[UCI]I804:24011-200000256717

2012년 2월
석사학위논문

# 미니 임플란트 직경에 따른 피로파절강도의 비교 연구

조선대학교 대학원

치 의 학 과

허 유 리

2012년 2월 석사학위논문

미니 임플란트 직경에 따른 피로파절강도의 비교 연구

허 유 리

# 미니 임플란트 직경에 따른 피로파절강도의 비교 연구

Comparison of Fatigue Fracture Strength by Fixture Diameter of Mini Implants

2012년 2월 24일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

허 유 리

# 미니 임플란트 직경에 따른 피로파절강도의 비교 연구

지도교수 정 재 헌

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2011년 10월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

허 유 리

# 허유리의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 최 한 철 (인)

위 원 조선대학교 교 수 정 재 헌 (인)

위 원 조선대학교 교 수 손 미 경 (인)

2011년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

ABSTRACT ····· iv

Ⅰ. 서 론 ····· 1

Ⅱ. 연구재료 및 방법 ····· 3

Ⅲ. 연구 성적 ····· 6

Ⅳ. 고찰 및 토의 ····· 10

Ⅴ. 결 론 ····· 12

참고문헌 ····· 13

# 표 목 차

Table 1. Mean values and standard deviations of compressive strength by fixture diameter of mini implants. ····· 6

Table 2. Number of cycles until failure by fixture diameter of mini implants. ····· 8

# 도 목 차

Fig. 1. O-ring type of mini implants (Dentis, Daegu, Korea). ····· 3

Fig. 2. A schematic graphic design of the testing apparatus. ····· 4

Fig. 3. Universal testing machine for static loading test (AGS-1000D, SHIMADZU Co., Japan). ····· 4

Fig. 4. Fatigue testing machine for dynamic loading test (ADT-AV01K1N, SHIMADZU Co., Japan). ····· 5

Fig. 5. Load-displacement curves of static loading test. ····· 7

Fig. 6. Permanent deformed mini implants caused by static loading test. ···· 7

Fig. 7. Load versus logarithmic number of cycles in dynamic fatigue test. ·· 9

Fig. 8. Mini implants fractured by dynamic fatigue test. ····· 9

# ABSTRACT

## Comparison of Fatigue Fracture Strength by Fixture Diameter of Mini Implants

Heo, Yu-Ri, D.D.S.
Advisor : Prof. Chung, Chae-Heon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Dentistry
Graduate School of Chosun University

**Objective:** This study was conducted to obtain difference in fracture strength according to the diameter of one body O-ring type of mini implant fixture, to determine the resistance of mini implant to masticatory pressure, and to examine whether overdenture using O-ring type mini implant is clinically usable to maxillary and mandibular edentulous patients.

**Materials and methods:** For this study, we prepared 13 mm long one body O-ring type mini implants of different diameters (2.0 mm, 2.5 mm and 3.0 mm) (Dentis, Daegu, Korea), 5 for each diameter. The sample was placed at 30° from the horizontal surface on the universal testing machine, and off-axis loading was applied until permanent deformation occurred and the load was taken as maximum compressive strength. The mean value of the 5 samples was calculated, and the compressive strength of implant fixture was compared according to diameter.

In addition, we prepared 3 samples for each diameter, and applied loading equal to 80%, 60% and 40% of the compressive strength until fracture

occurred. Then, we measured the cycle number on fracture and analyzed fatigue fracture for each diameter. Additionally, we measured the cycle number on fracture that occurred when a load of 43N, which is the average masticatory force of complete denture, was applied.

**Results:** Compressive strength according to the diameter of mini implant was 101.5±14.6N, 149±6.1N and 276.0±13.4N, respectively, for diameters 2.0 mm, 2.5 mm and 3.0 mm. In the results of fatigue fracture test at 43N, fracture did not occur until $2 \times 10^6$ cycles at diameter 2.0 mm, and until $5 \times 10^6$ cycles at 2.5 mm and 3.0 mm.

**Conclusion:** Compressive strength increased significantly with increasing diameter of mini implant.

In the results of fatigue fracture test conducted under the average masticatory force of complete denture, fracture did not occur at any of the three diameters. All of the three diameters are usable for supporting overdenture in maxillary and mandibular edentulous patients, but considering that the highest masticatory force of complete denture is 157N, caution should be used in case diameter 2.0 mm or 2.5 mm is used.

