

표면처리가 다른 5종 임플란트의 안정성에 관한 연구

고려대학교 의과대학 치과학교실, 웰치과*

김선종 · 신상완 · 정성민* · 류재준

I. 서 론

Adell 등¹⁾ 및 Brånemark 등²⁾에 의해 처음 골유착성 임플란트가 시술 된 이후 임플란트는 완전 무치악 환자뿐만 아니라 부분 무치악의 수복, 단일치아 수복에 있어서도 성공적으로 사용되면서 치과보철 영역의 일반적인 술식의 하나로서 임상활용이 점점 증가하고 있다.^{3,4)}

Albrektsson⁵⁾은 골유착이란 광학 현미경하에서 임플란트와 골조직이 섬유성 결합조직의 포함 없이 직접 접촉되어 임상적으로 움직임이 없는 상태라고 정의하였고 골유착을 얻기 위해서는 임플란트의 재질, 디자인, 표면, 골의 상태, 수술기법, 부하조건 등이 중요하다고 하였다. 실험적, 임상적 연구를 통하여 순수한 타이타늄 임플란트를 이용한 성공적인 골유착이 보고되어 왔으나¹⁻⁴⁾ 장기적이고 광범위한 임플란트 연구에도 불구하고 임플란트와 골과의 직접적인 접촉에 관한 이상적인 골유착의 정도에 대해서는 아직 명확히 밝혀지지 않았으며 임플란트의 형태, 표면처리의 방법에 따라 다양한 결과가 나타난다고 보고되었다.^{5,7,9,10)}

임플란트의 골유착을 얻기 위한 선결요소중의 하나로서 초기안정은 임플란트 식립 시에 중요하며 안정성의 유지는 장기적으로 임플란트가 기능하는 데 필요하다고 하였다.⁵⁾ 초기안정은 골질에 맞는 임플란트를 선택하여 골질에 따라 술식을 응용함으로써 더 잘 얻을 수 있다고 하였으며,⁶⁾ 이상적인 초기고정

이란 임플란트를 식립할 때 외부의 힘으로부터 골유착을 방해할 정도의 미세움직임을 방지할 수 있는 최소한의 고정상태를 의미한다고 하였다.⁹⁾

Sennerby 등¹¹⁾은 토기의 피질골과 해면골에서의 임플란트의 골조직 반응연구를 통해 임플란트 이식 후 초기 단계의 치유과정을 분석함으로써 골유착의 기전을 밝히면서 피질골에서의 고정의 중요성을 강조하였다. 피질골에서 초기 안정성을 얻는 것은 어렵지 않지만 골 흡수가 심한 상악 구치부와 같이 골질이 불량하고 골양이 부족한 부위에서 초기안정을 얻기는 어려우며 표면처리가 안된 기계절삭면(machined) 타이타늄 임플란트의 임상적인 성공률이 높으나 골질의 상태가 좋지않은 환자에서는 기계절삭면 임플란트 시술에 한계가 있었다.¹²⁾

Jaffin과 Berman 등¹³⁾은 Lekholm과 Zarb의 악골 분류법¹⁴⁾중 가장 연질골인 type IV골에서의 5년간의 조사에서 실패율이 40% 까지 증가함을 보고하였으며 이는 골수강의 면적이 커서 임플란트 주위에 긴밀한 접촉을 얻지 못함으로 인해 초기 안정을 얻는 속도가 늦어지기 때문이라고 하였다. 많은 임플란트 연구자들이 연질골에 관심을 갖고 임플란트 디자인과 표면처리를 통해 한계를 극복하고자 하였으며 Glauser 등¹⁰⁾은 상대적으로 연한 골질 일수록 임플란트 디자인과 표면처리에 따라 영향을 많이 받을 수 있다고 하였다.

임플란트의 표면처리는 변화를 거듭하고 있다. 아무런 표면처리가 안된 평활한 기계절삭면 임플란트

는 외관상으로는 매끄러우나 미묘한 거칠기를 가지며 산소와 결합하여 산화막을 형성함으로써 골형성에 유리하고 항염증성을 갖도록 하며 장기적인 임상자료와 동물실험을 통해 안정된 표면중의 하나로 인정되고 있다. 산부식방법으로 표면에 흠집을 내어 거칠기를 형성하는 표면 중 SLA²⁹⁾(sand blasted with large grit and acid etching)는 큰 분화구속에 작은 분화구를 형성함으로써 표면에 흠집을 내는 방법중에 가장 앞선 구조라고 할 수 있다. Anodized 방식은 전기산화를 이용하여 타이타늄 옥사이드층을 형성하여 pore를 형성함으로써 그 속으로 골이 성장하여 견고한 고정을 얻을 수 있게 한 것이다. Hydroxyapatite(HA)코팅은 기계절삭면에 HA powder를 부착시킴으로써 골유착을 조기에 얻도록 유도하는 것이며 골과 무기질성분과 화학적, 결정학적으로 동일한 표면으로 되는 장점이 있으며 계면에서 유리되는 문제점을 보완하기 위한 코팅방법이 다양히 개발되고 있다.^{37,39,40)}

임상적, 실험적으로 임플란트의 안정성과 골유착을 진단하기 위한 방법으로는 타진반응, 방사선검사, Periotest®, Dental fine tester®, Thread cutting force, Reverse torque test, 공진주파수분석(resonance frequency analysis)등이 있으며 술자간의 시술방법과 적용에 따른 차이 때문에 표준화가 어려운 경우가 많으며 최근에는 공진주파수분석이 생체내에서 임플란트의 안정성을 정량적으로 측정하는데 유용한 방법으로 인정되고 있다.¹⁵⁻¹⁸⁾ 지금까지 표면처리된 임플란트를 사용한 실험보고^{24,33,36)}가 대부분 조직형태측과 회전제거력(removal torque)을 비교분석한 것이었기 때문에 표면처리된 임플란트 종류에 따른 공진주파수와 골접촉률, 골밀도와의 상관관계에 관한 연구보고는 많지 않은 상태이다.

