임플란트 고정체-지대주 연결부 및 지대주 디자인이 기계적 강도에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 치과보철학교실, *오스템 임플랜트 연구소

전미현 · 정창모 · 전영찬 · 엄태관* · 윤지훈*

골유착성 임플란트 보철물에서 피로나 과하중에 의해 보철유지 나사나 지대주 나사의 파절, 보철물의 파절, 또는 고정체의 파절 등과 같은 기계적 강도와 연관된 문제점이 발생할 가능성이 높다. 임플란트 시스템의 기계적인 강도에 영향을 주는 요소에는 고정체와 나사의 직경, 재료적 특성, 연결부 디자인, 지대주 디자인 등이 있으며, 이 중 임플란트 고정체와 지대주간의 연결부 디자인은 임플란트 시스템의 기계적인 연결상태와 연결부 안정성을 결정하는 주요소이다. 대부분의 기계적 강도에 관한 연구에서처럼 단일하중에 의한 압축굽힘강도나, 단기적인 반복하중 후의 결과만을 평가하여 임플란트 시스템의 장기적인 안정성을 예측하기에는 한계가 있다. 연구 목적: 이에 본 연구에서는 external butt joint와 internal conical joint를 갖는 임플란트 시스템(오스템사)의 연결부 디자인에서 각각 다른 두 가지 지대주를 사용하여, 연결부 및 지대주 디자인이 기계적 강도에 미치는 영향을 압축굽힘강도는 물론 내구성한계를 측정하여 알아보고자 하였다. 연구 재료 및 방법: External butt joint인 US II에서는 통상적인 UCLA 지대주 형태의 Cemented abutment(BJT)와 굽힘 저항성을 증가시키기 위해 나사 두부가 지대주 상단에 위치하도록 설계된 Safe abutment(BJS)를, internal conical joint인 SS II에서는 one-piece형의 Solid abutment(CJO)와 two-piece형의 ComOcta abutment(CJT)를 지대주로 사용하였다. ISO 규정을 참고하여 단일 임플란트, 변연골 흡수, 그리고 30° 경사하중 조건에서 압축굽힘강도와 내구성한계를 측정하였고 실패 양상을 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다. 결과 및 결론: 1. 압축굽힘강도는 BJS군(1392.0N), CJO군(1261.8N), BJT군(1153.2N), 그리고 CJT군(1110.2N) 순으로 낮아졌으며($P<.05$), CJT군과 BJT군 사이에는 차이가 없었다($P>.05$) 2. 내구성한계는 CJO군(600N), CJT군(453N), BJS군(360N) 그리고 BJT군(300N) 순으로 낮아졌다. 3. 압축굽힘강도는 연결부 디자인 또는 지대주 디자인에 따라 차이를 보였으며, 내구성한계에 있어서는 연결부 디자인이 더 주된 요소로 작용하였다.

주요단어: 피로, 과하중, 기계적인 강도, 압축굽힘강도, 내구성한계

(대한치과턱관절기능교합학회지 2008;24(3):269-281)

서 론

치주인대의 부재로 인해 생리적 순응기전이 결여되어 있는 골유착성 임플란트에서는, 지속적인 과하중이 가해질 경우 보철유지나사나 지대주 나사의 파절[1,2], 보철물의 파절[2], 또는 고정체의 파절[3-8]등과 같은 기계적 강도와 연관된 문제점이 발생할 가능성이 높다.[9]

교신저자 : 정창모
부산대학교 치과대학 치과보철학교실, 부산광역시 서구 아미동 1가 10번지, 602-739, 대한민국.
팩스: + 82-51-257-2140
이메일:cmjeong@pusan.ac.kr
원고접수일: 2008년 4월 18일, 원고수정일: 2008년 8월 10일, 원고채택일: 2008년 9월 25일

임플란트 고정체-지대주 복합체의 기계적인 강도는 임플란트 치료의 장기적인 안정성을 평가하는 기준이 된다. 특히 단일 치아 임플란트는 기능 혹은 비기능적 운동에 의한 굽힘모멘트가 발생하기 쉽다.[7] 굽힘모멘트는 압축력이나 인장력보다 더 큰 응력을 유발하는데[10] 이로 인한 금속의 피로, 전하중의 감소 및 비례한계의 감소는 결국 고정체-지대주 연결부의 이개 또는 재료의 소성변형을 일으켜 나사의 풀림이나 파절, 또는 보철물이나 고정체의 파절 등 여러 가지 기계적인 문제점들을 야기한다.[11] 따라서 과부하로 인한 기계적 실패의 가능성을 줄이기 위해서는 역학적으로 불리한 단일 치아 임플란트의 기계적 한계를 규명하는 것이 필요하다.[12]

임플란트 시스템의 기계적인 강도에 영향을 주는 요소에는 고정체와 나사의 직경, 재료적 특성, 연결부 디자인 등이 있다.[13] 임플란트 고정체는 직경이 굵고 균일할수록 높은 강도를 가지며, 직경을 증가시키는 것이 임상적으로 고정체의 강도를 증가시키는 효과적인 방법 중의 하나이다. 한편 나사의 직경은 임플란트 시스템의 연결부 강도에 영향을 주는 요소로 간주되지만, 굽힘하중에 대한 저항과 나사의 직경사이의 상관관계는 미약하다.[13] 현재 사용되고 있는 임플란트 시스템들의 고정체로는 상업용 순수 티타늄, 지대주로는 상업용 순수 티타늄이나 금합금, 그리고 지대주 나사로는 티타늄 합금이나 금합금 등이 주로 이용되고 있는데 이러한 재료들이 갖고 있는 기계적 특성의 차이가 어느 정도까지 임플란트 시스템의 강도에 영향을 주는지를 판단하는 것은 쉽지 않다. 특히 고정체의 경우 시스템마다 서로 다른 등급을 갖는 상업용 순수 티타늄을 사용하기 때문에 강도의 차이가 생길 수 있으나 탄성계수가 비슷하여 그 효과는 크지 않다.[13-15] 마지막으로 임플란트 고정체와 지대주간의 연결부 디자인은 임플란트 시스템의 기계적인 연결 상태와 연결부 안정성을 결정하는 주요소이다.[16,17]

