



BLT 임플란트 (Roxolid)의 기계적인 강도에 대한 유의적인 고찰: 정적하중과 피로하중 하에서 소재와 제품 강도에 관한 상관관계

임재승¹, 여신일², 박근오², 이정희², 권태엽^{3*}

¹경북대학교 대학원 치의과학과

²(주)메가젠임플란트

³경북대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료연구소

Significant considerations of mechanical strength of BLT implant (Roxolid): Correlation between material and product strength under static and fatigue loads

Jae-Seung Im¹, Shinil Yeon², Keun Oh Park², Jung-Hee Lee², Tae-Yub Kwon^{3*}

¹Department of Dental Science, Graduate School, Kyungpook National University, Daegu, Korea

²Megagen Implant Co., Ltd, Korea

³Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry; and Institute for Biomaterials Research & Development; Kyungpook National University, Daegu, Korea

The purpose of this study is to correlate the material properties of TiZr alloy material (Roxolid) and the mechanical strength of the implant fixture (BLT) through the maximum compressive load test and the fatigue test. Implant samples were purchased with BLT (Roxolid, Straumann, Switzerland) and Octa1 (cold-worked, Megagen Implant, Korea) fixtures made of two materials (TiZr and cold-worked Ti Grade 4). After the maximum compressive load test, the test specimens were analyzed with a optical microscope to confirm the fracture pattern. After the fatigue test, the samples that passed 5 million cycles were analyzed for the precision fit using a scanning electron microscope. Data were analyzed using Student's t-test ($\alpha=0.05$). In the compressive load test, the small diameter (3.3 mm) implants with the same length and the common diameter (4.1 mm) implants had fracture or bending regardless of the material in both the test and control groups. The fatigue load showed the same results without significance and the gap between the fixture and abutment interface was within 10 μm in both the test and control groups in the precision fit test. There was no statistically significant difference in the maximum compressive load and fatigue test for the comparison of mechanical strength between two systems (BLT vs. Octa1) with same diameter and length, similar shapes and connections.

Key words : TiZr alloy, Implant system, Mechanical strength

* Correspondence: 권태엽 (ORCID ID: 0000-0002-9998-3099)
 (41940) 대구시 중구 달구벌대로 2177 경북대학교
 치의학전문대학원 치과재료학교실
 Tel: +82-53-660-6891, Fax: +82-53-422-9631
 E-mail: tykwon@knu.ac.kr

Received: Mar. 12, 2018; Revised: Mar. 18, 2018; Accepted: Mar. 19, 2018

서론

치과용 임플란트는 구강 재활 분야에서 점점 중요해지고 있으며(Cochran 등, 2002), 대부분의 임플란트에 대한 연구

* 이 성과는 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(2017R1A5A2015391).

는 골유착률 및 품질 향상에 중점을 두고 이루어지고 있다 (Nelson 등, 2008). 많은 연구에서 치과용 임플란트의 장기간 성공률을 최대 99%까지 보고하고 있는 실정이지만, 성공적인 임플란트 골융합 후에도 임플란트 실패가 발생하고 있다(Zarb 등, 1985, Sullivan 등, 2005). 임플란트 픽스처(fixture) 자체파절 또는 임플란트 픽스처와 어버트먼트(상부구조물) 간의 접합부 계면에서 발생하는 파절이 보고되는 경우가 많다. 이들 실패 중 임플란트 픽스처와 어버트먼트간의 접합부에서 발생하는 어버트먼트 스크류(Abutment Screw) 파절 및 어버트먼트 풀림 혹은 이들의 파손 등은 간단히 해결할 수 있다(Charles 등, 1999; Khraisat 2005). 반면 임플란트 픽스처의 파절이나 실패에 의한 제거는 임상적으로 바로잡기가 매우 어렵다(McGlumphy 등, 1992; Jung 등, 2008). 특히 저작 하중을 다른 임플란트 픽스처에 분산시키지 않는 단일치 수복의 경우, 임플란트 픽스처의 파절이나 어버트먼트의 풀림, 파절이 더 많이 발생하게 된다 (Jemt 등, 1990; Scheller 등 1998).

생체적합성이 높은 것으로 알려진 두 가지 물질인 타이타늄(Ti)과 지르코늄(Zr)으로 이루어진 새로운 임플란트 소재인 Roxolid (Straumann, Switzerland)가 최근 개발되었고, 이 합금 소재는 동적 피로강도 시험에서 기계 물리적인 강도가 상당히 증가함을 보였다(Barter 등, 2012). 보다 높은 기계적 강도를 갖는 TiZr 합금 소재로 만들어진 작은 직경의 임플란트(예를 들면 3.3 mm)는 빠른 골융합을 보이는 직경이 큰 임플란트와 비교하여 보다 까다롭고 광범위한 임상 상황에서 사용하기에 적합하다고 보고하고 있다(Barter 등, 2012; Nawas 등, 2012). SLA 표면처리가 된 TiZr 표면이 일반적인 SLA 표면보다 더 빠른 골융합을 보인다는 연구결

과가 있으며(Buser 등, 2004; Lang 등, 2011), 표면처리가 안된 TiZr 표면과 순수 타이타늄(Grade 4) 표면은 비슷한 수준의 골융합을 보인다는 전임상 시험결과를 보고하고 있다(Thoma 등, 2011; Michel 등, 2012).

