



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

# 초 록

## 연구 배경 및 목적

구강 내 무치악 부위의 수복방법으로 임플란트를 이용한 보철수복은 높은 성공률을 보이고 있다. 이러한 높은 성공률을 바탕으로 최근 심미성을 증진시키기 위한 임플란트 재료로 지르코니아가 소개되었으나 재료 및 디자인에 따른 기계적 안정성에 대한 연구는 거의 없다. 따라서 이번 연구의 목적은 지르코니아 임플란트의 나사산 디자인에 따른 파절강도를 비교하여 구강내 반복하중에 견딜 수 있는 기계적으로 안정된 디자인을 도출하는 것이다.

## 실험재료 및 방법

동일한 직경(4mm)을 가지는 두 가지 나사산을 가지는 일체형 one-piece zirconia Implant를 injection molding법으로 제작하여 소결한 후 HIP (Heat isostatic press) 처리를 하였다. Group 1은 나사산의 간격이 0.6mm로 균일하게 제작된 것이고, Group 2는 임플란트의 나사산의 간격이 윗부분은 0.3mm 이고 아래 부분은 0.6 mm로 제작하였다. 각 그룹의 시편 개수는 각각 5개씩 제작하였다. 임플란트의 파절강도를 비교하기 위해 ISO 규격에 따라 지그에 30도 각도로 고정된 후 파절될 때까지 전단압축력을 가하였다. 고른 응력분포를 위하여 지르코니아 임플란트를 나사산 상방에서부터 3mm 하방에 Technovit 레진을 이용하여 표면을 도포하고 장축과 30도의 각도로 고정 장치에 연결하고 임플란트의 파절강도를 측정하였다.

## 실험결과 및 토의

지르코니아 임플란트는 나사산의 디자인에 따라 파절강도에 차이가 있었다. 0.6mm의 나사산을 가진 임플란트는 평균  $538 \pm 105N$ , 상부에 얇은 나사산을 가진 임플란트는 평균  $1040 \pm 320N$ 의 전단압축력을 보였

다. 지르코니아 임플란트는 기존의 금속임플란트와 달리 디자인에 따라 서로 다른 파절저항을 보이므로 안정성 향상을 위한 디자인이 요구된다.

**주요어** : 지르코니아 임플란트, 파절강도, 임플란트 디자인, 일체형  
학번: 2012-22220

## 목 차

|                    |    |
|--------------------|----|
| 제 1 장 서 론.....     | 4  |
| 제1절 연구배경 및 목적..... | 4  |
| <br>               |    |
| 제 2 장 본 론.....     | 7  |
| 제1절 실험재료 및 방법..... | 7  |
| <br>               |    |
| 제 3 장 결 론.....     | 9  |
| 제1절 실험결과.....      | 9  |
| 제2절 토의.....        | 11 |
| 제3절 결론.....        | 15 |
| <br>               |    |
| 참고문헌.....          | 16 |
| <br>               |    |
| Abstract.....      | 23 |

# 제 1 장 서 론

## 제 1 절 연구배경 및 목적

치과용 임플란트는 무치악 부위의 구강을 수복하는 임상적, 과학적으로 입증된 방법이다. 골 내에 심겨지는 임플란트는 거의 대부분이 순수 titanium을 이용한 나사 형상으로 제작되며 지난 수십 년간 성공적으로 환자에게 사용되어져 왔다.[1] 그러나 최근 기능 뿐 아니라 심미적으로도 보다 완벽한 임플란트 수복을 환자 및 임상가들이 원하는 추세이다. 예를 들면 얇은 치조제 mucosa를 가진 환자나 향후 soft-tissue recession 이 예상되는 환자에게 치료 후 검은 회색의 불투명한 titanium 임플란트가 비쳐 보이거나 구강내 직접 금속 임플란트가 노출 되면 심미성이 중요한 상악전치부에서 원하지 않는 치료결과를 유발한다.[2] 또 드물지만 titanium을 포함한 metal을 사용했을 경우 알러지 반응이 일어나는 경우도 있다.[3][4]

