지르코니아 임플란트 지대주와 티타늄 임플란트 지대주의 삼차원적 유한요소응력분석

부산대학교 치과대학 보철학교실, [1]전임강사, [2]대학원생, [3]교수, [4]오스템 임플란트 연구소

윤미정[1] · 김창섭[2] · 정창모[3] · 서승우[4]

최근 심미 보철을 위해 높은 강도와 정밀도를 가지면서 동시에 자연치와 유사한 상아질 색을 구현할 수 있는 세라믹 계열의 지르코니아 임플란트 지대주가 보철 재료로서 각광을 받고 있다. 이에 본 연구에서는 삼차원적 유한요소응력분석을 이용하여 기존의 티타늄 소재의 임플란트 지대주와 지르코니아 소재의 임플란트 지대주의 응력분포비교를 통해 지르코니아 임플란트 지대주의 기계적 안정성을 간접적으로 확인하고자 하였다. 악골에 식립된 internal conical joint type과 external butt joint type의 임플란트 매식체에 티타늄 임플란트 지대주 또는 지르코니아 임플란트 지대주를 지대주 나사로 연결하고 상부에 금합금관을 장착하는 유한요소모형을 설계하였다. 교합면 중심으로부터 3mm 편측에 수직 방향으로 250N의 하중을 인가하여 교합력에 의해 임플란트 지대주에서 발생하는 등가응력분포를 분석하였다. 유한요소분석결과 지르코니아 임플란트 지대주와 티타늄 임플란트 지대주의 응력 분포는 유사하게 관찰되었으나 최대등가응력은 임플란트 연결 방식에 상관없이 티타늄 임플란트 지대주에 비해 지르코니아 임플란트 지대주가 약 15% 정도 높게 나타났다. 그럼에도 불구하고 티타늄에 비해 지르코니아의 더 높은 기계적 강도를 고려해 볼 때 임상에서도 기존의 티타늄 임플란트 지대주와 마찬가지로 지르코니아 임플란트 지대주도 임상적인 기계적 안정성을 가질 것으로 생각된다.

주요어: 삼차원적 유한요소응력분석, 임플란트 지대주, 지르코니아, 티타늄

(**구강회복응용과학지** 2011:27(1):51~61)

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] 성공적인 임플란트 보철 수복을 위해서는 기능적인 요구 뿐 아니라, 생물학적이며 심미적인 요구를 만족 시켜야 한다. 심미적인 성공은 임플란트 주위 치은 점막의 상태와 보철 수복물의 재료 및 그 형태에 크게 영향을 받는다. 기존의 임플란트 지대주는 티타늄 또는 금합금으로 되어 있어 비록 최종 수복물로 전부 도재관을 이용한다 하더라도, 연조직의 두께가 얇거나 열구가 얕은 경우에 수복물 경부 치은부위에 회색 음영을 남기는 한계를 가질 수밖에 없다. 또한 장기간 기능 하에 치은 퇴축이 발생하면 치은연에서 금속이 노출되어 심미적 요구도가 높은 부위에서는 치명적인 결함을 야기할 수 있다.[3,4]

교신저자: **정창모**
부산대학교 치과대학 치과보철학교실경남 양산시 물금읍 범어리 양산부산대학교병원 치과병원, 626-770, 대한민국.
Fax: 82-055-360-5134, E-mail: cmjeong@pusan.ac.kr
원고접수일: 2011년 02월 03일, 원고수정일: 2011년 02월 20일, 원고채택일: 2011년 03월 25일

이러한 문제점을 극복하기 위하여 치아 색상에 근접하고 생체적합성이 우수한 알루미나를 고밀집 시켜 소결한 도재 지대주가 개발되어 사용되었다. 그러나 알루미나 세라믹이 가지는 취성으로인해 임플란트 매식체에 연결 시 특별한 주의를 필요로 하고, 기공 과정과 기능 중에 임플란트 지대주 파절 등에 의한 실패가 보고되면서 임상적 사용에 제한점으로 지적되었다.[5,6]

최근에는 이러한 알루미나 세라믹의 물리적 단점을 극복하고자 높은 강도와 정밀도를 가지면서 동시에 자연치와 유사한 상아질 색상을 구현할 수 있는 도재 계열의 지르코니아가 일반 보철이나 임플란트 보철 재료로서 각광을 받고 있다.[7,8]

