하중 후 임프란트와 지르코니아 지대주 사이의 표면 변화

조선대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

김문수 · 조영범 · 김희중

본 연구는 외부연결방식(external type)의 임프란트에서 기존의 타이타늄 지대주와 지르코니아 지대주를 각각의 임플란트와 연결하여 하중을 가한 후 임플란트 외부육각기둥(external hexgon)부분 및 platform 표면변화를 FESEM 상으로 관찰하고, 임프란트와 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도를 측정하였다.

1. 임프란트, 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도는 각각 평균 309.80± 11.78 HV, 318.40± 11.82 HV, 1495.30± 16.21 HV였다. 임프란트와 타이타늄 지대주 사이에는 통계학적으로 유의성이 존재하지 않았지만 (P>0.05, Anova), 임프란트와 지르코니아 사이에는 통계학적으로 유의성이 관찰되었다(P<0.05, Anova).
2. 10,000번 하중을 가한 후 임플란트 표면변화 관찰에서 타이타늄 지대주 그룹과 지르코니아 지대주 그룹 모두에서 마모가 관찰 되었으며, 지르코니아 지대주에서 보다 현저한 마모양상을 나타내었다.

본 연구에서 표면경도의 차이로 인하여 타이타늄 지대주를 사용할 때보다 지르코니아 지대주를 사용한 경우 임플란트의 external hexagon부분 및 플랫폼의 마모도가 현저하였다.

주요어: 지르코니아 지대주, Viker's 경도, 표면변화 (**구강회복응용과학지** 2011:27(2):185~195)

서 론

임플란트가 보급된 이후 골유착을 기준으로 한 임플란트의 성공과 실패는 최근 급속도로 발전된 표면처리 기술로 인하여 논란의 대상에서 점점 멀어져가고 있다.

반면 증가된 환자의 심미적 요구와 최근 획기적 진보를 이룬 치과재료분야의 발전으로 인하여 더욱 심미적이면서도 기능적으로도 안정적인 임플란트 상부 구조물의 디자인이 필요하게 되었다.

기존의 티타늄 지대주는 우수한 강도 및 부식저항성, 높은 생체 친화성, 가공하기 쉬운 성질, 임플란트와 지대주 경계면에서의 높은 적합성 등 여러 장점을이 지니고 있지만[1,2] 심미적으로 민감한 부위에서 치은을 통해 금속지대주의 어두운 색상이 비치는 문제를 드러내곤 하였는데 특히 전치부의 thin biotype의 치은에서 더욱 두

교신저자: **김희중**
조선대학교 치의학전문대학원 보철학교실, 광주광역시 동구 서석동 421
Fax: 062)220-3820, E-mail: khjdds@chosun.ac.kr
원고접수일: 2011년 03월 03일, 원고수정일: 2011년 04월 07일, 원고채택일: 2011년 06월 25일

드러졌다. 그래서 이러한 비심미성을 개선하기 위해 심미적으로 우수한 세라믹을 이용한 다양한 지대주들이 개발되어 왔다. 최초의 세라믹 지대주는 1991년 소개된 “CerAdapt”(NobleBiocare, Gothenburg, sweden)였으며, 99.5%로 정제된 aluminium oxide(Al2O3) ceramic core로 이루어졌고, 브레네막 임플란트 타입의 external hexagon에 맞도록 디자인되었다. 그 후 1995년 지르코니아 지대주(Zireal)가 처음으로 소개된 이후 수많은 다양한 지르코니아 지대주가 추가로 개발되어 수많은 임상증례에 사용되어지고 있다[3]. 알루미나와 지르코니아 모두 치아색상과 유사한 색조를 재현할 수 있기 때문에 전치부의 심미성이 중요시되는 증례에 많이 사용되어 왔으며 두 재료 사이의 강도를 비교하면 지르코니아 지대주가 알루미나 지대주보다 약 2배정도 더 강하다[1].

지르코니아의 파절강도는 전치부의 최대 교합력(90~370N)을 감안하더라도 충분한 정도의 수치를 나타내기 때문에[1,4], 최근 전치부의 심미성이 요구되는 증례에서 점차 많이 사용되고 있다. 지르코니아 지대주를 이용한 수복증례를 통한 몇 년간의 다수의 전향적 연구에서는 지르코니아 지대주의 파절이나 나사풀림 등이 없는 매우 성공적인 사례들이 최근 보고되고 있다[5,6]. 그럼에도 불구하고, 실제 임상에서는 지르코니아 자체의 깨지기 쉬운 특성 때문에 지르코니아 지대주의 파절과 관련된 임상증례가 빈번하게 보고되고 있는 것이 현실이며[7], 파절이 일어나는 원인을 명확히 규명하기위한 연구들 또한 이미 많이 진행되어왔다. 그러나 대부분의 연구들이 지르코니아지대주의 파절을 일으키는 것으로 보이는 임플란트와 지대주의 접촉면에서의 응력집중현상, 지르코니아 지대주의 파절강도, 지대주 나사 풀림 및 임플란트와 지대주간의 수직, 수평적인 미세간극의 변화에만 초점을 맞춘채로 진행되었다.