여러 실험연구를 통해 임플란트 고정체와 지대주간의 internal conical joint가 external butt joint 보다 기계적 안정성이 우수한 것으로 보고되고 있는데, Morse-taper의 독특한 기계적인 특징은 임플란트 시스템의 파절강도를 높이고[15,17] 지대주 나사의 풀림을 감소시킨다.[18-22]

연결부 디자인과 함께 사용하는 지대주의 종류, 즉 지대주의 디자인 역시 임플란트의 기계적인 강도에 영향을 미칠 수 있는 요소이다. internal conical joint의 one-piece형과 지대주와 나사가 분리된 two-piece 형 지대주가 미치는 영향에 대한 연구들이 여러 문헌에서 보고되었고,[9,16,23-25] external butt joint에서는 지대주 종류에 따른 강도연구가 있었다.[13,26]

임플란트 시스템의 기계적인 강도를 측정하는 방법에는 크게 두 가지가 있는데, 단일하중하에서 재료의 소성 변형 및 파절강도를 측정하는 압축굽힘강도 시험[12,13,17]과 반복하중하에서 재료를 파절시켜 피로강도를 평가하는 내구성한계시험[24,27]이 있다. 압축굽힘강도시험은 매우 큰 하중을 적용하여 시행하는 파괴시험으로서 구조물 자체의 강도를 알 수 있으며, 피로를 평가하는 내구성한계시험은 구강내에서 생길 수 있는 다양한 크기와 시간, 주기를 갖는 힘에 대한 결과를 평가하기에 더 적합한 방법이다. 피로특성의 다른 평가방법으로 유한요소분석을 이용한 간접적인 수치적 해석방법이 있는데, 위의 두 파괴시험이 파괴여부와 위치만을 보여주는데 반해 유한요소분석은 시스템 내부의 기전을 관측할 수 있다는 장점[22]이 있으나, 실제와 유사한 결과를 도출해내기에 필요한 크기와 복잡성을 갖는 컴퓨터 모델을 제작하기 어렵다는 단점이 있다.[28]

임플란트 고정체-지대주 연결부의 기계적인 문제들은 피로 또는 과부하에 의해 발생할 수 있지만 파절은 주로 피로에 의해 일어나며, internal conical joint와 external butt joint 모두 임상적 실패는 피로와 상관이 있는 것으로 보고되고 있다.[3,4,7,29] 대부분의 기계적 강도에 관한 연구에서처럼 단일하중에 의한 압축굽힘강도나,[13,16,22] 단기적인 반복하중후의 결과[15,22,24,25,30]만을 평가하

여 임플란트 시스템의 장기적인 안정성을 예측하기에는 한계가 있다. 따라서 고유의 재료, 직경, 연결부 및 지대주 디자인을 갖고 있는 각 임플란트 시스템에서 압축굽힘강도는 물론 내구성 한계를 측정하여 제시하는 것이 임프란트 시스템간의 기계적 강도를 비교 평가하고 또한 선택한 임플란트 시스템의 단기간 또는 장기간 기능 중에 일어날 수 있는 기계적 실패의 가능성을 예측하는데 도움을 줄 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 단일 치아 임플란트 조건하에서 external butt joint 또는 internal conical joint의 고정체-지대주 연결부를 갖는 두 가지 임플란트 시스템의 연결부 및 지대주 디자인이 기계적 강도에 미치는 영향을 압축굽힘강도와 내구성한계 측정을 통하여 알아보고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 오스템 임플란트(Osstem Co. Ltd., Korea)의 external butt joint 를 가지는 USⅡ 임플란트 시스템과 8° internal conical joint를 가지는 SSⅡ 임플란트 시스템을 사용하였다. 지대주는 US II 고정체에는 통상적인 UCLA 지대주 형태의 Cemented abutment(BJT군)와 굽힘 저항성을 증가시키기 위해 나사 두부가 지대주 상단에 위치하도록 설계된 Safe abutment(BJS군)를, SS II 고정체에는 Solid abutment(CJO군)와 ComOcta abutment(CJT군)를 사용하였다. One stage용 임플란트로서 자체 collar를 가지고 있는 SS II 시스템에서는 US II 시스템의 지대주와 유사한 상단 높이를 가지는 지대주를 선택하였다. 지대주와 나사가 일체형인 Solid abutment를 제외한 나머지 지대주 나사는 티타늄 합금(Ti-6Al-4V)나사를 사용하였다(Table Ⅰ과 Fig. 1).

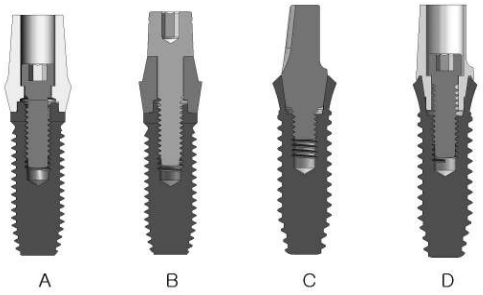

Fig. 1. Sectional views of fixture-abutment assemblies showing interface and attached abutment. A, BJT; B, BJS; C, CJO; D, CJT.