# I. 서 론

임플란트는 치아 상실 환자를 위한 수복치료에 있어 중요한 분야 중 하나로서 임플란트의 사용은 가철성 보철물의 불편함을 없애고, 의치와 비교하여 저작력을 향상시키며, 고정성 보철물을 위한 치아삭제에 따른 추가적인 치아 손실을 방지할 수 있게 해주었다.[1,2)]

하지만 빠른 골 융합과 높은 초기 고정력을 필요로 하는 경우, 심한 골 흡수로 인해 골 폭이 좁은 경우, 하악 전치부 같이 상실치의 직경이 작은 경우에는 일반적인 직경의 임플란트를 사용하기 어렵다.[3)] 이러한 상황에서 사용될 수 있도록 작은 직경의 임플란트가 개발되어졌다. 임플란트가 다양해지면서 직경에 따라 임플란트를 분류하고 있는데 3.0 mm 이하의 직경을 가진 임플란트를 미니 임플란트로 분류하고 있다. 미니 임플란트는 1999년도에 FDA로부터 의치 안정의 장기적인 치료법으로 승인되면서 처음에는 임시 임플란트로 사용되다가 2000년도에 임시 사용기간 동안 골유착이 관찰됨으로써 장기적인 치료법으로 사용이 가능하게 되어 다양한 미니 임플란트가 생산되기 시작하였다. 임상에 있어 미니 임플란트의 사용은 골 폭이나 골의 높이가 부족한 경우에도 골증대술이나[4)] 교정치료 없이도 임플란트 식립이 가능하게 해주었다.[5)] 또한 복잡한 외과 수술, 이차 수술 없이 한 번에 간단하게 식립할 수 있다. 판막을 열지 않아 수술 부위의 외상이 적고, 수술 시간도 짧아 간단한 수술이라는 것이 가장 큰 장점이다. 또한 일반 임플란트보다 비용이 저렴하고, 치료기간이 짧다.

이와 같이 임시적인 목적에서 영구적인 목적으로 사용의 범위가 증가되면서, 임플란트 제조사들은 골유착율을 증가시키기 위하여 표면에 거칠기를 부여하고, 강도의 증가를 위해 2.0 mm 이상의 직경을 가진 미니 임플란트를 제조하고 있다. 또한, 기존의 임플란트는 지대주 체결을 위한 나사를 위해 내부 공간이 있으나, 미니 임플란트는 작은 직경의 내부에 나사 공간이 형성되면 강도의 저하로 인한 파절 위험이 있으므로 지대주와 한 몸체로 연결된 solid type의 형태로 제작되고 있다.[6)]

최근 미니 임플란트를 이용한 증례들이 많이 발표되면서 미니임플란트에 대한 관심이 높아지고 있다. 미니 임플란트에 대한 장기적인 예후, 생존율에 관한 임상적 보고나, 임상적 활용에 관한 증례는 보고되고 있으나, 미니 임플란트의 기계적인 성질에 관한 연구는 미비한 상태이다.

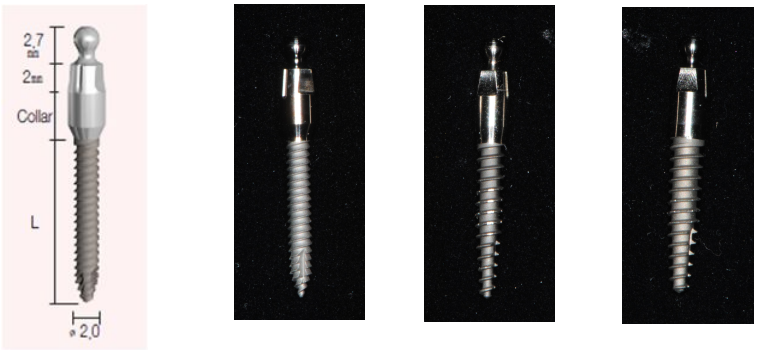
따라서, 본 연구는 solid type이면서 CP Ti(grade Ⅳ)로 제작된 일체형의 O-ring

type 미니 임플란트 고정체의 직경에 따른 압축강도의 차이를 알아보고, 동적 하중 하의 피로파절 실험을 통해 미니 임플란트가 저작압에 견디는 정도를 비교함으로써, 무치악 환자의 overdenture 치료에 있어 O-ring type 의 미니 임플란트의 임상적 유용성을 알아보고자 하였다.

