성견에서 미니스크류 안정성에 영향을 주는 pre-drilling 효과

연세대학교 대학원

치 의 학 과

양 재 홍

성견에서 미니스크류 안정성에 영향을 주는 pre-drilling 효과

지도교수 황 충 주

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2011년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

양 재 홍

양재홍의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2011년 6월 일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 각별한 관심과 지도를 베풀어주신 황충주 교수님과 부족한 논문을 정성으로 꼼꼼히 살펴주신 김진 교수님, 유형석 교수님, 정한성 교수님께 감사 드리며, 논문의 시작부터 끝까지 함께 해준 차정열 교수님께 감사 드립니다. 또한 배움의 길을 열어주시고 학문하는 자세를 일깨워 주신 박영철 교수님, 백형선 교수님, 김경호 교수님, 최광철 교수님, 이기준 교수님께도 감사 드립니다.

실험과정을 도와준 김근화, 윤정원, 최성환 선생님에게도 감사 드립니다. 오늘이 있기까지 무한한 사랑과 헌신으로 키워주신 아버지, 어머니, 장인어른, 장모님께 감사의 마음을 드리고 언제나 힘이 되어준 사랑하는 효안이와 정인이, 지수와 이 기쁨을 함께 나누고 싶습니다. 끝으로 항상 좋은 길로 인도하시는 하나님께 감사와 영광을 드립니다.

2011 년 6 월

저자 씀

차 례

그림 및 표 차례 ····· iii

국문요약 ····· v

Ⅰ. 서론 ····· 1

Ⅱ. 재료 및 방법 ····· 5

1. 실험 동물과 실험 재료 ····· 5

2. 실험 방법 ····· 6

가. 미니스크류 식립 ····· 6

(1) Pilot drill 을 이용한 pre-drilling procedure ····· 7

(2) Laser 를 이용한 pre-drilling procedure ····· 8

(3) Non-drilling procedure ····· 9

3. 조직 시편의 제작 ····· 10

4. 조직 계측학적 분석 ····· 10

5. 통계분석 ····· 12

Ⅲ. 결과 ····· 13

1. 미니스크류 성공률 ····· 13

2. 식립토오크 ····· 14

3. 동요도 ····· 14

4. 조직소견 ····· 16

5. 골 접촉률(BIC) ····· 18

7. 골 면적비율(BV/TV) ····· 19
8. 골 흡수깊이 ····· 20

Ⅳ. 고찰 ····· 21

Ⅴ. 결론 ····· 30

참고문헌 ····· 32
영문요약 ····· 41

그림 차례

Fig. 1. Waterlase MD ····· 5
Fig. 2. Schematic image for mini-screw insertion ····· 7
Fig. 3. Laser pre-drilling procedure with Waterlase MD ····· 8
Fig. 4. Timetable for placing mini-screws ····· 9
Fig. 5. Histomorphometry analysis for BIC and BV/TV ····· 11
Fig. 6. Histomorphometry analysis for crater depth ····· 12
Fig. 7. Graph of Periotest values(PTV) ····· 15
Fig. 8. Comparison of histological photos according to drilling methods ····· 16
Fig. 9. Graph of Bone implant contact of each group ····· 18
Fig. 10. Graph of Total bone volume of each group ····· 19
Fig. 11. Graph of Crater depth of each group ····· 20

표 차례

Table 1. Success rate of mini screw by insertion methods ····· 13

Table 2. Insertion torque comparison between the groups····· 14

Table 3. Mobility change for loading periods ····· 15

Table 4. Bone implant contact of each group ····· 18

Table 5. Total Bone Volume of each group····· 19

Table 6. Crater depth of each group ····· 20

국문 요약

성견에서 미니스크류 안정성에 영향을 주는 pre-drilling 효과

본 연구는 교정용 미니스크류의 식립을 위해 Er,Cr:YSGG laser(Waterlase MD)를 이용하여 pre-drilling 을 시행했을 때 생물학적 안정성을 평가하고자 하였다. 6 마리의 성견 beagle dog 을 사용하여 하악 좌우측에 각각 pre-drilling 없이 식립한 군과 pilot drill bur 를 이용하여 pre-drilling 한 군과 laser 를 사용하여 pre-drilling 후 미니스크류를 식립한 군으로 나누고 각 부위에 교정용 미니스크류를 식립하여 3 주, 12 주 동안 하중을 주어 실험하였다.

1. 전체 미니스크류 식립 성공률은 85.4% 였으며, 식립 방법에 따른 성공률(%)은 non-drilling 94.1%, bur-drilling 93.8%, laser-drilling 66.7% 순이었으며, 3 군간 통계적 유의차가 있었다($P<0.05$)
2. 식립 토오크는 laser-drilling 15.9 Ncm, non-drilling 15.2 Ncm, bur-drilling 10.5 Ncm 순으로 값이 컸으며, bur-drilling 군은 나머지 군에 비해 유의하게 낮았다($P < 0.05$).
3. 모든 군에서 동요도는 식립 시 가장 적은 값을 나타내었다. Bur-drilling 의 경우 3 주에서 증가한 후 12 주까지는 비슷한 수치를 보였다. 3 주와 6 주에서 bur-drilling 군이 non-drilling 군에 비해 유의성 있게 높은 동요도를 나타냈다($P < 0.05$).

4. 골접촉률의 경우, 시간이 지남에 따라 모든 군에서 감소의 양상을 나타냈으며, non-drilling 군과 laser-drilling 군은 bur-drilling 군에 비해 유의하게 높은 값을 나타내었다($P < 0.05$).
5. 전제 골 면적 비율은 non-drilling, laser-drilling, bur-drilling 순이었으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.
6. Bur-drilling 군에서 12 주에 골 흡수 깊이는 증가하였고, 나머지 군은 감소하였다. Non-drilling 군은 나머지 군에 비해 유의성 있게 깊이가 감소하였다($P < 0.05$).

이상의 결과에서 laser-drilling 군에서 높은 탈락율을 보였으며, non-drilling 방법으로 식립된 미니스크류 군에서 12 주동안 안정적으로 유지됨을 보여주었다. 레이저를 이용한 pre-drilling 방법에서 보인 탈락률을 고려하여 피질골의 열변성을 최소화할 수 있는 냉각 방법 등을 생각해 보아야 할 것이다. Laser-drilling 의 경우, 초기안정성이 양호하더라도 탈락률을 많이 보인 것으로 보아 열변성 같은 생물학적 안정성에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

핵심되는 말 : 교정용 미니스크류, 조직학적 소견, Er,Cr:YSGG laser, pre-drilling

성견에서 미니스크류 안정성에 영향을 주는 pre-drilling 효과

<지도교수 **황 충 주** >

연세대학교 대학원 치의학과

양 재 홍

Ⅰ. 서론

성공적인 교정치료의 요소로는 고정원의 확보와 조절, 원치 않는 부작용의 최소화, 교합의 안정화, 안모의 심미성이 있다. 교정용 미니스크류는 여러 골격성 고정원 중에서 식립과 제거가 용이하며, 구강 구조물에 대한 손상을 최소화 할 수 있으며, 다양한 부위에 적용이 가능하며, 비용이 적은 장점이 있어 널리 적용되고 있으며, 많은 증례가 보고되고 있다 (Park 등, 2001; Kyung 등 2003; Roth 등 2004; Carano 등, 2005).

교정용 미니스크류의 초기 안정성은 미니 스크류의 탈락률에 영향을 미칠 수 있는 중요한 요소이기 때문에 매우 중요하다. 왜냐하면 미니스크류의 동요를 차단하여 골계면의 신생골 형성에 영향을 주기 때문이다(Huja 등, 2005).

미니스크류는 식립 시 pre-drilling 을 시행하는 self-tapping 미니스크류와 pre-drilling 이 필요 없어 식립이 간편하고 시간이 단축 되며 pre-drilling 시 발생할 수 있는 열손상이 적은 self-drilling 미니스크류로 나눌 수 있으며, 미니스크류의 성공률을 높이기 위해 식립 방법이나 디자인에 대한 연구가 많이 이루어 졌다.

미니스크류의 생물학적 안정성에 대한 많은 대한 연구들이 많이 행해졌는데(Kyung 등 2003; Deguchi 등, 2003; Carano 등, 2004), 식립 부위 골의 질과 양, 식립 부위의 연조직 상태, 스크류 디자인(외경, 내경, 나사부의 길이와 형태), 식립 방법(self-tapping, self-drilling), 식립 시 골조직에 대한 손상정도, 하중조건(적용 시기, 크기), 구강위생 등이 미니스크류의 안정성에 관여하는 요인으로 알려져 있다(Park 등, 2006, 황 등, 2007). 특히 식립 시 pre-drilling 이 안정성에 어떤 영향을 주는 지에 관해 관심을 가지게 되었다.

이러한 연구결과에 따르면 self-tapping 미니스크류에 비해 self-drilling 미니스크류가 초기 안정성에 있어서는 더 뛰어난 것을 알 수 있다(Chen 등, 2008: Heidemann 등, 2001: Kim 등, 2005). 하지만 self-drilling 미니스크류의 경우 하악골과 같이 피질골이 두껍거나 골밀도가 높은 부위에 식립 시 발생하는 응력으로 인한 골의 휨이나 미세골절(microdamage) 등으로 인한 골흡수, 식립 각도로 인한 미끄러짐 등이 발생할 수 있고 일정한 식립 방향을 유지하기 힘들기 때문에 치근 손상이나 원치않는 방향으로 식립 등이 일어날 수 있다(Park 등, 2006). 이러한 경우 비록 self-drilling 미니스크류를 식립하더라도 pre-drilling 을 시행하는 것이 임상적으로 유리할 수 있다.

