교정력에 대한 교정용 미니 임플란트 주위의 골반응에 대한 조직계측학적 분석

연세대학교 대학원

치 의 학 과

정 희 선

교정력에 대한 교정용 미니 임플란트 주위의 골반응에 대한 조직계측학적 분석

지도 박 영 철 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2007년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

정 희 선

정희선의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2007년 12월 일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 항상 부족한 저를 이끌어주시고 지도해 주신 박영철 교수님께 무한한 감사와 존경을 드리고 싶습니다. 그리고 논문이 완성되기까지 세심한 조언을 아끼지 않으셨던 백형선 교수님, 황충주 교수님, 김희진 교수님, 정한성 교수님께도 감사드립니다.

또한 실험을 하는데 도움을 주신 윤태민 선생님과 처음부터 끝까지 지도해주신 차정열 선생님께도 진심으로 감사의 말씀 드립니다.

그리고 이 모든 일을 허락하시고 인도하신 하나님께 감사드리며 지금까지 사랑과 헌신으로 길러주신 부모님과 항상 힘이 되어 주는 사랑하는 남편과 아이들에게 이 논문을 바칩니다.

2007년 12월

저자 씀

차 례

차례 ····· i

그림 차례 ····· iii

표 차례 ····· iv

국문 요약 ····· v

Ⅰ. 서론 ····· 1

Ⅱ. 연구 재료 및 방법 ····· 5

가. 실험 동물과 실험 재료 ····· 5

나. 교정용 미니 임플란트의 식립 ····· 5

다. 조직 시편의 제작 ····· 7

라. 조직 계측학적 분석 ····· 6

마. 통계 분석 ····· 10

Ⅲ. 연구 결과 ····· 12

가. 골 접촉률(bone implant contact) ····· 12

나. 골 면적비율(bone volume) ····· 14

다. 무기질 침착율(mineral apposition rate) ····· 17

라. 골 형성율(bone formation rate) ····· 19

Ⅳ. 고찰 ····· 21

Ⅴ. 결론 ····· 28

참고 문헌 ····· 30

Abstract ····· 37

그림 차례

Fig. 1. Implantation sites of orthodontic mini-implants(a) and intraoral photo(b) ····· 6
Fig. 2. Timetable for placing mini-implants ····· 7
Fig. 3. Coronal & sagittal view of the notch on the head of mini-implant ····· 8
Fig. 4. Light microscopic photographs of the orthodontic mini-implants placed between the roots of mandibular premolar(a) and maxillary molar(b)(×10) ····· 10
Fig. 5. Histomorphometry analysis for bone-implant contact and bone volume ····· 11
Fig. 6. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the maxillar of the experiment group. ····· 11
Fig. 7. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the maxillar of the control group. ····· 12
Fig. 8. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the mandible of the experiment group. ····· 12
Fig. 9. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the mandible of the control group. ····· 13
Fig. 10. Full bone implant contact (fBIC, %) of each group for periods ····· 14
Fig. 11. Cortical bone implant contact (cBIC, %) of each group for periods ··· 15
Fig. 12. Full bone volume (fBV%) of each group for periods ····· 18
Fig. 13. Cortical bone volume(cBV%) of each group for period ····· 19
Fig. 14. Cortical mineral apposition rate (cMAR, μm/day) of each group for periods ····· 20
Fig. 15. Cortical bone formation rate(cBFR, %/day) of each group for periods ····· 22

표 차례

Table 1. Comparison of full bone implant contact (fBIC%) for each group and loading period. ····· 15
Table 2. Comparison of cortical bone implant contact (cBIC%) for each group and loading period ····· 16
Table 3. Comparison of full bone volume (fBV%) for each group and loading period ····· 17
Table 4. Comparison of cortical bone volume (cBV%) for each group and loading period ····· 18
Table 5. Comparison of cortical mineral apposition rate (cMAR μm/day) for each group and loading period ····· 20
Table 6. Comparison of cortical bone formation rate (cBFR%/day) for each group and loading period ····· 21

국문요약

교정력에 대한 교정용 미니 임플란트 주위의 골반응에 대한 조직계측학적 분석

미니 임플란트의 안정성은 미니 임플란트와 더 나아가서 교정치료의 성공에 영향을 미칠 수 있는 중요한 요소이며 이 시기에 미니 임플란트 주변골의 골개조는 스크루의 안정성에 중요한 역할을 하게 된다. 이에 따라 미니 임플란트나 보철용 임플란트의 임상적용 및 안정성에 대한 임상적, 조직학적 연구가 많이 이루어져 왔으나 non-drilling type의 교정용 미니 임플란트에서 압박측과 인장측 주위의 교정력에 대한 주위골의 골개조에 대한 조직형태학적인 연구는 시행되지 않았다. Non-drilling type의 교정용 미니 임플란트는 식립 시 주변골에 변형과 인장력이 높게 발생될수 있으므로 식립 후 측방력을 부여할 경우 보철용 임플란트와는 다른 주변골의 골개조 양상을 보여줄 것으로 예측된다.

이에 본 연구는 성견 8마리의 상악과 하악 협측골에 교정용 미니 임플란트(*ORLUS*, Orthолution CO., Korea) 96개를 식립한 후 교정력을 주지 않은 대조군과 식립 후 3주 이내에 교정력을 준 실험군에서 인장측과 압박측으로 나누어 각각의 군에 대해 3주, 6주, 12주가 경과된 시점에 미니 임플란트의 인장측과 압박측에서의 임플란트 주위 골 반응을 계측, 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전체 골접촉율(fBIC, full bone implant contact)는 12주째 상악에서 인장측에서 압박측에 비해 유의하게 높은 골접촉율이 관찰되었으며 ($P < 0.05$), 하악에서는 유의한 차이는 없었다. 피질골 골접촉율(cBIC)은 상악에서 대조군에 비해 12주째 압박측, 인장측이 높게 나타났다 ($P < 0.05$). 하악에서는 압박측의 cBIC(75.01%)가 유의한 차이는 없었다.

2. 전체 골면적비율(fBV, full bone volume)의 상악과 하악에서 대조군, 압박측,인장측사이에 유의한 차이는 관찰되지 않았으며 시기별 유의한 차이도 나타나지 않았다.

피질골 골면적비율(cBV)은 상악에서 압박측(79.14%)이 인장측(75.08%)에 비해 높게 관찰되었으나 유의한 차이는 나타나지 않았다 ($P > 0.05$). 12주째 압박측(87.28%)에서 인장측(80.55%)과 대조군(76.58%)에 비해 높은 cBV가 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서는 인장측에서 12주(86.03%)와 6주(82.19%)에서 3주(75.56%)에 비해 높은 cBV가 관찰되었다.($P < 0.05$).

3. 전체 피질골 무기질 침착율(cMAR, cortical mineral apposition rate)은 상악에서 인장측(3.14)이 압박측(2.71)에 비해 높게 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서는 압박측의 cMAR이 3주째(3.41) 12주째(2.51))에 비해 높게 관찰되었다 ($P < 0.05$).

4. 전체 피질골의 골형성율(cBFR, cortical bone formation rate)은 상악에서 인장측(4.00)에서 압박측(2.31)보다 높은 골형성율이 관찰되었고 ($P < 0.05$) 3주와 6주에서 인장측에서 압박측보다 높은 cBFR이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서 인장측(2.91)에서 압박측(1.39)보다 높은 cBFR이 관찰되었고 ($P < 0.05$) 6주와 12주에서 인장측에서 압박측보다 높은 cBFR이 관찰되었다 ($P < 0.05$).

이상의 결과로 미니 임플란트에 조기 부여하는 교정력은 미니 임플란트의 안정성에 긍정적인 영향을 주며 인장측과 압박측의 조직반응에 대해서는 하악에 비해 상악에서 골반응과 골 접촉율에 영향을 크게 미치며 인장측의 골개조가 활성화되었음을 알 수 있다. 따라서 미니 임플란트는 식립 후 골 내에 고정되어있는 기계적인 결합보다는 역동적으로 외부환경에 대해 지속적으로 골개조가 이루어지고 있음을 알 수 있다.

핵심되는 말 : 교정용 미니 임플란트, 인장측, 압박측, 조직계측학적 분석

교정력에 대한 교정용 미니 임플란트 주위의 골반응에 대한 조직계측학적 분석

(지도 : **박 영 철** 교수)

연세대학교 대학원 치의학과

정 희 선

I. 서 론

교정치료 영역에서 미니 임플란트의 등장으로 획기적인 치료범위의 확장과 치료의 개선이 이루어졌으며 최근에는 좀 더 광범위하고도 일반적으로 사용되는 추세가 되었다. 이에 따라 미니 임플란트의 임상적용 및 안정성에 대한 임상적, 조직학적 연구가 많이 이루어졌다. 이는 미니 임플란트의 안정성이 미니 임플란트와 더 나아가서 교정치료의 성공에 영향을 미칠 수 있는 중요한 요소이기 때문이다. 미니 임플란트의 탈락에 영향을 주는 요인으로는 술자, 환자, 미니 임플란트 등 복합적인 외부 및 내부요인에 의해 일어날 수 있다. 술자 및 환자 요인으로써, Chen 등(2004)은 식립위치의 각화상피 유무에 탈락의 원인이 관여한다고 하였고 Bucher 등(2004)과 Joos 등(2005)도 부하시기와 힘의 크기도 안정성에 영향을 미칠 수 있다고 하였다. Miyawaki 등 (2003)은 미니 임플란트 주변의 염증 유무, 환자의 하악평면각 등을 미니 임플란트의 안정성에 영향을 미치는 요소라고 보고하였다.