임상적으로 장기적인 임플란트 수복의 성공적 안정성에는 임플란트 시스템의 기계적 강도가 주요한 요인이다.[9-11] 단일치아 임플란트의 지르코니아 임플란트 지대주를 이용한 보철 수복의 경우, 압축굽힘강도가 전치부 최대교합력 보다 높다는 보고가 있고,[12,13] 전치와 소구치부의 단일치아 지르코니아 임플란트 지대주 수복이 우수한 주위 경조직 및 연조직 반응을 보이며 임플란트 지대주의 파절 없이 단기간 성공적인 것으로 보고되고 있다.[14] 그러나 지르코니아 임플란트 지대주의 단기간은 물론 장기간의 기계적 안정성을 예측하기 위해서는 기존에 사용되어오고 있는 티타늄 임플란트 지대주와의 생역학적 비교 평가가 필요할 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 삼차원 유한요소응력분석법을 통해 티타늄 소재의 임플란트 지대주와 지르코니아 소재의 임플란트 지대주의 응력 분포를 비교함으로써 지르코니아 임플란트 지대주의 기계적 안정성을 간접적으로 확인하고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 유한요소모형 형성

직경 20mm, 높이 20mm의 원주형 악골 모형에 internal conical joint type 임플란트 매식체 (GS Ⅱ regular fixture, OSSTEM Inc., Korea)와 external butt joint type 임플란트 매식체 (US Ⅱ regular fixture, OSSTEM Inc., Korea)에 티타늄 임플란트 지대주 (GS trasfer abutment, Cement abutment, OSSTEM Inc., Korea)와 지르코니아 임플란트 지대주 (Ziocera, OSSTEM Inc., Korea)를 지대주 나사 (GSASR and ASR200, OSSTEM Inc., Korea)로 연결하고 상부에 구치부 크기의[15] 금합금관을 장착하는 삼차원유한요소모형을 설계하였다 (Table Ⅰ, Fig. 1). 골 모형은 2mm의 치밀골을 가지고 나머지 하방은 해면골로 형성하여 D2 골질을 구현하였고, 임플란트 매식체는 골 모형의 정중앙에 위치시켰으며, 임플란트 지대주를 포함한 보철물은 치관/매식체 비율을 0.8:1로 유지하였다 (Fig 2).



Fig. 1. Implant components.
(a) Abutment screw, (b) Fixture, (c) Zirconia abutment, (d) Titanium abutment.

Table Ⅰ. Implant components used in this study

Components	Size	Material
GS Ⅱ fixture	Ø 4.0mm × L 11.5mm	CP Ti Grade 4
US Ⅱ fixture	Ø 4.0mm × L 11.5mm	CP Ti Grade 4
Ti Abutment	Ø 5.0mm × H 5.5mm	CP Ti Grade 3
Zirconia Abutment	Ø 5.0mm × H 5.5mm	3Y-TZP
Abutment Screw	Ø 2.0mm × Pitch 0.4mm	Ti alloy (Ti-6Al-4Va)
Crown	8.5mm × 11.0mm × 13.5mm	Gold Alloy (ADA type Ⅲ)

Ø: diameter, L: implant length, H: abutment height
CP: commercially pure, Ti: titanium, Y-TZP: yttria tetragonal zirconia polycrystal

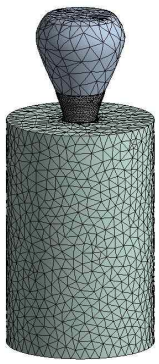

Fig. 2. Mesh status of three dimensional finite element model with internal conical type implant system.

유한요소모델은 ANSYS (Workbench 11.0 sp. 1, ANSYS Inc., USA)에서 제공하는 mesh process를 통하여 격자를 생성하였다. 요소 형태는 ANSYS의 solid 187의 10 nodes tetrahedral element로 하였으며[16], 각 부품의 형상과 상대적 크기를 고려하여 기본 격자 크기를 0.3mm로 하였다. 각 접촉 부분, 적용된 하중에 대하여 응력이 클 것으로 예상되는 부분 그리고 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가중치를 부여하여 세분화 하였다.