최근 의학 분야뿐만 아니라 치의학 분야에서도 레이저의 임상적 적용이 늘어나고 있으며 최근 보철용 임플란트 식립을 위한 pre-drilling 시에도 laser 가 대안으로

많이 사용되고 있다. 일반적인 laser 의 장점으로는 살균상태의 유지, 출혈 및 통증의 감소, 정밀한 절단, 한가지 기구로 용도에 따라 조사 방식을 달리하면 절개, 지혈 등 여러 가지 효과를 나타내므로 기구수가 줄어들며 보통 봉합이 필요 없고 적은 반흔을 남기는 것 등을 들 수 있다. 또한 기계적인 진동이 없고 조직과 직접적인 접촉 없이 삭제가 가능하여 복잡한 형태의 삭제가 가능하다고 하였다(Wang 등, 2005).

Chen 등(2008)은 이에 반해 통상적인 bur 를 이용하여 pre-drilling 을 시행하는 경우 열에 의한 골 손상이 발생할 수 있다고 하였는데, 온도상승에 의한 손상을 최소화 하기 위해서는 간헐적인 drilling, 충분한 irrigation 이 추천되고 있다. 여러 연구에 의하면 drill 이 여러 번 반복되어 사용되면 온도 증가를 피할 수 없게 되어 골손상이 야기되며 이로 인해 치료에 영향을 미친다고 하였다(Chen 등, 2008).

이러한 문제점을 보완하기 위해 Er,Cr:YSGG laser 가 대안으로 사용되기 시작하였는데 Wang 등(2005)은 Er,Cr:YSGG laser 는 CO_2 laser 나 ND:YAG laser 보다 물에 대한 흡수율이 높고 파장이 가지는 광학적 특성 때문에 주변 조직에 대한 열손상을 최소화할 수 있다고 하였다. Er,Cr:YSGG laser 는 2.78μm 의 파장을 가지며 조직, 특히 물에 대한 흡수율이 높아 주변 조직에 대한 열손상과 조직의 탄화를 최소화하면서 연조직이나 경조직을 효율적으로, 정확하게 자를 수 있다고 알려져 있다(Wang 등 2005). 따라서 적절한 조사조건 하에 laser 를 적용한다면, 실제 임상에서 미니스크류 식립 시 효과적으로 pre-drilling 을 시행할 수 있을 것이다. 하지만 교정용 미니스크류의 사용을 위해 laser 를 이용하여 pre-drilling 을 시행했을 때 안정성에 어떠한 영향을 미치는 지에 대한 연구는 미미한 실정이다.

최근 김 등(2009)은 물방울 레이저의 노출시간과 tip 의 폭경에 따른 와동 형성 깊이와 폭에 대한 연구를 통해, 와동의 모양은 하방으로 들어갈수록 좁아지는

원뿔형태였으며, 1 mm 피질골 천공에 직경 0.6 mm tip 으로 9 초의 시간이 소요되며, 형성된 hole 의 직경은 0.8 mm 라고 보고하였다. 미니스크류의 식립토오크는 laser pre-drilling 을 시행하지 않은 군보다 낮은 값을 보고하였으나, 동물 사체를 이용한 실험으로 생체에서 반응이 필요한 실정이다.

이에 본 연구는 미니 스크류의 식립 방법에 따른 초기 안정성을 비교하기 위해 동물실험을 통하여 laser 를 이용한 pre-drilling 을 시행한 미니스크류와 pre-drilling 을 시행하지 않은 미니스크류, bur 를 이용하여 pre-drilling 한 미니스크류를 물리적, 조직학적인 측면에서 비교 분석하였다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1. 실험동물과 실험 재료

본 연구는 12 개월 이상 된 체중 10~13kg 인 건강한 웅성 성견(Beagle dog) 6 마리를 대상으로 하였다. 실험 동물의 구입, 선택, 관리 및 실험 술식 등은 연세의료원 실험 동물 위원회의 동물 실험 규정에 의거하여 시행하였다.

Pre-drilling hole 의 형성은 Waterlase MD(Biolase® Technology, Inc. SanClemente, CA, USA)를 이용하였다. Waterlase MD 는 Er,Cr:YSGG laser 로 2.78 μm 의 파장(wave length)을 가지며, 펄스 지속시간(pulse duration), 반복률(repetition rate), power, 물과 공기의 분사량 등을 다양한 임상적용 상황에 따라 조절할 수 있다(Fig. 1).

Fig. 1. Waterlase MD

실험에 사용될 교정용 미니스크류는 직경 1.5 mm, 식립길이 7 mm 의 non-drilling 형의 원통형 (SPL-1506H, Biomateials Korea Inc., Seoul, Korea)를 선정하였으며 총 48 개를 식립하였다.

2. 실험 방법

실험동물에 Atropine 0.05 mg/Kg 을 피하 주사하고, Rompun 2 mg/Kg 과 Ketamine 10 mg/Kg 을 정맥 주사하여 전신마취를 유도한 후 2% Enflurane 으로 마취를 유지하였고 실험 동안 보온 패드(heating pad)로 체온을 유지하며 심전도를 관찰하였다. 모든 실험은 피질골이 두꺼워 실제 임상에서도 pre-drilling 이 필요한 경우가 많은 하악골을 대상으로 시행하였다. 또 미니스크류 식립 시, 식립 부위에 에피네프린(1:100,000)이 포함된 2% 염산 리도케인을 이용하여 침윤 마취도 함께 실시하였다.

가. 미니스크류 식립

미니스크류의 식립 위치는 기존 연구에서 치근과의 접근도를 CT 촬영을 통해 확인한 후 수직 수평적인 위치를 참고하여(차 등, 2008) 결정하였으며, 하악에서 제 2, 3, 4 소구치와 제 1 대구치의 치근 사이로 결정하였다(Fig. 2).

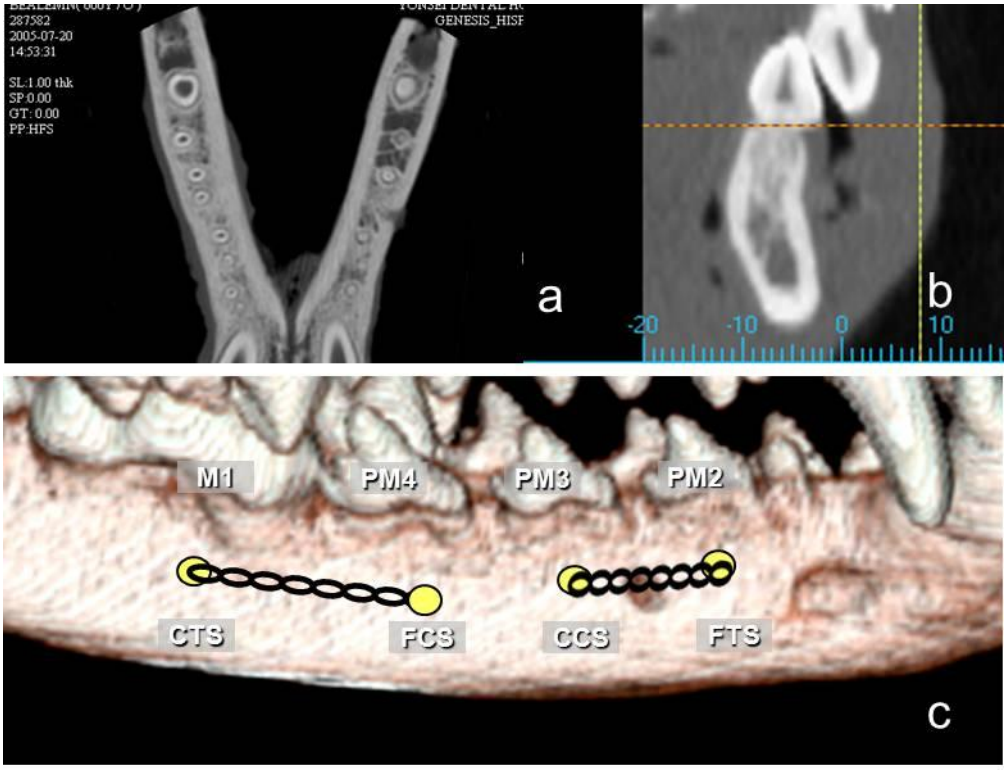


Fig. 2. Schematic image for mini-screw insertion. a and b, axial and sagittal images for the localization of mini-screws; c. force applied reciprocally by elastic chain.

(1) Pilot drill 을 이용한 pre-drilling procedure

식립 전에 12 번 blade 로 5-10 mm 의 잇몸 절개 후, Pilot drill(PD-25-1.2 Dentos Inc. Daegu, Korea)을 이용하여 식염수 관주 하에 300 rpm 속도로 pre-drilling hole 을 형성하였다. Depth gauge 를 drill 에 삽입하여 2 mm 의 depth 를 유지하였다.

(2) Laser 를 이용한 pre-drilling procedure

Waterlase MD 를 이용하여 2a mode(power 3.5 W, water 14%, air 18%)로 연조직 절개후, 2b mode(power 5.25 W, water 55%, air 65%)로 기존 김 등(2009)의 연구에 기초하여 1.3mm 의 피질골의 와동을 형성할 수 있는 시간인 13 초 동안 직경 0.6 mm 의 tip 을 이용하여 pre-drilling hole 을 형성하였다. Laser 는 골표면에 수직으로 조사하였으며 골표면에서 1 mm 정도 떨어져서 핸드피스의 헤드를 위치하였으며 와동 형성후에 probe 를 이용하여 와동의 깊이를 확인하였다 (Fig. 3).