# II. 연구재료 및 방법

## 1. 연구재료

본 실험에서는 직경 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm, 길이 13 mm의 one body O-ring type의 미니 임플란트(Dentis, Daegu, Korea)를 사용하였다(Fig.1). 실험에 사용된 임플란트는 CP Ti(grade 4)로 만들어졌으며 RBM(resorbable blast media) 표면처리가 되어있다.




A B C

Fig. 1. O-ring type of mini implants (Dentis, Daegu, Korea).
A: ∅2.0mm, B: ∅2.5mm, C: ∅3.0mm

## 2. 연구방법

### 1) 정적 하중 실험

길이 13 mm의 one body O-ring type의 미니 임플란트(Dentis, Daegu, Korea)를 직경 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm 각각 5개씩 준비하였다. ISO 14801 규격에 따라 Universal testing machine(AGS-1000D, SHIMADZU Co., Japan)에 수직면에서 30도 각도로 샘플을 위치시키고(Fig.2) 1.0 mm/min 속도로 off-axis 하중을 가하여 영구변형이 일어난 하중의 최대값을 최대 압축강도로 하고 5개의 시편의 평균을 구하여 각 직경에 따른 임플란트 고정체의 최대 압축강도를 비교하였다(Fig.3).

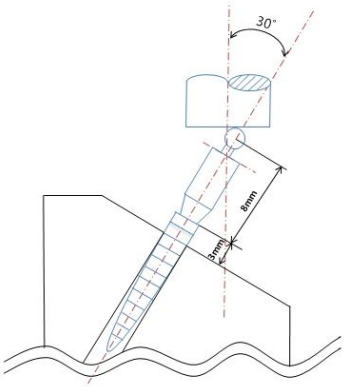



Fig. 2. A schematic graphic design of the testing apparatus.

Fig. 3. Universal testing machine for static loading test (AGS-1000D, SHIMADZU Co., Japan).

### 2) 동적 하중 실험

각 직경마다 3개의 시편을 준비하고 ISO 14801 규격에 따라 임플란트를 동적하중 피로 시험기(ADT-AV01K1N, SHIMADZU Co., Japan)축과 30도 경사지게 설치하였다. 최대 cycle을 $5 \times 10^6$으로 하고 15Hz frequency로 정적 하중 실험에서 구해진 최대 압축강도 값의 80%, 60%, 40%의 하중부터 이 하중의 10% 값을 최소 범위로 하고 하중을 주어 파절되는 cycle 수를 측정하여 각 직경의 피로 파절을 분석하였다.(Fig.4)

추가적으로 총의치의 평균 저작력인 43N[7]의 하중부터 최소 10% 까지 범위의 하중(4.3N-43N)을 가하여 파절되는 cycle 수를 측정하였다.

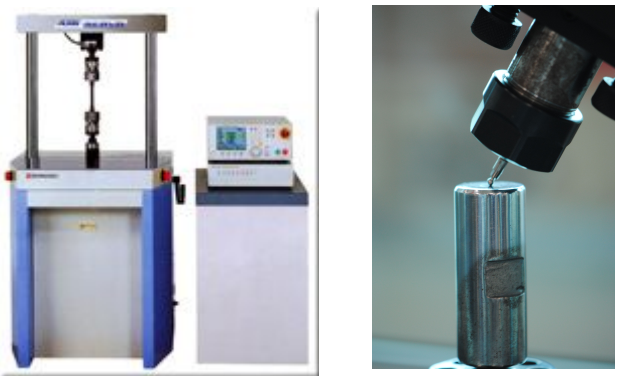


Fig. 4. Fatigue testing machine for dynamic loading test (ADT-AV01K1N, SHIMADZU Co., Japan).

### 3) 결과 분석

통계처리는 SPSS ver 12.(SPSS Inc.Chicago,IL,USA)를 이용하여 실시하였다. 미니임플란트 직경에 따른 최대 압축강도 값의 평균, 표준편차를 구하고 각 군 간의 차이를 검증하기 위해서 일원분산분석(oneway ANOVA test)을 시행하였고, 사후분석은 Turkey test를 이용하였다.