2. 물성치

유한요소모형의 각 구성 부품의 물성치는 선학들의 보고[17-20]를 참고로 Table Ⅱ와 같이 부여하였다. 전체 모형의 물리적 특성은 선탄성, 균질성, 등방성으로 가정하였다.

3. 접촉 조건 및 하중

1) 접촉조건 (Define Contact)

본 실험에 적용된 구성물간의 접촉 조건은 Table Ⅲ, Fig 3과 같다. 치조골/임플란트 매식체의 경계는 완전한 골융합이 일어났다고 가정하였으며, 임플란트 지대주와 금관 사이의 시멘트는 인가된 교합력 한도 내에서는 그 결합이 유지된다고 가정하여 생략하고 임플란트 지대주와 금합금관을 완전 접촉 상태로 구현하였다. 임플란트 매식체, 임플란트 지대주, 지대주 나사 사이의 접촉면에는 오직 압축과 tangential friction만을 전달하는 nonlinear contact 조건을 부여하였으며, 마찰계수는 0.5를 가정하였다[21] (Fig 3).

2) 구속 조건

원통형의 악골 주변을 고정하고, 그 외의 치조골 내부 및 임플란트의 변형은 허용하였다.

Table Ⅱ. Material properties

Components	Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Fixture	CP Ti Grade 4	105	0.34
Abutment	CP Ti Grade 3	104	0.34
	3Y-TZP	205	0.31
Screw	Ti Alloy Grade 5 (Ti-6Al-4Va)	113	0.342
Gold Crown	Gold Alloy (ADA type Ⅲ)	170	0.3
Bone	Cortical bone	13.7	0.3
	Cancellous bone	1.37	0.3

CP: commercially pure, Ti: titanium, Y-TZP: yttria tetragonal zirconia polycrystal

Table Ⅲ. Processing of contact

Contact position	Region (contact/target)	Process
Fixture/Abutment interface : Conical joint	Morse taper of fixture/ taper of abutment	Frictional
Fixture/Abutment interface : Butt joint	Platform of fixture/ bottom of abutment	Frictional
Screw/Abutment interface	Bottom of screw head/ bottom of inner screw hole of abutment	Frictional
Screw/Fixture interface	Thread of Screw/ inner-thread of fixture	Frictional
Crown/Abutment interface	Inner surface of crown/ external surface of abutment	Bonded
Fixture/Bone interface	All lateral surface of fixture	Bonded

3) 하중 조건

나사 신장부에 전하중 200N을 직접 적용하여 임플란트 매식체와 임플란트 지대주 사이에 clamping force를 구현하였다.

교합면 중심에서부터 3mm 편측에 250N의 수직 하중을 인가하였다 (Fig. 4).

4. 응력 분석 및 비교

3차원 유한요소분석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 해석 작업을 수행하였으며, 응력값들 중 등가응력을 택하여 지대주간의 응력분포비교에 이용하였다.

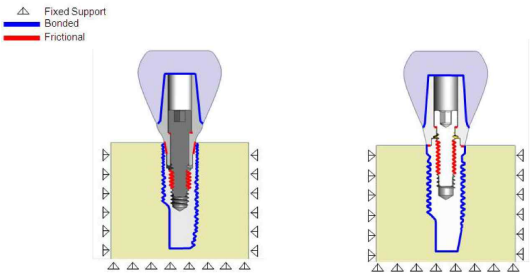

Fig. 3. Contact Conditions. Right: Internal conical joint type. Left: External butt joint type.



Fig. 4. Loading condition for finite element model.

결 과

각 유한요소모형에서 임플란트 지대주에 가장 높은 응력 집중이 나타났으며, 임플란트 매식체와 지대주에 나타난 등가응력의 최대값은 Table Ⅳ, Ⅴ와 같이 나타내고, Fig. 5에 도식화하였다. 임플란트 시스템에 따라 두 임플란트 지대주의 등가응력 분포는 유사하였다 (Fig. 6, 7).