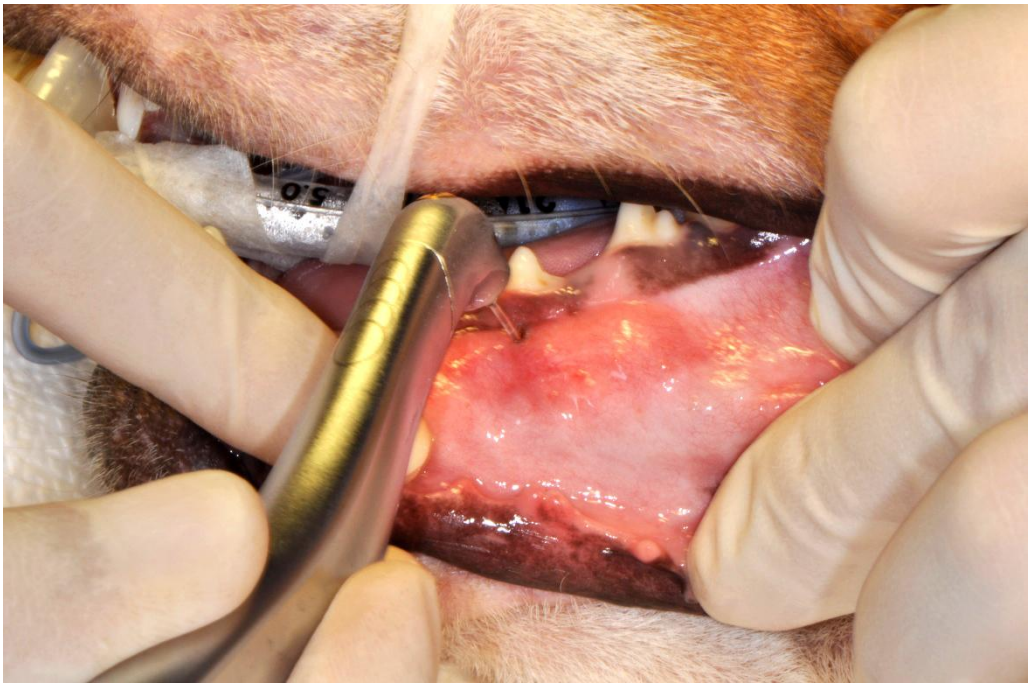


Fig. 3. Laser pre-drilling procedure with Waterlase MD

(3) Non-drilling procedure

식립 전에 12 번 blade 로 5-10 mm 의 잇몸 절개하였다.

모든 군에서 미니스크류의 나사산이 치조골에 완전히 들어가는 것을 확인하였다. 최종 식립 전에 토오크 센서(Mark-10, MGT50, USA)를 이용하여 최대 식립 토오크를 Ncm 단위로 측정하였으며 식립 후 동요도 측정기(Periotest, Simens, Germany)를 이용하여 동요도를 계측하였다.

미니 스크류 양측에 탄성 체인을 걸어 즉시 부하를 시행하였다. 이때 탄성체인은 force gauge 를 이용하여 250-300 gm 범위의 힘을 부여하였으며 3 주마다 동요도 측정 후 교체하였다. 희생 12 주 전에 처음으로 식립하고, 3 주전에 추가로 식립하여 12 주, 3 주 동안 힘을 가한 군을 비교하기로 하였다(Fig. 4).

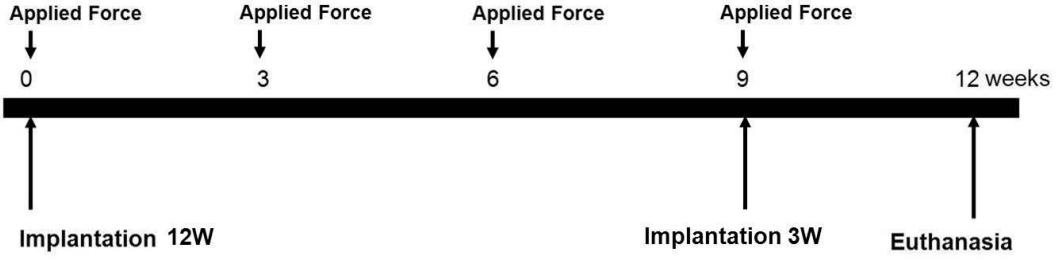


Fig. 4. Timetable for placing mini-screws. Mini-screws were implanted before 12 weeks and 3 weeks before euthanasia. w=weeks

식립 후에는 감염을 방지하기 위해 Cefazoline 10mg/kg 을 3 일간 투여하였고 실험기간 동안 동물의 구강위생을 위해 클로로헥시딘 용액을 이용하여 매일 구강양치를 시행하였다. 12 주 후 미니스크류에 대한 동요도 측정 후 3 주 부하군과 12 주 부하군을 동시에 제거하였다.

3. 조직 시편의 제작

실험동물은 12 주 후 미니스크류에 대한 동요도 측정 후 희생시켰다. 실험 동물을 희생한 후 low-speed diamond wheel 을 이용하여 미니스크류 헤드의 중심에 근, 원심으로 notch 를 형성하였다. 미니스크류가 포함된 조직 블록을 채취한 후 10% 포르말린 용액에 1 달간 고정했다. 조직 고정 후 조직 표본을 14 일 동안 70~100% 점진적 고농도의 알코올에 탈수시키고 hydroxyethyl metachrylate 에 포매한 후 광중합기를 이용하여 진공상태에서 경화시켰다. 레진 포매된 조직 블록은 미니 임플란트 헤드에 형성된 notch 와 미니스크류의 tip 을 연결한 평면을 기준으로 절단하였으며, 100-110 μm 두께의 비탈회 표본을 제작하고 toluidine blue 로 염색하였다

4. 조직계측학적 분석

조직 슬라이드를 광학 현미경 하 100 배로 촬영하여 BMP 파일로 저장하고 이를 Image-Pro Version 3.0(Cybernetics Media, U.S.A.) 프로그램을 이용하여

계측하였다. 미니스크류의 800 μm 내에서 조직형태계측이 이루어졌으며(Roberts 등, 1987) 측정변수로 골접촉률(bone implant contact)과 골면적비율(BV/TV, Bone volume/Total volume)을 %로 계측하였다(Fig. 5)

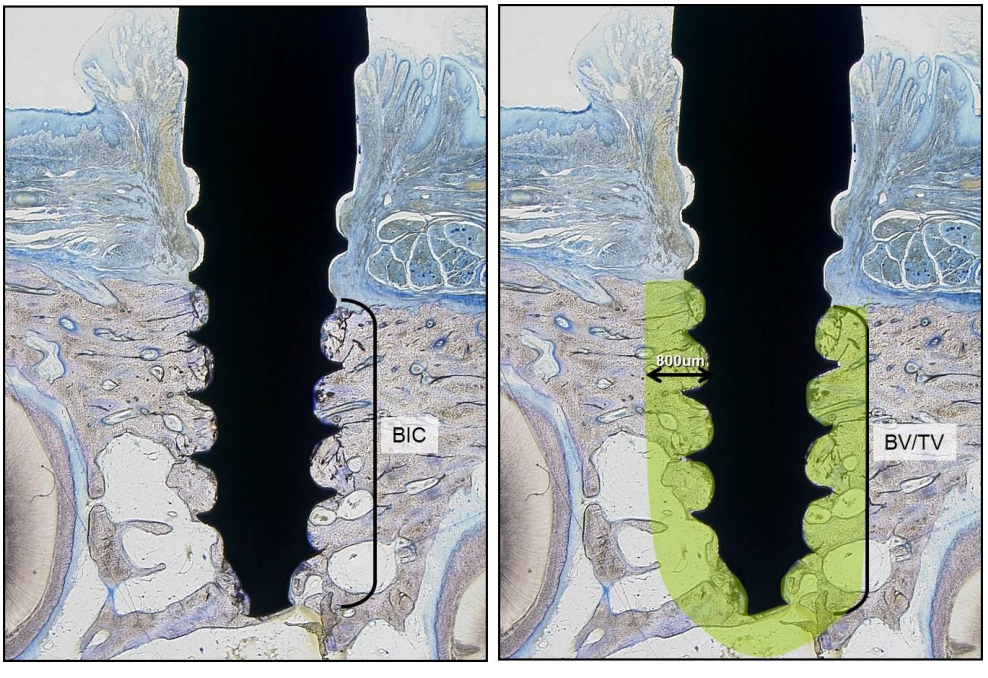


Fig 5. Histomorphometry analysis for BIC(bone-implant contact) and BV/TV(bone volume/total volume).

Crater depth 는 미니스크류 좌,우 피골 상연의 가상 연장선에서 골 흡수부의 가장 깊은 곳까지의 직선거리를 Image-Pro Version 3.0(Cybernetics Media, U.S.A.) 프로그램을 이용하여 측정하여 계측하였다(Fig. 6)(Duyck 등, 2001).

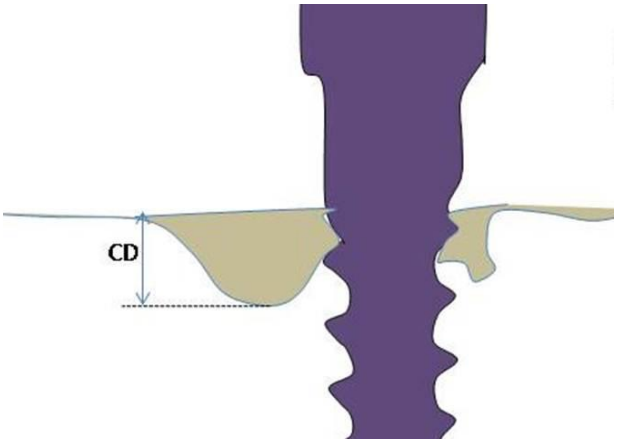


Fig 6. Histomorphometry analysis for crater depth. CD, crater depth

5. 통계 분석

각각의 변수에 대해 군마다 평균과 평균의 표준 오차(SEM, standard error of mean)를 구하였으며, 계측된 자료들을 SPSS 12.0 프로그램(SPSS Inc., Illinois, USA)을 이용하여 통계처리 하였다. 식립방법에 대한 식립 토오크, 동요도의 교호작용 분석을 위해 one-way ANOVA test 후 사후 검정을 시행하였다. 골접촉률과 골면적비율, crater depth 에서는 일반선형모형을 이용하여 다중분석 후 사후검정을 시행하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 미니스크류 성공률

식립된 총 48 개의 미니스크류 중 7 개의 미니스크류가 심한 동요도를 보여 7 개가 실패하였다. 전체 식립 성공률은 85.4% 였으며, 식립 방법에 따른 성공률은 non-drilling, bur-drilling, laser-drilling 순이었으며. 3 군간 통계적 유의차가 있었다(Table 1).

