

최소직경의 임플란트와
다양한 직경의 미니임플란트간의
압축강도 비교

연세대학교 대학원

치 의 학 과

조 영 성

최소직경의 임플란트와
다양한 직경의 미니임플란트간의
압축강도 비교

지도 정 문 규 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 6월 19일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

조 영 성

조영성의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2008년 6월 19일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 끊임없는 지도와 격려 그리고 세심한 배려를 해주신 정문규 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 또한 논문 작성과 심사
에 귀중한 조언과 격려를 해주신 한동후 교수님, 심준성 교수님께도 깊은
감사를 드립니다.

바쁘신 가운데에서도 항상 따뜻한 관심과 조언으로 지켜봐 주신 이근우
교수님, 한종현 교수님, 문홍석 교수님, 이재훈 교수님께도 감사드립니다.

EZI 미니임플란트의 개발과 연구를 같이 한 윤홍철 선배님과 최경수 원
장님 그리고, 이번 실험을 진행해주신 전북대학교 치과재료학 교실의 배태
성 교수님과 교실원분들에게 깊이 감사드립니다. 그리고, 저의 대학원생활
을 무사히 마칠 수 있게 도와준 라비안치과 식구들에게도 감사합니다. 아
울러 보철과 의국 선후배 선생님들께 감사의 뜻을 전합니다. .

끝으로 항상 바쁘다는 핑계로 많은 시간을 같이 하지 못한 은혜, 은민,
형원이와 언제나 제 곁에서 묵묵히 응원해주는 사랑하는 아내에게 늘 미안
하고 감사합니다. 그리고 지금까지 보살펴 주시고 사랑으로 격려해주신 부
모님께 감사의 마음을 전하면서 이 기쁨을 함께하고 싶습니다.

2008 년 7월

조영성 드림

차 례

그림, 표, 그래프 차례	ii
국문 요약	v
I. 서론	1
II. 연구 재료 및 방법	4
III. 연구결과	8
IV. 총괄 및 고찰	12
V. 결론	16
참고문헌	17
Astract	19

표 차례

Table I . Cantilever Beam Method후의 각 실험매체의 압축강도 결과	6
Table II . 30°, 60°, 90°의 하중각도에 따른 Cantilever Beam Method후의 압축강도 결과	11

그림 차례

Figure 1. (a) External type의 3.3mm USII 임플란트, 지대주, 연결나사 (b) 마찰고정형인 EZI friction-lock 미니임플란트, 지대주, 마찰력에 의해 연결된 임플란트-지대주 결합체	6
Figure 2. 하중방향에 수직으로 재료시험기에 연결된 3.3mm USII 임플란트-지대주 연결체(a)와 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체(b)	7
Figure 3. 재료시험기에 연결된 3.3mm USII 임플란트-지대주 연결체와 하중방향 및 거리를 나타낸 모식도	9
Figure 4. 재료시험기에 연결된 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체와 하중방향 및 거리를 나타낸 모식도	9
Figure 5. 재료시험기에 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체를 30°, 60°, 90°의 각도로 고정하고 수직으로 하중을 가하고 있는 모습	6
Figure 6. 영구변형이 일어난 3.3mm USII임플란트, 3.5mm, 3.0mm, 2.5mm, 2.0mm 직경의 마찰고정형 미니임플란트	7
Figure 7. 30°, 60°, 90°의 하중각도에서 영구변형이 일어난 2.5mm직경의 마찰고정형 미니임플란트	9

그래프 차례

Graph 1. Load-Displacement Curve : (a) 수직하중에서의 3.3mm US II와 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm Friction-lock Mini-implant의 load-displacement curve (b) 30°, 60°, 90° 이 하중에서의 2.5mm Friction-lock mini-implant의 load-displacement curve	6
---	---

국문 요약

최소직경의 임플란트와 다양한 직경의 미니임플란트간의 압축강도 비교

임플란트(endosseous implant)가 다양해지면서 직경이 3.0mm이하의 임플란트를 “미니임플란트”로 분류하고 있다. 초기의 미니임플란트는 임플란트를 저작압으로부터 보호하여 골유착이 성공적으로 일어나게 3-6개월동안 임시적으로 사용되어져왔다. 하지만, 최근 미니임플란트도 임플란트와 유사한 골유착을 보인다고 보고되고, 골폭이 좁은 치아상실부에서 영구적 목적으로 사용된 임상증례들이 발표되면서 이에 대한 관심이 높아지고 있다.

본 연구의 목적은 최소직경의 임플란트와 다양한 직경의 미니임플란트간의 압축강도의 비교실험과 30°, 60°, 90°의 다른 하중방향에 따른 압축강도의 비교실험을 통해 미니임플란트가 영구적 목적으로 이용가능한지 알아보고, 이의 사용시 고려해야 할 사항을 제시하고자 함이다.

본 연구의 실험결과 3.0mm이하의 모든 직경의 미니임플란트에서 3.3mm 직경의 임플란트보다 낮은 압축강도가 나타났다. 이는 연조직의 공간을 확보하고 보철의 용이성을 위해 좁혀진 임플란트-지대주 연결부가 원인으로 사료된다. 또한, 미니임플란트에 30°이상의 각도에서 하중을 가하였을 때에는 평균 저작력보다 낮은 하중에서 변형이 일어났다.

미니임플란트의 식립시에는 최소직경의 임플란트보다도 강도가 낮은 것을 고려하여 구치부에서 사용하는 것보다는 저작력이 낮은 전치부에서의 사용이 추천되며, 가능한 저작력의 방향에 일치하게 미니임플란트를 식립하여야 한다.

최소직경의 임플란트와 다양한 직경의 미니임플란트간의 압축강도 비교

(지도 정문규 교수)
연세대학교 대학원 치의학과
조영성

I.서론

Branemark에 의해 소개된 골내임플란트(endosseous implant)는 완전 무치악 혹은 부분무치악 환자에게서 가철성 보철물의 불편함을 없앴고, 고정성보철물을 위한 치아삭제에 따른 추가적인 치아손실을 방지할 수 있게 되었다. 이러한 임플란트는 표면처리의 향상과 디자인의 개선, 그리고 술식의 개선을 통해 높은 성공률이 보고되고 있어, 치아 상실 환자를 위한 수복치료중에서 중요한 분야로 자리매김하게 되었다^{1,2}. 하지만, 임플란트를 식립할 부위에서 골폭이나 골의 높이가 부족한 경우 onlay graft³, ridge split surgery⁴, 그리고 상악동거상술등⁵의 골증대술이 필요하거나 교정치료⁶가 동반되어야 한다. 골증대술의 경우 수술횟수가 증가되고, 치료기간이 늘어나며, 술후 통증이나 부종등의 불편감이 증대되어 환자들이 임플란트 치료를 기피하는 원인이 되기도 한다. 교정치료의 경우 치료기간이 증가되며, 추가적인 치료비가 필요하게 된다.

