

임플란트의 표면조도가 골융합에 미치는 영향

최귀현 · 허 익 · 이만섭 · 권영혁

경희대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서론

치과 임플란트는 타이타늄이 연조직의 개재없이 경조직인 골과 직접 결합하는 골융합의 개념이 도입된 이래 지난 30여년 이상 결손치료를 대체하는 성공적인 방법으로 임상에 적용되었고, 현재는 보편적인 치과치료의 한 분야로 자리잡았으며 높은 성공률을 보이고 있다¹⁻⁵⁾. 외과적 수술방법의 향상으로 부분 및 완전무치아의 경우까지 고정성 보철물로 회복할 수 있게 되어 저작력의 회복과 같은 기능적인 면의 개선과 함께 심미적인 개선에서도 큰 역할을 담당하고 있다⁶⁾.

여러 가지 임플란트 중 직접 골내로 식립하는 골내 임플란트가 가장 이상적인 것으로 인정되었고 가장 많이 사용되며, 골과의 직접적인 접촉면적을 넓히기 위하여 나사형의 임플란트가 주로 사용되고 있다⁷⁾. 임플란트의 재료는 상업적 순수 타이타늄이 초기에 주로 사용되었다. 이것은 외부환경에 쉽게 반응하는데, 공기와 수초간 접촉하였을 때 50-100 Å 두께의 산화막을 형성한다⁸⁻¹⁰⁾. 임플란트가 골내에서 치유될 때 이 산화막이 생분자를 유도하고 결합하여 당단백질층에 둘러싸이게 되어 치유를 촉진하게 된다⁹⁾. 타

이타늄 임플란트에서 골융합이 임플란트 시술시 가장 바람직한 치유형태로 받아들여지고 있으나, 골조직과 임플란트의 직접적인 접촉이 전 임플란트 표면에서 일어나는 것이 아니라 골조직의 상태 및 임플란트의 종류, 표면 조도와 표면처리방법, 수술방법 등에 따라 매우 다양하게 나타날 수 있다¹⁻¹⁴⁾.

임플란트의 성공적인 골융합을 위해서 임플란트의 초기 고정이 필수적인데, Albrektsson 등(1981)¹¹⁾은 임플란트의 초기 고정에 영향을 미치는 요소로 임플란트의 생체 적합성, 임플란트의 디자인, 표면 성질, 식립 부위의 조직 상태, 수술 기술, 부하의 유무 등을 들었다. 초기고정은 위의 6가지 요소중에서 특히 임플란트 표면과 골조직간의 적합성이 어떠한 가에 따라 크게 좌우될 수 있다고 하였다. 따라서 임플란트 표면 변화가 골융합을 촉진시키는 중요한 역할을하게 되는데, 이는 골융합이 임플란트 표면에 형성된 산화 타이타늄막과 골조직의 생분자사이에서 일어나기 때문이다. Buser 등(1991)¹⁶⁾은 표면 처리를 한 거친면의 임플란트와 표면을 처리하지 않은 상업용 순수 타이타늄 절삭면 임플란트를 비교하였을 때, 표면 처리를 한 거친면의 임플란트에서 골형성이 더 좋았다고 보고하였다.

교신 저자: 허 익, 서울특별시 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 치과대학 치주과학교실, 우편번호: 130-702

E-mail : yherr@khu.ac.kr

임플란트 표면을 거칠게 하기 위하여 다양한 표면 처리방법이 시도되었는데, 수산화인염이나 타이타늄 분말을 회복하는 방법, 입자를 임플란트 표면에 분사시키는 방법, 산으로 부식하는 방법 그리고 입자를 분사시킨 후 산으로 부식하는 방법등이 이용되었다^[12-13]. 이중에서 표면의 화학적 구조를 변화시키지 않고 표면을 거칠게 하는 방법으로 입자를 분사시키는 방법이 있다. 분사에 사용하는 입자에는 타이타늄 다이옥사이드 또는 알루미늄 옥사이드 입자등이 있다. 이때 주의해야 할 것은 표면이 변화된 임플란트에서도 표면을 처리하기 이전의 임플란트가 가진 고유의 생물학적 적합성을 그대로 보존시켜야 식립 후 골내에서 염증반응이 일어나는 것을 방지할 수 있다는 점이다^[17]. Warren등(2002)^[19]은 타이타늄 다이옥사이드 입자로 분사하여 표면을 거칠게 한 임플란트를 식립한 후에 골소설이 거의 없었다고 보고하였다. 입자를 분사시켜 표면을 거칠게 하는 방법에서 분사 입자의 크기, 분사 시간, 분사원으로부터 임플란트 표면까지의 거리등에 의해 표면조도가 달라질 수 있다^[20]. 그러나 분사 입자의 종류와는 큰 상관이 없다는 상반된 보고도 있다^[21].

