지르코니아 임플란트 지대주의 기계적 강도에 관한 연구

부산대학교 치과대학 보철학교실, [1]대학원생, [2]교수, [3]오스템 임플란트 연구소

신성애[1] · 김창섭[1] · 조 욱[1] · 정창모[2] · 전영찬[2*] · 윤지훈[3]

목적: 임플란트 보철 수복에서 심미적 요구도가 증진되면서 최근에는 고강도, 고인성을 지니면서 생체적합성 우수하고 치아의 색과 조화로운 지르코니아 지대주의 사용이 증가하는 추세이다. 몇몇 임상보고를 통해 지르코니아 지대주의 우수한 주위조직 반응과 단기간의 성공적인 결과가 보고 되었으나, 장기간의 안정성을 평가하는 기계적 강도에 관한 연구는 미흡한 실정이다. 이에 본 연구에서는 직경, 각도, 연결방식이 상이한 임플란트 고정체 - 지르코니아 지대주의 단순 파절강도와 반복하중에 의한 피로한계 측정을 통해 지르코니아 지대주의 기계적 안정성을 평가해 보고자 하였다.

재료와 방법: ISO규정에 따라 지르코니아 지대주-고정체를 변연골이 3mm 흡수된 조건에서 30°경사하중으로 압축굽힘강도를 측정하고, 그 값의 80%를 최대하중으로 10%를 최소하중으로 하여 10Hz의 sine형 반복하중을 5×10^6 주기를 초과하는 조건의 내구성한계를 측정하였다. 지르코니아 지대주로는 regular diameter를 가지면서 external butt joint의 straight 지대주와 17° angled 지대주, 그리고 narrow diameter 이면서 external butt joint의 straight 지대주와 internal conical joint의 straight 지대주를 사용하였다. 압축굽힘강도 값을 일원분산분석과 사후검정으로 검증하였으며, 피로파절면을 전자주사현미경을 통해 관찰했다.

결과: 압축굽힘강도는 최소 927N 이상으로, 직경의 차이에 따른 유의한 차이를 보였으며($P < .05$), 내구성 한계는 503N에서 868N까지의 번위를 보였다.

결론: 지르코니아 지대주는 구강내 기능하중을 견딜수 있는 적절한 기계적 강도를 가지는 것으로 판단된다.

주요어: 기계적 강도, 압축굽힘강도, 지르코니아 지대주, 피로한계

(대한치과턱관절기능교합학회지 2009:25(4):347~358)

서 론

현재 전부 또는 부분 무치악 환자에서 골유착성 임플란트를 이용한 구강 기능 회복은 장기간 성공적인 예후를 보이며 보편적인 보철 치료로 자리 잡고 있다.[1,2] 치아 우식의 이환율이 낮은 환자에 있어 치아가 상실된 경우 치질 삭제를 기피하여 일반적인 고정성 보철보다 임플란트를 이용한 수복이 더욱 광범위하게 사용되고 있다.[3,4] 성공적인 임플란트 보철 수복을 위해서는 기능적인 요구 뿐 아니라, 생물학적이며 심미적인 요구를 만족 시켜야 한다. 심미적인 성공은

교신저자 : 전영찬
부산대학교 치과대학 보철학교실, 경남 양산시 물금읍 범어리, 626-870, 대한민국,
팩스:+82-55-360-5130, 이메일:jeonyc@paran.com
원고접수일 : 2009년 10월 03일, 원고수정일 : 2009년 11월 23일, 원고채택일 : 2009년 12월 25일

임플란트 주위 치은 점막의 상태와 보철수복물의 재료 및 그 형태에 크게 영향을 받는다. 기존의 임플란트 지대주는 티타늄 또는 금합금 으로 되어 있어 비록 최종 수복물로 전부 도재관을 이용한다 하더라도, 연조직의 두께가 얇거나 열구가 얕은 경우에 수복물 경부 치은부위에 회색 음영을 남기는 한계를 가질 수밖에 없었다. 또한 장기간 기능 하에 치은 퇴축이 발생하면 치은연에서 금속이 노출되어 심미적 요구도가 높은 전치부 등에서는 치명적인 결함을 야기할 수 있다.[5-8)]

이러한 문제점을 극복하기 위하여 치아 색상에 근접하고 생체적합성이 우수한 알루미나를 고밀집 시켜 소결한 도재 지대주가 개발되어 사용되었다. 스웨덴 Nobel Biocare사의 CeraOne® 지대주에 사용된 ceramic cap을 시작으로 1991년에는 알루미나를 이용한 최초의 도재 지대주인 CerAdpt® 지대주와 2000년에 Friadent사의 Cera Base® 지대주 등이 개발되어 단일치아 뿐 아니라 다수치 수복에서도 제한적으로 성공적인 임상결과가 보고되기도 하였다.[8,9)] 그러나, 알루미나 세라믹이 가지는 취성이라는 물성으로 인해 임플란트 고정체에 연결시 특별한 주의를 필요로 하고, 기공과정과 기능 중에 지대주 파절 등에 의한 실패가 보고되면서 임상적 사용에 제한점으로 지적되었다.[4,9,10,11)]

