

Hydroxyapatite 피막 처리된 임프란트에 대한 여러가지 기계적 표면처리방법이 임프란트 표면조도 및 성상에 미치는 영향

경북대학교 치과대학 치주과학교실
양경란 · 정오철 · 이재목 · 서조영

I. 서 론

골유착성 임프란트가 처음 소개되고 임상적으로 사용되기 시작하였을 때에는 주로 심한 치조골의 흡수로 인하여 통법에 따라 의치를 제작한다고 하여도 효과를 보기 힘든 완전무치악 환자의 회복⁴⁾에 주로 사용되었으며 그 유효성에 있어서는 대부분의 경우 통법에 의한 치료의 최후순위에 놓여 있었다.

그러나 정해진 방법에 의해 무균적 기술만 하게 된다면 거의 대부분의 경우에 있어서 타이타늄 임프란트와 골과의 사이에 섬유성조직의 개재가 없는 골유착^{6,20)}이 일어난다는 것이 분명한 현재에 이르러서는 수술방법과 여러가지 기구들의 발달로 인하여 거의 대부분의 치아결손에 있어서 이러한 골유착성 임프란트를 유용하게 사용할 수 있게 되었다.

기본적으로 임프란트가 성공하기 위해서 갖추어야 하는 조건으로서 임프란트의 표면이 완전히 청결한 상태에서 멸균되어 있어야 하며 공기와의 접촉을 통한 산화막이 안정된 부동태의 피막이어야 하며, 수술시 세심한 골삭제와 무균적 기술로 초기고정을 얻을 수 있어야 하며 이들 피막과 치조골 사이에 직접적인 골유착이 일어나야 한다⁷⁾.

초기 임프란트에서는 주로 이러한 하부의 골유착만이 강조되고 연구되었으나 차츰 상부 구조물과 연조직과의 관계에 대해 관심이 모아져 매식체와 치은상피사이에는 반교소체로 연결되어 있고¹⁷⁾, 상피하방의 결체조직은 매식체와 긴밀한 접촉을 이루고 있는 것을 밝혀내었다^{6,31)}. 즉 임프란트 매식체와 연조직의 이러한 부착은 임프란트를 구강내의 세균으로부터 보호하여 골유착을 유지하는데 중요하다고

알려지게 되었다.

그러나 연조직이 건강하고 성공적으로 골유착된 임프란트에도 변연골 소실이 일어날 수 있는데 임프란트 주위의 골소실에 대한 보고로는 Adell⁴⁾과 Adell등⁵⁾은 임프란트 매식시 외상으로 인한 혈행 손상과 응력집중으로 인하여 처음 1년안에 가장 많은 양인 0.9mm의 변연성 골소실을 보이며 초기 1년 이후에도 매년 0.05에서 0.07mm의 골소실이 보인다고 보고하였다. 이러한 정도의 골소실은 현재 정상적인 것으로 간주되고 있으며 성공적인 임프란트의 평가기준이 되고 있다. 그러나 Adell⁴⁾과 Bränemark¹²⁾의 보고들에 의하면 다소 차이가 있으나 상악에서는 약 16-19%, 하악에서는 약 7-9%의 실패가 있을 수 있으며, 이러한 실패는 매식체 주위의 치조골이 소실되어 일어난다. 비정상적인 골소실의 원인으로 Hickey등¹⁹⁾, Lindhe등²⁷⁾, Rams등³⁵⁾은 세균에 의한 변연성 골소실을 보고하였고 Lekholm등²⁶⁾은 과도한 교합력에 의한 골소실을 보고하였다.

비정상적인 골소실로 인해 노출된 매식체 표면을 적절히 처리하지 않으면 지속적인 염증과 부착소실 및 염증성 골소실로 임프란트가 실패 가능성이 높아진다. 비정상적인 골소실로 인해 구강내에 노출된 임프란트 표면에 대한 기계적 처리방법으로는 프라스틱 큐렛, 스테인레스 스틸 큐렛 혹은 타이타늄 큐렛을 사용¹⁶⁾하거나, air-abrasive polishing⁹⁾이나 Nd : YAG laser¹¹⁾ 또는 화학적 처리 방법³⁷⁾으로 구연산이나 테트라사이클린등이 사용되었다. 또한 O'Neal등³²⁾은 육아조직의 제거 및 임프란트 표면으로부터 세균독소를 제거한 후 골조직 재생유도술을 제안하였으며, Singh등³⁶⁾은 실패한 임프란트 주위의

골조직 재생을 위하여 polytetrafluoroethylene membrane을 이용한 조직유도재생술을 시행한 경우 제한적인(36%) 골회복을 보인다고 하였다.