Adatia 등[4]에 따르면 하중-변형 곡선에서도볼 수 있듯이 지대주의 변형이 먼저 나타나고 뒤이어서 지대주 나사의 변형이 일어나게 된 후 결과적으로 지대주의 파절이 발생하는 것으로 보인다. 지대주의 변형 혹은 임플란트와 접촉되는 지대주의 표면에서의 변화는 지대주 나사의 변형 및 지대주 파절의 시발점이 되는 중요한 요소로서 집중적으로 연구되어왔으나 기존의 티타늄 지대주를 제외한 연구는 많이 다뤄지지 않았다. 특히 지르코니아 지대주를 연결하여 하중을 가한 후 임플란트의 external hexa부위 및 platform 표면에서 어떤 변화가 일어나는지에 대한 정보는 최근에 활발히 연구되고 있으나 아직 더 많은 연구가 필요한 것으로 보인다.

본 연구에서는 지르코니아 지대주와 티타늄 지대주를 사용하여 하중을 가했을 경우 임플란트와 지대주가 만나는면, 특히 임플란트 external hexa 부위 및 platform의 표면에서 일어나는 변화가 나사풀림 및 지대주의 파절 등으로 귀결되는 임플란트의 실패와 어떠한 관련성을 가지는지에 대한 진지한 고찰을 해보고자 한다.

연구재료 및 방법

1. 실험재료

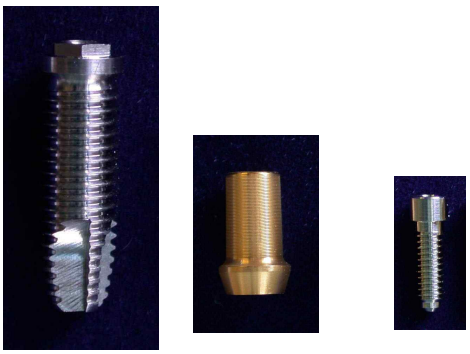
이 실험에 사용된 임플란트 시스템은 Osstem 이였다. 외부연결형 임프란트 고정체, 지대주, 지대주 나사를 6개씩 무작위로 선택하였다.

1) 임플란트 고정체(Implant fixture)

임플란트 고정체는 Osstem 회사에서 생산되는 외부육각기둥(external hexagon)을 가진 직경 직경 4.0mm의 고정체(Hexlock 4.0D×10mm; Avana Dental Implant System, Korea)를 선택하였다(Fig. 1-a).

2) 지대주(Abutment)

시멘트 유지형 지대주를 선택하였다. Cemented abutment(Regular, 5mm(D)×2mm(C)×5.5 mm (H), Osstem, Korea)를 선택하였고(Fig. 1-b), 지르코니아지대주는 시멘트 유지형 지대주를 복



a b c

Fig. 1. Avana system (a:fixture, b:abutment, c:abutment screw).



Fig. 2. Cemented abutment and Zirconia abutment (attached onto implant)

제하여 제작하였다(Fig. 2). 지르코니아 지대주는 Zirkonzahn system을 이용하여 제작되었다.

3) 지대주 나사

지대주 나사는 두 시스템 모두 타이타늄 지대주 나사를 사용하였다(Fig. 1-c).

2. 실험방법

1) 실험군과 대조군

이 실험의 대조군은 타이타늄 지대주를 연결한 3쌍의 임프란트, 지대주 및 지대주 나사를 Group 1으로 분류 하였으며, 실험군은 지르코니 지대주를 연결한 3쌍의 임프란트, 지르코니아 지대주 및 지대주 나사를 Group 2로 분류하였다. 지대주들은 각각의 지대주 나사를 이용하여 임프란트에 연결되었다. 나사를 조일 때의 잠금력은 제조사의 지시대로 20 Ncm을 적용하였고, 잠금력을 일정하게 하기 위해 전자 토크 제어기(Brånemark system DEA 020 Torque controller)를 사용하였다. 임프란트에 지대주를 연결한 후 나사구멍(access hole of screw)은 실리콘과 레진을 이용하여 충전하였다.