본 연구에서는 표면처리가 다른 5종류의 임플란트를 성견의 하악골에 이식한 후 각각의 임플란트의 안정성을 비교하기 위해 Meredith에 의해 개발된 공진주파수 측정장치(Ostell®)를 이용하여 시간경과에 따른 변화를 분석하고 조직형태측분석을 통해 임플란트-조직계면의 접촉률과 골밀도의 측정치와 비교하여 상관관계를 평가해 보았다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험동물

영구치가 완전히 맹출된 체중 10kg이상의 성견 5마리를 실험에 사용하였다

2) 실험재료

본 실험에서 사용된 임플란트(Dentium Co., Seoul, Korea)는 직경 3.4mm, 길이가 6mm인 screw형태의 순수 타이타늄으로 neck thread부위는 micro thread의 형태로 제작하였다.(Fig. 1) Main thread의 피치는 0.65mm, height는 0.3mm 이며 microthread의 피치는 0.325mm, height는 0.12mm로 하였다. 임플란트의 소독은 감마방사선 멸균법으로 Cobalt 60을 이용하였고 조사선량은 25kGy~40kGy이다.

실험군은 모두 5군으로 나누어 제1군은 대조군으로 표면처리를 하지 않은 기계절삭면(Machined)이며 제2군은 50 μ m의 Al₂O₃의 입자로 sand blasting한 후 HCl용액으로 etching (SLA)하였고, 제3군은 산화전원으로 펄스 파워를 사용 (Autoelectric Co., Korea)하여 방전 산화(anodized)시켰으며, 제4군은 ion beam증착법(E-beam)을 이용하여 hydroxyapatite(HA)를 코팅하였으며, 제5군은 sol-gel process 방법으로 HA를 코팅하였다. 5가지 임플란트의 표면

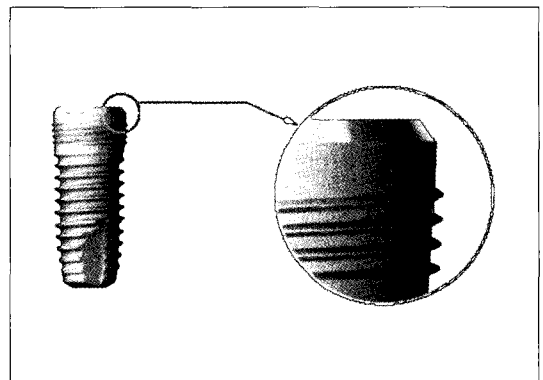


Fig. 1. Implant used(3.4mm in diameter and 6mm in length).

Table I. The implants used (5 types)

Group	Implant	Material and surface characteristics	Roughness(Sa)	number
1	Machined	Smooth titanium, as-machined	0.86 μ m	6
2	SLA	Sand blasted with large grit acid etched	1.76 μ m	6
3	Anodized	Anodic oxidation	1.02 μ m	6
4	HA-coated	Ion-beam assisted (E-beam)	1.24 μ m	6
5	HA-coated	Sol-gel	1.12 μ m	6

Total 30

거칠기는 제조사에서 thread top부위에서 Top Scan3D®를 이용하여 측정되었고 각 군당 6개의 임플란트를 준비하여 모두 30개의 임플란트를 사용하였다.(Table I)

2. 수술 방법 및 임플란트 매식

실험동물에 염산케타민(Ketamine, Yu-Han Co., Korea) 2mg/kg을 근육 주사하여 전신 마취를 시행하였다. 수술을 시행 할 부위를 potadine으로 소독한 후 국소 마취를 위해 각 수술 부위에는 1ml씩의 2% lidocaine(Yu-Han Co., Korea, 1:100,000)을 주입하고 무치악 치조제의 제작을 위하여 하악 양측 제1, 2, 3, 4소구치들을 발치하였다. Albrektsson 등¹⁸⁾이 추천한 골화를 위한 최소한의 기간인 6개월간의 치유기간후에 전신마취상태에서 임플란트를 매식할 부위에 제조회사의 지시에 따라서 임플란트를 Fig. 3과 같이 매식하였다. 먼저 guide drill을 이용하여 피질골을 천공하고 \varnothing 2.0mm first drill, \varnothing 3.0mm pilot drill 및 final drill의 순서로 이용하여 drilling한 후 countersink와 tapping을 시행하였다. 악골의 전방부와 후방부의 골질의 차이를 고려하여 5가지 표면처리된 임플란트의 식립 위치는 종류에 따라 규칙적인 순서의 변화를 주어 식립하였고 임플란트가 안정되게 매식 된 후 cover screw를 연결하였다. 본 실험은 아래도표와 같은 순서로 진행하였다.(Fig. 2)

수술 부위를 3-0 비흡수성 봉합사(Mersilk®, Ethicon Co., U.K.)을 이용하여 봉합하였다. 감염방지를 위하여 수술 7일간 Kanamycin (50mg/kg, 동아제약, Korea)을 근육 주사하였다. 수술 1주에 봉합사를 제거하였고 수술2주간은 유동식을, 이후에는 일반사료를 공급하였다. 임플란트 식립 10주후 희생하여 골 유착 정도를 조직 형태학적으로 분석하였다.

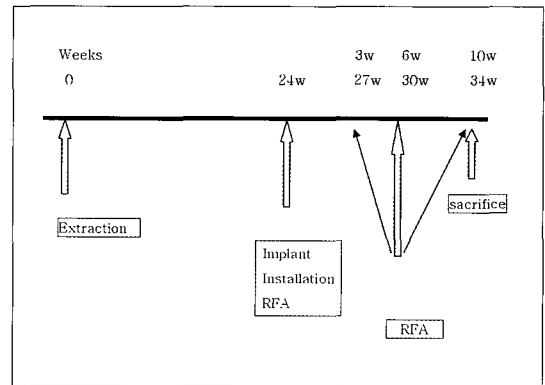


Fig. 2. Time table of experiment.

3. 관찰 방법

1) 공진주파수 분석(Resonance Frequency Analysis)

임플란트 식립후 즉시, 3주후, 6주후 및 10주후에 Osstell® (Integration Diagnostic Ltd., Savedalen, Sweden)을 이용하여 임플란트 안정도지수(Implant Stability Quotients, ISQ)단위로 기록하였으며 각각의 임플란트에서 5번씩 측정하고 최소치와 최대치를 제외한 3개 값의 평균과 표준편차를 측정하여 안정성의 변화를 비교 분석하였다. 골개조 순환주기(remodeling cycle sigma)가 개의 경우 1 sigma(12주)이지만 표면처리를 통한 골 생리대사의 차별성을 확인하기위해 10주에 희생하였다.

모든 측정은 전신마취 하에 시행되었으며 Fig. 5와 같이 cover screw 연결부위에 transducer(model: Type5, 100065)를 연결하고 Osstell® data manager software를 이용하였다.