이를 방지하기 위하여 최근 치과용 수복재료로 tooth-colored ceramic material이 많이 사용되고 있다. 특히 zirconia는 교정용 브라켓, post-core system, all-ceramic prosthetic restorations, implant abutment등으로 많이 쓰이는데, 최근에는 임플란트 몸체의 재료로도 사용되고 있다.[5] 이는 지르코니아의 탁월한 기계적 강도 및 생체적합성에 기인한다. 만약 ceramic materials로 만들어진 임플란트가 장기간에 걸쳐 우수한 기계적, 생물학적 안정성을 보이면 새로운 임플란트 재료로서 가치가 있다.[6] 여러 실험에 의하면 지르코니아는 titanium과 비슷한 osseointegration 양상을 보이며 plaque formation이 적은 장점을 보여주고 있어 새로운 임플란트 재료로 주목을 받고 있다.[7][8]

지르코니아는 비록 도재 중에서 우수한 기계적 성질을 지니고 있지만 재료학적으로 순수한(pure) 지르코니아는 몇 가지 문제점을 가지고 있다. 지르코니아는 1170°C이하에서 mono clinic phase, 1170°C에서 2370°C까지는 tetragonal phase, 2370°C이상에서 녹는점까지는 cubic

phase로 존재하게 된다.[9] 임상적으로 활용 가능한 지르코니아를 제조하기 위해서는 분말 형태로 만들어 일정 온도 이상에서 sintering 과정을 거치게 되며 이후에 냉각을 통해 다시 상온으로 온도가 떨어지는 과정을 거치는데 이 때 1170°C 이하에서 tetragonal phase에서 monoclinic phase로 자발적인 상전이 현상이 나타나게 된다. 이러한 자발적인 상전이 현상은 지르코니아의 부피팽창을 유발하여 기계적인 성질을 약화시킨다.[9] 또한 tetragonal 지르코니아는 grinding이나 sandblasting과 같은 응력발생을 야기하는 기계적인 표면처리 과정에서도 tetragonal phase에서 monoclinic phase로 상전이 현상이 발생하는데 특히 수분이 존재할 경우 이러한 현상은 가속화된다.[9] 이는 앞서 말한 바와 마찬가지로 지르코니아의 부피팽창을 유발하게 되므로 지르코니아 표면에 바람직하지 못한 응력을 야기하여 상온에서 시효(aging)에 취약하게 되며 재료의 균일성이 감소하여 기계적 성질의 저하를 유발한다. [9] 따라서 이러한 상전이 현상을 억제하기 위해서 순수한 지르코니아에 상 안정화를 위한 산화물을 첨가하여 상온에서 tetragonal phase의 유지 및 안정화 정도를 높이게 된다. 이러한 산화제의 첨가는 상전리로 인해 응력이 유발되어 crack이 진행되는 과정을 막고 재료에 높은 인성을 부여해준다.[9] 따라서 지르코니아는 실제 순수한 100% 상태로는 활용될 수 없으며 yttrium oxide, magnesium oxide 등의 산화물을 첨가하여 부분안정화 시킨 TZP(tetragonal zirconia polycrystalline)가 임상적으로 널리 사용되고 있다. TZP의 경우 보통 3 mol% 의 yttrium oxide를 첨가한 3Y-TZP (3mol% Ytria doped Zirconia Tetragonal Polycrystals)가 사용되고 있다.[9] 그러나 가장 많이 사용되는 3Y-TZP는 저온열화의 문제를 가지고 있으므로 기능력을 받으면서 골이나 체액과 직접 접촉하는 부위에 사용하기에 일부 위험성이 있다.[10] 저온열화란 상온에서 지르코니아가 meta-stable하기 때문에 발생하는 현상이다.[11] 지르코니아는 stress를 받거나 물이나 체액과 접촉하면 meta-stable tetragonal grains가 monoclinic phase로 상전이를 하여 파절 저항성이 낮아진다. 이러한 현상을 저온열화 또는 aging이라고 하며 상전이가 일