피로 테스트는 임상 관련 데이터를 생성하는 가장 정확한 테스트로 간주되며, 일반적인 기계 공학의 원리와 법칙에 따라 정적 하중 시험을 사용하여 임상 관련 데이터를 생성할 수도 있다(Huang 등, 2005). 이전의 연구에 따르면 개인당 연평균 약 10^6 회 저작을 한다고 보고하고 있고(Wiskott 등, 1995), 또 다른 보고에서는 타이타늄과 타이타늄 합금의 피로 한계와 최대 인장 강도는 서로 관련이 있는 것으로 발표되었다(Plenk, 1996). Kobayashi 등 (1995)은 순수 타이타늄, 지르코늄 함유 합금 및 순수 지르코늄의 인장 강도를 비교하였고, TiZr 합금이 다른 비교군에 비해 2.5~3배 높은 인장강도를 나타낸다고 보고하였다. Bernhard 등의 다른 연구에서는 각기 다른 임플란트 픽스처와 어버트먼트의 구성을 가진 동일한 직경과 길이의 임플란트 시스템들 간의 피로 거동 시험에서 TiZr (Roxolid) 임플란트가 냉간 가공(cold-worked) 소재로 만들어진 임플란트보다 13~42% 높은 피로한도를 나타낸다고 보고하였다(Bernhard 등, 2009).

본 논문에서는 이러한 보고들을 바탕으로 TiZr 합금(Roxolid)의 소재특성과 작은 직경(3.3 mm) 및 일반 직경 크기(4.1 mm) 임플란트 픽스처(BLT, Straumann)로 만들어졌을 때의 물리 기계적인 특성에 대한 상관관계를 규명하고자 한다. 따라서 유사한 커넥션을 가진 BLT (Roxolid)와 Octa1 (cold-worked) 시스템을 최대압축하중시험, 피로한도 시험 및 정밀적합도 시험을 통해 물리 기계적인 특성을 비교 분석하고자 한다.

Table 1. The titanium material grade used in the experiment.

Fixture Diameter (mm)	Group classification	Material		
		Fixture	Abutment	Abutment screw
3,3, 4,1	Test group (Octa1)	cold-worked Ti Grade 4	Ti-6Al4V Grade 5	Ti-6Al4V Grade 5
	Control group 1 (BLT)	TiZr alloy (Roxolid)	Ti Grade 4	Ti-6Al7Nb
	Control group 2 (BL)	cold-worked Ti Grade 4	Ti Grade 4	Ti-6Al7Nb

재료 및 방법

실험에 사용된 시료의 소재 등급은 표 1과 같으며 시험군인 Octa1 (Megagen Implant, Korea)과 대조군인 BLT, BL (Straumann, Switzerland)제품 모두 구매하여 실험에 사용하였다. 실험 시료는 Figure 1과 같이 ISO 14801에 따라

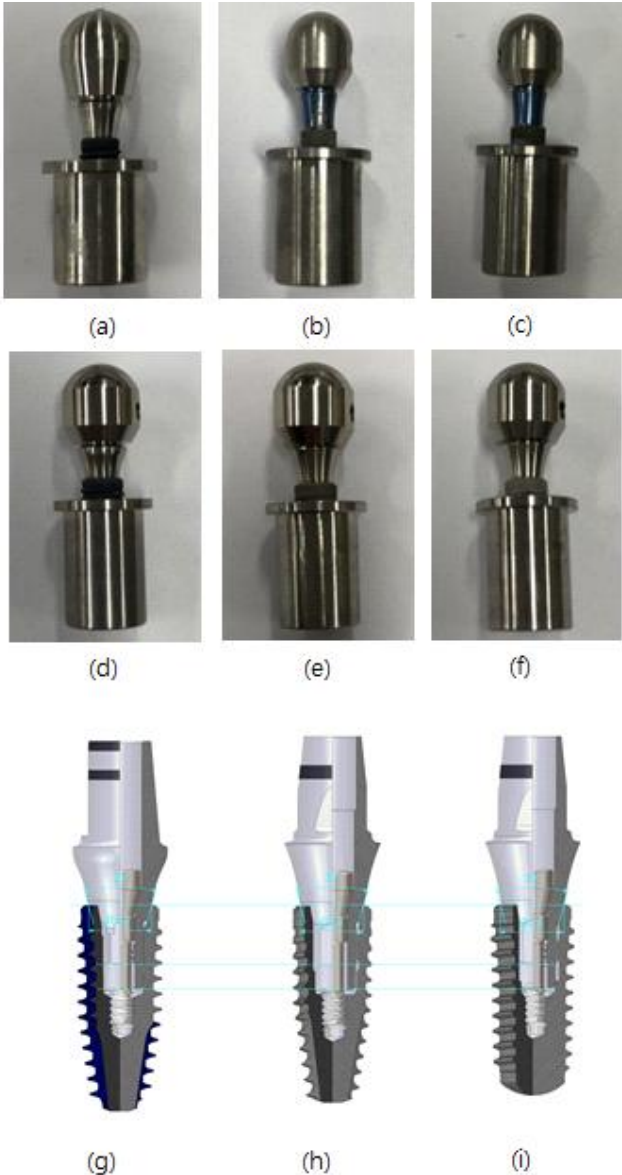


Figure 1. Implant system used in this study. (a) Octa13310, (b) BLT3310, (c), BL3310 (d) Octa14110, (e) BLT4110, (f) BL4110, (g) Octa1 pattern diagram, (h) BLT pattern diagram, (i) BL pattern diagram.

임플란트 픽스처/어버트먼트 조합품에 캡(cap)과 소켓(socket)을 각각 제작 후 장착하였다. 픽스처의 경우 직경 3.3 mm, 길이 10 mm의 시편과 직경 4.1 mm, 길이 10 mm의 시편이 실험에 사용되었다. 어버트먼트의 경우, 작은 직경 크기(3.3 mm) 임플란트와 일반 직경 크기(4.1 mm) 임플란트에 직경 4.0 mm, 커프 높이(cuff height) 3.0 mm, 포스트 높이(post height) 5.0 mm의 어버트먼트 및 직경 5.0 mm, 커프 높이 3.0 mm, 포스트 높이 5.0 mm 어버트먼트가 각각 시편으로 사용되었다.