Wennerberg등(1998)^[21]은 25 μm 의 동일한 크기로 각각 알루미늄 옥사이드와 타이타늄 다이옥사이드로 분사하여 표면을 거칠게 한 임플란트에서 동일한 양의 골과 임플란트 접촉이 일어났다고 하였다. 또한 분사하는 입자의 크기가 증가함에 따라 표면조도가 증가하며, 이렇게 증가한 표면조도에 따라 골-임플란트 접촉양도 달라진다고 하였다. 크기가 각각 25 μm , 75 μm , 250 μm 인 알루미늄 옥사이드 입자를 분사하여 표면을 거칠게 한 임플란트 표면을 대상으로 골과 임플란트 접촉양을 알아본 결과, 75 μm 알루미늄 옥사이드 입자를 분사하여 표면을 거칠게 한 임플란트 표면에서 가장 많은 골과 임플란트 접촉을 보인다고 하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

임플란트는 직경 3.4mm 길이 6mm의 순수 타이타

늄 절삭면 임플란트 (Implantium®, Den-tium Co. Korea), 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트 (Implantium®, Den-tium Co. Korea) 및 타이타늄 다이옥사이드 100 μm 로 분사한 표면 임플란트 (Implantium®, Den-tium Co. Korea)를 사용하였다. 각각의 임플란트 표면구조의 특성을 살펴보기 위하여 통법에 따라 처리하여 주사전자현미경으로 관찰하였다.

2. 실험동물

생후 1.5-2년된 웅성 비글견 2마리를 사용하였다. 수술 직후 1주일 동안은 창상을 보호하기 위하여 연질사료(Mighty Dog, Frisies Co, USA)를 주었고, 나머지 실험 전기간동안은 고형사료(도그라인, 대한 사료공업, 한국)를 물에 넣고 연질화시켜 공급하였다. 술후 세균감염을 예방하기 위하여 겐타마이신 2cc(삼우화학 공업, 한국)를 3일간 근주하였다. 2 % 클로르헥시딘 용액으로 1주일간 하루 2번 구강세척하였다.

3. 실험방법

1) 부분 무지막의 형성

졸레틸 (Virbac, France)을 근주하여 전신마취하였다. 초음파 스케일러를 이용하여 전치열에 걸쳐 치석제거술을 실시하고 1: 80,000 에피네프린이 포함된 2 % 리도카인(유한양행, 한국)을 침윤마취한 후, 좌우 제 1, 2, 3, 4 소구치를 고속절삭용 카바이드바를 이용하여 이개 부위에서 분리 절단하고 치조골에 손상이 가지 않도록 조심스럽게 발거 후 발치와를 보호하기 위하여 흡수성 봉합사로 봉합하였다.

2) 임플란트의 식립

치아 발거 3개월 후에 구강내 표준촬영을 하여 발치와가 치조골로 채워진 것을 확인하였다. 졸레틸을 근주하여 전신마취 한 후, 임플란트를 식립할 부위에 1: 80,000 에피네프린이 포함된 2 % 리도카인을 침윤마취하고 견치의 원심면에서 제 1대구치의 근심면까지 치조정절개를 하여 전충판막을 형성하였다. 견치의 원심면에서 제 1대구치의 근심면까지의 공간을 4

등분하여 각각 좌측 소구치부에 3개, 우측 소구치부에 3개의 임플란트를 식립하였다. 좌우측 모두 직경 3.4mm 길이 6mm의 순수 타이타늄 절삭면 임플란트, 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트 및 타이타늄 다이옥사이드 100 μm 로 분사한 표면 임플란트를 각각 1개씩 식립하였다.

3) 조직준비 및 검증

실험동물을 임플란트 식립 4주, 12주후에 각각 희생시켰다. 콜레털을 정맥내 주사하고 0.1M 인산염 완충용액에 혼합된 2.5% 글루타르알데하이드를 경동맥을 통하여 관류고정하여 희생시켰다. 임플란트가 포함되도록 조직을 절제한 후 동일 고정액에 1주일간 추가 고정하였다. 고정된 조직은 비탈회표본으로 제작하였다. 식립된 임플란트의 정중부를 중심으로 하여 협설측 방향으로 절단한 후 Hematoxylin-Eosin stain 용액에 3일간 침적하여 염색을 시행하고 4°C에서 70% 에탄올에 3일, 100% 에탄올에 3일, 자일렌에 하루, 95% 에탄올에 3일, 100% 에탄올에 1일의 단계로 탈수하고 그 후 Osteo-Bed Bone Embedding Media(Polyscience, Inc., USA)의 Osteo-Bed resin solution으로 6일간, Osteo-Bed resin solution-catalyst mix에 6일간 침투시켜 포매하였다. 포매한 수지는 37°C 항온기에서 3일간 경화시키고, 경화완료 2일이 지난 후 박절하였다. 박절은 경조직 절단기(Crystal cutter, Maruto, Japan)로 500 μm 두께로 자른 후, Exakt(Norderstedt, Germany)를 이용하여 최종 두께가 10 μm 가 되도록 연마하여 절편을 제작하였다. 제작된 절편을 광학현미경으로 검증하고 분석하였다.