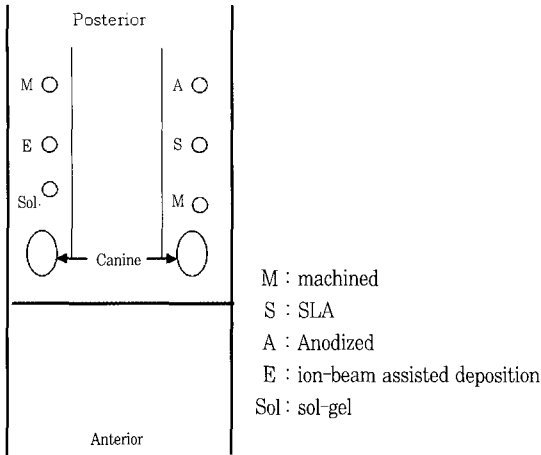


Fig. 3. Diagram of implants placed in the dog's mandible.

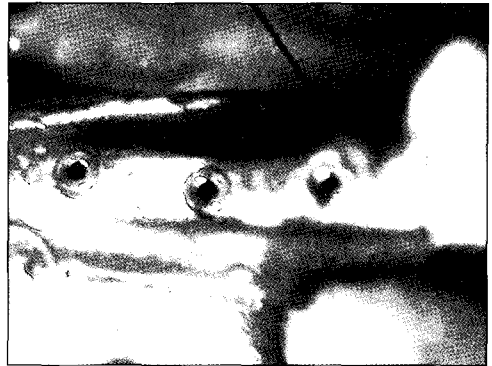


Fig. 4. Implants placed in the dog's mandible.

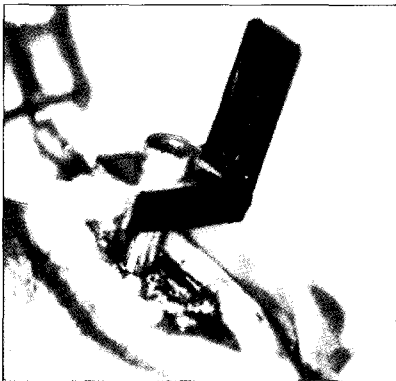


Fig. 5. Transducer placed on the implant.

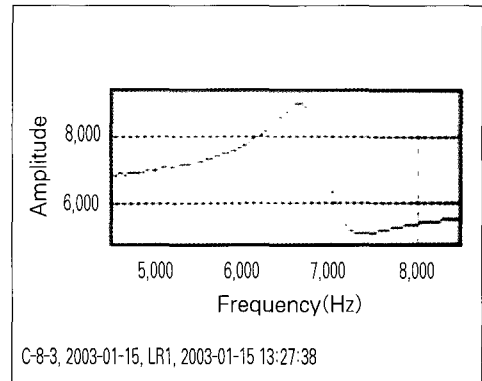


Fig. 6. Mean values of RFA.

2)비탈회 표본의 제작 및 조직 형태학적 분석

실험동물의 희생할 때 완전한 관류 고정을 시행하였다. 실험동물의 경부를 완전하게 박리하여 heparin과 생리식염수를 이용하여 혈액을 완전히 제거한 후 고정하였다. 모든 임플란트(n=30)를 조직 형태학적 분석을 위해 준비하였다. 채취된 하악골 표본은 매식된 임플란트를 중심으로 종으로 이분한 다음 중성 완충 포르말린 용액에 48시간 이상 고정하였다. 고정된 조직표본은 다시 임플란트를 중심으로 5mm이하의 두께로 다듬은 다음 통상적인 방법으로 50~100%의 점진적 농도의 알코올로 순차적으로 탈수하였고 최종적으로 100%의 무수 알코올로 3

회 이상 교환 탈수 후 다시 알코올과 광중합레진 (Technovit 7200VLC Kulzer GmbH, Germany)으로 3-5일간 침투 포매하여 가시광선 하에서 16시간 동안 중합시켰다. 경화완료 후 micro-cutting machine (Exakt MG300, Hamburg, Germany)으로 200 μ m의 두께로 diamond wheel saw를 이용해 절단한 후 micro-grinding machine(Exakt MG4000)에서 800, 1200, 2000사포를 이용해서 30 μ m 정도 두께의 비탈회 경조직 표본을 제작하였고 hematoxylin-eosin중염색을 하여 광학현미경으로 관찰하였다. 조직형태계측학적 분석은 광학현미경(Olympus BX51, Olympus Co., Tokyo, Japan)에 Kappa Dx30

Digital camera(Opto-Electronics, Germany)를 부착하여 디지털영상으로 컴퓨터 화면상으로 옮긴 후 영상분석 소프트웨어인 Kappa image base metro(Kappa Opto-electronics, Germany)을 사용하여 정량 계측하였다.

- A. 골접촉률(bone-to-implant direct contact ratio)은 측정 가능한 모든 나사산에서 $\times 40$ 배율에서 관찰하여 측정하였고 측정된 모든 나사산에서 평균값을 얻고 골접촉율이 가장 높은 3개의 나사산에서 평균값을 얻었다.
- B. 골밀도(mineralized bone의 비율)는 모든 나사산과 나사산사이의 삼각형면적의 총면적을 구하고 그 부위내에서 차지하고 있는 광화된 골조직이 차지하는 면적을 측정하여 이들 면적에 대한 백분율로 산출하였다.
- C. 치밀골과 골유착된 microthread부와 해면골로 접착된 주나사부(main thread)의 data를 분석하여 5종류 임플란트의 피질골부와 해면골부의 골접촉률과 골밀도를 비교하였다.

3) 공진주파수분석과 골접촉률, 공진주파수분석과 골밀도와의 상관관계

임플란트 식립 10주째에 측정된 공진주파수 측정값과 해면골부위와 피질골부위의 골접촉률, 골밀도와 각각 상관관계가 있는지를 분석하였다.

4. 통계학적 분석

1)공진주파수 측정

실험에서 얻어진 모든 계측항목에 대해 평균값과 표준편차를 구하고 각 군간의 비교분석은 통계분석 프로그램인 SPSS for Windows(ver. 9.0 SPSS Inc.)의 (Generalized Linear Model)의 반복측정분석(Repeated Measure)을 이용하여 분석하였다. 사후분석방법으로 Univariate analysis에서 Dunette test로 유의수준을 0.05로 하는 양측검정을 이용하여 분석하였다.