어나면 결정구조가 tetragonal phase에서 monoclinic phase로 전환될 때 부피가 약 3-5% 늘어나므로 표면을 거칠게 하고 micro cracking을 야기해서 지르코니아 임플란트의 물리적 성질을 감소시킨다.[12]

최근에는 기존에 쓰이던 3Y-TZP의 저온열화 문제를 해결하여 파절강도를 우수하게 만든 alumina toughened zirconia(ATZ)가 새로운 지르코니아 임플란트의 재료로 주목받고 있다.[13] Alumina의 증가는 지르코니아 입자의 constraint로 작용하여 tetragonal zirconia를 metastable한 상태로 유지시켜서 기계적 강도를 증가 시킨다. 또한 alumina가 지르코니아에 비해 강도가 높기 때문에 composites의 강도가 더 크다.[14] 실제로 TZP와 ATZ의 강도를 비교한 실험에서 aging을 시행하지 않은 경우와 20years의 aging을 시행한 경우 양쪽 모두에서 ATZ의 강도가 더 우수한 결과를 보였다.[15][16]

현재는 ATZ로 만든 임플란트에 대한 많은 연구가 진행되어있지 않다. 본 실험에서는 3Y-TZP의 문제점으로 제기된 저온열화를 제어한 alumina toughened zirconia의 일종인 (Y,Nb)-TZP/alumina 를 이용하여 지르코니아가 임플란트로서 심미적인 장점뿐만 아니라 기능적으로 우수한 물리적 성질을 유지하는 가능성을 보기 위하여 서로 다른 나사 디자인에 따른 정적파절강도를 측정 비교하였다.

## 제 2 장 본 론

### 제 1 절 실험 재료 및 방법

(Y,Nb)-TZP/alumina 분말을 이용하여 injection molding 법으로 동일한 직경(4mm)을 가지는 두 가지 나사산 design의 one-piece zirconia Implant를 각각 5개씩 총 10개를 제작한 후 HIP 후처리를 하였다. Group 1은 나사산의 간격이 0.6mm로 균일하게 제작된 것이고, Group 2는 임플란트의 나사산의 간격이 윗부분은 0.3mm 이고 아래 부분은 0.6 mm로 제작하였다. 각 그룹의 시편 개수는 각각 5개씩 제작하였다.

HIP은 Hot Isostatic Pressing의 약자이며 열간 등방압 가압법이라고 불린다. 수100~2000°C의 고온과 수10~200MPa의 등방적인 압력을 피 처리체에 동시에 가해서 처리하는 방법이다. 대부분 아르곤 등의 불활성 가스를 압력 매체로 해서 등방적인 압력을 가한다. 높은 압력과 고온의 상승효과를 이용하여 등방적으로 가압처리 함으로써 내부기공을 제거하여 금속 및 세라믹의 기계적 성질을 향상시킨다.[17]

본 실험에서는 소결된 임플란트의 내부 흠결과 강도개선을 위해 1500°C, 30,000psi 조건에서 2시간동안 HIP처리를 하였다.

[그림 1]에서 보면 알 수 있듯이 10개의 지르코니아 임플란트를 나사산 상방에서부터 3mm 하방에 Technovit(4000, Heraeu Kulzer, Wehrheim, Germany) 레진을 이용하여 표면을 도포하고 고정 장치를 이용하여 장축과 30도의 각도로 고정한 후 Instron을 이용하여 crosshead speed를 2mm/min로 하여 임플란트가 파절될 때까지 힘을 가하고 이를 기록하였다.