Hydroxyapatite(이하 HA로 표기) 피막 처리된 면이나 titanium plasma sprayed(이하 TPS로 표기) 면과 같이 거친 표면을 이용하여 골과의 접촉면적을 증가시키고자 개발되었던 임프란트들은 그 넓어진 표면적으로 보다 많은 골유착을 얻을 수는 있었으나 일부가 구강내로 노출된 경우에는 이러한 거친 입자들로 인해 치태의 침착이 용이해져서 임프란트 주위의 염증과 골의 파괴정도를 더욱 심화시키게 되어^{11,17)} 결국에는 임프란트의 탈락을 가져오게 될 것이다. 거친 표면일수록 평활한 면 보다 더욱 많은 양의 치태 침착을 보이며^{8,24)} 세포의 부착과 전개의 경우에서도 표면이 불규칙하고 거칠수록 미약^{14,15,30)} 하게 일어나므로, 치태 침착 감소 및 인접 연조직에 적합한 표면을 얻기 위해서는 HA피막 처리된 면을 제거하고 연마하여 평활된 표면을 얻도록 해야 할 것이다²⁸⁾.

앞에서 언급한 표면처리방법은 HA피막 처리된 면이나 TPS면 같은 거친 표면의 세균제거에는 효과적이나 평활한 면을 얻기에는 비효율적이므로 이에 본 연구에서는 기계적인 표면처리방법에 중점을 두고 비교적 임상에서 쉽게 사용될 수 있는 절삭기구인 diamond bur와 stone, 연마기구인 tubber point, 그리고 비교적 안전하게 세균독소를 제거하는 것으로 알려진 air-abrasive system⁹⁾을 disc상의 HA부위를 제거하고 활택하는데 사용함으로써 이러한 기구들이 임프란트의 표면조도 및 성상의 변화에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 실험재료 및 실험기구

실험재료로는 직경 10mm, 두께 2mm의 titanium disc(Friedrichsfeld Co., Germany)를 사용하였고 삭제기구로는 No.101 high speed diamond bur(Shofu Co., Japan)와 low speed diamond bur kit 내의 straight bur(Intensivsa Co., Swiss) 그리고 composite polishing kit(Shofu Co., Japan)내의 stone을 사용하였으며 연마기구로는 composite polishing kit(Shofu Co., Japan)내의 rubber point와 De-

ident사의 Jetpolisher(Deldent Co., Israel)를 사용하였다.

2. 실험 방법

1) 시편 제작

IMZ(Friedrichsfeld Co., Germany)에서 제작한 지름 10mm, 높이 2mm의 HA 피막 처리된 disc를 이용하여 실험 I, II, III, IV, V군의 시편을 제작하였다. 제조회사에서 제작된 HA 피막 처리되지 않은 titanium면을 실험 I군, high speed diamond bur로 disc를 처리한 군을 실험 II군, low speed diamond bur로 disc를 처리한 군을 실험 III군, stone으로 disc를 처리한 군을 실험 IV군, 제조회사에서 제작된 HA피막 처리된 면에 아무런 처리를 하지 않은 군을 실험 V군으로 하였다.

High speed diamond bur, low speed diamond bur, stone은 육안으로 HA입자가 완전히 없어질 때까지 사용하였고, rubber point와 Jetpolisher는 각 30초동안 실험 II, III, IV군 모두에서 사용하였다.

2) 표면조도 측정

표면조도 검사를 위해서는 각 군당 3개의 시편을 표면조도측정기(TR 100X, Kosaka Lab. Co., Japan) 및 strip chart recorder(RJ 43, Kosaka Lab. Co., Japan)를 이용하여 총배율 1,000배와 횡배율 20배, 측정속도 0.127mm/sec의 조건으로 표면조도를 측정하였다. 각 시편당 무작위로 3회 측정하여 최대높이값(Rmax.)을 최대높이 단면곡선에서 기준길이 만큼 채취한 부분의 평행선에 평행한 직선 사이에서 그 직선의 간격을 단면곡선의 세로 방향으로 측정하여 구하고^{1,3)} 그 평균치를 산정하여 표면조도를 평가하였다. 이때 평균값에서 너무 벗어나는 부위는 제외하였다.

3) 주사전자현미경 관찰

처리된 시편의 표면양상을 관찰하기 위해 주사전자현미경(S-2300, Hitachi Co., Japan)을 이용하여 20kV의 조건하에서 800배의 배율로 관찰하였다. 또한 처리된 표면의 삭제정도를 알아보기 위해 각 군 별로 종으로 disc를 절단하여 800배, 500배로 관찰하였다.

4) 표면성분 분석

처리된 시편의 표면성분 변화의 관찰을 위해 Energy Dispersive X-ray Spectroscopy(이하 EDX로

표기, AN-10000, Link Co., England)를 사용하여 시편에 전자선을 조사하여 반사되는 특정전자선을 broad-range energy dispersive detector로 분석하였다.

III. 성 적

1. 표면처리 후 표면조도 측정

각 군의 표면조도를 측정된 결과, 최대높이값 (Rmax)의 평균치는 실험 I군인 제조회사에서 제작된 타이타늄면은 2.11 μm , 실험 II군인 high speed dia-

mond bur를 사용한 면은 4.17 μm , 실험 III군인 low speed diamond bur를 사용한 면은 7.28 μm , 실험 IV군인 stone을 사용한 면은 8.61 μm 그리고 실험 V군인 HA 피막 처리된 면은 39.44 μm 로 측정되었으며 각 군의 표면 평활도는 I, II, III, IV, V군 순으로 평활하게 나타났다(Table 1, Fig. 1, 2 참조). 이것을 oneway ANOVA로 통계처리하여 Duncan's multiple range test로 사후 검정한 결과 5% 유의 수준에서 실험 I군과 II군, 실험 III군과 IV군 사이를 제외한 전 실험군간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table 2 참조).