1. 압축하중시험

각 시험군과 대조군의 최대 압축하중을 측정하기 위해 최대압축하중시험을 진행하였다. 먼저 임플란트 픽스처와 어버트먼트를 토크미터(Mark-10, USA)를 사용하여 권장토크(30 Ncm)로 체결한 후, 만능시험기(Instron, USA)의 시편고정용 지그에 고정하였다. 어버트먼트의 경우 하중 방향이 임플란트와 어버트먼트 조합품과 30도 경사를 이루게 하고 고정점에서 하중의 작용점까지 거리가 11 mm가 되도록 고정하였다. 만능시험기를 이용하여 크로스헤드의 하중속도가 1.0 mm/min에서 압축력을 가하여 최대 하중을 측정하였다. 시료가 소성변형이 될 때까지 하중을 가하여 하중-변형률 곡선을 측정하고, 하중-변형 곡선상의 최대 하중을 정적압축강도로 정하고 평균값을 구하였다. 실험이 완료된 시편들은 공구현미경(Nikon, Japan)을 이용하여 사진을 촬영하였고, 파절 및 밴딩 부위를 평가하였다. 시험군과 대조군은 각각 5개의 시료로 시험하였다.

2. 피로도시험

시험군과 대조군 각각의 동적 피로거동을 평가하기 위해 피로도 시험을 진행하였다. 시료는 최대압축하중 시험과 동일하게 준비하였고, 피로시험기(Instron, USA)의 시편고정용 지그에 고정은 최대압축하중 시험과 동일하게 하였다. 피로시험기를 이용하여 파형은 sine파형, 제어방식은 하중 제어, 하중조작방식은 압축(Pn) - 압축(0.1pn)으로 하여 20°C ± 5°C 대기 중에서 2~15 Hz의 주파수로 5백만번의 횟수로 실제조건을 설정하였다. 피로시험 시 최초 시료에

가하는 피로하중은 평균압축강도의 약 80% 하중에서 시작하였고, 시료에 최초로 가했던 피로하중에 의해 시료가 설정된 주기까지 견디지 못하고 파절이 발생하였을 경우에는 다시 최초(1차) 피로하중의 80%를 설정하여 2차 피로하중을 가하였다. 시료가 이후에도 가해진 피로하중에 의하여 설정된 주기를 견디지 못할 경우에는 계속 같은 방법으로 이전 피로하중의 80%를 점감적으로 가하였다. 시료가 5.0×10^6 주기를 견디어 내었을 때의 하중을 구하였고, 시험군과 대조군 각각 3개의 시료를 사용하였다.

3. 정밀적합도시험

각 시험군과 대조군의 피로도 시험 후 체결 정밀도 및 시료의 변형, 크랙 또는 파절을 관찰하기 위해 정밀적합도 시험을 진행하였다. 각 시험군과 대조군의 피로시험 후의 시편을 자동시료제조((주)알앤비, Korea)를 사용해 아크릴 수지로 마운팅(mounting)하였다. 픽스처와 어버트먼트의 체결부 관찰을 위해 체결된 시료 길이방향으로 중간이 될

때까지 연마기를 사용해 연마하였고, 사포, 연마천 및 연마제를 사용하여 미세연마를 하였다. 주사전자현미경(Hitachi, Japan)으로 사진을 촬영하여 각 구조물간의 접촉간격을 측정하였고, 시료의 변형, 크랙 또는 파절의 발생여부를 관찰하였다.

결 과

압축하중 시험에서 작은 직경 크기 (3.3mm) 임플란트 조합품은 시험군(Octa1)과 대조군1(BLT)에서 파절이 일어났으며, 대조군2(BL)은 심한 밴딩을 보였다. 최대압축하중값은 시험군 164.5 ± 6.3 kgf, 대조군1 156.9 ± 4.2 kgf, 대조군2 160.61 ± 7.0 kgf로 유의성 없이 비슷한 값을 보였다 ($P > 0.05$). Figure 2.의 하중변위곡선(b)그래프에서 밴딩 구간이 대조군1에서 높게 나타났으므로 연신율(elongation)이 약간 높을 것으로 추정된다. Figure 4.의 최대 피로하중값은

