

## 치관 내 캔틸레버 양에 따른 내측 연결 형태 임플란트의 기계적 강도에 대한 연구

부산대학교 치의학전문대학원 보철학교실, 부교수<sup>1</sup>, 조교수<sup>2</sup>, 교수<sup>3</sup>,  
인제대학교 해운대 백병원 보철과<sup>4</sup>

윤미정<sup>1</sup>, 허중보<sup>1</sup>, 정창모<sup>3</sup>, 전영찬<sup>3</sup>, 강은숙<sup>4</sup>

### ABSTRACT

#### Effect of intra-crown cantilever on mechanical strength of internal conical joint type implant

<sup>1</sup>Associate professor, <sup>2</sup>Assistant professor, <sup>3</sup>Professor

Department of Prosthodontics, College of Dentistry Pusan National University

<sup>4</sup>Department of Prosthodontics, In-Je University Haeundae Paik Hospital

Mi-Jung Yun<sup>1</sup>, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jung-Bo Huh<sup>1</sup>, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,

Chang-Mo Jeong<sup>3</sup>, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Young-Chan Jeon<sup>3</sup>, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Eun-Sook Kang<sup>4</sup>

**Purpose :** The purpose of this study was to evaluate the effect of amount of cantilever in intra-crown according to implant fixture position on mechanical strength of internal conical joint type implant. **Materials and Methods :** Internal conical joint type implant fixture, abutment screw, abutment was connected and gold alloy prostheses were fabricated and cemented on abutment. For fatigue fracture test, the specimens were loaded to the 350 N, 2,000,000 cycle on 3, 4, 5, and 6 mm off-center of gold alloy prostheses. The fracture pattern of implant component was observed. **Results :** No fatigue fracture found on 3 and 4 mm group . But initial crack pattern found on 3 specimens of 4 mm group. Fatigue fracture found on all specimens of 5 mm group. But complete fracture was not observed. One specimen of 6 mm group fracture completely. Implant fixture fracture was not observed. **Conclusion :** The mechanical failure of implant prostheses increased with the loading area farther from center of implant fixture. To reduce mechanical problem of internal joint type implant, surgical and prosthetic consideration is needed..

**Key words :** cantilever, fatigue test, internal conical joint type implant

Corresponding Author

Chang-Mo Jeong

Department of Prosthodontics, College of dentistry, Pusan National University, Beom-eo li, Mul-geum eup,  
Yangsan si, 626-770, Korea

Tel : +82-55-360-5130, Fax : +82-55-360-5134, E-mail : cmjeong@pusan.ac.kr

본 연구는 2013년도 부산대학교 치과병원 임상연구비 지원으로 이루어졌음.

## I. 서론

1969년 스웨덴의 Brånemark이 생체와 금속간의 직접적인 결합현상을 발견하고 골유착이라는 개념에 대해 보고한 후 장기간의 실험과 임상 자료를 통하여 현재 전부 또는 부분 무치악 환자에서 골유착성 임플란트를 이용한 구강 기능 회복은 성공적인 예후를 보이며 보편적인 보철 치료로 자리 잡고 있다.<sup>2)</sup> 하지만 장기간의 임상 연구를 통해 아직도 많은 생물학적, 생역학적 실패가 보고되고 있다.<sup>3)</sup> 골유착성 임플란트 보철물이 구강 내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체적합성, 골조직의 양과 질, 외과 술식 및 상부 보철물의 설계 등 여러 요소가 관련되어 있지만<sup>4, 5)</sup>, 특히 골유착성 임플란트 보철물은 생체기능성의 측면에서 구강이라는 특수한 환경 내에서 저작 시 발생하는 교합력에 대해 적절히 지지할 수 있도록 생체역학적으로 설계되어야 한다.<sup>6)</sup> 이에 임플란트 생역학에 대해 많은 연구가 진행되어 왔으며, 임플란트 보철물의 캔틸레버 양이 임플란트 보철물에 미치는 영향에 대한 연구는 매우 관심이 높은 분야 중 하나이다.