Table Ⅰ. Features of implant abutment systems

Implant system	Group	Implant/abutment interface	Implant ϕ mm (grade IV)	Abutment (grade III)	Abutment screw
US II	BJT	External butt joint	4.0	Cemented	Ti-6Al-4V
	BJS	External butt joint	4.0	Safe	Ti-6Al-4V
SS II	CJO	Internal 8° Morse Taper	4.1	Solid	
	CJT	Internal 8° Morse Taper	4.1	ComOcta	Ti-6Al-4V

2. 연구방법

1) 압축굽힘강도 측정

임플란트 고정체를 별도로 제작된 지그에 고정시키고 0.5%의 오차를 갖는 디지털 토크 게이지(MGT12E, MARK-10 Corp., USA)를 이용하여 각 지대주 나사를 제조회사의 지시에 따라 30Ncm의 조임회전력으로 체결하였다.

만능시험기(Instron model 8516, Instron Corp., USA)에 임플란트 고정체-지대주 시편을 치과용 임플란트 시험에 관한 ISO 규정[31]을 참고하여 변연골이 3mm 흡수된 조건으로 고정시켰다. 다음 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 30도 경사하중을 1.0mm/min의 속도로 가하여 시편이 실패할 때까지의 최대하중 즉, 압축굽힘강도를 측정하고, 실패 양상을 기록하였다. 시편은 네 개의 실험군 별로 5개씩, 총 20조의 고정체와 지대주 및 지대주 나사를 사용하였다.

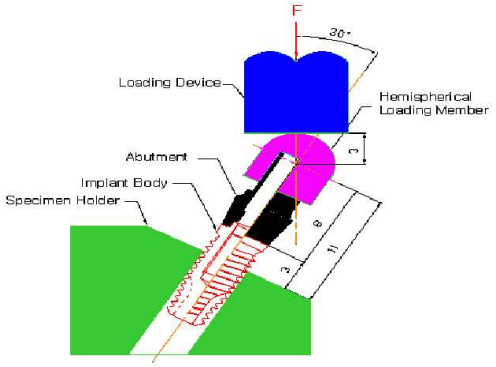

Fig. 2. Schematic diagram of testing condition.

실험군 간의 압축굽힘강도의 유의차를 일원배치 분산분석법(One-way ANOVA)과 다중범위 검정법(Duncan's test)을 이용하여 통계학적으로 검정하였다.

2) 내구성한계 측정

피로파절실험을 위해, 공압식 피로시험기(Fatigue tester, Osstem Co. Ltd., Korea)에 압축굽힘강도실험에서와 같은 방법으로 시편을 위치시켰다(Fig. 3).

먼저 ISO 규정[31]에 따라 앞에서 측정된 압축굽힘강도 평균값의 80%를 최대하중으로, 이 값의 10%를 최소하중으로 하여 항온항습실(온도 22°C, 습도 38%)에서 sine형 반복하중을 10Hz로 적용하였으며, 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[27,32]를 초과하여 실패가 일어나지 않는 하중의 크기, 즉 내구성한계를 결정하였다.[12] 실패가 일어난 시편들은 회수하여 실패양상을 기록하였으며, 세로좌표 상에 적용된 최대하중과 가로좌표 상에 실패할 때까지 주기 수의 로그를 좌표점으로 하여 하중주기곡선을 그렸다.



Fig. 3. Cyclic loading system.

3) 주사전자현미경 관찰

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

연구성적

각 고정체-지대주에서 압축굽힘강도의 측정결과와 실패 양상은 Table Ⅱ와 같다.

압축굽힘강도 측정결과 평균 압축굽힘강도는 BJS군(1392.0N)에서 가장 높게 나타났고, CJO군(1261.8N), BJT군(1153.2N), 그리고 CJT군(1110.2N) 순으로 나타났다. BJT군과 CJT군 간의 압축굽힘강도는 유의한 차이를 보이지 않았다(p >.05)

압축굽힘강도의 실패 양상은 external butt joint인 BJT군에서는 지대주 나사와 고정체의 변형 또는 파절, BJS군에서는 고정체의 변형과 나사의 파절 또는 고정체와 나사 모두의 파절, internal conical joint인 CJO군과 CJT군에서 고정체와 지대주 나사 모두의 변형으로 나타났다.

내구성한계 이상의 하중에 의해 피로파절이 일어난 시편들의 하중의 크기와 주기 및 파절양상을 Table III에 나타내었으며, 내구성한계 값은 Table IV와 같다.

내구성한계는 CJO군(600N)이 가장 높은 값을 보였고, CJT군(453N), BJS군(360N), BJT군(300N) 순으로 나타났다. Internal conical joint인 SS II 시스템의 CJO군과 CJT군이 external butt joint인 US II 시스템의 BJS군과 BJT군 보다 더 높은 내구성한계 값을 보였다. SS II 시스템에서는 일체형인 CJO군이 지대주와 나사가 분리되어 있는 CJT보다 더 높은 값을 나타내었고, US II 시스템에서는 통상적인 UCLA 지대주 형태의 BJT군보다 지대주 형태를 변형 설계한 BJS군이 더 높은 값을 보여주었다.

피로시험에 의한 실패 양상은 나머지 다른 실험군들과는 달리 BJT군에서는 초기 높은 하중하에서는 고정체와 지대주 나사의 파절이 일어났으나 약 700N 이하의 하중에서는 나사의 파절만이 일어나는 특정한 양상을 나타내었다. BJS군은 지대주 나사의 파절을 동반하거나 동반하지 않은 고정체의 파절을 보였다. CJO군은 지대주 나사부위의 파절 없이 고정체의 파절이 나타났고, CJT군은 나사 및 고정체의 파절을 보였다. 한편 BJS군, CJO군, 그리고 CJT군에서는 800~900N의 하중 크기에서 고정체의 균열이 관찰되었다.

