치과 임플란트에서 기성 지대주와 맞춤형 지대주의 응력분석 및 피로파절에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

김희은 · 조인호

하악 제 1대구치에 티타늄과 지르코니아 소재의 기성 지대주와 맞춤형 지대주를 이용해 지르코니아 크라운으로 수복한 경우를 3차원 유한요소법을 통해 응력 분포를 분석해 보고, 피로 파절 강도 및 파절 형태를 고찰해 보았다.

정상교합자의 CT scan을 재구성한 하악골 모형상에 제 1대구치 임플란트 지지 지르코니아 크라운으로 수복한 6가지 유한요소 모형을 제작하고, 협측 교두 중앙에 수직과 30도 각도로 100 N의 하중을 가하는 조건으로 응력분포를 분석하였다. 현재 임상적으로 사용되고 있는 4가지 지대주를 이용하여, 군당 10개의 시편을 제작하고, ISO 14801에 따라 피로파절 실험을 실시하였다.

지대주나 고정체의 재질에 따른 응력분포의 차이는 없었고 형태에 따른 응력크기의 차이만 보였다. 맞춤형 지대주 군이 전반적으로 낮은 크라운 응력을 나타내었으며, 지대주 일체형 지르코니아 임플란트는 계면 골조직의 응력이 가장 낮게 나타났다. 피로수명의 평균값은 7군이 가장 높았고, 1군, 2군, 3군의 순서로 낮게 나타났으며($P<0.05$), 기성 지대주 군은 피로수명의 편차가 적게 나타났다.

구치부의 임플란트 수복 시에는 맞춤형 지대주의 사용이 상부 보철물의 파절저항성 향상에 유리하며, 심미적 요구도가 높은 경우에는 고정체와의 접합부를 티타늄으로 제작한 지르코니아 맞춤형 지대주의 사용을 고려해 볼 만 하다. (**구강회복응용과학지** 2013:29(3):209 - 223)

주요어: 맞춤형 지대주, 유한요소분석, 지르코니아, 피로파절, CAD/CAM

서 론

임플란트 보철시 이용되는 기성 지대주는 모든 환자의 구강상태에 이상적으로 적용되기에는 여러 가지 한계점이 있다. 식립 위치가 부적절하거나 불량한 치관-임플란트 비율, 너무 얇거나 두꺼운 임플란트 주위조직은 기성 지대주에 의한 보철 수복을 어렵게 만든다. 맞춤형 지대주는 상부 보철물의 형태를 이상적으로 제작할 수 있어 보철물의 파절을 방지하며, 개개인의 치은형태에 맞추어 변연형성이 가능하므로 잔존 시멘트에 의한 부작용이나 식편압입 등을 예방할 수

교신저자: **조인호**
단국대학교 치과대학 보철학교실
충청남도 천안시 동남구 단대로 119, 330-714, 대한민국
Tel: +82-41-550-0254, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
원고접수일: 2013년 7월 7일, 원고수정일: 2013년 8월 22일, 원고채택일: 2013년 9월 25일

있고, 위생관리가 용이하여 임플란트 주위 조직 건강에 유리하다는 장점이 있다.[1,2] 또한 임플란트 보철물의 심미성에 대한 관심이 높아지면서 심미적 요소의 중요성이 강조되고 있다. 임플란트 보철물의 심미성은 임플란트 주위의 치주조직의 상태나 보철물에 사용되는 재료에 따라 영향을 받는다. 통상적으로 사용되는 티타늄 임플란트 지대주는 연조직 두께가 얇거나 치은 열구가 얕은 경우에 치은 부위에 회색빛 음영을 남기고, 치은퇴축 발생시에 치은연에서 티타늄이 노출되어 비심미적인 결과를 보일 수 있다.[2-4] 이러한 문제점을 극복하기 위하여 치아 색상과 유사하고 생체적합성이 우수한 알루미나를 고밀집시켜 소결한 도재 지대주가 개발되어 사용되었다. 그러나, 알루미나 세라믹이 가지는 취성으로 인해 기능 중에 지대주 파절 등에 의한 실패가 보고되면서 주로 교합력이 낮은 전치부로 사용이 한정되었다. 최근에는 치아와 유사한 색상을 지니고 있고, 조직친화성을 보이며 부식과 마모저항성이 우수하고, 굴곡 강도와 파절 인성이 높은 지르코니아가 일반 치과 보철이나 임플란트의 재료로서 각광을 받고 있다.[5,6]

지르코니아는 산화 지르코니움(zirconium oxide)을 통틀어 이르는 것으로, 1789년에 발견되어 주로 가공 산업분야에서 많이 사용되다가, 1969년 이후 의학분야에서 인공 고관절에 광범위하게 사용되었고, 치과분야에서는 근관용 포스트, 임플란트 지대주, 교정용 브라켓 등에 사용되기 시작했다. 하지만 높은 강도 때문에 가공이 어려워 도재 수복물로는 사용되지 않았는데 최근에는 CAD/CAM (computer-aided design and computer-aided manufacturing)을 이용한 가공기술이 발달됨에 따라, 지르코니아 블럭을 CAD/CAM 시스템으로 절삭, 가공하여 고정성 보철물과 임플란트 지대주에도 사용하고 있다.[7-9] 지르코니아 임플란트 지대주는 3가지 동소체의 다형재인 지르코니아에 소량의 금속 산화물을 첨가하여 상을 안정화하고 입자의 크기를 나노 수준으로 작게 제작하여 강화시킨 yittria-stabilized zirconium oxide가 주로 사용되고 있다.[10]

Glauser 등[11]은 단일치아 수복에서 평균 49.2 개월 동안 지르코니아 지대주의 파절이 없었으며, Yildirim 등[12]은 전부도재관으로 수복한 증례에서 5년 이상 지대주의 파절 없이 사용하였음을 보고하였다. 그러나, 지르코니아 지대주는 제조 과정에서 흠이 생기거나 두께가 얇아지는 부위가 발생할 수 있고, 이로 인해 파절저항성이 저하될 수 있으므로[13] 지대주의 제조과정이나 보철물 제작을 위한 절삭, 연마 과정에서 균열의 시작점이 되는 흠이나 결함이 발생하지 않도록 주의를 기울여야 한다.

