

성견에 식립된 수종의 일체형
임플란트 주위 경·연조직 치유 반응

연세대학교 대학원

치 의 학 과

오 광 철

성견에 식립된 수종의 일체형
임플란트 주위 경·연조직 치유 반응

지도 한 중 현 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2007년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

오 광 철

오광철의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 한 종 현 인

심사위원 한 동 후 인

심사위원 허 성 주 인

심사위원 류 인 철 인

심사위원 김 선 재 인

연세대학교 대학원

2007년 6월 20일

차 례

그림 및 표 차례	
국문요약	
I. 서론	1
II. 연구재료 및 방법	4
1) 실험동물 준비	4
2) 임플란트 종류와 수술	4
3) 동물 희생	5
4) 시편 제작	5
5) 시편 관찰	5
6) 통계 분석	6
III. 결과	7
IV. 고찰	11
V. 결론	17
참고문헌	18
그림 및 설명	24
영문요약	31

그림 및 표 차례

Table 1	7
Amount of biologic width following 6 months of healing	
Table 2	7
Amount of epithelial attachment following 6 months of healing	
Table 3	7
Amount of connective tissue attachment following 6 months of healing	
Table 4	7
Amount of bone resorption following 6 months of healing	
그림 1a	24
NTR 임플란트의 치은 관통부 형태	
그림 1b	24
Onebody 임플란트의 치은 관통부 형태	
그림 1c	25
NobelDirect 임플란트의 치은 관통부 형태	
그림 2a	25
임플란트 수술 직후 구강 내 임상조건	
그림 2b	25
동물 희생 직전 구강 내 임상조건	
그림 3.	26
NTR [®] , Onebody [™] , NobelDirect [®] 임플란트의 조직학적 소견 (x1.25)	
그림 4a.	26
NTR [®] 임플란트에서 수직적 측정의 예	
그림 4b.	27
Onebody [™] 임플란트에서 수직적 측정의 예	

그림 4c	27
NobelDirect [®] 임플란트에서 수직적 측정의 예	
그림 5	28
임플란트 장축에 평행하도록 수직적인 최단거리를 측정한 방법과 지대주와 임플란트의 외형을 따라 측정한 생물학적 폭경과 골 흡수량 예	
그림 6a	29
각 임플란트에서 연조직 구성요소 및 골흡수량의 수직 길이	
그림 6b	29
각 임플란트에서 연조직 구성요소 및 골흡수량을 임플란트 외형을 따라 측정한 길이	
그림 7a	30
Onebody [™] 에서 골 증식이 일어난 표본의 예	
그림 7b	30
NobelDirect [®] 에서 골 증식이 일어난 표본의 예	

국문요약

성견에 식립된 수종의 일체형 임플란트 주위 경·연조직 치유 반응

임플란트 치료개념의 변화에 따라 임플란트 고정체와 지대주가 하나로 구성되어있는 일체형 임플란트가 소개되어 임상에서 이용되고 있으나 일체형 임플란트의 형태나 표면 거칠기가 임플란트 주위 연조직과 경조직에 미치는 영향에 대한 연구는 미흡하다. 본 연구에서는 지대주 치은 관통부의 형태와 표면 거칠기가 다른 NTR[®] (Altiva Corporation, Charlotte, NC, USA), Onebody[™] (워랜텍, 서울, 대한민국), NobelDirect[®] (NobelBiocare, Yorba Linda, CA, USA)의 3가지 일체형 임플란트에서 주위 연조직과 경조직의 치유 반응을 비교·평가하였다. 성견 5마리의 하악 좌우 소구치를 모두 발거하고 1개월 후 각 성견의 편측 소구치 잔존 치조제에 3종류 일체형 임플란트를 하나씩 총 30개의 임플란트를 식립하여 특별한 치태조절 없이 6개월간 관찰 후, 성견을 희생하였다. 임플란트 주위 연조직과 경조직의 평가 시, 임플란트 장축과 평행한 수직 길이와 임플란트 나사산이나 치은 관통부 형태를 따라 접촉한 실제 길이의 두가지로 분류하여 조직학적으로 계측, 95% 유의수준에서 비교·평가한 결과 수직 길이의 측정에서 생물학적 폭경은 일체형 임플란트 사이에 유의차가 없었으나 치은 관통부와 접촉하는 실제 길이의 측정에서는 NTR[®]이 다른 일체형 임플란트에 비해 큰 생물학적 폭경의 결과를 보였다. 두 가지 측정 방법 모두에서 Onebody[™]가 NTR[®]이나 NobelDirect[®] 보다 유의성 있게 큰 결합조직 부착 길이와 작은 골흡수량을 보였다. 이상의 결과로 볼 때 치은 관통부의 형태가 잘록하고 하단에 미세 구가 형성되어 있는 일체형 임플란트의 형태가 결합조직 부착 길이를 증가시키고 골흡수량을 감소시키는데 유리한 영향을 끼친다고 여겨진다.

성견에 식립된 수종의 일체형 임플란트 주위 경·연조직 치유 반응

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 한 중 현 교수)

오 광 철

서론

Brånemark에 의해 골유착의 개념이 소개된 이후 임플란트를 이용한 치과치료는 현대 치의학에서 큰 부분을 차지하고 있다.¹⁻⁴ Brånemark 등은 하악에서 3~4개월, 상악에서 5~6개월간의 치유기간 동안 임플란트를 구강 내에 노출시키지 않도록 하여 조기 하중이나 구강 내 세균으로부터 임플란트를 보호하도록 제안하였다. 그 후 Ledermann 등은 치유기간 동안 의도적으로 구강 내에 임플란트를 노출시킨 후 수복을 하는 경우에도 임상적으로 차이가 없음을 보고하였다.⁵⁻⁸ 연구가 거듭되면서 초기에 제안되었던 임플란트 치료방법에는 많은 변화가 있었다. 현재는 치료기간 단축과 환자의 편의를 위해 필요한 경우 임플란트를 식립 직후 기능하중을 가하는 방법도 이용되고 있으며 이렇게 즉시하중을 가하는 경우에도 임플란트의 골유착 성공율은 전통적인 방법과 별

차이가 없다고 보고되고 있다.⁹⁻¹² 수술 후 치유기간 중에는 임플란트에 하중이 가해지는 것을 방지하고, 차후 보철적인 편의성을 위해 임플란트와 지대주가 독립적으로 제작되어 적절한 치유기간 후 지대주를 연결하는 방법이 전통적으로 이용되었으나 즉시하중의 적응증이 증가함에 따라 임플란트와 지대주를 연결하여 하나로 만든 일체형 임플란트가 다시 등장하게 되었다. 치근형 임플란트에서 지대주와 고정체가 일체형으로 된 제품은 이미 1970년대 중반에 소개되었으나 당시에는 합성 사파이어나 알루미나를 재질로 이용하였기 때문에 생체적합성은 우수하나 부서지기 쉬운 물리적 성질로 인해 오래 사용되지 못했다.^{13,14} 최근에는 과거의 문제점들을 해결한 일체형 임플란트가 다시 이용되면서 관심을 끌고 있다.¹⁵