또한 피로 파절 cycle 수를 비교 분석하여, 임상에서 사용가능한지 평가하였다.

# Ⅲ. 연구 성적

## 1. 정적 하중 실험

각 직경에 따른 미니 임플란트의 최대 압축강도 값의 평균과 표준편차는 Table 1과 같다. 직경 3.0 mm의 미니 임플란트는 평균 276.0±13.4N의 압축력을 받았을 때 영구 변형이 일어났고 직경 2.5 mm의 미니 임플란트는 149.0±6.1N, 2.0 mm의 미니 임플란트는 101.5±14.6 N일 때 영구 변형이 일어났다. 각 군 간의 최대 압축강도의 유의성 있는 차이를 알아보기 위한 일원분산분석에서 P-value 값이 0.001 이하로 나타남으로써, 미니 임플란트 직경에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있음을 보여주었다.

하중에 따른 각 임플란트 실험군의 평균적인 하중-변위와의 상관관계는 Fig.5 와 같다. 영구변형은 모두 시편 고정부분의 나사선에서 발생하였다(Fig.6).

Table 1. Mean values and standard deviations of compressive strength by fixture diameter of mini implants (unit: N)

| Diameter | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Mean | S.D. |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2.0 mm | 112.8 | 88.3 | 83.4 | 115.2 | 107.8 | 101.5* | 14.6 |
| 2.5 mm | 147.1 | 149.5 | 159.3 | 144.6 | 144.6 | 149.0* | 6.1 |
| 3.0 mm | 281.9 | 272.1 | 257.4 | 274.5 | 294.0 | 276.0* | 13.4 |

*; significant difference ($P<0.001$)

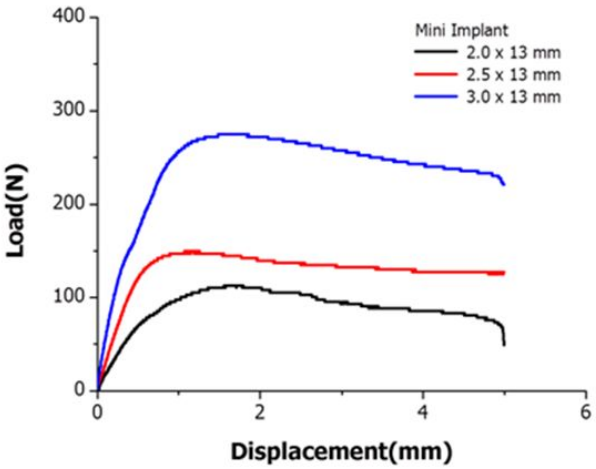
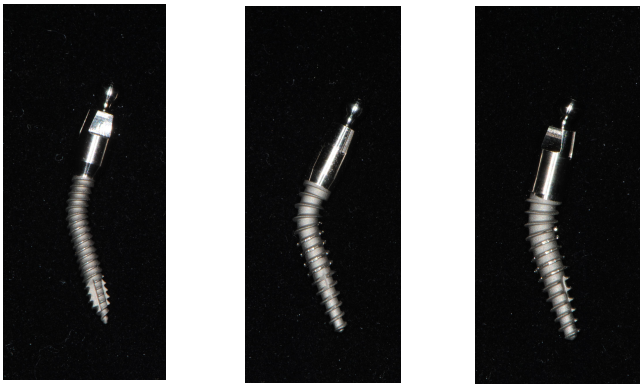



Fig. 5. Load-displacement curves of static loading test.



A B C

Fig. 6. Permanent deformed mini implants caused by static loading test.
A: ∅2.0mm, B: ∅2.5mm, C: ∅3.0mm