교합력에 대한 골의 생역학적 반응은 임플란트의 수명에 큰 영향을 준다. 교합력은 인종, 성별, 연령, 치아의 위치에 따라 달라지지만 일반적으로 측절치에서 가장 낮고, 제 1대구치에서 최대값을 갖는다. 따라서, 거의 모든 단일 치아 수복 시 임플란트의 파절은 구치부에서 주로 발생된다. 교합력의 크기는 많은 연구에서 다양하게 보고되었는데 하악 구치부는 평균 저작력은 490 N 정도이고, 최대 저작압은 610 N 정도로 보고되었다.[14,15]

임플란트 구조물을 파절 시키는 가장 일반적인 요인은 금속의 피로에 의한 것이며,[15,16] 반복적인 과하중이 가해지면 구조물은 결국 피로 파절에 이르게 된다. 하중은 보철물과 임플란트를 통해 골에 전달되기 때문에, 적절한 치료계획과 보철 과정은 골과 임플란트의 적절한 응력 분산을 위해 매우 중요하다. 또한 지대주의 형태나 모양에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전이 달라질 수 있고 그에 따라 악골에 발생하는 응력에 영향을 미칠 수 있다.[17]

본 연구는 하악 제 1대구치의 임플란트 단일치 수복시 티타늄과 지르코니아 소재의 기성 지대주와 맞춤형 지대주 및 고정체를 이용해 시멘트 유지형 지르코니아 크라운으로 수복한 경우를 3차원 유한요소법을 통해 응력 분포를 분석해 보고, 각 지대주의 형태와 재질에 따른 피로 파절 강도 및 파절 형태를 고찰해 보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소 분석

하악 제 1대구치 부위에 임플란트를 식립하고 단일치아를 수복한 상황을 가정하였으며, 정상 교합자의 CT scan을 재구성하여, 협설 폭경 16.0 mm, 골 높이 27.5 mm, 근원심 20.0 mm의 하악 제 1대구치 부위의 하악골 모형을 제작하였고, 실험의 편의를 위해 인접치는 제외하였다(Fig. 1a).

분석 모형은 총 6가지로 제작하였다. 하악 제 1 대구치에 직경 4.5 mm, 길이 10 mm의 내부연결형 티타늄 고정체(GSII fixture, Osstem Co., Seoul, Korea)를 식립한 모형에(Fig. 1b), 1군은 기성 티타늄 지대주(Transfer Abutment, Osstem Co., Seoul, Korea)를, 2군은 맞춤형 티타늄 지대주(Custom Fit™ Abutment, Osstem Co., Seoul, Korea)를, 3군은 기성 지르코니아 지대주(ZioCera Abutment, Osstem Co., Seoul, Korea)를, 4군은 2군과 동일한 형태의 지대주를 지르코니아 재질로 디자인한 맞춤형 지르코니아 지대주를 연결한 모형으로 제작하였다. 또한 지르코니아 고정체의 응력분포를 알아보기 위하여 5군은 1군과 동일한 외형을 가진 고정체-지대주 일체형 지르코니아 임플란트로 디자인 하였으며, 6군은 3군과 동일한 지대주에 고정체를 지르코니아로 디자인하였다. 각 실험군에 하악 제 1대구치의 평균 크기인 교합면 근원심 폭경 11.0 mm, 협설 폭경 10.5 mm, 치관 길이 7.5 mm의 지르코니아 크라운을 장착한 유한요소 모형을 제작하였다(Fig. 1c, 1d).[18]

요소의 크기는 골에서 고정체와 접촉하는 부위는 0.1 mm, 외곽부위는 0.4 mm, 고정체와 먼 부위 골 하방은 1.0 mm이내의 크기로 부여하였고, 고정체에서는 지대주와 접촉하는 부위는 0.07 mm, 골과 접촉하는 부위는 0.1 mm로 부여하였다. 지대주, 나사, 크라운 부위는 각각의 접촉부에서 0.1 - 0.5 mm의 크기로 하였다.선학들의 연구를 참고하여 각 재료의 물성치를 가정하여[19-21] 본 연구에 사용된 각 재료의 물성치인 탄성계수(E, Young's modulus)와 포와송 비(Poisson's ratio)는 다음 표와 같다(Table I). 재료의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 선형 비례하고 재료의 소성(plasticity)은 고려하지 않는다는 조건하에 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

하중은 실제 교합력이 작용하는 양상을 최대

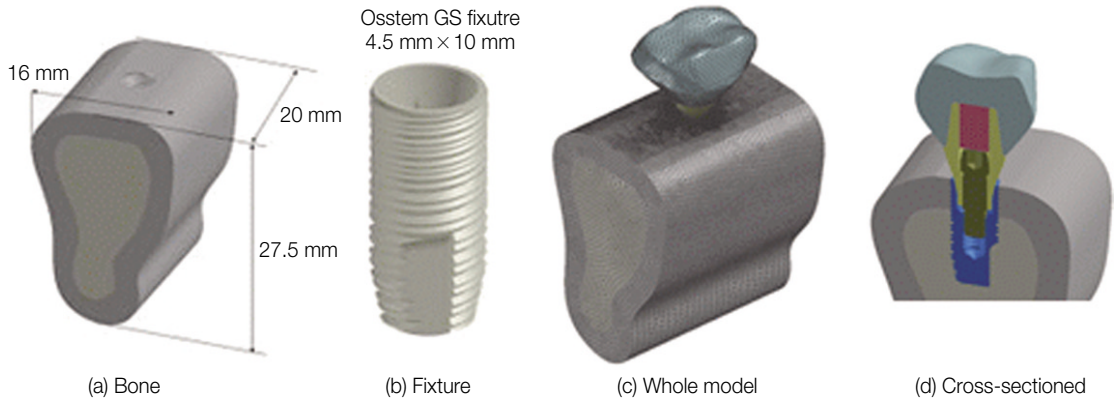


Fig. 1. Three dimensional models for finite element analysis.

Table Ⅰ. Material properties of each component

	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13.7	0.30
Trabecular bone	1.37	0.30
Titanium	113	0.34
Zirconia	205	0.31
Zirconia crown	210	0.23
Resin	8	0.30

한 재현하여 하악의 측방운동이나 치아 교두의 사면에 의한 힘의 수평요소를 함께 고려하기 위해, 모든 실험모형에서 치아의 협측 교두의 협측에서 설측으로 30도 기울어진 100 N의 경사하중을 가한 경우와 기본적인 수직방향의 교합력 만을 고려하여 치아의 기능교두인 협측교두에 100 N의 수직하중을 가한 경우를 재현하였다.

골의 두 절단면은 완전히 고정된 상태로 가정하고, 피질골과 해면골 및 고정체는 절점을 공유하고 고정체와 지대주 및 지대주 나사는 접촉하는 조건으로, 지대주와 크라운은 시멘트 공간을 부여하지 않고 절점을 공유하는 것으로 경계를 설정하였다.