Table 1. Success rate of mini screw by insertion methods

Group		Successful Screws	Failed Screws	Total Screws	Sig
Non-Drilling	N	16	1	17	*
	Total %	94.1%	5.9%		
Laser-Drilling	N	10	5	15	*
	Total %	66.7%	33.3%		
Bur-Drilling	N	15	1	16	*
	Total %	93.8%	6.3%		
Total	N	41	7	48	
	Total %	85.4%	14.6%		

Sig, significance, * $P < 0.05$

2. 식립 토오크

Laser -drilling, non-drilling, bur-drilling 순으로 식립 토오크 값이 컸으며, bur-drilling 군은 나머지 두 군에 비해 유의하게 낮았다 ($P < 0.05$) (Table 2).

Table 2. Insertion torque comparison between the groups.

	Insertion Torque (Ncm)		
	Mean	SD	SEM.
Non-Drilling	15.22 [a]	5.28	1.28
Laser-Drilling	15.98 [a]	6.30	1.62
Bur-Drilling	10.57 [b]	5.10	1.27

SD; Standard deviation, SEM; Standard error of mean

a,b The same superscripts indicate no stability significant difference between the indicated group ($P > 0.05$).

3. 동요도(Periotest value)

3개의 군 모두 식립시 가장 적은 값을 나타내었다. Bur-drilling의 경우 3주에 급격히 증가한 후 12주까지는 비슷한 동요도를 보였다. 시간과 식립 방법의 상호작용이 동요도에 유의성 있는 영향을 주어 시점간 동요도 차이가 존재하였다(Table 3, Fig. 7). 3주와 6주에서 모두 bur-drilling 군이 non-drilling 군에 비해 유의성 있게 높은 동요도를 나타냈다 ($P < 0.05$).

Table 3. Mobility change for loading periods (Periotest value)

Group \ Weeks	0		3		6		9		12	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Non-Drilling	7.11	3.65	9.83	5.33	10.14	3.03	12.62	6.89	12.18	4.45
Laser-Drilling	7.63	5.34	9.35	6.84	14.75	2.72	13.50		15.90	1.78
Bur-Drilling	4.71	3.56	15.41	6.36	16.58	5.31	16.50	6.55	15.06	4.81

SD; Standard deviation

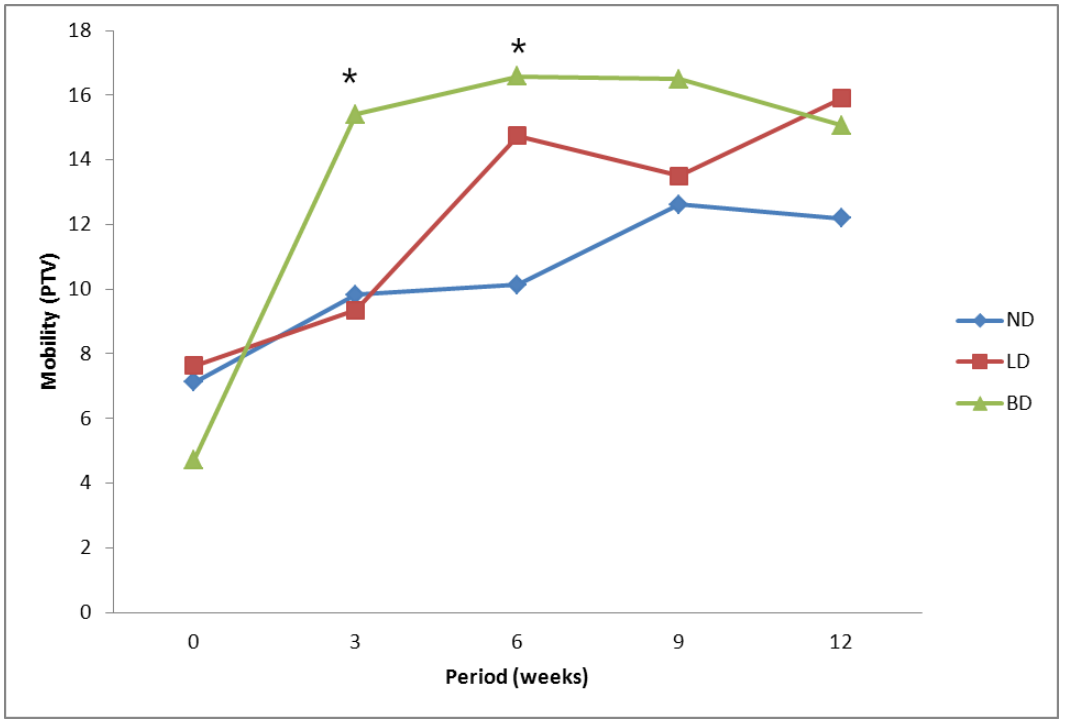
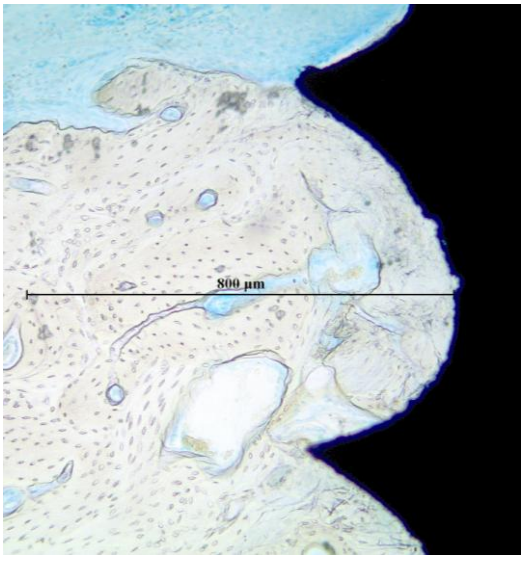
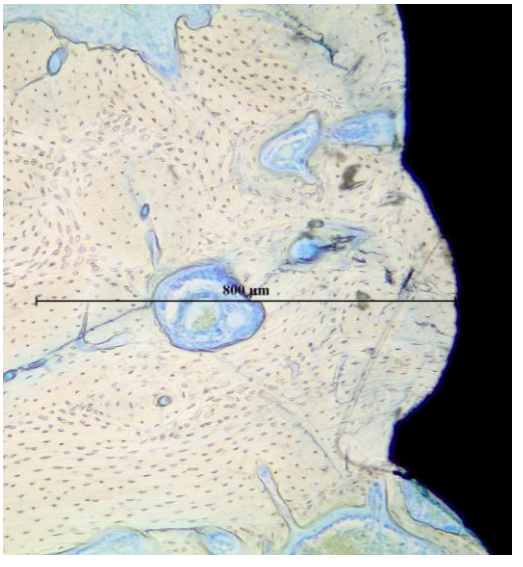


Fig. 7. Graph of Periotest values(PTV). Comparison of PTV between 0,3,6,9 and 12.weeks. ND; Non-Drilling, LD; Laser-Drilling, BD; Bur-Drilling, $*p<0.05$

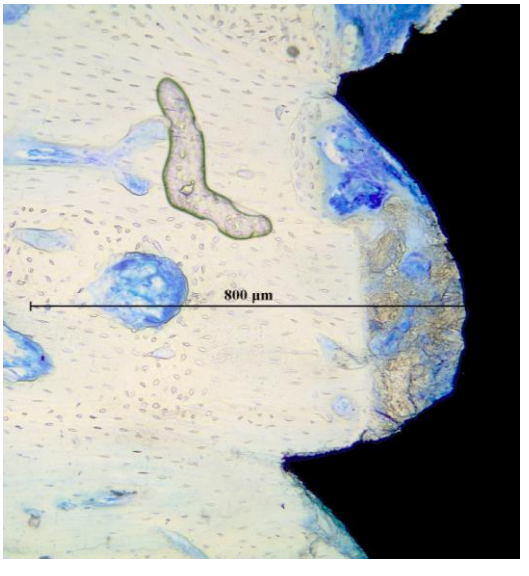
4. 조직 소견



3W ND

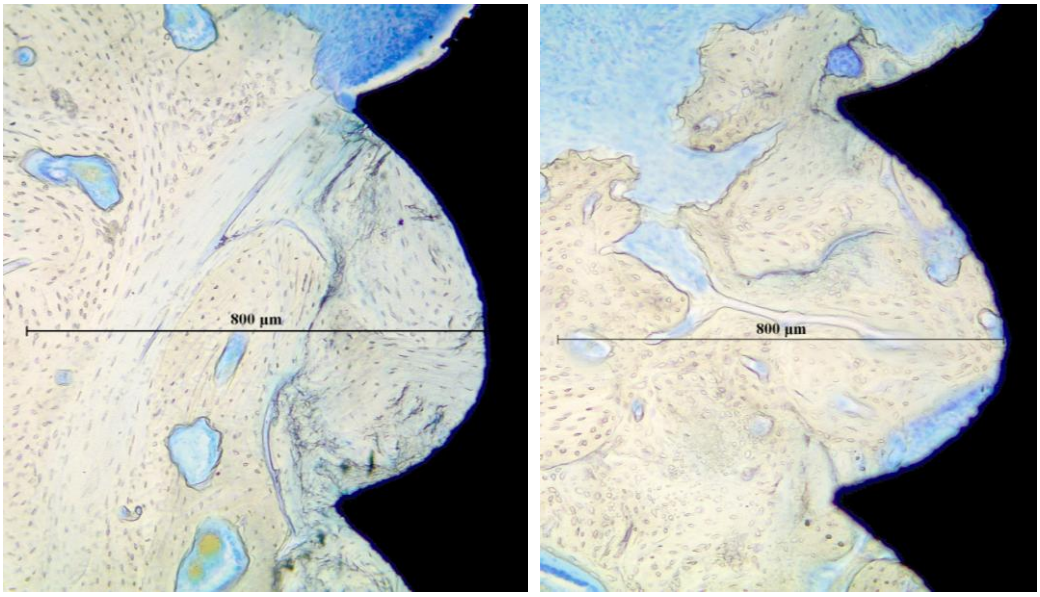


12W ND



3W BD

12W BD



3W LD 12W LD

Fig. 8. Comparison of histological photos according to drilling methods. W, weeks; ND, non-drilling group; BD, bur-drilling group; LD, laser-drilling group (Toluidine blue staining, Magnification is X100)

5. 골 접촉률 (Bone Implant Contact)

모든 군은 3주와 12주 비교 시 시간이 지남에 따라 감소의 양상을 나타냈으며, Non-drilling 군과 laser-drilling 군은 Bur-drilling 군에 비해 유의하게 높은 값을 나타내었다 ($P < 0.05$) (Table 4, Fig. 11).