임플란트 연구의 초기에는 주로 임플란트와 골의 반응에 대한 연구가 주류를 이루었으나 80년대 말부터 임플란트 주위 연조직에 대한 연구가 시작되면서 임플란트 주위 연조직의 중요성이 강조되고 있다.¹⁶⁻¹⁹ 임플란트 주위에 단단하고 기능적인 연조직이 형성되어 있다면 구강 내 세균의 공격이나 기능 시 발생하는 기계적인 자극에 대해 보다 유리하게 반응하여 임플란트가 장기적으로 좋은 예후를 가지는데 도움이 될 것이다.²⁰ 임플란트 주위에도 자연치아의 생물학적 폭경²¹에 해당하는 연조직이 3-4mm 두께로 존재하며, 이것은 치은 열구를 포함하는 약 2mm의 상피조직과 1-2mm의 결합조직 부착으로 구성된다고 보고된 바 있다.^{16,22} 자연치아와 임플란트 주위 연조직의 가장 큰 차이는 자연치아에서는 결합조직 섬유가 치근에 수직으로 백악질 층으로 삽입되어 있으나 임플란트는 주위의 결합조직 섬유와 섬유아세포가 임플란트 장축에 대해 평행하게 주행한다는 점이다.^{16,17,23}

임플란트 주위 연조직에 대한 연구가 진행되면서 임플란트와 지대주 사이 계면의 위치와 존재여부, 임플란트에서 거친 표면과 활택한 표면의 경계부의 위치 등이 접합상피의 치근단방향 이동과 이에 따른 변연골 흡수에 영향을 끼친다고 발표되었고,²⁴⁻²⁶ 임플란트에서 지대주를 여러 번 착탈 하는 것 역시 접합상피의 치근단 방향으로의 이동을 초래하여 결과적으로 변연골의 흡수를 유발한다고 보고되었다.²⁷ 임플란트의 표면 처리의 차이도 임플란트 주위 연조직의 반응에

영향을 미치는데 연조직과 접촉하는 치은 관통부가 매우 활택한 표면을 가지는 경우에는 오히려 연조직 부착에 방해가 된다고 알려졌다.²⁸

임플란트 주위 연조직은 크게 상피조직과 결합조직으로 나눌 수 있다. Chehroudi 등은 임플란트 주위 결합조직이 상피조직의 치근단 측 이주를 방지하는 효과를 가진다고 하였다.²⁹ 그러므로 임플란트 주위에 생물학적 폭경의 크기가 같더라도 결합조직 부착 길이가 큰 경우가 작은 경우보다 유리하며, 임플란트 치은 관통부의 형태를 변화시켜서 치은 관통부에 접촉하는 결합조직의 양을 증가시킬 수 있다면 임플란트 주위 연조직의 장기적인 안정성을 획득하는데 도움이 될 것이다.

일체형 임플란트를 사용하는 경우 고정체와 지대주가 특별한 연결구조 없이 하나의 구조로 제작되었기 때문에 고정체와 지대주 사이의 미세한 틈이 존재하지 않고 지대주의 미세한 움직임이 발생하지 않는다는 장점이 있다. 이러한 생물학적인 고려 외에도 일체형 임플란트는 기계적 장점도 가진다. Goodacre 등은 임플란트 보철물에서 보철 나사의 풀림 빈도는 약 7%, 지대주 나사의 풀림 빈도는 약 6% 이며 나사의 파절도 약 2~3%라고 보고하였는데³⁰ 일체형 임플란트는 고정체와 지대주 사이에 나사가 존재하지 않으므로 나사의 풀림이나 파절 등과 같은 기계적 문제점의 발생도 예방할 수 있다.

현재까지 일체형 임플란트에 대한 연구는 그리 활발하지 못하다. 주로 일체형 임플란트를 이용한 임상증례가 보고되고 있으며,^{15,31} 실험연구로는 일체형 임플란트의 형태를 동일하게 제작한 후 표면 거칠기만을 다르게 한 후 연조직, 경조직 반응을 평가한 연구 정도가 보고되고 있는 실정이다.²⁰

본 연구의 목적은 일체형 임플란트 중 치은 관통부위의 형태와 표면 거칠기가 다른 3가지 시스템을 이용하여 치은 관통부의 형태와 표면 거칠기 차이에 따른 경조직과 연조직의 치유 반응을 2가지 방법으로 조직계측하여 그 결과를 비교·평가하는 것이다.

연구재료 및 방법

1) 실험동물 준비

몸무게 10-12kg 되는 약 1살의 비글견 5마리를 본 실험에 이용하였다. 실험동물은 약 1주일의 순화기간을 거쳐 실험실 환경에 적응시켰다. 치아 발거를 위해 요측피정맥에 propofol 6mg/kg을 정맥 주사하여 마취를 유도한 후 기관내 삽관을 통해 산소와 enflurane을 이용하여 마취하였다. 하악 좌, 우 소구치의 협측 및 설측 부착치은에 치과용 리도카인 (2% 리도카인 에피네프린, 1:10만, 유한양행, 서울, 대한민국)을 침윤마취 하였다. 12번 메스를 이용하여 소구치의 외형을 따라 절개선을 형성한 후 좌, 우 모든 하악 소구치의 근원심 치근을 저속형 핸드피스에 부착된 fissure bur를 이용하여 절단, 분리한 후 발치검자를 이용하여 발거하였다. 모든 과정 동안에는 환자감시장치를 통하여 동물의 상태를 지속적으로 감시하였으며, 5마리 모두 발치과정 중 특별한 합병증은 보이지 않았다.

2) 임플란트 종류와 수술

1달간의 발치와 치유기간 후 발거 때와 마찬가지로 방법을 이용하여 동물을 마취하였다. 사용된 3종류의 일체형 임플란트는 다음과 같다 (그림 1a, 1b, 1c). RBM(resorbable blast media)로 표면 처리된 직경 4mm, 길이 10mm의 NTR[®] 임플란트 (Altiva Corporation, Chalotte, NC, USA), sand blasting 후 산부식 처리한 표면을 가지는 직경 4.3mm 길이 10mm, 치은 관통부 길이 3mm의 Onebody[™] 임플란트 (워랜텍, 서울, 대한민국), 산화막 표면 처리된 직경 4.3mm, 길이 10mm NobelDirect[®] 임플란트 (NobelBiocare, Yorba Linda, CA, USA). 각 임플란트 시스템 당 10개의 임플란트를 이용하여 총 30개 임플란트가 실험에 사용되었다. 발거된 소구치 치조제 부위에 치과용 리도카인 마취제 (2% 리도카인 에피네프린, 1:10만, 유한양행, 서울, 대한민국)를 침윤마취 후 15번 수술용 메스를 이용하여 치조정 절개 후 관막을 거상하였다. 편측 치조제에 3종류의 임플란트를 무작위로 식립하여 한마리 비글견에 총 6개의

임플란트를 제조자의 지시에 따른 드릴 과정을 거쳐 식립하였다. 차후 시편 제작 시 근원심 방향으로 시편을 제작할 것을 계획하였기 때문에 임플란트 식립 시 임플란트의 근원심 식립 깊이를 치조제 높이에 정확하게 위치시켰고, 필요에 따라서는 15번 수술용 메스를 이용하여 치조제의 높이를 조정하였다. 임플란트 식립이 끝난 후 3-0 흡수성 봉합사 (Look[®], Surgical Specialties Corporation, PA, USA)를 이용하여 봉합하였다 (그림 2a). 수술 후 동물은 1주일간 유동식을 섭취하였다.

3) 동물 희생

술 후 6개월간의 치유기간 동안 모든 동물은 특별한 치태조절 과정은 시행하지 않았다 (그림 2b). 임플란트 식립 수술 6개월 후 5마리 비글견 모두 과량의 sodium pentothal을 투여하여 희생시킨 후 하악골을 적출하여 5% 글루타르알데하이드와 4% 포르말데하이드 혼합용액에서 고정하였다.