## 2. 동적 하중 실험

정적 하중 실험에서 구한 최대 압축강도 값의 80%, 60% 40% 하중부터 이 하중의 10% 값을 최소 하중 범위로 하여 파절될 때까지의 cycle을 측정하였다. 최대 $5 \times 10^6$

cycle 까지 측정하였다. 직경 2.0 mm 는 최대 압축강도가 작아 최대 $2\times10^6$ 까지 파절이 일어나지 않으면 반영구적인 것으로 보고, $2\times10^6$ 까지 파절 cycle을 측정하였다. 즉, 직경 2.0 mm는 8.1-81N(80%), 6.1-61N(60%), 4-40N(40%) 범위에서, 직경 2.5 mm는 11.9-119N(80%), 8.9-89N(60%), 6-60N(40%) 범위에서, 직경 3.0 mm는 22.1-221N(80%), 16.6-166N(60%), 11-110N(40%)의 범위의 하중에서 파절 될 때까지의 cycle 수를 측정하였다. 또한 각 직경의 미니 임플란트 모두 총의치의 평균 저작력인 43N(4.3-43N 범위) 하중에서 파절될 때까지의 cycle을 측정하였다. 직경 2.0 mm는 80%(81N), 60%(61N) 하중에서 각각 10,714 회, 71,502 회에서 파절이 일어났고, 40%(40N), 43N 하중에서는 $2\times10^6$ 까지 파절이 일어나지 않았다. 직경 2.5 mm는 80%(119N), 60%(89N) 하중에서 각각 25,195 회, 86,383 회에서 파절이 일어났고, 40%(60N), 43N 하중에서는 $5\times10^6$ 까지 파절이 일어나지 않았다. 직경 3.0 mm 에서는 80%(221N), 60%(166N), 40%(110N)에서 각각 7,446 회, 40,598 회, 186,332 회에서 파절이 일어났고, 43N 하중에서는 $5\times10^6$ 까지 파절이 일어나지 않았다(Table 2). 미니 임플란트의 각 직경에 따른 피로파절 cycle 그래프는 Fig.7과 같다.

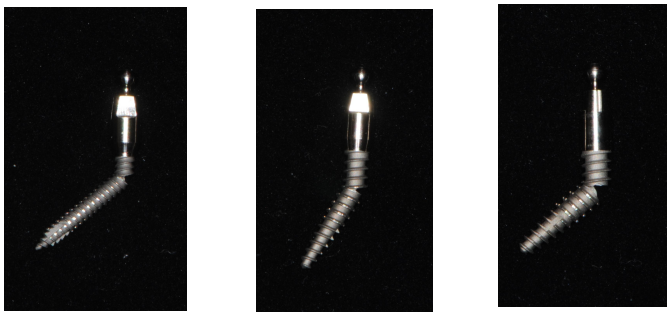
피로파절은 시편 고정부분의 나사선에서 발생하였다(Fig.8).

Table 2. Number of cycles until failure by fixture diameter of mini implants

(unit : cycles)

| Diameter | 80% | 60% | 40% | 43N |
|---|---|---|---|---|
| 2.0 mm | 10,714 | 71,502 | 2,000,000 | 2,000,000 |
| 2.5 mm | 25,195 | 86,383 | 5,000,000 | 5,000,000 |
| 3.0 mm | 7,446 | 40,598 | 186,332 | 5,000,000 |

Fig. 7. Load versus logarithmic number of cycles in dynamic fatigue test.



A B C

Fig. 8. Mini implants fractured by dynamic fatigue test.

A: ∅2.0mm, B: ∅2.5mm, C: ∅3.0mm

# IV. 고찰 및 토의

미니 임플란트는 여러 가지 장점으로 인하여 사용이 증가하고 있고, 임상적 사용의 후향적 연구에서도 높은 생존율을 보여주고 있다. Shatkin등[8]은 531명 환자에서 2514개의 직경 1.8 mm와 2.4 mm MDI 미니임플란트의 5.5년간 생존율을 조사하였다. 이 조사에서 생존율은 고정성 보철물에서 하악 99.0%, 상악 98.5%, 총의치에서 하악 95.1%, 상악 83.2%, 부분 의치에서 하악 92.6%, 상악 91.2%으로 보고되었다. 전체 생존율은 94%이고, 이는 최소한의 침습적인 외과적 술식으로 골내와 골 주변 혈행을 최대한 보존하기 때문이라고 보고한 바 있다. 또한 2005년 Bulard와 Vance[9]는 직경 1.8 mm와 2.4 mm의 미니 임플란트 1029개의 생존율을 91.2%로 보고하였고, Cho등[10]은 심각하게 퇴축된 치조골을 가진 10명의 환자들에게 한 환자당 4-6개의 미니임플란트를 이용한 피개의치를 시행하여 조사한 결과 1-3년 후 생존율을 94.1%로 보고하였다. 이와 같이 많은 연구들에서 미니 임플란트가 높은 생존율을 보이는 것이 관찰되었으나, 아직 기계적 성질에 대한 보고는 매우 제한적이다.