Table 4. Bone implant contact of each group (unit: %).

Week \ Group	Non-Drilling		Laser-Drilling		Bur-Drilling	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
3	73.79	4.55	80.69	2.23	48.20	9.37
12	52.84	7.19	51.43	4.74	45.98	5.95

SD; Standard deviation.

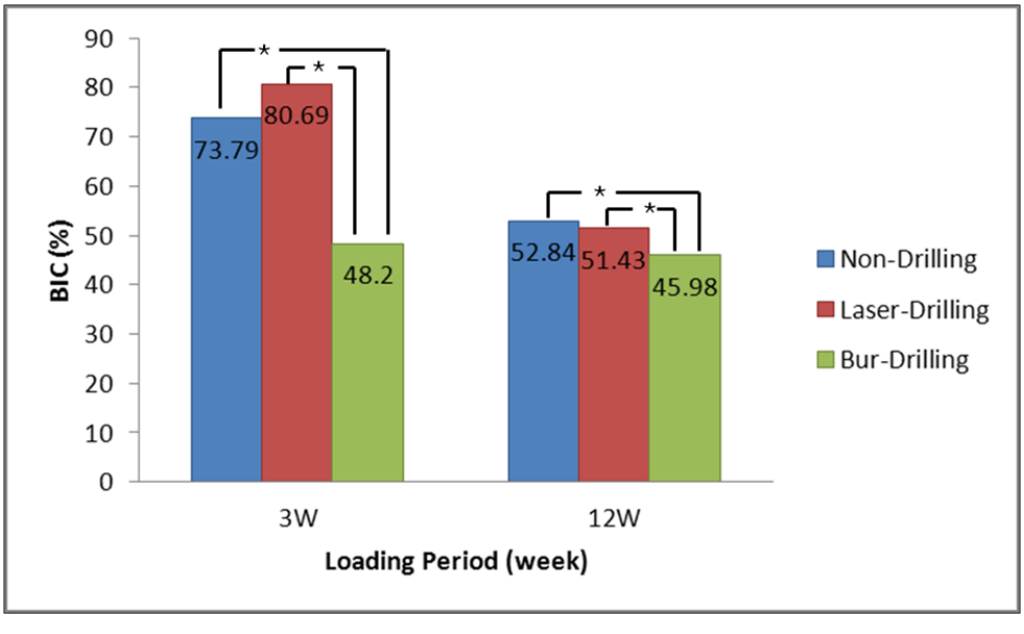


Fig.9. Graph of Bone implant contact of each group (unit: %).

6. 골 면적비율 (Bone Volume/ Total volume)

식립 방법에 따른 3개 군에서 전체골 면적비율에 유의한 차이는 없었다(Table 5 Fig. 12).

Table 5. Total Bone Volume of each group (unit: %).

Group / Week	Non-Drilling		Laser-Drilling		Bur-Drilling	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
3	72.96	3.17	68.68	3.33	68.78	5.96
12	77.73	4.04	67.55	8.32	68.89	3.96

SD; Standard deviation

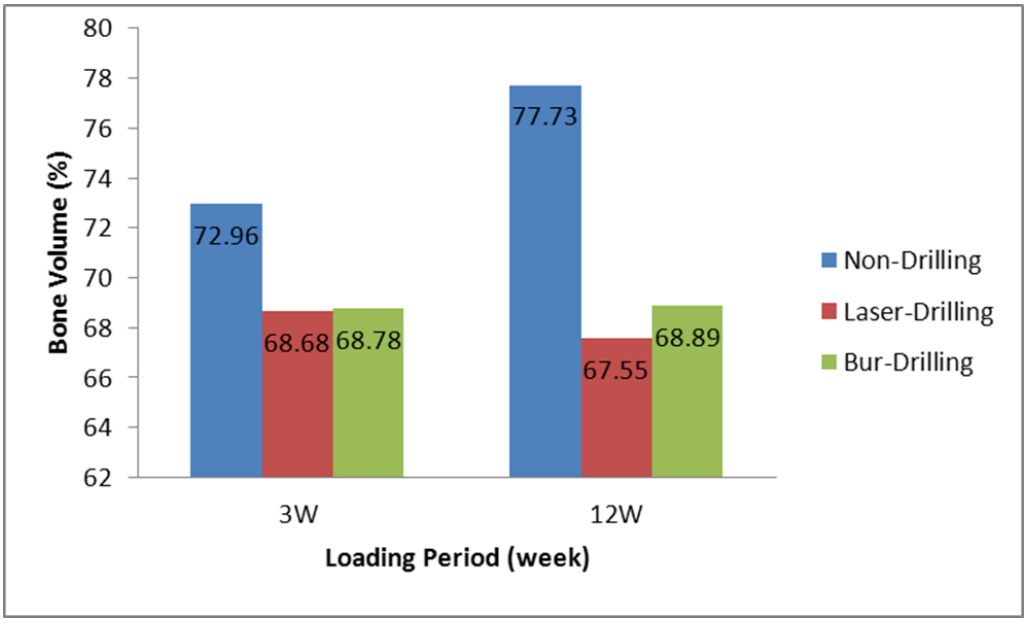


Fig.10. Graph of Total bone volume of each group (unit: %)

7. 골 흡수 깊이 (Crater Depth)

Bur-Drilling 군에서 시간이 지날수록 골 흡수 깊이는 증가하였고, 나머지 2 군은 감소하였다. Non-Drilling 군은 나머지 2군에 비해 유의성 있게 깊이가 감소하였다.

Table 6. Crater depth of each group (unit: μm).

Week \ Group	Non-Drilling		Laser-Drilling		Bur-Drilling	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
3	390.3	54.7	587.9	71.6	430.3	65.3
12	287.2	52.9	408.2	93.2	765.4	142.4

SD; Standard deviation

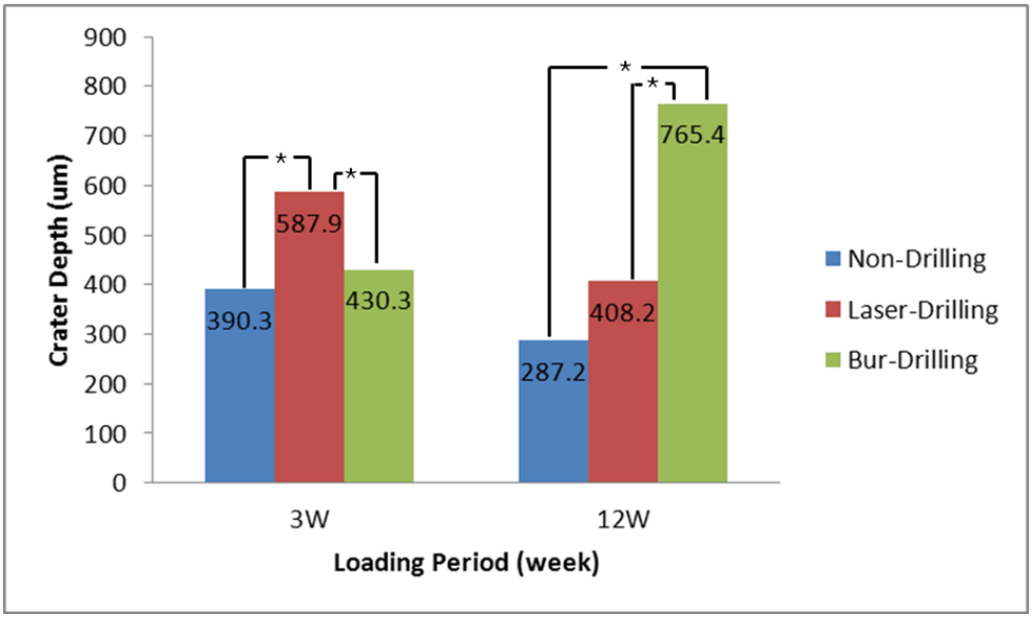


Fig. 11. Graph of Crater depth of each group (unit: μm)

Ⅳ. 고 찰

1960년대에 ruby laser의 조사가 치아에 미치는 영향이 처음으로 보고된 후 CO2, ND:YAG, ArF:Excimer 등 여러 laser에 대한 연구가 이루어졌다(Goldman 등, 1964, Wigdor 등, 1995). Laser는 Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation(방사선의 유도방출에 의한 광증폭)의 약자로 laser에 의해 발생된 빛은 단색으로 특정 파장을 가지며 퍼지지 않고 멀리까지 전달된다. laser 발생 장치는 능동 매질(active medium), 외부광원(external power supply), 광학 공명기(optical resonator), 냉각 장치(cooling system), 제어장치(control system), 방출장치(delivery system)로 구성되며 능동 매질이 광원에 의해 에너지를 받게 되면 특정파장을 가지는 단색의 빛 에너지(monochromatic light energy)가 방출되고 방출장치에 의해 표적조직에 전달된다. Laser는 능동 매질(기체 또는 고체)의 종류에 따라 분류할 수 있으며 치과 영역에서 쓰이는 가스 laser에는 CO_2, Argon, Helium-neon laser와 고체 laser 인 Nd:YAG, Holmium:YAG, Erbium:YAG, Er,Cr:YSGG, Dye, Diode laser 등이 있다. Laser를 파장에 따라 UV laser(Ultraviolet laser) 와 IR laser(Infrared laser)로 나눌 수 있으며, IR laser가 의학분야에서 많이 적용되고 있는데, 그 이유는 대부분의 조직에서 물이 적외선 부근인 2.94 μm의 파장을 강하게 흡수하기 때문이다.