지르코니아 임플란트는 금속 티타늄 임플란트와 달리 고정 장치가 압력을 가하면 나사산이 망가질 수 있으며 응력이 접촉되는 부분에만 가해져 정확한 측정값을 얻기 어렵다. 따라서 나사산 주변을 골과 유사한 탄성계수를 가진 resin으로 도포하여 응력전달이 균일할 수 있도록 하였다. 나사 주변을 도포한 레진의 modulus of elasticity는 12GPa 정도로



human bone의 값인 10-18GPa와 유사하다.[18]



<[그림 1] 파절강도의 측정을 위해 임플란트를 30° 각도로 위치시킨 모습>

## 제 3 장 결 론

### 제 1 절 실험결과

각 5개씩의 시편의 파절강도는 아래 표와 같다.

|            | Group 1 | Group 2 |
|------------|---------|---------|
| 1번 implant | 569N    | 997N    |
| 2번 implant | 695N    | 1224N   |
| 3번 implant | 409N    | 607N    |
| 4번 implant | 519N    | 919N    |
| 5번 implant | 500N    | 1454N   |
| 평균         | 538N    | 1040N   |
| 표준편차       | 105N    | 320N    |

<[표 1] 임플란트 design에 따른 파절강도 값>

[표 1]에서 보는 바와 같이 지르코니아 임플란트는 나사산의 디자인에 따라 파절강도에 차이가 있음을 알 수 있다. 0.6mm의 나사산을 가진 임플란트(Group 1)는 평균  $538N \pm 105N$ , 상부에 얇은 나사산을 가진 임플란트(Group 2)는 평균  $1040N \pm 320N$ 의 전단압축력을 보였다. 위의 실험결과를 보면 Group 2의 파절강도가 평균적으로 더 높은 것을 알 수 있다. 즉, 나사산이 얇고 나사내부 직경이 큰 경우에 월등한 파절저항을 보였다. 이는 pitch가 더 작아 굽기가 굽은 임플란트의 파절강도가 더 높은 값을 나타냄을 의미한다.

임플란트가 파절될 경우 가장 약한 부분에서 파절이 일어난다. 두 group의 파절된 위치를 보면 모두 0.6pitch 부분에서 파절이 일어난 것을 알 수 있다. 이는 나사산의 간격이 촘촘한 부분보다 나사산의 간격이 넓은 부분이 파절에 더 취약함을 보였다.



<[그림 2] Group 1의 파절 후 모습>



<[그림 3] Group 2의 파절 후 모습>

## 제 2 절 토의

새로운 재료들은 임상적으로 사용 전에 안정성, 효과, 효율성 등을 입증하기 위해 실험되어야 한다. 그러나 현재 지르코니아 임플란트에 대한 연구는 많이 진행되어있지 않다. 이번 연구에서는 임플란트 디자인에 따라 파절강도를 측정하여 임상적으로 좋은 강도와 수명을 기대할 수 있는 디자인에 대해 알아볼 수 있었다.

앞의 결과에서 볼 수 있듯이 지르코니아 임플란트는 나사산의 디자인에 따라 파절강도에 차이가 있음을 알 수 있다. 나사산이 얇고 나사내부 직경이 큰 경우에 그렇지 않은 경우보다 더 높은 파절저항을 보였다. 이는 pitch가 더 작아 굽기가 굽은 임플란트의 파절강도가 더 높은 값을 나타냄을 의미한다.

나사내부의 직경 차이 외에도 임플란트 head 부분의 모양 차이에 의해서도 파절강도의 차이를 보인다는 연구결과가 있다.[15] Preparation 을 하지 않은 지르코니아 임플란트보다 일반적인 중절치 preparation의 형태를 따라서 모양을 수정한 임플란트에서 더 낮은 파절강도를 보였다.[15][19] 이는 임플란트 head부분을 preparation 하는 것이 임플란트의 물리적 성질에 부정적 영향을 미친다는 것을 의미한다. Preparation 과정 중에 생기는 결함과 온도 변화가 재료의 aging을 가속화 시켜서 낮은 파절강도를 보인다.[20][21] Micro-macrocracking 이 생기고 표면 거칠기가 증가하면 monoclinic phase가 늘어나서 강도, 인성, 밀도의 감소를 가져온다. [22] 수화상태에서는 이런 결함이 수분이 통과하는 통로가 되어서 부식을 유발한다. [23][24]

그 외에도 임플란트의 표면 처리에 따라서도 파절강도가 달라 질 수 있다는 연구 결과도 있다. Alveolar 형태의 표면을 가진 임플란트는 결함이 많아서 낮은 파절강도를 보였고, rough 형태의 표면을 가진 임플란트는 높은 파절강도를 보여 물리적 성질이 우수했지만 aging에 취약한 성질을 나타냈다.[6] 더 강한 기계적 성질을 가지는 요소로 임플란트의 표면을 처리하는 방식도 고려하여 디자인을 설계할 수 있겠다.