III. 연구성적

1. 주사전자 현미경 소견

서로 다른 방법으로 표면 처리된 임플란트 표면의 주사전자현미경적 소견(X 800)을 살펴보면 다음과 같다.

1) 순수 타이타늄 절삭면 임플란트

임플란트 가공시 형성된 일정한 방향으로 평행하게 주행하고 있는 얇은 골과 융선이 보였다(Figure 1-a).

2) 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트

작은 원형 및 부정형의 홈과 융기가 불규칙하게 패여 있으며, 이 입자들이 서로 연결되어 macro-roughness와 micro-roughness가 혼재된 거친 표면이 나타났다(Figure 1-b).

3) 타이타늄 다이옥사이드 100 μm 로 분사한 표면 임플란트

표면이 패여 형성된 작은 원형 및 부정형의 홈과 융기가 전체적으로 불규칙한 배열을 이루고 있어 표면 조도가 가장 크게 나타났다(Figure 1-c).

2. 조직 소견

임플란트 표면처리에 따라 3군으로 나누어 각각 식립 후 4주와 12주의 조직을 검증하고 분석하였다.

1) 순수 타이타늄 절삭면 임플란트 소견

(1) 식립후 4주 소견

임플란트 전체 표면 중에서 측면의 상방 1/3부위에서만 골과 직접 접촉하는 부위가 일부 관찰되었고, 하부에서는 골과의 접촉이 거의 보이지 않았다(Figure 2-a). 임플란트 표면에 골이 직접 접촉하는 부위가 매우 적었다(Figure 4-a).

(2) 식립후 12주 소견

4주 소견에 비하여 임플란트의 측면뿐 아니라 첨부에서도 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 있었다(Figure 3-a). 잔존골 표면으로부터 새로이 형성되어 온 소주골이 보였으며, 나사선 내부에 비하여 나사선 외부에서 더 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 있었다(Figure 5-a).

2) 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트 소견

(1) 식립후 4주 소견

순수 타이타늄 절삭면 임플란트 식립 소견과 비교하였을 때, 임플란트 측면에서 더 많은 양의 골과 임플

란트 접촉이 있었다(Figure 2-b). 나사선 내부에서도 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 보였다(Figure 4-b).

(2) 식립후 12주 소견

임플란트 측면뿐만 아니라 임플란트 첨부에서도 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 보였다(Figure 3-b). 나사선 내부의 대부분이 소주골로 채워져 있었다(Figure 5-b).

3) 타이타늄 다이옥사이드 100 μm 로 분사한 표면 임플란트 소견

(1) 식립후 4주 소견

순수 타이타늄 절삭면 임플란트 식립 소견과 비교하였을 때, 나사선 내부에서 더 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 있었다. 그러나 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트 식립 소견에 비하면 더 적은 양의 골-임플란트 접촉을 보였다(Figure 2-c, Figure 4-c).

(2) 식립후 12주 소견

나사선 내부보다 나사선 외부에서 더 많은 양의 골과 임플란트 접촉이 있었다(Figure 3-c). 또한 나사선 내부에서 골-임플란트 접촉이 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트 식립 소견에 비하여 더 적게 나타났다(Figure 5-c).

IV. 총괄 및 고찰

이번 실험에서 표면조도가 서로 다른 3종류의 임플란트를 식립하여 골융합을 비교한 결과, 타이타늄 다이옥사이드 입자로 분사한 표면 임플란트가 순수 타이타늄 절삭면 임플란트에 비하여 더 많은 양의 골과 임플란트 접촉을 보였고, 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면에서 가장 많은 양의 골과 임플란트 접촉을 보였다. 과거 여러 실험을 통해, 임플란트 표면 형태가 골과 임플란트 사이의 조직반응에 영향을 미친다는 것이 밝혀졌다^{16,30}. 즉 Buser 등(1991)¹⁶은 순수 타이타늄 절삭면에 비하여 표면을 거칠게 한 임플란트 표면에서 골형성 능력이 더 빠르고 우수하다고 하였다. 보다 많은 양의 골과 임플

란트 접촉면을 얻기 위하여 표면을 거칠게 하는 여러 가지 방법들이 시도되어왔고, 그 방법 중에 하나로 입자를 분사하는 방법이 제안되었다. Gotfredson 등(1995)²⁸은 타이타늄 입자로 분사하여 표면을 거칠게 한 임플란트에서 순수 타이타늄 절삭면 임플란트에 비하여 더 많은 골과 임플란트 접촉을 보인다고 하였고, 회전제거력에 대하여 더 큰 저항을 나타낸다고 하였다.