2) 조직형태계측

A. 골접촉률

종류에 따른 집단을 한 개 변수로 하고, 각각의 골접촉률을 또 하나의 변수로 하여, 일원배치 분산분

석(ANOVA)을 통계분석프로그램인 SPSS for Windows(ver. 9.0 SPSS Inc.)를 이용하여 분석하였다. 다섯종류의 골접촉률 값에 유의한 차이가 있는지 사후분석(Post-Hoc Test)을 통해 재확인해 보았다.

B. 골밀도

종류에 따른 집단을 한 개 변수로 하고, 각각의 골밀도를 또 하나의 변수로 하여, 일원배치 분산분석(ANOVA)을 통계분석프로그램인 SPSS for Windows(ver. 9.0 SPSS Inc.)를 이용하여 분석하였다. 비모수적 검정인 Kruskal-Wallis의 순위에 의한 일원배치 분산분석을 수행하였다.

3) 공진주파수분석과 골접촉률, 공진주파수분석과 골밀도와의 상관관계

5종류의 임플란트에서 측정된 공진주파수 측정값 중에서 10주째 나온 값과 골접촉률 혹은 골밀도와 연관성이 있는지를 파악하기 위하여 피어슨의 상관관계 분석(Pearson's correlation analysis)을 실시하였다.

Ⅲ. 실험결과

1 육안적 소견

1) 발치 6개월 후 매식시 소견

발치 6개월 후 적절한 치유가 이루어졌으며 양호한 치조골의 소견을 보였고 협설측으로의 골양도 충분하여 매식체의 국소적 노출은 없었다.

2) 매식 10주후

전반적으로 점막의 염증상태가 없는 양호한 치유상태를 보였다. 실험건의 위생상태가 불량하여 cover screw주위에 약간의 음식물 잔사가 남아있었고 몇몇 곳에 봉합사의 잔사가 남아 있었다.

3) 적출후

적출한 실험건의 하악에서 각 매식체 주위의 치은 조직은 치주조직으로 피개되어 있었으며 염증반응은 없었으며 explorer등으로 매식체를 가압하였으나 동요됨은 없었다.

Table II. ISQ values depending upon timing tested

Implant type	at installation	3weeks	6weeks	10weeks	Pvalue
Machined	71.33±2.42	69.33±3.14	70.67±2.58	70.83±3.31	P<0.05
SLA	71.67±3.33	71.36±3.72	72.33±1.63	72.83±1.94	P<0.05
Anodized	71.83±2.48	69.17±5.91	69.83±5.04	72.67±1.75	P<0.05
E-beam	72.33±2.58	71.17±2.99	72.43±2.32	72.83±2.04	P<0.05
Sol-gel	73.33±2.07	70.17±4.41	70.33±3.43	72.21±3.87	P<0.05

ISQ* : Implant Stability Quotients

2. 조직학적 소견

전체 실험군의 조직의 회복양상과 기타 소견들은 실험군 간에 뚜렷한 차이를 보이지 않았다. 염증이 나 이물반응의 소견은 관찰되지 않았으며 활발한 골 개조가 이루어지고 있었다. 임플란트 주변의 신생골은 지방성골수를 가지고 있었으며 골주는 평판골(lamellar bone)의 형태이었다. 골주는 골모세포로 둘러싸여 있었으며 골과 임플란트의 결합은 이물이나 연조직의 개재 없이 직접 연결되어 있었다. SLA군에서는 분리된 작은 티타늄편이 골내에 흩어져 있는 것이 관찰되었으나 이물반응은 관찰되지 않았다. HA 코팅군에서는 부분적으로 HA코팅이 잔존하고 있었으나 탈락된 부분도 있었다. 그러나 연조직이나 골내에서 분리된 HA입자나 이물반응은 관찰되지 않았다. 두가지 다른 HA 코팅군간(E-beam, Sol-gel)에는 조직학적 소견의 차이는 뚜렷하지 않았다.

3. 공진주파수 분석(Resonance Frequency Analysis)

임플란트 식립후 즉시, 3주후, 6주후, 10주후에 Osstell(Integration Diagnostic Ltd., Savedalen, Sweden)을 이용하여 측정하였으며, 임플란트 식립 직후에는 Sol-Gel HA coated 임플란트가 안정도지수(ISQ)가 가장 높았고(73.33 ± 2.07) 10주후에는 E-beam HA coated 임플란트가 가장 안정도지수가 높았다.(72.83 ± 2.04) Machined표면을 포함한 다른 표면처리의 군간에 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지는 않았으며(P>0.05), 5종류의 임플란트 사이에 측정 시기 0, 3, 6 및 10주에 따른 안정도지수

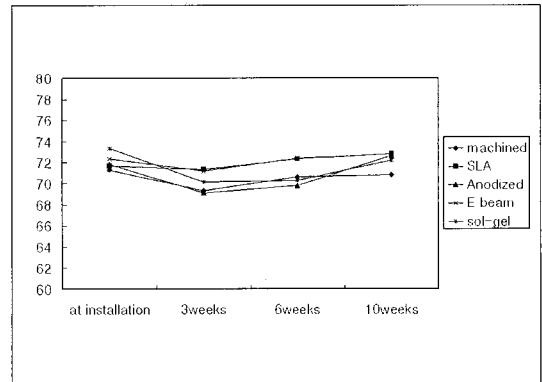


Fig. 7. RFA values depending upon timing tested and type of surface treatment of implants.

의 변화패턴은 유사했으며 3주까지는 감소하다가 증가하는 양상을 보였다.(P<0.05)

3. 조직 형태계측학적 분석

1) 해면골부위의 골접촉률

A. 전체나사산

E-beam 처리 표면 임플란트에서 76.1%, Anodized 표면에서 73.6%, Sol-gel 처리표면에서 72.1%, SLA표면에서 69.6%, Machined표면 임플란트에서 60.8%의 접촉률을 보였고 Machined와 Anodized, E-beam, Sol-gel간에 표면처리에 따른 유의한 차이를 보였다.(P<0.05)

B. 골양이 풍부한 연속된 3-best나사산

Anodized표면에서 83.2%, Sol-Gel 처리표면에서 82.3%, SLA표면에서 80.3%, E-beam 처리 표면

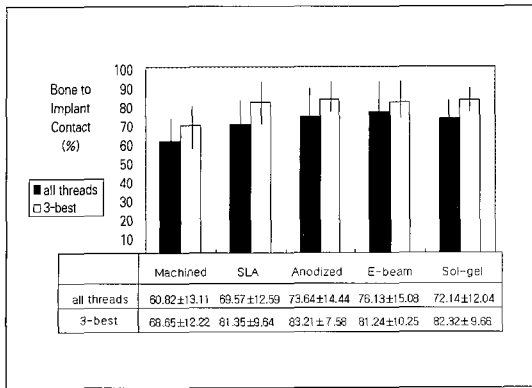


Fig. 8. BIC ratio(%) depending upon type of implant in cancellous bone.