ANSA v12.0 (Beta CAE Systems, Thessaloniki, Greece)를 사용하여 유한요소 meshing을 시행하였으며, 응력 해석은 PAM-MEDYSA v2011 (ESI, Paris, France), 해석 결과는 VISUAL-Viewer v8.0 (ESI, Paris, France)를 이용하여 처리하였다.

2. 피로파절 실험

유한요소 분석 시 이용된 실험군 중 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 지대주인 1, 2, 3군과, 4군과 동일한 형태이면서 나사연결부를 티타늄으로 제작한 지르코니아 맞춤형 지대주인 7군을 피로파절 실험의 대상으로 하였다. 2군 및 7군과 같은 맞춤형 지대주는 하악 제 1대구치가 결손된 모형 상에 임플란트를 식립하고 지르코니아 크라운 수복을 위해 지대치 형성이 완료된 형태에 맞추어 제작하였다. 각 실험군의 구성은 Table II와 같다.

Table Ⅱ. Implant systems for fatigue fracture specimens

Group	Abutment	Type	Fixture
1	Transfer Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)	Prefabricated titanium abutment	GSII fixture (Osstem Co., Seoul, Korea)
2	Custom Fit™ Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)	CAD/CAM customized titanium abutment	GSII fixture (Osstem Co., Seoul, Korea)
3	ZioCera Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)	Prefabricated zirconia abutment	GSII fixture (Osstem Co., Seoul, Korea)
7	MYPLANT™ zirconia hybrid abutment (Raphabio, Seoul, Korea)	CAD/CAM customized zirconia abutment	GSII fixture (Osstem Co., Seoul, Korea)

각 군의 지대주는 토크게이지(HTG2-200Nc, IMADA, Toyohashi, Japan)를 이용하여 30 Ncm로 직경 4.5 mm, 길이 10 mm의 티타늄 고정체(GSII fixture, Osstem Co., Seoul, Korea)에 연결하였고, 각 군당 10개의 시편을 제작하였다.

치과용 임플란트 피로실험에 관한 ISO14801 규정에 의거하여 임플란트를 피로시험기에 장착하였을 때 임플란트 장축에 30도 경사로 하중을 받을 수 있도록 고정용 jig를 제작하여 시편을 고정한 후, 피로시험기(Instron 8870, Instron, Norwood, USA)에 장착하고, 실온에서 최대 하중을 600 N으로, 최소 하중은 최대 하중의 10%에 해당하는 60 N으로 하여 14 Hz sine wave 형태로 제어하여 피로 시험을 실시하였다. 모든 피로 시험은 시편 구조물에 균열 및 파절이 발생될 때까지 수행하여 각 시편의 피로 수명을 측정하였고, 피로 파절의 위치나 형태를 기록하였다.

파절이 발생한 시편은 표면 이물질 제거를 위해 5분간 초음파 세척 후, 주사전자현미경(JSM-6700F, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용하여 지대주 및 고정체의 파절 양상과 파절의 형태 및 진행을 관찰하였다. 파절면을 25배 촬영하여 전체 파절면을 관찰하였으며, 파절의 기시부와 종착부의 특징적인 부위는 2000 - 4000배 확대하여 관찰하였다.

각 군간의 차이를 검증하기 위해서 일원분산분석(one-way ANOVA test)을 95%유의수준으로 시행하였고, 사후분석은 Tukey HSD test를 이용하였으며, SPSS ver.18.0 (SPSS Inc. Chicago, USA)을 이용하여 통계처리 하였다.

결 과

1. 유한요소 분석

1) 30도 경사 하중

하중 방향이 고정체 상단 위쪽을 지나가기 때문에, 지대주는 전체적으로 설측방향으로 굽힘 변형이 발생하였다. 이에 따라 지대주의 협측에는 인장, 설측은 압축하중이 함께 작용하며, 고정체의 경우 지대주의 압축에 의해 전단하중을 받았다.

각 군의 von-Mises 응력의 최대값은 다음과 같았다(Table III).

Table Ⅲ. Maximum value of von-Mises stress under 30 degree oblique load (unit: MPa)

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5	Group 6
Trabecular bone	3.547	3.597	3.602	3.545	5.991	5.097
Cortical bone	22.056	21.899	23.753	22.102	17.968	24.505
Fixture	318.941	348.262	233.752	345.182	246.244	140.185
Abutment	163.315	151.368	127.266	164.218		128.295
Screw	229.434	240.008	289.810	240.972		293.232
Crown	24.809	24.918	25.288	24.980	24.833	25.288
Resin	2.813	2.680	1.291	1.525		1.298

(1) 지대주의 응력분석

모든 군에서 지대주와 고정체가 만나는 설측 부위에서 최대응력이 발생하였다. 지대주와 접촉하는 부위에서는 고정체가 지지하면서 굽힘 변형을 억제하므로 고정체와 접촉이 끝나는 지점을 지지점 삼아 지대주는 굽힘 변형을 하였다(Fig. 2). 지대주의 von Mises 응력은 3군이 가장 작게 나타났고 형태가 동일하나 재질이 다른 2군과 4군, 3군과 6군은 거의 유사한 응력크기를 보였다. 최대 주응력은 주(主) 인장 방향의 최대 응력을 나타내는데, 지대주는 설측으로 굽힘변형을 하기 때문에, 최대 주응력은 협측에서 가장 크게 나타났으며, 3군이 가장 작았고, 형태가 동일한 군끼리 거의 같은 응력값을 보였다.

(2) 고정체의 응력 분석

각 군의 고정체의 von Mises 응력은 고정체와 지대주의 설측 결합부에서 가장 큰 응력을 보였다(Fig. 2). 3군에서 가장 작은 von Mises 응력이 발생하였고, 형태가 같은 2군와 4군의 경우, 2군에서 지대주의 강성이 적어 지대주의 변형이 더 크기 때문에 고정체를 미는 정도가 더 커져서, 지대주의 경우와 반대로 고정체에서는 2군에 다소 더 큰 응력이 발생하였다. 3군과 6군의 경우, 6군의 고정체가 강성이 큰 지르코니아이므로 고정체 자체의 응력은 3군에서 더 작게 발생하였다.