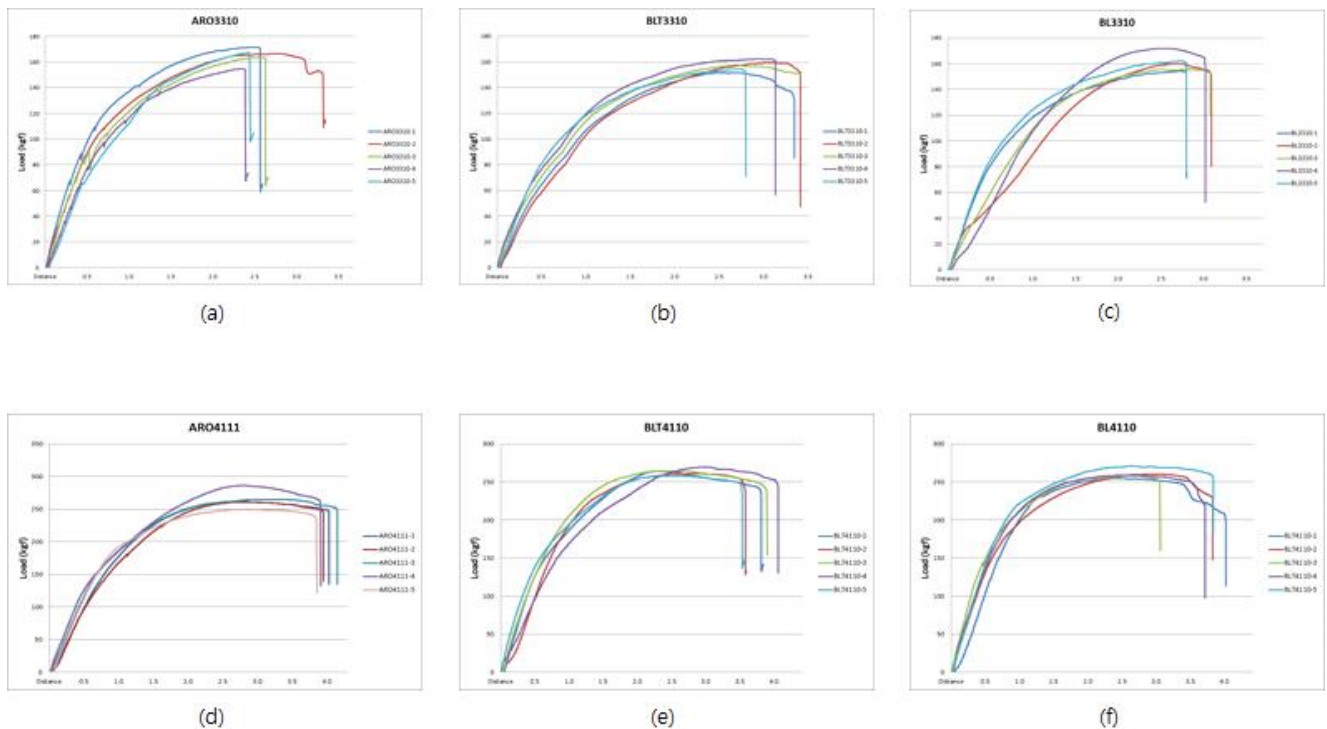


Figure 2. The load-displacement curve of the static compression. (a) Octa13310, (b) BLT3310, (c) BL3310, (d) Octa14110, (e) BLT4110, (f) BL4110.

고찰

시험군 422.6N, 대조군1 403.3N, 대조군2 412.6N으로 시험군과 대조군 모두 유사한 결과를 보였다.

일반 직경 크기(4.1 mm) 임플란트 조합품은 시험군에서 파절(Fig 3. (d))이 관찰되었고, 대조군에서는 긴 밴딩 구간이 나타났다(Figure 3. (e), (f)). 최대압축하중값은 시험군 265.37 ± 4.6 kgf, 대조군1 263.4 ± 4.4 kgf, 대조군2 260.6 ± 6.2 kgf로 유의성 없이 유사한 값을 보였다($p>0/05$). Figure 2.의 하중변위곡선상에서 보듯이 연신율도 유사하게 나타났으며, 피로하중값 역시 시험군 543.4N, 대조군1 541.3N, 대조군2 535.6N으로 비슷한 결과를 나타내었다.

정밀적합도 시험에서는 Figure 5에서 보여주듯이 피로시험 후 시험군과 대조군 모두 픽처와 어버트먼트 계면의 틈이 $10 \mu\text{m}$ 이내로 나타났으며, 각각의 피로 하중값으로 500만회의 피로하중이 가해졌지만 파절이나 크랙, 변형을 보이지 않았다.

임상의들은 치과용 임플란트 치료에 있어 장기적인 치료 성공을 위해 진료 계획단계부터 성공률이 높은 임플란트를 선정하고 파절에 대한 대비를 하고 있지만, 일반 직경 크기의 임플란트 조차 적지 않은 실패를 보여주고 있다(Rangeth 등, 1995). 일반 환자들의 물리적인 저작력은 50~400 N (Flanagan, 2016) 정도로 알려져 있지만, 1,200~2,000N까지 최대 저작력을 보이는 환자도 있다(Helkimo 등, 1977; Hagberg 1987). 이런 강한 저작력에 노출되거나 취약한 임상상황에 따른 잘못된 식립 위치, 임플란트 선정, 혹은 환자의 구강위생 관리 미숙 등으로 장기적인 임플란트 치료 성공이 어려워지는 실정이다 (Binon 등, 1996; Nirit 등, 2002). 이로 인해 임플란트 제조사들은 임플란트 제조 시 디자인이나 커넥션 형태, 더 강한 소재의 선택 등 파절에