미니 임플란트 요소로는 주로 디자인에 관련된 요소로서 형태, 폭경과 길이, 표면처리 등이 영향을 미친다(Okuyama 등, 2000). 미니 임플란트의 길이보다는 직경이 안정성에 더 큰 연관이 있음이 알려져 있다. Trisi 등(1999)은 임플란트 표면처리에 대한 연구에서 smooth surfaced 임플란트가 rough surfaced 임플란트에 비하여 10배 낮은 골접촉을 보였음을 보고하였고, Oyonarte 등(2005)은 교정력에 대한 골반응을 연구한 결과 porous surfaced 임플란트에서 높은 marginal bone level과 골 접촉율을 보고하여 미니 임플란트의 표면 디자인이 임플란트 주위의 골개조에 영향을 미치는 중요한 요소라고 하였다.

박 등(2006)은 동요도, 악골의 위치(하악), 좌우 위치(우측)등이 미니 임플란트의 성공에 위험요소라고 보고 하였다. 그 외에도 미니 임플란트 삽입 전 drilling 여부, drilled hole의 직경등의 요소가 관여하게 된다. 그 중 힘의 크기와 디자인, 부하시기는 술자가 조절할 수 있는 요소이므로 미니 임플란트 안정성에 중요한 부분이다. 미니 임플란트를 사용하기 시작한 초기에는 보철용 임플란트와 같이 교정력 적용 전까지 골유착을 유도하는데 치유기간이 필요하다고 생각되어 식립 후 2-3개월 후에 교정력을 적용하였다(Turley 등, 1988; Roberts 등, 1989; Wehrbein 등, 1993; Roberts 등, 1994; Akin-Nergiz 등, 1998). 그러나 Miyawaki 등(2003)의 연구에서 치유기간을 달리하여 실험한 결과 임상적으로 성공률의 차이가 없다고 하였으며 Deguchi 등(2003)도 3주 이하의 최소한의 치유기간으로도 교정치료 중 고정원의 역할을 성공적으로 수행하였다고 보고하여 최근에는 임상적으로 교정력 부하이전의 치유기간을 최소로 주는 경우가 많아지고 있다.

Roberts 등(1994)의 연구에서 상대적으로 강한 힘으로 토끼의 대퇴골에서 즉시 부하를 한 경우 자발적 파절이 발생한 경우도 있었으나, Melsen과 Costa(2000)의 원숭이 실험에서 식립 즉시 교정력을 가한 경우에도 대부분의 임플란트에서 주변에서 골유착을 관찰할 수 있었다고 보고하였고 Buchter 등의 minipig 실험에서 교정치료에 필요한 힘의 크기를 고려할 때 즉시부하는 임상적으로 허용될 수 있다고 하였다.

미니 임플란트 식립 후 주변골의 골개조는 미니 임플란트의 안정성에 중요한 역할을 하게 되며 이때 임플란트에 가해지는 힘이 골개조에 영향을 미칠 수 있다. Cataneo 등(2007)은 교정력이 부하된 보철용 임플란트에 관한 연구에서 4마리의 원숭이에서 임플란트를 식립 한 후 17주의 치유기간을 주고 50 cN의 교정력 부하 실험을 한 결과 개체에 따라 주위 치조골이 다름에도 불구하고 모든 임플란트가 골유착 되었음을 알 수 있었고 유한요소분석 결과를 보면 임플란트 주위 치조골 내의 stress와 strain결과가 sample에 따라 매우 큰 변이를 보였지만 공통적으로 임플란트에 근접하여서는 고도의 remodeling activities를 보고하였다. 또한 보철용 임플란트에서 가해지는 측방력은 골의 개조능력을 증가시킬 수 있다고 하였으며 Wehrbein 등(1993)은 1 N의 작은 측방력으로는 골형성에 영향을 미칠 수 없고 2 N의 측방력에 대해서는 압박측에서만 골의 형성이 증가함을 보고한 바 있다.

De Pauw 등(2002)은 다른 연구에 비하여 비교적 큰 힘을 이용하여 대조군과 교정력을 적용한 임플란트를 비교하여 실험하였는데 지속적인 큰 힘에도 교정력이 부하된 임플란트에서 처음에 이루어진 골접촉이 유지되었음을 보고하였다. 인장력과 압박력사이의 차이에 따른 연구로 Melsen 과 Costa (2000), Melsen 과 Lang 등(2001)의 두 연구에서 보철용 임플란트의 실험에서 골반응에 유의한 차이는 없었으나 bone implant contact은 인장측보다 압박측에서 높은 경향을 나타내었다고 보고하였다.

교정용 미니 임플란트의 경우 무기질 침착율 부하에서는 아직 골과의 직접적인 유착보다는 기계적인 결합이 주된 안정성에 기여하므로 교정력에 대한 압박측과 인장측에 대한 골변형과 접촉에 있어 보철용 임플란트와는 차이가 있을 것이라 가정할 수 있다. 그러나 아직까지 pilot drilling 술식 없이 식립이 가능한 교정용 미니 임플란트에서 압박측과 인장측 주위의 교정력에 대한 주위골의 골개조에 대한 조직형태학적인 연구는 시행되지 않았다. 특히 non-drilling type의 교정용 미니 임플란트는 식립 시 주변골에 변형과 인장력이 높게 발생될 수 있으므로 식

립 후 측방력을 부여할 경우 보철용 임플란트와는 다른 주변골의 골개조 양상이 일어날 것이라 추측할 수 있다.

이에 본 연구는 성견의 상,하악골에 교정용 미니 임플란트를 식립 후 힘을 주지 않은 대조군과 식립 후 조기 힘을 준 실험군에서 인장측과 압박측으로 나누어 각각의 군에 대해 3주, 6주, 12주가 경과된 시점에 미니 임플란트의 인장측과 압박측에서의 골반응을 비교, 관찰하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

가. 실험동물과 실험 재료

본 연구는 12개월 된 건강한 웅성 성견(Beagle dog) 8마리를 대상으로 하였으며 그 체중은 12-13 kg이었다. 실험동물의 구입, 선택, 관리 및 실험 술식 등은 연세의료원 실험동물 위원회의 동물실험 규정에 의거하였다. 직경 1.8 mm, 길이 7 mm의 non-drilling type 임플란트 (*ORLUS,* Orthолution CO., Seoul, Korea) 총 96개 식립하였다.

나. 교정용 미니 임플란트의 식립

실험동물에 Atropine 0.05 mg/kg을 피하 주사하고, Rompun 2 mg/kg과 Ketamine 10 mg/kg을 정맥 주사하여 전신마취를 유도한 후 2% enflurane으로 마취를 유지하였고 실험 동안 보온 패드(heating pad)로 체온을 유지하며 심전도를 관찰하였다. 또 미니 임플란트 식립 시, 식립 부위에 에피네프린(1:100,000)이 포함된 2% 염산 리도케인을 이용하여 침윤 마취도 함께 실시하였다. 마취 후 거즈에 적신 요오드와 70% 에탄올의 혼합액으로 식립 부위를 소독하고 상악에서는 제 2, 3 소구치와 제 1 대구치 치근 사이에, 하악에서는 제 2, 3, 4 소구치의 치근 사이에 미니 임플란트를 식립하여 실험동물 한 마리에 12개씩, 모두 96개의 미니 임플란트를 식립하였다 (Fig. 1, 4, 5). 식립 전에 3-5 mm정도의 잇몸 절개를 시행하였으며 식염수 주수 하에 미니 임플란트의 나사산이 치조골에 완전히 들어가는 것을 확인하였다. 미니 임플란트는 수직적으로 유리치은 경계부에서 치근부 방향

으로 4-5 mm 떨어져 식립하여, 상악에서는 치조 점막에, 하악에서는 부착 치은에 식립되었다.

식립 후 실험군의 경우 3주 이내에 force gauge를 이용하여 250-300 gm 범위의 힘을 측정하여 탄성체인을 두 미니 임플란트 사이에 걸어 교정력을 부여하였고 탄성체인은 매 3주마다 교체하였다. 대조군의 경우 교정력을 부여하지 않았으며 식립 후 3주 이내에 교정력을 준 실험군에서 인장측과 압박측으로 나누어 각각의 군에 대해 3주, 6주, 12주가 경과된 시점에 미니 임플란트의 인장측과 압박측에서의 임플란트 주위 골 반응을 계측, 비교하였다(Fig. 2). 식립 후에는 감염을 방지하기 위해 Cefazoline 10 mg/kg을 3일간 투여하였고 실험기간 동안 동물의 구강위생을 위해 클로로헥시딘 용액을 이용하여 매일 구강양치를 시행하였다. 실험동물 희생 10일과 3일 전에 형광 현미경을 이용한 골의 광화 부위 관찰을 위해 Calcein green과 Tetracycline을 정맥 주사하였다.