항복강도 또는 파괴강도 이상의 하중이 가해질 때 순간적으로 발생되는 파절을 정적 순간 파절(static fracture)이라 하며, 이 정적 순간 파절은 과하중과 밀접한 관련이 있다. 반면에 동적파절(dynamic fracture)은 어떠한 부품 또는 소재에 하중이나 변형량이 반복적으로 가해질 때 소재의 항복강도 이하의 낮은 응력 조건하에서도 파절이 발생되게 되는데 이를 동적파절이라고 한다. 동적파절의 대표적인 예로 피로파절이 있다.[11,12]

Allum등[13]은 정적 하중 실험을 통하여 미니 임플란트의 파절강도 실험을 하였다. 이 실험에서 직경 2.8 mm Osteocare Mini implant가 237±37N, 직경 2.4 mm Hi Tec가 261±31N, 직경 2.35 mm Osteocare Mini implant가 147±25N으로 나타났다.

Karnie등[14]은 압축 변형 실험을 통하여 두 가지 미니 임플란트의 기계적 성질을 비교하였다. 직경 1.8 mm MTI(mini transitional implant, Dentatus, New york)의 최대강도는 68.6N, MDI(Mini dental implan, Imtec, USA)는 160.1N으로 나타났다.

Cho등[6]은 마찰력에 의하여 지대주와 임플란트가 결합되어 있는 마찰 고정형 EZI 미니임플란트(Warantec Co., Seoul, Korea)의 90°각도에서의 압축력에 의한 변형 실험을 통해 직경 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm 임플란트에서, 각각 68.1±6.0N, 135.7±4.9N, 223.1±10.2N의 압축력에서 영구변형이 일어났다고 보고하였다.

본 연구에서는 직경 3.0 mm의 미니 임플란트가 평균 276.0±13.4N의 압축력을 받았

을 때 영구 변형이 일어났고 직경 2.5 mm의 미니 임플란트가 149.0±6.1N, 2.0 mm의 미니 임플란트가 101.5±14.6N일 때 영구 변형이 일어났다.

기존의 연구들과 본 연구에서 이와 같이 정적 하중시 압축강도가 다양하게 나타난 것은 각 실험마다 사용한 미니 임플란트의 재질의 성질과 형태가 다르기 때문이라고 생각되며, 따라서 앞으로 다른 여러 회사의 미니 임플란트 강도 실험이 시행되어져야 할 것으로 보인다.

임플란트의 임상적 성공률이 90%이상으로 보고되고 있지만, 다양한 형태의 실패가 발생되고 있다. 임플란트 고정체의 피로도는 임플란트 파절의 가장 흔한 요인으로 대부분의 임플란트 파절은 과하중이 아닌 피로에 의해 발생된다.[15] 이에 본 연구는 미니 임플란트의 임상적 유용성을 평가하기 위하여 피로 파절 실험을 시행 하였다.

Michael등[7]은 저작력에 관한 실험에서, 최대 교합력은 자연치에서 725N, 총의치에서 157N이라고 하였고 평균 저작력은 자연치에서 262N, 총의치에서 43N으로 보고하였다. 따라서 본 연구에서는 총의치 환자에게서 미니 임플란트 사용의 임상적 유용성을 평가하기 위하여 피로 파절 실험에서 43N의 하중(4.3-43N 범위)을 가하였다. 실험 결과 직경 2.5 mm, 3.0 mm 는 $5\times10^6$ cycle까지 파절이 일어나지 않았고 직경 2.0 mm는 최대 압축강도가 작아 $2\times10^6$ cycle까지 측정하였는데, 파절이 발생하지 않았다. $5\times10^6$cylcle은 구강 내에서 약 25년간 저작한 수치이므로, 파절이 발생하지 않았다는 것은 반영구적이라고 할 수 있다.[16] 직경 2.0 mm도 $2\times10^6$ cycle 까지 파절이 일어나지 않은 것으로 보아, 장기적으로 임상에서 사용이 가능하다고 할 수 있다. 하지만 직경 2.0 mm, 2.5 mm는 총의치의 최대 교합력인 157N 보다 최대 압축강도가 작으므로 임상에서 사용할 때 주의가 필요하다. 그리고 대합치가 자연치인 경우에는 자연치열의 최대 교합력이 725N, 평균 저작력이 262N이므로 미니 임플란트를 이용한 피개의치의 사용이 어려울 것으로 사료된다.