최근에는 이러한 알루미나 세라믹의 물리적 단점을 극복하고자 고강도와 고인성을 지니면서 치아의 색과 조화를 이루며 생체적합성이 우수한 지르코니아 지대주가 대안으로 사용되고 있다.[12-16)]

지르코니아 지대주는 1997년 스위스 Wohlwena Innovative사의 Zirabut® 을 시작으로 2002년 Ankylos의 Cercon Balance Post™, 2003년 3i 사의 ZiReal Post®, Nobel Biocare 의 Esthetic Zirconia Abutment®, Astra Tech의 Astra Ceramic Abutment® 등이 개발되었고, 국내에서도 2002년 Acucera사의 ZirAce® 에 이어 Osstem사의 ZioCera® 등이 소개되었다. 또한 Nobel Biocare사의 Procera나 DCS Dental사의 DCS system처럼 computer-aided design/computer-aided manufacturing system을 이용한 개별적인 제작도 이루어지고 있다.[4,8,11,17-19)]

임상적으로 장기적인 임플란트 수복의 성공적 안정성에는 임플란트 시스템의 기계적 강도가 주요한 요인이다.[20-24)] 기계적인 강도에 영향을 주는 요소로는 재료적 특성이나 시스템의 직경과 디자인, 보철물의 적합도, 악습관 유무 등이 있다.[20,21,23-26)] 임플란트 시스템의 기계적인 문제들은 피로 또는 과부하에 의해 발생할 수 있으나, 주로 파절은 피로에 의해 일어나며,[20,22,25)] 특히 고정체와 지대주의 연결부 디자인이 임상적인 실패에서 피로와 상관이 있는 것으로 보고되고 있다.[20-22,25)] 임플란트 시스템의 기계적인 강도를 평가하는 방법으로 단일하중 하에서 재료의 소성 변형 및 파절강도를 측정하는 압축굽힘강도시험[27-29,30)]과 반복하중 하에서 재료를 파절시켜 피로강도를 측정하는 내구성한계시험[27,28,31)]이 있다. 대부분의 연구에서처럼 단일하중에 의한 압축굽힘강도나, 단기적인 반복하중후의 결과만을 평가하여 임플란트 시스템의 장기적인 안정성을 예측하기에는 한계가 있다. 따라서 선택한 임플란트 시스템의 단기간 또는 장기간 기능 중에 일어날 수 있는 기계적 실패의 가능성을 예측하기 위해서는 압축굽힘강도는 물론 내구성한계의 측정을 통한 기계적 강도의 평가가 필요할 것으로 생각된다.

단일치아 임플란트의 지르코니아 지대주를 이용한 보철 수복의 경우, 압축굽힘강도가 전치부 최대교합력 보다 높다는 보고가 있고,[18,19,32-35)] 전치와 소구치부의 단일치아 지르코니아 지대주 수복이 우수한 주위 경조직 및 연조직 반응을 보이며 지대주의 파절 없이 단기간 성공적인 것으로 보고되고 있다.[36)] 그러나 지속적인 과하중이 가해질 경우 장기간의 성공적인 안정성을 보장하는 기계적 강도에 관한 연구는 미흡한 실정이다. 특히 심미적인 요구도가 높은 부위의 보철수복시 임플란트 식립 각도로 인해 지대주의 위치 수정이 요하는 경우에 적용되는 angled 지르

코니아 지대주나 상악 측절치나 하악 전치에 적용되는 직경이 작은 지르코니아 지대주, 또는 연결방식이 상이한 지르코니아 지대주의 기계적 한계를 규명할 필요성이 있다.

이에 본 연구에서는 단일치아 임플란트 조건하에서 직경, 지대주의 각도, 연결방식이 상이한 지르코니아 지대주- 고정체 시스템의 단순 파절강도와 반복하중에 의한 피로한계 측정을 통해 지르코니아 지대주의 기계적 안정성을 평가해 보고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 오스템 임플란트(Osstem Co. Ltd., Korea)의 고정체와 지대주를 사용하여 아래의 실험군으로 나누어 시행하였다(Fig. 1, Table I).

1) ERS 군 : regular diameter의 직경 4.1mm, 길이 13mm 의 US II 고정체에 straight ZioCera 지대주를 연결하였다.
2) ERA 군 : regular diameter의 직경 4.1mm, 길이가 13mm 의 US II 고정체에 17° Angled ZioCera 지대주를 연결하였다.
3) EMS 군 : narrow diameter의 직경 3.5mm, 길이가 13mm 의 US II 고정체에 straight mini ZioCera 지대주를 연결하였다.