Internal conical joint type 임플란트 매식체에서는 지르코니아 임플란트 지대주가 티타늄 임플란트 지대주에 비해 15% 높은 최대등가응력 값을 나타내었다. 두 임플란트 지대주 모두 하중 반대측 연결부의 taper 하단에서 최대등가응력값이 나타났으며, 하중측 임플란트 경부 접촉면에서도 높은 응력 집중을 보였다. External butt joint type 임플란트 매식체에서도 지르코니아 임플란트 지대주가 티타늄 임플란트 지대주에 비해 14% 높은 최대등가응력 값을 나타냈다. 두 임플란트 지대주 모두 임플란트 매식체와 지대주의 하중측 접촉점에서 최대등가응력이 발생하였다. 동일한 재료의 임플란트 지대주를 사용할 경우 임플란트 매식체와 지대주 간의 연결방식에 따라서는 지대주에 나타나는 최대등가응력값에 큰

Table Ⅳ. Maximum equivalent stress of each abutment (unit : MPa)

	Internal conical joint type	External butt joint type
Titanium abutment	478.45	480.85
Zirconia abutment	550.72	547.24

Table Ⅴ. Maximum equivalent stress of each fixture (unit : MPa)

	Titanium abutment	Zirconia abutment
Internal conical joint type	432.29	416.56
External butt joint type	417.25	431.81

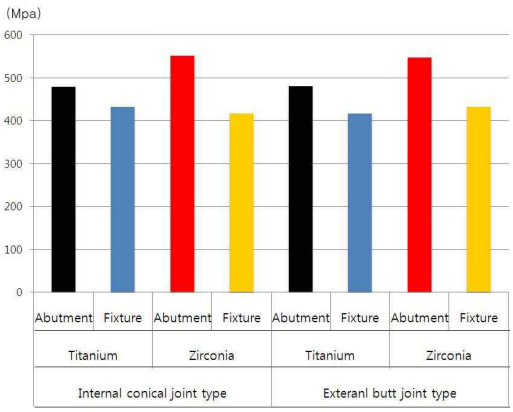

Fig. 5. Maximum equivalent stress for titanium abutment and zirconia abutment model.

차이를 보이지 않았다.

한편 임플란트 매식체에서는 지대주 재료의 종류나 매식체의 지대주간의 연결방식에 관계없이 유사한 최대등가응력값을 나타내었다.

총괄 및 고안

지르코니아 임플란트 지대주로는 3가지 동소체의 다형재인 지르코니아에 소량의 금속 산화물을 첨가하여 상을 안정화하고 입자의 크기를 나노 수준으로 작게 제작하여 강화시킨 yittria - stabilized zirconium oxide가 주로 사용되고 있다.[7,22)]