일반적인 laser의 장점으로는 살균상태의 유지(Ando and Aoki, 1996), 출혈 및 통증의 감소(Pogrel, 1989, White 등, 1998), 정밀한 절단이 가능한 것이다. 또한 한가지 기구로 용도에 따라 조사 방식을 달리하면 절개, 지혈 등 여러 가지 효과를

나타내므로 기구수가 줄어들며 보통 봉합이 필요 없고 적은 반흔을 남긴다. Ivanenko 등(2000)은 laser를 이용한 골절제술 시 기계적 진동, 조직과 직접적인 접촉 없이 삭제가 가능하며 복잡한 형태의 삭제가 가능하다고 하였고, 지혈, 살균효과도 보고하였다.

본 연구에 사용된 Waterlase MD는 Er,Cr:YSGG laser로 erbium, chromium, yttrium, scandium, gallium, garnet(고체)을 매질로 하고 2.78 μm의 파장을 가져 물에 잘 흡수되는데 모든 치아조직은 물을 포함하고 있기 때문에 치과영역에서도 많이 사용된다. 제거 기전은 표적조직에 laser를 직접 조사하는 방식이 아니라 sapphire나 zirconium tip 주위로 분사되는 작은 물방울에 laser energy가 흡수되면 조직 표면에 강력한 기계적 힘을 야기하는 미세폭발(micro-explosion)이 일어나게 되는데 이 힘을 이용하여 조직을 빠르고 깨끗하게 제거하는 것이다. Laser를 조직에 조사 시 표면의 광학적인 성질에 따라서 그 반응 양상이 매우 다르므로 조직의 구성 성분에 따라 적절한 파장의 laser를 선택해야 한다. 뼈에 포함된 유기질의 경우 95%정도가 collagen으로 구성되어 있으며 무기염은 주로 calcium phosphate의 형태를 이룬다. 이들은 물처럼 2.9~3.3 μm의 파장을 잘 흡수하며 물분자와 매우 가깝게 결합되어있다. 따라서 2.78 μm의 파장을 가지는 Er,Cr:YSGG laser는 1064 μm와 10.6 μm의 파장을 가지는 Nd:YAG나 CO_2 laser 보다 골에 대한 흡수율이 더 높다. Er,Cr:YSGG laser는 Er:YAG laser와 파장(2.94 μm)을 제외하고는 형태학적 영향 등 다른 모든 면에서 거의 비슷하다(Kimura 등, 2001).

정상적 위치에 식립된 미니스크류 48개중에 laser-drilling 군에서 5개, 나머지 군에서 각각 1개씩 고정원으로 실패하여 85.4%의 성공률을 나타내었다. 본 실험에서는 250-300 gm 의 힘을 즉시 적용하였는데, De Smet 등(2006)은 골 주위

치유과정 중 만기부하에 비해 조기 부하에서 더욱 빠른 치유가 일어나며, 이는 일정 범위 내의 기계적인 자극 하에서 골질을 유도하려는 성향이 있다고 하였다. 조(2009)는 200 gm 과 500 gm 교정력에 따른 성공률의 차이가 없었다고 하였다. Buchter 등(2005)은 300 gm 적용시 77%의 성공률을 보였으며, 100 gm에서는 실패가 없었다고 하였다. Mortensen 등(2009)은 600 gm 교정력을 적용하여 15개 모두 성공하였다고 하였다. 실험동물의 차이, 식립 위치에 따른 골 밀도와 골 양의 차이 등이 조금씩 다른 결과를 보인 원인으로 생각된다.

Cheng 등(2004)은 식립토오크가 교정용 미니스크류의 초기안정성을 평가할 수 있는 방법임을 제시하였고 치과용 임플란트에서도 식립토오크의 측정이 일차적인 임플란트 안정성의 표시자로 사용될 수 있으며 임플란트의 기계적 성질을 반영한다고 하였다(Homolka 등, 2002). 식립토크가 크면 초기 안정성 면에서는 좋을 수 있으나 골에 과도한 변형 및 압축력이 생김을 의미하며 골계면에서의 울혈과 괴사, 미니스크류의 파절이 일어날 수 있다(Meredith, 1998, Ueda 등, 1991). 자가 드릴법으로 식립시 피질골이 단단할 경우나 치근과 접촉하면 미니스크루의 파절이 발생할 수 있다(Cheng 등, 2004; Buchter 등 2005).

본 연구에서 non-drilling, laser-drilling 군의 식립토오크 값은 15 Ncm 정도로 유사하였는데 beagle 을 실험에 사용한 기존연구의 14.2 Ncm 과 유사한 수치이다(차, 2006). Cheng 등(2004)은 초기 안정성을 확보하기 위해서 일정 크기의 식립토오크가 필요하다고 하였다. Motoyoshi 등(2006)은 미니스크류의 성공률을 높이는 적절한 식립토오크를 결정하고자 미니스크류 식립토오크를 측정하였는데 높은 식립토오크가 오히려 낮은 성공률을 보였다. 식립 토오크가 높을 경우 초기 안정성은 좋지만 주변골에 응력이 높아 골괴사와 국소 허혈을 초래하여 골융합을 방해한다고

하였다(Meredith, 1998). 본 연구에서 bur-drilling 군보다 높은 식립 토오크를 보인 non-drilling 군의 경우 성공율이 높았고, laser-drilling 군에서는 성공율이 낮아 탈락과의 연관성은 적다고 생각된다.

본 연구에서 bur-drilling 군의 식립 토오크 값이 10 Ncm 로 2 개의 군보다 유의성 있게 낮았다 (P>0.05). 이는 피질골 천공의 직경과 관련이 있다고 생각된다. Wilmes 등(2006)은 pre-drilling hole 의 직경과 깊이가 증가할수록 낮은 식립토크를 보인다고 하였는데, 2 mm 이상의 깊이에서는 식립토크에 대한 뚜렷한 영향이 없고, pre-drilling 은 피질골을 완전히 천공시키는 정도 깊이까지 행하는 것이 좋다고 하였다. Self-drilling 미니스크류 식립 시에는 피질골을 약화시키는 것 정도로도 충분히 식립토오크를 감소 시킬 수 있으며 미니스크류의 파절 등을 막을 수 있다고 하였다. 피질골의 두께는 사람에 따라, 부위에 따라 다양한데 김 등(2006)과 Deguchi 등(2006)의 연구결과들 볼 때 실제 임상에서 피질골 두께는 3 mm 를 넘기 힘들다는 것을 알 수 있다.

Oktenoglu 등(2001)은 미니스크류의 식립토오크는 pre-drilling hole 의 직경에 가장 큰 영향을 받으며 그 크기는 미니스크류 중심부의 직경보다 작아야 한다고 하였다. Heidemann 등(1998)은 pilot hole 은 스크류 외경의 85%정도까지 확대하는 것이 유지력을 감소시키지 않는 범위 내에서 적절하며 실제 임상적용 시에는 drilling 시의 움직임으로 인해 실제 drill 의 직경보다 크게 hole 이 형성되므로 스크류 외경의 80% 정도까지 확대하는 것이 추천된다고 하였다. 이는 Gantous 등(1995)이 보고한 80 - 85%와 일치한다. 본 연구의 bur-drilling 군에서 사용한 파일롯 드릴은 직경 1.2mm 로 미니 스크류의 직경 1.5mm 에 대해 80%의 크기였으나, 실제 실험에서는 drill 의 움직임으로 hole 의 직경은 더 커졌을 가능성이 있다.

Laser-drilling 군 식립 토오크 값이 가장 컸으며, 사용된 미니스크류는 self-drilling type 이며, 직경 0.6 mm tip 으로 13 초간 조사시에 형성된 1.3 mm 정도의 pre-drilling hole 의 깊이는 식립시 가해지는 과도한 stress 를 막기에는 충분하다고 하였다(김 등, 2009).

동요도 측정에서 bur-drilling 군이 다른 두 군에 비해 3 주와 6 주에서 높은 값을 나타냈으나 12 주에서 laser-drilling 이 동요도가 제일 높았으며, 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 동요도 측정은 그 재현성과 정확도에 관해 논란이 있으나(Isidor 등, 1998) 임상적으로 미니스크류의 안정성을 계측할 수 있는 손쉬운 방법으로 의미가 있다. 이번 실험에서 bur-drilling 군에서 식립시 가장 적은 값을 나타냈고 3 주에 급격히 증가한 후 12 주까지 완만한 양상을 보였다. 3 주보다 12 주에서 동요도가 증가하는 것은 미니스크류와 골 사이에 발생하는 응력과 주변 조직의 괴사로 인해, 초기 안정성이 치유과정에서 감소한다는 결과와 일치한다(차, 2006; Okazaki 등 2008).

미니스크류의 골접촉률은 bur-drilling 군이 다른 두 군에 비해 유의하게 낮은 값을 나타냈다. 그러나, 다른 두 군보다 기간에 따른 골접촉률 변화량이 적은데 이는 pilot drilling으로 인해 식립 시부터 골 접촉률이 두 군에 비해 낮았던 것 때문으로 생각된다. Kesler 등(2006)은 Er:YAG laser를 이용한 실험에서 bur-drilling 과 비슷하거나 더 높은 BIC값을 보고한 바 있다.

골면적 비율은 세 군 모두 기간이 지남에 따라 증가하였으며, non-drilling, laser-drilling, bone-driling 순으로 높은 수치를 보였으나, 통계적으로 유의한 값을 보이지는 않았다. 골 면적 비율은 미니스크류 식립 후 신생골이 생기면서 늘어나게 되는데, 본 연구의 결과에서는 탈락율의 차이를 설명하기에는 어렵다.