이번 실험에서도 지금까지의 많은 연구 결과와 동일하게, 타이타늄 다이옥사이드 입자로 분사한 표면에서 순수 타이타늄 절삭면에 비하여 더 많은 양의 골과 임플란트 접촉을 보였다. 그러나 표면조도의 차이에 따라 골과 임플란트 접촉양이 변하기 때문에 최대의 골과 임플란트 접촉을 얻기 위한 이상적인 표면조도에 대한 의문이 제기되었고, 평균 표면조도를 μm 단위로 표현하였을 때, 가장 이상적인 표면조도가 어느 정도인가를 알아보기 위한 많은 연구가 있었다^{21,22,29}. 즉 Wennerberg 등(1996)²²은 표면조도의 정도를 3가지로 구분하여 약한 정도의 거칠기를 0.5-1.0 μm , 중간정도의 거칠기를 1-2 μm , 일반적인 거칠기를 2-3 μm 라고 정의하였고, 다른 연구에서는 평균 표면조도가 1.0 μm 보다 큰 경우에 거칠다고 정의하였다. Hallgren 등(1998)²¹은 알루미늄 옥사이드 입자로 분사하여 표면을 거칠게 한 표면 임플란트에서 평균 표면조도를 측정한 결과, 순수 타이타늄 절삭면의 경우 0.96 μm 였고, 25 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트에서는 1.22 μm 였고, 75 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트에서는 1.43 μm 였으며, 250 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트에서는 2.20 μm 로 나타났다고 하였다. 계속 진행된 토키를 대상으로 한 실험²¹에서, 임플란트 식립 후 12주 조직 소견에서 75 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트가 25 μm 크기나 250 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트보다 더 많은 양의 임플란트 골 접촉을 보였다고 하였다. 그 이유에 대하여 표면조도의 변화가 표면에너지와 표면의 화학적 조성에 영향을 주기 때문이라고 하였다. Boyan 등(1996)²⁹도 그 이유에 대해 표면조도의 변화가 표면에 대한 세포 반응의 변화를 가져오기 때문이라고 하였고, 보다 거친면에서 간접

세포가 더 많이 부착하게 되어 특이한 형태로 발현되며 이로 인해 골모세포가 증가한다고 하였다.

반면에 표면조도를 지나치게 증가시키면 오히려 골과 임플란트 접촉에 부정적인 영향을 준다는 여러 보고가 있다^{4,22)}. 즉 표면조도가 증가할수록 표면으로부터 타이타늄 이온의 유리가 증가하여, 보다 많은 물질들이 조직과 접촉하게 되어 골과 임플란트 접촉을 방해한다고 하였다. 250 μm 크기의 입자로 분사한 표면 임플란트와 표면조도가 유사한 타이타늄 분말을 피복한 임플란트에서, 타이타늄 이온이 유리되어 골형성을 방해한다는 연구결과가²²⁾ 이를 증명한다. 결과적으로 중간정도의 표면조도, 즉 표면조도가 약 1.5-2.0 μm 인 임플란트에서 성공률이 가장 높았다. 이번 실험에서도 100 μm 입자로 분사한 표면과 비교하였을 때, 45 μm 입자로 분사한 표면에서 결과가 가장 좋은 것을 확인할 수 있었다.

이번 실험에서는 나사선 내부에 비하여 나사선 외부에서 보다 많은 양의 골형성을 보였다. 이는 임플란트 식립시 외상을 받은 골조직이 완전히 치유되기에는 12주의 치유기간이 너무 짧은 기간임을 의미한다고 할 수 있다. 임플란트의 치유과정을 살펴보면, 골내 임플란트의 외과적 식립 후 시술 중 외상을 받은 골에서 창상 치유의 과정이 시작되는데, 처음에 골내에 나사형 모양을 형성하게 되면 골삭제부위가 혈액으로 가득차게 된다. 이러한 상태에서 임플란트를 식립하면 식립하는 힘에 의해 골내에 가득차 있던 혈액이 식립된 임플란트 표면 전체를 둘러싸게 된다. 이때는 임플란트와 골조직의 모든면에서 완벽한 적합은 있을 수 없다. 치유기간 동안의 초기 고정을 위해서 만든 나사선 모형에서 직접적인 골과의 접촉이 없는 공간은 혈종으로 자리잡게 된다. 비록 골과 직접적으로 접촉하고 있다고 하더라도 1mm 정도는 열과 기계적인 손상에 의해서 실활된다. 1mm 이후의 골조직은 정상적인 골조직이라고 할 수가 있다. 임플란트가 초기 하중을 받지 않고 정상적인 치유과정을 거치게 되면 혈종이 육아조직으로 대체되고 이것이 다시 섬유성 가골을 형성하게된다. 섬유성 가골이 후에 초기 골성 가골 또는 유골을 형성하여 새로운 골조직으로 대체된다. 손상을 받은 골조

직 역시 재혈관화, 탈광물화, 재광물화 과정을 거치면서 치유된다³⁷⁾. 시간이 지나면서 골-임플란트 계면에서의 치유가 완료되고 생활 골조직이 임플란트 표면과 긴밀한 접촉을 이루었을 때 기능을 시작하게 된다²²⁾.