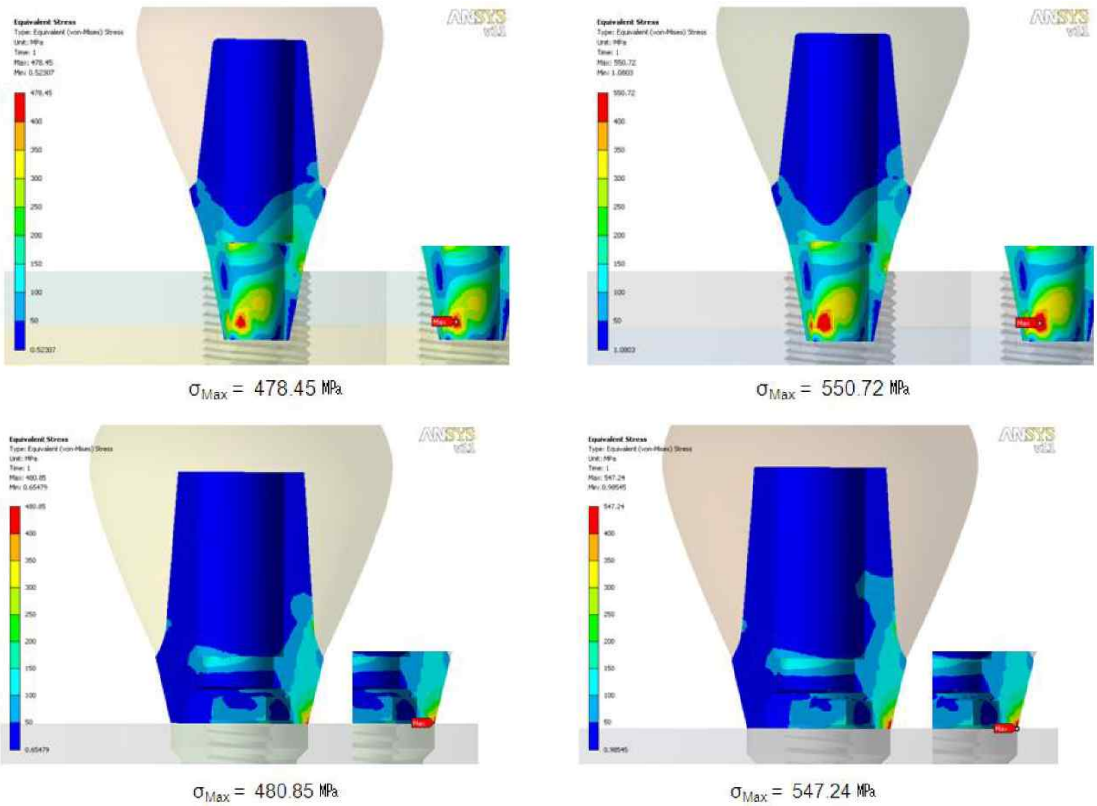

Fig. 6. Equivalent stress for abutment. Left: titanium abutment. Right: zirconia abutment.

본 연구에서는 이러한 지르코니아 임플란트 지대주의 기계적 강도를 간접적으로 알아보고자, 삼차원적 유한요소분석법을 이용하여 동일한 임플란트 지대주 모형에 티타늄과 지르코니아의 재료에 대한 기계적 특성만 다르게 적용하여 등가응력분포를 비교하였다. 실제 제조사에는 각각의 임플란트 지대주 제품의 형상이 다를 수 있기 때문에 디자인의 특성이 포함될 수밖에 없다. 본 연구에서는 형상 변수를 제외하고 순수한 재료적인 특성만을 고려하기 위해 동일한 임플란트 지대주 모델을 적용하였다.

일반적으로 임플란트 시스템의 기계적 강도는 부품의 강도, 두께, 형상, 연결 방식, 전하중, 적합도 등에 영향을 받는다.[9-11] 본 연구 결과 티타늄 임플란트 지대주와 지르코니아 임플란트 지대주의 응력 분포는 유사하게 관찰되었다. 그러나 티타늄 임플란트 지대주에 비해 지르코니아 임플란트 지대주가 최대등가응력이 높게 나타났다. 이는 티타늄보다 지르코니아의 탄성 계수가 두 배 가까이 높기 때문에 티타늄-티타늄에 비해 티타늄-지르코니아에서 두 구성 요성간의 물성 차이로 인한 응력 집중이 크게 일어났기 때문으로 생각할 수 있다. 비록 지르코니아 임플란트 지대주와 매식체 연결부위에서 상대적으로 최대등가응력이 약 15% 증가하였으나 지르코니아 임플란트 지대주는 재료의 파손강도가 티타늄에 비해 두 배 이상 크므로 응력의 크기와 기계적 강도를 함께 고려해보면 티타늄 임플란트 지대