주사전자현미경으로 피로파절된 시편들에서 관찰한 파절부위의 지대주 나사와 고정체 사진을 Fig. 4에, 파절면의 고배율 사진을 Fig. 5에 나

Table Ⅱ. Mean values ± SDs, Duncan's multiple range test and failure modes for compressive bending strength

Group	Mean (N)	SD	Duncan grouping	Failure mode
BJT	1153.20	39.02	A	Fixture & screw deformation Fixture & screw fracture
BJS	1392.00	52.63	C	Fixture deformation & screw fracture Fixture & screw fracture
CJO	1261.80	59.32	B	Fixture & screw deformation
CJT	1110.20	45.36	A	Fixture & screw deformation

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

Table Ⅲ. Failure modes of cyclic fatigue test

Group	Failure mode
BJT	Fixture & screw fracture Screw fracture
BJS	Fixture fracture Fixture & screw fracture Fixture crack & screw fracture
CJO	Fixture fracture Fixture crack
CJT	Fixture & screw fracture Fixture crack & screw fracture

Table Ⅳ. Endurance limits (N)

Group	Endurance limit
BJT	300
BJS	360
CJO	600
CJT	453

타내었다. 고배율 소견에서 파절의 진행면을 따라 하중점에 가까운 상부와 반대측 하부가 다른 양상을 보였다. 상부에서는 하중의 측방성분 방향에 직각으로 얇은 선의 피로줄무늬가 나타났고(Fig. 5A), 특정 부위에서는 파절면과 교차하여 나타나는 이차 균열이 관찰되었다(Fig. 5B). 하부에서는 주로 전형적인 결정간 분열형태의 등축성 물결무늬(equi-axis dimple pattern)가 나타났다(Fig. 5C와 Fig. 5D).

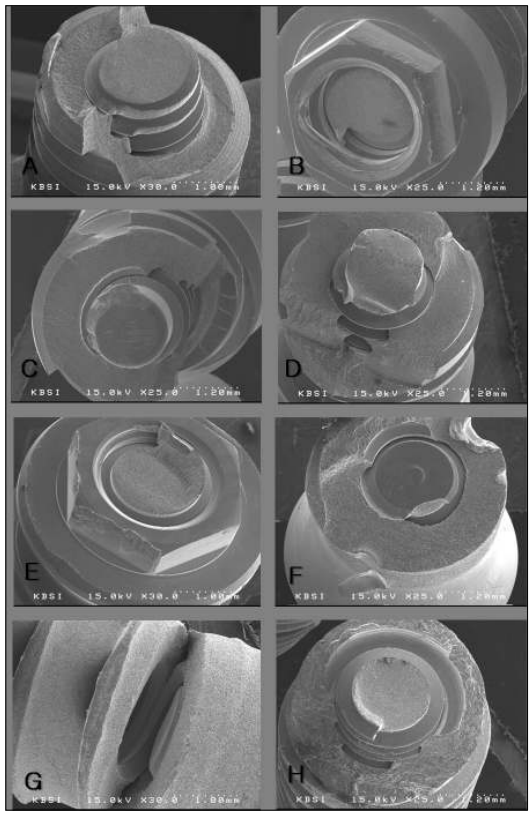

Fig. 4. SEM photograph of failures during endurance limit test (original magnification × 25 or 30). A, Fixture and abutment screw fracture in group BJT B, Abutment screw fracture in group BJT. C, Fixture fracture in BJS. D, Fixture and abutment screw fracture in group BJS. E, Fixture crack and abutment screw fracture in group BJS. F, Fixture fracture in group CJO. G, Fixture crack in group CJO. H, Implant and abutment screw fracture in group CJT.

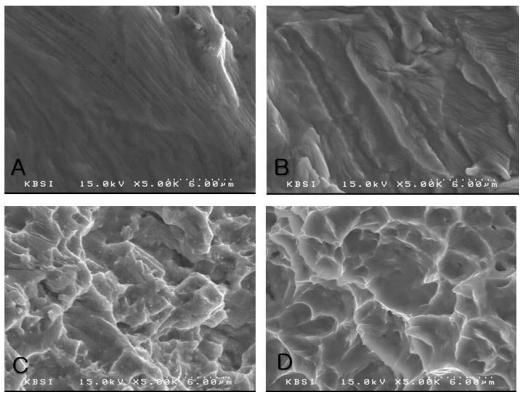

Fig. 5. SEM fractographs of failure during endurance limit test (original magnification × 5,000). A, Fractograph of fixture showing fatigue striations in group CJT. B, Fractograph of abutment screw showing secondary crack intersecting the primary plane of fracture in group BJS. C, Fractograph of fixture showing fine equi-axis dimple pattern in group CJO. D, Fractograph of abutment screw showing fine equi-axis dimple pattern in group BJT.