4) 시편제작

모든 임플란트 시편은 비탈회 표본으로 제작되었다. 표본은 70% 알코올부터 100% 알코올까지 단계적으로 탈수과정을 거친 후 메틸메타크릴레이트 (Technovit[®] VLC 7200, Kulzer, Germany)에 고정하고, 트리밍 후 유리 슬라이드에 접착용 메틸메타크릴레이트 (Technovit[®] 7400, Kulzer, Germany)을 이용하여 부착하였다. 부착된 표본을 다이아몬드 톱 (Exakt[®], Exakt Technologies Inc, OK, USA)을 이용하여 근원심 방향으로 절단하였다. 모든 표본은 사포를 이용하여 50 μ m 두께로 최종 연마되었으며 toluidine blue 염색을 시행하였다.

5) 시편관찰

시편은 광학현미경 ((Leica, Wetzlar, German)을 이용하여 1.25배와 40배로 확대하여 관찰하여 사진 촬영 후 (그림 3) Kappa image base control program

(Kappa opto-electronics GmbH, Gleichen, Germany)를 이용하여 다음과 같이 2가지 방법을 이용하여 측정하였다. 첫번째 측정 방법은 기존에 흔히 이용된 측정방법으로 생물학적 폭경, 상피조직 길이, 결합조직 부착 길이, 골 흡수량을 임플란트의 장축에 평행하게 수직적인 최단거리를 측정하였다 (그림 4a, 4b, 4c). 두 번째 측정 방법은 치은 관통부의 형태를 변화시키면 실제로 접촉하는 연조직의 양에 변화가 초래된다는 보고에 따라 생물학적 폭경, 상피조직 길이, 결합조직 부착 길이, 골 흡수량을 치은 관통부의 곡선 형태와 임플란트의 미세나사선 또는 나사선의 형태를 따라 조직과 실제 접촉한 길이를 측정하였다. 두 가지 측정방법의 차이는 그림 5에 나타나 있다.

6) 통계분석

총 30개 임플란트 표본의 근심과 원심에서 각각 생물학적 폭경, 상피조직 부착 길이, 결합조직 부착 길이, 골 흡수량을 측정하여 그 결과를 통계학적으로 비교 평가하였고($p=0.05$), 유의성이 있는 경우에는 Bonferroni test를 이용하여 사후검정 하였다.

결과

1) 임상적 관찰결과

30개의 임플란트 중 6개월간의 비기능적 하중 후 소실된 임플란트는 없었다. 비글견 희생 직전 구강 소견 검사에서 임플란트 주위에 치태와 치석이 침착되어 있는 것을 관찰할 수 있었으며, 일부 임플란트에서는 변연 치은에서 중등도의 염증소견을 관찰할 수 있었다 (그림 2).

2) 조직계측학적 관찰결과

각 임플란트 시스템의 조직학적 소견은 그림 3과 같다. 임플란트 장축과 평행하게 측정된 수직거리와 치은 관통부나 임플란트 나선선의 형태를 따라 실제로 접촉한 길이의 조직계측학적 측정 결과는 Table 1 ~ Table 4에 나타난 바와 같다.

Table 1. Amount of biologic width following 6 months of non-functional loading.

Implant systems	Biologic width (mm)	
	Straight measurement	Curved measurement
NTR [®]	3.04±0.60 _A	4.05±0.88 _A
Onebody [™]	2.91±0.86 _A	3.49±0.84 _{A,B}
Nobel Direct [®]	2.72±0.82 _A	2.89±0.89 _B
<i>p</i> value	0.471	0.001

biologic width; sum of sulcus depth, epithelial attachment, and connective tissue attachment. Data are mean values ± standard deviations. Within the same column, means with the same greek subscript letters are not statistically different. Straight measurement represent the sum of the shortest length of connective and epithelial tissue parallel to the long axis of each implant. Curved measurement represent the actual length of connective and epithelial tissue contacting the implant.

Table 2. Amount of epithelial attachment following 6 months of non-functional loading.

Implant systems	Epithelial height (mm)	
	straight	curved
NTR [®]	2.65 ± 0.52 _{A,C}	3.49 ± 0.67 _A
Onebody [™]	1.99 ± 0.80 _B	2.27 ± 0.74 _B
Nobel Direct [®]	2.10 ± 0.82 _{B,C}	2.23 ± 0.92 _B
<i>p</i> value	0.019	0.000

Data are mean values ± standard deviations. Within the same column, means with the same greek subscript letters are not statistically different. Straight measurement represent the shortest length of epithelial tissue parallel to the long axis of each implant. Curved measurement represent the actual length of epithelial tissue contacting the implant.

Table 3. Amount of connective tissue attachment following 6 months of non-functional loading.

Implant systems	Connective tissue attachment (mm)	
	straight	curved
NTR [®]	0.39 ± 0.25 _A	0.56 ± 0.50 _A
Onebody [™]	0.92 ± 0.36 _B	1.22 ± 0.49 _B
Nobel Direct [®]	0.63 ± 0.34 _A	0.66 ± 0.35 _A
<i>p</i> value	0.000	0.000

Data are mean values ± standard deviations. Within the same column, means with the same greek subscript letters are not statistically different. Straight measurement represent the shortest length of connective tissue parallel to the long axis of each implant. Curved measurement represent the actual length of connective tissue contacting the implant.

Table 4. Amount of bone resorption following 6 months of non-functional loading.

Implant systems	Bone resorption (mm)	
	straight	curved
NTR [®]	0.54 ± 0.20 _A	0.67 ± 0.40 _A
Onebody [™]	0.03 ± 0.32 _B	-0.07 ± 0.57 _B
Nobel Direct [®]	0.37 ± 0.62 _A	0.44 ± 0.72 _A
<i>p</i> value	0.001	0.001

Data are mean values ± standard deviations. Within the same column, means with the same greek subscript letters are not statistically different. Straight measurement represent the shortest length of bone resorption parallel to the long axis of each implant. Curved measurement represent the actual length of bone resorption calculating the actual length of micro- and macro-thread of each implant.

측정 요소들의 수직적인 최단거리를 측정한 결과는 다음과 같다 (그림 6a). 상피조직 길이와 결합조직 부착 길이의 합인 생물학적 폭경의 비교에서는 세 가지 임플란트 시스템간 유의차가 없었다 (Table 1). 상피조직 길이의 비교에서는 NTR[®] 임플란트가 Onebody[™]보다 유의차 있게 큰 값을 보였다. 하지만 Onebody[™]와 NobelDirect[®], NTR[®]와 NobelDirect[®]간에는 유의차가 없었다 (Table 2). 결합조직 부착 길이의 비교에서는 Onebody[™]가 NobelDirect[®]와 NTR[®]보다 유의차 있게 큰 값을 나타냈고 NobelDirect[®]와 NTR[®]사이에는 유의차가 없었다 (Table 3). 6개월간의 치유기간 후 골 흡수량의 평가에서는 Onebody[™]가 가장 작은 골 흡수량을 보였으며 NTR[®]과 NobelDirect[®] 간에는 유의차를 보이지 않았다 (Table 4).

치은 관통부와 임플란트 나사선의 형태를 따라 실제로 접촉한 연조직과 경조직의

길이를 측정한 결과는 다음과 같다 (그림 6b). 생물학적 폭경의 비교에서는 NTR[®]이 NobelDirect[®]보다 유의차 있게 큰 값을 보였다. 하지만 Onebody[™]와 NobelDirect[®], NTR[®]와 Onebody[™]간에는 유의차가 없었다 (Table 1). 상피조직 길이의 비교에서는 NTR[®]가 Onebody[™]와 NobelDirect[®]보다 유의성 있게 큰 값을 나타냈고 NobelDirect[®]와 Onebody[™]사이에는 유의차가 없었다 (Table 2). 결합조직 부착 길이의 비교에서는 Onebody[™]가 NobelDirect[®]와 NTR[®]보다 유의차 있게 큰 값을 나타냈고 NobelDirect[®]와 NTR[®]사이에는 유의차가 없었다 (Table 3). 6개월간의 치유기간 후 골 흡수량의 평가에서는 Onebody[™]가 가장 작은 골 흡수량을 보였으며 NTR[®]과 NobelDirect[®] 간에는 유의차를 보이지 않았다 (Table 4).