2. 표면처리 후 주사전자현미경 관찰

처리된 시편의 표면을 관찰하기 위해 주사전자현미경으로 표면을 관찰한 결과, 실험 I군인 제조회사에서 제조된 HA 피막 처리되지 않은 타이타늄 면과 실험 V군인 HA 피막 처리된 면 그리고 각 조건에 따라 삭제한 실험 II, III, IV군 사이에는 많은 차이가 있었다.

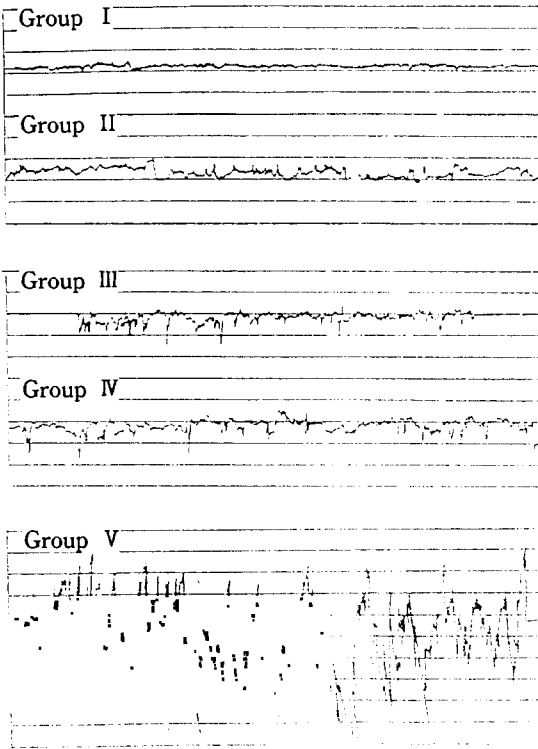


Fig. 1. The surface roughness profiles of experimental groups.

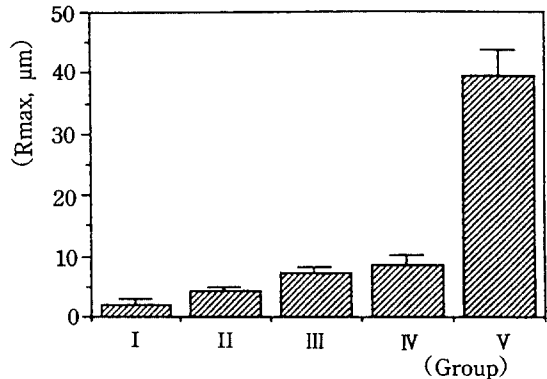


Fig. 2. The surface roughness values of experimental groups.

Table 1. Mean surface roughness values of titanium disc surfaces after various surface treatment.

	Group I	Group II	Group III	Group IV	Group V
Rmax(μm)	2.11	4.17	7.28	8.61	39.44
S. D.	0.70	0.83	1.00	1.43	4.45

Table 2. Test of significance for mean surface roughness of each other group.

Group	I	II	III	IV	V
I					
II					
III	*	*			
IV	*	*			
V	*	*	*	*	

* Statistically significant difference by Duncan's multiple range test ($P < 0.05$)