골유착 현상을 이용하는 임플란트는 구강 내 특수한 상황에서 정적 하중 및 동적 하중을 복합적으로 받게 되어 생역학과 관련된 많은 문제점들이 발생할 수 있기 때문에 이를 고려한 역학적 설계가 필요하며, 식립 초기에 임플란트가 골과 유착되기 위한 기계적 고정 필요하고, 유착된 후에도 교합력 등의 외력을 임플란트와 골과의 접촉면을 통하여 적절히 분산시켜야 한다<sup>7)</sup>. 외부하중을 줄이기 위해서는 올바른 위치에 고정체를 식립하고 임플란트의 장축을 따라 하중이 전달되도록 보철물을 설계함으로써 모멘트에 의한 과도한 응력 집중이 되지 않도록 하여야 한다<sup>4, 8)</sup>. 하지만 실제 임상에서 치조골에 임플란트를 식립할 때 치아 장축에 평행한 이상적인 식립은 현실적으로 다양한 요인 즉, 치조계의 폭경과 높이, 술자의 테크닉 등에 의해 불가능

한 경우가 많다. 이러한 임플란트 식립 위치로 인해 임플란트 보철물에 캔틸레버 부분이 발생할 수 있다.

임상적으로 장기적인 임플란트 수복의 성공적 안정성에는 임플란트 시스템의 기계적 강도 역시 주요한 요인이다<sup>9~11)</sup>. 기계적 강도에 영향을 주는 요소로는 재료적 특성이나 시스템의 직경과 디자인, 보철물의 적합도, 악습관 유무 등이 있다<sup>9, 11)</sup>. 임플란트 시스템의 기계적인 문제들은 피로 또는 과부하에 의해 발생할 수 있으나<sup>9, 10)</sup>, Morgan 등<sup>10)</sup>과 Linkow 등<sup>12)</sup>은 하중에 의해 발생하는 대부분의 임플란트 파절은 과하중이 아닌 피로에 의해 발생하는 것이라고 주장하였다. 특히 고정체와 지대주의 연결부 디자인이 임상적인 실패에서 피로와 상관이 있는 것으로 보고되고 있다<sup>9, 10)</sup>. 내측 연결 형태 임플란트는 외측 연결 형태 임플란트에 비해 임상적으로 보철수복과 관련한 문제가 적게 일어난다<sup>13)</sup>. 또한 상대적으로 임플란트 경부의 응력 집중이 적고<sup>14)</sup>, 임플란트 지대주와 매식체 간의 미세 운동이 적게 발생하며<sup>15)</sup>, 측방력에 대한 하중지지 효과가 더 우수하다<sup>6)</sup>. 그러나 내측 연결 형태 임플란트 매식체의 경부는 구조적으로 얇아 임플란트 매식체 변형, 균열 및 파절의 위험요소가 될 수 있다<sup>4)</sup>. 특히 임플란트 매식체 식립 위치가 부적절할 경우 이러한 구조적 상황에서 응력 집중으로 인한 기계적 실패를 야기할 가능성이 높을 것으로 예상되나 이에 대한 연구는 부족한 상황이다.

이에 본 연구에서는 반복하중 하에서 피로강도를 측정하여 임플란트 식립 위치에 의해 발생하는 임플란트 보철물의 캔틸레버 양이 내측 연결 형태 임플란트의 기계적 안정성에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

내측 연결 형태 임플란트 고정체 (TS II regular fixture, Osstem Inc., Seoul, Korea)를 직경

20mm, 높이 20mm의 원주형 약골 모형에 고정시키고 0.5%의 측정 오차를 갖는 디지털 토크 게이지 (MGT12E, MARK-10 Corp., New York, USA)를 이용하여 제조회사의 지시에 따른 조임 회전력 (30 N)을 지대주 나사 (EbonyGold screw, Osstem Inc, Seoul, Korea)에 가하여 티타늄 임플란트 지대주 (TS transfer abutment, Osstem Inc., Seoul, Korea)를 체결하였다 (Table I).

임플란트 고정체-지대주 시편을 치과용 임플란트 실험에 관한 ISO/FDIS 14801:2003(E) 규정을 참고하여 매식 조건을 변연골이 3mm 흡수된 조건으로 고정시켰다<sup>7)</sup>. 내부 형태가 지대주 형태에 맞게 선반 가공된, 상단이 편평한 형태를 갖는 동일한 높이의 원

통형 금합금관을 임플란트용 methyl methacrylate 레진계 임시 접착제 (Premier Implant Cement, Premier Dental Product Co., Plymouth Meeting, PA, USA)로 합착하여 고정체 고정점에서 보철물 상단까지 총 15.0mm가 되도록 하였다 (Fig. 1).