Fig 1. Implantation sites of orthodontic mini-implants(a) and intraoral photo(b)

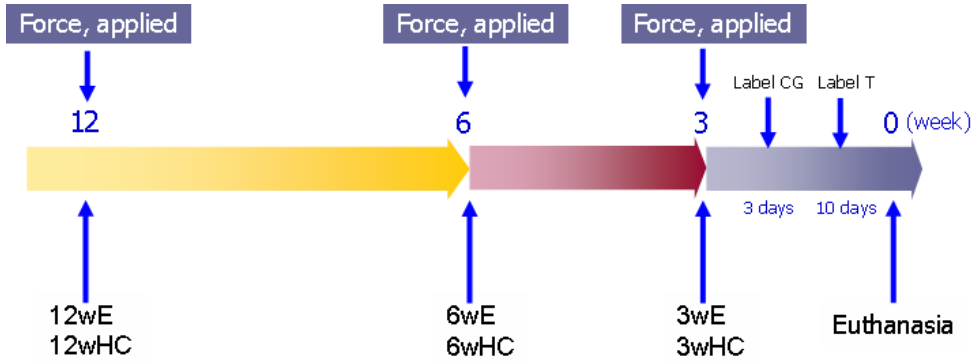

Fig 2. Timetable for placing mini-implants. w= weeks; E=experiment group; HC= healing control group; CG= calcein green; T= tetracycline

다. 조직 시편의 제작

실험동물을 희생한 후 low-speed diamond wheel을 이용하여 미니 임플란트 헤드의 중심에 근, 원심으로 notch를 형성하였다. 미니 임플란트가 포함된 조직 블록을 채취하고 10% 포르말린 용액에 1달간 고정하였다. 조직 고정 후 조직 표본을 14일 동안 70%-100% 점진적 고농도의 알코올에 탈수시키고 poly(methyl methacrylate)에 포매한 후 광중합기를 이용하여 진공상태에서 경화시켰다. 레진 포매된 조직 블록은 미니 임플란트 헤드의 중심을 지나도록 형성된 notch와 미니 임플란트의 tip을 연결한 평면을 기준으로 하여 diamond saw (Maruto, Japan)을 이용하여 절단하고 hard tissue grinding system (Maruto, Japan)으로 100-110 μm 두께의 비탈회 표본을 제작하고 toluidine blue로 염색하였다.

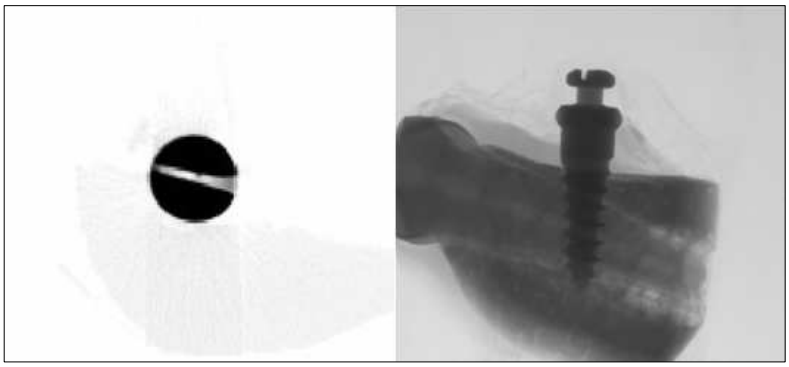

Fig 3. Coronal & sagittal view of the head of mini-implant. The notch was indentated on the head of mini-implant for the recognition of force direction.

라. 조직 계측학적 분석

저배율 사진으로 선택된 조직 시편을 10배의 광학 현미경(Leica DC 300F, Wetzler, Germany)하에서 촬영된 조직슬라이드에서 피질골층을 육안으로 구분하여 선택하였고 형광 현미경(Confocal laser scan LSM510, Carl zeiss)하에서 100배로 촬영하여 이를 Image-Pro Version 3.0 (Cybernetics Media, U.S.A.) 프로그램을 이용하여 임플란트 주위 cortical bone 층과 전체 식립 부위의 800 μm 내의 골접촉률(bone implant contact, BIC%)과 골 면적비율(bone volume/total volume, BV/TV%)을 측정하였으며 동적인 변수로 무기질 침착율(mineral apposition rate, MAR μm/day)과 골 형성율(bone formation rate, BFR%/day)을 계산하였다 (Fig. 4). 골 접촉율은 골 안에 식립된 미니 임플란트의 전체 pitch에서 골과 직접 접촉

하고 있는 표면의 길이를 모두 측정하여 더하고 이를 측정부위의 전체 pitch 표면의 길이로 나누어 백분율을 구하였다. 골 면적비율은 미니 임플란트 주위 800 μm 내에서의 골의 면적을 모두 구하여 더하고 이를 미니 임플란트 주위 800 μm 내의 전체 면적으로 나누어 백분율을 구하였다.

무기질 침착율은 형광 현미경 하에서 보면 동물 희생 3일전과 10일전에 7일의 시간차를 두고 투여된 색깔이 다른 두 형광물질이 골형성 부위에 특이성을 가지고 침착되어 나타나는데 미니 임플란트 주위 800 μm 내에서 각각의 pitch에 대해 다른 색깔을 가진 두 줄의 형광 띠가 뚜렷이 관찰되는 모든 부위에서 두 띠 간의 거리(interlabel width)를 측정한 후 두 형광물질이 투여된 날수의 차이로 나누어 계산하고 각각의 pitch에 대해 계산된 그 값을 모두 더하여 평균을 구하였다. 골형성율은 정해진 부위 내에서 두 줄로 나타난 형광 띠의 길이(double-labeled line, DL)를 모두 더하고 한 줄로 나타난 형광 띠의 길이(single-labeled line, SL)는 모두 더해 2로 나눈 후 이 두 값을 더하고 여기에 해당하는 미니 임플란트 주위골의 무기질 침착율은 곱하여 해당 부위의 골 면적(bone volume, BV)로 나눈 후 100을 곱하여 구하였다. 무기질 침착율과 골 형성율의 공식은 다음과 같다(Tang 등, 1997; Hagino 등, 2005).

$$MAR = \text{interlabel width}/7\text{days}$$

$$BFR = [(\sum DL + 1/2\sum SL) \times MAR]/BV \times 100$$

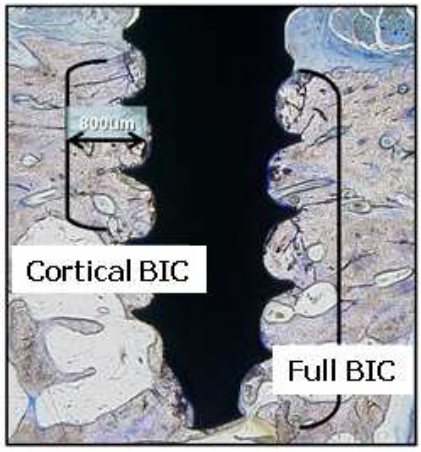

Fig. 4. Histomorphometric analysis for bone-implant contact and bone volume. Bone implant contact (BIC) was divided into BIC-cortical within cortical bone layer and fBIC including cancellous bone, and bone volume (BV) was measured within the range of 800 μm from implant-bone interface.

마. 통계 분석

각각의 변수에 대해 군마다 평균과 표준 편차(SEM, standard error of mean)를 구하였으며 SPSS Ver 11(SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 통계 프로그램으로 paired *t*-test를 이용하여 각 변수에 대한 압박측과 인장측간에 시기별 유의성을 검증하였으며 대조군과 압박측, 인장측간의 유의성은 independent *t* test를 이용하여 검증하였다. 각 변수에 대한 시기별 유의성은 ANOVA 분석 후 사후검증(Post-hoc test)을 시행하였다.

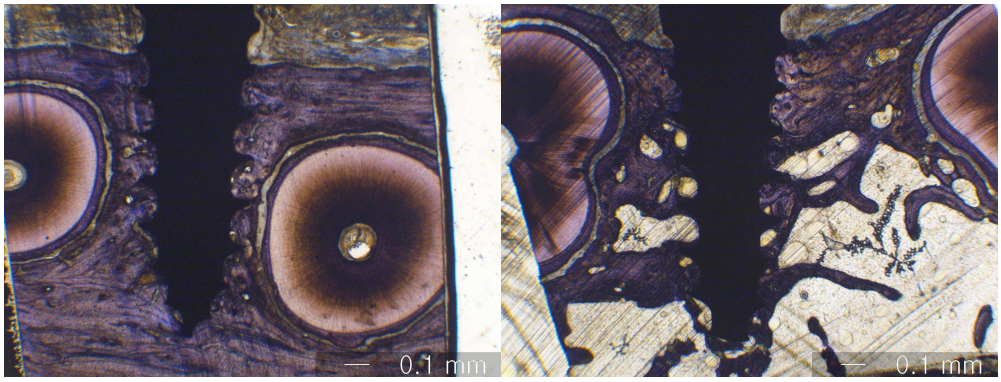

Fig. 5. Light microscopic photographs of the orthodontic mini-implants placed between the roots of mandibular premolar(a) and maxillary molar(b)(×10).

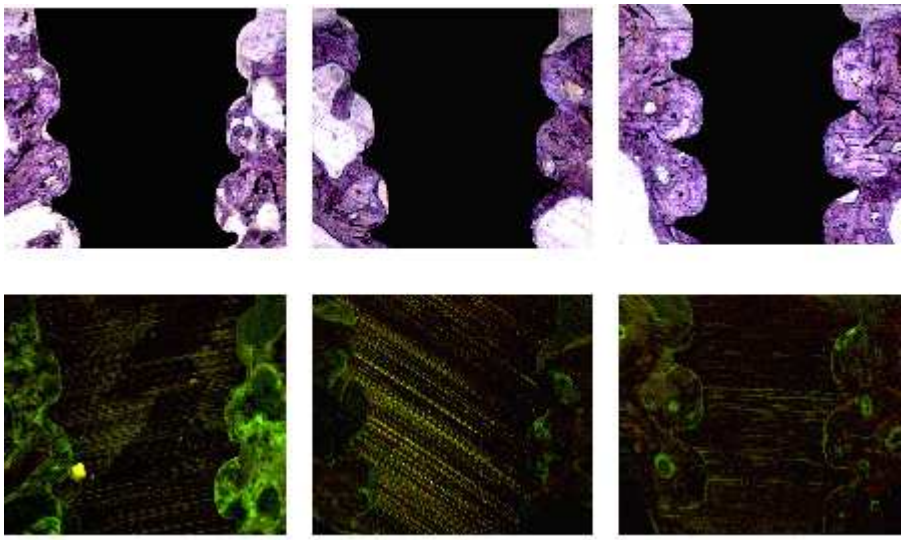

Fig. 6. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the maxillar of the experiment group. Tension and stress sides are right and left in each image. Left, middle and right images are obtained after the force application 3, 6 and 12 weeks. respectively.