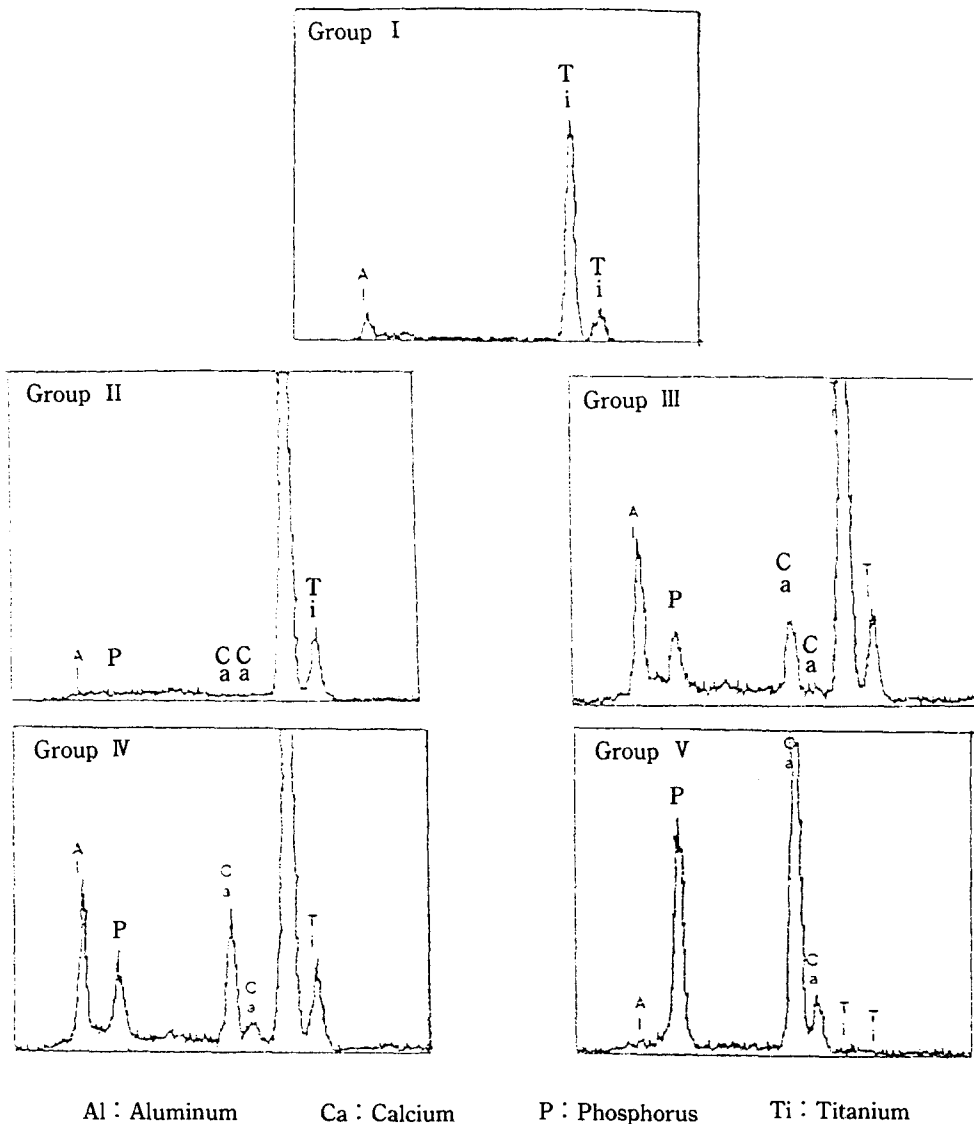


Fig. 3. The EDX Spectra of experimental groups.

실험 I군의 시편면에는 가공시에 만들어진 평행한 선들이 나타나 있었으나 전체적으로 매끄러운 표면을 보였다(Fig. 4 참조). 실험 III군인 HA피막 처리된 면을 low speed diamond를 사용한 군과 실험 IV군인 stone을 사용한 군에서는 삭제되지 않은 HA입자가 많이 남아있는 것을 볼 수 있었다(Fig. 6, 7 참조). 실험 II군인 High speed diamond bur로 처리한 군의

많은 생분활성 물질로서 생체적합성이 뛰어나며 낮은 부식^{22, 23, 25, 34)}을 보이는데 이러한 생체적합성과 부식 저항은 타이타늄 금속의 부동태 피막이 가지는 안정성에 의한 것으로 알려져 있다. 타이타늄은 공기 중에 노출되면 1 msec내에 10-1000 Å 두께의 부동태 피막³⁴⁾이 형성되는데 이러한 부동태 피막이 임프리트와 주위조직과의 관계를 결정한다고 알려져

매식체주위염에 의한 깊어진 치주낭에서는 그람음성균과 혐기성균이 많이 존재하며 Black-pigmented Bacteroides, Fusobacterium, Vibrio 등이 비슷한 비율로 존재하며 조직파괴와 골흡수를 일으킨다고 보고되고 있다. Hickey등¹⁹⁾은 골유착된 임플란트에서도 세균에 의한 염증성 병변이 생기며 이러한 염증에 의한 골흡수가 일어남을 보고하였고, Rams등²⁰⁾은 실패한 임플란트에서 spirochetes가 많이 발견된다고 하였고 이러한 세균들이 임플란트 주위의 골흡수에 관여한다고 하였다. 이후 Lindhe등²⁷⁾은 동물실험에서 자연치에서 보다 임플란트에서 세균에 의한 염증의 정도가 더 심하며 임플란트에서 생긴 연조직 염증은 골수내로 파급된다고 하였다. Hobo등²⁰⁾은 이와 같이 실패한 임플란트는 직접 혹은 간접적으로 구강내의 세균과 연관된 것으로 보이며 이러한 세균의 관리가 임플란트의 장기적인 성공에 중요한 요소라고 주장하였다.