총괄 및 고안

임상적으로 발생하는 고정체 파절의 원인에는 디자인과 제조과정상 제품의 결함, 보철물 적합오차 결함, 과하중 등이 있다.[4] 제조회사의 디자인과 제조과정상의 제품결함은 가장 고정체 파절에 있어 가능성이 적은 요인이며, 존재한다고 하더라도 판단하기 쉽지 않다. 보철물의 적합오차로 인해 연결부에 전달되는 응력은 고정체에 지속적인 전단력을 가할 수 있고, 파절을 유발할 수 있다. 그러나 단일치아 임플란트의 경우엔 보철물 적합오차로 인한 고정체 파절의 가능성이 매우 적다. 과하중은 고정체 파절의 가장 큰 기여요인으로 주로 굽힘모멘트에 의한 피로 파절을 야기한다.[7,33,34]

과도한 굽힘모멘트는 주로 잘못 식립된 고정체에 의한 보철물 디자인과 악습관에 의해 발생되는데 전자는 일반적으로 나사풀림을 유발하지만, 반복적인 풀림과 나사교체가 지속될 경우 고정체 파절을 야기할 수 있으며 이갈이와 이악물기 같은 악습관 역시 골유착의 실패나 고정체 파절의 주원인이 될 수 있다. 이런 요인 중 하나 또는 모두 있는 상황에서 발생하는 굽힘모멘트는 피로에 의한 고정체 파절을 야기할 수 있다.[7,33]

피로는 항복강도 이하의 반복 하중 하에서 갑작스런 실패가 생길 수 있는 점진적인 균열의 진행[27,28]이라고 정의된다. 따라서 피로 실패는 스트레스 집중 부위에서 현미경적 균열의 발생으로 설명되고, 이는 계속적인 하중 하에서 구조물을 약화시키는 성장하는 열구로 진행된다. 갑작스런 실패는 최종 하중이 남아있는 건전한 부분의 기계적인 능력을 초과할 때 생긴다.

재료가 무한대의 반복수에서 실패하지 않는 가장 큰 스트레스 크기를 피로한계라고 한다.[24] 그런 피로한계는 10^7회의 반복하중에서도 실패하지 않는 스틸에서 증명되었으나[35] 대부분 구조물의 수명은 제한적이기 때문에 내구성한계로 특징지어진다. 여러 문헌에서 임상적인 고정체의 파절이 약 5년간의 기능 후에 발생함이 보고되고 있다.[3,4,8]

본 연구에서는 치과용 ISO 피로시험 규정을 따라 시편을 설계하고, 5년간 평균저작회수인 5×10^6회의 반복하중에서 피로파절이 일어나지 않는 내구성한계를 측정하였다. 또한 피로파절 실험 전 단일하중에 의한 압축굽힘강도를 측정하여 반복하중하에서의 피로강도와 비교평가해 보고자 하였다. 본 연구에서, 비록 일체형인 solid 지대주의 나사부분만 다른 지대주 나사와 약간의 재료적인 차이를 갖고 있을 뿐, 사용된 고정체의 두께 차이는 internal과 external 사이에서 0.05mm정도로 매우 작았고 나사의 직경도 동일하였기 때문에 연결부나 지대주의 디자인만이 주 실험변수로 간주될 수 있을 것이다.

일반적으로 external butt joint는 internal conical

joint에 비해 연결부 안정성이 우수한 것으로 보고되고 있는데,[15,17-19,22] 이는 연결부의 구조적인 형태 차이 때문이다. External butt joint에서는 지대주 나사의 전하중이 연결부 안정성의 주요소인데 반해 internal conical joint의 Morse-taper 구조는 지대주 체결시 나사신장과 쐐기 효과에 의한 전하중을 동시에 얻을 수 있을 뿐 아니라, 경사진 연결부가 굽힘하중에 저항하기 때문에 구조적으로 안정화되어 있다.[22]

압축굽힘강도측정 후 internal conical joint의 두 지대주군 모두에서의 실패양상은 고정체와 지대주 나사의 변형이었다. 지대주의 기저부 또는 임플란트의 가장 얇은 부분에서 변형이 생긴다고 한 보고[23]처럼 가장 얇은 벽을 가지는 internal octagon 형태가 위치된 부위에서 영구소성변형이 일어났다. 한편 압축굽힘강도는 Solid abutment군이 ComOcta abutment군보다 높았는데, 이는 비록 본 연구에 사용된 임플란트 시스템과 약간의 디자인적 차이가 있는 ITI 임플란트 시스템을 이용한 연구이지만 Ding[23]의 보고와 일치한 결과이다. one-piece형인 Solid abutment는 지대주 자체가 하나의 구조물로 외력에 저항하지만, ComOcta abutment는 지대주 본체와 지대주 나사가 분리되어 있는 불안정한 구조를 갖고 있기 때문에 외력을 받았을 때 국소적인 부위에 보다 더 높은 응력집중이 야기된다.

한편 external butt joint 실험군에서는 압축굽힘강도측정 후 고정체나 지대주 나사의 변형을 포함한 파절이 주로 나타났으며, Safe abutment와 Cemented abutment 사이에 압축굽힘강도의 차이는 컸지만 실패 양상에는 차이가 거의 없었다. External butt joint에서 파절이 일어난 이유는, 주로 고정체의 내부 경사면이 굽힘하중에 저항하는 internal conical joint와는 달리, 지대주 나사의 전하중이 주로 외력에 저항하는 external butt joint에서는 굽힘력이 가해지면 나사가 추가적으로 신장되고 동시에 나사가 체결되어 있는 고정체 부위에 가해지는 인장력이 크게 증가되기 때문이다. 이러한 인장력 증가는 지대주 나사와 고정체의 파절 가능성을 높인다.

Safe abutment는 기존의 UCLA 지대주 연결부의 나사 자리면을 상부로 이동시켜 굽힘하중에 대한 저항 모멘트 암을 증가시킬 수 있도록 변형 설계된 지대주인데, 이러한 Safe abutment군이 UCLA 지대주인 Cemented abutment군은 물론 internal 실험군보다도 더 높은 압축굽힘강도를 보였다. 이는 internal conical joint가 external butt joint에 비해 압축굽힘강도가 높았다는 보고[17]와는 상이한 결과이다.