(3) 골의 응력 분석

골조직의 von-Mises 응력 분포는 모든 군에서 피질골 부위에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 해면골의 응력수준은 모든 군에서 피질골에 비해 매우 낮게 측정되었다. 골에서는 고정체의 미는 힘에 따라 전체적인 굽힘 변형이 발생하였다. 5군의 경우에는 고정체가 국부적인 변형이 없이 피질골에서부터 해면골에 이르기 까지 전체적으로 굽힘 변형을 하기 때문에 응력 분포가 더 넓어져서 가장 작은 응력을 보였다. 5군을 제외한 나머지 실험군에서는 고정체의 국부변형이 작아 응력이 작고, 강성이 클수록 골을 미는 힘이 강해지게 되어서, 고정체의 응력크기와 반대로 2군의 응력이 작게 측정되었다.

(4) 크라운의 응력 분석

2군과 4군은 하중이 가해지는 위치에서 최대응력이 발생하였고 다른 군의 경우에는 설측 하단에서 가장 큰 응력이 발생하였다(Fig. 3a, 3c). 2군과 4군의 경우, 가해지는 하중에 의해 발생한 응력이 얇은 두께로 인해서 설측 하단으로 흐르지 못하고 직접 지대주로 흐르는 형상이었다(Fig. 3b). 나머지 다른 군들은 크라운에 가해지는 하중에 의해 크라운의 설측 하단에 굽힘에 의한 압축응력이 발생하였지만, 2군과 4군은 발생하지 않았다. 2군과 4군은 거의 모든 지대주와의 계

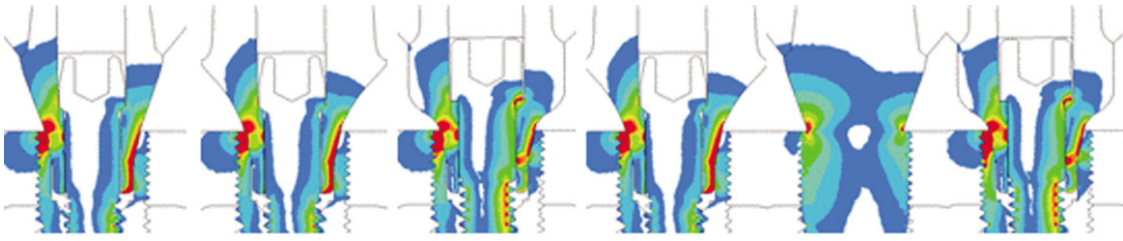


Fig. 2. Distribution of von-Mises stress of each abutment under 30 degree oblique load.

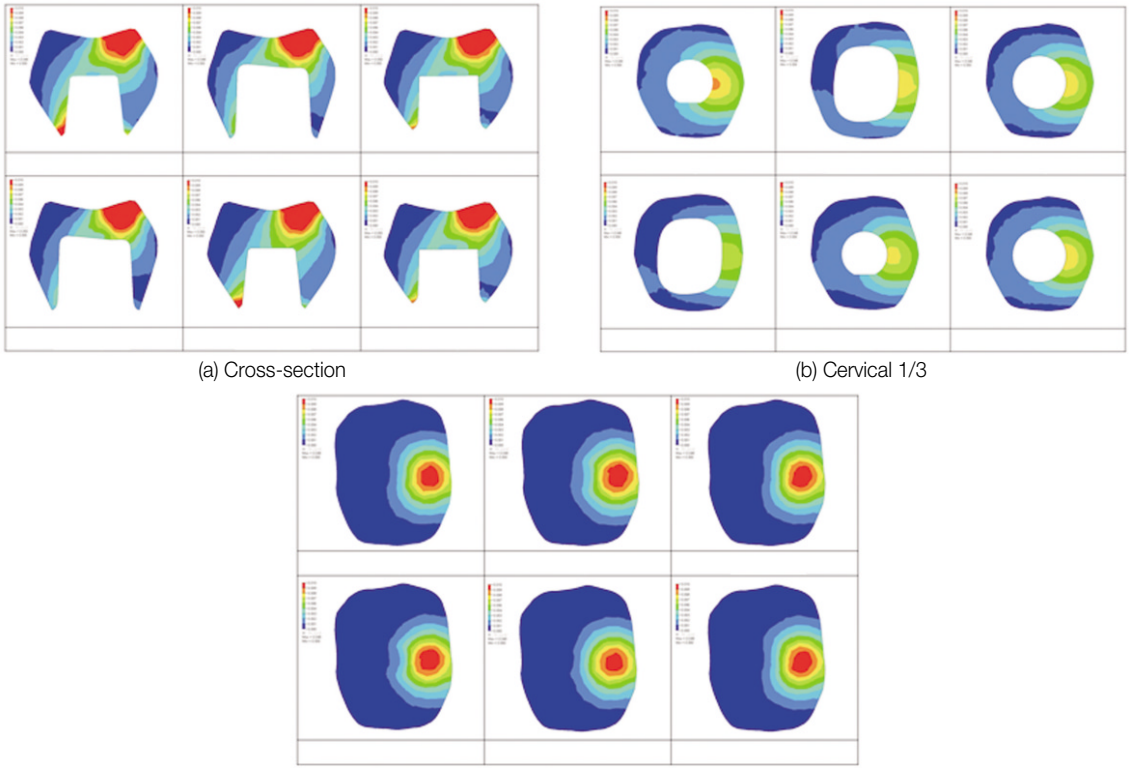
면에서 다른 군에 비해 낮은 응력값을 보였다. 2군과 4군, 3군과 6군을 비교해 보면 지대주 재질 차이에 의한 효과가 크라운에는 나타나지 않기 때문에, 거의 동일한 결과를 보여주었다.

2) 수직하중

지대주는 전체적으로 협측 방향으로 굽힘 변형이 발생하였다. 그러나 고정체의 위쪽방향으로 하중이 가해지면서 큰 굽힘 모멘트가 가해지는 경사하중과 달리, 고정체의 중심을 기준으로 작은 굽힘 모멘트가 가해지며, 협측에는 하중 방향으로 큰 압축력이 작용하는 것이 경사하중과 다른 점이었다. 따라서 굽힘에 의한 변형이 주 변형이었던 경사하중과 달리 굽힘하중과 압축하중이 복합적으로 가해졌다. 또한 굽힘하중이 작고, 압축력이 크기 때문에, 인장 부위에서는 굽힘에 의한 효과가 더 작게 나타났다.

(1) 지대주의 응력분석

경사하중과 방향만 다를 뿐 굽힘 변형에 의해 응력이 발생하는 기전은 동일하므로, 고정체와 접촉하는 부위에서 최대 응력이 발생하였다. 2군과 4군을 비교해 보면, 고정체와의 접촉 면적이 넓은 2군에서는 응력이 분산되어 약간 작게 나타



(a) Cross-section (b) Cervical 1/3

(c) Occlusal 1/3

Fig. 3. Distribution of von-Mises stress of each crown under 30 degree oblique load.