본 연구에서는 미니 임플란트의 직경에 따른 최대 압축강도와 동적 파절 강도를 측정하였는데 앞으로의 연구에서 추가적으로 피로 파절면의 주사 전자 현미경 관찰을 통한 파절 양상과 파절 위치, 파절 형태, 진행 상태 등의 관찰이 필요하며, 미니 임플란트 길이에 따른 파절강도의 차이가 있는지에 관해서 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

또한 이번 실험에서 사용한 시편은 특정 회사의 제품으로 보다 다양한 회사의 미니 임플란트의 강도 조사가 추가적으로 필요하고, 구강내 환경과 같은 실험 환경일 경우 파절강도 차이가 있는지 알아볼 필요가 있다.

# V. 결 론

본 연구에서는 직경 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm의 미니 임플란트를 이용하여, 직경에 따른 정적 하중 실험 및 동적 하중 실험을 통한 강도 비교 실험을 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 미니 임플란트의 정적 하중 하에서 최대 압축강도는 직경이 증가할수록 유의적으로 증가하였다.

2. 미니 임플란트의 최대 압축강도는 세 직경 모두 총의치의 평균 저작력(43N)보다는 크나 최대 교합력(157N)보다는 직경 3.0 mm(276.0±13.4N)에서만 크게 나타났다.

3. 총의치의 평균 저작력(43N) 하중에서 실시한 피로 파절 실험 결과, 2.0 mm는 $2\times10^6$ cycle 까지, 2.5 mm, 3.0 mm 는 $5\times10^6$ cycle 까지 파절이 일어나지 않았다.

본 연구를 통해, 세가지 직경의 미니 임플란트 모두 총의치의 지지를 위하여 임상에서 사용이 가능하다고 판단된다. 하지만 직경 2.0 mm, 2.5 mm는 총의치의 최대 교합력 보다 최대 압축강도가 작으므로 대합치의 조건이나 환자의 저작력 등을 고려한 주의가 필요할 것으로 사료된다.

# 참고 문헌

1. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155-170.

2. Buser D, Mericske SR, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part1:8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res 1997;8(3):161-72.

3. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. J Esthet Dent 2000;12(4):186-94.

4. Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske SR. Clinical evaluation of small diameter ITI implants: a prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19(1):92-9.

5. Barber HD, Seckinger R. The role of the small diameter implant: a preliminary report on the mini implant system. Compendium 1994;15:1390-392.

6. Cho YS. The comparison of compression strength of the smallest implant various diameter mini-implants. M.S. Thesis. In: Korea, Yonsei University School of Dentistry. 2008.

7. Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength and chewing forces in complete denture wears. J Prosthet Dent 1990;63:549-53.

8. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ. Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: a retrospective

analysis of 2514 implants placed over a five-year period. Compend Contin Educ Dent 2007;28(2):92-9.

9. Bulard RA, Vance JB. Multi-clinic evaluation using mini-dental implants for long-term denture stabilization: a preliminary biometric evaluation. Compend Contin Deuc Dent 2005;26(12):892-7.

10. Cho SC, Froum S, Tai SH, Cho YS, Elian N, Tarnow DP. Immediate loading of narrow-diameter implants with overdentures in severely atrophic mandibles. Pract Proced Aesthet Dent 2007;19(3):167-74.

11. Tagger GN, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. Implant Dent 2002;11:137-43.

12. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996;9:511-9.

13. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a camparative laboratory study. Clin Oral Implants Res 2008;19:553-9.

14. Kanie T, Nagata M, Ban S. Comparison of the Mechanical Properties of 2 Prosthetic Mini-implants. Implant Dent 2004;13(13):251-6.

15. Park WJ, Cho IH. Fatigue fracture of different dental implant system under cyclic loading. J Korean Acad Prosthodont 2009;47:424-34.

16. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20(6):854-9.