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

Fig. 1. Schematic diagram of sections of 4 abutment-implant assemblies.
(a) ERS group, (b) ERA group,
(c) EMS group, (d) IMS group.

4) IMS 군 : narrow diameter의 직경 3.5mm, 길이가 13mm 의 GS II 고정체에 straight mini ZioCera 지대주를 연결하였다.

2. 연구방법

1) 압축굽힘강도 측정

임플란트 고정체를 지그에 고정시키고 0.5%의 오차를 갖는 디지털 토크 게이지(MGT12E, MARK-10 Corp., USA)를 이용하여 각 지대주 나사를 제조회사의 지시에 따른 조임 회전력으로

Table I. Features of implant abutment systems used in this study.

Group	Implant/abutment interface	Implant	Zirconia abutment	Titanium abutment screw
ERS	External butt joint	US II (BFR413)	ZAR537	ASR200
ERA	External butt joint	US II (BFR413)	ZAAR5173	ASR200
EMS	External butt joint	US II (BFM213)	ZAM537	ASM200
IMS	Internal conical joint	GS II (GS2M35130)	GSZAM4535N	GSASM

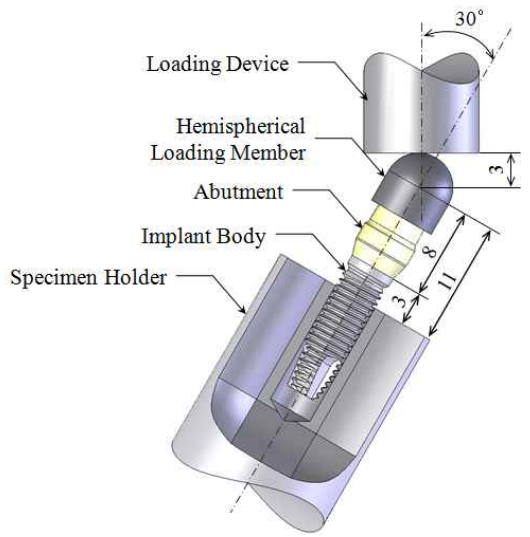


Fig. 2. Schematic diagram for compressive strength test.

체결하였다.

만능시험기(Instron model 8516, Instron Corp., USA)에 임플란트 고정체-지대주 시편을 치과용 임플란트 실험에 관한 ISO/FDIS 14801;2003(E) 규정을 참고하여 매식 조건을 변연골이 3mm 흡수된 조건으로 고정시켰다.[37]

내부 형태가 각 지대주 형태에 맞게 선반 가공된, 상단이 반구 형태를 갖는 동일한 높이의 원통형 스테인리스 스틸 금속관을 임플란트용 methyl methacrylate 레진계 임시 접착제(Premier Implant Cement, Premier Dental Product Co., USA)로 합착하여 고정체 고정점에서 보철물 반구의 중심점까지 거리가 총 11mm가 되도록 하였다 (Fig. 2).

보철물 반구에 30° 경사하중을 1.0mm/min의 속도로 가하여 시편이 실패할 때까지의 최대하중인 압축굽힘강도를 측정하였고, 실험군의 하중-변위 곡선을 관찰하였다. 시편은 4개의 실험군 별로 5개씩, 총 20조의 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 사용하였다. 실험군 간의 압축굽힘강도의 유의차를 일원배치 분산분석법 (One-way ANOVA)과 Tukey test를 이용하여 통계학적으로 검정하였다.

2) 내구성한계 측정

피로파절실험을 위해 공압식 피로시험기 (Fatigue tester, Osstem Co. Ltd., Korea)에 압축굽힘강도실험과 동일하게 시편을 위치시킨 다음, 측정된 압축굽힘강도 평균값의 80%를 최대하중으로, 이 값의 10%를 최소하중으로 하여 온도 22°C, 습도 38%의 항온 항습실에서 sine형 반복하중을 10Hz로 적용하였다. 이때 시편의 영구변형이나 피로파절이 일어나면 이전 하중에서 약 10-20%정도씩 하중의 크기를 감소시켜 다시 반복하중을 가하는 방식으로 실험을 진행하였다. 적어도 3개의 시편에서 약 5년간의 평균저작회수에 해당하는 5×10^6 주기[31]를 초과하여 실패가 일어나지 않는 하중의 크기, 즉 내구성 한계를 결정하였다. 실패가 일어난 시편들은 회수하여 실패양상을 관찰하였으며, 세로좌표 상에 적용된 최대하중과 가로좌표 상에 실패할 때까지 주기 수의 로그를 좌표점으로 하여 하중주기곡선을 그렸다.

3) 주사전자현미경 관찰

내구성한계실험 후 실패가 일어난 시편들의 파절부위를 주사전자현미경 (HITACHI S-2400, Hitachi Co. Ltd., Japan)으로 관찰하였다.