임플란트에서 81.2%, Machined표면 임플란트에서 68.6%의 접촉률을 보였고 Machined와 모든 표면사 이들에서 표면처리간 유의한 차이를 보였다.($P<0.05$)

2) 해면골부위에서의 골밀도

A. 전체나사산

SLA 처리 표면 임플란트에서 72.5%, Sol-gel표면에서 71.9%, E-beam 처리표면에서 71.2%, Anodized표면에서 71.1%, Machined표면 임플란트에서 65.4%를 보였고 각 종류별 골밀도간에는 유의한 차이는 없었다.($P=.191$)

B. 골양이 풍부한 연속된 3-best나사산

Sol-Gel표면에서 79.9%, SLA 처리 표면 임플란트에서 76.5%, E-beam 처리표면에서 75.9%, Anodized표면에서 75.7%, Machined표면 임플란트에서 66.3%를 보였고 Machined와 Sol-gel간에만 유의한 차이가 있었다.($P>0.05$)

3) 치밀골부위인microthread부위

A. 골접촉률

E-beam 처리 표면 임플란트에서 76.2%, Sol-gel 처리표면에서 73.4%, Anodized표면에서 71.5%, SLA표면에서 72%, Machined표면 임플란트에서 63.7%의 접촉률을 보였고 Machined와 E-beam 간에는 통계적 유의성이 있었다.($P<0.05$)

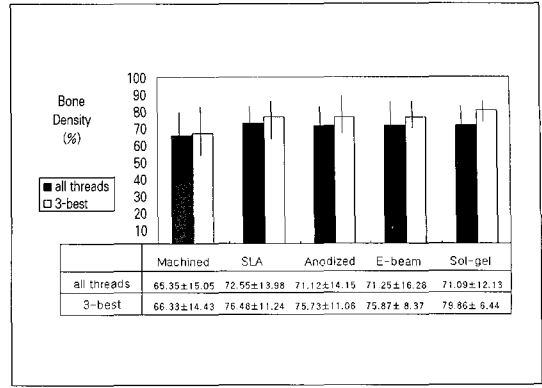


Fig. 9. Bone density depending upon type of implant in cancellous bone.

B. 골밀도

SLA 처리 표면 임플란트에서 79.1%, Sol-gel표면에서 77.9%, Anodized표면에서 77.0%, E-beam 처리표면에서 76.4%, Machined표면 임플란트에서 74.2%를 보였고 각각의 표면처리간에 유의한 차이는 없었다.($P=0.425$)

4. 해면골부위와 치밀골부위의 골접촉률 및 골밀도의 차이

1) 해면골부위와 치밀골부위의 골접촉률간의 상관관계를 알아보기 위하여 피어슨의 상관관계(Pearson's Correlation)를 분석한 결과 SLA($r=0.580$, $p<0.05$)와 E-beam($r=0.501$, $p<0.05$)에서 유의한 차이가 있고 다른 표면처리에서는 없는 것으로 나타났다.

2) 해면골부위와 치밀골부위의 골밀도간의 상관관계를 알아보기 위하여 피어슨의 상관관계(Pearson's Correlation)를 분석한 결과 SLA군에서만 치밀골과 해면골사이의 관계가 $r=0.450$ ($p<0.05$)으로 유의한 차이를 보인 것으로 나타났다.

5. 공진주파수와 골접촉률, 공진주파수와 골밀도와의 상관관계

1) 해면골부위에서는 골접촉률과 공진주파수와의 관계($p=0.043$)가 유의한 것으로 나타났으며

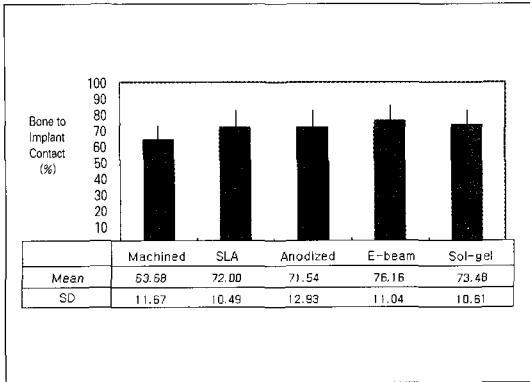


Fig. 10. BIC ratio(%) depending upon type of implant in Microthread area and cortical bone.

피질골부위(microthread)의 골접촉률과 공진 주파수와의 관계($P=0.549$)는 유의하지 않은 것으로 나타났다.

- 2) 해면골부위의 골밀도와 공진주파수와의 관계($P=0.160$), 3-best(0.297)는 유의하지 않은 것으로 나타났으며 피질골부위(microthread)의 골밀도와 공진주파수와의 관계($P=0.003$)는 통계적 유의성이 있었다.

IV. 총괄 및 고안

치과용 임플란트의 표면형태는 최근 수년동안 급속한 변화를 이루고 있다.^{6,7,9,10,20} 이는 임플란트 표면의 성상이 임플란트의 장기적인 유지에 큰 영향을 끼칠 수도 있기 때문이다. 임플란트는 적절한 시술을 하였을 경우 95% 이상의 성공률을 보이지만²⁾ 불량한 골상태를 가진 환자에서 임플란트를 시술하는 경우 술자에게 위험부담은 크게 증가하며 골내 임플란트의 성패는 임플란트가 골 조직내에서 어떻게 유착되느냐에 따라 좌우되므로 임플란트와 전체적인 골조직간의 관계에 대해서 많은 연구가 행해지고 있다.^{5,11,25)}

임플란트의 안정성은 골과 임플란트 표면 사이의 접촉양상에 의해 영향을 받으며²⁰⁾ 임플란트 안정성의 정확한 임상적 측정이 불가능할지라도 지지정도는 확실히 골유착된 임플란트의 장기간 결과에 영향을 미친다는 것이 보고되고 있다⁸⁾. 임플란트의 골유착정도 즉, 안정성의 측정을 위한 가역적인 방법에는

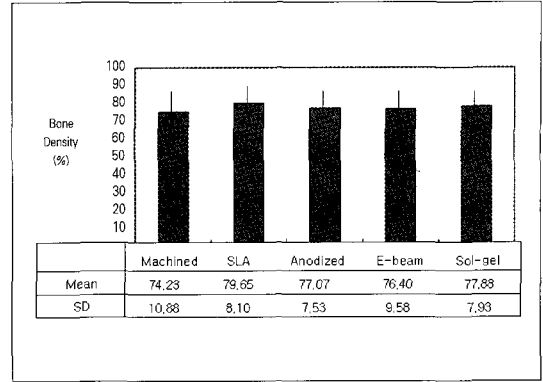


Fig. 11. Bone density(%) depending upon type of implant in Microthread area and cortical bone.