고찰

Hermann 등은 동물실험을 통해 지대주와 고정체 사이에 존재하는 미세한 틈과 기능하는 동안에 발생하는 지대주의 미세운동은 접합상피의 치근단 방향으로의 이동과 이에 따른 변연골의 흡수와 생물학적 폭경 구성비의 변화를 초래한다고 하였다.^{25,26} Abrahamsson 등은 지대주를 여러번 착탈하는 경우 접합상피의 치근단 방향 이동과 이에따른 변연골 흡수를 보고한 바 있다.²⁷ 임플란트와 지대주가 하나로 연결된 일체형 임플란트의 경우 고정체와 지대주 사이에 미세 틈이나 미세운동이 없으므로 연조직의 치근단 방향 이동이나 이로 인한 골 흡수의 문제를 방지할 수 있다.

임플란트 주위 연조직의 상태가 임플란트 보철물의 예후에 영향을 미친다는 사실에 관심이 집중되면서 최근에는 임플란트와 연조직간에 보다 긴밀한 유착에 관한 연구가 많이 이뤄지고 있다.^{17,22,23,32,33} 임플란트 주위 연조직의 유착에 영향을 미치는 요소로는 지대주의 성분, 지대주의 표면성상, 임플란트 구성요소 간 연결 및 풀립 횡수 등이 있다고 보고되었다.³⁴ 지대주의 재료가 티타늄, 고농도로 소결된 알루미늄이나 또는 지르코늄인 경우 금 합금 또는 치과용 세라믹인 경우보다 유리한 연조직의 부착이 일어난다고 보고되었고,^{35,36} Hormia 등은 *in vitro* 실험에서 활택한 표면의 티타늄 표면에서 거친 표면을 가지는 titanium 표본보다 상피세포의 부착과 확산이 빠르게 일어났다고 보고한 바 있다.³⁷ 이와 반대로 섬유아세포의 경우는 초기에는 활택한 알루미늄 표면에 더 잘 부착되지만 좀 더 거친 알루미늄 표면에서 더욱 빠르게 증식하는 것으로 나타났다.³⁸ 연조직과 접촉하는 부위의 표면 거칠기 뿐 아니라 형태도 연조직의 부착에 영향을 미치는 것으로 보고되었다. Chehroudi 등은 연조직과 접촉하는 티타늄 표면에 v자의 구 형태를 여러 개 형성한 경우에서 상피부착은 더 짧고 결체 조직 부착은 더 길었으며 치은 퇴축 양도 더 작았음을 보고하였고,^{18,29} Kim 등은 다양한 거칠기의 티타늄 표면을 쥐에 이식하여 결합조직의 부착 정도를 평가한 연구에서 활택한 표면을 가지는 티타늄 표면보다 적당히 거친 표면을 가지는 경우가 결합조직이 더 잘 부착한다고 보고하였다.³⁹ 연조직과 접촉하는

치은 관통부의 미세형상 즉 표면 거칠기 외에도 연조직과 접촉하는 지대주 치은 관통부위의 거대형상도 임플란트 주위 연조직의 상태에 영향을 미친다는 보고가 있으나⁴⁰ 이에 대한 연구는 많지 않은 실정이다.

본 실험에서 사용된 세 종류의 일체형 임플란트는 각기 다른 특성을 가지고 있다. NTR[®] 임플란트는 골 내에 위치하는 고정체 부분은 resorbable blast media 처리된 거친 표면으로 구성된다. 또한 이 부위에는 2가지 직경의 나사산이 있어 쉽게 초기고정을 얻을 수 있도록 디자인 되어 있다. 활택한 표면의 반구 형태인 치은 관통부와 지대주는 보철물이 적절한 형태의 치경부 외형을 가지도록 하는데 적합하다. Onebody[™] 임플란트는 산화 알루미늄 가루를 분사하여 거친 표면을 형성한 후 산부식을 통해 거칠기 정도를 조절한 것으로 거친 표면이 골 내에 위치하며 골 외부로 위치되는 치은 관통부는 잘록한 형태로 활택한 표면을 가지고 있다. Onebody[™] 임플란트의 또 다른 특징은 잘록한 치은 관통부 하단 약 1mm에 30 μ m 폭의 미세 구가 형성되어 있다는 점이다. 미세 구는 상피세포의 치근단방향으로의 이동을 막고 섬유아세포가 더 잘 부착되도록 하는 구조라고 알려져있다.^{29,41} NTR[®] 임플란트나 Onebody[™] 임플란트가 골 내에 위치하는 고정체 부분은 거친 표면을 가지고 지대주에 해당하는 치은 관통부 상방은 활택한 표면을 가지는 것과 달리 NobelDirect[®] 임플란트의 경우는 골 내에 위치하는 고정체 부위뿐 아니라 지대주에 해당하는 치은 관통부까지 산화막으로 처리된 거친 표면을 가진다. 거친 표면이 섬유아세포의 부착과 증식에 하므로 결합조직 접합 길이를 증가시키려는 목적이라 여겨진다. 본 실험에 사용된 임플란트는 치은 관통부의 표면 거칠기뿐 아니라 형태 또한 완전히 다른 모습을 보이고 있다. NTR[®] 임플란트는 고정체의 끝부분에서 치은 관통부로 이행되면서 직경이 증가하는, 즉 위로 벌어지는 형태를 가지고, Onebody[™] 임플란트는 고정체 상단과 지대주에 해당하는 부위의 최대 직경은 비슷하나 이 두 구조를 연결하는 치은 관통부는 직경이 작은 잘록한 형태를 가진다. NobelDirect[®] 임플란트는 치은 관통부의 직경이 일정한 원통형으로 되어있다. 안 등은 고정체의 형태는 같으나 치은 관통부의 형태를 위로 벌어진 모양, 잘록한 모양, 직경이

일정한 원통형으로 제작한 3가지 종류의 임플란트를 이용하여 임플란트 주위 연조직의 구성비를 비교한 결과, 잘록한 형태의 치은 관통부를 가지는 임플란트가 상피조직은 가장 짧았고 결합조직 부착 길이는 가장 큰 값을 보였으나, 위로 벌어진 형태의 치은 관통부를 가지는 임플란트에서는 결합조직 부착 길이가 가장 짧았다고 보고하였다.⁴⁰

Tenenbaum 등은 Ankylos[®] 임플란트를 이용하여 1차 수술 후 지대주를 연결하여 6개월간의 비기능적 하중을 가한 후 관찰한 조직표본에서 다른 종류의 1회 수술법 임플란트에서보다 결합조직 부착 길이가 더 크고 상피조직 길이가 짧게 나타났음을 보고하면서 그 이유를 Ankylos[®] 임플란트는 임플란트와 지대주의 연결부가 잘록한 형태를 가지고 임플란트와 지대주 사이에 미세한 틈이 없기 때문이라고 하였다.⁴² Touati 등도 임플란트와 접촉하는 지대주의 연결부위를 잘록하게 제작한 54개의 실험용 지대주를 1회 수술법으로 수술과 동시에 연결 후 6개월 이상 연조직 높이의 변화를 관찰한 결과 약 70%에서 연조직의 수직 길이가 증가하였고, 25%에서 연조직 수직 길이의 변화가 없었으며, 단지 4개에서만 0.5mm 이하의 연조직 퇴축이 있었다고 보고한 바 있다⁴³ 이들은 임플란트 주위 연조직을 두껍게 형성 해 주는 것이 조직의 안정성에 긍정적인 영향을 미치므로 지대주의 치은 관통부를 좁게 형성하면 보다 유리하다고 하였다.