이와 같이 임플란트 주위에 병적인 골소실이 생긴 경우 임플란트 매식체, 특히 더욱 많은 양의 골융합을 얻을 수 있다는 장점으로 인해 사용되어진 HA피막 처리된 임플란트의 경우는 순수 타이타늄 매식체보다 표면거칠기에 있어서 HA입자로 인해서 상당히 큰 표면거칠기를 보임으로서 골소실로 구강내에 노출될 경우 신속한 치태 침착이 야기될 것으로 사료되기 때문에 평활한 면을 가진 매식체보다 훨씬 불리할 것이다. 그러므로 구강내에 노출된 임플란트를 건강한 상태로 유지하기 위해서는 임플란트 표면을 처리하여 주위의 연, 경조직에 생리적으로 적합한 표면 상태를 만들어 주어야 한다^{8, 24, 30, 33)}. 이러한 경우 처리방법으로 Zablotzky등³⁷⁾은 실패한 HA피막 처리된 임플란트 표면의 세균독소제거 및 감염된 HA 입자를 제거하는 방법으로서 구연산을 30초, 60초, 3분간 적용한 모든 경우에서 세균독소가 제거되었으며, 30초, 60초간 적용한 경우에는 HA 피막 두께에 영향을 미치지 않았으나 3분간 적용한 경우에는 HA 피막의 두께를 감소시켰다고 하였으며, Fox등¹⁶⁾은 임플란트 매식체를 플라스틱 큐렛, 타이타늄 큐렛, 스테인레스 스틸 큐렛으로 처리한 경우 플라스틱 큐렛을 사용한 경우에는 아무런 처리를 하지 않은 대조군과 차이가 없었으나 금속 큐렛을 사용한 경우에는 표면에 약간의 흠집을 냈다고 보고하였다. 한편 Block등¹¹⁾은 HA 피막 처리된 임프

란트 표면을 Nd : YAG laser를 사용하여 처리한 경우 임플란트 표면의 HA에 미세파절과 용융을 보였으며 세균독소를 제거하지 못하였다고 하였다. Barnes등⁹⁾은 air-abrasive system을 임플란트 표면처리에 사용한 연구에서 대조군과의 사이에 주사전자현미경상 유의한 차이를 발견할 수 없었으나 세균독소의 제거에는 효과적이라 하였다.

그러나 HA 피막 처리 또는 TPS된 임플란트의 거친 표면이 구강내로 노출된 경우에는 구연산이나 air-abrasive system을 이용한 표면처리 방법들은 세균독소 제거에는 효과적이나 매식체의 거친 표면을 제거하기는 어렵기 때문에 계속적인 치태침착이 야기되는 것으로 사료되어 세균독소를 제거하는 한편 표면성분을 변화시키지 않고 평활한 표면을 만들기 위한 방법을 알아보기 위하여 본 실험을 시행하였다.

삭제기구인 high speed diamond bur, low speed diamond bur, stone은 HA 피막 처리된 타이타늄을 삭제하기 위하여 사용하였고 rubber point는 이러한 삭제기구들에 의해 만들어진 거친 표면을 연마하기 위해 사용하였으며 Barnes등⁹⁾이 air-abrasive system이 세균독소의 제거에 효과적이라고 보고한 연구를 근거로 하여 air-abrasive system을 세균독소 제거를 위해 각 실험군에 모두 사용하였다.

본 실험에서 각 시편을 표면조도측정기로 측정된 표면거칠기 결과는 high speed diamond 삭제군, low speed diamond 삭제군, stone으로 삭제한 군의 순서로 나타났다. 이 결과는 TPS에 기계적 표면처리시 stone을 처리한 군에서 가장 평활한 면을 가졌다고 보고한 유등²⁾의 실험과는 일치하지 않는 바, 그 이유는 TPS와 HA의 강도 차이로 인한 것으로 사료된다.

한편 주사전자현미경으로 관찰한 결과는 low speed diamond bur와 stone으로 삭제한 경우에는 HA 입자들을 완전히 제거하지 못함을 보여주었으나, high speed diamond bur를 사용하여 삭제한 군에서는 비교적 균일하게 HA 입자들이 제거되었음을 관찰할 수 있었다. 그러므로 표면조도측정기로 측정된 표면거칠기 결과는 주사전자현미경에서 관찰한 바와 같이 삭제되지 않은 HA 입자에 의한 것으로 추측된다. 각 시편의 단면관찰 결과는 실험 I군에서는 비교적 평활한 면과 균일한 단면 소견을 보였고, 실험 II군에서는 HA입자가 거의 삭제되어 나타났고 I군

보다 약간 거친 정도를 보였고, 실험 III군과 IV군에서는 상당량의 HA 입자가 삭제되었으나 거친 표면구조를 보였으며, 실험 V군인 HA 면은 약 40 μ m 두께를 보이며 매우 거칠고 불규칙한 면을 보였다. Zablotsky³⁷⁾의 구연산을 이용한 HA 입자의 탈회 정도에 대한 연구 결과와 비교시 본 연구에서 더 많은 HA 입자의 제거를 보였다.