2) 하중(loading)과 주사전자현미경(FESEM)고찰

지대주가 연결된 임프란트에 수직으로 20Kg의 힘을 가하였다. 임프란트와 지대주가 연결된 복합체에 10,000번의 하중을 가하였다. 하중으로 인한 고정체 상부 external hexagon과 platform에 생기는 변화를 FESEM (field emission scaning electron microscope, model:XL 30 SFEG, Phillips co. Netherland,)을 이용하여 관찰하였다. 실험전 초기 시료의 상태를 관찰하였고, 하중을 10,000번 반복적으로 가한 후의 임플란트의 표면변화도 관찰하였다. 지대주와 접촉하는 고정체 상부 external hexagon과 platform의 상태를 관찰하였고, 관찰을 자세히 하기위해 시편은 45°각도로 경사지게 하였다. 실험도중 임프란트나 지대주의 표면의 변화에 영향을 주지 않게 하기위해 시료 취급시 주의를 기울였다. 각각의 시료들은 SEM 관찰 전에 초음파 세척기로 세척을 시행하였다.

3) Viker's 경도의 측정

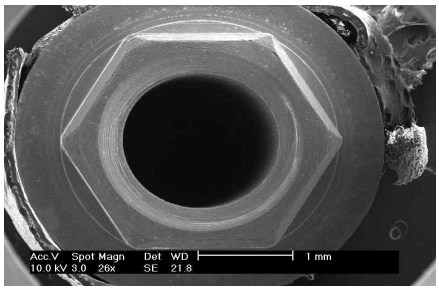
임프란트, 지대주 및 지르코니아 지대주의 Vicker's 경도를 측정하였는데 비커스 경도 시험기(WILSON - TUKON 2100)를 사용하였다. 임프란트와 타이타늄 지대주(Group 1)와 지르코니아

지대주(Group 2)의 Vicker's 경도 측정치는 각각의 시료마다 5회씩 측정한 결과의 평균을 분석하였다. SPSS(version 10.1)을 이용하여 다음과 같은 내용을 통계분석하였다. Group 1 과 Group 2 Avana 그룹 간의 Vicker's 경도에 대한 비교에는 ANOVA 분석법을 이용하였다. 검정유의 수준은 0.05로 하였다.

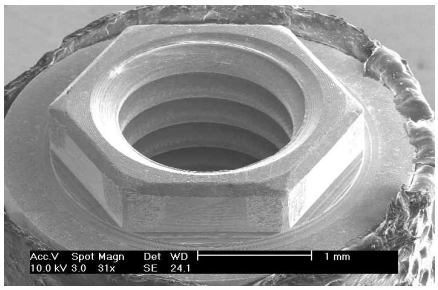
결 과

1. 타이타늄 지대주와 결합된 임프란트의 표면 변화

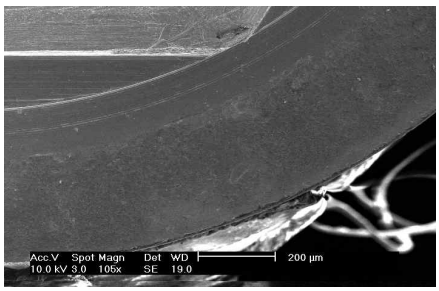
임프란트의 외부 육각기둥(external hexagon)의 코너 부위에 마모가 뚜렷이 나타났고(Fig. 3- B,D),



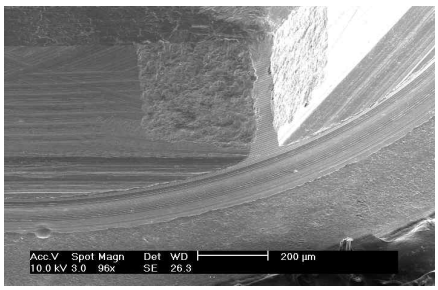
A. Superior view of implant



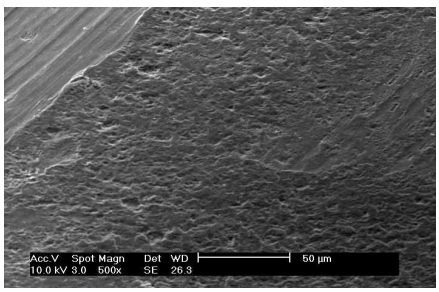
B. Tilting view of implant(45°)