본 실험에서는 일체형 지르코니아 임플란트를 사용했다. 일체형 지르코니아 임플란트와 two-piece 지르코니아 임플란트의 파절강도를 비교한 연구를 살펴보면 일체형 지르코니아에서 월등히 더 높은 파절강도를 보였다.[25] 또, 수술시 flapless의 방법으로 사용될 수 있어서 two-piece 임플란트와 비교하였을 때 장점을 가진다. [26][27] Flapless로 수술할 경우, 외과적 수술 범위와 연조직 변화를 최소로 할 수 있기 때문이다. 일체형 임플란트는 screw joint 임플란트에서 흔히 발생하는 abutment screw loosening이나 screw 파절등의 부작용이 없다.[28][29][30] 또, 일체형 임플란트보다 two-piece 임플란트 주변의 골에서 현저히 많은 파괴를 보인다는 연구 결과도 있다.[31][32][33] 일체형 임플란트의 또 다른 장점으로서는 임플란트 식립과 동시에 임시 보철물로 수복할 수 있다는 것이다. 이는 심미적인 부분의 단일치 수복에서 중요한 요소로 작용한다.[34]

이처럼 일체형 지르코니아 임플란트는 많은 장점이 있지만 abutment 경사의 수정 범위가 작아서 해부학적으로 완벽한 위치에 식립되어야 한다는 단점이 있다.[25] 따라서 심미적으로 중요한 부분의 초기 식립 위치가 더욱 중요해진다. 일체형 지르코니아의 경우 abutment의 유연성이 없기 때문에 attachment를 사용할 수 없고 overdenture로 전환할 수 없다.[19] 또, 임플란트의 head부분이 파절되었을 경우 임플란트를 수리해서 사용할 수 없고 제거해야만 하는 것도 일체형의 단점이라 할 수 있다.

Titanium과 지르코니아 abutment를 사용한 titanium 임플란트와 일체형 지르코니아 임플란트의 파절강도 차이를 비교한 연구도 있다. Brass(100 GPa)에 식립된 임플란트의 경우 titanium 임플란트 fixture에 titanium abutment를 사용한 경우가 가장 높은 파절강도를 보였고 일체형 Y-TZP 임플란트가 가장 낮은 파절강도를 보였다.[35] 그러나 골 대체제인 foam block(1.4 GPa)에 식립했을 경우에는 유의미한 차이를 나타내지 않았다.[36] 따라서 구강 내에서 지르코니아 임플란트와 일체형 지르코니아 임플란트의 파절강도는 차이가 없을 것으로 예상할 수

있으나, 골의 modulus of elasticity는 1GPa에서 30GPa까지의 넓은 범위를 나타내기 때문에 정확하게 예측하기는 힘들다.[37]

구강 내에서 구치부의 최고 저작압은 250-400N이고 전치부의 최고 저작압은 140-170N으로 연구되어 있다. 구치부의 평소 저작압은 110-125N이고 전치부의 평소 저작압은 60-75N으로 알려져 있다.[38] 저작압의 다양성은 나이, 성별, 근육 크기, 무치악의 범위, 뼈의 모양, 이 상기능과 관련이 있다.[39] Ceramic materials가 전치부 수복물로 쓰일 경우 가져야 하는 minimum initial fracture strength는 400N으로 연구되어 있다.[40]

이번 실험의 결과를 보면 group 1의 파절강도의 평균값은 538N이고 group 2의 파절강도의 평균값은 1040N으로 두 group 모두 구강 내 최고 저작압 보다는 높은 값을 가진다. 그러나 ceramic의 경우 aging에 따른 강도의 약화가 있기 때문에 aging에 따른 파절강도의 변화를 실험적으로 측정하여 임상적으로 구강 내에서 사용하기 적합한 임플란트 design을 찾아야 한다.