타진반응, 방사선검사, Periotest[®](Siemens AG, Germany) 및 Dental Fine Tester[®](Kyocera, Japan) 등이 있으며 이런 방법들은 표준화하기에 어려움이 있으며 술자마다 차이가 나타날 수 있다. 조직계측학적 분석이나 push and pull-out test, removal torque test 등은 임상적으로 적용할 수 없는 실험적 방법이다. 최근까지 임플란트 식립시의 초기안정성의 측정은 경험적이고 주관적이었기에 보다 객관적으로 수치화하여 평가하는 방법이 요구되었고 Shulte^{26,27)}에 의해 개발된 Periotest[®]로 임플란트의 동요도를 측정함으로써 하중을 가할 수 있는 시기를 결정하는 데 이용되어 왔다. 그러나 이 기계는 지대치에 대한 각도와 높이, 임플란트와 측정rod 사이의 거리에 민감하여 사용에 한계가 있는 경우가 있었다^{8,10)}. Meredith 등¹⁵⁻¹⁸⁾은 임플란트의 안정성을 정량적으로 측정하기 위한 가역적인 실험법을 개발하였고 이를 이용하여 시간경과에 따른 골내에서의 임플란트의 견고도를 측정할 수 있게 되었다.^{9,10,20)}

골질과 임플란트의 안정성의 관계에 대하여 Friberg 등³⁾은 치밀골에서는 양호한 골 유착과 골 임플란트 접촉의 증가에도 불구하고 시간 경과에 따라 안정성이 약간 감소하며 연질골에서 오히려 안정성이 증가한다고 하였다. 초기에 감소하는 것은 임플란트 식립에 의한 골압박을 동반한 mechanical bone relaxation과 초기 골치유 과정에서의 생물학적인 변화, 변연골 흡수의 개시의 결과로 해석이 가능하다고 하였다. 시간경과에 따른 안정성의 변화에 대해서 Glauser 등¹⁰⁾은 20개의 TiUnite와 27개의 기계

절삭면 임플란트를 각각 9명과 15명환자의 구치부에 식립한 후 공진주파수분석을 시행하여 6개월까지의 수치를 측정한 후 초기3주까지 안정성이 감소한 후 점차 증가하는 경향을 보였다고 하였고 박등⁴⁷⁾은 93 개의 MarkIII 임플란트와 48개의 HA도포 임플란트를 환자의 하악골에 식립하고 시간에 따른 안정성의 변화를 공진주파수 분석법을 이용하여 추적한 결과 1단계 수술법을 적용한 경우 4-6주까지는 안정성이 감소하다가 그 후 1-3주정도 유지되고 이후 기능부하시간까지 증가되었음을 보고하였다. 본 연구에서 공진주파수분석을 이용하여 식립 직후와 3주, 6주, 10주후의 안정성을 측정한 결과 5종류의 임플란트들 간에 측정시기에 따라 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보이지는 않았으며 공진주파수분석 값의 변화양상은 5종류 모두 식립 후 3주까지 약간 감소하다가 시간경과에 따라 점점 증가하는 경향을 보였다.

골내 임플란트 매식 후 치유과정을 평가하기 위한 비가역적 방법으로 조직계측학적 방법, 전단강도측정, 회전 제거력 측정 등이 있다. 회전 제거력 측정은 Johansson 등⁵⁰⁾이 나사모양 임플란트와 골과의 결합력을 평가하기 위하여 처음 사용한 이후 많이 이용되고 있으며 Buser 등³³⁾은 시판 중인 길이가 서로 다른 임플란트를 사용하여 회전제거력을 측정한 결과 SLA처리한 임플란트가 화학적으로 산처리한 임플란트보다 길이가 짧은 경우에도 모든 실험기간 더 높은 수치를 나타내므로 임플란트의 표면적의 차이보다는 임플란트의 표면처리의 차이가 골유착에 영향을 주는 것으로 생각하였다.

표면처리방법은 임플란트와 조직계면에서 골형성의 양과 질에 영향을 미칠 수 있고 현재 많이 쓰이는 타이타늄 임플란트 표면의 처리방법으로는 산의 복합 처리, 산화처리, HA 코팅 등이 주로 사용되고 있으며 산을 이용한 복합처리방법은 HCl/H₂SO₄처리, HNO₃/HF처리, HF처리가 있으며 blasting과 산을 복합 처리하는 SLA(sand blasted with large-grit and acid-etched)처리는 25-50 μ m의 Al₂O₃의 입자로 sand blasting한 후 HCl/ H₂SO₄의 혼합용액으로 etching하는 방법이다. Etching이 너무 강하면 금속 피로도를 가중시켜 임플란트 강도를 약화시킬 수 있으며 표면에 산성의 잔여물을 남길 수 있다. Buser 등³³⁾에 의하면 화학적 산 처리만 시행한 임플란트에

비하여 SLA처리한 임플란트가 모든 관찰기간을 통하여 회전 제거력이 유의하게 높았으며 더 빠른 골유착이 관찰된다고 하였다. Simpson 등⁴²⁾은 SLA처리된 titanium상에서 배양골 모세포의 상태를 생화학적으로 검사한 결과 배양세포의 alkaline phosphatase활성 및 3H chimicin의 DNA 흡수양의 증가와 collagenase digestible protein의 증가를 관찰하였다. 또한 임상실험에서 상부구조 장착까지의 기간이 12주에서 6주로 단축되었다고 보고하였다. 본 연구 재료 중에서도 SLA표면 처리된 임플란트는 골접촉률에 있어서 Machined표면에 비해 양호한 결과를 보여 주었다.