이번 실험에서도 4주소견과 12주소견을 비교하였을 때, 세 종류의 임플란트 모두 시간 경과에 따라 표면에 직접적으로 골조직이 접촉하는 부위가 증가하는 경향을 관찰할 수가 있었다. 4주 소견에서 밀도가 매우 낮은 소주골의 형태가 나타났으나 시간 경과에 따라 점차로 골소주들이 서로 결합되면서 식립 후 12주 소견에서는 골조직이 많이 성숙해졌으나 치밀골의 소견은 볼 수 없었다. 또한 순수 타이타늄 절삭면 임플란트에서는 식립 후 12주가 경과했음에도 불구하고 골-임플란트 계면에서 빈 공간을 많이 관찰할 수가 있었다. 따라서 12주는 골과 임플란트 접촉을 하기에는 충분한 시간이 아니라고 사료된다. 그러나 식립 후 4주와 식립 후 12주의 조직 소견을 비교하였을 때, 타이타늄 다이옥사이드 45 μm 로 분사한 표면 임플란트에서 골과 임플란트 접촉양의 가장 많은 차이를 보였다. 이로서 표면을 거칠게 함으로서 임플란트의 치유기간을 줄일 수 있는 장점도 있음을 알 수 있다.

이번 실험을 통해 45 μm 로 분사한 표면조도에서 신속하게 골과 임플란트 접촉이 일어났고 그 양도 많았음을 확인할 수 있었다. 앞으로 임플란트 표면을 거칠게 하는 방법중에서 입자를 분사하는 방법외의 다른 방법, 예를 들면 산처리를 하여 부식시키는 방법이나 전극을 이용한 방법 혹은 분말을 피복하는 방법 등을 통해 거칠게 한 임플란트 표면에서 어느 정도의 골과 임플란트 접촉을 보이는가에 대한 실험이 계속 이어져야 할 것이다. 아울러 더욱 신속한 골과 임플란트의 치유 및 더 많은 양의 골-임플란트 접촉을 얻기 위해 가장 이상적인 임플란트 표면 처리에 대한 연구와 개발이 진행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결론

생후 1.5-2년 된 웅성 비글견 2마리의 좌우측 소구

치들을 전부 빌치한 후 형성된 하악 무치악 부위에 직경 3.4mm 길이 6mm의 순수 타이타늄 절삭면 임플란트, 타이타늄 다이옥사이드 45 μ m로 분사한 표면 임플란트 및 타이타늄 다이옥사이드 100 μ m로 분사한 표면 임플란트를 식립하였다. 임플란트 식립 4주와 12주후에 각각 희생시켜 비탈회 표본을 제작하였고, 조직학적 분석을 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트 식립 4주와 12주후에 각각 순수 타이타늄 절삭면 임플란트에 비하여 타이타늄 다이옥사이드로 분사한 표면 임플란트에서 더 많은 양의 골융합이 있었다.
2. 타이타늄 다이옥사이드 45 μ m로 분사한 표면 임플란트가 타이타늄 다이옥사이드 100 μ m로 분사한 표면 임플란트에 비하여 4주, 12주에 각각 골융합이 더욱 많았다.
3. 시간 경과에 따라 골융합정도는 표면조도에 상관없이 증가하였다.
4. 표면조도에 상관없이 나사선 내부에 비하여 나사선 외부에서 더 많은 양의 골융합이 일어났다.

결론적으로 타이타늄 다이옥사이드 45 μ m로 분사하여 형성된 표면조도에서 골-임플란트 접촉이 가장 많았다.

VI. 참고문헌

1. Albrektsson, T., Bränemark, P-I., Hansson, H-A., and Lindstrom, J. : Osseointegrated Titanium Implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta. Orthop. Scand.*, 52 : 155-170, 1981.
2. Meffert, R. M., Block, M. S., and Kent, J. N. : What is osseointegration? *Int. J. Perio. Restorative. Dent.*, 4 : 9-21, 1987.
3. Bränemark, P-I. : Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 399-410, 1983.
4. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Bränemark, P-I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral. Surg.*, 10(6) : 387-416, 1981.
5. Misch, C. E. : Contemporary Implant dentistry, Mosby Co. pp3-17, 1993.
6. Adell, R. : Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prosthesis in edentulous jaws. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 251-270, 1987.
7. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L. T. : Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Quintessence Co., pp21-32, 1989.
8. Albrektsson, T. : Direct bone anchorage of dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 255-261, 1983.
9. Kasemo, B. : Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 832-837, 1983.
10. Parr, G. R., Gardner, L. K., and Toth, R. W. : Titanium : The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 410-413, 1985.
11. Bränemark, P-I., Zarb, G. A., and Albrektsson, T. : Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago : Quintessence Publishing Co., Inc., 1985.
12. Gottlander, M., and Albrektsson, T. : Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*, 6 ; 399-404, 1991.
13. Gottlander, M., and Albrektsson, T. : A Histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite coated and titanium coated implants in rabbit bone. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*, 7 : 485-490, 1992.
14. Wennerberg, A., Ektessabi, A., Albrektsson, T., Johansson, C., and Andersson, B. : A 1-year follow-up of implants of differing surface rough-