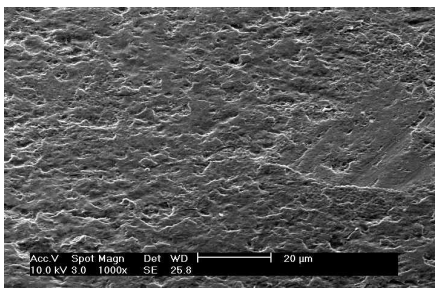
C. Platform



D. Platform and coner of hexagon(tilting view)

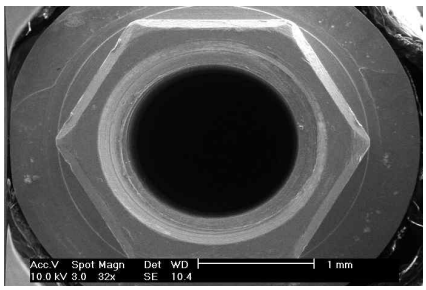


E. Platform

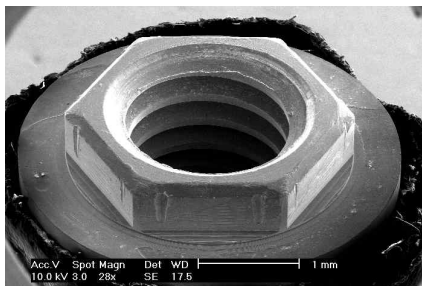


F. Platform(tilting view)

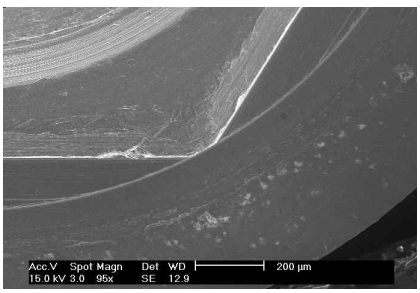
Fig. 3. Photomicrograph of Osstem Implant attached to cemented (titanium) abutment in SEM (A,B,C,D,E,F: Magnification ×21, ×24, ×105, ×96, ×500, ×1000)



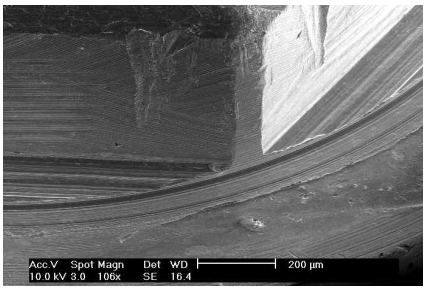
A. Superior view of implant



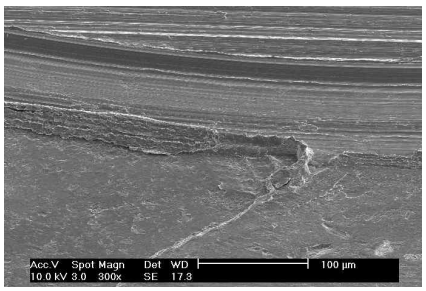
B. Tilting view of implant(45°)



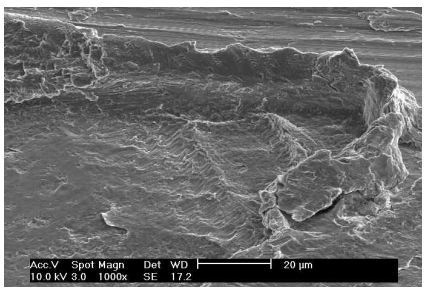
C. Platform



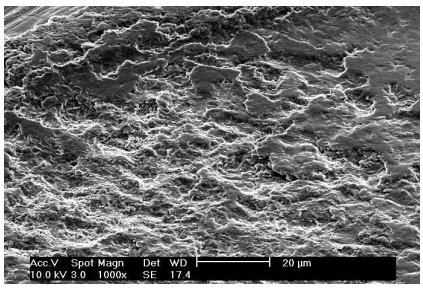
D. Platform and coner of hexagon(tilting view)



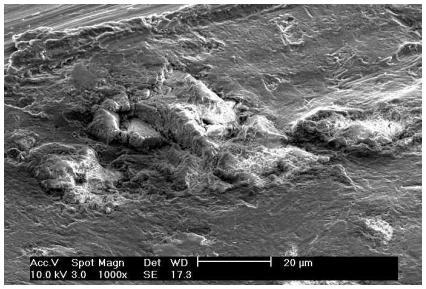
E. Platform



F. Platform (tilting view)



G. Platform (tilting view)



H. Platform(tilting view)

Fig. 4. Photomicrograph of Osstem Implant attaced to zirconia abutment in SEM(A,B,C,D,E,F: Magnification ×21, ×24, ×105, ×96, ×500, ×1000)