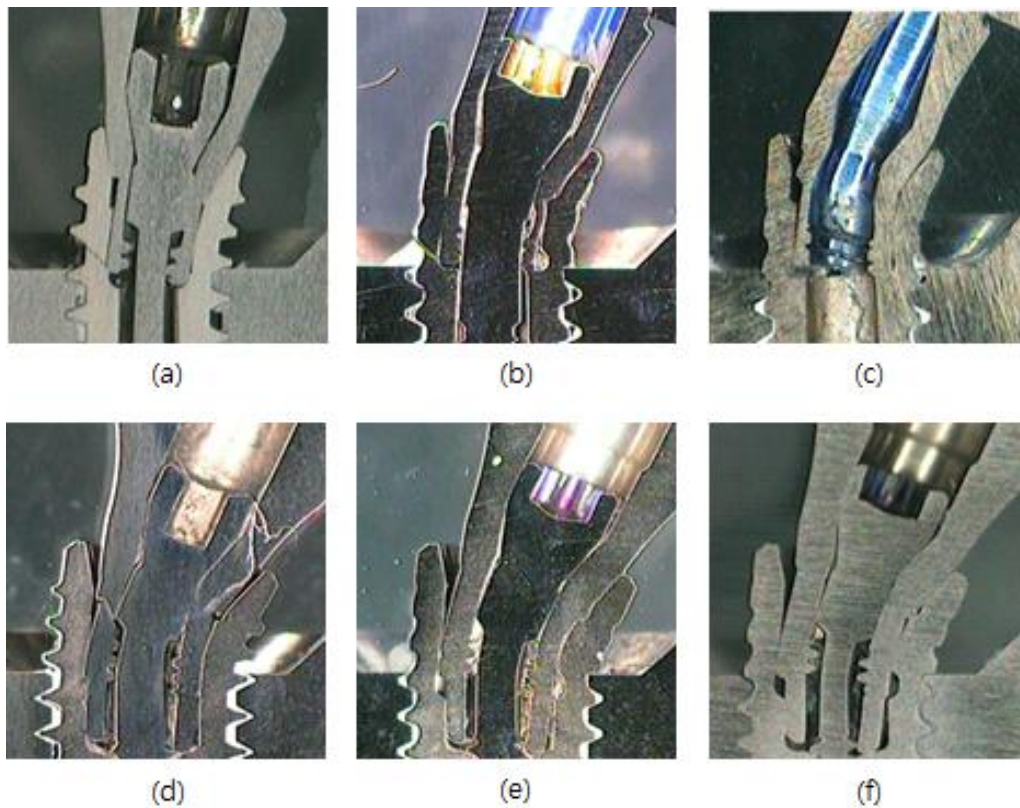


Figure 3. The result of Compressive test after specimen. (a) Octa13310, (b) BLT3310, (c) BL3310, (d) Octa14110, (e) BLT4110, (f) BL4110.

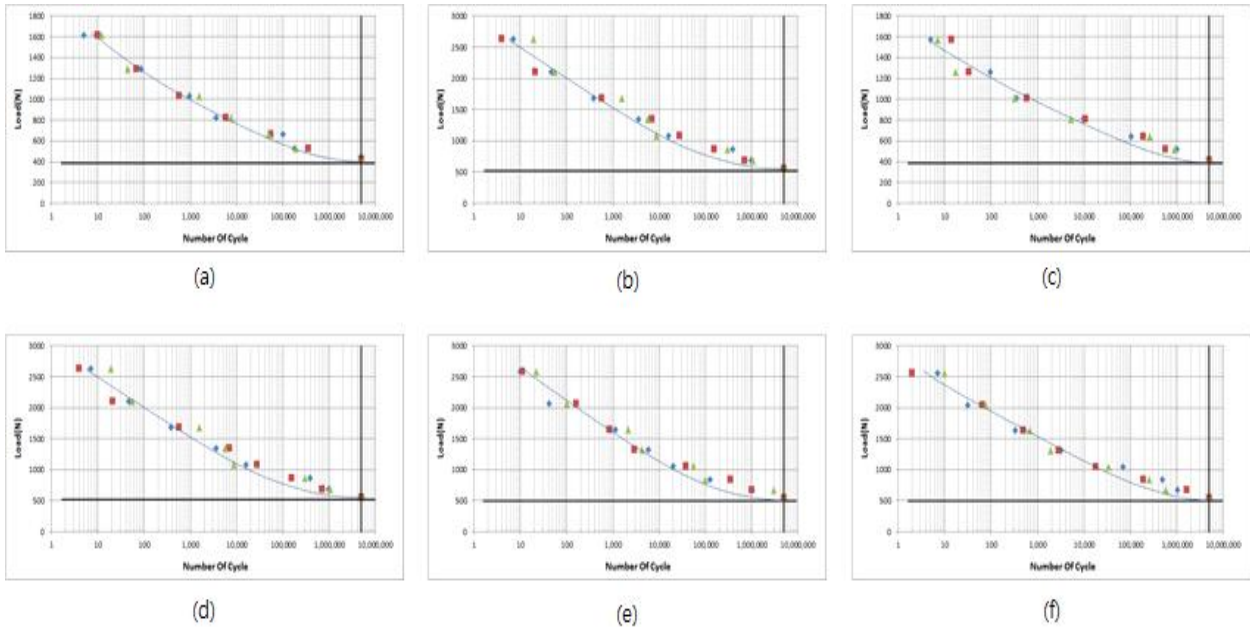


Figure 4. The load-cycle diagram for fatigue tests, (a) Octa13310, (b) BLT3310, (c) BL3310, (d) Octa14110, (e) BLT4110, (f) BL4110