수직적인 길이의 비교에서는 NTR[®]이 Onebody[™]보다 큰 값을 보였고 나머지 임플란트간 비교에서는 유의차가 없었으나, 치은 관통부의 형태를 따라서 측정된 상피조직 길이의 비교에서는 NTR[®]이 Onebody[™], NobelDirect[®]보다 유의성있게 큰 값을 보였고 Onebody[™]와 NobelDirect[®]간 비교 시에는 유의차가 없었다. 결합조직 부착 길이의 평가에서는 수직 길이의 측정이나 치은 관통부와 임플란트 나사선을 따라서 측정된 값 모두에서 Onebody[™]가 가장 큰 값을 보였고 NTR[®]과 NobelDirect[®]사이에는 유의차가 없었다. 상피조직 길이와 결합조직 부착 길이의 합인 생물학적 폭경의 비교에서는, 임플란트 장축에 따라

수직적인 측정을 한 결과에서는 사용된 3가지 일체형 임플란트에서 생물학적 폭경의 길이는 차이를 보이지 않았다. 하지만 치은 관통부와 실제로 접촉한 길이를 측정하는 방법을 이용한 경우에는 NTR[®]이 NobelDirect[®]보다 유의성있게 큰 생물학적 폭경 값을 보였고 나머지 임플란트 간의 비교에서는 유의차를 보이지 않았다. Glauser 등이 실험용으로 제작한 일체형 임플란트에서 형태는 동일하게 하고 표면 거칠기만 선반가공 표면, 산부식표면, 산화막 처리 표면으로 다르게 처리하여 연조직의 상태를 비교한 실험에서도 임플란트의 표면 거칠기에 따라 결합조직 부착 길이와 상피조직 높이는 차이를 보였으나 이들의 합인 생물학적 폭경은 비슷한 값을 보였다.²⁰ 본 실험에서 NTR[®]의 생물학적 폭경 값이 크게 나타난 데에는 상피조직 길이의 측정값이 큰 효과가 작용했다고 여겨진다. Glauser 등의 실험 결과에서 치은 관통부의 표면이 활택한 실험용 임플란트는 보다 긴 표면이 거친 임플란트 보다 긴 상피조직 길이를 보였다. 본 실험에 이용된 일체형 임플란트 중 NTR[®] 과 Onebody[™]는 치은 관통부가 활택한 표면을 가지므로 산화막 처리되어 거친 표면을 가지는 NobelDirect[®] 보다 연조직 부착을 획득하는데 불리하며 이에 따라 보다 긴 상피조직 길이가 초래된다고 볼 수 있다. 또한 NTR[®]의 치은 관통부 형태는 고정체에서 지대주로 이행되면서 치관부로 벌어지는 반원구 형태를 가지므로 Tuati 등, 안 등의 결과로 미루어 볼 때 결합조직 부착 길이는 작고 상피조직 길이는 긴 결과를 초래하는 디자인이라고 볼 수 있다. 따라서 NTR[®]의 상피조직 길이가 가장 큰 값을 나타냈다고 볼 수 있다. Onebody[™]의 경우에는 활택한 표면의 치은 관통부를 가지므로 연조직 부착의 면에서는 불리하므로 산화막으로 처리되어 거친 표면을 가지는 NobelDirect[®]보다 긴 상피조직 길이를 나타낼 것이라고 예상할 수 있으나 잘록한 형태의 치은 관통부를 가지는 형태상의 잇점과 섬유아세포의 부착에 유리하다고 보고된 바 있는 미세구가 치은 관통부 하방 1mm에 형성되어 있어 이 두가지 효과로 인해 상피조직의 길이는 감소하고 결합조직 부착 길이는 증가하였다고 여겨진다. 즉 표면 거칠기의 효과만을 본다면 NobelDirect[®]

임플란트가 연조직 부착에 가장 유리한 구조를 가지고 있다. 하지만 치은 관통부의 형태를 고려한다면 Tenenbaum 등, Touati 등과 안 등의 결과에서 나타난 바와 같이 잘록한 형태의 치은 관통부를 가지는 Onebody™ 임플란트가 가장 유리하다고 볼 수 있으며, 위로 벌어지는 치은 관통부 형태를 가지는 NTR® 임플란트의 경우 연조직 부착의 관점에서는 가장 불리하다고 할 수 있다.⁴⁰ 본 실험 결과에서는 Onebody™ 임플란트는 치은 관통부 하단에 형성된 미세 구의 효과와 치은 관통부 주위 연조직의 두께가 더 두껍게 형성되는 형태적인 특징의 효과가 같이 작용하여 NTR®이나 NobelDirect® 임플란트보다 결합조직 부착 길이가 더 길게 나타난 것이라고 볼 수 있다.

또 하나 고려해야 할 점은 본 실험에서 사용된 계측 방법 중 임플란트와 치은 관통부의 형태를 따라 실제 접촉한 연조직의 길이를 측정된 결과의 비교에서 Onebody™는 치은 관통부의 형태적인 특징으로 인해 결합조직 부착 길이가 크게 나타나는 결과를 초래하나, NobelDirect®는 치은 관통부가 원통형으로 치은 관통부의 형태적인 특징으로 인한 결합조직 부착 길이의 증가 효과는 기대하기 어렵다.

골 흡수량의 평가에서 Onebody™ 임플란트가 다른 두 가지 일체형 임플란트에 비해 작은 량의 골 흡수를 보였는데 이 결과 역시 결합조직이 상피조직의 치근단 방향으로의 이동을 방지하고 보다 안정적인 연조직 구조를 형성하므로 골 흡수의 방지에 도움이 될 것이라는 과거의 연구와 같은 맥락이라고 볼 수 있다³⁸. 한가지 특징적인 것은 Onebody™ 임플란트의 경우 20개 중 10개 측정부위에서, NobelDirect® 임플란트는 20개중 7개 측정부위에서 많은 양은 아니나 고정체 상단으로 골 증식이 일어났다는 점이다 (그림 7a, 7b). 하지만 NTR® 임플란트의 경우는 단 한 부위에서도 골증식이 일어난 표본은 없었다. 이것은 치은 관통부의 표면 거칠기와 형태의 중요성을 다시 한 번 입증하는 결과라고 여겨진다.