이러한 골증대술이나 교정치료의 문제점을 임플란트 형태의 변화를 통해 해결하려는 노력들이 이루어지고 있다. 치조골의 높이가 불충분한 경우 임플란트의 길이는 짧으나, 전체적인 임플란트-골접촉율이 증가된 5.0mm이상의 직경을 가진 임플란트를 식립하고, 협설측으로 좁아 교정치료가 필요한 경우에는 직경이 3.0mm 미만인 임플란트를 식립함으로써 치료를 단순화시키고 치료기간을 단축함으로써 환자의 불편감을 감소시킬 수 있다.

임플란트가 다양해지면서 직경에 따라 임플란트를 분류하고 있다. 일반적으로 사용되어지고있는 직경이 3mm 이상, 5mm이하인 임플란트를 regular implant(이후 임플란트), 5mm이상의 직경을 가진 임플란트를 wide-implant, 3mm이하의 직경을 가진 임플란트를 mini-implant(이후 미니임플란트)로 분류하고 있다.

최근 FDA에서 많은 미니임플란트 제품들을 "long-term usage"용으로 허가를 하고, 하악전치에서 미니임플란트를 이용한 증례들이 많이 발표되면서 미니임플란트에 대한 관심이 높아지고 있다.

초기의 미니임플란트는 임플란트가 성공적으로 골유착이 일어나는 동안 저작압으로부터 보호하고 고정성의 임시보철물을 환자에게 제공할 목적으로 사용되었다. 이러한 목적의 미니임플란트는 임플란트가 골유착이 일어나고 보철물의 제작이 시작되는 3-6개월후에 제거되었기 때문에 임시임플란트(temporary implant 혹은 transitional implant)라고 명명되어지기도 했었다⁷. 또한 미니임플란트는 골증대술을 시행한 부위를 보호하거나⁸, surgical stent의 정확한 위치고정을 위하여 사용되기도 하였다⁹. 하지만, 미니임플란트에서도 임플란트와 같은 골유착이 일어난다고 보고가 되고, 많은 성공적인 임상결과가 발표되면서 최근들어 미니임플란트의 개념이 임시적인 용도에서 장기적인 용도로 옮겨가고 있다.

Cho등¹⁰은 좁은 치고골에 즉시 식립된 미니임플란트를 이용한 overdenture환자에서 100%의 일년 이상의 성공률을 보고하였으며, 근원심폭이 좁아 일반적인 임플란트를 이용한 보철수복이 힘든 경우 미니임플란트를 이용하여 보철수복이 가능하다고 하였다¹¹.

임시적으로 사용되던 시기에는 대부분의 미니임플란트들이 1.8mm 직경을 가졌으며, machined surface를 지닌 Cp-Ti(Commercially pure titanium)으로 이루어져 있었다. 하지만, 장기적 목적을 위한 사용이 늘어나게 되면서 많은 임플란트 제조사들이 골유착율을 증가시키기 위하여 표면은 rough surface로 처리하고, 강도의 증가를 위해 2.0mm이상의 직경을 가진 미니임플란트를 제조하고 있다. 또한, 기존의 임플란트는 지대주 체결을 위한 나사를 위해 내부공간이 있으나, 미니임플란트의 경우는 좁은 폭경으로 인한 강도의 저하로 인하여 교합압에 대한 변형 또는 파절의 위험성이 있어 내부의 빈 공간을 없앤 Solid type의 형태를 지니면서

Titanium alloy(Ti-6Al-4V)로 제작되고 있다. 하지만, 지대주와 fixture부분이 일체형으로 제작됨으로 인하여 보철적 한계성을 지니게 되었다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 최근 지대주와의 연결부위를 외부에 형성하고, 접착, 외부나사, 혹은 마찰력으로 유지력을 얻을 수 있는 미니임플란트들이 소개되고 있다.

미니임플란트에 대한 장기적인 예후에 관한 임상적인 보고는 수 편이 있으나, 불행히도 미니임플란트의 기계적인 성질에 대하여서는 Kanie등¹²의 보고가 유일하다. Kanie등은 두 가지의 미니임플란트의 강도와 표면을 측정하였다. 이들이 사용한 미니임플란트는 임시적인 목적으로 임플란트 사이에 식립될 수 있게 1.8mm의 작은 직경으로 제작되었다. 하지만, 장기적 목적으로 최근 사용이 증가하고 있는 2.0mm이상의 직경을 가진 미니임플란트의 기계적 성질에 관한 보고는 전무하다.

본 연구는 지대주연결용 나사를 위한 내부공간이 있는 임플란트중 가장 직경이 작으면서 Cp-Ti으로 만들어진 3.3mm의 임플란트(이후 3.3mm 임플란트)와 내부가 Solid type이면서 Titanium alloy로 만들어져 있고, 지대주를 마찰력으로 연결할 수 있게 제작되어진 미니임플란트(이후 마찰고정형미니임플란트)간의 압축강도를 비교하였다. 또한, 임플란트에 대한 저작력의 방향이 미니 임플란트의 변형에 미치는 영향을 알기위해, 하중의 방향에 따른 압축강도를 비교측정하였다. 이러한 실험을 통해 미니임플란트가 저작압에 견디는 정도를 평가하고, 장기적인 목적으로 이를 이용시에 고려하여야 할 사항을 제시하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 3.3mm 임플란트와 다양한 직경의 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도 측정

대조군으로는 external type으로 3.3mm 직경을 가지고 길이가 13mm인 USII 임플란트(Osstem Implant, Seoul, Korea)를 사용하였으며(Figure 1(a)), 실험군으로는 직경이 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm이고 매식체부분이 13mm인 마찰고정형 EZI Mini-implant(Warantec Co., Seoul, Korea)를 사용하였다(Figure 1(b)). 직경에 따른 마찰고정형 미니임플란트의 변형 차이를 비교하기 위해 동일한 상부구조를 가지나 매식체 부분의 직경이 3.5mm인 실험군을 추가로 제작하였다.

대조군의 지대주로서는 Cement type으로 Collar의 길이가 4mm이고 전체길이가 11mm인 CAM447(Osstem Implant, Seoul, Korea)를 사용하였으며, 실험군의 지대주는 마찰력에 의해 고정이 되는 마찰고정형으로 Collar가 4mm이고 전체길이가 11mm인 ICMA-S261(Warantec Co., Seoul, Korea)를 사용하였다.