연구성적

1. 압축굽힘강도

각 고정체-지대주 실험군들의 압축굽힘강도 결과를 Table II와 Fig. 3에 나타내었다. 평균 압축굽힘강도는 ERA 군에서 2293.2N으로 가장 높게 나타났고, ERS 군은 2094.6N, IMS 군은 1080.6N, 그리고 EMS 군은 927.0N으로 낮아졌다. regular diameter를 가지면서 external butt joint

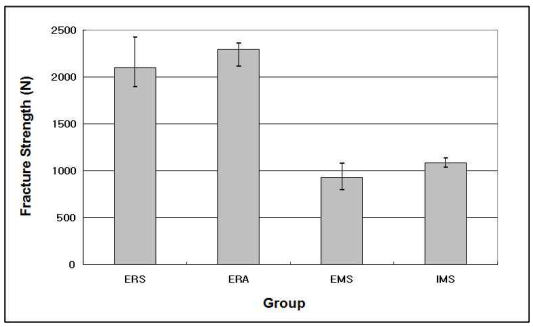
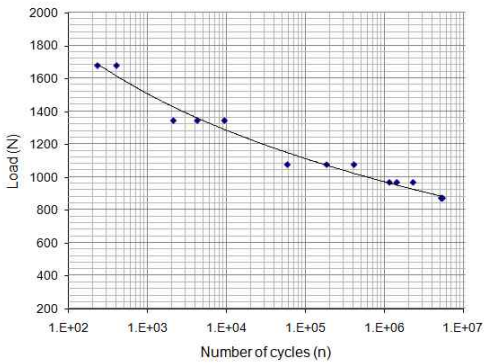


Fig. 3. Comparison of mean compressive bending strengths.

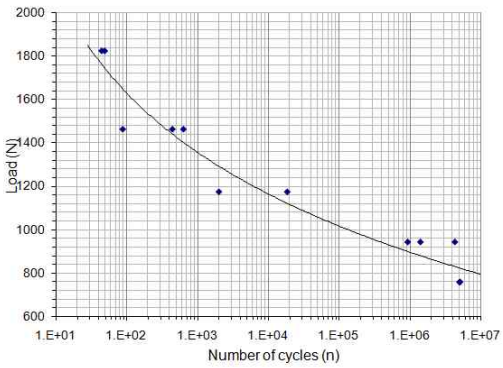
Table Ⅱ. Mean values and SDs for compressive bending strength(N).

Group	Mean	SD	
ERS	2094.6	201.3	A
ERA	2293.2	101.0	A
EMS	927.0	123.0	B
IMS	1080.6	47.3	B

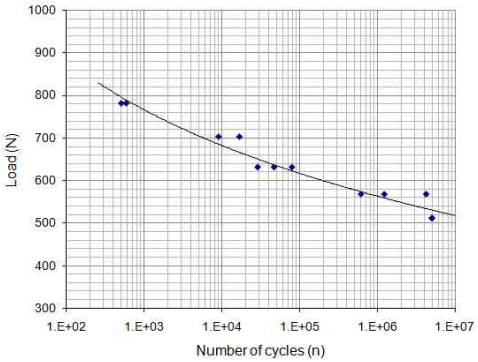
Group with the same letters are not significantly different (P >.05).



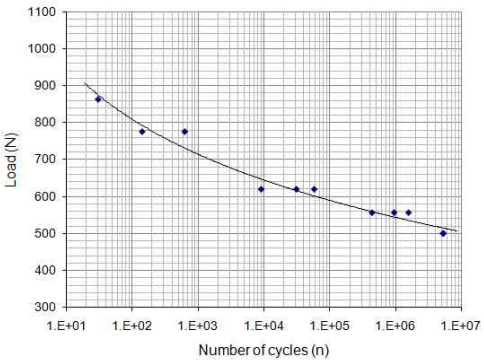
(a) ERS group



(b) ERA group



(c) EMS group



(d) IMS group

Fig. 4. Load-cycle diagrams for tests run until 5×10^6cycles

Table. Ⅲ. Endurance limits (N)

Group	Endurance limit
ERS	868
ERA	751
EMS	511
IMS	503

로 연결되는 straight 지대주와 17° angled 지대주는 유의한 차이를 보이지는 않았으며(P>.05), narrow diameter의 external butt joint의 straight 지대주와 internal conical joint의 straight 지대주도 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(P>.05). 그러나 regular diameter의 지대주들은 narrow diameter의 지대주보다 더 높은 압축굽힘강도를 나타내었다(P<.05).

2. 내구성한계

개개 실험군의 피로하중과 반복 주기와의 상관관계를 나타내는 하중주기곡선은 Fig. 4와 같다. 내구성한계 값은 ERS군(868N)이 가장 높은 값을 보였고, ERA군(751N), EMS군(511N), IMS군(503N)순으로 나타났다(Table III).

피로 실패는 지대주가 파절되거나 지대주와 지대주 나사, 또는 지대주와 나사 그리고 고정체에서 같이 파절이 일어나는 양상을 보였다.