EDX에 의한 표면성분 분석 결과에서 실험 I군에서는 titanium peak를 보인 반면 실험 V군에서는 HA 피막 처리된 면을 나타내는 calcium과 phosphorus peak를 보여주므로써 HA가 타이타늄 면에 균일하게 덮혀진 것을 반영하였다. 가장 삭제가 좋고 표면조도가 평활한 실험 II군에서는 실험 I군과 유사한 titanium peak를 보였으며 calcium과 phosphorus는 거의 대부분 제거되어 나타나지 않았다. 표면거칠기에서 서로 유사하게 보인 실험 III군과 IV군은 표면성분 분석에서도 다량의 calcium과 phosphorus를 나타내었는데 이는 삭제되지 않고 잔존하는 HA 입자를 나타내는 것으로 사료된다. 또한 Binon¹⁰⁾에 의하면 각 군에 나타난 이들 peak의 크기는 각 성분의 양과 비례한다고 되어 있다. 오염되지 않은 금속 부동태 피막은 높은 표면에너지를 가지므로 세포부착을 증가시킬 수 있으나 오염된 임프란트 표면은 비록 얇더라도 낮은 표면에너지를 갖게 되므로 주위 환경 또는 다른 물질에 의해 오염된 경우에는 임프란트의 사용을 못하게 된다³⁸⁾고 알려져 있다. 본 실험 결과 모든 실험군에서 titanium, calcium, phosphorus, aluminum이외의 성분은 관찰되지 않았으므로 본 실험에 사용된 표면처리방법 모두 표면성분을 변화시키지 않는 것으로 사료된다. 각군에 보인 aluminum은 타이타늄 disc의 제작과정 중의 혼입에 의한 것으로 보인다.

이상의 결과를 종합해 보면 high speed diamond bur를 사용한 경우가 이전의 처리 방법과 비교하여 대부분의 HA 입자를 제거할 수 있었고 평활한 표면을 얻을 수 있으므로 세균독소에 감염된 HA입자를 처리하는 데 있어 효과적이며 다른 성분에 의한 혼입도 없으므로 세균에 노출된 HA 피막 처리된 임프란트 매식체의 표면처리 방법의 가능성을 시사할 수 있다. 향후 기계적 표면처리된 임프란트의 생체적합성을 알아보기 위하여 세포부착과 생체실험이 병행되어 이루어져야 할 것으로 사료된다.

구강내 노출된 임프란트를 건강한 상태로 유지하기 위해서는 임프란트 매식체 표면을 처리하여 주위조직과 잘 적합할 수 있는 표면구조를 만들어 주어야 한다. 실패한 임프란트의 처리방법으로 구연산이나 air-abrasive system과 같은 여러가지 방법이 소개되었으나 HA 피막 처리된 임프란트와 같은 거친 표면이 구강내로 노출된 경우에는 구연산이나 air-abrasive system을 이용한 표면 처리방법들은 세균독소 제거에는 효과적이거나 HA 피막 처리된 매식체의 거친 표면 제거는 어렵기 때문에 계속되는 치태침착을 방지하기에는 효과적이지 못하므로 세균독소를 제거하는 한편 표면성상을 변화시키지 않고 평활한 표면을 만들기 위한 처리방법들을 알아보고자 하였다.

IMZ사에서 제작한 HA 피막 처리된 disc에 high speed diamond bur, low speed diamond bur, stone bur, rubber point, jetpolisher를 처리하고 표면평활도를 알아보기 위하여 표면조도측정 및 주사전자현미경으로 표면상태를 관찰하고 표면성분 변화 유무를 알아보기 위하여 EDX를 이용하여 표면성분을 분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

각 시편에 대한 표면조도 측정 결과는 실험 I군 2.11 μ m, 실험 II군 4.17 μ m, 실험 III군 7.28 μ m, 실험 IV군 8.61 μ m, 실험 V군 39.44 μ m의 최대높이값을 나타내므로써 I, II, III, IV, V군 순으로 표면이 평활하게 나타났다.

주사전자현미경 관찰에서는 실험 I군은 비교적 평활한 면을 보였고, 실험 II군은 HA 입자가 거의 삭제되었으나 잔존하는 일부의 HA 입자로 인하여 I군보다 약간 거친 표면을 보였다. 실험 III군과 IV군은 삭제되지 않고 잔존하는 HA 입자가 많아 거친 양상을 보였으며 실험 V군인 HA 피막 처리된 면의 경우는 깊은 홈과 돌출된 부분을 가진 매우 불규칙한 표면 구조를 보였다. 시편의 단면 관찰에서는 실험 I군은 균일한 면을 보였으며 실험 III군과 IV군에서는 삭제되지 않고 잔존하는 다량의 HA 입자로 인해 거친 표면을 보였으나 HA 피막의 두께는 상당량 감소되어 나타났다. 또한 실험 II군은 I군과 유사한 양상을 보였다. 실험 V군의 경우는 일정하지는 않지만 약 40 μ m의 두께를 보였다.

EDX에 의한 표면성분 분석 결과, 삭제가 가장 우수한 실험 II군에서는 calcium과 phosphorus가 소량 나타났고, 삭제가 완전하지 않은 실험 III, IV군에서는 calcium peak와 phosphorus peak를 보였다. 모든 군에 나타난 aluminum은 제조과정 중의 혼입으로 사료된다. 모든 실험군에서 titanium, aluminum, calcium, phosphorus 이외의 다른 성분은 나타나지 않았다.