7개의 3.3mm USII 임플란트에 지대주(CAM447)를 제조사의 지시대로 지대주 연결용 나사를 20N의 토크를 가해 연결한 다음, 이들 임플란트-지대주 결합체를 재료시험기(4201, Instron, USA)의 지지점과 임플란트-지대주 연결부 사이에 3mm의 거리를 두고 수평으로 고정하였다. 이후, 지지점으로부터 11mm거리에서 5.0 mm/min의 속도로 임플란트-지대주 결합체에 수직방향으로 하중을 가하였으며, 영구변형이 일어난 하중을 압축강도로 정하였다(Figure 2(a), Figure 3).

실험군으로서는 각각 7개의 직경 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm 마찰고정형미니 임플란트에 지대주(ICMA-S261)를 연결하기 위하여, 제조사의 지시대로 무게 130g의 말렛으로 약 85mm 높이에서 반복적으로 4회 자유낙하시켜서 고정하였다. 체결된 임플란트-지대주 결합체를 재료시험기(4201, Instron, USA)에 임플란트-지대주 연결부와 지지점간에 3mm의 거리를 두고 수평으로 고정하였다. 이후, 지지점으로부터 11mm거리에서 5.0 mm/min의 속도로 임플란트-지대주 결합체에 수직방향으로 하중을 가하였으며, 영구변형이 일어난 하중을 압축강도로 정하였다(Figure 2(b), Figure 4).

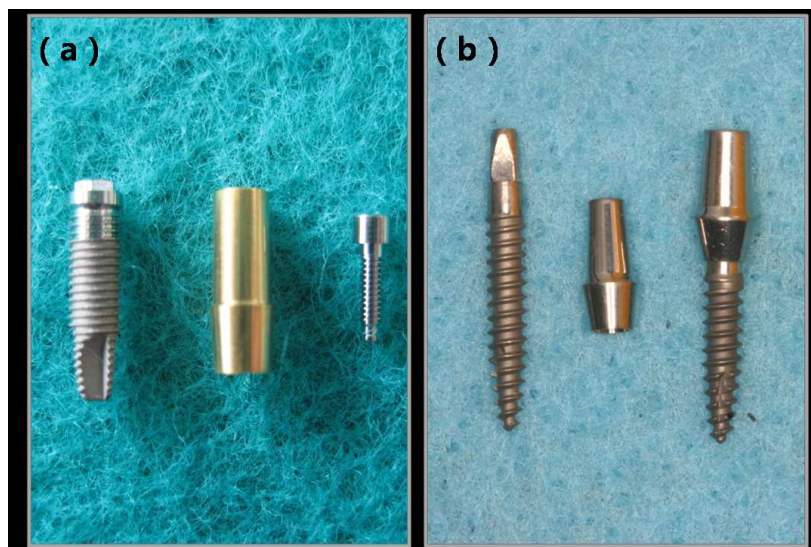


Figure 1 (a) External type의 3.3mm USII 임플란트, 지대주, 연결나사 (b) 마찰고정형인 EZI friction-lock 미니임플란트, 지대주, 마찰력에 의해 연결된 임플란트-지대주 결합체

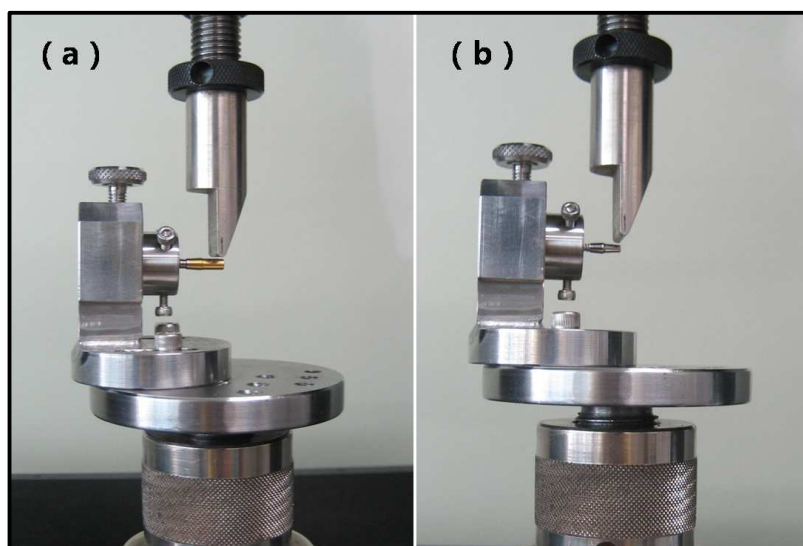


Figure 2 (a) 하중방향에 수직으로 재료시험기에 연결된 3.3mm USII 임플란트-지대주 연결체와 (b) 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체