내구성한계를 측정하기 위한 피로파절실험을 위해 공압식 피로시험기 (Fatigue tester, Osstem Co. Ltd., Seoul, Korea)에 시편을 위치시킨 다음, 보철물 상연에 고정체 중심에서 3, 4, 5, 6mm 떨어진 위치에서 구치부 교합력에 준하는 350 N의 수직하중을 최소하중으로 하여 온도 22°C, 습도 38%의 항온 항습실에서 sine형 반복하중을 14Hz로 5,000,000

Table I. Implant components used in this study

Component	Size	Material
TS II fixture	∅ 4.0mm × L 11.5mm	CP Ti Grade 4
Ti Abutment	∅ 5.0mm × H 5.5mm	CP Ti Grade 3
Abutment Screw	∅ 2.0mm × Pitch 0.4mm	Ti alloy (Ti-6Al-4Va)
Crown	8.5mm × 11.0mm × 10.0mm	Gold Alloy (ADA type III)

∅: diameter, L: implant length, H: abutment height, CP: commercially pure, Ti: titanium

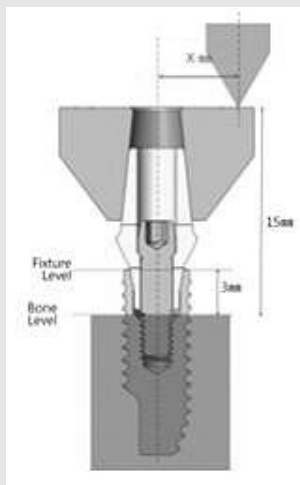


Fig 1. Diagram of testing setup. The implant was embedded into resin filled cylinder and metal crown allowed a force application at 3, 4, 5, and 6 mm (X mm) off-center.

번 적용하였다. 각 군을 대상으로 각 5회씩 실험하였다. 모든 시편들은 회수하여 실패양상을 관찰하였다. 실패양상은 3가지로 분류하였다. 제품이 2개 이상으로 분리된 경우를 mode I, 제품은 분리되지 않았으나 파절부가 육안으로 관찰 가능한 경우를 mode II, 그리고 초기 균열 단계를 mode III라고 하였다.

### III. 결과

피로파절 측정 결과는 table II와 Fig. 2에 나타

내었다. 3mm에서는 약 5년간의 평균저작횟수에 해당하는 5,000,000 주기에서 실패가 일어나지 않았다. 시편을 회수하여 실패 양상을 관찰한 결과 (table III) 3mm에서는 5개의 시편 모두에서 임플란트 지대주와 나사에서 파절선이 관찰되지 않았으나, 4mm에서는 5개의 시편 중 3개에서 임플란트 지대주에서 균열초기단계의 양상 (mode III)을 관찰할 수 있었다. 5mm에서는 5개의 시편 모두에서 임플란트 지대주와 나사에 육안으로 파절부를 관찰할 수 있었으나 완전히 파절되지는 않았다 (mode II). 6mm에서는 5개의 시편 중 4개는 임플란트 지대주와 나사에서 제

Table II. Fatigue cycle according to the amount of cantilever

	3mm	4mm	5mm	6mm
1	5,000,000	1,936,039	312,958	62,655
2	5,000,000	2,133,231	251,653	74,734
3	5,000,000	1,504,564	226,350	85,548
4	5,000,000	3,168,974	447,376	71,176
5	5,000,000	1,315,719	319,032	62,997
Mean	5,000,000	2,011,705	311,474	71,422
SD	0724,802	85,664	9,466	