Anodic oxidation방법을 이용하여 처리하면 다공성의 두꺼운 oxide film층을 형성하여 임플란트와 골사이의 마찰력을 증가시킬 수 있다고 하며 pore size에 따라 골질과 골양이 변화한다고 하였다.⁴⁹⁾ 또한 증진된 표면은 단백질흡수와 혈소판의 축적과 활동, 섬유소의 유지, 주위골조직의 증대를 통해 초기치유를 촉진시켜준다고 하였다.⁵¹⁾

HA 도포 표면은 임플란트 표면에 빠른 골침착을 유도하여 치유기간을 감소시키고⁵⁵⁾ 더 좋은 초기고정을 가져올 수 있으며⁵⁶⁾ 골융합의 양도 증가시키며 주위골로 하층의 분산을 향상시킬 수 있다.⁵⁷⁾ Plasma spraying법은 기계절삭면 임플란트의 생리학적, 면역학적, 화학적 안정성 등의 문제를 어느 정도 해결하였으나 피복층의 화학적 불균일성, 인체내에서의 퇴화 또는 흡수, 낮은 역학적특성, 금속과의 낮은 결합력등의 문제점이 지적되어 machined와 함께 사라져가는 표면이며 이러한 문제점을 해결 하기 위하여 반도체 산업에서 많이 사용되고 있는 ion-sputtering³⁷⁾, ion-plating³⁹⁾, ion implantation 등⁴⁰⁾의 이온박막기술을 이용한 피복 방법들이 개발되고 있다. 이런 방법을 이용한 경우 금속과 hydroxyapatite간의 결합력이 plasma spraying 법에 비해 높게 나타나며 섬유아세포가 순수 타이타늄표면과 HA표면에서 비슷한 성장을 보임으로써 피복층에서 용출되는 성분에 세포의 성장 및 성숙이 영향을 받지 않는다는 것을 보고하였다.⁴⁸⁾

본 연구에서는 표면처리를 하지않은 평활한 표면의 기계절삭면 임플란트(Machined)를 대조군으로 하여, sandblasting과 산 처리를 시행한 임플란트(SLA), 양극 산화 처리표면으로 다공성을 증가시켜

생체적합성을 최적으로 유도한 anodized 표면의 임플란트, 이온박막기술을 응용하여 균일한 두께로 HA 도포한 표면의 임플란트, Sol-gel법으로 균일하고 얇은 두께의 HA를 도포한 임플란트를 이용하였다.

골과 임플란트의 경계면은 창상의 치유과정에서 형성되며 임플란트 시술을 아무리 세밀하게 하더라도 임플란트 식립 직후에 임플란트 계면과 골 사이에는 미세 혹은 큰 공극이 존재하며 공극의 크기와 형태는 임플란트의 종류, 골 부위와 골질 및/수술시의 상황에 따라 달라질 수 있다. 수술 후 임플란트가 동요 없이 역학적으로 안정된 상태를 유지할 경우 직접 골 창상치유의 경과를 거쳐 골은 공극속에서 치유를 개시한다. 사람에게 있어서 골치유의 첫단계는 4-16주가 걸리는 반면 재형성은 4-12개월 또는 그 이상이 걸린다고 한다.²⁵⁾ 또한 불량한 골질에서는 골과 임플란트 접촉율이 25%이하로 감소하여 성공적인 골 유착의 중요한 인자 중 하나인 초기안정 즉 일차고정을 얻기가 어렵다. 일차고정(primary stability)은 임플란트 디자인과 수술기술, 골질에 의해서 영향을 받을 수 있다고 하였다.¹⁰⁾ 일차 치유 후 이차안정성(secondary stability)은 임플란트재료 뿐만 아니라 외과적 손상과 치유조건에 대한 생물학적 반응에 의해 결정되며³¹⁾ 이와 관련되어 Buser 등³³⁾은 원주형 임플란트를 이용해서 표면의 거칠 정도에 따라 계면의 접촉면도 증가된다고 보고한 바 있고 활택한 면과 거친 면의 타이타늄을 비교한 Carlsson 등³⁶⁾의 실험에 의하면 활택한 면(17.2Ncm)보다 거친 면(26.4Ncm)에서 더 큰 회전 제거력이 요구되었다. Friberg^{8,28)}에 의하면 치밀골에서는 골유착이 되고 골유착율이 증가하더라도 초기에 안정성이 약간 감소하는 반면에 연질골에서는 시간증가에 따라 안정성이 증가한다고 하였다. 본 연구의 5가지 표면 처리군의 일차안정성에서 유의한 차이를 보이지 않았던 것은 실험에 사용된 개의 하악골의 골질이 양호(Type I, Type II)하였음을 시사하며 사용된 임플란트들이 표면처리방법에 관계없이 골에 잘 고정되는 것을 보여주었다고 사료된다. 이는 O'Sullivan 등²⁰⁾이 Type IV골에서 차이를 보였던 일차 안정성 지수가 type II골에서는 큰 차이가 없었다고 보고한 사체 실험결과와도 일치한다고 할 수 있다.

임플란트에 대한 교합력의 흡수는 많은 부분이 치

조정골에서 일어나기 때문에 치조정골에서 접촉하는 임플란트의 면적 즉, 임플란트의 직경이 길이 못지않게 중요하며 임플란트의 직경과 함께 임플란트의 표면의 구조 즉, 임플란트와 골의 접촉 양상도 치조정골에서 초기 골흡수에 많은 영향을 줄 수 있다.¹¹⁾ Misch³²⁾등은 임플란트의 길이가 길수록 임플란트의 총면적은 증가되지만 임플란트 근단 부위에 대한 교합력의 전달은 미약하고 치경부에서의 스트레스/감소에는 별 영향을 주지 못하기 때문에 절대적인 총 면적(total surface area)보다 교합력에 저항할 수 있는 기능적인 면적(functional surface area)을 강조하였으며 Ivanoff 등²⁴⁾도 임플란트 coronal부위에서의 스트레스의 집중 때문에 임플란트의 길이보다는 접촉양상이 중요하다고 하였다. 본 연구에서는 임플란트의 neck thread부위에 microthread를 부여하여 치밀골 부위에 연계 되도록 하여 일차안정성이 최적의 상태가 가능하게 하였고 시간경과에 따른 변연골의 흡수를 최소화하게 하였다. Microthread부위의 치밀골부위에 비교하여 해면골 부위에서는 표면처리를 시행한 임플란트들이 기계절삭면 임플란트보다 골접촉률에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 치밀골 부위에서는 기계적인 고정이 양호하고 microthread의 형태로 변연골의 흡수를 감소시키는 디자인 때문에 표면처리에 따른 유의한 차이를 보이지 않은 것으로 사료된다.