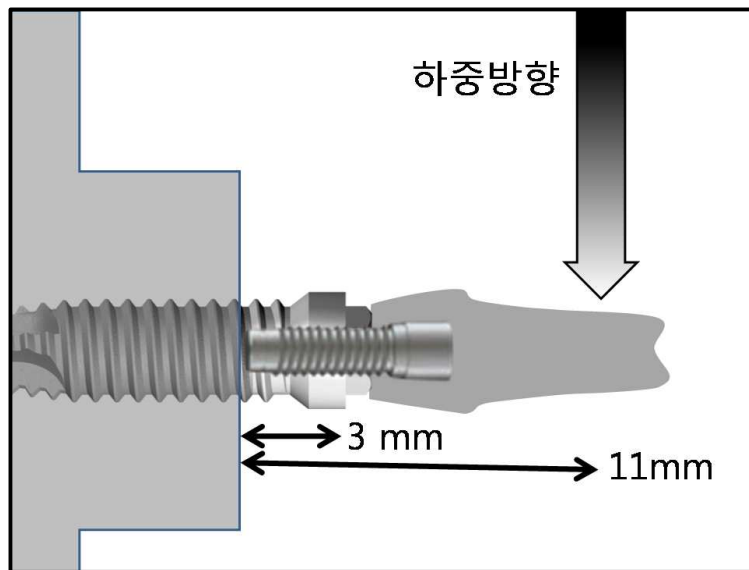


Figure 3 재료시험기에 연결된 3.3mm USII 임플란트-지대주 연결체와 하중방향 및 거리를 나타낸 모식도

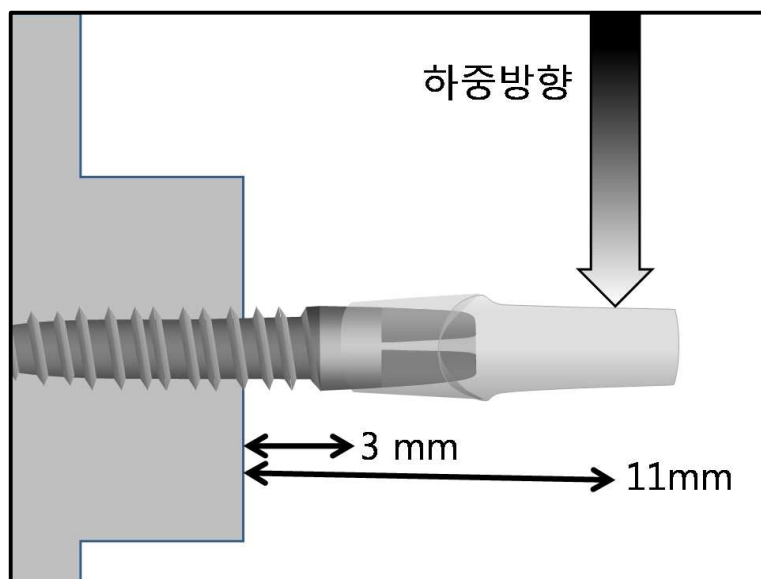


Figure 4 재료시험기에 연결된 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체와 하중방향 및 거리를 나타낸 모식도

측정된 결과는 MicroSoft사의 Excel 프로그램을 이용하여 통계처리하였으며, 3.3mm 임플란트와 각각 다른 직경을 가진 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도의 차이를 T-test를 통하여 검증하였다.

2. 하중방향에 따른 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도의 비교

직경이 2.5mm이고 나사부분이 13mm인 마찰고정형인 EZI Friction-Lock Mini-implant(Warantec Co., Seoul, Korea)를 사용하였으며, 지대주는 마찰고정형인 ICMA-S261(Warantec Co., Seoul, Korea)을 사용하였다. 실험에 사용된 21개의 미니임플란트와 지대주간의 체결을 위하여 제조사의 지시에 따라 지대주를 끼워 삽입하고 무게 130g의 말렛으로 약 85mm 높이에서 반복적으로 4회 자유낙하시켜서 고정하였다. 압축시험용 고정장치에 수직방향에 대하여 30°, 60°, 90° 각도로 각각 3개의 체결된 임플란트-지대주결합체를 경사지게 고정한 다음, 재료시험기(4201, Instron, USA)를 임플란트-지대주 결합체의 지지점으로부터 하중작용점까지 거리가 11 mm되는 지점에 5.0 mm/min의 속도로 수직방향의 하중을 가하였으며 압축강도를 측정하였고, 영구변형이 일어나는 하중을 압축강도로 측정하였다(Figure 5).

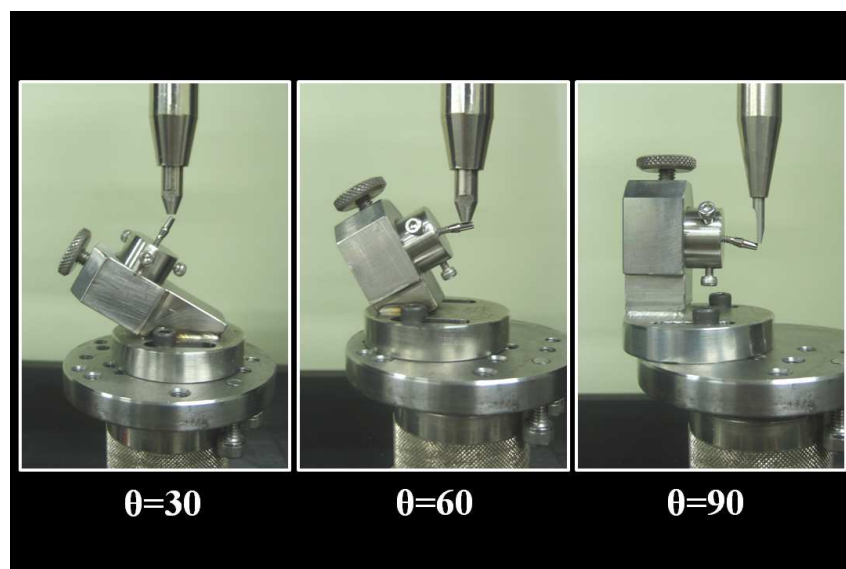
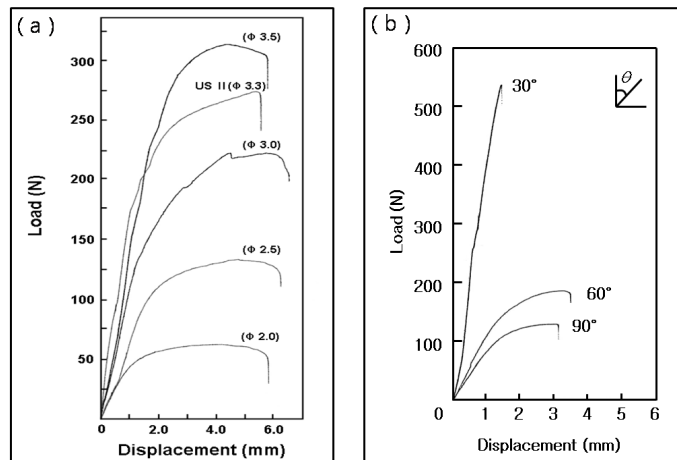


Figure 5 재료시험기에 마찰고정형 미니임플란트-지대주 연결체를 30°, 60°, 90°의 각도로 고정하고 수직으로 하중을 가하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 3.3mm 임플란트와 다양한 직경의 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도 측정

직경 3.3mm 임플란트-지대주 결합에서는 평균 $254.8 \pm 8.9\text{N}$ 의 압축력을 받았을 때 임플란트와 지대주를 연결하는 나사에서 변형이 일어났다(Table 1). 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm 직경의 미니임플란트-지대주 결합체의 굽힘변형은 평균 $68.1 \pm 6.0\text{N}$, $135.7 \pm 4.9\text{N}$, $223.1 \pm 10.2\text{N}$ 의 하중에서 발생하였다. 이는 모두 임플란트와 지대주의 연결부위에서 일어났으나, 지대주의 탈락현상은 발생하지 않았다. 3.5mm 직경의 미니임플란트-지대주 결합체의 굽힘변형은 평균 $293.5 \pm 28.8\text{N}$ 의 하중에서 발생하였으며, 모두 임플란트와 지대주의 연결부위에서 일어났고 4개의 지대주가 탈락하였다. 3.3mm 임플란트와 각각의 직경의 마찰고정형미니임플란트 간의 압축강도는 통계적 유의차를 나타내었다. Graph 1(a)는 하중에 따른 각 임플란트 실험군의 평균적인 하중-변위와의 상관관계를 나타내며, Figure 6은 영구변형이 일어난 실험개체를 보여주고 있다.