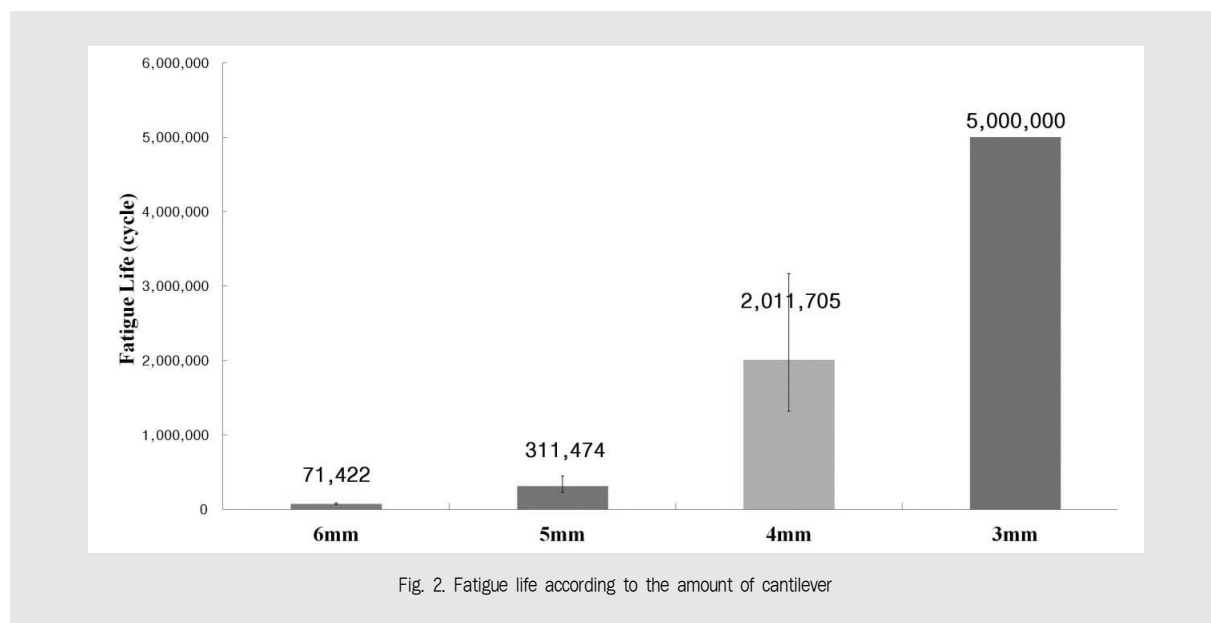


Fig. 2. Fatigue life according to the amount of cantilever

Table III. Fracture mode and part of fracture according to the amount of cantilever

3mm Mode	Part of fracture	4mm Mode	Part of fracture	5mm Mode	Part of fracture	6mm Mode	Part of fracture
1 -	-	III	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw	I	Abutment, Screw
2 -	-	III	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw
3 -	-	-	-	II	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw
4 -	-	-	-	II	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw
5 -	-	III	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw	II	Abutment, Screw

Mode I, the product is separated into two or more.

Mode II, fracture site can be observed with the naked eye, but the product is not separated.

Mode III, initial crack stage.

폼이 완전히 분리되지 않았으나 파절부를 육안으로 관찰할 수 있었고 (mode II), 1개는 임플란트 지대주와 나사가 두 부위로 완전히 파절되었다 (mode I). 임플란트 고정체는 캔틸레버 양에 상관없이 모두 파절되지 않았다.

#### IV. 고찰

골유착성 임플란트를 이용한 보철물은 연조직의 개재 없이 직접 골과 연결되어 있기 때문에 보철물의 장기간의 성공여부에 큰 영향을 주는 것 중의 하나는 하중이다. 보철물이 외력을 받으면 내부에서는 응력이 발생하게 되는데 이때 응력은 하중이 가해진 부위에 분포되므로 임플란트에 가해진 하중은 결과적으로 지지 조직 내에서 응력으로 나타난다. 따라서 하중과 생역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플란트와 악골간의 결합 파괴, 보철물의 파절, 임플란트 자체의 파절 및 탈락, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 변연골 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 하중부담 한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분포될 수 있도록 설계되어야 한다. 이러한 외력에 의한 응력은 임플란트의 형태와 재료의 특성, 골과의 결합상태, 임플란트의 식

립 위치와 배열상태 등이 관련되어 있다.

본 연구에서는 임플란트 식립 위치로 인해 발생하는 임플란트 보철물의 치관 내 캔틸레버 양이 내부 연결 형태의 임플란트 보철물의 기계적 강도에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

임플란트 시스템의 기계적인 강도를 평가하는 방법으로는 단일하중 하에서 재료의 소성 변형 및파절 강도를 측정하는 압축굽힘강도시험과 반복하중 하에서 재료를 파절시켜 피로강도를 측정하는 내구성한계시험이 있다. 항복강도 또는 파괴강도 이상의 하중이 가해질 때 순간적으로 발생하는 파절을 정적 순간 파절 (static fracture)이라 하며, 이 정적 순간 파절은 과하중과 밀접한 관련이 있다. 반면에 동적 파절 (dynamic fracture)은 부품 또는 소재에 하중이나 변형량이 반복적으로 가해질 때 소재의 항복강도 이하의 낮은 응력 조건하에서도 파절이 발생되게 되는데 이를 동적 파절이라고 한다. 동적 파절의 대표적인 예로 피로 파절이 있다. Morgan 등<sup>10)</sup>과 Linkow 등<sup>12)</sup>은 하중에 의해 발생하는 대부분의 임플란트 파절은 과하중이 아닌 피로에 의해 발생되는 것이라고 주장하였고 특히 고정체와 지대주의 연결부 디자인이 임상적인 실패에서 피로와 상관이 있는 것으로 보고되고 있다<sup>9, 10)</sup>.