따라서 본 실험 결과 단일 하중에 의한 임플란트 시스템의 기계적 실패 양상은 종래의 보고와 같이 연결부 디자인에 따라 다르지만 실패 강도는 연결부 디자인은 물론 지대주 디자인에 의해서도 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다.

내구성한계는 Solid abutment군(600N)이 가장 높은 값을 보였고, ComOcta abutment군(453N), Safe abutment군(360N), Cemented abutment군(300N) 순으로 나타났다. 이는 압축굽힘강도 시험의 결과와는 다른 양상으로 단일하중 시험에 의해 파절강도를 측정하는 것은 임플란트 시스템의 구조적 강도를 비교할 수 있게는 하지만, 이를 통해 장기적인 연결부 디자인의 안정성을 평가하는데는 한계가 있음을 알 수 있다.

Internal conical joint의 Morse-taper 구조는 구조적으로 안정화되어 있고 경사면은 외부하중의 대부분을 수용하며 지대주 나사는 과부하로부터 보호받는다.[16,22] 이는 internal conical joint의 지대주군들이 external butt joint의 지대주군들보다 피로파절 강도가 월등히 우수한 주원인이 된다. 따라서 압축굽힘강도는 지대주 디자인과 연결부 디자인에 의해 모두 영향을 받았던 것과는 달리, 내구성한계는 연결부 디자인이 더 결정적인 역할을 한다는 것을 알 수 있다.[15]

본 실험에서는 ITI 시스템의 one-piece형이 two-piece형 지대주보다 동적피로저항이 우수하다고 한 보고[16]와 유사하게 one-piece형인 Solid abutment군이 two-piece형인 ComOcta abutment군에 비해 매우 높은 내구성한계 값을 보였다. 전

술한 것처럼 Solid abutment는 one-piece형으로 구조적으로 안정화되어 있다. 또한 Solid abutment는 지대주 체결 시 지대주와 고정체간에 마찰력으로 인해 비록 나사의 신장은 감소되지만 지대주와 고정체의 접촉면은 보다 긴밀해 진다. 한편 two-piece형인 ComOcta abutment는 조임회전력이 나사에만 적용되어 나사의 신장은 증가되지만 지대주 본체에는 단순히 수직적인 압축력만이 작용하기 때문에 Solid abutment에 비해 지대주와 고정체 접촉면간의 긴밀도가 저하된다. 따라서 피로강도의 차이는 물론 Solid abutment군은 고정체 파절을, ComOcta abutment군은 나사 및 고정체 파절을 보인 파절양상의 차이 역시 이러한 요인들이 연결부 안정성에 영향을 주어 나타난 결과로 생각할 수 있다. 본 연구결과는 ITI 임플란트 시스템에서 one-piece와 two-piece의 동적 피로저항에서 차이가 없다고 한 다른 보고들[24,25]과는 상이한 결과였는데, 이는 짧은 주기의 피로실험[24]이나 유한요소분석[25]처럼 본 연구와는 실험방법과 조건에 차이가 있었기 때문으로 생각된다.

External butt joint에서는 압축굽힘강도시험에서의 결과와 마찬가지로 Safe abutment군이 Cemented abutment군보다 더 큰 값을 보였다. 이는 저항 모멘트 암의 증가로 인한 구조적 강성의 증가 외에도 나사의 경부가 더 길어짐으로써 얻어지는 연결부의 안정성 증가효과 때문으로 추론해 볼 수 있다. 나사의 경부가 길어지면 동일 조임회전력에 대한 나사신장의 절대량이 증가되어 피로하중에 의해 일어날 수 있는 침하효과, 즉 전하중 잠식에 의한 영향이 감소된다.[36]

고정체의 임상적 피로파절은 고정체의 파절이 지대주 나사의 끝에 해당하는 부위[3]나 고정체의 가장 약한 부위[8,12]에서 파절이 발생하는 것으로 보고되고 있다. 본 실험에서도 파절 위치가 모두 동일하지는 않으나 선학들의 보고나 Khraisat[15]의 파절시험에서와 유사하게 대체로 3mm의 골흡수 높이에 해당하는 부위에서 파절이 발생하였다.

지대주-고정체 연결부 안정성이 가장 취약한 Cemented abutment군은 다른 실험군과 달리 초기의 큰 힘에서의 반복하중에서는 고정체를 파절시키거나 고정체와 나사를 파절시키는 양상을 보였으나 약 700N이하의 하중에서는 나사의 파절만을 보였다. 이는 큰 하중에서는 전하중의 잠식으로 인한 연결부 이개가 되기 전에 고정체 파절이 일어나는 반면, 약한 하중하에서는 고정체 파절보다도 전하중의 잠식으로 인해 연결부가 이개되면서 나사가 단독으로 굽힘하중을 받게되어 나사의 피로파절이 일어났기 때문이다. 지대주와 고정체간의 취약한 연결구조는 어쩌면 굽힘과하중으로부터 생물학적, 기계적 실패를 예방할 수 있는 보호장치 기전으로 작용할 수 있다.[15,24] 한편 굽힘 저항성이 큰 Safe abutment는 연결부 이개가 일어나지 않아 고정체 파절 또는 고정체 파절과 함께 나사가 파절되는 양상을 보였다.

반복하중이 가해졌을 때 실제 임상에서는 본 연구에서와 달리 나사나 고정체의 파절보다는 나사풀림이 더 많이 발생한다. 일반적으로 나사풀림은 다양한 외부 하중에 의해 전하중이 감소된 상태에서 나사의 피로한계보다 작은 하중이 오랜 기간 반복적으로 가해질 때 지속적인 전하중 잠식에 의해 일어날 가능성이 높다. 그러나 본 실험은 내구성한계를 확인하기 위하여 피로파절이 일어날 때까지 피로한계 이상의 반복하중을 가하였기 때문에 나사풀림이 일어나는 조건과는 차이가 있다.