치은 관통부와 임플란트 나사선의 형태를 따라 실제 접촉한 경조직의 길이를 측정된 결과에서는 Onebody™가 특징적인 결과를 보였다. Onebody™는 고정체에서 치은 관통부로 잘록해지는 이행되는 약 1.25mm 길이의 경사면을

가진다. 골 증식이 발생하는 경우, 임플란트 장축과 평행한 수직 길이는 작은 값이라고 할지라도 경사면에 접촉하는 골조직 길이는 크게 되 골증식이 많이 일어난 것처럼 보이게 된다. 이와 반대로 골 흡수가 발생하는 경우 Onebody™는 고정체 상단부에 미세나사산을 가지고 있으므로 약간의 골 흡수가 발생하더라도 미세나사산과 접촉하는 길이를 계산하게 되면 골흡수가 많이 발생한 것으로 측정된다. 본 실험에서 6개월의 치유 기간 후 골 흡수량이 Onebody™에서 -0.07가 나왔다. 이것은 골 흡수가 일어나 미세나사산과의 골의 접촉 길이만큼 골흡수가 발생한 효과보다 고정체에서 치은 관통부로 이행되는 경사면에 골이 접촉하여 골생성이 발생한 효과가 더 크게 나타났다는 것을 의미한다. NobelDirect®의 경우도 20개의 측정부위 중 7개에서 미약하나 골 증식이 발생하였지만 치은 관통부의 형태가 원통형이므로 임플란트 장축을 따라 수직적인 측정을 한 경우 실제 임플란트 나사산이나 치은 관통부와 접촉한 골 접촉길이 간에 큰 차이가 없어 Onebody™에서와 같은 효과는 나오지 않았다. 치은 관통부가 거친 표면을 가지는 경우 이 부위가 구강 내에 노출 되었을 때 치태가 많이 침착 되는 부작용이 염려되었으나, 5가지 종류의 표면 거칠기를 가지는 지대주를 사람 구강 내에서 4주간 노출시킨 결과에 따르면 치태의 침착 정도는 개인별 차이는 뚜렷했으나 지대주의 표면 거칠기 차이에 따른 유의차는 없다고 보고되었고,⁴⁴ 활택한 표면과 거친 표면의 2가지 거칠기를 가진 지대주를 성견 구강 내에 연결하고 6 개월간 치태조절을 하지 않은 경우에서도 부드러운 표면과 거친 표면을 가지는 지대주 사이에 임플란트 주위 점막의 위치, 길이, 구성요소에는 별 차이가 없다고 보고하였다.⁴⁵ 그러므로 치은 관통부의 형태를 잘록하게 디자인하여 연조직의 두께를 두껍게 하고 적절히 거친 표면을 부여한다면 거친 표면에 치태침착의 위험 없이 연조직 부착에 보다 유리한 조건이 될 것이라 생각된다. 향후 기능적 하중을 장기간 부여하는 추가 연구가 필요하리라 여겨진다.

결론

연조직과 경조직의 수직 길이를 측정한 경우에서와 연조직과 경조직이 임플란트 나사산이나 치은 관통부와 실제 접촉하는 길이를 측정한 경우 모두에서, 치은 관통부가 잘록하고 하단에 미세 구가 형성되어 있는 일체형 임플란트가 위로 벌어지면서 활택한 면을 가지거나 원통형의 거친 표면을 가지는 일체형 임플란트보다 결합조직 부착 길이가 유의성 있게 큰 값을 보였고 골 흡수량은 작았다. 임플란트 장축에 평행한 수직 길이를 측정 시, 상피조직 길이와 결합조직 부착 길이는 임플란트 간 차이를 보이기도 했으나 이들의 합인 생물학적 폭경은 3가지 일체형 임플란트 사이에 유의차가 없었다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol 1988;59:287-296.
2. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81-100.
3. Lekholm U, Grondahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. Clin Implant Dent Relat Res 2006;8:178-186.
4. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:272-281.
5. Ledermann D, Schroeder A. [Clinical experiences with the ITI hollow cylinder implant]. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1981;91:349-367.
6. Ledermann PD, Schroeder A, Stich H. [ITI-hollow cylinder implant (III). After-care - superstructure - hygiene]. Quintessenz 1981;32:1795-1801.
7. Ledermann PD, Schroeder A, Stich H. [The ITI hollow-cylinder implant (II). Indications--practical preparations]. Quintessenz 1981;32:1549-1555.
8. Ledermann PD, Schroeder A, Stich H. [The ITI hollow-cylinder implant (I). Construction--materials--coating--instrumentation]. Quintessenz 1981;32:1377-1385.
9. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J

- et al. Immediate occlusal loading of Branemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S52-59.
10. Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol* 2005;31:25-31.
 11. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res* 2006;17 Suppl 2:19-34.
 12. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent* 2005;94:242-258.
 13. Schulte W, Kleineikenscheidt H, Schareyka R, Heimke G. [Concept and testing of the Tübingen immediate implant]. *Dtsch Zahnärztl Z* 1978;33:319-325.
 14. Berge TI, Gronningsaeter AG. Survival of single crystal sapphire implants supporting mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:154-162.
 15. Hahn J. One-piece root-form implants: a return to simplicity. *J Oral Implantol* 2005;31:77-84.
 16. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:212-219.
 17. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81-90.
 18. Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM. Effects of a grooved titanium-coated implant surface on epithelial cell behavior in vitro and in vivo. *J Biomed Mater Res* 1989;23:1067-1085.
 19. Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM. Effects of a grooved epoxy substratum on epithelial cell behavior in vitro and in vivo. *J Biomed*

Mater Res 1988;22:459–473.

20. Glauser R, Schupbach P, Gottlow J, Hammerle CH. Periimplant soft tissue barrier at experimental one-piece mini-implants with different surface topography in humans: A light-microscopic overview and histometric analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2005;7 Suppl 1:S44–51.

21. Gargiulo A, Wentz F, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. J Periodontol 1961;261–268

22. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997;68:186–198.

23. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. J Clin Periodontol 1996;23:971–973.

24. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. Clin Oral Implants Res 2000;11:1–11.

25. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. Clin Oral Implants Res 2001;12:559–571.

26. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001;72:1372–1383.

27. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol 1997;24:568–572.

28. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on

- plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:201-211.
29. Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM. The role of connective tissue in inhibiting epithelial downgrowth on titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res* 1992;26:493-515.
30. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-132.
31. Parel SM, Schow SR. Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:2-10.
32. Kawahara H, Kawahara D, Hashimoto K, Takashima Y, Ong JL. Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. Report I. In vitro study on the epithelialization mechanism around the dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:457-464.
33. Kawahara H, Kawahara D, Mimura Y, Takashima Y, Ong JL. Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. Report II. In vivo study on the defending mechanism of epithelial adhesions/attachment against invasive factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:465-473.
34. Rompen E, Domken O, Degidi M, Farias Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Implants Res* 2006;17 Suppl 2:55-67.
35. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:73-79.
36. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A.

Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77:73–80.

37. Hormia M, Kononen M, Kivilahti J, Virtanen I. Immunolocalization of proteins specific for adherens junctions in human gingival epithelial cells grown on differently processed titanium surfaces. *J Periodontol Res* 1991;26:491–497.

38. Mustafa K, Silva Lopez B, Hultenby K, Wennerberg A, Arvidson K. Attachment and proliferation of human oral fibroblasts to titanium surfaces blasted with TiO₂ particles. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:195–207.

39. Kim H, Murakami H, Chehroudi B, Textor M, Brunette DM. Effects of surface topography on the connective tissue attachment to subcutaneous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:354–365.

40. Ahn S, Han C, Heo S, Kim T, Seol Y, Lee Y, Ku Y, Lee H, Chung C, Han S, Rhyu I. Soft tissue responses to different shapes of the implant abutment. *J Korean Academy Periodontol* 2006;36:167–177

41. Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM. Titanium-coated micromachined grooves of different dimensions affect epithelial and connective-tissue cells differently in vivo. *J Biomed Mater Res* 1990;24:1203–1219.

42. Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent* 2003;12:259–265.

43. Touati B, Rompen E, Van Dooren E. A new concept for optimizing soft tissue integration. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;17:711–712, 714–715.

44. Wennerberg A, Sennerby L, Kultje C, Lekholm U. Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *J Clin Periodontol* 2003;30:88–94.
45. Zitzmann NU, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surfacetopography. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 2002;29:456–461.