Graph 1 Load-Displacement Curve : (a) 수직하중에서의 3.3mm US II와 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm Friction-lock Mini-implant의 load-displacement curve (b) 30°, 60°, 90° 이 하중에서의 2.5mm Friction-lock mini-implant의 load-displacement curve

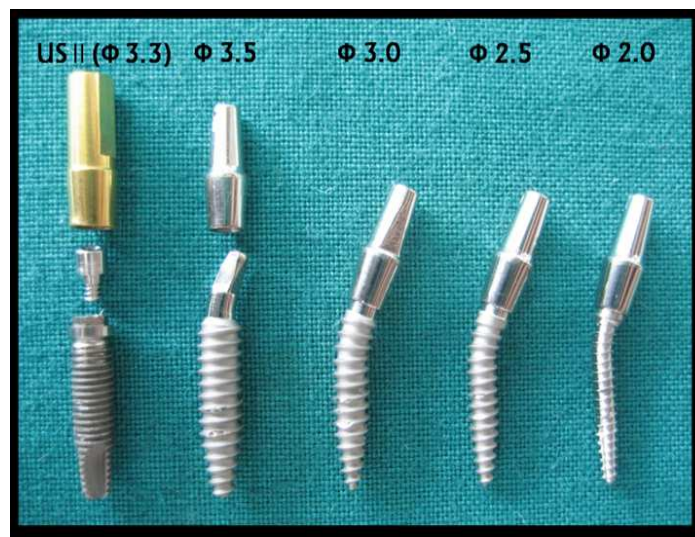


Figure 6 영구변형이 일어난 3.3mm USII임플란트, 3.5mm, 3.0mm, 2.5mm, 2.0mm 직경의 마찰고정형 미니임플란트

Sample	3.3mm USII (Ncm)	2.0mm EZI (Ncm)	2.5mm EZI (Ncm)	3.0mm EZI (Ncm)	3.5mm EZI (Ncm)
1	268.6	308.2	222.5	136.7	69.9
2	249.1	320.6	218.9	140.7	76.8
3	258.3	294.4	221.7	129.8	60.8
4	244.7	305.5	223.4	127.7	71.5
5	258.9	318.5	210.9	138.7	61.0
6	244.9	246.2	244.3	137.6	64.6
7	259.8	261.5	219.8	138.9	72.1
평균	254.8	293.5	223.1	135.7	68.1
표준편차	8.9	28.8	10.2	4.9	6.0

Table 1 Cantilever Beam Method후의 각 실험매체의 압축강도 결과

2. 하중방향에 따른 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도의 비교

각도 30°군에서 측정된 압축강도는 $532.2 \pm 51.7\text{N}$ 으로 가장 큰 값을 나타내었으며, 각도 60°군과 각도 90°군에서는 각각 $156.7 \pm 12.6\text{N}$ 와 $117.3 \pm 6.1\text{N}$ 으로 측정되었다 (Table2). 모든 변형은 임플란트와 지대주의 연결부위에서 일어났으나, 지대주의 탈락현상은 발생하지 않았다(Figure 7). Graph 1(b)는 하중에 따른 각 임플란트 실험군의 평균적인 하중-변위와의 상관관계를 나타내고 있다.

Sample	30° 하중 (N)	60° 하중 (N)	90° 하중 (N)
1	482.3	150.5	110.9
2	613.3	153.7	116.5
3	524.1	153.4	123.1
4	509.3	149.2	112.1
5	475.7	142.9	123.8
6	588.8	179.7	111.1
7	532.1	167.6	123.5
평균	532.2	156.7	117.3
표준편차	51.7	12.6	6.1

Table 2 30°, 60°, 90°의 하중각도에 따른 압축강도 결과

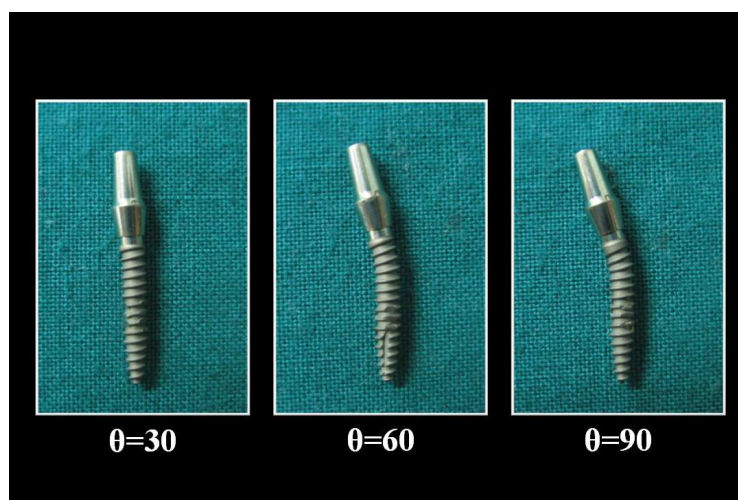


Figure 8 30°, 60°, 90°의 하중각도에서 영구변형이 일어난 2.5mm직경의 마찰고정형 미니임플란트

IV. 총괄 및 고찰

미니 임플란트를 이용함으로써 임플란트가 3-6개월동안 저작력을 피해 골유착이 안전하게 일어나게 하고, 환자에게 고정성 임시 보철물을 제공할 수 있다. 또한 골증대술이 시행된 부위를 저작력으로부터 보호하여 골증대술의 성공률을 높일수 있도록 이용되었다. 이러한 임시적 목적으로 이용될 시기에는 미니임플란트의 직경이 1.8mm이었으며, 주로 Cp-Ti로 제작되었다. 또한 임플란트와는 달리 좁은 직경으로 인하여 One-body형태로 제작되었다.

Kanie등은 압축변형실험을 통하여 두 가지 미니임플란트의 기계적 성질을 비교하였다. 실험에 사용되어진 한 미니임플란트는 Cp-Ti로 만들어진 MTI(Modular Transitional Implant, Dentatus, New York, USA)이었으며, 다른 하나는 MDI(Mini-Diameter Implant, Imtec, New Jersey, USA)이었다. 각각의 직경은 1.8mm이었으며, MTI는 machined surface를 가졌고, MDI는 rough surface를 지녔다. 이들은 titanium alloy로 만들어진 MDI가 Cp-Ti로 만들어진 MTI보다 높은 강도를 지녔기 때문에 강도가 중요시 되는 경우에는 MDI를 사용할 것을 추천하였다.