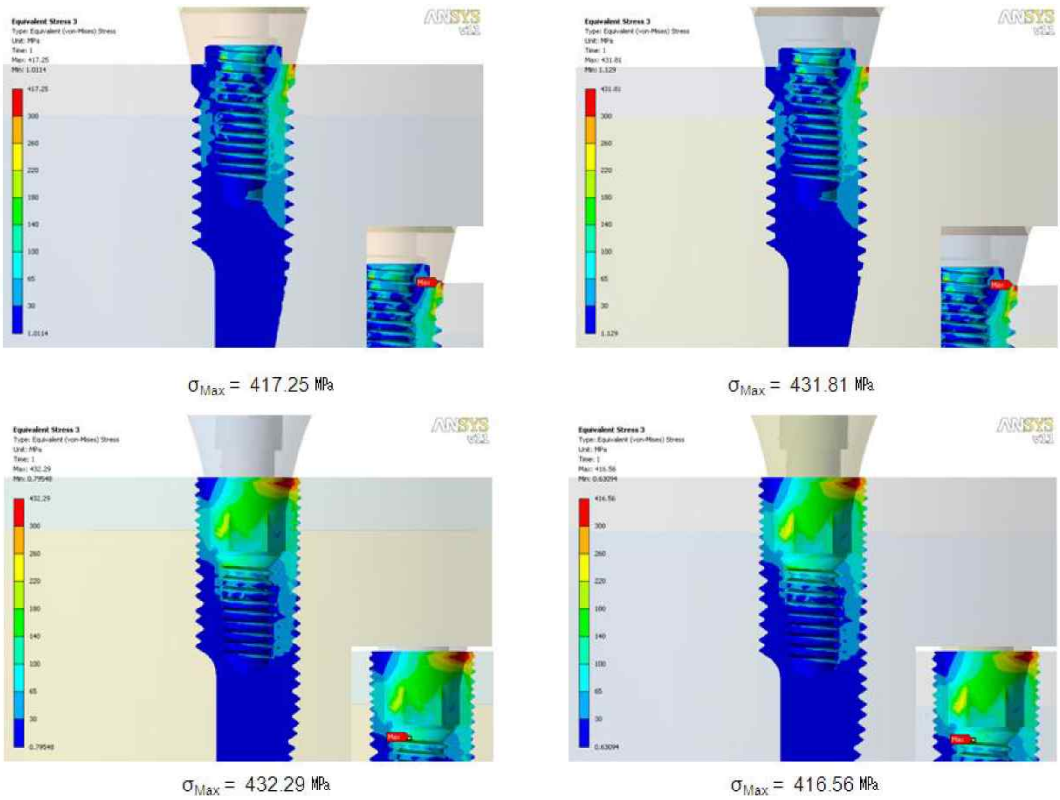

Fig. 7. Equivalent stress for fixture. Left: titanium abutment. Right: zirconia abutment.

주에 비해 지르코니아 임플란트 지대주가 더 큰 기계적 실패를 야기하지는 않을 것이다. 지르코니아 임플란트 지대주를 이용한 임상 연구에서도 Glauser 등[14]은 단일 치아 수복에서 평균 49.2개월간 지대주의 파절이 없었으며, Yildirim 등은 전부 도재관으로 수복한 증례[23]가 5년 이상 지대주의 파절 없이 사용함을 보고한 바 있다.[12] 비록 교합력에 개인차가 크고 보고된 교합력이 다소 저평가된 면이 있으며,[24] 임상연구 또한 소수이고 장기적인 결과는 아니지만, 이러한 보고들은 지르코니아 임플란트 지대주가 장기간 기능할 수 있는 충분한 기계적 강도를 갖고 있음을 시사하고 있다. 그럼에도 불구하고 티타늄 임플란트 지대주에 비해 지르코니아 임플란트 지대주는 임상적으로 파절이 보다 빈번히 일어난다.

지르코니아 임플란트 지대주는 제조 과정에서 흠이 생기거나 두께가 얇아지는 부위가 발생할 수 있고,[25,26] 열처리 또는 도재축성 과정은 파절 저항성을 저하시킬 수 있다.[26] 균열의 개시는 낮은 부하에서 시작될 수 있으며 최종적으로 파절 강도에 영향을 미치기 때문에 지대주의 제조과정이나 보철물 제작을 위한 절삭, 연마 과정에서 균열의 시작점이 되는 흠이나 결함이 발생하지 않도록 주의를 기울여야 한다. 다른 금속에 비해 높은 탄성율과 굴곡 강도를 지니고 있음에도 불구하고 지르코니아 지대주에서 임상적으로 파절이 빈번히 일어나는 이유는 취성을 띠는 지르코니아 재료의 특성 때문이다. 지르코니아가 지니고 있는 취성으로 인해 지르코니아의 두께가 너무 얇아 지게 되면 임상적으로 사용하기가 어렵다.[27] 이로 인해 고정성 보철물의 경우 지르코니아의 파절을 막기 위해 두께가 최소한 0.5~0.7mm가 되어야 하고 높은 응력이 가해지는 부위에서는 두께를 증가시켜야 한다.[28] 따라서 지르코니아 임플란트 지대주에서는 얇은 두께로 인해 발생할 수 있는 파절을 예방하기 위해 지대주 설계에도 주의를 기울어야 할 것이다.

