980:60-2.
16. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (I). J Dent Res 1956;35:664-70.
17. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication (II). J Dent Res 1956;35:671-3.
18. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:99-108.
19. Beat R. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper comparedto a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-526.
20. Krennmair G., Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxillofac Implant. 2002;17:78-85.
21. Tenenbaum H., Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. Impant Dent 2003;12:259-65.

Abutment Sinking and Fitness of Conical Internal Connection Implant System according to Loading Condition

Hal-La Lee D.D.S., **Hee-Jung Kim** D.D.S., M.S.D., Ph.D
Mee-Kyoung Son D.D.S., M.S.D
Chae-Heon Chung D.D.S., M.S.D., Ph.D

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to evaluate internal conical abutment sinking and fitness according to the loading condition.

In this study, Alloden implant fixture and two abutment(conventional, FDI) systems were used.

Each abutment was applied 1 time of finger force, 3 times of malleting force, 5 times of 20kg and extra several times to the fixture until the amount of abutment singking showed no change. Then, the length of abutment to fixture which was binding lightly with no pressure state was measured by Vernier caliper. After loading application, the length was remeasured and the amount of sinking was calculated.

The implant was buried in unsaturated polyester (Epovia, Cray Valley Inc. Korea) for making a comparison between the change of length and fitness of abutment-fixture connection part. Then All samples were cross-sectioned with high speed precision cut-off(accutom-5, Struers, Denmark). Finally, The result were observed and analyzed using FE-SEM (field emission scanning electron microscopy).

Key words: conical abutment, fitness, internal connection, sinking

Correspondence to : Dr. Chae-Heon Chung
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, 421, Seosuk-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea.
Tel: 82-62-220-3820. Fax: 82-62-227-2363
E-mail: jhajung@mail.chosun.ac.kr
Received: January 22, 2008, Last Revision: March 14, 2008, Accepted: March 25, 2008