Zubery등¹³은 MTI 미니임플란트를 성견에 식립하고 즉시 기능을 부여한 뒤, 11-12주후에 조직학적 검사를 시행하였다. 이들은 미니임플란트의 골과 임플란트의 접촉면의 비율이 평균 48.5%라고 보고하였다. Proussaefs¹⁴는 18개월동안 기능한 뒤 제거된 MTI 미니임플란트를 생검하고 조직학적 검사를 시행하여 골과 임플란트의 접촉율이 81.3%라고 보고하였다. Simon등¹⁵은 임시적 목적으로 식립된 미니임플란트를 제거하면서, Removal torque를 측정하였다. 그는 10개월 이상 하악에서 기능한 미니임플란트의 경우는 골유착이 강하여 이를 제거시에는 미니임플란트의 파절이 발생하였으며, 상악에서도 기간에 비례하여 골유착이 증가한다고 보고하였다. Froum등¹⁶은 임시적 목적으로 즉시 식립된 미니임플란트 중 6개월 이상 기능한 총 49개의 시편을 채취하여 조직학적 연구를 시행한 결과, 미니임플란트에서의 골과 임플란트 접촉면의 비율(Bone-Implant-Contact)이 같은 표면을 가진 임플란트와 유사하다고 하였다.

최근 Cho등¹⁰은 심각하게 퇴축된 치조골을 가진 10명의 환자들에게 미니임플란트를 이용한 오버덴처를 시행하였다. 모든 미니임플란트는 식립 즉시 기능을 하였으며, 환자당 4 -6개가 식립되었다. 이들은 미니임플란트의 1-3년 생존율을 94.1%, 보철물의 성공률은 100%로 보고하였다. Froum등¹¹은 제한된 골폭을 가진 환자에 있어 나사로 연결되는 미니임플란트의 연구결과를 보고하였다. 이들은 27명의 환자에게 47개의 미니임플란트를 식립한 뒤, 이들을 retrospective하게 1-5년 동안 관찰하여 100%의 생존율을 보였다고 하였고, 무치악부위의 폭경에 따라 1.8mm, 2.2mm, 2.4mm의 다양한 직경의 미니임플란트를 사용하였다고 하였다. 이들은 골증대술이나 교정술식이 필요한 좁은 골폭의 환자에게 미니임플란트를 이용한 보철수복이 경제적인 치료수단이 될 수 있다고 보고하였다.

미니임플란트에 있어서도 임플란트와 유사한 골-임플란트사이의 접촉비율을 보여주는 조직학적 연구와 높은 생존율을 보여주는 임상적 결과를 바탕으로, 최근에는 임플란트의 식립이 힘든 6.0mm이하의 좁은 근원심폭경이나 협설측 폭경의 치조골에 영구적 목적으로 미니임플란트를 이용한 보철수복을 시행하는 경우가 늘어가고 있다. 이러한 목적을 충족시키기 위하여 많은 임플란트 회사들이 임시적 목적으로 사용되었던 초기의 1.8mm 직경에서 저작력에 견딜 수 있는 보다 넓은 직경의 미니임플란트를 제공하고 있다. 또한 몇몇 미니임플란트는 보철물의 수복의 용이성을 위해 임플란트와 지대주 부분을 따로 지닌 형태를 취하고 있다.

본 연구에 사용된 미니임플란트는 마찰력에 의하여 지대주와 임플란트를 결합할 수 있는 마찰고정형 미니임플란트로 ti-alloy로 제조되었으며 solid body의 형태를 취하고 있고, 임상적 용이성을 위해 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm의 다양한 직경을 가진다(Figure 7.). 하지만 같은 마찰고정형 지대주를 사용함으로써 지대주와의 연결부위는 1.8mm로 동일하다. 대조군으로 사용된 임플란트는 임플란트중 가장 작은 직경인 3.3mm이며, Cp-Ti로 제작되어있고, 임플란트와 지대주를 연결시켜주는 보철용 나사가 들어갈 수 있게 hollow body형태를 취하고 있다. 저자는 본 연구를 통하여 미니임플란트의 재질과 형태 그리고 지대주와의 연결형태에 따른 영향과 영구적 목적으로의 사용 가능 여부를 알아보려고 하였다.

90°각도에서의 압축력에 의한 변형정도를 비교하는 실험에 있어서는 실험군인

3.5mm의 직경을 가진 미니임플란트만이 $293.5 \pm 28.8\text{N}$ 의 압축력에서 변형이 일어났으므로, 평균 $254.8 \pm 8.9\text{N}$ 의 압축력에서 나사부분의 파절이 일어난 3.3mm임플란트보다 유의차가 있는 높은 변형저항성을 나타내었다. 하지만, 미니임플란트로 분류되는 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm의 직경을 가진 미니임플란트는 각각 평균 $68.1 \pm 6.0\text{N}$, $135.7 \pm 4.9\text{N}$, $223.1 \pm 10.2\text{N}$ 의 압축력에서 영구변형이 발생하여 3.3mm임플란트보다 낮은 압축강도를 보였다. 이러한 변형은 모두 임플란트와 지대주의 연결부위에서 일어났으나, 지대주의 탈락현상은 발생하지 않았다. 이러한 결과를 바탕으로 실험에 사용된 마찰고정방식의 미니임플란트는 가장 좁은 부위인 지대주와 임플란트 연결부위가 가장 취약한 부위이며, 임플란트는 나사부위가 가장 취약한 부분이라 추측할 수 있다. 본 실험에 사용된 마찰고정형 미니임플란트는 좁은 폭경으로 인한 강도의 감소를 보상할 목적으로 Ti-Alloy의 재질을 사용하고, 내부의 hollow 부위를 없앴으로써 임플란트중 최소인 3.3mm직경인 임플란트와 유사한 압축강도를 나타낼 것으로 예상하였다. 하지만, 동일한 지대주를 이용하게 하기 위해 모든 임플란트-지대주 연결부를 2.0mm직경을 가진 마찰고정형 미니임플란트와 동일하게 제작하고, Platform Switching Effect를 얻기위해 매식체의 자체직경보다 적은 1.8mm 연결부를 가짐으로써 낮은 변형저항성을 나타낸 것으로 사료된다. 이러한 현상은 동일한 목적으로 임플란트와 지대주와 연결부위를 좁게 만든 타 제조사들의 미니임플란트에도 공통적으로 적용될 것으로 사료된다(Figure 8.).

Calderon등¹⁷은 남녀성별과 이갈이가 최대저작력에 미치는 영향을 평가한 보고에서, 이갈이의 여부와 관계없이 남성의 최대저작력(587.2N)이 여성의 최대저작력(424.9N)보다 크게 나타났으며, 이갈이는 저작력에 영향을 미치지 않는다고 하였다. Ferrario등¹⁸은 단일 임플란트에 가해지는 저작력을 건강하고 젊은 연령층에서 측정하여, 악궁에서의 치아의 위치, 성별, 그리고 악궁의 좌우측이 최대저작력에 미치는 정도를 평가하였다. 그는 악궁의 좌우가 저작력에 미치는 영향은 없고, 남자가 여자보다 더 높은 교합압을 나타냈으나, 남녀모두에서 전치부에서 가장 낮은 저작력(남: 146.17N , 여: 93.88N)이, 그리고 구치부에서 가장 높은 저작력(남: 306.07N , 여: 234.46N)이 관찰되었다고 보고하였다.