피로 파절을 평가하기 위해 본 연구에서는 임상적으

로 불리한 상황을 재현하고 일반적인 치과용 피로시험의 최소 반복회수는 1,000,000 회임을 고려하여 약 5년간의 평균저작회수에 해당하는 5,000,000회를 가하였다. 피로시험은 10,000 회 이하의 짧은 반복회수인 단기 피로수명 시험 (low-cycle fatigue), 1만 회에서 100만 회 사이의 피로수명을 보는 제한된 내구성 (limited endurance) 시험, 그리고 100만회 이상의 무제한 내구성 (unlimited endurance) 시험으로 분류할 수 있다<sup>18)</sup>. 이 중 무제한 내구성 시험은 산업기계장비에 필수적으로 적용되며, 치과 수복물은 통상 약 100만~2000만 회수 범위를 예상 수명으로 간주하고 있다<sup>19)</sup>.

개인에 따라 교합력의 크기가 다양하므로 선학들의 연구를 참조하였는데, Richter<sup>20)</sup>의 연구에 의하면 구치부 임플란트의 평균 저작력이  $121 \pm 69.9$  N이라 보고하였고, Carlsson과 Haraldson<sup>21)</sup>은 임플란트를 이용한 고정성 보철물에서 평균저작압이 143 N이라 보고하였고 Craig<sup>22)</sup>는 구치부의 교합력이 390-880 N이라 보고하였다. 본 연구에서는 제 1 대구치 부위에 식립된 임플란트에 가해지는 교합력임을 가정하여 자연치의 교합력보다는 작으면서 평균적인 구치부 임플란트의 교합력보다는 높은 350 N으로 응력의 크기를 설정하였다.

캔틸레버 형태의 보철물은 고정성 보철물, 가철성 보철물 모두에서 불리한 조건임은 주지의 사실이다. 실제로 Ban 등<sup>23)</sup>은 하악의 임플란트 지지의치에서 rest 임플란트를 사용하고 또 이를 기울여서 식립한 경우 저작압 분산이나 임플란트나 지지조직으로의 응력분산에 유리함을 보고한 바 있다. Lee 등<sup>24)</sup>의 내부 연결형 임플란트를 사용한 하중의 위치와 방향에 따른 응력분산의 유한요소분석을 통해 경사하중이 가해진 경우보다 협설교두에 수직하중이 가해진 경우 더 큰 응력이 발생하는 것이 확인된 바 있다. 또한 Rangert 등<sup>4, 25)</sup>은 Brånemark 임플란트에서의 힘과 모멘트에 대해서 보고하였는데, 'bending moment'의 용어

를 사용하여 피개의치 형태의 보철물과 고정성 보철물 모두에서 캔틸레버 형태의 하중이 임플란트의 실패를 야기할 수 있으며 수평력의 크기가 커질수록 그리고 캔틸레버의 길이가 늘어날수록 bending moment도 증가하게 되므로 임플란트의 중심축에서 벗어난 하중의 위험성을 경고하였다. 또한 Kwon 등<sup>26)</sup>은 표준직경, 넓은 직경, 좁은 직경의 임플란트 고정체를 사용하여 수직하중과 경사하중을 비교하는 실험을 했는데 고정체의 직경에 따라 중심와의 경사하중이 협측교두의 수직하중보다 더 높은 응력이 발생함을 보고하여 캔틸레버 중요성에 대해 강조했다.

내부 연결 형태의 임플란트 시스템인 경우 기하학적으로 고정체 내부로 들어간 연결부의 경사진 형태로 인해 조임회전력이 나사의 신장뿐만 아니라 원추형 지지대의 침하로 인한 마찰과 썪기효과로 전환되어 나타난다. 이와 같은 특성으로 연결부의 기계적 안정성이 향상되고 원추형 계면을 통한 진동완충효과를 기대할 수 있어 나사풀림과 피로파절의 가능성이 외부 연결 형태의 임플란트 시스템보다 작다고 한다. 하지만 내부 연결 형태의 임플란트 매식체의 경부는 구조적으로 얇아 임플란트 매식체 변형, 균열 및 파절의 위험요소가 될 수 있다<sup>4)</sup>. 특히 임플란트 매식체 식립 위치가 부적절할 경우 임플란트 고정체의 외형성 바깥으로 가해지는 하중, 즉, 캔틸레버 형태의 하중이 가해지게 되면 이러한 구조적 상황에서 응력 집중으로 인한 기계적 실패를 야기한다는 것을 본 실험을 통해 알 수 있었다.