났다. 3군과 6군을 비교해 보면, 6군은 고정체가 지르코니아로 되어 있어, 고정체의 높은 강성에 의한 지대주의 응력집중과, 굽힘 부위의 급격한 변형이 경사하중과 동일하게 발생하였므로, 경사하중과 동일하게 거의 같은 응력값을 보였다.

(2) 고정체의 응력분석

모든 군에서 지대주와의 협측 결합부에 응력집중을 보였다. 수치상으로는 5군이 가장 응력이 높은 것으로 보이지만 이는 지대주-고정체 일체형이라는 특징 때문에 지대주 부위의 응력을 고정체 응력값으로 간주하고 비교하였기 때문이었다. 5군을 제외한 고정체의 응력 크기를 보았을 때에는 6군이 가장 높게 나타났다.

(3) 골의 응력분석

경사하중과 마찬가지로 피질골에 응력이 집중되었으며 해면골의 응력 수준은 매우 낮았다. 골조직의 굽힘 변형은, 지대주의 압축에서 비롯되므로, 압축력에 의한 효과가 가장 많이 나타나는 3군에서 가장 큰 응력이 발생하였다. 5군은 고정체의 변형이 전체적으로 발생하기 때문에 골에 가해지는 하중도 보다 넓게 가해지게 되어 골의 응력이 낮게 측정되었다.

(4) 크라운의 응력 분석

크라운의 경우, 2군과 4군은 하중이 가해지는 위치에서 최대 응력이 발생하였고, 다른 군은 협측 하단에서 가장 큰 응력이 발생하였다. 경사하중의 경우와 마찬가지로, 2군과 4군은 응력이 직접 지대주로 흐르면서 크라운에는 상대적으로 적은 응력이 가해졌다. 2군과 4군, 3군과 6군의 경우와 같이 지대주나 고정체의 재질에 따른 차이가 크라운에는 나타나지 않았기 때문에, 거의 동일한 결과를 보여 주었다.

2. 피로 파절

각 시편 별 피로 수명 및 파절 부위와 유형은 Table IV과 같았으며, 피로 수명의 평균값은 7군이 가장 높았으며, 1군, 2군, 3군의 순으로 낮은 평균값을 보였다. 통계 처리 결과 군 간의 유의한 차이가 있었고, 7군의 피로 수명이 다른 군에 비해 유의하게 높았다(P<0.05). 7군의 경우 평균 피로수명은 가장 높았지만 편차가 큰 반면 1군과 3군은 편차가 작았다.

1군과 7군의 모든 시편에서는 고정체에 균열이나 파절이 일어났고, 2군의 9개의 시편에서 고정체 균열 및 파절이, 한 개의 시편에서 지대주 나사파절이 일어났다. 3군의 모든 시편에서는 지대주에서 균열 및 파절이 일어났으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).

파절면의 주사전자현미경 관찰 결과 모든 군에서 금속 피로의 전형적인 특징을 나타내었다. 균열 시작부에서 균열이 벌어지면서 시작된 평평한 파단면은 티타늄의 소성변형에 의해 생긴 불규칙하고 거친 파단면과 취성에 의해 생성된 평평한 파단면이 혼재하면서 다수의 해안선 무늬(beach marks)들로 관찰되었으며, 최종 파단부는 다른 부위에 비해 예리한 각을 갖는 평평한 파절면을 보였다. 2군의 경우에는 다른 군들보다 연성 파절의 특징이 적게 나타났으며, 3군에서는 지대주 나사의 파절면에서 광범위하고 불규칙한 연성 파절면이 관찰되었다(Fig. 4).

고 찰

임플란트 보철물이 장기적으로 성공하기 위해서는 구성 물질의 생체 친화성뿐만 아니라 구강내에서 교합 시에 발생하는 응력이 생체 허용 범위 내에 있도록 보철물 설계를 하는 것이 중요하다. 최근에는 심미적 수복 재료를 이용한 임플란트 수복이 널리 이용되고 있다. 그러나 심미적 재료들은 특유의 취성 때문에 응력 집중이 발생하면 파절의 위험성이 높아진다. 지르코니아는 굴곡 강도 900 - 1,400 MPa, 탄성계수 210 GPa, 파괴인성 10 MPa/$m^{0.5}$이며,[22] 지대주의 재질로 사용하기 충분하다고 보고되었다.[10] 비록 지르코니아

Table Ⅳ. Results of fatigue lives for implant systems with different abutment (unit: cycle)

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 7
1	10,053	9,914	7,268	58,309
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
2	8,748	18,257	6,887	49,329
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
3	10,148	30,120	6,624	13,168
	(Fixture fracture)	(Fixture crack)	(Abutment fracture)	(Fixture crack)
4	19,132	13,104	10,022	20,750
	(Fixture crack)	(screw fracture)	(Ab-Fixture crack)	(Fixture crack)
5	10,430	6,378	7,161	26,971
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
6	8,562	3,311	2,305	17,775
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
7	11,879	7,053	7,436	36,412
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
8	11,617	8,041	7,236	47,050
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
9	10,887	5.302	5,526	23,194
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment fracture)	(Fixture crack)
10	15,318	7,443	4,913	12,638
	(Fixture crack)	(Fixture crack)	(Abutment crack)	(Fixture crack)
Average	11,677 ± 3,237	10,892 ± 7,984	6,538 ± 2,002	30,560 ± 16,258

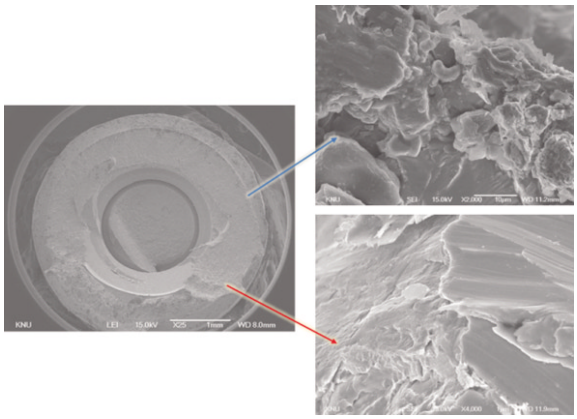


Fig. 4. SEM fractographs
(Left; × 25, Right; × 2000, × 4000).