3. 주사전자현미경 관찰

주사전자현미경 소견을 그림 5에 나타내었다. 피로 실패를 보인 지르코니아 지대주는 주로 고정체와 인접하는 부분에서 파절이 시작되어 하중의 수직 방향으로 균열이 생성되고 성장했으며(Fig. 5a), 파절 단면은 등성(ridgelike)의 형태를 이루며 전파하였다(Fig. 5b). 취성다결정 재료의 파괴가 그러하듯 결정립들의 입내파괴(transgranular fracture)와 입계파괴(intergranular fracture)가 모두 관찰되었다.[49] 주로 입자를 관통하고 원자 밀도가 높은 일정한 결정 벽계면을 따라 파절 진행 면이 형성되었다(Fig. 5c).

총괄 및 고안

지르코니아 지대주로는 3가지 동소체의 다형재인 지르코니아에 소량의 금속 산화물을 첨가하여 상을 안정화하고 입자의 크기를 나노 수준으로 작게 제작하여 강화시킨 yittria-stabilized zirconium dioxide가 주로 사용되고 있다.[12,38] 본 연구에서는 이러한 지르코니아 지대주-고정체

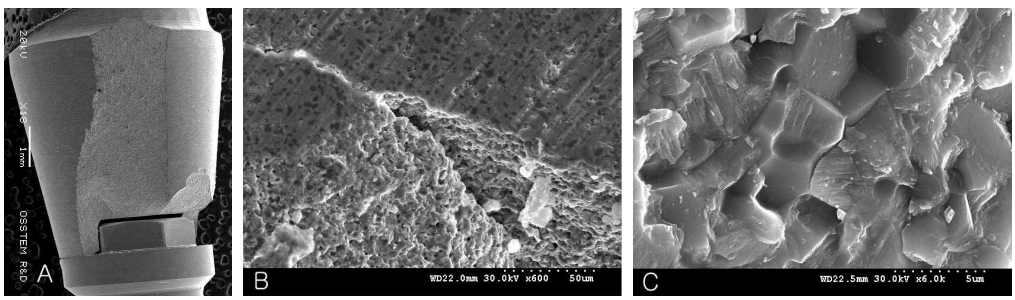


Fig. 5. SEM fractographs of failure in ZioCera abutment during endurance limit test. (a) failure of abutment (×18), (b) failure surface is ridgelike shape (×600), (c) fractograph shows both transgranular fractures and intergranular fractures (×6,000).

시스템의 기계적 강도를 알아보고자, 임상적으로 단일 과부하에 의한 파절을 의미하는 압축굽힘강도와, 반복 하중에 의한 피로파절을 의미하는 내구성한계를 측정하였다. 피로는 항복강도 이하의 반복 하중 하에서 갑작스런 실패가 생길 수 있는 점진적인 균열의 진행이라고 정의되며,[25,31] 계속적인 하중으로 열구가 성장하여 최종 하중이 남아있는 건전한 부분의 기계적인 능력을 초과할 때 갑작스런 실패가 발생한다. 재료가 무한대의 반복 회수에서 실패하지 않는 가장 큰 하중의 크기를 피로한계(fatigue limit)라고 하는데, 일반적으로 부분 구조물의 수명은 내구성한계(endurance limit)로 특징지어질 수 있기 때문에[39,50] 본 연구에서는 5년간 평균 저작 회수에 해당하는 5×10^6회의 내구성한계를 측정하였다.

일반적으로 임플란트 시스템의 기계적 강도는 부품의 강도, 두께, 형상, 연결방식, 전하중, 적합도 등에 영향을 받는다.[20,23-27] 본 연구결과 지르코니아 지대주-고정체는 티타늄 지대주-고정체의 보고된 압축굽힘강도와 내구성한계보다[33] 높은 값을 보였는데, 이는 티타늄보다 상대적으로 높은 지르코니아의 강도 때문일 것이다. 또한 직경이 큰 ERS군과 ERA군이 직경이 작은 EMS군과 IMS군보다 지대주 종류나 지대주-고정체 연결방식에 관계없이 압축굽힘강도와 내구성 한계가 높게 나타났는데, 본 실험조건에서는 부품의 두께가 임플란트 시스템의 기계적 강도에 영향을 주는 주요소로 작용했기 때문으로 생각된다. 따라서 과부하의 위험이 높은 경우에는 직경이 큰 임플란트 시스템을 계획하는 것이 기계적 실패를 줄이는 방법이 될 것이다.