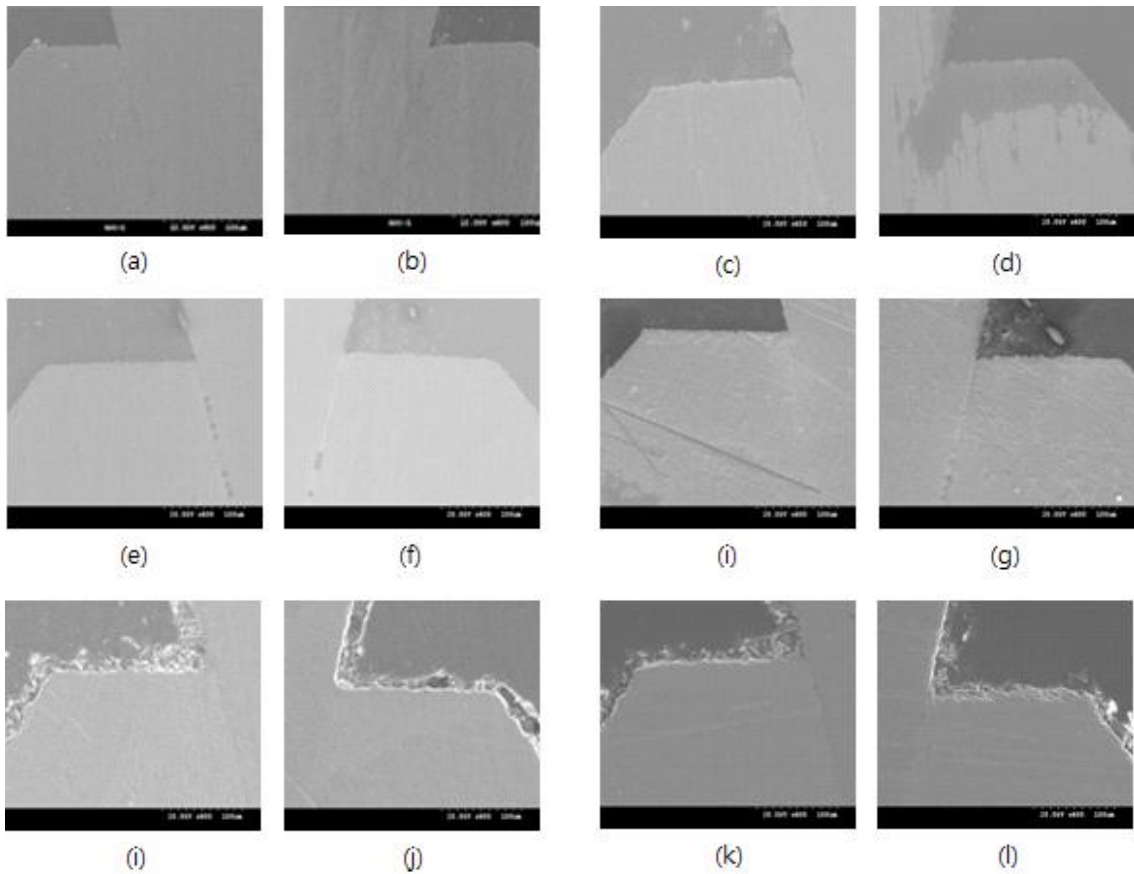


Figure 5. The result of Precision Fit after fatigue test, (a and b) Octa13310, (c and d) BLT3310, (e and f) BL3310, (g and h) Octa14110, (i and j) BLT4110, (k and l) BL4110.

강하고 장기간 치료에 성공적일 수 있는 임플란트 시스템을 만들려고 노력하고 있다.

최근 치과용 임플란트 제조업체인 스트라우만에서 기계적 강도와 생체적합성을 더욱 향상시키기 위해 지르코늄이 13~15% 함유되어 있는 TiZr 합금(Roxolid)을 개발하였다. TiZr로 만들어진 치과용 임플란트의 특성은 여러 in-vitro (Zhang 등, 2009; Samuel 등, 2010) 및 in-vivo 실험(Thoma 등, 2011; Schwarz 등 2014)에서 기존의 순수 타이타늄 Grade 4로 만들어진 임플란트와 비슷한 결과를 보여준다고 보고하고 있다. 소재의 향상된 생체 역학적 특성과 우수한 생체적합성으로 인해 임상적으로 어려운 상황에서도 작은 직경의 임플란트에 적용하여 사용할 수 있다고 하고 있으나, 임상적 증거는 아직 제한적이라고 언급하고 있다(Barter 등, 2012). Kobayashi 등은 Zr 합금이 환봉 형태일 때 인장강도가 비교군에 비해 2.5~3배 높다고 하였다(Kobayashi 등, 1995). Bernhard 등은 직경과 길이가 같은 임플란트 시스템 조합일 때 Zr 합금(Roxolid)으로 만들어진 픽스처/어버트먼트 조합의 피로한도가 13~42% 높다고 하였으나, 이들이 사용한 시료는 픽스처/어버트먼트 조합이 유사한 형상이나 커넥션이 아니었다(Bernhard 등, 2009).

Bernhard의 연구를 바탕으로 본 논문에서 실제 동일한 픽스처와 어버트먼트 커넥션을 가졌지만 픽스처의 소재가 다른(Roxolid, cold-worked) 두 가지 시스템(BLT, BL)을 시험해 보았을 때, 작은 직경 크기(3.3 mm) 및 일반 직경 크기(4.1 mm) 제품 모두 유사한 최대압축하중 및 피로한도를 나타내었다. 또한 유사한 커넥션을 가진 두 가지 시스템(BLT, Octa1)의 비교실험에서, 일반 직경 크기(4.1 mm) 임플란트의 압축시험 결과 BLT의 경우 픽스처와 어버트먼트 커넥션 부위에서 벤딩 구간이 길게 나타났으나 두 시스템 모두 파절이 일어났고, 최대압축하중, 피로한도 및 정밀적합도 시험에서 유의성 없이 유사한 결과를 보였다. 작은 직경 크기(3.3 mm) 임플란트의 경우에도 BLT가 조금 높은 연신율을 보였으나 두 시스템 모두 최대압축하중, 피로한도, 정밀적합도 시험에서의 결과는 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다. 따라서 본 논문에서는 유사 또는 동일한 픽스처/어버트먼트 커넥션을 가진 임플란트 시스템은 픽스처에

사용된 타이타늄 소재의 종류(Roxolid, cold-worked)에 관계없이 유사한 물리 기계적 강도를 보여줌을 비교실험을 통해 확인할 수 있었다.