지대주가 티타늄 지대주에 비해 현저히 낮은 피로수명을 보인다고 보고되었지만,[23] 지르코니아 지대주의 파절저항성이 전치부 최대 교합력 보다 높다[24,25]는 여러 연구결과에 따라 지르코니아 지대주를 이용한 심미적 수복은 주로 전치부에 시행되고 있다. 최근에는 심미적 요구도가 높아짐에 따라 구치부에서도 지르코니아 지대주의 적용범위가 넓어지고 있다. 따라서 비교적 큰 교합력 하에서도 지대주에 가해지는 응력 집중을 막고 임플란트 구조체에 효율적으로 분산되면서 골조직의 응력 허용범위를 넘지 않는 생역학적 설계가 필수적이다.[25,26]

치의학 분야에서 행하여지는 역학적 연구방법은 광탄성법, Strain gauge법, Holograph법, 유한요소법 등이 있다. 본 연구에서 이용된 유한요소법은 생역학 분야에서 널리 사용되는 방법으로 대상 물체를 역학적인 모델로 이상화하여 실제의 복잡한 구조물 내부에서, 주어진 점에서의 응력(stress)과 변형(strain)을 계산하는 방법이다.[27] Shin 등[28]은 유한요소법에 의한 응력분석에서 지대주의 형상에 따라 응력분포가 다르며, 지대주와 고정체의 결합부에서 지대주와 고정체가 접촉하는 면적이 넓어질수록 임플란트 내에서 적절한 응력분산이 이루어진다고 보고하였다. 본 연구에서도 지대주의 재질은 다르나 형상이 동일하고, 같은 재질의 고정체에 연결된 2군과 4군에서 응력 분포가 거의 동일하게 측정되었다. 이는 미소변형 가정을 사용한 선형 응력해석에서는 응력의 크기가 물성과 상관없이 오직 형상에 의해서 결정되기 때문이다. 그러나, 기하비선형 해법을 사용한 해석에서는 응력은 변형의 양에 따라 달라지게 된다. 2군의 경우 4군에 비해 변형이 많아, 고정체에 보다 많은 부위가 지지되었기 때문에 응력이 4군에 비해 보다 많이 분산되어 지대주에 다소 작은 응력이 발생하였다. 3군과 6군은 형상은 동일하지만, 6군의 지대주는 상대적으로 강성이 큰 지르코니아 고정체로 인해 지대주가 보다 넓은 부위의 고정체에 접촉되게 되어 지대주의 von Mises응력이 6군에서 다소 작게 나타났다.

Rangert 등[15]은 지대주 재질로 탄성이 높은 재료를 제안하였고, 고정체와 지대주의 계면 디자인이 연결체의 강성에 영향을 주며, 나사 연결부의 높은 휨 탄성이 응력을 감소시킬 수도 있다고 하였다. 본 연구의 유한요소 분석결과도 비슷한 양상을 보였는데 지대주에서 응력은 주로 굽힘 변형이 발생하는 지지점 윗 부위의 형상에 따라 결정되었다. 이 부위의 폭이 가장 커, 굽힘 강성이 가장 큰 3군이 골에서 가장 큰 응력을 보였으며, 굽힘 강성이 작은 다른 군은 보다 작은 응력을 보였다. 교합력에 의해 발생되는 응력은 임플란트 구조물에 의해 골에 전달되는 양상과 크기가 달라졌다. 지대주와 고정체에 상대적으로 많은 응력이 분포하게 되면 골에 가해지는 응력은 적어지게 된다. 따라서 골조직의 응력 허용범위를 고려하여 임플란트 구조물의 형태를 결정하여야 한다.

Rangert 등[15]은 임플란트 보철물에 교합력이 비수직하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시킨다고 하였고, Holmglen 등[29]은 경사하중을 부가할 때가 수직압을 부가할 때 보다 응력은 더 크고, 피질골에 집중된다고 하였다. 본 연구에서도 기능교두에 수직하중을 가한 경우에는 고정체의 중심을 기준으로 작은 굽힘 모멘트가 가해지며, 협측 하중 방향으로 압축력이 작용하여 임플란트 보철물의 장축에 따라 고르게 분산되는 경향을 보였으나, 기능교두에 30도 각도로 경사하중이 가해진 경우에는 전체적으로 설측 방향으로 굽힘 변형이 발생하게 되어 협측에는 인장, 설측은 압축하중이 함께 작용하게 되었다. 또한 고정체의 경우 지대주의 압축에 의해 전단하중을 받아 지대주와 고정체의 연결부위에서 응력이 집중되었다. 따라서 임플란트 보철물을 설계할 때에는 임플란트 장축방향으로 하중이 가해질 수 있도록 교두 각도를 부여하여야 한다.

Lum과 Osier[30]는 유한요소를 이용한 연구에서 응력이 일반적으로 임플란트의 주위의 피질골에서 집중됨을 보고하였고, Caglar 등[31]에 의해 보

고된 지르코니아 임플란트의 응력분포에서도 거의 유사하게 피질골에의 응력 집중이 보고되었다. 이는 임플란트에서의 골 흡수가 대부분 치조정 부위의 피질골에서 시작되는 것을 설명해 주는 이론적 근거가 된다. 본 연구에서도 피질골에 응력이 집중되었고 해면골 부위의 응력 수준은 피질골에 비해 아주 낮게 측정되었다. 경사 하중시 지대주와 고정체의 설측 연결부 주위에 주로 집중된 응력은 지대주에서 고정체를 설측으로 미는 형태의 하중이 가해지는 상황에서, 고정체에 비해 상대적으로 매우 약한 강성을 가지는 골이 고정체를 지지해 주지 못하면서 고정체가 골 쪽으로 밀리고, 지대주는 아래쪽으로 움직이는 전단하중을 받았기 때문이었다. 따라서 지대주의 강성이 가장 커 고정체를 미는 정도가 가장 작은 3군에서 가장 큰 피질골 응력이 발생하였다. 5군의 경우, 전체가 일체형으로 되어있어 다른 군과는 달리 전체 단면에 의해 강성이 결정되기 때문에 5군의 골조직 응력의 수준이 매우 낮게 측정되었다.