Regular diameter의 실험군들 에서는 straight 지대주인 ERS군과 angled 지대주인 ERA군 사이에 압축굽힘강도에 유의차가 없었고 내구성한계는 각각 868N과 751N으로, angled 지대주인 ERA군에서 약간 낮은 값을 보였다. 한편 파절된 angled 지대주 시편은 각도가 꺾여 구조적으로 얇아지는 부위에 수직적으로 균열이 나타난 것을 발견할 수 있었는데, 이런 취약 부위를 갖고 있음에도 불구하고 angled 지대주가 straight 지대주와 비교적 유사한 기계적 강도를 보인 이유는 지대주가 하중방향으로 기울어져 경사하중에 대한 보상이 일어나 굽힘 모멘트가 감소하여 나타난 결과로 생각된다. 따라서 임플란트가 경사지게 식립된 경우 임상적 상황에 따라 straight 또는 angled 지대주를 선택 사용하는데 있어서 연결부 안정성에 관한 보고[40]처럼 기계적 강도 측면에서도 두 지대주간에 큰 차이는 없을 것으로 판단된다.

연결방식이 다른 narrow diameter의 EMS군과 IMS군은 유사한 압축굽힘강도와 내구성한계를 나타내었는데, 일반적으로 티타늄 지대주는 external butt joint보다 internal conical joint에서 기계적 안정성이 더 우수한 것으로 보고되고 있다.[23,26,27,41,42] 전자는 지대주 나사의 전하중이 연결부 안정성의 주요소인데 비해, 후자의 morse-taper 구조는 나사신장과 쐐기 효과에 의한 전하중을 동시에 얻을 뿐 아니라 경사진 연결부가 굽힘 하중에 저항하기 때문에 구조적으로 더 안정화되어 있다.[41] 그럼에도 불구하고 본 연구에서 지대주와 고정체간 연결방식에 따른 기계적 강도에 차이가 나타나지 않은 것은 두께가 얇은 narrow diameter의 시스템을 사용하였기 때문에 부품 간 연결방식보다는 부품의 두께가 기계적 특성에 더 지배적 요인으로 작용했기 때문이라 생각되며, 추후 다른 직경의 임플란트 시스템을 이용한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

본 실험에서 단일 하중에 의한 기계적 실패 양상은 대부분 지르코니아 지대주의 파절로 나타났다. external butt joint의 지대주에서는 고정체와의 접촉부위에서 파절이 일어났으며, internal conical joint의 지대주에서는 형태적인 이유로 두께가 얇아져 응력이 집중되는 연결부에서 파절이 야기되었다. 본 실험의 압축굽힘강도 측정 시 지르코니아 지대주의 하중-변위 곡선에서 파절이 일어나기 전 regualr diameter의 실험군들에서 최대하중의 50% - 70% 범위에서, narrow

diameter의 실험군들에서는 30%-40% 범위에서 균열 개시가 관찰되었다가 다양한 crack inhibition mechanism을 통해 하중을 견디며 최종 파절에 도달하였다.[38,39] 이 처럼 균열의 개시는 낮은 부하에서 시작될 수 있으며 최종적으로 파절강도에 영향을 미치기 때문에 지대주의 제조 과정이나 보철물 제작을 위한 절삭, 연마과정에서 균열의 시작점이 되는 흠이나 결함이 발생하지 않도록 주의를 기울여야 한다. 한편 반복하중에 의한 피로 실패는 Att 등[34]의 보고에서처럼 지대주 파절, 지대주나사의 풀림과 파절, 고정체 파절 등 다양한 실패 양상을 보여 특정 취약 부위를 인지하기가 어려웠다.

자연치열이나 임플란트 수복물에서 압축굽힘 강도와 연관성이 있는 최대교합력과 내구성한계와 관련성이 깊은 평균저작력에 관한 다양한 선학들의 보고들이 있다. Gibbs등[43,44]은 자연치열 최대교합력을 720N, 저작력을 261N 이라고 보고하였고, Haraldson등[45]은 임플란트 수복물의 최대교합력을 144.4N, 평균저작력을 50.1N이라고 보고하였다. 이들과 본 연구결과를 비교해 보면 비록 단일 임플란트, 경사하중이라는 불리한 역학적 조건에도 불구하고 모든 지르코니아 지대주 실험군들은 기능하중 이상의 압축굽힘강도와 내구성한계를 나타내었다. 지르코니아 지대주를 이용한 임상 연구에서도 Glauser 등[36]은 단일치아 수복에서 평균 49.2개월간 지대주의 파절이 없었으며, Yildirim등은 전부도재관으로 수복한 증례[19]가 5년 이상 지대주의 파절 없이 사용함을 보고한 바 있다.[32] 비록 교합력에 개인차가 크고 보고된 교합력이 다소 저평가된 면이 있으며,[44] 임상연구 또한 소수이고 장기적인 결과는 아니지만, 본 연구 결과와 함께 이러한 보고들은 지르코니아 지대주가 특히 전치나 소구치 부위에서 장기간 기능할 수 있는 충분한 기계적 강도를 갖고 있음을 시사하고 있다.