지르코니아는 온도에 따라 단사정, 정방형, 입방형 3가지 다른 결정 상태를 지니게 된다. 실온에서 지르코니아는 단사정의 결정 상태이고, 1070℃ 이상에서는 단사정에서 정방형으로 상전이가 일어나서 1170~2370℃에서 안정화 된다.[29] 입방형의 결정 상태는 매우 높은 온도에서 나타난다. 지르코니아는 yttria, magnesia, ceria 등의 안정제를 첨가함으로써 실온에서 정방형의 결정상을 유지할 수 있다. 정방형에서 단사정으로의 상전이는 마모나, 가공 과정에 의한 응력이나 수분에 의해 유발될 수 있다. 정방형에서 단사정으로의 상전이는 3~4%의 부피 팽창이 발생한다.[30] 파절의 전파는 부피 팽창에 의해 방지된다. 이러한 상전이 강화 현상으로 인해 지르코니아는 높은 강도와 파절 저항성을 지니게 된다. 지르코니아의 이러한 기계적 특징에도 불구하고 지르코니아의 수명 감소에 대한 보고가 계속되고 있다. 이전의 연구에서는 저온열화 현상은 지르코니아의 굴곡 강도 감소에 영향을 미치지 않는다고 하였다. 그러나 Kobayashi 등은 150~400℃에서 일어나는 지르코니아의 degeneration에 대해 발견하였다.[31] 100~300℃의 온도에 장시간 노출 시 정방형의 결정상이 단사정으로 상전이되는 저온열화 현상으로 강도가 급격히 저하될 수 있으며, 수분이 있거나 외력이 가해질 경우 이러한 현상은 가속화 된다.[32] 제품에 따라 복합체를 개발하거나 입자의 크기를 미세화 시켜 이러한 문제점을 보완하고자 노력하고 있으나 지르코니아 지대주의 aging에 대한 평가는 부족한 실정이다.

일반적으로 티타늄 임플란트 지대주는 external butt joint type보다 internal conical joint type에서 기계적 안정성이 더 우수한 것으로 보고되고 있다.[10,33] 전자는 지대주 나사의 전하중이 연결부 안정성의 주요소인데 비해, 후자의 more-taper 구조는 나사 신장과 쐐기 효과에 의한 전하중을 동시에 얻을 뿐 아니라 경사진 연결부가 굽힘 하중에 저항하기 때문에 구조적으로 더 안정화되어 있다.[33] 본 연구에서는 티타늄 임플란트 지대주에 비해 지르코니아 임플란트 지대주에서 임플란트 연결방식에 따른 최대등가응력

값이 유사하게 관찰되었다. 비록 제한적이지만 이러한 결과로부터 internal conical joint type이 구조적인 연결부 안정성으로 인해 지대주 나사의 풀림이 external butt joint type에 비해 적을 수 있으나 니르코니아 지대주의 파절 강도 측면에서는 두 연결 방식 모두 유사할 것으로 예측할 수 있을 것이다.

결 론

본 연구에서는 심미적 요구도가 높은 부위의 임플란트 보철 수복시 기존의 티타늄 임플란트 지대주가 갖는 금속색이 비춰 보이는 한계를 극복하고자 개발된 지르코니아 임플란트 지대주의 기계적 안정성을 유한요소분석법을 통해 간접적으로 확인해 보고자 하였다.

단일 치아 임플란트 조건하에서 동일한 디자인에 대해, 물성을 티타늄과 지르코니아로 각각 적용하고 교합면 중심으로부터 3mm 편측에 수직방향으로 250N의 하중을 인가하였다. 유한요소분석결과 지르코니아 임플란트 지대주와 티타늄 임플란트 지대주의 응력분포는 유사하게 관찰되었으나 최대등가응력은 티타늄 임플란트 지대주보다 지르코니아 임플란트 지대주에서 약 15%정도 높게 타나났다. 그럼에도 불구하고 지르코니아의 높은 기계적 강도를 고려해 볼 때 적절히 제작된 지르코니아 임플란트 지대주는 올바로 취급한다면 티타늄 임플란트 지대주와 비교하여 임상적으로 큰 문제를 야기하지는 않을 것으로 생각되며 추후 장기적인 임상 연구를 통한 검증이 필요할 것이다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 2010년도 부산대학교병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음.