지르코니아 임플란트는 기술적인 문제로 주로 지대주/고정체 일체형으로 제작되고 있다. 골조직의 응력분산의 측면에서는 유리하다고 볼 수 있겠지만 임상에서 여러 증례에 적용하기엔 한계가 있어 널리 이용되고 있지는 않는 실정이다. 본 연구에서 지대주/고정체 일체형과 분리형 지르코니아 임플란트의 유한요소모형을 제작하고 분석한 것은, 지르코니아 가공기술이 날로 발전하고 있어, 앞으로 티타늄처럼 여러 형태의 고정체 제작이 가능할 것으로 예상하였기 때문이었다. 피로파절 실험에서는 현재 임상에서 주로 사용되고 있는 티타늄 고정체에 국한하여 각 지대주의 피로 수명을 고찰하였다. 일반적으로 임플란트 시스템의 기계적 강도는 부품의 강도, 두께, 형상, 연결 방식, 전하중, 적합도 등에 영향을 받는다.[32] 반복하중에 의한 피로 실패는 Att 등[33]의 보고에서처럼 지대주 파절, 지대주 나사의 풀림과 파절, 고정체 파절 등 다양한 실패 양상을 보인다. Gibbs 등[34]은 자연치열 최대교합력을 720 N이라고 보고하였고, Haraldson 등[35]은 임플란트 수복물의 최대교합력을 144.4 N, 평균 저작력을 50.1 N이라고 보고하였으며, Bonakdarchiana 등[14]은 제 1대구치의 최대 저작력이 평균 64.4 kg이라고 보고하였다. 본 연구에서는 하악 제 1대구치의 최대 교합력에 준하여 최대하중을 600 N, 최소하중을 최대하중의 10 %인 60 N으로 동적하중을 가하였다. 그 결과 기성 지르코니아 지대주인 3군은 지르코니아의 취성 때문에 지대주의 파절이 주로 일어났으며, 특히 두께가 얇은 고정체와의 접합부에 파절이 집중되면서 가장 낮은 피로수명을 보였다. Aboushelib 등[36]이 임상에서 파절된 지르코니아 지대주를 분석한 결과에서도 주사전자현미경 상에 지르코니아 지대주 내면의 나사체결부에 마찰 및 마모흔이 보였고 대부분 이곳에서 파절이 시작된다고 하였다. 이 부위에서 지대주의 피로 파절이 일어나는 것은 지대주와 고정체의 접합부에서 응력 집중이 일어나는 유한요소분석 결과와도 부합된다. 3군을 제외한 다른 군에서는 대부분 고정체에서 파절이 일어났으며, 고정체와의 접합부를 티타늄으로 제작한 7군 맞춤형 지르코니아 지대주는 가장 높은 피로수명을 보였다. 이는 내부연결형 맞춤형 지르코니아 지대주 제작시에 metallic core가 필요하다고 강조한 Canullo 등[37]의 보고와 교합력이 큰 환자의 전치부 임플란트 수복시 pressable metal ceramic 지대주의 사용을 추천한 Kim 등[38]의 연구결과와 유사했다. 그러나 7군이 높은 피로수명을 보이기는 하였지만, 편차가 다소 크게 나타났다. 같은 맞춤형 지대주이면서 티타늄 재질의 2군은 1, 3군에 비해서는 큰 편차를 보였으나 7군 보다는 편차가 적었다. 이는 지대주의 제작과정의 오차가 반영된 것으로 보인다. 기성품인 1군과 3군은 맞춤형에 비해 낮은 피로수명을 보였지만 편차가 적어 품질의 신뢰도는 높게 나타났다. 1, 2, 7군은 지대주의 고정체 접합부가 티타늄으로 되어 있기 때문에 응력이 집중되더라도 지대주가 파절되지 않고 주로 고정체에서 파절이 일어났다. 이는 본 피로파절 실험에 사용된 고정체가 내

부연결형 구조를 갖기 때문으로 사료된다. 이전 연구에서도 내부연결형 고정체는 고정체 내부에 지대주가 연결되는 접합부위가 얇은 원통형이어서 낮은 피로수명을 보이며,[39] 내부연결형은 지대주에서 받은 외력이 지대주 나사부의 체결력과 고정체 collar부위의 마찰을 통해 골로 전달되기 때문에 이 부위에서 최대 응력이 발생된다[27]고 보고된 바 있기 때문이다.

일반적으로 항복강도 또는 파괴강도 이상의 하중이 가해질 때 순간적으로 발생되는 파절을 정적 순간 파절(static fracture)이라 하고, 항복강도 이하의 낮은 응력 조건하에서 발생하는 파절을 동적파절(dynamic fracture)이라고 한다. 동적파절의 대표적인 예가 피로파절이다. 피로 파절은 변동응력, 인장응력, 소성변형이 동시에 작용하게 되어 일어나게 된다. 금속 재료에 소성변형이 계속되면 결국 파괴가 일어나는데, 최종 파절이 발생되기 전에 많은 소성변형이 발생되는 파절을 연성파절이라고 하고, 유리처럼 소성변형이 거의 없이 발생되는 파절을 취성파절이라 한다. 통상적으로 연성파절은 거친 파단면을 나타내고, 취성파절은 매끈한 파단면을 나타낸다.[40] 본 연구에서 고정체 파절면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과, 모든 군에서 다수의 해안선 무늬를 갖는 연성파절의 특징과 파절의 종단부에는 벽개면을 갖는 취성파절의 특징이 모두 나타났으며, 이는 티타늄의 전형적인 피로파절면을 나타내는 것이었다. 2군에서 연성파절의 특징이 적게 나타났는데 이는 비교적 강한 하중에 의해 티타늄이 많은 소성변형 없이 파절에 이르렀다고 추측해 볼 수 있다.

크라운의 파절저항성 및 지대주-고정체의 피로수명을 모두 고려하면, 교합력이 큰 구치부의 심미적 임플란트 수복을 위해 지르코니아 지대주의 선택이 필요할 경우, 기성 지르코니아 지대주 보다는 나사연결부를 티타늄으로 제작한 맞춤형 지르코니아 지대주를 선택하는 것이 유리할 것으로 보인다. 유한요소 분석 결과, 맞춤형 지대주는 상부 크라운의 응력집중을 막고 지대주로 응력이 바로 전달되는 결과를 보였기 때문이다. 반면, 기성 지대주의 크라운은 경사하중에서는 설측 변연에서, 수직하중에서는 협측 변연에서 응력이 집중되는 결과를 보였으므로 기성 지대주를 이용한 지르코니아 크라운 수복시에는 변연부위의 크라운 두께가 얇아지지 않도록 설계하는 것도 중요하다고 사료된다.