Artificial aging을 위해서는 chewing simulator를 이용하여 cycle의 반복 횟수, 온도, 속도 등을 설정하여 원하는 정도로 aging 시켜 파절강도의 값을 비교할 수 있다.[15] Aging에 따른 지르코니아 임플란트의 파절강도를 알아보기 위한 다양한 연구들이 진행되어 있다. Alumina로 강화된 Y-TZP는 98N의 힘으로 1.2 million loading cycles을 거쳤을 때, 파절강도에 별다른 영향이 없다는 연구 결과가 있는데, 이는 1.2million loading cycles로는 재료가 충분히 aging이 되지 않는다는 것을 뜻한다.[19] 그러나 5 million loading cycles를 거친 경우에는 파절강도의 현저한 저하를 보였다.[16] 또, Alumina로 강화된 Y-TZP를 porous한 표면으로 코팅하는 것은 aging에 따른 파절강도 변화를 줄여 준다. 이를 통해 임플란트 표면을 코팅 하는 것은 임플란트의 안정성을 높이고 osseointegration에도 긍정적인 영향을 준다고 생각할 수 있다.[19]

본 실험에서는 수화상태에서 피로하중을 가하지 않고 단순히 전단강도

만 비교하였으나 향후 실험에서 수화상태에서 500N, 5 million loading cycles를 거친 후의 상변화상태와 파절강도를 측정하면 더욱 의미있는 결과를 도출하리라 예상된다.

### 제 3 절 결론

지르코니아 임플란트는 나사산의 디자인에 따라 파절강도에 차이가 있었다. 위의 실험결과에서 알 수 있듯이 나사산이 얇고 나사내부 직경이 큰 경우에 월등한 파절저항을 보였다. 따라서 지르코니아 임플란트에서 가능하면 직경이 크면서 나사산이 얇은 디자인이 권장된다



## 참 고 문 헌

- [1] Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosth Dentistry 1983;50(3):399-410.
- [2] Dunn DB. The use of a zirconia custom implant-supported fixed partial denture prosthesis to treat implant failure in the anterior maxilla: a clinical report. J Prosth Dentistry 2008;100:415-21.
- [3] Vamanu CI, Høl PJ, Allouni ZE, Elsayed S, Gjerdet NR. Formation of potential titanium antigens based on protein binding to titanium dioxide nanoparticles. Int J Nanomed 2008;3(1):69
- [4] Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, et al. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. Clin Oral Implants Res 2008;19(8):823-35.
- [5] Tschernitschek, H., Borchers, L. & Geurtsen, W. (2005) Nonalloyed titanium as a bioinert metal – a review. Quintessence International 36: 523-30.
- [6] Clarisse Sanon, Jérôme Chevalier., Thierry Douillard, Maria Cattani-Lorente, Susanne S. Scherrer, Laurent Gremillard. (2015), A new testing protocol for zirconia dental implants, dental materials 31 : 15-25

- [7] Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-6.
- [8] AJ Raigrodski. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006;96:237-244
- [9] I Denry, JR Kelly. State of the art of zirconia for dental applications, *Dental Materials*, 2008;24:299-307
- [10] Jung, R.E., Sailer, I., Hammerle, C.H., Attin, T. & Schmidlin, P. (2007) In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 27:251-57.
- [11] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel 1975:703-4.
- [12] Chevalier J, Gremillard L, Virkar A, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92:1901-20.
- [13] De Aza, A.H., Chevalier, J., Fantozzi, G., Schehl, M. & Torrecillas, R. (2002) Crack growth resistance of alumina, zirconia

and zirconia toughened

alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 23: 937-45.

[14] Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 2006;27:535-43.