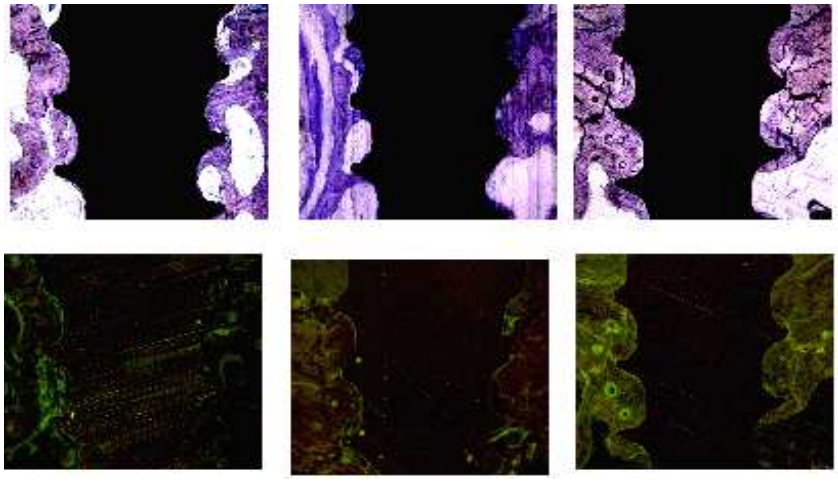

Fig. 7. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the maxillar of the control group. Tension and stress sides are right and left in each image. Left, middle and right images are obtained after the force application 3, 6 and 12 weeks. respectively.

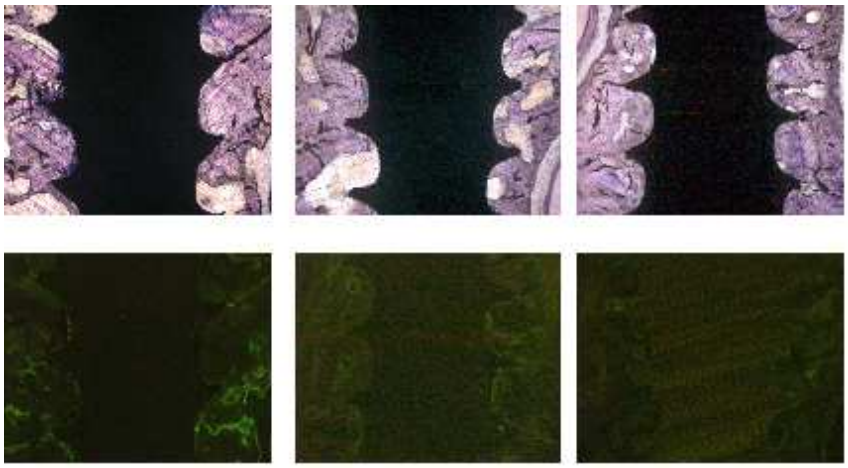

Fig. 8. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the mandible of the experimental group. Tension and stress sides are right and left in each image. Left, middle and right images are obtained after the force application 3, 6 and 12 weeks. respectively.

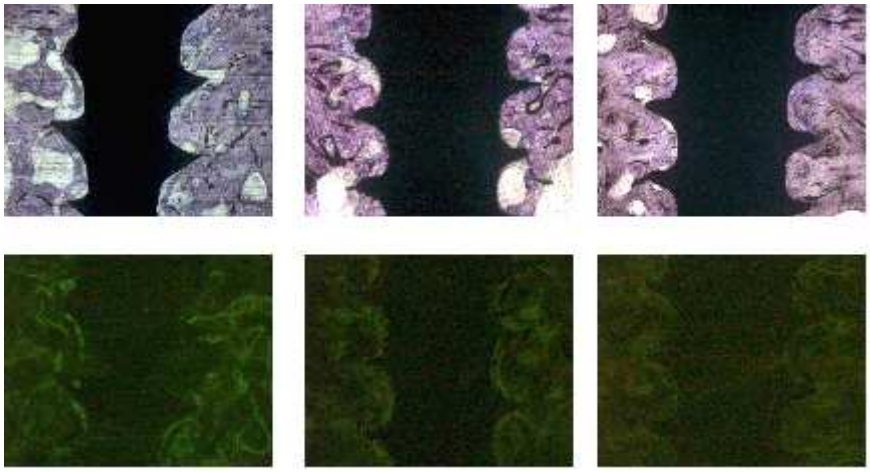

Fig. 9. Light microscopic photographs(top) and of fluorescence microscopic photographs(bottom) of the mandible of the control group. Tension and stress sides are right and left in each image. Left, middle and right images are obtained after the force application 3, 6 and 12 weeks. respectively.

Ⅲ. 연구 결과

가. 골 접촉률(bone implant contact)

전체적인 골접촉률(fBIC)에서 상악의 대조군, 압박측, 인장측 사이에서 유의한 차이는 없었다. 각 시기별 비교에서 12주에 압박측에 비해 인장측에서 유의하게 높은 골 접촉율이 관찰되었으며 ($P < 0.05$) 대조군과 비교하여 인장측, 압박측 모두 높은 골 접촉율이 계측되었다 ($P < 0.05$). 하악에서도 fBIC가 인장측의 평균 골 접촉율이 압박측에 비해 높게 계측되었으나 유의한 차이는 없었다. 각 시기별 비교에서 3주째 인장측에서 대조군에 비해 높은 골 접촉율이 관찰되었다(Table 1, Fig. 10).

피질골의 골접촉률(cBIC)에 있어 상악에서 유의한 차이는 관찰되지 않았으며. 각 시기별 비교에서 12주에 압박측, 인장측에서 대조군에 비해 높은 cBIC가 관찰되었다 ($P < 0.05$). 또한 압박측에서 12주째 3주와 6주와 비교하여 높은 골 접촉율이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악의 피질골에서는 대조군에 비하여 압박측과 인장측이 높은 cBIC를 나타내었으나 유의한 차이는 없었다(Table 2, Fig. 11).

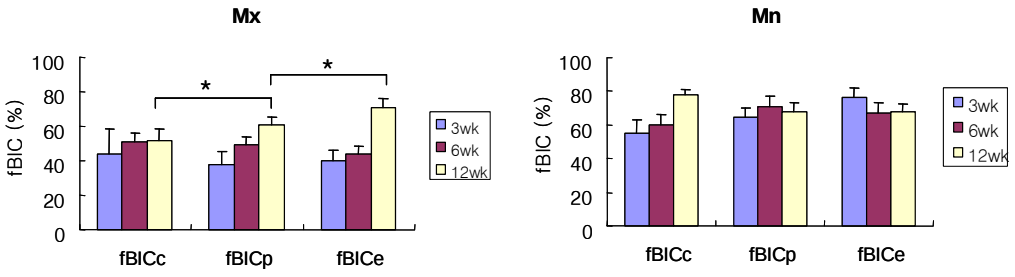

Fig. 10. Full bone implant contact (fBIC%) of each group for periods.
*$P < 0.05$.

Table 1. Comparison of full bone implant contact (fBIC%) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	fBICc		fBICp		fBICe		P value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	fBICc/ fBICp	fBICp/ fBICe	fBICc/ fBICe
Mx	3	44.19	14.01	38.02^{a}	7.68	39.89^{c}	6.12	-	-	-
	6	50.88	5.27	49.05	4.71	43.91^{b}	4.80	-	-	-
	12	51.51	7.21	61.12^{a}	4.61	70.89^{bc}	5.39	*	*	-
Total		49.02	4.85	49.86	3.63	49.99	4.10	-	-	-
Mn	3	54.79	8.16	64.72	5.42	76.06	5.46	-	-	-
	6	60.17	6.19	71.24	5.58	67.27	6.08	-	-	-
	12	77.82	3.19	67.53	5.92	68.06	4.72	-	-	-
Total		65.08	4.85	67.28	3.21	70.51	3.05	-	-	-

fBICc, total BIC in control group; fBICp, total BIC at pressure side; fBICe, total BIC at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; $*P < 0.05$.

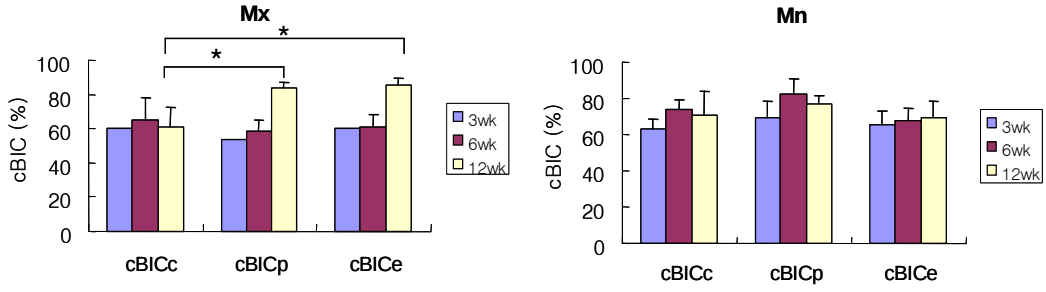

Fig. 11. Cortical bone implant contact (cBIC%) of each group for periods. $*P < 0.05$.