세 가지의 다른 각도에서 2.5mm의 직경을 가진 마찰고정형 미니임플란트에 하

중을 가한 뒤, 변형정도를 비교한 연구에서는 30°군에서 상대적으로 높은 압축강도와 적은 변형을 나타내었다. 30°군에서 나타난 $532.2 \pm 51.7\text{N}$ 의 압축하중값은 Calderon등이 보고한 남성환자의 최대 교합력인 590N보다 적고 여성환자의 최대 교합력인 453N보다 높은 수치를 보였으며, Ferrario가 보고한 구치부에서의 최대 저작력보다 높게 나타났다. 하지만, 60°와 90°군에서는 남성의 전치부에서 보고된 최대저작력보다 유사하거나 낮은 $156.7 \pm 12.6\text{N}$ 와 $117.3 \pm 6.1\text{N}$ 의 수치를 나타내었다. 이러한 결과는 장기적 목적으로 미니임플란트의 사용시 저작력에 의한 변형을 막기 위해서는 임플란트 장축 방향이 저작력의 방향에 가깝게 미니임플란트를 식립하여야 함을 추론할 수 있다. 임상적으로 미니 임플란트가 영구적으로 사용되는 부위가 하악 전치부임을 감안하면, 미니 임플란트의 매식에 의한 수복이 성공적으로 이루어질 경우 구강 내 하중조건에서 변형이나 파절로 인한 문제가 없을 것으로 사료되나, 저작력의 방향에 대해 경사지게 식립될 수 있는 상악 전치부나 저작력이 크게 작용되는 상하악 구치부에서는 변형가능성을 고려하여 골증대술을 함께 시행하여 식립방향을 변경하거나 직경이 3.3mm이상의 임플란트를 식립하여야 한다.

본 연구에서는 특정 회사의 미니임플란트의 압축정도를 측정하였다. 앞으로 보다 다양한 미니임플란트를 비교하여야 하며, 피로실험을 통한 강도측정이 추가로 필요하리라 사료된다.

V. 결론

본 연구에서 아래와 같은 결과를 얻었다.

1. 3.5mm 직경의 마찰고정형 미니임플란트는 3.3mm 임플란트보다 높은 압축강도를 나타내었으나, 임상적으로 미니임플란트로 분류되는 3.0mm 이하의 직경을 가진 마찰고정형 미니임플란트 실험군은 대조군인 3.3mm 임플란트보다 낮은 압축강도를 보였다.

2. 마찰고정형 미니임플란트에서는 직경이 가장 좁은 부위인 임플란트와 지대주 연결부위에서 변형이 일어났으며, 3.3mm 임플란트에서는 임플란트와 지대주 연결을 위한 나사부에서 변형이 일어났다.

3. 하중각도에 따른 2.5mm 마찰고정형 미니임플란트의 압축강도의 실험에서는 30° 실험군에서 가장 높은 압축강도를 나타내었으나, 남성의 최대 교합력보다 낮았다.

이와 같은 결과를 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

미니임플란트 매식체의 좁은 직경으로 인한 강도의 저하를 보상하기 위하여, 임플란트에 통상적으로 사용되는 Cp-Ti 대신 ti-alloy를 사용하였으나, 3.0mm 이하의 모든 직경의 미니임플란트에서 최소직경의 3.3mm 임플란트보다 낮은 압축강도를 나타내었다. 이는 보철의 용이성과 연조직과의 관계를 위해 좁혀진 임플란트-지대주 연결부가 원인으로 사료된다. 또한, 미니임플란트에 30° 이상의 각도에서 하중을 가하였을 때에는 저작력보다 낮은 하중에서 변형이 일어났다.

미니임플란트가 임플란트와 유사한 골유착율을 보이고, 임상적으로 사용범위를 넓혀가고 있다. 하지만, 미니임플란트의 식립시에는 최소직경의 임플란트보다도 강도가 낮은 것을 고려하여 가능한 저작력에 일치하게 미니임플란트를 식립하여야 하며, 구치부에서 사용하는 것보다 저작력이 낮은 전치부에서의 사용이 적응증이 될 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Branemark PL, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 1981; 52: 155-170
2. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res. 1997 Jun;8(3):161-72.
3. Misch CM. Use of the mandibular ramus as a donor site for onlay bone grafting. J Oral Implantol 2000;26:42-49
4. Coatoam GW, Mariotti A. The segmental ridge-split procedure. J Periodontol. 2003 May;74(5):757-70.
5. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. An evidence-based literature review. Wallace SS, Froum SJ. Ann Periodontol 2003;8:328-343.
6. Salama H, Salama M, The role of orthodontic extrusive remodeling in the enhancement of soft and hard tissue profiles prior to implant placement: A systemic approach to the management of extraction site defect. Int J Perio Rest Dent 1993;13(4):312-333
7. Froum S, Emitaz S, Bloom M, Scolnick J, Tarnow DP. The Use of Transitional Implants For Immediate Fixed Temporary Prosthesis in Cases of

Implant Restorations. Pract Periodont Aesthet Dent 1998;10(6):737-746

8. Nagata M, Nagaoka S, Mukunoki O. The Efficacy of Modular Transitional Implants Placed Simultaneously With Implant Fixtures. Compendium 1999;20(1):39-46

9. Simon H. Use of transitional implants to support a surgical guide: Enhancing the accuracy of implant placement. J Prosthet Dent 2002;87:229-32

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):167-174

11. Froum S, Cho SC, Cho YS, Elian N, Tarnow D. Narrow-Diameter Implants: A Restorative Options for Limited Interdental Space. Int J Periodontics Restorative Dent 2007;27:449-455

12. Kanie T, Nagata M, Ban S. Comparison of the Mechanical Properties of 2 Prosthetic Mini-implants. Implant Dentistry 2004;13(13):251-256

13. Zubery Y, Bichacho N, Moses O, Tal H. Immediate Loading of Modular Transitional Implants: A Histologic and Histomorphometric Study in Dogs. Int J Periodontics Restorative Dent 1999;19:343-353

14. Proussaefs P. Histologic evaluation of an immediately loaded titanium provisional implant retrieved after functioning for 18 months: A clinical report. J Prosthet Dent 2003;89:331-334

15. Simon H, Caputo AA. Removal Torque of Immediately Loaded Transitional Endosseous Implants in Human Subjects. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:839-845
16. Froum SJ, Simon H, Cho SC, Elian N, Rohrer M, Tarnow DP. Histologic Evaluation of Bone-Implant Contact of Immediately Loaded Transitional Implants After 6 to 27 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:54-60
17. Calderon PS, Kogawa EM, Lauris JRP, Conti PCR. The Influence of Gender and Bruxism on the Human Maximum Bite Force. *J Appl Oral Sci* 2006;14(6):448-453
18. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single Tooth Bite Forces in Healthy Young Adults. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31:18-22

Abstract

The comparison of compression strength of the smallest implant and various diameter mini-implants

Youngsung Cho

**Department of Dentistry
Graduate School, Yonsei University.**

(Directed by Professor Moon Kyu Chung, DDS, MSD, Ph.D.)