그림 및 설명

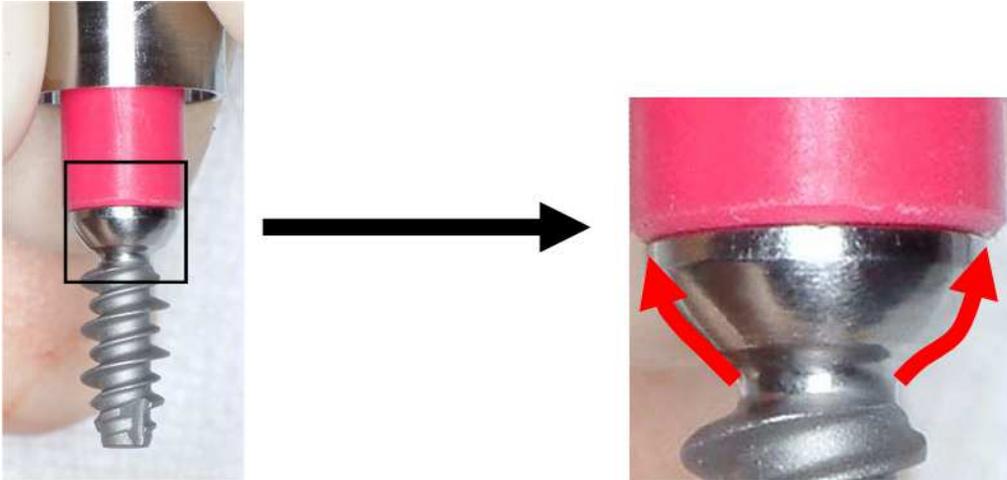


그림 1a. NTR[™] 임플란트. 위로 벌어지는 반구 형태의 치은 관통부를 가진다.

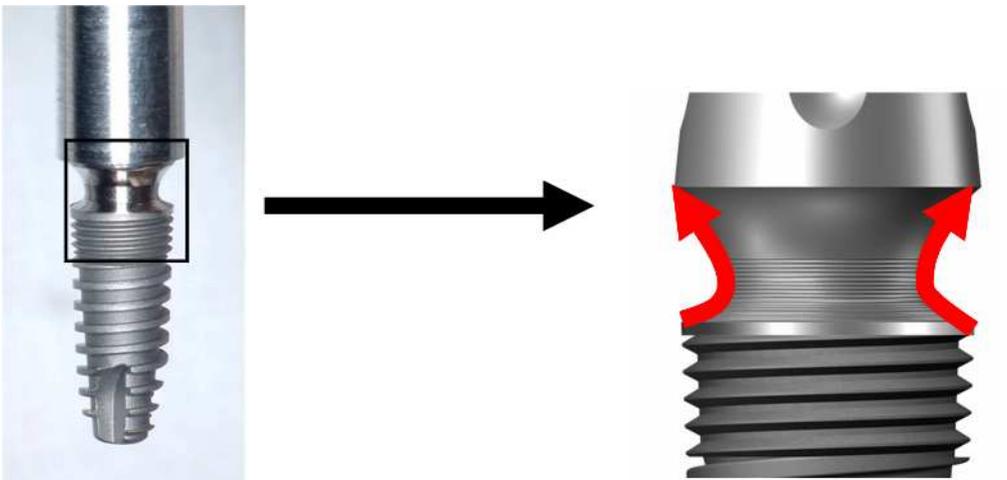


그림 1b. Onebody[™] 임플란트. 잘록한 형태의 치은 관통부와 깊이 30um의 microgroove.

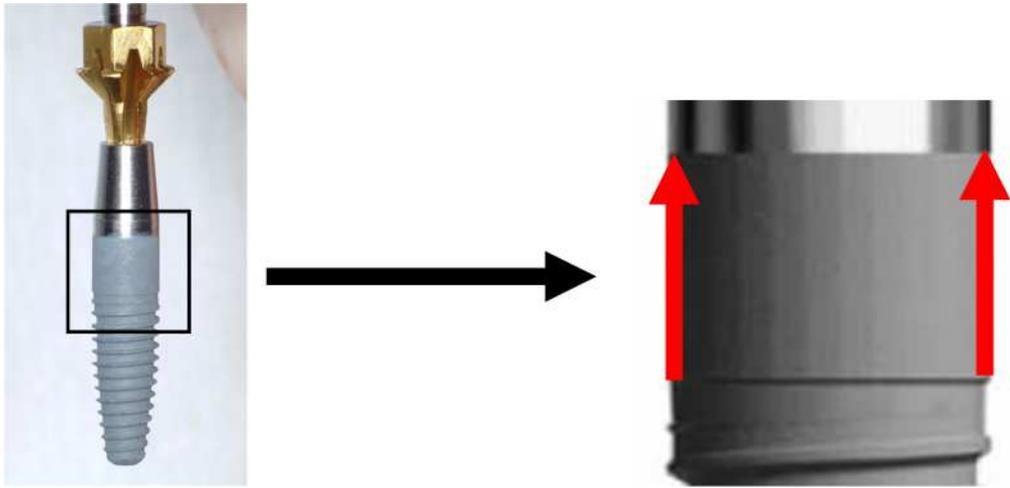


그림 1c. NobelDirect[®] 임플란트. 원통형의 치은 관통부.

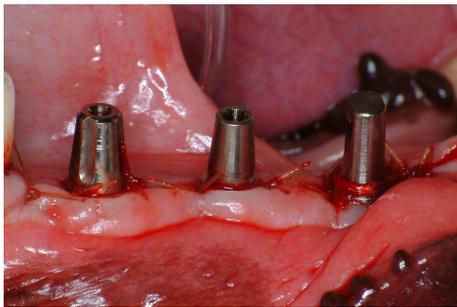


그림 2a. 임플란트 수술 직후 구강 내 임상소견



그림 2b. 동물 희생 직전 구강 내 임상소견



그림 3.

좌측부터 NTR[®], Onebody[™], NobelDirect[®] 임플란트의 조직학적 소견 (x1.25)

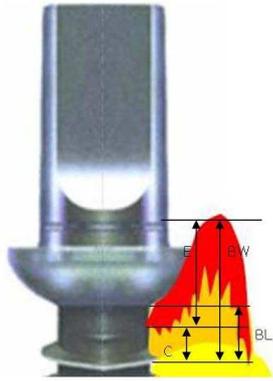


그림 4a. NTR[™] 임플란트에서 수직적 측정의 예. E; 상피조직 길이, C; 결합조직 부착 길이, BW; 생물학적 폭경, BL; 골 흡수량

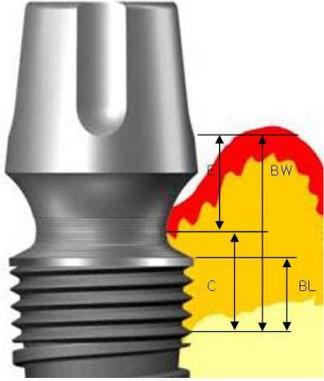


그림 4b. Onebody[™] 임플란트에서 수직적 측정의 예. E; 상피조직 길이, C; 결합조직 부착 길이, BW; 생물학적 폭경, BL; 골 흡수량

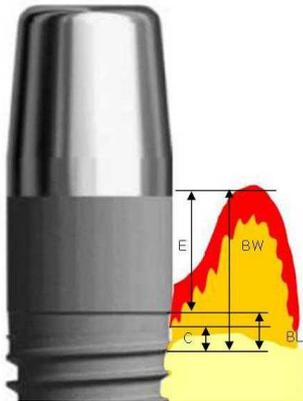


그림 4c. NobelDirect[®] 임플란트에서 수직적 측정의 예. E; 상피조직 길이, C; 결합조직 부착 길이, BW; 생물학적 폭경, BL; 골 흡수량