[15] Benedikt Christopher Spies., Carmen Sauter, Martin Wolkewitz, Ralf-Joachim Kohal. (2015), Alumina reinforced zirconia implants: Effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance dental materials 31: 262-272

[16] Ralf-J. Kohal, Martin Wolkewitz, Constanze Mueller, (2010), Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial, *Clin. Oral Impl. Res.* 21: 1345--1352

[17] Toshihiko IJIMA, Shinya HOMMA, Hideshi SEKINE, Hodaka SASAKI, Yasutomo YAJIMA and Masao YOSHINARI, (2013), Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength, *Dental Materials Journal*; 32(2): 274-80

[18] Rho, J.Y., Ashman, R.B. & Turner, C.H. (1993) Young' modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics* 26: 111-19.

[19] Marina Andreiotelli, DDS, Dr Med Dent; Ralf-Joachim Kohal, DDS, Dr Med Dent, PhD. (2009) Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging. *Clinical Implant Dentistry and*

Related Research, Volume 11, Number 2 :158-166

[20] Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33:9--18.

[21] Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81:487--491.

[22] Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; 26:6706--6714.

[23] Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27:535--543.

[24] Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 1985; 68:356--359.

[25] Andreiotelli, M., Wenz, H.J. & Kohal, R.J. (2009) Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research* 20 (Suppl. 4): 32--47.

[26] Parel SM, Schow SR. Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:2--10.

- [27] Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L. Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(Suppl 1):S21--27.
- [28] Gervais MJ, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont* 2007; 20:13--24.
- [29] Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90:121--132.
- [30] Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29:197--212.
- [31] Brogini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003; 82:232--237.
- [32] King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73:1111--1117.
- [33] Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003;

74:346--352.

[34] Kinsel RP, Lamb RE, Moneim A. Development of gingival esthetics in the edentulous patient with immediately loaded, single-stage, implant-supported fixed prostheses: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:711--721.

[35] Nelson R.F.A. Silva, DDS, MSc, PhD; Pedram Nourian, BSME; Paulo G. Coelho, PhD, Elizabeth D. Rekow, DDS, PhD; Van P. Thompson, DDS, PhD, (2011) Impact Fracture Resistance of Two Titanium-Abutment Systems Versus a Single-Piece Ceramic Implant, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume 13, Number 2 : 168-173

[36] Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:444--454.

[37] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523--530.

[38] Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., Van Der Bilt, A., Van, T.H.M.A., Witter, D.J., Kalk, W. & Jansen, J.A.(2000) Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research* 79: 1519-524.

[39] Osborn, J.W. (1990) Anterior component of force. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 97: 24A-5A.

[40] Schwickerath, H. (1988) Vollkeramische Brücken - Gerüste aus Kern- oder Hartkernmassen. Dental-Labor 36: 1081-083.

## Abstract

# A study on fracture strength of one-piece zirconia implant fixture

Hong Yoo Jin

The department of dentistry

The School of Dentistry

Seoul National University

### **Objective and Background of Research**

Implant treatment for replacing missing teeth is one of the viable treatment modality in the dental field because of its successful long-term clinical outcome. Pure titanium has been a material of choice for implant. Recently zirconia is introduced to improve esthetics in implant therapy however, its mechanical stability according to material itself and design is scarce. The objective of this research is to develop the mechanically stable design by comparing various fracture strength affected by screw designs.

### **Materials and Method of an experiment**

Two groups of one-piece zirconia implants with different screw designs were made by injection molding method. They have same diameter with different screw pitches. After sintering implants,



HIP (Heat Isostatic Pressing) treatment was done to improve mechanical properties. Group 1 screw type implants have 0.6mm pitch and group 2 have 0.3 mm pitch on the top of the fixture and 0.6 mm in the lower part. Each group has 5 specimens.

To compare the fracture strength of implants, all specimens were loaded according to ISO guidance. For an even distribution of stress, the outer surfaces of zirconia implant screw were covered with Technovit resin.

### **Results and Discussion**

The static fracture strength of each group showed different values. Group 1 showed fracture strength of  $538\pm 105\text{N}$  and group 2 demonstrated  $1040\pm 320\text{N}$  respectively. A special care is needed for macro-design for one piece zirconia implants, since they have different resistance levels to pressures, contrary to the existing metallic implant.

**Key Words** : Zirconia implant, Fracture strength, Implant design, One-piece

Student Number : 2012-22220