임프란트의 plafform에서는 지대주와 접촉하는 부위가 연속성을 지닌 원형 밴드형태로 마모양상을 보였다(Fig. 3-A,B,C,D). 임프란트 platform을 고배율로 관찰시 지대주와 접촉하지 않는 부위는 거친 가공선이 그대로 존재하였으며, 지대주와 접촉하는 부위는 마모로 인해 금속이 떨어져 나간 양상이 뚜렷이 관찰되었다(Fig. 3-E,F)

2. 지르코니아 지대주와 연결된 임프란트의 표면 변화

지르코니아 지대주와 접합되는 임프란트의 외부 육각기둥은 타이타늄 지대주와 접촉하는 임프란트 보다 심한 마모현상을 보였다. 임프란트의 외부 육각기둥은 수직으로 깊고 뚜렷한 마모를 나타내었으며(Fig. 4-B,D) 임프란트의 platform도 타이타늄에 비해 불규칙적이고 심한 마모 양상을 보였다(Fig. 4-A,B,C,D). 타이타늄 지대주와 접촉하는 임프란트 platform이 연속적이고 일정한 두께의 밴드형태로 마모를 나타내는 반면 지르코니아와 접촉하는 임프란트의 platform은 마모의 형태가 불규칙적이고 비 연속적이며 때로는 심각한 변형을 보여주었다(Fig. 4- E,F,G,H) 지르코니아와 접합하는 임프란트 platform에 나타는 마모의 특징적인 양상은 표면의 변형(Figure 4-E,F)과 표면의 패임(Fig. 4-G,H) 이었다.

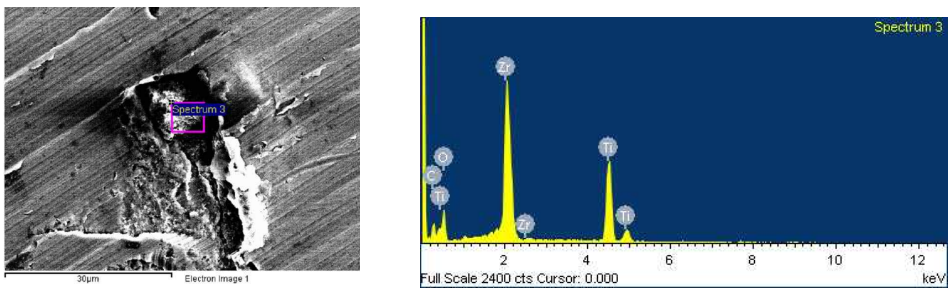
Fig. 4-H에서는 지르코니아 입자가 임프란트 platform 표면에 박혀있는 것이 관찰되었다. 다음은 지르코니아 지대주와 접합된 임프란트 platform상에 묻혀있는 입자들을 EDX로 성분 분석한 결과이다(Fig. 5).

3. Viker's 경도

임프란트, 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도는 각각 평균 309.80± 11.78 HV, 318.40± 11.82 HV, 1495.30± 16.21 HV였다. 임프란트와 타이타늄 지대주 사이에는 통계학적으로 유의성이 존재하지 않았다(P>0.05, Anova). 하지만, 임프란트와 지르코니아 사이에는 통계학적으로 유의성이 있었다(P<0.05, Anova).

총괄 및 고안

새로운 치과 재료의 개발로 세라믹의 물성과 심미성은 나날이 증가하고 있으며 현대인의 증가된 심미적 요구와 맞물려 임플란트 지대주에서도 세라믹의 사용이 점점 증가하고 있는 추세이다. 전치부 임플란트 수복시 기존의 타이타늄 지대주는 치은 변연부가 검게 비치는 단점을 가졌으며 이를 보완하기위하여 변연을 치은연하로 내리기도 하였으나 치은 연하의 시멘트가 완전



A. Zr particle

B. Composition of Figure 5-A.

Fig. 5. Composition of particle on the implant platform contacted with zirconia abutment.

히 제거되기 힘들고 그로인한 잔존 시멘트가 있을 경우 이것이 병인으로 작용하여 임플란트 주위염 등을 일으키는 등의 위험성도 안고 있었다. 특히 잇몸이 얇은 Thin-bio type에서 검게 비치는 현상이 더욱 심하여 변연을 치은 연하로 내리더라도 이를 막기가 더욱 어렵다. 반면 세라믹 지대주는 치아색과 유사하며 향상된 투과성을 지녀 기존의 타이타늄 지대주가 가지고 있는 이러한 비심미적인 단점을 극복하고 있다.