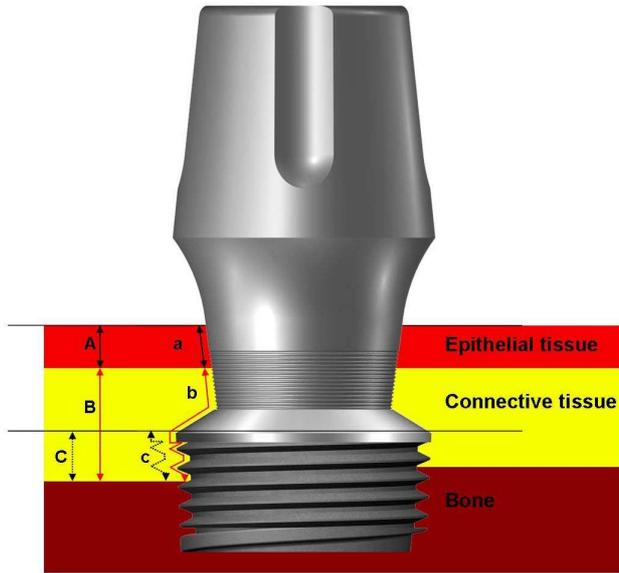


그림 5. 임플란트 장축에 평행하도록 수직적인 최단거리를 측정한 방법과 지대주와 임플란트의 외형을 따라 측정한 생물학적 폭경과 골 흡수량 예. 붉은색은 상피조직, 노란색은 결합조직, 갈색은 골 조직을 나타낸다.

A; 임플란트 장축과 평행하도록 측정한 상피조직의 수직적 길이, B; 임플란트 장축과 평행하도록 측정한 결합조직의 수직적 부착 길이, C; 임플란트 장축과 평행하도록 측정한 골 흡수량의 수직적 길이, a; 지대주의 형태를 따라 접촉하는 상피조직의 길이, b; 지대주 또는 임플란트의 형태를 따라 접촉하는 결합조직의 부착 길이, c; 임플란트나 지대주 형태를 따라 측정한 골흡수량.

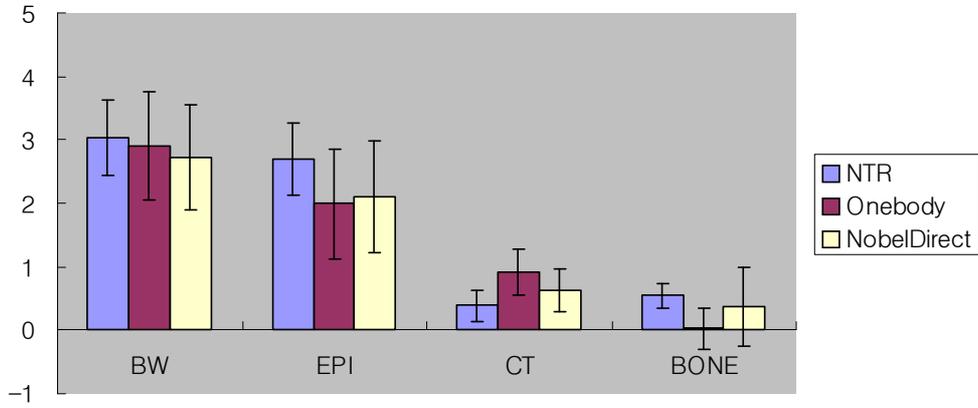


그림 6a. 각 임플란트에서 연조직 구성요소 및 골흡수량의 수직 길이. BW; 생물학적 폭경, Epi; 상피조직 길이, CT; 결합조직 부착 길이, bone; 6개월 후 골 흡수량.

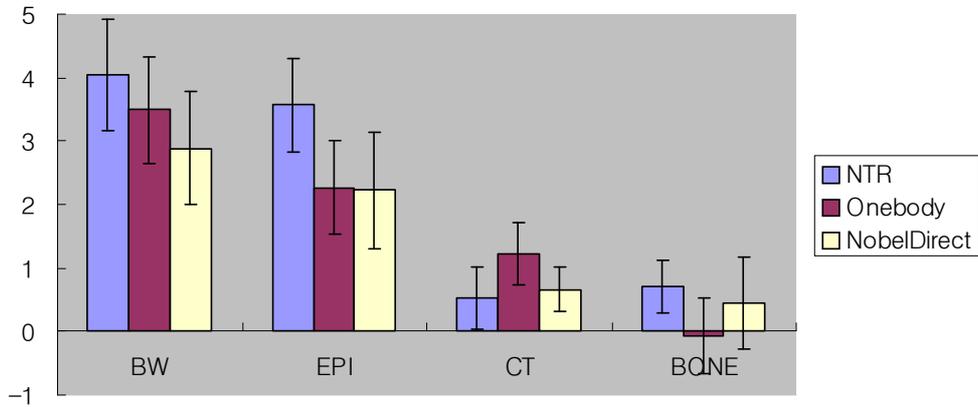


그림 6b. 각 임플란트에서 연조직 구성요소 및 골흡수량을 임플란트 외형을 따라 측정된 길이. BW; 생물학적 폭경, Epi; 상피조직 길이, CT; 결합조직 부착 길이, bone; 6개월 후 골 흡수량.

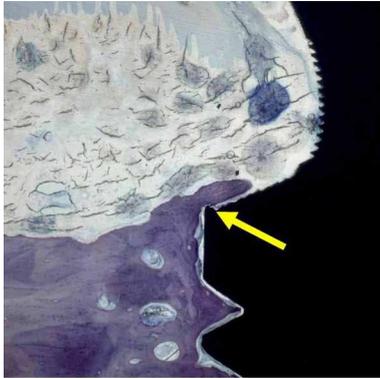


그림 7a. Onebody™에서 골 증식이 일어난 표본의 예. 화살표가 나타내는 부분이 고정체-지대주 경계부분

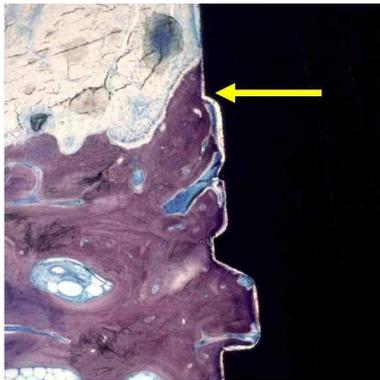


그림 7b. NobelDirect®에서 골 증식이 일어난 표본의 예. 화살표가 나타내는 부분이 고정체-지대주 경계부분

**Soft and hard tissue response of three one-piece
implant systems with different macro and micro-designs:
A histometric study in beagle dogs.**

Kwang-Chul Oh, DDS MSD

Department of Prosthodontics, Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Chong-Hyun Han, DDS, MSD, PhD)

Purpose: the purpose of current study was to investigate the influence of macro and micro designs of one-piece root form implant on its surrounding hard and soft tissues.

Materials and methods: Three one-piece implant systems with different transmucosal profile were utilized in current study. These were NTR[®] with flared transmucosal profile and polished surface, Onebody[™] with concave profile and polished surface with microgrooves, NobelDirect[®] with straight profile and oxidized surface. A total of 30 one-piece implants, 10 implants for each system, were randomly placed in mandibular residual ridge of 5 beagle dogs. Six months after implant placement, all animals were sacrificed. The length of epithelial tissue, connective tissue attachment, and amount of bony resorption were histometrically analyzed.

Results: Onebody[™] presented less amounts of marginal bone resorption and the greatest amount of connective tissue attachment compared to those amount of NobelDirect[®] or NTR[®].

Conclusion: Concave transmucosal profile contributed the increase of connective tissue attachments on implants. The microgrooves on the

lower 1mm of transmucosal part may be beneficial for the increase of the connective tissue attachments.

Key words: one-piece implant, transmucosal profile, surface roughness, connective tissue attachment, bone resorption