Introduction

When MI was introduced, it was used to protect the conventional implant from loading during the healing period. The MI provided fixed temporary prosthesis for the patient. It was called as transitional implant because it is removed after 3 - 6 months. Nowadays, the paradigm of MI is being shifted from the transitional purpose to long-term usage. MI has been used in partially edentulous area with narrow mesio-distal space where conventional implant cannot be placed. Some authors reported that bone-to-implant contact ratio of MI is similar to the conventional implant and MI has high survival rate in the mandibular anterior area. Unfortunately, the report about the mechanical strength MI is very rare. Only one report compared the mechanical properties of two prosthetic mini-implants with 1.8mm diameter. Current MIs has diameter 2mm, or greater to support biting force for long term usages. We compared the ultimate strength of conventional narrow diameter implant(NI)

and mini-implants with various diameters. The ultimate strength of 2.5mm diameter mini-implant was compared at different loading angles.

Materials & Methods

- Comparison of ultimate strength of NI and MI

We compared the ultimate strength of conventional narrow implant(NI) and mini-implants with various diameters using cantilever Beam Method. NI (USII, 13 X 3.3mm, Osstem Implant, Korea, Seoul) is made of Cp-Ti type IV. MI (EZI, Warantec Co., Korea, Seoul) is made of Ti-alloy. Each MI is 13mm in length. MI is 2.0, 2.5, 3.0, 3.5mm diameter and has the solid body. We tested 7 NIs and 7 MIs for each diameter to measure the ultimate strength. Prefabricated cement-type abutment was connected to the NI with prosthetic screw. Friction-type abutment was connected to the MI by malleting. Each specimen was horizontally fixed to a holder 11 mm from the tip and a perpendicular load was added 1 mm from the tip.

- Comparison of ultimate strength of NI at various loading directions

Twenty one 2.5mm diameter MI(EZI, Warantec Co., Korea, Seoul) were tested for comparing the ultimate strength at different loading directions. Seven abutment-to-implant experiment samples were fixated to the testing instrument (4201, Instron, USA) at 30, 60, 90 degrees from the vertical direction. Each testing samples had a force applied at 11mm from the fixation point, at speed of 5.0mm/min, until the permanent deformation occurred.

Results

- Comparison of ultimate strength of NI and MI

The mean maximum load to bend 3.3mm NI was 254.8 ± 8.9 N. The mean maximum load for 2.0mm, 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm MI was 68.1 ± 6.0 N, 135.7 ± 4.9 N, 223.1 ± 10.2 N, 293.5 ± 28.8 N respectively. In case of NIs, all failures occurred at the prosthetic screw by fracture. In case of MIs, all failures

occurred at the neck portion of the fixture by bending. Only for 3.5mm MIs, friction-type abutment was disconnected from the fixture.

- Comparison of ultimate strength of NI at various loading directions

The ultimate strength of MI at 30° was 532.2±51.7N. The ultimate strength of MI at 60° was 156.7±12.6, and at 90° was 117.3±6.1N. All friction-type abutments were not disconnected from the fixture. The ultimate strength of MI loading angle at 30° showed 4.5times higher than that at 90°.

Discussion

MI has been used to avoid the load to the conventional implant during osseointegration period for 3 - 6 months. It can provide the fixed provisional crown to the patient for the healing period. Also, it can protect the guided bone graft site and be used for radiographic stent. For those days, the diameter of MI was 1.8mm, and made of pure Cp-Ti. MI was one-body implant because it couldn't have the screw hole inside due to the narrow body.

Kanie et al compared the mechanical properties of 2 mini-implants using bending test. One mini-implant is MTI implant made of Cp-Ti and the other is the MDI implant made of Ti-alloy. The diameter of each was 1.8mm. They reported that MDI made of Ti-alloy has the higher strength than the MTI made of Pure Ti and recommended MDI if priority is given to the intensity. Froum et al reported that histological data of bone-implant contact of immediately loaded mini-implant that have functioned for more than 6 months. A total of 49 mini-implants were studied. The average BIC rate is similar to that of conventional machined implant reported by other studies. Recently, they reported 1 - 3 years survival rates of implant and prosthesis when mini-implant was loaded immediately for overdenture. The survival rate is 94.1% for implant and 100% for prosthesis. Based on these studies, MI can be used for permanent purpose in the space narrower than 6.3mm where conventional implant cannot be placed. MI has evolved to withstand the biting

force for long-term usages. The diameter has become larger from 1.8mm to 2.0 and 2.5mm. The surface has changed from the machined to the rough. Recently some of MI have abutment system to make the prosthetic procedure easier and staged-approach possible when the primary stability is inadequate. The MI used in this study has the abutment system that is connected to the fixture with friction force.

We measured the maximum load that broke the complex of fixture and abutment. The maximum load of 3.3mm NI complex was lower than that of 3.5mm MI but higher than 3.0mm, 2.5mm and 2.0mm MI. The portion of prosthetic screw failed in the complex of NI, however MI failed at the neck portion by bending without the abutment disconnection. It is speculated that the weakest portion of the 3.3mm NI is the prosthetic screw and that of the NI is the neck portion.

The maximum load to bend the 2.5mm NI at 30°angle is 532.2 ± 51.7 N and 3.5 and 4.5 times greater than at 60°, and at 90°.

Conclusion

The results of this study are that

1. Mini-implant having the diameter less than 3.0mm is weaker than conventional narrow implant when they are loaded connecting the abutment.
2. The weakest portion of the mini-implant is the neck and that of conventional narrow implant is the prosthetic screw.
3. The ultimate strength of 2.5mm MI at 30° loading angle is higher than that of 60° and 90°. But, it was lower than average posterior biting force of male.

On the base of this results, we concluded that mini-implants should be placed parallel to the occlusal force direction since they are weaker than the small diameter conventional implant and they should be indicated for anterior area rather than posterior area.