결 론

1. 하악 제 1대구치 단일치아 수복 시 지대주나 고정체의 재질에 따른 응력분포의 차이는 보이지 않았고 형태에 따른 응력크기의 차이만 보였다.
2. 맞춤형 지대주를 장착한 군이 다른 군에 비해 전반적으로 크라운 부위의 응력이 낮게 나타났으며, 이는 하중이 크라운에서 지대주로 직접 전달되어 나타나는 현상으로 사료되었다.
3. 지대주 일체형 지르코니아 임플란트는 강성이 크고 굽힘 변형이 전체적으로 발생하므로 계면 골조직의 전반적인 응력은 가장 낮게 나타났다.
4. 피로수명의 평균값은 7군이 가장 높았고, 1군, 2군, 3군의 순서로 낮게 나타났으며 (P<0.05), 기성 지대주의 경우 피로수명 간의 편차가 적게 나타났다.
5. 기성 지르코니아 지대주는 나사연결부에서 피로파절이 일어났고, 다른 군에 비해 낮은 피로수명을 보였으나, 나사연결부를 티타늄으로 제작한 맞춤형 지르코니아 지대주는 높은 피로수명을 보였다(P<0.05).

이상의 결과로 볼 때 교합력이 큰 구치부의 임플란트 수복 시에는 맞춤형 지대주의 사용이 상부 보철물의 파절저항성 향상에 유리하며, 특히 심미적 요구도가 높은 경우에는 고정체와의 접합부를 티타늄으로 제작한 지르코니아 맞춤형 지대주의 사용을 고려해 볼 만 하다. 또한 기존 티타늄 임플란트 구조물이 심미적 지르코니아

로 대체되더라도 골조직에 가해지는 응력분포는 유사할 것이라 생각되며, 다양한 형태의 지르코니아 고정체 및 지대주의 생역학에 관한 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Rieder CE. Customized implant abutment copings to achieve biologic, mechanical, and esthetic objectives. Int J Periodontics Restorative Dent 1996; 16:20-9.
2. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. Int J Prosthodont 2002;15:488-93.
3. Ahmad I. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. Int J Periodontics Restorative Dent 1998;18:454-65.
4. Boudris P, Shoghikian É, Morin É, Huntnik P. Esthetic option for implant supported single tooth restoration. J Can Dent Assoc 2001;67:508-14.
5. 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.
6. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic coping bonded to titanium abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:921-7.
7. Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Brach del Prever E. Alumina and zirconia ceramics in joint replacements. J Appl Biomater Biomech 2003;1:19-32.
8. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. Int J Prosthodont 2001;14:146-51.
9. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compend Contin Educ Dent 2002;23:637-41.
10. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. Int J Prosthodont 2010;23:299-309.
11. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant supported single tooth restoration in esthetically demanding regions; 4-year results of prospective clinical study. Int J Prosthodont 2004; 17:285-90.
12. Yildirim M, Edelhoff 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.
13. Sundh A, Mollin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridge after veneering and mechanical fatigue testing. Dental Materials 2005;21:476-82.
14. Bonakdarchiana M, Askaria N, Askarib M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. Arch Oral Biol 2009;54:201-4.
15. Park WJ, Cho IH. Fatigue fracture of different dental implant system under cyclic loading. J Korean Acad Prosthodont 2009;47:424-34.
16. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:26-33.
17. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:326-34.
18. Lee SP. Dental Anatomy: Teeth, a beautiful harmony between function and shape. DaehanNarae publishing, Inc. 2009. p131.
19. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence 1997. p259-72.
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;67:361-4.
21. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-98.
22. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants-rationale and

clinical guidelines. J Oral Maxillofac Surg 2009;67: 74-81.
23. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. Int J Prosthodont 2010 ;23:56-9.
24. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. Dental Materials 2008;24:611-7.
25. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont 2009;18:17-22.
26. Hjerppe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26: 132-8.
27. Lee WH, Lim JH, Cho IH. Effect of the number and location of implants on the stress distribution in three-unit fixed partial denture: A three-dimensional finite element analysis J Dent Rehab Appl Science 2010;26:221-39.
28. Shin HS, Chun HJ, Han CH, Lee SH. Three-dimensional stress analysis of implant systems in the mandibular bone with various abutment types and loading conditions. J Korean Acad Prosthodont 2003;41:617-25.
29. Holmglen EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluation parameter of osseointegrated dental implants using finite element analysis - A two dimensional comparative study examing the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-8.
30. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. J Oral Implantol 1992;18:343-8.
31. Caglar A, Bal BT, Karakoca S, Ayd C, Ylmaz H, Sarsoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:961-9.
32. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27:505-12.
33. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single tooth implant supported all ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. J Oral Rehabil 2006;33;380-6.
34. 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.
35. Haraldson T, Carlsson G. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand J Dent Res 1997;85:200-8.
36. Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. Int J Prosthodont 2009;22:616-9.
37. Canullo L, Morgia P, Marinotti F. Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. Int J Prosthodont 2007;20:486-8.
38. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. J Prosthet Dent 2009;101:226-30.
39. Won HY, Choi YS, Cho IH. Effect of Implant Types and Bone Resorption on the Fatigue Life and Fracture Characteristics of Dental Implants J Dent Rehab Appl Science 2010;26:121-43.
40. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. Implant Dent 2002;11:137-43.

Stress Analysis and Fatigue Failure of Prefabricated and Customized Abutments of Dental Implants

Hee-Eun Kim, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University, Korea

This study was to evaluate the stress distributions of prefabricated, customized abutments and fixtures according to their material and shape by three-dimensional finite element analysis. And to investigate the fatigue life and fracture characteristics.

Mandibular models were fabricated by reconstruction of the CT scan of patients with normal occlusion. A total of six finite element models were designed, a load of 100 N was applied on the buccal cusps vertically, and 30 degree obliquely. 10 specimens each were fabricated for the more clinically widely used 4 type abutments and were loaded according to ISO 14801.

Differences in stress distribution patterns were not found according to the materials of the abutments and fixtures. But a slight difference in the stress level was detected. Customized abutment groups showed lower crown stress levels. One-piece zirconia implant showed the lowest bone stress levels. In the fatigue test, highest values were measured in group 7. Prefabricated abutments showed less variation of fatigue life ($P<0.05$).

Use of customized abutments can improve the fracture resistance of restorations. Especially, use of customized zirconia abutments reinforced by titanium screw connecting parts is recommended. (J Dent Rehab App Sci 2013:29(3):209 - 223)

Key words: CAD/CAM, Customized abutment, Fatigue failure, Finite element analysis, Zirconia

Correspondence to: In-Ho Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
Dandaero 119, Dongnam-Gu, Cheonan, Choongnam, 330-714, Korea
Tel: +82-41-550-0254, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
Received: July 7, 2013, Last Revision: August 22, 2013, Accepted: September 25, 2013