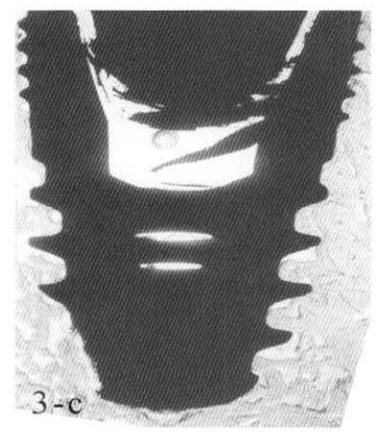
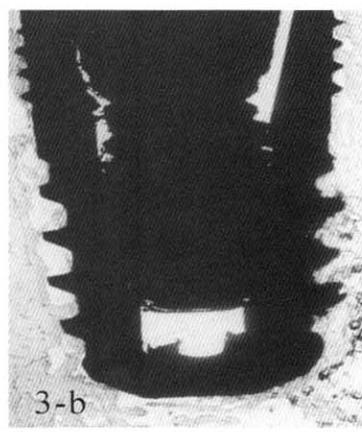
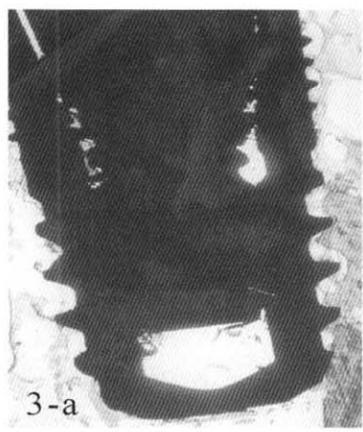
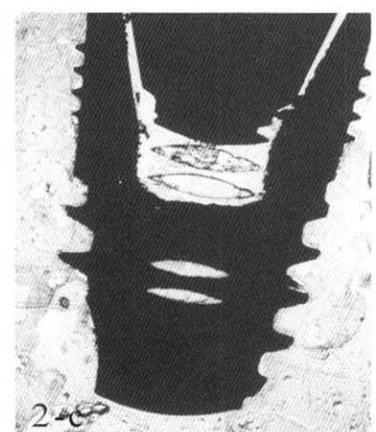
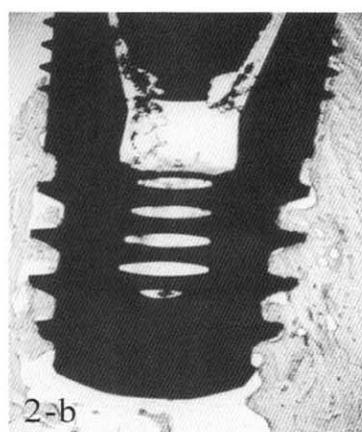
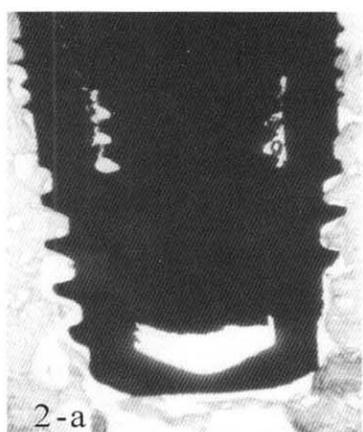
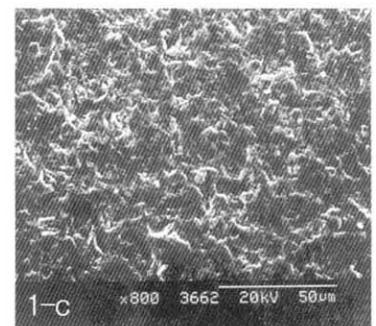
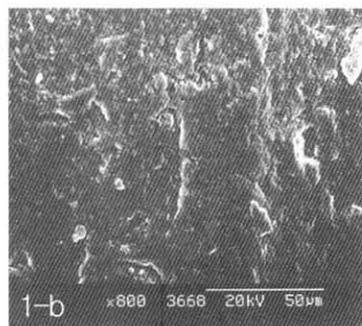
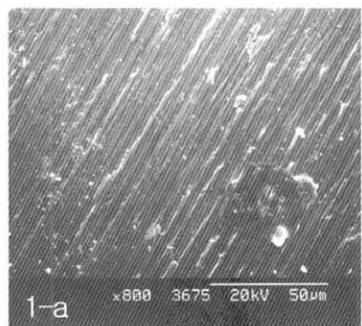
- ness placed in rabbit bone. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.*, 12 : 486- 494, 1997.
15. Adell, R., Ericksson, B., Lekholm, U., Bränemark, P-I., and Jemt, T. : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 5 : 347- 359, 1990.
 16. Buser, D., Warrer, K., Karring, T., and Stich, H. : Titanium implants with a true periodontal ligament ; An alternative to osseointegrated implants ? *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 5 : 113-116, 1990.
 17. Steinemann, S.C. : The properties of titanium. *Oral implantology, Basics-ITI hollow cylinder* : 37-58, 1991.
 18. Bowers, K.T., Keller, J.C., and Michaels, C.M. : Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 7 ; 302-310, 1992.
 19. Warren, B.S., Felton, D.A., and Cooper, L.F. : A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement TiO₂ Grit- blasted implants in the posterior Mx. and Mn. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 17 ; 399-404, 2002.
 20. Sykaras, N., Iacopino, A. M., and Woody, R. D. : Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 15 ; 675-690, 2000.
 21. Wennerberg, A., Hallgren, C., and Johansson, C. : A histomorphometric evaluation of screw shaped implants each prepared with two surface roughnesss. *Clin Oral Implants Res.*, 1998 ;9:11-19.
 22. Wennerberg, A., Albrektsson, T., Johansson, C., and Andersson, B. : Experimental study of turned and grit-blasted screw- shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials.*, 1996 Jan ; 17(1) :15-22.
 23. Wennerberg, A., Albrektsson, T., and Lau- smaa, J. : Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res.*, 1996 Feb;30 (2):251-60.
 24. Wennerberg, A., Albrektsson, T., and Andersson, B. : Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 11 : 38-45, 1996.
 25. Ericksson, B., Johansson, C., and Norton, M. R. : A histomorphometric evaluation of bone- to-implant contact of machineprepared and roughened titanium dental implants. *Clin Oral Implants Res.*, 1994 ; 5 : 202-206.
 26. Ivanoff, C., Hallgren, C., and Wennerberg, A. : Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res.*, 2001 ; 12 : 128-134.
 27. Gotfredsen, K., Wennerberg, A., Johansson, C., Skovgaard, L.T., and Hjortring-Hansen, E. : Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res.*, 1995 Oct ; 29(10) : 1223-1231.
 28. Boyan, B. D., Dean, D.D., and Schwartz, Z. : Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials.*, 17 : 137-146.
 29. Kirsch, A., and Donath, K. : Tierexperimente untersuchungen zur bedeutung der mikromorphologie von titanimplantober flachen. *Fortschr Zahnrz Implantol*, 1984 ; 1: 35-40
 30. Cooper, L. F., Whitson, S.W., and Felton, D.A. : Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, TiO₂-blasted, plasma sprayed titanium surfaces. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 14 ; 37-47, 1999.