Table 2. Comparison of cortical bone implant contact (cBIC%) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	cBICc		cBICp		cBICe		*P* value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	cBICc/ cBICp	cBICp/ cBICe	cBICc/ cBICe
Mx	3	60.39	23.54	53.64[a]	7.62	60.49	12.3	-	-	-
	6	64.97	12.82	58.79[b]	6.02	60.73[c]	7.25	-	-	-
	12	60.65	11.35	83.47[ab]	3.34	85.55[c]	4.03	*	-	*
Total		62.33	7.20	65.24	4.15	68.61	5.06	-	-	-
Mn	3	63.11	5.39	69.53	8.58	65.14	7.57	-	-	-
	6	73.81	19.71	82.27	6.17	67.31	9.09	-	-	-
	12	70.88	13.28	76.63	4.74	68.99	9.38	-	-	-
Total		68.94	6.70	75.01	4.13	67.04	4.82	-	-	-

cBICc, cortical BIC in control group; cBICp, cortical BIC at pressure side; cBICe, cortical BIC at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; $*P < 0.05$.

나. 골 면적비율(bone volume)

전체적인 골 면적비율(fBV, full bone voume)은 상악과 하악에서 실험군, 대조군사이에 유의한 차이는 관찰되지 않았으며 시기별 유의한 차이는 나타나지 않았다(Table 3, Fig. 12).

평균 피질골 골 면적비율(cBV, cortical bone voume)은 상악의 압박측이 인장측에 비해 높게 관찰되었으나 유의한 차이는 나타나지 않았다. 각 시기별 비교에

서 12주째 압박측에서 인장측과 대조군에 비해 높은 골 면적비율이 관찰되었다. 압박측에서 12주째 6주에 비해 유의한 증가가 관찰되었다.

하악에서는 압박측, 인장측간의 cBV의 유의한 차이는 관찰되지 않았다. 인장측에서 3주째(75.56%), 12주(86.03%) 와 6주(87.96%)에 비교하여 낮은 피질골 골 면적비율이 관찰되었다(Table 4, Fig. 13)

Table 3. Comparison of full bone volume (fBV%) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	fBVc		fBVp		fBVe		P value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	fBVc/ fBVp	fBVp/ fBVe	fBVc/ fBVe
Mx	3	53.55	8.04	51.91	5.62	49.19	7.80	-	-	-
	6	46.77	6.69	49.06	3.82	43.91	2.39	-	-	-
	12	44.32	7.56	55.18	7.10	53.87	5.79	-	-	-
Total		48.10	4.04	51.93	3.11	48.77	3.09	-	-	-
Mn	3	70.47	5.14	62.21	6.13	72.59	4.99	-	-	-
	6	52.03	5.99	60.21	7.89	59.41	8.49	-	-	-
	12	72.03	5.79	61.89	4.81	60.64	5.08	-	-	-
Total		67.41	3.93	61.59	3.51	64.85	3.59	-	-	-

fBVc, total BV in control group; fBVp, total BV at pressure side; fBVe, total BV at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; $*P < 0.05$.

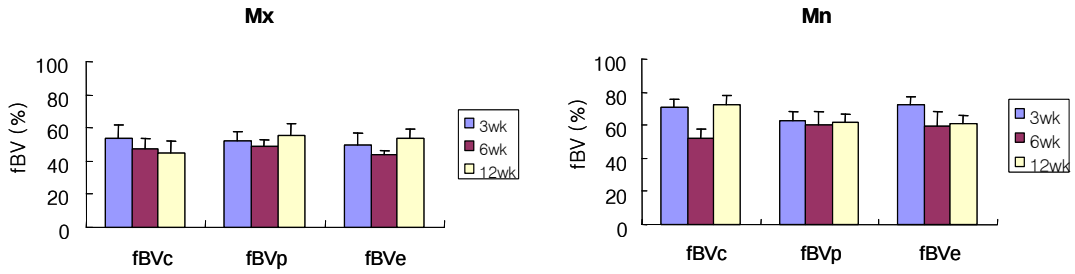

Fig. 12. Full bone volume (fBV%) of each group for periods. $*P < 0.05$.

Table 4. Comparison of cortical bone volume (cBV%) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	cBVc		cBVp		cBVe		P value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	cBVc/ cBVp	cBVp/ cBVe	cBVc/ cBVe
Mx	3	64.35	7.93	78.26	6.74	75.86	4.12	-	-	-
	6	70.33	6.66	71.49[a]	3.35	70.15	5.63	-	-	-
	12	76.58	5.82	87.28[a]	2.00	80.55	2.34	*	*	-
Total		70.97	3.78	79.14	2.76	75.08	2.69	-	-	-
Mn	3	76.57	6.48	74.28	5.50	75.56[bc]	4.40	-	-	-
	6	68.97	27.27	82.93	7.89	87.96[b]	1.72	-	-	-
	12	74.94	11.97	84.75	3.03	86.03[c]	1.81	-	-	-
Total		74.39	6.48	80.06	3.11	82.19	2.24	-	-	-

cBVc, cortical BV in control group; cBVp, cortical BV at pressure side; cBVe, cortical BV at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; $*P < 0.05$.

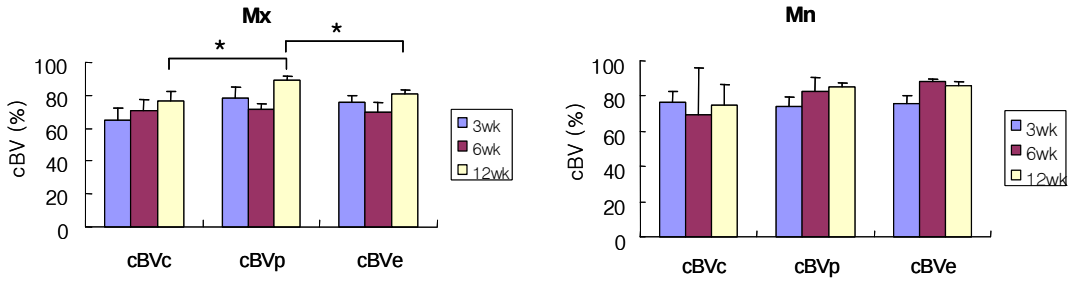

Fig. 13. Cortical bone volume (cBV%) of each group for periods. $*P < 0.05$.

다. 무기질 침착율(mineral apposition rate)

피질골의 무기질 침착율(cMAR, cortical mineral apposition rate)이 상악에서 대조군과 압박측, 인장측 사이에서 유의한 차이는 없었다. 인장측에서 압박측에 비하여 높은 무기질 침착율이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 그 외 시기별 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

하악에서 cMAR의 유의한 차이는 관찰되지 않았다. 피질골 압박측에서 12주째 3주에서보다 낮은 무기질 침착율이 관찰되었다 ($P < 0.05$). (Table 5, Fig. 14).

Table 5. Comparison of cortical mineral apposition rate (cMAR μm/day) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	cMARc		cMARp		cMARe		P value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	cMARc/ cMARp	cMARp/ cMARe	cMARc/ cMARe
Mx	3	3.02	0.52	2.64	0.21	3.39	0.41	-	-	-
	6	2.60	0.21	2.69	0.28	3.18	0.23	-	-	-
	12	2.71	0.28	2.90	0.25	2.61	0.47	-	-	-
Total		2.77	0.19	2.71	0.15	3.14	0.20	-	*	-
Mn	3	3.39	0.14	3.41[a]	0.29	3.13	0.32	-	-	-
	6	3.01	0.25	2.81	0.22	2.45	0.25	-	-	-
	12	2.33	0.64	2.51[a]	0.28	2.46	0.18	-	-	-
Total		2.91	0.34	2.81	0.18	2.62	0.15	-	-	-

cMARc, cortical MAR in control group; cMARp, cortical MAR at pressure side; cMARe, cortical MAR at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; $*P < 0.05$.

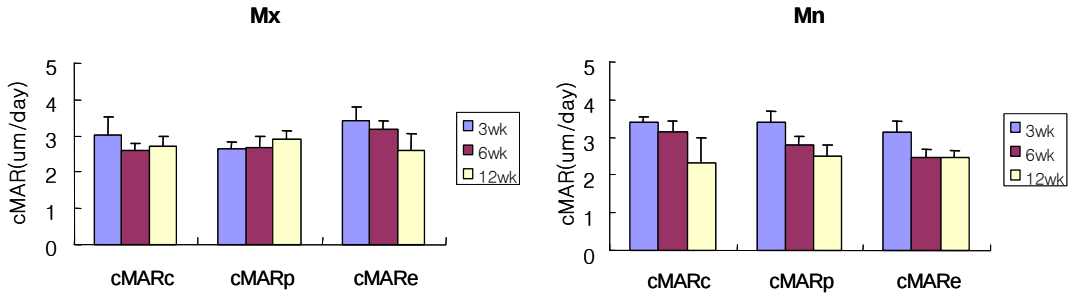

Fig. 14. Cortical mineral apposition rate (cMAR, μm/day) of each group for periods. $*P < 0.05$.

라. 골 형성율(bone formation rate)

피질골의 골 형성율(cBFR, cortical bone formation rate)은 상악에서 전체적으로 인장측에서 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 각 시기간의 유의한 차이는 관찰되지 않았으나 3주와 6주에서 모두 인장측에서 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서 cBFR은 전체적으로 상악에서와 마찬가지로 인장측에서 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었다($P < 0.05$). 각 시기별 비교시 6주에서 인장측에서 대조군과 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었고 ($P < 0.05$) 12주에서 인장측에서 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었다 ($P < 0.05$)(Table 6, Fig. 15).