그러나 지르코니아 지대주는 절삭 시 표면에 흠이 생기거나 두께가 얇아지는 부위가 발생 할 수 있고,[46,47] 열처리 또는 도재축성 과정은 파절 저항성을 저하시킬 수 있다.[48] 그리고 지르코니아는 100-300°C의 온도에 장시간 노출 시 정방형의 결정상이 단사정으로 상전이 되는 저온열화 현상으로 강도가 급격히 저하될 수 있으며, 수분이 있거나 외력이 가해질 경우 이러한 현상은 가속화 된다.[38] 제품에 따라 복합체를 개발하거나 본 실험에 사용된 지대주처럼 입자의 크기를 미세화 시켜 이러한 문제점을 보완하고자 노력하고 있으나 지르코니아 지대주의 aging에 대한 평가는 부족한 실정이다. 따라서 이러한 요인들이 반영되지 못한 본 연구결과는 실제의 상황과는 다소 차이가 있을 것이다. 그리고 장기간 구강내 기능력 하의 임플란트 지대주로서 예지 가능성을 논하는데 있어서, 지르코니아 자체의 피로 거동이나 수명은 피로 파절과 일차적인 관련이 있으나 파절의 진행에 민감한 것은 부하된 최대응력이다.[39] 부적절한 치료계획이나 고정체의 식립위치 또는 보철물의 설계, 그리고 구강 악습관 존재 등으로 인한 과도한 응력 집중은 본 연구결과와 달리 지르코니아 지대주의 조기 실패를 야기할 수 있음을 유념해야 할 것이다.

결 론

본 연구에서는 심미적 요구도가 높은 전치의 임플란트 보철 수복시 기존의 티타늄 지대주가 갖는 금속색이 비춰 보이는 한계를 극복하고자 개발된 지르코니아 지대주의 강도를 측정하고자 하였다.

단일 치아 임플란트 조건하에서 external butt joint 의 연결 방식의 regular diameter의 지르코니아 지대주를 straight 지대주(ERS군)와 17° angled 지대주(ERA군)로 각도를 달리하고, narrow diameter의 지대주들은 external butt joint 연결 방식의 straight 지대주 (EMS군)와 internal conical joint 연결 방식의 straight 지대주 (IMS군)의 실험군으로 연결 방식을 달리하여 지르코니아 지대주 -고정체 시스템을 ISO 규정에 의해 압축굽힘강도와 내구성한계를 측정하여 기계적 강도에

미치는 영향을 알아보고자 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 압축굽힘강도는 ERA 군에서 2293.2N, ERS 군은 2094.2N, IMS 군은 1080.6N, 그리고 EMS 군은 927.0N으로 순으로 낮아졌으며, ERA군과 ERS군 사이에는 차이가 없었고, IMS 군과 EMS 군 사이에도 차이를 보이지 않았다($P>.05$). 그러나 regular diameter의 지대주의 압축굽힘강도가 narrow diameter의 지대주의 압축굽힘강도보다 높은 것으로 나타났다($P<.05$).
2. 내구성한계는 ERS군(868N), ERA군(751N), EMS군(511N), 그리고 IMS군(503N)순으로 나타났다.

이상의 결과로부터 지르코니아 지대주-고정체 시스템은 적절한 고정체의 식립 위치와 각도 또는 올바른 보철물 설계가 전제되어 진다면 구강내 기능력을 견딜 수 있는 충분한 기계적 강도를 지니고 있다고 판단되나, 이는 추후 장기적인 임상 연구를 통한 검증이 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-9
2. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Kogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Hermann I. Osseointegrated implant for single tooth replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
3. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant supported single tooth replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311-21.
4. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog M. Evolution and use of alumina oxide single tooth implant abutments: A short review and presentation of two case. *Int J Prosthodont* 2002;15:488-93
5. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high stregth implant abutment, Part I. *J. Esthe Dent* 1993;3:29-36
6. Prestipino V, Ingber A. Esthtic high stregth implant abutment, Part II. *J. Esthe Dent* 1993;5:63-68
7. Boudris P, Shoghikian É, Morin É, Huntnik P. Esthetic option for implant supprted single tooth restoration. *J. Can Dent Assoc.* 2001;67:508-14
8. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic coping bonded to titanium abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:921-7
9. Andressen B. Glausser R, Maglion M, Taylor Å. Ceramic implant abutments for short span FPDs : A prospective 5 years multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:640-6
10. Prestipino V, Ingber A. All ceramic implant abutment; esthetic indication. *J Esthet Dent* 1996;8;6:255-62
11. Brodbeck U. The ZiReal post; a new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:10-24
12. Pilathadka S. Vahalová D. Vosáhlo T. The zirconia ; a new dental ceramic material. *Pargue medical report* 2008;108:5-12
13. Garvie RC, Hannink RH. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4
14. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A. Bacterial colonozation ceramic surface; an vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:793-8
15. Bae KH, Han JS, Kim TI, Seol YJ, Lee YM. Biological stability of zirconia/alumina composite ceramic implant abutment. *Kor Perio Assoc.* 2006;36:555-65
16. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992;68:322-6
17. Fischer H, Yilidium M, Schmitz F. Festigkeits-minderung von Zirconoxid abutments infolge der Bearbeitung? *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:7:443-5
18. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Dietrich Wolf, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments; fracture strength and influence of cyclic loading on retaining screw loosening. *Q I.* 2006;37:1:41-8
19. Yilidium M, Edelhohh D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments-a new era in achieving optimal

esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:81-91
20. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11: 660-6
21. Rangert B, Eng M, Krogh P, Langer B, Rokel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34
22. Morgan MJ, James D, Pillar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:409-14
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 Impl Res* 1997;8:290-8
24. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91
25. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10
26. 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;15:519-26
27. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43
28. Kim Yumki, Oh Bumsuck, Nam sunghun, Jeoun sungsick. Fatique test, Lee Yunhyung, Experimental test for strength of materials, Seoul, Dooyangsa, Korea, 2007, p.155-174
29. Tripodakis APD, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all ceramic abutment restoration under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8:265-72
30. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-71
31. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16
32. Yilidium M, Fisher H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant supported all ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-31
33. Park IS, Won SY, Bae TS, Song KY, Park CW, Eom TG, Jeong CM. Fatique characteristics of five types of implant-abutment joint designs. *Metals and materials international* 2008;14:133-8
34. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single tooth implant all ceramic restoration after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehab* 2006;33;380-6
35. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutment after chewing simulation. *J Oral Rehab* 2005;32;838-3
36. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental Zirconia abutments for implant supported single tooth restoration in esthetically demanding regions; 4-year results of prospective clinical study. *Int J Prosthodon* 2004;17:285-90
37. ISO/FDIS 14801 Dentistry-fatigue test for endosseous dental implants, Internal Organization for Standardization, 2003(E)
38. Simon L. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J European Ceramic Society* 1995;15: 485-502
39. Liu SY, Chen IW. Fatique of yittria-stabilized zirconia; I. Fatique damage, II. Fracture origin, and life time. *J Am Ceram Soc.* 1991;74:1197-205.
40. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP. Comparision of screw loosening, rotation, and deflection. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-8
41. 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;15:519-26
42. 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
43. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K,

Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9

44. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-9
45. Haraldson T, Carlsson G. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1997;85:200-8
46. Daryl IL, Holltway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76:440-8
47. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground y-tzp-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487-91
48. Sundh A, Mollin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridge after veering and mechanical fatique testing. *Dental Materials.* 2005;21:476-82
49. David J. Green. Fractograpy, Kim junghee, An introduction to the mechanical properties of ceramics, Authorized translation of the edition published Cambridge University Press in 1998, Seoul, Scitech-media, 2001, p280-286

Mechanical strength of Zirconia Abutment in Implant Restoration

**Sung-ae Shin[1], DDS, MSD, Chang-Seop Kim[1], DDS, MSD,
Wook Cho[1], DDS, MSD, Chang-Mo Jeong[2], DDS, MSD, PhD,
Young-Chan Jeon[2*], DDS, MSD, PhD, Ji-Hoon Yun[3]**

[1]Graduate student, [2]Professor, Department of Prosthodontics, Collage of Dentistry, Pusan National University,
[3]Osstem Implant Research Center.

Purpose: As the esthetic demands of dental implant patients are increased, the demands of zirconia as implant abutment material are also increased. It has non-metalic color, good biocompatibility, high strength and high toughness. Even thought the advatage of zirconia abutment, there are a few studies about mechanical properties of zirconia abutment. This study evaluated the mecanical strength with compressive bending strength and endurance limit of implant-zirconia abutment assembly.

Materials and Methods: Static and cyclic loading of implant-Zirconia abutment assembly were simulated under worst case condition according to ISO. Test groups were implants of external butt joint with straight regular diameter and angled regular diameter zirconia abutment, implant of external butt joint with narrow straight diameter zirconia abutment and implant of internal conical joint with straight narrow diameter zirconia abutment. All test group were evaluated the mecanical strength with compressive bending strength and endurance limit. After fatique testing, fracture surface were examined by SEM.

Results: The compressive bending strengths exceed 927N. Regular diameter zirconia abutment were stronger than narrow diameter zirconia abutment(P 〈.05). The endurance limits ranged from 503N to 868N.

Conclusion: Within the limitation of this study, zirconia implant abutment exceeded the estabilished values for maximum incisal biting forces reported in the literature.

Key word: compressive bending force, endurance limit, mechanical strength, zirconia abutment.

Correspondence to : Prof. Young-Chan Jeon,
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University,
Beomeo-ri, Mulgeum-eup, Yangsan, Gyeongnam, 626-870, Korea,
Fax;+82-55-360-5130, e-mail: jeonyc@paran.com
Received : October 03, 2009, Last Revision : November 23, 2009, Accepted : December 25, 2009