내구성한계시험을 통해 나타난 파절면들은 피로와 소성변형이 관찰되는 전형적인 피로파절 양상을 보여주었다(Fig. 5). 피로 실패는 시편에서 균열 형성을 통해 발생하는데, 상업용 순수티타늄은 다결정성의 복잡한 미세구조적인 특징을 가지기 때문에[3] 응력이 집중되는 고정체나 지대주 나사의 표면상의 절흔이나 나사산에서 시작된 균열의 시작점과 1단계 균열성장이 쉽게 드러나지 않았다. 상업용 순수티타늄은 연성을 가진 재료이므로 각 하중 주기마다 피로줄무늬를 만들었으며, 이는 2단계 균열성장의 특징이다

(Fig. 5A). 줄무늬의 깊이는 스트레스 강도에 관계되어 있기 때문에 높은 하중 하에서 피로하중이 가해진 표본의 피로줄무늬 깊이는 깊게 나타났고, 특정부위에서는 이차적인 균열면이 파절면을 가로지르며 나타났다(Fig. 5B). 최종 파절에 해당하는 3단계는 결정내에서 소성변형없이 격자분리를 나타내는 전형적인 결정간 분열형태의 파절로 나타났는데, 이러한 파절면은 등축성 결정격자구조를 가지는 상업용 순수티타늄에서 인접한 결정들의 다른 결정방향성으로 인해 결정립계에서 다른 방향성으로 변화하는 분열면 때문에 나타나게 된다(Fig. 5C와 Fig. 5D).

Gibbs등[37,38]은 자연치열 최대교합력은 평균 720N이고, 정상적인 저작력은 평균 261N이라고 하였다. Haraldson과 Carlsson[39]은 평균 3.5년된 임플란트 수복물을 갖고 있는 환자의 평균저작력을 50.1N, 최대교합력을 144.4N이라고 보고하였고, Richter[40]는 구치부 임플란트에 가해지는 수직성분의 최대저작력을 120-150N으로 보고하였다. 임상적으로 최대교합력은 본 실험의 압축굽힘강도와 연관성이 많고, 평균저작력은 피로강도와 더 관련성이 깊다. 본 연구에서는 단일치아 임플란트, 3mm 골흡수, 30° 경사하중이라는 불리한 조건에서 실험하였으나 압축굽힘강도가 보고된 자연치나 임플란트 보철물의 최대교합력[38-40]보다 컸고, 피로강도도 평균저작력보다 컸다. 따라서 이 네 가지 실험군 모두 구강내에서 충분히 기능할 수 있는 기계적 강도를 갖고 있다고 생각된다.

그럼에도 불구하고 임상적으로 종종 이러한 임플란트 시스템들의 기계적 실패를 경험한다. 이는 부적절한 고정체의 식립 위치나 각도, 환자의 악습관, 잘못된 보철물 설계 등으로 인해 본 실험의 하중조건보다 더 불리한 굽힘 모멘트가 유발되었기 때문이다. 또한 연결부 안정성이 큰 임플란트 시스템을 선택하는 것이 기계적 실패를 줄이는 방법이 될 수는 있으나 과도한 굽힘모멘트는 골 흡수나 골유착 실패등의 생물학적인 문제를 야기한다. 따라서 임플란트 치료의 장기적인 안정성을 위해서는 어떠한 임플란트 시스템을 사용하는가보다는 올바른 치료계획과 정확한 고정체의 식립을 통해 기능하중에 의해 발생되는 굽힘모멘트를 최소화하는 것이 가장 바람직한 방법이라고 생각된다.

결 론

본 연구에서는 external butt joint와 internal conical joint를 갖는 임플란트 시스템의 연결부 디자인에서 각각 다른 두 가지 지대주를 사용하여, 연결부 및 지대주 디자인이 기계적 강도에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. External butt joint인 US II에서는 통상적인 UCLA 지대주 형태의 Cemented abutment(BJT군)와 굽힘 저항성을 증가시키기 위해 나사 두부가 지대주 상단에 위치하도록 설계된 Safe abutment(BJS군)를, internal conical joint인 SS II에서는 one-piece형의 Solid abutment(CJO군)와 two-piece형의 ComOcta abutment(CJT군)를 지대주로 사용하였다. ISO 규정을 참고하여 압축굽힘강도와 내구성한계를 측정하였고 실패 양상을 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 압축굽힘강도는 BJS군(1392.0N), CJO군(1261.8N), BJT군(1153.2N), 그리고 CJT군(1110.2N) 순으로 낮아졌으며, CJT군과 BJT군 사이에는 차이가 없었다(P>.05).
2. 내구성한계는 CJO군(600N), CJT군(453N), BJS군(360N), 그리고 BJT군(300N) 순으로 낮아졌다.
3. 압축굽힘강도는 연결부 디자인 또는 지대주 디자인에 따라 차이를 보였으며, 내구성한계에 있어서는 연결부 디자인이 더 주된 요소로 작용하였다.

이상의 결론으로부터 압축굽힘강도와 피로파절강도와는 차이가 있으며, 장기적인 임플란트 시스템의 안정성은 단일하중에 의한 파절보다는 피로파절을 평가하는 것이 바람직하다고 생각된

다. 본 연구결과 internal conical joint가 external butt joint에 비해서 연결부 안정성이 더 우수하고, 같은 연결부 디자인에서도 굽힘하중에 대해 저항성이 큰 지대주를 선택함으로써 기계적인 강도를 증진시킬 수 있음을 알 수 있었다. 그럼에도 불구하고 현재 임상에서 흔히 사용되고 있고, 또한 본 연구에서 사용된 임플란트 시스템들이 단일 치아 임플란트, 변연골 흡수, 그리고 30° 경사하중이라는 불리한 실험조건에서도 구강내 발생하는 기능하중보다 더 큰 기계적 강도를 갖고 있었으며, 이는 임플란트 시스템의 선택보다는 적절한 고정체의 식립 위치나 각도 또는 올바른 보철물 설계가 기계적 실패의 예방에 더 중요한 요소임을 시사한다고 생각된다.