최초의 임플란트용 올세라믹 지대주는 1991년 소개된 CerAdapt(Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden)로 알루미나로 만들어졌다. 그러나 알루미나 지대주는 재료자체가 가지는 낮은 파절강도로 조작 중에 혹은 수복 후 저작 중에 종종 파절이 일어나곤 하였다[6,8,9]. 이러한 알루미나의 단점을 극복하기 위해 지르코니아 지대주가 연구되었으며 1995년 마침내 최초의 지르코니아 지대주인 ZiReal이 소개 되었다[3]. 그러나 ZiReal은 단일 지르코니아 지대주가 아니라 타이타늄 위에 지르코니아를 입힌 형태였다. 그 후 다양한 단일 지르코니아 지대주가 개발되어 현재까지 사용되고 있으며 주로 전치부 단일 수복에 사용되고 있다.

지르코니아의 생체 적합성은 타이타늄과 비슷하거나 더 우수한 것으로 알려져 있으며 알루미나의 2배의 강도를 나타내는 등 현존하는 세라믹중 최고의 물성을 가지고 있다. 또한 전치부 최대교합력(90~370N)을 넘어서는 파절 강도를 보이므로[24] 전치부에 한해서는 임상적인 사용이 추천되고 있으며, 다수의 성공적인 증례가 연이어 보고되고 있다. 하지만 지르코니아 지대주의 파절 증례 또한 다수 보고되고 있으며 이에 관한 연구가 많이 진행되어왔다. 대부분의 지대주 파절은 지르코니아 자체의 깨지기 쉬운 특성 및 타이타늄에 비해 낮은 가공 정확도로 인한 상대적으로 낮은 적합정확도[3] , 지대주 체결 후 삭제로 인한 파절저항도 감소 및 나사 풀림 등에 기인하는 것으로 추정되어 왔다.

Gomes 등[1]에 따르면 지르코니아의 초기 최대 파절수치는 전치부의 최대 교합력을 넘어서는 672N을 기록하였으나 80,000번의 하중실험 후에는 269N이라는 적은 수치를 보였다. 하지만, 감소된 최대파절수치로도 전치부의 교합력을 견뎌내는 데에는 큰 무리가 없어 보인다고 보고하였다.

Welander 등[2]는 동적하중(dynamic loading)후 지르코니아 지대주와 임플란트 사이의 미세간극 변화를 조사한 결과 타이타늄이나 알루미나 지대주보다도 더 낮은 수치를 기록해 지르코니아 지대주를 사용해도 적합도가 거의 변하지 않고 충분한 하중을 견뎌낼 수 있음을 보고하였다.

Nothdurft 등[10]는 지대주의 삭제와 지르코니아 파절저항성은 관련이 없다고 보고했다. 가장 흔한 지르코니아 지대주의 파절 패턴은 임플란트 shoulder 하방에서 대각의 파절선으로 나타났으며 이것은 shoulder 상방의 지대주 삭제와 지대주의 파절저항성이 관련이 없다는 것을 의미한다 하였다.

Lee 등[11]은 100만회 반복 하중 하에서 지르코니아 지대주가 금속지대주에 비해 나사 결합부 안정성이 더 크다는 결론을 보고하였다. 그들은 또한 외부연결방식(external type)의 임플란트에서는 조임 회전력과 외부 하중에 의한 응력이 주로 나사에 집중된다 하였다. 수평 및 대각적인 하중을 받는 동안 나사가 지대주를 혼자서 지켜내야하지만 나사자체에는 측방력을 흡수할 수 있는 장치가 없으며[2] 연결부에 유격이 있을 경우 미세진동에 따른 전하중 소실과 나사풀림이 야기될 수 있다[12]. 이런 구조에서는 교합력이 전하중을 초과하게 되고 회전 저항적인 요소가 존재하지 않으면 나사풀림이 발생하게 된다.

이렇듯 초기에 지르코니아의 문제점으로 지적되었던 요소들이 타이타늄과 비교할 때 지르코니아 지대주가 오히려 유사하거나 더 나은 수치들을 보여주고 있다. 그러나 여전히 단일 지르코니아 지대주를 사용한 증례에서 타이타늄 지대주보다 더 많은 지대주의 파절을 보이고 있다.

지대주의 파절의 원인을 알아보고자 지르코니

아와 임플란트를 구성하는 타이타늄의 표면경도의 차이를 고찰하였다. 일반적으로 금속과 세라믹이 만나면 금속이 닳게된다. 이는 세라믹의 표면경도가 금속보다 더 높기 때문이다.