참고문헌

1. 김기환 외 : 기계설계제도, 청문각, 서울, pp 143-147, 1988.
2. 유현석, 박재완, 서조영 : Titanium plasma sprayed implant에 관한 여러가지 기계적 표면처리방법이 implant표면조도에 미치는 영향, 대한치주과학회지. 23 : 493-506, 1993.
3. 조승주, 이명종 : 복합레진의 광택 및 표면조도에 관한 연구, 대한치과보존학회지. 15 : 67-79, 1990.
4. Adell, R. : A 15-year Study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, J. Oral Surg., 10 : 387-416, 1981.
5. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Bränemark, P. I., Lindhe, J., Eriksson, B. and Sbordone, L. : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study, Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 15 : 39-52, 1986.
6. Albrektsson, T. : Tisse integrated prostheses. 4th Edi. Quintessence publishing Co. Chicago. (1983) pp 129-143.
7. Albrektsson, T., Bränemark, P. I., Hansson, H. A. and Lindstrom, J. : Osseointegrated titanium implants, Acta. Orthop. Scand., 52 : 155-170, 1981.
8. Tjan, A. H. L. and Chan, C. A. : The polishability of posterior composites, J. Prosthet. Dent., 61 : 138-146, 1989.
9. Barnes, C. M., Fleming, L. S. and Mueninghoff, L. A. : An SEM evaluation of the in-vitro effects of an air-abrasive system on various implant surfaces, Int. J. Oral maxillofac. Implants, 6 : 463-469, 1991.
10. Binon, P. P., Weir, D. J. and Marshall, S. J. : Surface analysis of an original Bränemark implant and three related clones, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7 : 168-175, 1992.
11. Block, C. M., Mayo, J. A. and Evans, G. H. : Effects of the Nd : YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated titanium dental implants : Surface alteration and attempted sterilization, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 7 : 441-449, 1992.
12. Bränemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindstrom, J. and Ohsson, A. : Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies, Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 3 : 81-100, 1969.
13. Bränemark, P. I. : Osseointegration and its experimental background, J. Prosthet. Dnet., 50 : 399-410, 1983.
14. Brunette, D. M. : The effects of implant surface topography on the cells, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3 : 231-246, 1988.
15. Könönen, M., Hormia, M., Kivilahti, J., Jautaniemi, J. and Thesleff, I. : Effect of surface processing on the attachment, orientation and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium, J. Biomed. Mater. Res., 26 : 1325-1341, 1992.
16. Fox, S. C., Moriarry, J. D. and Kusy, R. P. : The Effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments : An in vitro study, J. Periodontol., 61 : 485-490, 1990.
17. Gould, T. R. L. and Brunette, D. M. : Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. J. Prosthet. Dent., 52 : 418-420, 1984.
18. Hansson, H. A., Albrektsson, T. and Bränemark, P. I. : Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants, J. Prosthet. Dent., 50 : 108-113, 1983.
19. Hickey, J. S., O'Neal, R. B., Scheidt, M. j., St-

- rong, S. L., Turgeon, D. and Dyke, T. E. V. : Microbiologic characterization of ligature-induced peri-implantitis in the microswine model. *J. Periodontol.*, 62 : 548–553, 1991.
20. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L. T. : Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Quintessence Publishing Co., (1989) pp33–54.
 21. James, R. A. and Schultz, R. L. : Hemidesmosome and adhesion of junctional cells to metal implants : A preliminary report, *Oral Implantol.*, 4 : 294–302, 1974.
 22. Kasemo, B. : Biocompatibility of titanium implants : Surface science aspects, *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 832–837, 1983.
 23. Kasemo, B. and Lausmaa, J. : Biomaterial and implant surfaces : On the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures, *J. Biomed. Mater. Res. : Applied Biomaterials.*, 22 : 145–158, 1988.
 24. Keenan, M. P., Shillingburg, H. T., Duncanson, M. G. and Wade, C. K. : The Effects of cast gold surface finishing on plaque retention, *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 163–173, 1980.
 25. Klauber, C., Lensz, L. J. and Henty, P. J. : Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis : A preliminary report, *Int. J. Oral Maxillofac. implants*, 5 : 264–271, 1990.
 26. Lekholm, U., Adell, R., Lindhe, J., Brånemark, P. I., Frikkson, B., Rockler, B., Lindvall, A. M. and Yoneyama, T. : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures(II) : A crosssectional retrospective study, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 15 : 53–61, 1986.
 27. Lindhe, J., Berglundh, T., Ericsson, I., Lijenberg, B. and Marinello C. : Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues, *Clin. Oral Impl. Res.*, 3 : 9–16, 1992.
 28. Meffert, R. M., Langer, B. and Fritz, M. E. : Dental implants : A review, *J. Periodontol.*, 63 : 859–870, 1992.
 29. Mombelli, A., Van Oosten, MAC., Schurch, E. and Larg, N. P. : The microbiota with successful or failing osseointegrated titanium implants, *Oral Immunol.*, 2 : 145–151, 1987.
 30. Naji, A. and Harmand, M. F. : Study of the effect of the surface state on the cytocompatibility of a Co-Cr alloy using human osteoblasts and fibroblasts, *J. Biomed. Mater. Res.*, 24 : 861–871, 1990.
 31. Olefjord, I. and Hansson, S. : Surface analysis of four dental implant systems, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 8 : 32–40, 1993.
 32. O'Neal, R. B., Sauk, J. J. and Somerman, M. J. : Biological requirements for material integration, *J. Oral Implantol.*, 18 : 243–255, 1992.
 33. Orton, G. S., Steele, D. L. and Wolinsky, L. E. : The dental professional's role in monitoring and maintenance of tissue-integrated prostheses, *Int. J. Oral maxillofac. Implants*, 4 : 305–310, 1989.
 34. Parr, G. R., Gardner, L. K. and Toth, R. W. : Titanium : The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects, *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 410–414, 1985.
 35. Rams, T. E., Roberts, T. W., Tatum, H. and Keyes, P. H. : The subgingival microbial flora associated with human dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 529–534, 1984.
 36. Singh, G. B., O'neal, R. B. and Brennan, W. A. : Surgical treatment of induced peri-implantitis in the microswine : clinical and histological analysis, *J. Periodontol.*, 1992.
 37. Zablotsky, M., Meffert, R., Mills, O., Burgess, A. and Lancaster, D. : The macroscopic, microscopic and spectrometric effects of various chemotherapeutic agents on the plasma-sprayed hydroxyapatite-coated implant surface, *Clin. Oral Impl. Res.*, 3 : 189–198, 1992.