참 고 문 헌

1. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Brånemark implant system. Clin Oral Impl Res 1995;6:47-53
2. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-94
3. Morgan J, James D, Pillar M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:409-14
4. Balshi TJ. An Analysis and management of fractured implants: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:660-6
5. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999;81:537-52
6. Lekholm U, Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney WR, Lindén U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. A prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:627-35
7. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:326-34
8. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1:8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Impl Res 1997;8:161-72
9. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Impl Res 2000;11(Suppl.):156-8
10. Rangert B, Jemt T, Jörnéus L. Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-7
11. Scott A, Hoyer BS, Clark M, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface : Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. J Prosthet Dent 2001;85:599-607
12. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995;73:36-43
13. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LÅ. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78:582-91
14. Koh YM, Kim KN, KimGM, Kim GH, Kim HY, Park YJ, et al. Dental materials. Seoul: Koonja Publishing Inc. 2001
15. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 2002;88:604-10
16. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. Clin Oral Impl Res 15,2004;459-65
17. 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
18. Norton RN. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially

available implant systems. J Prosthet Dent 1999;81:159-66
19. 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
20. Shin HM, Jeong CM, Jeon YC, Jeong HC, Eom TG. Influence of tightening torque on implant-abutment screw joint stability. [MS dissertation] Korea :Pusan National University;2007.
21. Park JK, Jeong CM, Jeon YC. Influence of tungsten carbide/ carbon coating of implant-abutment on screw loosening. [DS dissertation] Korea :Pusan National University;2007.
22. Merz BR, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-26Implants 2003;18:865-72
23. Ding TA, Woody RD, Higginbotton FL, Miller BH. Evaluation of the ITI morse taper implant/abutment design with an Internal modification. Int J Oral Maxillofac
24. Wiskott HA. Resistance of ITI Implant Connectors to Multivectorial Fatigue Load Application. Int J Prosthodont 2004;17:672-9
25. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors-a compatison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Impl Res 2002;13:542-9
26. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load Fatigue Performance of Two Implant-Abutment Combinations. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11:522-8
27. Wiskott HA, Nicholls JI, Belser UC. Stress Fatigue: Basic Principles and Prosthodontic Implications Int J Prosthodont 1995;8:105-16
28. Patterson EA, John RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7: 26-34
29. Korioth TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. J Prosthet Dent 1999;82:312-6
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. ISO/FDIS 14801 Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants, Internal Organization for Standardization, 2003(E)
32. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85: 47-52
33. Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principles preventing prosthetic overload induced by bending. Nobelpharma News 1993;7(3):4-5
34. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:33-41
35. Klesnil M, Lukas P. Fatigue of Metallic Materials. Amsterdam: Elsevier Science,1992
36. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent 2000;83:450-5
37. 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
38. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 1986;56:226-9
39. Haraldson T, Carlsson G. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand J Dent Res 1997;85:200-8
40. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:99-108

Influence of Implant Fixture-Abutment Connection and Abutment Design on Mechanical Strength

Mi-Hyun Chun, DDS, MSD, PhD, Chang-Mo Jeong, DDS, MSD, PhD, Young-Chan Jeon, DDS, MSD, PhD, Tae Gwan Eom*, MD, Yoon Ji-Hoon*, MD

Delpartment of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University,
*Osstem Implant Research Center

Fatigue or overload can result in mechanical problems of implant components. The mechanical strength in the implant system is dependent on several factors, such as screw and fixture diameters, material, and design of the fixture-abutment connection and abutment. In these factors, the last rules the strength and stability of the fixture-abutment assembly. There have been some previous reports on the mechanical strength of the fixture-abutment assembly with the compressive bending test or short-term cyclic loading test. However, it is restrictive to predict the long-term stability of the implant system with them. The purpose of this study was to evaluate the influence of the design of the fixture-abutment connection and abutment on the mechanical strength and failure mode by conducting the endurance limit test as well as the compressive bending strength test. Tests were performed according to a specified test(ISO/FDIS 14801) in 4 fixture-abutment assemblies of the Osstem implant system: an external butt joint with Cemented abutment (group BJT), an external butt joint with Safe abutment (group BJS), an internal conical joint with Solid abutment (group CJO), and an internal conical joint with ComOcta abutment (group CJT). The following conclusions were drawn within the limitation of this study. Compressive bending strengths were decreased in order of group BJS(1392.0N), group CJO(1261.8N), group BJT(1153.2N), and group CJT(1110.2N). There were no significant differences in compressive bending strengths between group BJT and group CJT(P>.05). Endurance limits were decreased in order of group CJO(600N), group CJT(453N), group BJS(360N), and group BJT(300N). 3. Compressive bending strengths were influenced by the connection and abutment design of the implant system, however endurance limits were affected more considerably by the connection design.

Key words: compressive bending strength, endurance limit, fatigue, mechanical strength, overload

Corresponding to:Chang-Mo Jeong
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University, 1-10 Ami-Dong, Seo-Gu, Busan, 602-739, Korea
Fax: + 82-51-257-2140
E-mail: cmjeong@pusan.ac.kr
Received: April 18, 2008, Last Revision: August 10, 2008, Accepted: September 25, 2008