피질골 부위 중에서도 변연골(marginal bone)은 미니스크루 식립시와 교정력 적용시 응력이 집중되는 부위이다. 임플란트에 대한 연구이지만 부하에 대한 임플란트 주변 골반응을 보고한 연구에서 임플란트의 변연부위에서 가장 흔하게 골흡수가 일어난다고 보고하였다(Lekholm 등, 1986). Duyck 등(2001)은 과도한 힘의 dynamic load가 임플란트에 미치는 영향을 발표하면서 변연골(marginal bone)에서 crater 모양의 골 결손을 일으킨다고 보고하였다.

본 연구에서 피질골 상연부의 분화구형 골흡수 깊이를 측정하였는데 non-drilling 군이 나머지 두 군에 비해 골 흡수 깊이가 유의성있게 작았다. 기간에 대한 영향으로는 12주에서 크기가 3주에 비해 감소하여 식립시 응력에 의한 골 손상이 골개조 과정에 의해 치유되는 것으로 생각되는데 bur-drilling 군에서는 증가하였다.

Kitamura 등(2004)도 측방력이 가해지는 임플란트 주변의 골흡수가 변연골에서 시작되는 것을 보여주었다. 유한요소 분석을 통하여 미니스크류에 가해진 교정력 부하의 대부분이 피질골에서 일어나며 피질골 두께가 부하전달에 중요한 역할을 하는 것이 보고되었다(Dalstra 등, 2004). 두꺼운 피질골은 초기 안정성이 크고 부하에 대한 bone strain이 피질골 두께에 의해 결정되고 해면골의 역할은 적기 때문이다(Frost, 1994). 같은 크기의 부하라도 피질골의 두께에 따라 병리학적 과부하창에 해당 되는 응력이 다름을 알 수 있다. Isidor (2006)는 6700 μm 변형률을 넘는 높은 응력은 과도한 부하에 의한 미세골파절이 일어나 주변골이 회복되는 능력을 초과한다고 하였다. 골 재형성 능력을 초과하는 과도한 힘이 임플란트에 가해질 경우 비조절성 수직 골 손실로 결국에는 임플란트 실패를 초래할 수 있다는 것이다. 즉 피질골 흡수와 미니스크류의 안정성과의 관련이 있을 수 있다.

Wang 등(2002)은 소의 하악골에 Er,Cr:YSGG laser를 적용했을 때 tip을 움직이지 않았을 때는 접촉시킨 군이 비접촉군에 비해서 hole의 깊이가 깊었고 접촉 시에는 hole의 하방 1/3 부분에서 탄화된 양상이 관찰 되었으나 비접촉군에서는 10 μm 이내의 최소한의 열손상을 보였다고 한다.

최근 보철용 임플란트 식립을 위한 pre-drilling시에도 laser가 대안으로 많이 사용되고 있는데. 그 이유중의 하나로 bur를 사용한 drilling 시에 발생하는 열에 의한 골 손상을 들 수 있다. 온도상승에 의한 손상을 최소화 하기 위해서는 날카로운 bur를 사용한 간헐적인 drilling, 충분한 irrigation이 추천되기는 하지만(Adell 등, 1985, Beningto 등, 2002) 여러 연구에 의하면 drill이 여러 번 반복되어 사용되면 온도 증가를 피할 수 없다(Chacon 등, 2006). 하지만 Er,Cr:YSGG laser나 Er:YAG laser는 주변 조직에 대한 열손상을 최소화 할 수 있으며 이는 파장이 가지는 광학적 특성 때문이라 할 수 있는데, CO_2 laser나 ND:YAG laser보다 물에 대한 흡수율이 높기 때문이다(Buchanan 등, 1987). Sasaki 등(2002)에 의하면 쥐의 parietal bone에 조사 시 표면의 많이 변화된 층과 깊은 층의 덜 영향 받은 층으로 구성된 30 μm 정도 두께의 얕은 층만 변화를 보였으나, CO_2 laser를 조사 시에는 골이 녹거나 탄화되는 등 더 광범위한 열손상이 나타났다(Sasaki 등, 2002). Eriksson 등(1983)에 의하면 온도 상승에 대해 골이 생존할 수 있는 역치는 47°C에서 1분으로, 체온에서 10°C 정도 상승한 상태에서 1분간은 유의할 만한 열손상이 나타나지 않는 것을 의미한다. Kimura 등(2001)은 Er,Cr:YSGG laser를 10초간 조사 시에 4°C의 온도 증가를, 30초 조사시에는 최대 15°C의 온도 상승을 보고한 바 있다.

Lewandrowski 등(1996)은 Er:YAG laser를 쥐의 하악에 조사하였을 때 bur로 drilling 했을 때와 비슷하거나 오히려 더 빠른 치유양상을 보였다고 하였다. Schwarz

등(2006)은 Er:YAG laser를 이용하여 drilling을 시행한 군과 bur를 사용하여 drilling한 군의 골유착 양상에 대해 비교했는데 실험 결과 Er:YAG laser를 조사한 군에서 비록 2주째에는 bur를 이용하여 drilling한 군보다 임플란트와 골 사이의 간격이 컸으나 12주 후에는 새로운 골의 형성으로 BIC(Bone-implant contact)에서 유의한 차이가 나타나지 않았다고 한다. Kesler 등(1999)에 의하면 쥐의 tibia에 Er:YAG laser를 이용했을 경우 골계면에 손상을 주지 않았으며 3주와 12주째에는 bur를 이용한 drilling군보다 오히려 더 높은 BIC값을 보였다. Kesler 등(2006)은 Er:YAG Laser는 신생골의 성장을 촉진시킬 수 있다고 하였으며, 기존 방법으로 식립한 임플란트에 비해 골유착, 골치유, 더 높은 비율의 BIC를 얻을 수 있어, 임상적으로 임플란트 식립에 사용될 수 있다고 하였다

이러한 자료들을 종합해 볼 때 Er:YAG laser와 Er,Cr:YSGG laser는 골재생과 치과용 임플란트의 골유착에 유해한 영향을 미치지 않는다고 볼 수 있다. 본 연구에서 30초 이하로 laser 적용시간이 짧고 tip을 접촉시키지 않았기 때문에 실험 과정 상에서는 미니스크류의 안정성에 유해한 영향을 미칠 만한 골손상은 없었을 것으로 생각되나, 레이저 헤드에서의 주수 기전이 열손상을 최소화할 정도로 충분한 냉각이 되었는지는 조직학적 분석 및 장기간의 조직반응에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다. 추후 laser 조사시간을 더 늘리거나, flap을 형성하여 식립, tip의 접촉여부 등의 조건을 추가한 연구가 이루어 진다면 실제 임상에서 laser를 pre-drilling시에 더 유용한 정보를 얻을 수 있으리라 생각된다.

Leucht 등(2007)은 plasma laser로 피질골 절개 시 골치유의 생물학적인 기전을 연구하였는데, 치유가 촉진되었고, 골세포 괴사가 적었다고 하였다. 혈관형성이 촉진되어 그러한 것은 아니며, 조골세포의 증식은 laser나 saw나 차이 없다고 하였다.

Ti:Sapphire Laser는 조골세포의 이동, 부착, 분화와 간헐적인 기질 침착을 촉진시켜 창상 부위에 초기 염증을 감소시키는 데에 연관이 있다고 하였으며, CO2, Er:YAG laser는 과도한 양의 온도에 의한 손상이 발생한다고 하였다. 높은 온도는 세포 괴사를 일으키는데, programmed cell death는 고온의 탓이라기 보다는 골세포를 연결하는 lacunar-canalicular network내에서 매우 높은 전단응력을 일으키는 압력파가 laser나 드릴 사용 시 생성되기 때문이라고 하였다.

본 연구에서 미니스크류를 하악 협측골에 식립 후 즉시 교정력을 12 주 동안 적용하였다. 식립 방법에 따라 non-drilling 군, laser-drilling 군, bur-drilling 군으로 나누어 3 주, 12 주 동안 교정력을 부여한 후 미니스크류 주변의 치조골 변화를 알아보았다. 성공률은 laser-drilling 군이 가장 낮았으며, 동요도에 있어서도, 3 주에서 6 주까지는 bur-driling 군이 통계적으로 유의하게 높은 수치를 보였으나, 12 주에서는 laser-drilling 군의 동요도가 높았지만, 통계적으로 유의하지는 않았다. 식립 토오크의 경우, laser-drilling 은 피질골을 원뿔 모양의 hole 을 형성하여, bur-drilling 보다 높은 수치를 보였다(김 등 2009). 피질골은 미니스크루 식립 시 와 교정력을 적용했을 때 응력이 집중되는 부위이고 교정력 부하에 적응하는 골개조가 활발하게 일어나는 부위이므로 미니스크류의 장기적인 안정성에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

미니스크류 식립 후 식립 방법에 따른 미니스크류 주변 치조골 반응을 알아 보기 위해 식립 토오크, 동요도를 측정하고 조직계측학적 분석을 시행하였다. 성견 6 마리의 하악 협측골에 self-drilling 형의 미니스크류(Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea) 48 개를 식립하고, 식립 시 토오크와 동요도를 측정하였다. Non-drilling, laser-drilling, bur-drilling 군으로 나누어 3 주, 12 주 동안 교정력을 적용하였고 동요도를 측정하였다. 비탈회 표본을 제작하여 미니스크류 주변 골반응을 조직계측학적으로 비교, 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전체 미니스크류 식립 성공률은 85.4% 였으며, 식립 방법에 따른 성공률(%)은 non-drilling 94.1%, bur-drilling 93.8%, laser-drilling 66.7%순이었으며, 3 군 간 통계적 유의차가 있었다($P < 0.05$).
2. 식립 토오크는 laser-drilling 15.9 Ncm, non-drilling 15.2 Ncm, bur-drilling 10.5 Ncm 순으로 값이 컸으며, bur-drilling 군은 나머지 군에 비해 유의하게 낮았다($P < 0.05$).
3. 모든 군에서 동요도는 식립 시 가장 적은 값을 나타내었다. Bur-drilling 의 경우 3 주에서 증가한 후 12 주까지는 비슷한 수치를 보였다. 3 주와 6 주에서 모두 bur-drilling 군이 non-drilling 군에 비해 유의성 있게 높은 동요도를 나타냈다($P < 0.05$).