Table 6. Comparison of cortical bone formation rate (cBFR%/day) for each group and loading period

Position	Loading time (week)	cBFRc		cBFRp		cBFRe		P value		
		Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	cBFRc/ cBFRp	cBFRp/ cBFRe	cBFRc/ cBFRe
Mx	3	3.85	1.94	1.37	0.39	4.63	1.42	-	*	-
	6	2.24	0.82	3.19	1.88	4.38	1.29	-	*	-
	12	2.74	0.85	1.58	0.39	2.14	1.15	-	-	-
Total		2.92	0.66	2.31	0.95	4.00	0.79	-	*	-
Mn	3	2.98	1.55	1.15	0.68	2.39	0.88	-	-	-
	6	3.80	0.58	1.92	0.38	3.45	0.61	*	*	-
	12	1.83	0.55	1.20	0.29	2.88	0.67	-	*	-
Total		2.87	0.89	1.39	0.25	2.91	0.40	-	*	-

cBFRc, cortical BFR in control group; cBFRp, cortical BFR at pressure side; cBFRe, cortical BFR at tension side. Entries with the same superscript letter in each column were significantly different at the 0.05 significant level; SEM, standard error of mean; -, not significant; *$P < 0.05$.

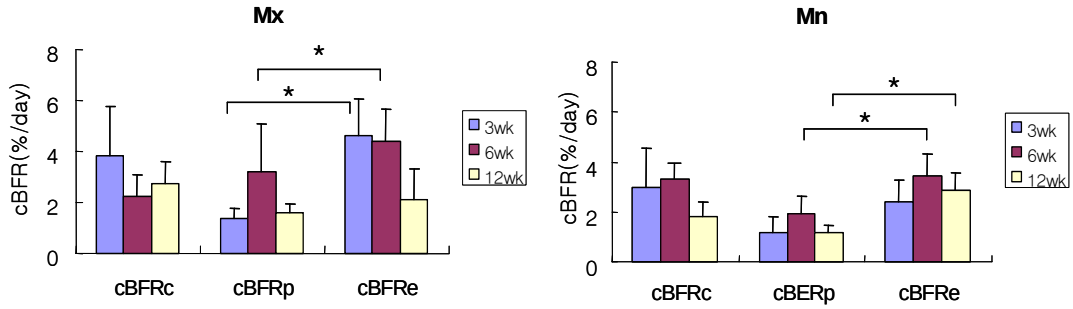

Fig. 15. Cortical bone formation rate (cBFR%/day) of each group for periods. $*P < 0.05$.

Ⅳ. 고 찰

교정용 미니 임플란트의 경우 교정력에 대한 압박측과 인장측에 대한 골변형과 접촉에 있어 보철용 임플란트와는 차이가 있을 것이며 특히 non -drilling type의 교정용 미니 임플란트는 식립 시 주변골에 변형과 인장력이 높게 발생될 수 있으므로 식립 후 측방력을 부여할 경우 보철용 임플란트와는 다른 주변골의 골반응이 일어날 것이라 가정할 수 있다. 교정용 미니 임플란트의 경우 보철용 임플란트에 비하여 크기가 작아 절편 형성의 기술적 어려움이 있기 때문에 아직까지 pilot drilling 술식 없이 식립이 가능한 교정용 미니 임플란트에서 압박측과 인장측 주위의 교정력에 대한 주위골의 골개조에 대한 조직형태학적인 연구는 시행되지 않았다.

Chen 등(1999)은 강한 압력이 임플란트 주위에서 변화되어 나사산 사이에서 중간정도의 압력으로 변화되며 나사산의 tip에서는 압력수준이 유의하게 증가함을 보고 하였고 미니 임플란트의 경부에서는 특별한 큰 압력은 관찰하지 못하였다. 또 Robert 등(1990)은 하악의 retromolar region에 식립한 임플란트의 나사산의 피질골에서 높은 골개조율이 나타남을 보고한 바 있다. 미니 임플란트 실험에서도 힘이 적용됨에 따라 tip과 경부, 중간 부위 등 부위에 따른 교정력의 분포가 달라지고 경우에 따라서는 tip 쪽에서 압박측과 인장측이 역전되는 현상까지도 일어날 수 있다. 따라서 본 실험에서는 이러한 변이를 최소화하고 동시에 골반응을 좀더 단순화시킬 수 있도록 전체골 뿐 아니라 피질골층의 결과를 따로 계측하여 분석하였다.

본 실험에서 먼저 골 접촉율에 대하여 하악에서는 유의한 차이가 없었으나 상악에서 전체골과 피질골층 모두에서 12주째 실험군에서 대조군에 비해 골 접촉율이 유의하게 높게 관찰되었는데 교정력이 미니 임플란트의 골유착에 대해 미치는 영향에 대한 이전의 연구를 보면 Daimaruya 등(2001)은 bone-metal

contact을 증가시킨다고 보고하였고 Ohmae 등(2001)은 대조군에 비하여 교정력을 부하한 군에서 bone-implant contact 이 약간 증가하였다고 보고하였으며 이는 본 실험의 결과와 비슷하다고 할 수 있다. Deguchi 등(2003)은 상악에 비해서 하악에서 골 접촉율이 유의하게 높음을 보고하였고 Kim 등(2005)은 pre-drilling을 하지 않은 경우에 pre-drilling을 한 경우보다 bone implant contact이 높음을 보고하였다.

De Pauw 등(2002)은 다른 연구에 비하여 비교적 큰 힘을 이용하여 대조군과 교정력을 적용한 임플란트를 비교하여 실험하였는데 5마리의 성견 관골궁에 직경 3.75 mm, 길이 7-15 mm의 임플란트를 식립하여 8주의 치유기간 후 8주간 5 N의 큰 악정형력을 적용한 실험을 한 결과 임플란트의 소실없이 방사선 사진상 정상 골형태를 보였으며 지속적인 큰 힘에도 교정력이 부하된 임플란트에서 처음에 이루어진 골접촉이 유지되었므로 임플란트를 악정형치료의 고정원으로 충분히 쓸 수 있다는 결론을 도출해 내었다. 이 실험에서 모든 나사산에서 대조군과 실험군, 압박측과 인장측, 임플란트의 길이 사이에 따른 유의한 차이는 나타나지 않았으나 cervical level에서의 marginal bone loss는 인장측에서 압박측보다 더 크게 나타났다. 위의 실험은 250-300 gm 정도의 약한 힘을 사용한 본 실험과는 차이가 있을 것으로 사료된다. 본 실험에서 상악에서 12주째 인장측에서 압박측에 비해 높은 골접촉율이 관찰되었는데 인장력과 압박력사이의 차이에 따른 연구로 Melsen 과 Costa(2000), Melsen 과 Lang 등(2001)의 연구에서 골반응에 유의한 차이는 없었으나 골유착이 시간의 증가에 따라 증가하였으며 bone-implant contact은 인장측보다 압박측에서 높은 경향을 나타내었다고 보고하였다. 위 실험에 비해 본 실험에서 시기에 따른 변화결과의 차이는 상대적으로 짧은 기간을 비교하였으므로 상이한 결과가 나타났다고 생각된다. Deguchi 등(2003)은 미니 임플란트 삽입 후 12주의 치유기간 중 3주에서 6주 사이에 골 접촉이 감소함을 관찰하였고 이것은 임플란트 표면의 치유기능에 따른 변화 때문이라고 설명하였다. 본 실험에서 교정력을 적용하지 않은 대조군의 경우 상,하악에서 3주에서 6주 사이에 유의한 차이는 없었으나 증가하는 양상을 띄었다. 위 실험에서 사용된 미니 임플란트는 machined surfaced로서 본 실험에 사용된 미니 임플란트는 self-etched surfaced

implant로 결과의 차이가 일어날 수 있을 것으로 생각된다. Garetto 등(1995)은 임플란트 주위의 골개조는 장기간에 걸쳐 계속되며 골유착정도의 중요한 지표인 골접촉양은 치유중의 각 시기에 따라 매우 변이가 큼을 보고하였다. 본 실험의 대조군에서도 위 실험들과 다른 다양한 양상을 나타내었다.

본 실험에서 상악과 하악에서 전체 골 면적비율은 실험군, 대조군 간, 시기별, 유의한 차이는 관찰되지 않았으며 상악 피질골층에서 골 접촉율에서와 마찬가지로 골 면적비율도 6주째와 12주째 증가되었다. 따라서 조기 부하군의 안정성에 대해서 확인 할 수 있었으며 이는 피질골의 골면적 비율의 증가 특히 압력을 받는 부위의 골면적 비율의 증가는 교정력에 대한 골반응으로써 미니 임플란트의 중장기적인 안정성에 대해 확인할 수 있는 결과라고 볼 수 있다. 각 시기별 비교에서 12주째 압박측에서 골 면적비율이 인장측과 대조군에 비해 증가하였고 역시 6주에 비해 유의한 증가가 관찰되었다. 이는 골 접촉율과는 반대로 인장측이 아닌 압박측에서 유의한 차이가 나타났으며 두 결과 모두 하악보다는 상악에서 유의한 차이를 나타내었다. 상악에서 외부로부터의 압박에 따른 골의 구조적 변화가 일어났음을 암시하며 골밀도가 절대적으로 높은 하악에서는 골 면적비율의 구조적인 변화는 유의하게 일어나기 힘들기 때문으로 생각된다.

본 실험에서는 골개조에서 골형성 상태를 분석할 수 있는 변수로서 무기질 침착율과 골 형성율을 형광 염색을 통해 측정하였다. Robert 등(1984)에 의하면 안정된 상태에서 성견의 무기질 침착율은 약 1 μm/day 라고 보고하였다. 이 실험의 결과는 대조군과 두 실험군 모두에서 이에 비해 현저히 높은 무기질 침착율을 보여주고 있는데 이것은 미니 임플란트 식립이라는 외상에 대한 조직반응으로 생각할 수 있으며 전체골에서 압박측에서 인장측에 비해 높은 무기질 침착율이 관찰되었고 상악 피질골층에서 인장측에서 압박측에 비해 높은 무기질 침착율이 관찰되었다. 하악 피질골층에서 전체적인 무기질 침착율의 유의한 차이는 없었으나 압박측에서 12주째에 3주에서보다 무기질 침착율이 감소하였고 6주째에 실험군보다 대조군의 무기질 침착율이 더 높게 관찰되었다.