본 실험에서 측정된 임프란트와 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도는 각각 평균 309.80± 11.78 HV, 318.40± 11.82 HV, 1495.30± 16.21 HV였다. 임프란트와 타이타늄 지대주 사이에는 통계학적인 유의성이 없었으며, 임프란트와 지르코니아 지대주사이에는 통계학적인 유의성이 존재하였으며, 경도의 차이가 약 5배 정도였다. 이를 고려할 때, 타이타늄의 임프란트와 지르코니아 접합부에 하중이 가해질 경우 임프란트 표면이 지르코니아 지대주 표면보다 마모로 인한 변화가 현저하게 생길 수 있음을 추정할 수 있다. Brodbeck 등[13]은 지르코니아와 타이나늄의 Knoop 경도 수치를 측정하였는데 그 결과 또한 지르코니아가 타이타늄보다 약 5배이상 높은 표면경도를 나타내었다(Table Ⅰ).

그러므로 본 실험에서와 마찬가지로 타이타늄과 타이타늄끼리 접촉할때보다 타이타늄과 지르코니아가 직접 접촉할 경우 거동마모(fretting wear)[52]로 인해 타이타늄에 더욱 현저한 표면재료의 상실이 야기되는 것으로 보여진다. 고배율로 관찰시 두 그룹 사이의 표면변화 차이는 확연히 나타나며 지르코니아 지대주와 접촉하는 임플란트 표면에서 현저한 표면 변화를 보여준다(Fig. 4). 타이타늄 지대주를 사용한 경우 접촉된 임플란트 platform에는 반지형태의 경미하고 연속된 마모양상을 보이지만(Fig. 3-A,B), 지르코니아 지대주에 접촉된 임플란트 platform의 표면은 불규칙하고 연속되지 않으며 패임의 깊이에 큰 차이가 있다.(Fig. 4-A,B) 이는 임플란트와 맞닿는 지르코니아 지대주 표면이 타이타늄만큼 정확하고 매끄러운 표면으로 가공되지 못하였음에 기인할 것으로 사료된다. 또한, 지르코니아 입자가 거동 마모(fretting wear)결과 지르코니아 지대주로부터 떨어져 나와 임프란트 platform에 묻혀있는 것이 곳곳에 발견된다. 이것은 취성이 강한 지르코니아의 성질에 기인한 것으로 사료되며, 이 입자는 임프란트와 지르코니아 사이에 하중이 가해짐에 따라 임프란트 platform 표면의 변화를 더욱 심하게 유발하는 원인으로 작용할 것으로 추정된다. 이와 같은 관찰되는 마모양상이 지속될 경우 임프란트와 지대주 사이의 유격이 커짐으로 인해 임플란트 platform 및 외부육각기둥에 추가적인 손상을 유발할 수 있으며[14], 임플란트와 지르코니아 지대주 경계면의 적합정확도가

Table Ⅰ. Knoop hardness of dental materials (kg/mm^2)

HARDNESS VALUES OF VARIOUS DENTAL MATERIALS	
Material	knoop hardness(kg/mm^2)
Gold-palladium alloy	200
Titanium	250
Human enamel	340
Quartz	820
Zirconia	1,200
Alumina	2,100
Diamond	8,000

더욱 낮아지고 지대주의 미세운동 및 회전운동이 증가하여 나사의 풀림 현상과 그로 인한 나사파절이 발생할 수 있을 것으로 추정된다. 본 실험에서 나사의 풀림으로 인한 지대주 파절을 막기위하여 하중을 가하는 동안 매 1,000번 마다 20Ncm의 조임력을 반복적으로 적용하였다. 이때, 나사의 조임력(clamping force)가 약해짐을 번번히 느낄 수 있었으나 이를 측정하기는 어려웠다.

지대주와 임플란트 매식체간 접합부의 안정성은 지대주 나사의 전하중, 지대주 나사 디자인, 임플란트와 지대주의 적합도, 동적 피로 등에 영향을 받는다. 이 실험에서 관찰된 바와 같이 하중시 지르코니아 지대주와 임프란트 platform에서 발생한 현저한 마모 및 변형은 접합부의 적합도를 불량하게 하여 접합부 안정성을 감소시킬 것으로 사료된다.

지대주의 종류에 따라 임프란트 표면 변화의 양상이 변화한다는 것이 이 실험에서 관찰되었다. 이는 타이타늄으로 구성된 임프란트와 지대주 접합면에서 일어나는 마모 보다는 임프란트와 임프란트 보다 경도가 큰 지르코니아사이에서 더욱 심한 마모가 일어난다는 것을 보여주었다. 비록 이 실험이 제한된 숫자의 시편과 하나의 임플란트 시스템만을 이용하여 지대주 상에서 실험되었다 할지라도 지르코니아의 임프란트에 대한 심한 마모는 임프란트 접합부에 안정성에 영향을 줄 것으로 사료된다. 향후 이와 관련된 다양한 추가 연구가 필요하다.