참 고 문 헌

1. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: Toronto study. Part Ⅱ: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-9
2. Henry PJ, Laney WR, Jent 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. Boudris P, Shoghikian É, Morin É, Huntnik P. Esthetic option for implant supported single tooth restoration. J Can Dent Assoc 2001;67:508-14
4. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic coping bonded to titanium abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:921-7
5. 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
6. 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
7. Pilathadka S, Valhalová D, Vosáhlo T. The zirconia ; a new dental ceramic material. Pargue medical report 2008;108:5-12
8. 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
9. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11: 660-6
10. Norton MR. An in vitro evaluation of the strenght of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Impl Res 1997;8:290-8
11. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of stength and failure mode of seven implant systems; an in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78: 582-91
12. 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
13. 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;32:838-43
14. 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
15. Major M Ash Jr.. Wheeler's Dental Anatomy, physiology and occlusion. 7th ed W.B. Saunders Co. 1993:218-31
16. ANSYS Introduction, SAS ip Inc., 2007
17. Boyer R, Welsch G, Collings EW. Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. ASM International: Materials Park, 1994
18. John M. Structural Alloys Handbook, CINDAS/ Purdue University, West Lafayette, IN, 1996
19. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence 1997:259-72
20. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative Materials used in implant occlusal surfaces. J Prosthet Dent 1992;:361-4
21. Chun H, Shin H, Han C, Lee S. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21: 195-202
22. Simon L. Environmental degradation of zirconia ceramics. J European Ceramic Society 1995;15: 485-502
23. Yilidium M, Edelhohh D, Hanisch O, Speikerman H. Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:81-91
24. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 1986;56:226-9
25. 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
26. Sundh A, Mollin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridge after veneering and mechanical fatigue testing. Dental Materials 2005;21:476-82
27. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dent Mater 2008;24:633-8
28. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. Dent Mater 2009;25:383-91
29. Pcconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25
30. Subbarao EC, Maiti HS, Srivastava KK. Martensitic transformation in zirconia. Phys Status Solidi Series A 1974;21:9-40
31. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Thase change and mechanical properties of ZrO_2-Y_2O_3 solid electrolyte after ageing. Solid State Ionics 1981;3/4: 489-93
32. Simon L. Environmental degradation of zirconia ceramics. J European Ceramic Societ 1995;15:485-502
33. 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

Three-Dimensional Finite Element Analysis for Comparision between Titanium Implant Abutment and Zirconia Implant Abutment

Mi-Jung Yun[1], DDS,MSD, Chang-Weop Kim[2], DDS,MSD,
Chan-Mo Jeong[3], DDS,MSD,PhD, Seung-U Seo[4]

[1]Full-time instructor, [2]Graduate student,
[3]Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry Pusan National University, Korea,
[4]Osstem implant research center

Recently, restoring implants in the esthetically demanding region, zirconia-based materials are widely used due to their superior mechanical properties, accuracies, and esthetics. The purpose of this study was to investigate the load transfer and mechanical stability of zirconia and titanium implant abutments by using the three-dimensional finite element analysis model. The internal conical joint type and external butt joint type implant system was selected as an experimental model. Finite element models of bone/implant/prosthesis complex were constructed. An load of 250N was applied vertically beside 3mm of implant axis. Stress distribution of zirconia and titanium implant abutment is similar. The maximum equivalent stress of titanium implant abutment is lower than zirconia implant abutment about 15%. Howevere considering a high mechanical strength that exceed those of titanium implant abutment, zirconia implant abutment had similar mechanical stability of titanium implant abutment clinically.

Key words: implant abutment, three-dimensional finite element analysis, titanium, zirconia

Correspondence to : Chang-Mo Jeong
Department of Prosthodontics, College of dentistry, Pusan National University,
Beom-eo li, Mul-geum eup, Yangsan si, 626-770, Korea
Fax: +82-055-360-5134, Tel: +82-055-360-5130, E-mail: cmjeong@pusan.ac.kr
Received: February 03, 2011, Last Revision: February 20, 2011, Accepted: March 25, 2011