임플란트에 대한 부하와 그 주위조직의 반응사이의 관계에 대한 연구를 보면 조직반응이 진성 strain 수치에 직접 관련되지 않고 총 부하량보다는 load distribution에 의한 것이라는 의견이 있으며 정확한 관계는 아직 밝혀지지 않았다. 본 실험에서도 각 시기별, 힘의 형태별로 각 주위골의 다양한 골반응을 볼 수 있는데 이를 뒷받침 할 수 있는 가설로 사료된다. Bone turnover에 대해서는 Melsen 과 Lang (2001), Ohmae 등(2001)은 대조군에 비해 교정력을 부하한 군에서 유의하게 증가하였음을 보고하였다. De Smet 등(2006)은 골 주위 치유과정 중 만기부하에 비해 조기부하에서 더욱 빠른 치유가 일어나며 이는 일정 범위내의 기계적인 자극하에서 골질을 유지하려는 성향이 있기 때문이라고 보고하였다. Melsen 과 Lang 등(2001)은 매우 낮거나 매우 높은 인장력에 대하여 골흡수와 (-) remodeling balance를 보고하였으며 그 사이의 인장력에서는 인장력의 크기가 증가함에 따라 골개조가 증가하였고 (+) remodeling balance가 형성됨을 보고하였다. 따라서 각각의 치료형태에 따라 remodeing balance가 역전되는 역치를 발견하는 연구가 필요할 것으로 생각된다. 골개조율은 성인의 피질골에서에서 3-8%가 정상인데 비해 임플란트 주위골은 30%로 증가되어 있음이 보고 되었다(Roberts, 1990). Huja 등(1999)의 실험에서 임플란트 식립 후 5년까지 임플란트 주위골의 bone volume density와 remodeling rate 모두 증가하였는데, 이러한 높은 골개조율의 원인으로 피로에 의한 microdamage의 축적을 제한하기 위한 것이라는 가설을 제시하였다. Verna 등(2004)은 피로에 의한 미세균열을 복구하고 오래 된 골을 대치하기 위한 생리적인 회복기전으로서 높은 골 개조율을 설명하였는데 본 실험에서도 모든 군에서 높은 골 형성율을 관찰할 수 있었다.

Cattaneo 등(2007)은 교정력이 부하된 dental implant 주위의 stress와 strain field를 설명하고자 하여 4마리의 원숭이에서 제2소구치와 제1대구치 발거 후 발치와에 16개의 titanium dental implant를 식립한 후 17주의 치유기간을 두고 implant에 50 cN의 교정력을 부하한 실험에서 개체에 따라 주위 치조골이 다름에도 불구하고 모든 임플란트가 유착되었으나 수용체 (원숭이)사이의 개체차도 생물, 형태학적 변수 모두에 큰 영향을 미침을 보고하였다. 이 변이는 임플란트 주위의 골개조능과 부하전달기전에 실질적인 영향을 주는 것으로 사료된다. 이 실험에

서 대조군에 비교하여 교정력을 부하한 그룹에서 골흡수가 유의하게 높음을 보고하였다. 반대로 fractional resting surface(total bone surface에 비하여 진행중인 remodeling이 없는 표면의 범위)는 대조군에서 더 높았으며 임플란트가 같은 크기의 힘으로 부하를 받았어도 다른 형태로 변위되었음을 알 수 있다.

피질골의 골개조 주기 (sigma)에 대한 이전의 연구에서 토끼에서 6주, 개에서 12주, 원숭이에서 14주, 사람에서 16주로 알려졌으며 따라서 이 주기로 동물실험 결과를 사람의 결과에 유추해 볼 수 있다 원 등(1996)은 토끼에 임플란트 식립시 1-4주까지는 신생골의 생성과 함께 골유착의 면적이 증가하는 것을 볼 수 있었으나 4주 이후에는 신생골의 형성보다는 유착된 골의 재형성 및 층판골 형성화를 관찰할 수 있었다고 하였다. 이는 위의 주기를 볼 때 사람에서 10.7주 정도에 나타나는 현상으로 본 실험에서 12주째 오히려 이전 시기보다 cBFR 값이 감소한 원인으로 생각할 수 있을 것이다.

보철용 임플란트의 연구에서 Bone volume fraction 의 경우 implant에서 먼 부위에 비해 근접한부위(1 mm 이내)에서 모든 종에서 1.5-2배 증가하였고 토끼, 개, 원숭이등의 동물실험에서 remodeling rate 는 3-4배 , 사람에서는 9배까지 증가하였으며 연구마다 결과에 차이가 있었다. 본 실험에서도 이와 비슷한 800 μm이내의 자료를 연구하였다.

Mori 와 Burr 등(1993)은 생리적 범위내의 힘은 골개조 능력을 향상시키며 일정 범위의 자극은 골형성을 촉진한다고 보고하였고 식립 시술 직후 수술에 의한 손상으로 골개조와 골대사량이 높은 시기에 필요 이상의 과도한 교정력을 사용하는 것은 미니 임플란트의 안정성을 떨어뜨릴 수 있다고 하였지만 교정용 미니 임플란트에 가해지는 교정력은 보철용 임플란트에 가해지는 교합력에 비해 크기가 작고 방향이 일정하게 유지되며 어느 정도의 사용기간이 끝나면 제거되어야 하므로 임플란트의 골유착 정도가 크지 않아도 성공적으로 골내 고정원으로서의 기능을 수행할 수 있으며 오히려 완전한 골유착은 교정용 미니 임플란트에 있어서 바람직하지 않다고 여겨진다.

Huja 등(2005)은 피질골의 두께를 대변할 수 있는 pull out strength를 측정하여 부위별로 계측한 결과 하악 구치부위에 비하여 하악 전치부위에서 유의하게 낮음을 보고하였다. 이 실험에서 미니 임플란트가 식립된 부위의 평균 골 두께는 전치부에서 1.3 mm, 구치부에서 2.0-2.4 mm 였다. 다른 연구에서 pull out strength가 3-5주 사이에 감소함을 보고하였고(Baker, 1999) 이 실험에서 식립 직후와 8주 후의 pull out strength사이에 유의한 차이가 없음을 보고하였다. 피질골의 두께에 따라 이 실험처럼 이번 실험의 결과도 상악과 하악의 차이가 나타난 것으로 추측해 볼 수 있다.

미니 임플란트가 힘이 가해질 때 절대적으로 움직이지 않는지에 대해 Liou 등(2004)은 16명의 성인에서 인매스 전치부 견인을 위하여 상악 zygomatic buttress 부위에 직경 2 mm, 길이 17 mm의 상악 고정원용 미니 임플란트로 실험하여 두경부 방사선 사진을 힘 적용전과 9개월 후에 촬영하고 미니 임플란트의 이동이 있었는지 상악, 두개저, cranial vault등의 구조물을 중첩하여 본 결과 평균적으로 head 부위에서 0.4 mm 정도 전방 경사됨과 16명 중 7명의 환자에서 미니 임플란트는 정출되었고 -1.0 에서 1.5 mm 전방 경사되었음을 보고 하였다.

이 실험으로 미니 임플란트는 안정적인 고정원은 될 수 있지만 교정력을 가하는 동안 절대적으로 고정되어 있지는 않으며 교정력에 따라 움직이기도 한다는 것을 유추할 수 있었고. 이러한 변위에 의해서 미니 임플란트가 치명적인 기관을 침범하지 않도록 열공, 주신경, 혈관, 치아등을 피해서 삽입되어야 하며 미니 임플란트와 치근사이에 2 mm정도의 간격을 확보하는 것이 권장된다. 본 실험에서 피질골층의 골개조율은 상하악 모두에서 인장측에서 압박측보다 높은 골 형성율이 관찰되었다. 이것은 다른 요인들에 비해 뚜렷한 결과로 나타났는데 미니 임플란트에도 교정력이 가해졌을 때 인장측에서 압박측이나 교정력을 주지 않은 대조군에 비해 활발한 골형성이 일어남을 알 수 있었다.

이상의 결과로 미니 임플란트에 조기 부여하는 교정력은 미니 임플란트의 안정성에 긍정적인 영향을 주며 힘의 방향에 대해서는 하악에 비해 상악에서 골반응

과 골 접촉율에 영향을 크게 미치며 인장측의 골개조가 활성화되었음을 알 수 있다. 따라서 미니 임플란트는 식립 후 골 내에 고정되어 있는 기계적인 결합이 아니라 역동적으로 외부환경에 대해 지속적으로 골개조가 이루어지고 있으므로 교정영역에서 절대적 고정원으로 여겨지고 있는 미니 임플란트에 대하여 힘의 크기와 방향에 따른 추가 연구가 필요하다고 사료된다.

Ⅴ. 결 론

1. 전체 골 접촉율(fBIC)는 12주째 상악에서 인장측에서 압박측에 비해 유의하게 높은 골 접촉율이 관찰되었으며 ($P < 0.05$), 하악에서는 유의한 차이는 없었다.

피질골 골 접촉율(cBIC)는 상악에서 대조군에 비해 12주째 압박측, 인장측이 높은 cBIC가 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서는 압박측의 cBIC (75.01%)가 유의한 차이는 없었다.

2. 전체 골 면적비율(fBV)은 상악과 하악에서 대조군, 압박측, 인장측사이에 유의한 차이는 관찰되지 않았으며 시기별 유의한 차이도 나타나지 않았다.

피질골 골 면적비율(cBV)은 상악에서 압박측(79.14%)이 인장측(75.08%)에 비해 높게 관찰되었으나 유의한 차이는 나타나지 않았다 ($P > 0.05$). 12주째 압박측(87.28%)에서 인장측(80.55%)과 대조군(76.58%)에 비해 높은 cBV가 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서는 인장측에서 12주(86.03%)와 6주(82.19%)에서 3주(75.56%)에 비해 높은 cBV가 관찰되었다.($P < 0.05$).