BLT (Roxolid)에서 어버트먼트 스크류의 소재로 사용된 Ti-6Al-7Nb alloy는 일반적인 Ti-6Al-4V alloy 소재 보다 연신율이 더 높다고 보고하고 있고(Bolzoni 등, 2017), 어버트먼트의 소재로 사용된 순수 타이타늄 Grade 4 소재 역시 Ti-6Al-4V alloy 소재보다 높은 연신율을 가진다고 보고하고 있다(Johansson 등, 1998; Rack 등, 2006). 또한, 픽스처에 사용된 TiZr 소재(Roxolid) 역시 인장 강도를 강화시킨 소재이고, 본 논문에서 BLT 제품의 압축시험 결과로 유추해 보았을 때 시스템 강도를 위한 디자인 시 전체적인 강도 보강보다는 연성에 초점을 맞추어 소재를 사용했을 것으로 생각된다. Plenk의 티타늄과 티타늄 합금의 피로 한도와 극한 인장 강도는 서로 관련이 있다는 연구가 이 추론을 뒷받침해주고 있으며, 전체적으로 보강된 인장력을 가진 임플란트 시스템은 피로강도가 올라가고 하중이 가해졌을 때 파절보다는 벤딩이 될 수 있는 디자인 컨셉임을 추론할 수 있겠다. 본 논문의 비교시험 결과 인장력 보강만으로는 강도나 피로한도를 많이 높일 수 없음을 확인하였다.

치과용 임플란트 시스템은 픽스처, 어버트먼트, 어버트먼트 스크류의 조합품이므로 부품의 소재가 기계 물리적인 강도나 인장력이 올라간다고 해서 무조건적으로 조합품의 강도가 올라간다고 추론하기 어렵다. 많은 연구에서 픽스처와 어버트먼트의 커넥션 길이가 길어질수록 수명이나 파절 강도에 강할 것이라고 보고하고 있다(Möllersten 등, 1997; Semper 등, 2009). 또한 유사한 코니컬 커넥션을 가진 두 시스템의 강도 비교 시 어버트먼트와 픽스처 계면의 접촉면이 넓을수록 하중분산에 유리하며(Hansson 2002), 어버트먼트 스크류의 직경이 클수록 벤딩 하중에 강하다고 보고하고 있다(Dittmer 등, 2011). 또한 우수한 임상 예후를 위해 픽스처 외부 형상과 픽스처와 어버트먼트의 커넥션 디자인이 중요한 요소로 작용할 것이라고 발표되었다(Gotfredsen 등, 2001; Cooper 등, 2007).

본 연구의 결과와 여러 연구들의 결과로 예상해 볼 때, 치과용 임플란트의 조합품에서 기계 물리적인 특성은 여러

가지 요인에 의해 좌우된다고 생각된다. 예를 들어, 픽스처와 어버트먼트 벽의 두께 및 외부형상, 어버트먼트 스크류의 형상 및 직경, 픽스처와 어버트먼트 커넥션의 형상 및 접촉면적, 여러 가지 타이타늄 소재의 선정 등이 최적화 되었을 때 임플란트 시스템의 전체적인 강도가 향상될 것으로 보인다.

결론

직경과 길이가 같고 유사한 형상과 커넥션을 가진 BLT (Roxolid)와 Octa1 (cold-worked) 시스템의 기계적인 특성 비교에서 최대 압축하중값이나 피로한도에서 유의성이 없이 유사한 결과를 보였다. 인장강도와 피로한도에는 분명한 상관관계가 있으나 치과용 임플란트 시스템은 세 가지의 조합품 픽스처, 어버트먼트, 어버트먼트 스크류로 이루어져 있고 각각의 형상 및 두께, 커넥션의 디자인, 소재 등에 따라 보여 지는 기계물리적인 특성이 다르다고 생각된다. 또한, 타이타늄 소재 종류(Roxolid, cold-worked)에 따른 임플란트 시스템의 기계물리적인 강도 증진 효과는 미미하다고 생각되며, 차후 이와 관련된 보다 심도 깊은 시험을 in-vitro 혹은 유한요소해석 등을 통해 진행해야 될 것으로 사료된다.

참고문헌

- Al-Nawas B1, Brägger U, Meijer HJ, Naert I, Persson R, Perucchi A, Quirynen M, Raghoobar GM, Reichert TE, Romeo E, Santing HJ, Schimmel M, Storelli S, ten Bruggenkate C, Vandekerckhove B, Wagner W, Wismeijer D, Müller F. (2012) A double-blind randomized controlled trial (RCT) of titanium-13zirconium versus titanium grade IV small-diameter bone level implants in edentulous mandibles - results from a 1-year observation period. *Clin Implant Dent Relat Res* Dec;14(6):896-904.
- Barter S, Stone P, Brägger U. (2012) A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Implants Res* Jul;23(7):873-881.
- Binon PP, McHugh MJ. (1996) The effect of eliminating implant/ abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. Nov-Dec;9(6):511-519.
- Bolzoni L,Ruiz-Navas EM,Gordo E. (2017) Evaluation of the mechanical properties of powder metallurgy Ti-6Al-7Nb alloy. *J Mech Behav Biomed Mater*. Mar;67:110-116.
- Buser D, Broggin N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. (2004) Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res*. Jul;83(7):529-533.
- Charles J. Goodacre, Joseph Y.K. Kan, Kitichai Rungcharassaeng. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81(5):537-552.
- Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D,Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. (2002) The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*. Apr;13(2):144-153.
- Cooper LF, Ellner S,Moriarty J,Felton DA,Paquette D,Molina A,Chaffee N,Asplund P,Smith R,Hostner C. (2007) Three-year evaluation of single-tooth implants restored 3 weeks after 1-stage surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Sep-Oct;22(5):791-800.
- Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. (2011) Effect of Implant-Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants. *J Prosthodont*. Oct;20(7):510-516.
- Flanagan D. Diet and implant complications. *J Oral*