32. Carranza, F. A., and Newman, M. G. : Glinkman's Clinical Periodontology. 8th ed. Saunders, Philadelphia and London. pp. 61-83, 161-172, 185-205, 493-509, 1996.
33. Schnitman, P. A., Wohrle, P. S., Rubenstein, E., Da Salva, J. D., and Wang, N-H. : Ten-year results for Bränemark implants immediately loaded with fixed prosthesis at implant placement. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 12 ; 495-503, 1997.
34. Adell, R., Lekholm, U., Grondahl, K., Bränemark, P-I., Lindstrom, J., and Jacobsson, M. : Reconstruction of severely resorbed edentulous maxillae using osseointegrated fixtures in immediate autogenous bone grafts. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 5 : 233-246, 1990.
35. Donath, K., and Breuner, G. A. : A method the study of uncalcified bones and teeth with attached soft tissue. *J. Oral. Pathol.*, 11 : 318-326, 1982.
36. Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., and Bränemark, P-I. : Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop. Scand.*, 57 : 285-289, 1986.
37. David, A., Eitenmuller, J., Muhr, G., Ostermann, P.A., Schildhauer, T.A., and Pommer, A. : Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titaniumcoated and grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions. *Arch Orthop Trauma Surg.*, 1995 ; 114(2) : 112-8.
38. Feighan, J.E., Goldberg, V.M., Davy, D., Parr, J.A., and Stevenson, S. : The influence of surface-blasting on the incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1995 Sep ; 77(9) : 1380-95.
39. Gotfredsen, K., Berglundh, T., and Lindhe, J. : Anchorage of titanium implants with different surface characteristics : an experimental study in rabbits. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 2000 ; 2(3) : 120-8.
40. Johansson, C., and Albrektsson, T. : Integration of screw implants in the rabbit ; a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.*, 2 : 69-75, 1987.
41. Hallgren, C., Sawase, T., Ortengren, U., and Wennerberg, A. : Histomorphometric and mechanical evaluation of the bone-tissue response to implants prepared with different orientation of surface topography. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 2001 ; 3(4) : 194-203.
42. Sanz, A., Oyarzun, A., Farias, D., and Diaz, I. : Experimental study of bone response to a new surface treatment of end-osseous titanium implants. *Implant Dent.*, 2001 ; 10(2) : 126-31.
43. Abrahamsson, I., Zitzmann, N.U., Berglundh, T., Wennerberg, A., and Lindhe, J. : Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 2001 May-Jun ; 16(3) : 323-32.