3. 피질골 무기질 침착율(cMAR)은 상악에서 인장측(3.14)이 압박측(2.71)에 비해 높게 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서는 압박측의 cMAR이 3주째(3.41) 12주째(2.51)에 비해 높게 관찰되었다 ($P < 0.05$).

4. 피질골의 골 형성율(cBFR)은 상악에서 인장측(4.00)에서 압박측(2.31)보다 높은 골 형성율이 관찰되었고($P < 0.05$) 3주와 6주에서 인장측에서 압박측보다 높은 cBFR이 관찰되었다 ($P < 0.05$). 하악에서 인장측(2.91)에서 압박측(1.39)보다 높은

cBFR이 관찰되었고($P < 0.05$) 6주와 12주에서 인장측에서 압박측보다 높은 cBFR이 관찰되었다 ($P < 0.05$).

이상의 결과로 미니 임플란트에 조기 부여하는 교정력은 미니 임플란트의 안정성에 긍정적인 영향을 주며 인장측과 압박측의 조직반응에 대해서는 하악에 비해 상악에서 골반응과 골 접촉율에 영향을 크게 미치며 인장측의 골개조가 활성화되었음을 알 수 있다. 따라서 미니 임플란트는 식립 후 골 내에 고정되어 있는 기계적인 결합이라기 보다는 역동적으로 외부환경에 대해 지속적으로 골개조가 이루어지고 있음을 알 수 있다.

참고 문헌

박영철, 김정국, 이종석 : 도해로 보는 최신성인교정치료 vol. III - 미니 임플란트를 이용한 교정치료. 서울, *신흥인터내셔날,* 2005,

박효상 : Micro-implant를 이용한 교정치료. 서울, *나래출판사* 2001.

원중희, 서중배 : 표면변화에 따른 티타늄 합금에의 골유착. 충북의대 학술지 16:1-7, 1996

Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W : Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:292-9, 1998.

Baker D, London RM, O'Neal R. : Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14(5):722-8, 1999.

Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C : Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 6(1): 82-97, 2005

Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G : Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 39(1): 9-24, 2005

Catano M, Dalstra M, Melsen B: Analysis of Stress and Strain around Orthodontcally loaded Implants an Animal study *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22:213-225, 2007.

Chen J, Meng ME, Roberts WE. : Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: Coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:282 - 289, 1999.

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* 19:100-6, 2004.

Cornelis MA, Scheffler NR, De Clerck HJ, Tulloch JF, Behets CN.: Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 131(4):S52-8, 2007.

Daimaruya T, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. : The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dogs. *Angle Orthod.* 71(1):60-70, 2001.

Deguchi T, Yamamoto T, Kanomi R, J. K. Hartsfield, Jr., Roberts WE, Garetto LP : The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 82(5): 377-381, 2003.

Frost HM. : Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Mineral* 19: 257-71, 1992.

Garetto LP, Chen J, Parr JA, Roberts WE.: Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent.* 4(4): 235-43, 1995.

Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE : Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 83: 311-7, 1983.

Guy A. M. De Pauw, DDS1/Luc R. Dermaut, DDS, PhD2/Carina B. Johansson, PhD3/Guy Martens, BS4 : A Histomorphometric Analysis of Heavily Loaded and Non-Loaded Implants *Int J Oral Maxillofacial Implants* 17: 405 - 412, 2002.

Hagino H, Kuraoka M, Kameyama Y, Okano T, Teshima R : Effect of a selective agonist for prostaglandin E receptor subtype EP4(ONO-4819) on the cortical bone reponse to mechanical loading. *Bone* 36: 444-453, 2005.

Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. :Microdamage adjacent to endosseous implants.*Bone.* 25(2): 217-22, 1999.

Isidor F : Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(3):377-83, 1998.

Kanomi R : Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31(11): 763-767, 1997.

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* 130:177-82, 2006.

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

Kyung SH, Choi JH, Park YC : Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. *J Clin Orthod* 37(10): 575-579, 2003.

Kyung SH, Choi HW, Kim KH, Park YC : Bonding orthodontic attachments to miniscrew heads. *J Clin Orthod* 39(6): 348-353, 2005.

Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK : The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod* 74(5): 711-714, 2004.

Liou E, Pai B, Lin J : Do miniscrews remain stationary under orthodontic force? *Am J Orthod Dentofac Orthop* 126: 42-47, 2004

Melsen B and Costa A : Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 3: 23-28, 2000.

Melsen B, Lang NP.: Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 12: 144-52. 2001.

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T : Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124: 373-8, 2003.

Mori S, Burr DB : Increased intracortical remodeling following fatigue damage. *Bone* 14(2): 103-9, 1993.

Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. : A clinical and histological evaluation of titanium mini-implantsas anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 489-97, 2001.

Oyonarte R, Pillar RM, Deporter D, Woodside DG : Peri-Implant bone reponse to orthodontic loading : Part 1. A histomorphometric study of the effect of implant surface design *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128: 173-81, 2005.

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH : Micro-Implant Anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 35(7): 417-422, 2001.

Park HS, Lee SK, Kwon OW : Group distal movement of teeth using micro-screw implant anchorage. *Angle Orthod* 75(4): 602-609, 2005.

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

Park HS, Yen S, Jeong SH : Histologic and biomechanical characteristics of orthodontic self-drilling and self-tapping microscrew implants. *Korean J Orthod* 36(4): 295-307, 2006.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS : Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 86:95-111, 1984.

Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK : Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 59:247-56, 1989.

Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ : Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 27:693-704, 1994.

Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. : Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60:135 - 152, 1990.

Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP.:The holding power of orthopedic screws in vivo. *Clin Orthop Relat Res.* 108 :115-26, 1975.

Schulte W, Lukas D : The periotest method. *Int Dent J* 42:433-40, 1992.

Tang LY, Cullen DM, Yee JA, Jee WS, Kimmel DB : Prostaglandin E2 increases the skeletal response th mechanical loading. *J Bone Miner Res* 12: 276-82, 1997.

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* 10:43-9, 1995.

Trisi P, Rebaudi A : Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Period Restor Dent* 22(1):31-43, 2002.

Turley PK, Kean C, Schur J, Gray J, Hennes J, Poon LC : Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 58: 151-62, 1988.

Verna C, Dalstra M, Lee TC, Cattaneo PM, Melsen B.Eur : Microcracks in the alveolar bone following orthodontic tooth movement: a morphological and morphometric study.*J Orthod.* 26(5): 459-67, 2004.

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

Abstract

Histomorphometric Analysis on interfacial bone response of orthodontic mini-implant to orthodontic force : comparison between pressure and tension side

Hee Sun Chung

Department of Dentistry, The Graduate School, Yonsei University

(*Directed by Professor* Young-Chel Park *D.D.S., M.S.D., Ph.D.*)

This study performed a systematic histomorphometric analysis on the interfacial bone response of orthodontic mini-implants to different types of orthodontic forces. Total 96 mini-implants were placed in the buccal alveolar bones of the mandible and maxilla of 8 male beagle dogs. Orthodontic forces in the rannge of 250-300 gm were applied within 3 weeks on the experiment group, whereas any orthodontic forces was not applied on the control group. The interfacial bone response of the experiment group was monitored at the stress side and tension side, subjected on the orthodontic force during 3, 6, and 12 weeks. The obtained results were as follows:

1. At 12 weeks of loading period, the full bone interface contact(fBIC) of maxilla measured at tension side was observed higher than one measured at pressure side ($P < 0.05$), whereas a significant change was not observed in the measured fBICs of mandible. The cortical bone interface contact(cBIC) of maxilla was higher at both tension and pressure sides at 12 weeks of loading period, as compared with one monitored at different loading periods ($P < 0.05$). The cBIC of mandible at pressure side (75.01%) was higher than one measured at tension side (67.04 %), but a significant change was not observed.

2. A significant change in full bone volume (fBV) was not observed for both maxilla and mandible at various loading periods.

3. The cortical bone volume (cBV) of mandible at pressure side (79.14%) was higher than one measured at tension side (75.08%), but a significant change was not observed ($P > 0.05$). At 12 weeks of loading period, the cBV measured at pressure side (87.28%) was observed higher than one measured at tension side (80.55%) and the control group (76.58%) ($P < 0.05$). The cBV of mandible measured at tension side was higher at 6 (82.19%) and 12 (86.03%) weeks of loading periods than one measured at 3 weeks of loading period ($P < 0.05$).

4. The cortical mineral apposition rate (cMAR) of maxilla measured at tension side (3.14) was higher than one pressure side (2.71) ($P < 0.05$). The cMAR of mandible at pressure side was higher at 3 (3.41) weeks of loading periods than one measured at 12 weeks of loading period (2.51) ($P < 0.05$).

5. The cortical bone formation rate (cBFR) of maxilla measured at tension side (4.00) was observed higher than one measured at pressure side (2.31) ($P < 0.05$). The cBFR measured at tension side was higher than one measured at pressure side at 3 and 6 weeks of loading period ($P < 0.05$). The cBFR of mandible measured at tension side (2.91) was higher than one pressure side (1.39) ($P < 0.05$).

Based on these results, we concluded that the orthodontic force loaded on mini-implant had a positive effect on the stability of mini-implants. The orthodontic force have greater effect on the maxilla in the respect of bone reaction and bone-implant contact rate, as compared of mandible, and enhances the bone formation rate on tension side than pressure side and control group. This result indicates that orthodontic mini-implant has not only static but dynamic dynamic response to peri-implant bone.

Key words : Orthodontic mini-implant, Tension side, Pressure side, Histomorphometric analysis.