본 실험에서는 임상 상황을 최대한 모방하였지만 샘플 개수가 작은 한계를 지닌다. 따라서 실험의 결과는 임플란트 보철물의 캔틸레버 양이 임플란트의 기계적 안정성에 미치는 영향을 분석하는데 기초적인 자료로 해석되어야 할 것이며, 추가적으로 다양한 상황과 다른 임플란트 시스템을 대상으로 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## V. 결론

본 연구에서는 반복하중 하에서 재료의 피로강도를 측정하는 내구성한계실험을 통해 임플란트 식립 위치에 의해 발생하는 임플란트 보철물의 치관 내 캔틸레버 양이 내측 연결 형태 임플란트 시스템의 기계적 안정성에 미치는 영향을 알아보았다. 피로강도 실험을 수행한 결과 임플란트 고정체의 중심에서부터 하중부가 멀어질수록 임플란트 보철물의 기계적 실패가 증가함을 알 수 있었다. 하중이 가해지는 위치가 3mm 경우에는 파절이나 균열이 발생하지 않았으나, 4mm 경우에는 파절이 발생하지 않았거나 균열 초기 단계였

으며 5, 6mm 경우에는 파절이 발생하였다. 파절이 발생한 위치는 지대주의 taper부와 지대주 나사의 나사산으로 같게 나타났으며 임플란트 고정체는 모두 파절되지 않았다.

이를 통해 실제 임상에서 상대 치아와의 교합점이 중심축에서 멀어질수록 임플란트 보철물의 실패가 증가할 것으로 사료된다. 그러므로 이를 고려하여 임플란트 보철물을 설계해야 한다고 판단된다.

따라서 임플란트 보철물의 변형, 균열 및 파절 등의 기계적 실패를 감소시키기 위해서는 이에 대한 외과적, 보철적 고려가 필요할 것으로 생각되며, 추후 장기적인 임상 연구를 통한 검증이 요구된다.

## 참 고 문 헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental back-ground. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
3. Jemt T. Multicenter study of overdentures supported by Brånemark. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
4. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac implants* 1989;4:241-7.
5. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61:602-9.
6. Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205.
7. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78:22-7.
8. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant Screw Mechanics. *Dent Clinics North Am* 1998;42:71-89.
9. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:660-6.
10. Morgan MJ, James D, Pillar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:409-14.
11. 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.
12. Linkow LI, Donath K, Lemons JE. Retrieval analysis of a blade implant after 231 months of clinical function. *Implant Dent* 1992;1:37-43.
13. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or

## 참고 문헌

- more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.
14. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-8.
  15. Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of implant-abutment interface design on bone and soft tissue levels around immediately placed and restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:169-78.
  16. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: a 8-degree taper compared to abutt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.
  17. ISO/FDIS 14801 Dentistry-fatigue test for endosseous dental implants, Internal Organization for Standardization, 2003(E).
  18. Kirkwood WF, Feng WW, Scott RG, Streit RD, Goldberg A. Mechanical properties and science of engineering materials. In: Blake A[ed]. *Handbook of Mechanics, Materials and Structures*. London: Wiley, 1985:320-8.
  19. Leempoel PJB, Van's Hof MA, De Haan AFJ. Survival studies of restorations: Criteria, Methods and analyses. *J Oral Rehabil* 1989;16:387-94.
  20. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
  21. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (Eds) *Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. 4th ed. Chicago; Quintessence; 1986:74-8.
  22. Craig RG. *Restorative Dental Materials* 6th ed. St. Louis; Mosby;1980:60-1.
  23. Ban JH, Shin SW, Kim SJ, Lee JY. Three-dimensional finite element analysis on stress distribution of the mandibular implant-supported cantilever prostheses depending on the designs. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:70-81.
  24. Lee HS, Kim MR, Park JM, Kim SJ. A 3-dimensional finite element analysis of tapered internal connection implant system (Ava SS III<sup>®</sup>) on different abutment connection. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:181-8.
  25. 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.
  26. Kwon JH, Choi, MH, Kim YL, Cho HW. Three-dimensional finite element stress analysis of single implant restoration using different fixture and abutment screw diameters, *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:105-19.