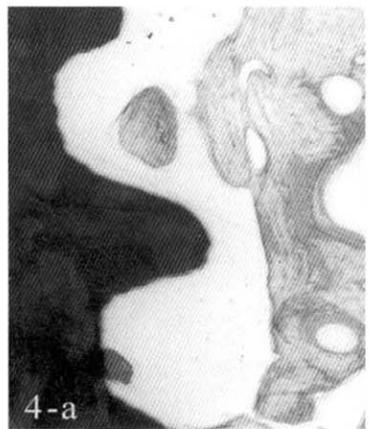
사진부도 설명

- Figure 1 Scanning electron microscopic views (X 800)
a. Pure titanium machined surface
b. Blasted surface with 45 μm TiO₂ particles
c. Blasted surface with 100 μm TiO₂ particles.
- Figure 2 Histologic features at 4 weeks after implant installation (X 20)
a. Pure titanium machined surface
b. Blasted surface with 45 μm TiO₂ particles
c. Blasted surface with 100 μm TiO₂ particles.
- Figure 3 Histologic features at 12 weeks after implant installation (X 20)
a. Pure titanium machined surface
b. Blasted surface with 45 μm TiO₂ particles
c. Blasted surface with 100 μm TiO₂ particles.
- Figure 4 Histologic features at 4 weeks after implant installation (X 100)
a. Pure titanium machined surface
b. Blasted surface with 45 μm TiO₂ particles
c. Blasted surface with 100 μm TiO₂ particles.
- Figure 5 Histologic features at 12 weeks after implant installation (X 100)
a. Pure titanium machined surface
b. Blasted surface with 45 μm TiO₂ particles
c. Blasted surface with 100 μm TiO₂ particles.

사진부도 (1)



사진부도 (II)



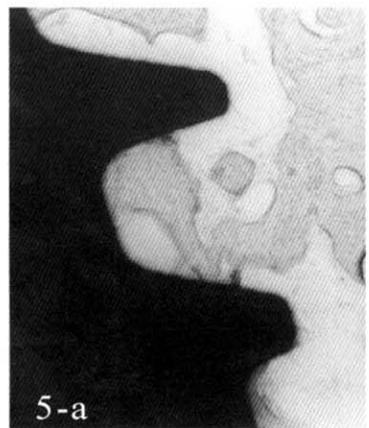
4-a



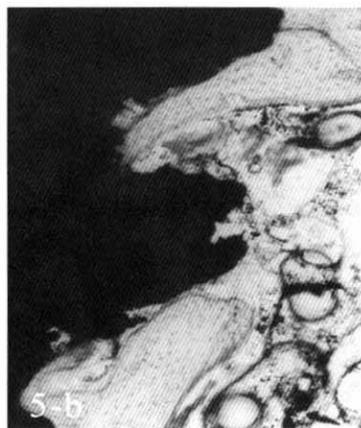
4-b



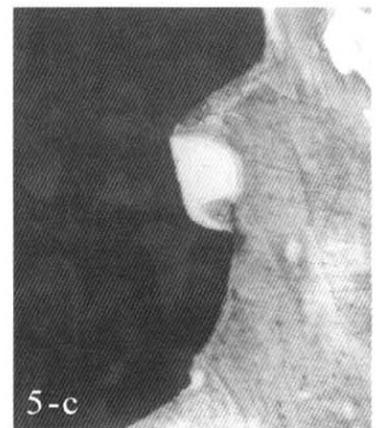
4-c



5-a



5-b



5-c

-Abstract-

Bone-to-Implant Contact according to the Surface Roughness of the Implants

Kwi-Hyun Choi, Yeek Herr, Man-Sub Lee, Young-Hyuk Kwon

Department of Periodontology, College of Dentistry, Kyung Hee University

This study was performed to evaluate the difference of the bone-to-implant contact according to the surface roughness of the implants. Two beagles were used in the experiment. Extraction of the all premolars was performed in the mandible.

In 3 months of healing, screw-shaped pure titanium machined surface implants (Implantium®, Dentium Co, Korea), implants blasted with $45\mu\text{m}$ TiO₂ particles, (Implantium®, Dentium Co, Korea) and implants blasted with $100\mu\text{m}$ TiO₂ particles. (Implantium®, Dentium Co, Korea) in diameter 3.4mm and length 6mm were installed in the edentulous mandible.

Each dog was sacrificed at 4, 12 weeks after placement and then nondecalcified specimens were prepared for histologic analysis.

The results of this study were as follows.

1. At 4, 12 weeks after the surgery, bone-to-implant contact in the surface blasted with TiO₂ particles was higher than that in the pure titanium machined surface respectively.
2. Osseointegration in the surface blasted with $45\mu\text{m}$ TiO₂ particles was more increased than that in the surface blasted with $100\mu\text{m}$ TiO₂ particles.
3. Bone-to-implant contact was increased with time independent of surface roughness.
4. Bone formation was in the outfolded area more than inside the threads independent of surface roughness.

From the above results, we were able to find the most bone-to-implant contact in $45\mu\text{m}$ TiO₂ blasted implant.

Key words : Bone to implant contact surface roughness