- Implantol.* 42(3):305-310.
- Gotfredsen K, Karlsson U (2001) A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont.* Mar;10(1):2-7.
- Hagberg C. (1987) Assessment of bite force: a review. *J Craniomandib Disord.* Fall;1(3):162-169.
- Hansson S (2000) Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2(1):33-41.
- Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 35(6): 297-303.
- H.J. Rack, J.I. Qazi. (2006) Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C* Volume 26, Issue 8, September, Pages 1269-1277.
- Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. (2005) Evaluation of loading conditions on fatigue-failed Implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Nov-Dec;20(6):854-859.
- ISO. 14801 Fatigue Test for Endosseous Dental Implants. In: Standardization. IOF (ed). Geneva, 2007.
- Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. (1990) 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent* 10(5): 340-349.
- Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. (1998) A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;13(3):315-321.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. (2008) A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implantsupported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* Feb;19(2): 119-130.
- Khraisat A. (2005) Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res.* 7(4): 221-228.
- Kobayashi, E, Matsumoto S, Doi, H, Yoneyama, T, Hamanaka, H. (1995) Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.* Aug; 29(8):943-950.
- Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. (2011) Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.* Apr;22(4):349-356.
- McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA (1992) Implant Superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* Spring;7(1):35-39.
- Michelle Dard, H, Michelle Grandin, Simon Berner. (2012) A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants. *Materials* 5(8); 1348-1360.
- Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Ozyuvaci H. (2008) A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* Jul-Aug;23(4):726-732.
- N. Bernhard , S. Berner , M. de Wild, Marco Wieland (2009) The binary TiZr alloy—A newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantol.* 5, 30-39.
- Plenk HZ, H. (1996) Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects. *Chicago: Quintessence.*
- Rangert B, Krogh, P.H., Langer, B. & van Roekel,N. (1995) Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;10(3):326-334.
- Samuel S, Nag S, Nasrazadani S, Ukirde V, El Bouanani M, Mohandas A, Nguyen K, Banerjee R. (2010) Corrosion resistance and in vitro response of laser-

- deposited Ti-Nb-Zr-Ta alloys for orthopedic implant applications. *J Biomed Mater Res A*. Sep 15;94(4):1251-1256.
- Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. (1998) A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Mar-Apr;13(2):212-218.
- Schwarz F, Mihatovic I, Golubovic V, Eick S, Iglhaut T, Becker J. (2014) Experimental peri-implant mucositis at different implant surfaces. *J Clin Periodontol*. May;41(5):513-520.
- Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. (2009) Theoretical considerations: implant positional index design. *J Dent Res*. Aug;88(8):725-730.
- Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. (2009) Theoretical optimum of implant positional index design. *J Dent Res*. Aug;88(8):731-735.
- Sullivan D, Vincenzi G, Feldman S. (2005) Early loading of Osseotite implants 2 months after placement in the maxilla and mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* Nov-Dec;20(6):905-912.
- Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. (2002) Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent*. 11(2):137-143.
- Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL. (2011) Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol*. Oct;82(10):1453-1461.
- Wiskott HW, Nicholls, JI, Belser, UC. (1995) Stress fatigue: basic principles and prosthetic implications. *Int J Prosthodont*. Mar-Apr;8(2):105-116.
- Zarb GA, Zarb FL. (1985) Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*. Jan;16(1):39-42.
- Zhang YM, Chai F, Hornez JC, Li CL, Zhao YM, Traisnel M, Hildebrand HF. (2009) The corrosion and biological behaviour of titanium alloys in the presence of human lymphoid cells and MC3T3-E1 osteoblasts. *Biomed Mater*. Feb;4(1):015004.

BLT 임플란트 (Roxolid)의 기계적인 강도에 대한 유의적인 고찰: 정적하중과 피로하중 하에서 소재와 제품 강도에 관한 상관관계

임재승¹, 여신일², 박근오², 이정희², 권태엽^{3*}

¹ 경북대학교 대학원 치의과학과

² (주)메가젠임플란트

³ 경북대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료연구소

본 연구에서는 TiZr 합금 (Roxolid)의 소재특성과 임플란트 픽스처(BLT)로 제작되었을 때의 기계적 강도에 관한 상관관계를 최대압축하중 시험 및 피로도 시험을 통해 비교 분석하였다. 임플란트 시료는 두 가지 재료(TiZr 및 냉간가공된 Ti Grade 4)로 제작된 BLT (Roxolid, Straumann, Switzerland)와 Octa1 (cold-worked, Megagen Implant, Korea) 픽스처를 사용하였으며, 어버트먼트와 어버트먼트 스크류 또한 제조사의 제품을 사용하여 시료를 제작하였다. 최대압축하중 시험 후 실험 샘플은 파절 양상을 확인하기 위해 단면 시료를 제작하여 공구현미경으로 관찰하였다. 피로도를 피로시험기로 평가한 후, 500만회를 통과한 샘플은 픽스처와 어버트먼트 결합상태 확인을 위해 주사전자현미경으로 정밀적합도를 분석하였다. 데이터는 Student's t-test를 이용하여 분석하였다. 임플란트 조합들은 최대압축하중시험 각 5개, 피로도 시험 각 3개씩 실험하였으며, 시료는 ISO 14801에 따라 제작하였다. 압축하중 시험에서 같은 길이의 작은 직경 크기(3.3 mm) 임플란트와 일반 직경 크기(4.1 mm) 임플란트 조합품은 시험군과 대조군 모두 소재와 상관없이 파절이 일어났으며 최대압축하중값과 피로하중값은 유의성 없이 동일한 결과를 보였다. 피로시험 후의 정밀적합도 시험에서 시험군과 대조군 모두 픽처와 어버트먼트 계면의 틈이 10 μ m 이내로 나타났으며, 파절이나 크랙, 변형을 보이지 않았다. 직경과 길이가 같고 유사한 형상과 커넥션을 가진 두 가지 시스템, BLT와 Octa1 시스템의 기계적인 강도 비교를 위한 최대압축하중 및 피로도 시험에서 통계적으로 유의성이 없는 유사한 결과를 확인할 수 있었다.

색인 단어 : TiZr 합금, 임플란트 시스템, 기계적 강도