4. 골접촉률의 경우, 시간이 지남에 따라 모든 군에서 감소의 양상을 나타냈으며, non-drilling 군과 laser-drilling 군은 bur-drilling 군에 비해 유의하게 높은 값을 나타내었다($P < 0.05$).
5. 전제 골 면적 비율은 non-drilling, laser-drilling, bur-drilling 순이었으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.
6. Bur-drilling 군에서 12 주에 골 흡수 깊이는 증가하였고, 나머지 군은 감소하였다. Non-drilling 군은 나머지 군에 비해 유의성 있게 깊이가 감소하였다($P < 0.05$).

이상의 결과에서 non-drilling 방법으로 식립된 미니스크류 군에서 12 주동안 안정적으로 유지됨을 보여주었다. 레이저를 이용한 pre-drilling 방법에서 보인 탈락률을 고려하여 피질골의 열변성을 최소화할 수 있는 냉각 방법 등을 생각해 보아야 할 것이다. 피질골은 미니스크류 식립 시와 교정력을 적용했을 때 응력이 집중되는 부위이고 교정력 부하에 적응하는 골개조가 활발하게 일어나는 부위이므로 미니스크류의 장기적인 안정성에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

김근화: Pre-drilling시 laser 조사 조건에 따른 미니스크류 식립토크에 관한 연구. 석사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 2009.

임선아, 차정열, 황충주: 교정용 미니 스크류의 형상에 따른 식립 토오크의 비교. 대치교정지 2007;37:89-97.

조용민: Stability of immediate loaded miniscrew implants according to force levels, 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 2009

차정열: 교정용 미니스크루의 원추형태가 안정성에 미치는 영향, 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, 서울, 2006.

차정열, 윤태민, 황충주 : 교정용 미니스크류의 디자인에 따른 식립 및 제거 토오크. 대치교정지 2008;38:5-12.

Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B et al : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. Swed Dent J Suppl 1985;28:175-81.

Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. Lasers Surg Med 1996;19:190-200.

Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. Clin Oral Implants Res 2002;13:293-7.

Buchanan SA, Robertson PB. Calculus removal by scaling/root planing with and without surgical access. J Periodontol 1987;58:159-63.

Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U : Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Implants Res 2005;16:473-479.

Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P : Clinical applicarions of the Mini Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. Prog Orthod 2004;5:212-235.

Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM : Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. J Oral Maxillofac Surg 2006;64:265-9.

Chen Y, Shin HI, Kyung HM : Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;133:44-50.

Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH : A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:100-106.

Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B : Load transfer of mini screws for orthodontic anchorage. Orthodontics 2004;1:53-62.

Deguchi T, Yamamoto T, Kanomi R, J.K. Hartsfield, Jr., Roberts WE, GarettoLP : The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. J Dent Res 2003;82:377-381.

Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;129:721.e7-12.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE : The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001;12:207-218.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent 1983;50:101-7.

Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. Plast Reconstr Surg 1995;95:1165-9.

Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the Laser on Dental Caries. Nature 1964;203:417.

Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. J Craniomaxillofac Surg 1998;26:50-5.

Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. J Craniomaxillofac Surg 2001;29:69-74.

Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M et al : Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. Radiology 2002;224:247-52.

Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;127:307-13.

Isidor F : Mobility assessment with the periotest system in relation to histologic findings of oral implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:377-383.

Ivanenko MM, Eyrich G, Bruder E, Hering P. In vitro incision of bone tissue with a Q-switch CO_2 laser. Laser Life Sci 2000;9:171-9

Kanomi R : Mini-Implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod 1997;31:763-767.

Kesler G, Romanos G, Koren R : Use of Er:YAG Laser to Improve Osseointegration of Titanium Alloy Implants-A Comparison of Bone Healing. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:375-379.

Frost HM: Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-188.

Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:177-82.

Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;128:190-4.

Kimura Y, Yu DG, Fujita A, Yamashita A, Murakami Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. J Periodontol 2001;72:1178-82.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O : Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004;15:401-412.

Kyung SH, Choi HW, Kim KH, Park YC : Bonding orthodontic attachments to Miniscrew heads. J Clin Orthod 2005;39:348-353.

Kyung SH, Choi JH, Park YC : Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. J Clin Orthod 2003;37:575-579.

Kyung SH, Hong SG, Park YC : Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. J Chin Orthod 2003;37:22-26.

Lekholm U, Adell R, Lindhe J, Branemark PI, Eriksson B, Rockler B, Lindvall AM, Yoneyama T : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-sectional retrospective study. Int J Oral Maxillofac Surg 1986;15:53-61.

Leucht P, Lam K, Kim JB, Mackanos MA, Smanovskii DM, Longaker MT, Contag CH, Schwettman HA, Helms JA. Accelerated Bone Repair After Plasma Laser Corticotomies. Ann Surg 2007;246:140-150.

Lewandrowski KU, Lorente C, Schomacker KT, Flotte TJ, Wilkes JW, Deutsch TF. Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. Lasers Surg Med 1996;19:40-5.

Meredith N : Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 1998;11:491-501.

Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N : Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res 2006;17:109-114.

Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I, Suwa F, Inoue M, Etoh T : A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. Int J Oral Maxillofac Surg 2008;37:647-650.

Oktenoglu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Ozer AF, Sarioglu AC, Benzel EC. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. J Neurosurg 2001;94:91-6.

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH : Micro-Implant Anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. J Clin Orthod 2001;35: 417-422.

Park HS, Jeong SH, Kwon OW: Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:18-25.

Park HS, Yen S, Jeoung SH. Histologic and biomechanical characteristics of orthodontic self-drilling and self-tapping microscrew implants. Korean J Orthod 2006;36:295-307.

Pogrel MA. The carbon dioxide laser in soft tissue preprosthetic surgery. J Prosthet Dent 1989;61:203-8.

Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. Cda J 1987;15:54-61

Roth A, Yildirim M, Diedrich P : Forced eruption with microscrew anchorage for preprosthetic leveling of the gingical margin. J Orofac Orthop 2004;65: 513-519.

Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser. Lasers Surg Med 2002;31:322-32.

Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Yoshino T, Yamada S, Ishikawa I. Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO2 lasers. J Periodontol 2002;73:643-52.

Schulte W, Lukas D : The Periotest method. Int Dent J 1922;42:433-440.

Schwarz F, Olivier W, Herten M, Sager M, Chaker A, Becker J. Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Oral Rehabil 2007;34:273-81.

Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:442-7.

Wang X, Ishizaki NT, Suzuki N, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er,Cr:YSGG laser: an in vitro study. J Clin Laser Med Surg 2002;20:245-50.

Wang X, Zhang C, Matsumoto K. In vivo study of the healing processes that occur in the jaws of rabbits following perforation by an Er,Cr:YSGG laser. Lasers Med Sci 2005;20:21-7.

Tricio J, Laohapand P, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I : Mechanical state assessment of the implant-bone continuum: a better understanding of the Periotest method. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:43-49.

Wehrbein H, Diedrich, P : Endosseous titanium implants during and after orthodontic load-an experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 1993;4:76-82.

White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S, Jr. Nd:YAG and CO2 laser therapy of oral mucosal lesions. J Clin Laser Med Surg 1998;16:299-304.

Wigdor HA, Walsh JT, Jr., Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. Lasers Surg Med 1995;16:103-33.

Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop 2006;67:162-74

Abstract

Effects of pre-drilling affect the stability of orthodontic mini screw in beagle dog

Jae Hong Yang

Department of Dental Science

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Chung-Ju Hwang D.D.S., M.S.D., Ph.D.)

The main purpose of this study was to evaluate the stability of orthodontic mini-screws according to methods of pre-drilling. Methods of orthodontic mini-screw placement were divided into 3 groups (non-drilling, bur-drilling, laser-drilling with Watelase MD). Mini-screws (Biomaterials Korea, Seoul, Korea) were placed into buccal alveolar bone of the mandible in 6 beagle dogs. Orthodontic forces (250 -300 gm) were applied during 12 weeks. Insertion torque, periotest value were measured and after sacrifice of the dogs, histomorphometrical analysis (bone implant contact, bon volume, carter depth) was performed.

The obtained results were as follows:

1. The overall success rate was 85.4%. The success rates according to methods of placement were as follows; Non-drilling group was 94.1%, bur-drilling group was 93.8% and laser-drilling group was 66.7%. There were statistically significant differences between the three groups.
2. Insertion torque according to methods of placement were as follows; Laser drilling group was 15.9 Ncm, non-drilling group was15.2 Ncm and bur-drilling group was 10.5 Ncm. Insertion torque of bur-drilling group showed significantly lower value compare with other groups ($P < 0.05$).
3. The periotest values(PTV) were lowest on placement of mini-screws in all groups. PTV of bur-drilling group was increased in 3 weeks, and showed flat values until 12 weeks. On 3, 6 weeks, bur-drilling group showed significantly higher PTV compared with non-drilling group ($P < 0.05$).
4. Bone implant contact (BIC) values were decreased over time in all groups. Bur-drilling group showed significantly lower BIC values compared with other groups ($P < 0.05$).
5. A significant difference was not observed in total bone volume. Bone volume values were high in following order. Non-drilling, laser-drilling, bur-drilling.

6. rater depth values were increased on 12 weeks in bur-drilling group and were decreased in other groups. Crater depth values were decreased significantly in non-drilling group compared with other groups ($P < 0.05$).

In this animal study laser-drilling group showed low success rate, non-drilling group kept stably during 12 weeks. Considering rate of failure rate in laser-drilling group, cooling methods is required to minimize thermal degeneration of cortical bone. Therefore, the further investigation is required to determine the biological stability (the prevention of thermal degeneration) of mini-screw for orthodontic force.

Key words: orthodontic mini-screw, histomorphometric analysis, pre-drilling, Er,Cr:YSGG laser