Explanation of Figures

- Fig. 4. The surface morphology of pure titanium surface. The paralleling lines represent machining line of manufacture.
- Fig. 5. The surface morphology of treated with high speed diamond bur, rubber point and jetpolisher sequency. This is similar to fig. 4. Some remnant of HA is seen.
- Fig. 6. The surface morphology of treated with low speed diamond bur, rubber point and jetpolisher. Irregular and rough surface with remaining HA is showed.
- Fig. 7. The surface morphology of treated with stone, rubber point and jetpolisher. Irregular and rough surface with remaining HA is showed.
- Fig. 8. The surface morphology of untreated HA coated surface.
- Fig. 9. The cross sectional topography of pure titanium disc.
- Fig. 10. The cross sectional topography of treated with high speed diamond bur, rubber point and jetpolisher. Smooth titanium surface is seen.
- Fig. 11. The cross sectional topography of treated with low speed diamond bur, rubber point and jetpolisher. Rough surface due to remaining HA is observed.
- Fig. 12. The cross sectional topography of treated with stone, rubber point and jetpolisher. Rough surface due to remaining HA is observed.
- Fig. 13. The cross sectional topography of untreated HA coated surface. Thick layer of HA is seen.

논문 사진부도 (I)

논문 사진부도 (II)

EFFECT OF VARIOUS MECHANICAL TREATMENTS OF HYDROXYAPATITE-COATED IMPLANT SURFACES

Kyung-Ran Yang, Oh-Chul Jung, Jae-Mok Lee, Jo-Young Suh
Dept. of Periodontology, College of Dentistry, Kyungpook National University

For maintenance of exposed implant in healthy state, it is necessary to treat the surface of implant fixture and provide the surface adjustable to surrounding tissues. Variable techniques have been introduced such as citric acid and air-abrasive system to treat the failed implant. Although when the rough surface of HA coated implant was exposed to oral environment, the surface treatment method with citric acid or air-abrasive system is effective for removal of bacterial endotoxin, it is unsuccessful to prevent plaque deposition due to difficulty in removal of rough surface of HA coated implant. Thus, in this study the method that removes bacterial endotoxin and makes smooth surface without alteration of surface characteristics was studied. HA coated disc manufactured by IMZ Co. was treated with high speed diamond bur, low speed diamond bur, stone bur, rubber point, jetpolisher. And then its surface state was examined with profilometer and SEM to evaluate the surface smoothness, and its surface component was analyzed with EDX to evaluate whether the surface characteristics were altered or not. As a result, following results were obtained.

When the surface roughness of each implant disc was measured by profilometer, the group I showed a R_{max} 2.11 μ m and the group II, III, IV, V showed a R_{max} 4.17 μ m, 7.28 μ m, 8.61 μ m and 39.44 μ m respectively. That is, surface smoothness was highest in the group I and it has been gradually decreased in the group II, III, IV and V.

Under the SEM examination, the group I showed relatively smooth surface and the group II showed slightly rougher surface than the group I due to partially remaining HA particles while most HA particle was removed. The group III and IV showed rough topography due to HA particles that was not grinded, and HA coated surface in group V showed very irregular surface with deep groove and prominence.

In cross-sectional view, the group I showed uniform surface, and the group III, IV showed rough surface due to remaining HA particles but the thickness of HA coating was remarkably reduced. The group II has similar pattern in group I, and the group V showed about 40 μ m thickness although it was not constant.

By analysis of surface component with EDX, the group II in which the grinding was effective showed a small quantity of calcium and phosphorus and the group III, IV, in which the grinding was incomplete showed calcium and phosphorus peak. In all experimental group, no other than titanium, aluminum, calcium, phosphorus was observed.

* A thesis submitted to the Council of the Graduate School of Kyungpook National University in partial fulfillment of the requirement for the degree of Master in Science in Dentistry in June, 1994.