결 론

본 연구는 외부연결방식(external type)의 임프란트에서 기존의 타이타늄 지대주와 이를 복제한 지르코니아 지대주를 각각의 임플란트와 연결하여 10,000번의 하중을 가한 후 임플란트 외부육각기둥(external hexgon)부분 및 platform 표면변화를 FESEM상으로 관찰하고, 임프란트와 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도를 측정하였다.

1. 임프란트, 타이타늄 지대주 및 지르코니아 지대주의 Viker's 경도는 각각 평균 309.80± 11.78 HV, 318.40± 11.82 HV, 1495.30± 16.21 HV였다. 임프란트와 타이타늄 지대주 사이에는 통계학적으로 유의성이 존재하지 않았지만($P>0.05$, Anova), 임프란트와 지르코니아 사이에는 통계학적으로 유의성이 관찰되었다($P<0.05$, Anova).
2. 10,000번 하중을 가한 후 임플란트 표면변화 관찰에서 타이타늄 지대주 그룹과 지르코니아 지대주 그룹 모두에서 마모가 관찰 되었으며, 지르코니아 지대주에서 보다 현저한 마모 양상을 나타내었다.

결론적으로 표면경도의 차이로 인하여 타이타늄 지대주를 사용할 때보다 지르코니아 지대주를 사용한 경우 임플란트의 external hexagon부분 및 플랫폼의 마모도가 현저하였다. 임플란트와 지르코니아 지대주 접합부의 마모현상이 심하게 일어날수록 임플란트와 지르코니아 지대주의 적합도는 더욱 떨어질 것이며 그로인하여 지대주 나사의 풀림을 더욱 쉽게 하고 나아가 지르코니아 지대주의 파절을 일으켜 임플란트 상부구조물의 실패를 초래할 가능성이 더욱 높을 것으로 사료된다.

연구비 지원 및 사의

본 논문은 2008년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음

참 고 문 헌

1. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010: 1.
2. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin Implant Dent Relat Res 2008;10(2):113-121.
3. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. J Esthet Restor Dent 2003;15(1):

10-23.
4. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont 2009;18(1):17-22.
5. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of cual mized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin Oral Implants Res 2009;20(8):802-808.
6. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. Int J Prothodont 2002;15:9-13.
7. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24 (5):850-858.
8. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness(KIc) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. Dent Mater 1999;15:342-348.
9. Yildirim M,Fischer H,Marx R, Edelhoff D. In *vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prothet Dent 2003;90:325-331.
10. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. Clin Oral Investig 2010:19.
11. Lee MS, Suh KW, Ryu JJ. Screw Joint Stability under Cyclic Loading of Zirconia Implant Abutments. J Korea Aca Prosthodont 2009;47:164-173.
12. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prothodont 1995;8: 162-178.
13. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. J Esthet Restor Dent 2003;15(1): 10-23
14. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24(4): 636-646.

Surface Changes between Implant and Zircoina Abutment after Loading

Moon-Soo Kim, D.D.S., Young-Bum Cho, D.D.S., M.S.D,
Hee-Jung Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of prosthodontics, college of Dentistry, Chosun University

In this study, titanium abutments and zirconia abutments were connected to each implant in external type implants. After that they were loaded 10000 times with 20Kg as occlusal force. The surface changes of external hexgon part and platform were observed in FESEM image. Viker's hardness of an implant, a titanium abutment and a zirconia abutment were measured respectively.

1. Viker's hardness of an implants, a titanium abutment and a zirconia abutment was 309.80±11.78 HV, 318.40±11.82 HV, and 1495.30±16.21 HV respectively. There was no statistical significance between an implant and a titanium abutment ($P>0.05$, Anova). However, there was statistical significance between an implant and a zirconia abutment($P<0.05$, Anova).
2. The wear was observed at the joint of implant and abutment in both a titanium abutment group and a zirconia abutment group after loading 10,000 times. The zirconia abutment showed more remarkable wear than the titanium one.

In conclusion, the wear of external hexagon and platform was much more notable in a zirconia abutment group than a titanium one. It was suggested that it could result from the difference of surface hardness between titanium and zirconia. The wear of junction between an implant and a zirconia abutment becomes more severe, the connection of an implant and an abutment is much more unfit. This is likely to cause loosening and fracture of the abutment screw. so it is considered that the possibility of implant supra-structure failure can be increased.

Key words: Zirconia abutment, Viker's hardness, surface changes

Correspondence to: Hee Jung Kim, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D
Soesuk-Dong 421
Department of Prosthodontics School of Denistry, Chosun University
E-mail: khjdds@chosun.ac.kr
Received: March 03, 2011, Last Revision: April 07, 2011, Accepted: June 25, 2011