Albrektsson과 Jacobsson 등⁴⁴⁾은 피질골 부위에서 골유착이 잘 이루어진 임플란트는 최소한 90-95%의 직접적인 골 접촉이 나타난다고 하였고 Plattelii 등³⁸⁾은 Machined와 SLA 임플란트의 식립6주후 임플란트와 골조직의 접촉률은 27-69%로 다양히 나타났으며 평균 53%가 된다고 하였다. Lazzara 등⁴⁵⁾은 11명의 환자와 동의후에, 골질이 좋지않은 상악골에 dual-acid-etched표면(Osseotite)처리 임플란트와 Machined임플란트를 식립후 6개월후의 조직계측 검사결과 골유착율이 2배(34%:73%)임을 보고하였다. 본 연구에서는 임플란트의 표면처리에 따른 골접촉률의 경우 E-beam 처리 표면이 가장 높았으며 anodized표면, Sol-gel, SLA표면, machined 표면의 순으로 표면처리 간 유의한 차이를 보였다. (P<0.05) 즉, 표면처리가 된 임플란트들이 기계절삭면 임플란트와 비교하여 다소 증가된(60%: 69-76%) 골 접촉률을 보였다.(P<0.05)

정 등⁵³⁾은 가토 36마리의 경골에 E-beam처리 HA 코팅 임플란트, 분사처리표면(blasted) 임플란트, 기계절삭면(machined) 임플란트를 식립하고 정상군과 난소절제군으로 나누어 골 접촉률과 골밀도를 측정하였고 골접촉률은 두군 모두에서 표면처리에 따라 유의한 차이를 보였고 골밀도(골형성률)에서는 난소절제술을 시행한 경우에서 모두 정상군보다 유의성있게 낮았다고 하였으며 Johansson 등⁵⁴⁾은 순수 타이타늄과 타이타늄-알루미늄-바나듐 임플란트를 가토에 식립하고 1, 6, 12개월후의 골밀도를 측정한 결과 임플란트 표면에 따라 유의한 차이가 없었다고 하였다. 본 연구에서는 임플란트의 표면처리에 따른 골밀도의 경우 SLA 처리 표면 임플란트에서 가장 높았으며 Sol-gel, E-beam, anodized, machined의 순서를 보였으나 통계적 유의성은 없었다.(P)0.05) 또한 E-beam을 이용하여 HA를 처리한 경우 해면골, 피질골 모두에서 골접촉률이 가장 높은 수치를 보였고 통계적 유의할만한 결과를 얻었다.

해면골부위와 치밀골부위의 골접촉률간의 상관관계에서 SLA, E-beam에서 유의한 차이가 있었고 해면골부위와 치밀골부위의 골밀도간의 상관관계에서는 SLA에서 유의한 차이를 보였으며 이는 SLA표면과 E-beam 처리된 HA 코팅표면이 골질에 따라 골반응의 차이가 있음을 시사한다.

해면골 부위의 골접촉률과 공진주파수와의 관계에서는 통계적 유의성이 있었으며 피질골 부위에서는 골접촉률과 공진주파수간의 통계적 유의성이 없었고 피질골 부위(microthread)에서는 골밀도와 공진주파수 사이에 통계적 유의성이 있었으며 해면골 부위에서는 골밀도와 공진주파수와의 관계가 통계적으로 유의하지 않은 것으로 나타났다. 이는 해면골 부위에서 골접촉률이 증가하게 되면 안정도지수가 증가하며 치밀골부위에서는 골밀도, 즉 골형성률이 증가하여 골면적이 커지면 안정도지수가 증가하게 됨을 추정할 수 있다.

표면구조의 거칠기와 골유착의 관계에 대해서 거친 표면 임플란트는 임플란트와 골의 접촉 면적을 증가시켜 짧은 길이의 임플란트에서도 성공률이 높다고 하였으며 특히 불량한 골질에서의 임상성적 및 성공율은 표면처리를 통해 거친표면을 가진 임플란트가 우수했다.³⁵⁾ 거친 표면을 가진 임플란트의 표면에서 더 많은 골이 발견된다고 많은 연구에서 증명

해왔고 거친 표면의 임플란트의 회전 제거력이 높았다는 것을 보고하였다.⁴¹⁾ 임플란트의 표면의 거친 정도는 골유착에 중대한 영향을 주기 때문에 활택한 면과 거친 면 사이의 회전 제거력과 골조직의 반응에서도 차이를 보인다. 거친 표면이 골 반응에 유리하지만 거칠기를 증가시키게 되면 잠재적으로 금속이온 유출등의 가능성은 더 커지게 되며 Wennerberg 등⁵²⁾은 표면거칠기(Sa)가 약1.4 μ m 정도의 타이타늄 임플란트가 덜 거친(Sa가 0.7-1.2 μ m)경우나 더 거친(2.2 μ m)경우보다 골접촉률이 높았다고 하였으며 본 연구에서의 골접촉률은 거칠기 1.24 μ m인 E-beam 처리 표면이 가장골접촉률이 높았으며(76.13 \pm 15.08), 1.02 μ m인 Anodized표면(73.64 \pm 14.44), 1.12 μ m인 Sol-gel(72.14 \pm 12.04), 1.76 μ m인 SLA 표면(69.57 \pm 12.5), 0.86 μ m인 machined (60.82 \pm 13.11)표면의 순으로 나타났다.

본 연구는 연구대상의 임플란트 수가 적고 관찰기간이 비교적 짧으며 골 성장속도가 사람에 비해 1.5 배 빠른 성견에 대한 실험으로 임상에서 적용하는데 한계가 있으며 공진주파수의 시간경과에 따른 변화를 규명하기위해 공진주파수 측정시기 때마다 조직계측을 위한 희생을 통한 표본제작을 할 수 없어서 두 가지 요소의 치유시기별 상관 관계를 규명할 수 없었다. 또한 성견의 하악골의 골질이 발치후 6개월이 경과한 치밀하고 양호한 상태였기에 표면처리의 효과를 구별하는 데 어려움이 있었다고 사료된다.

향후 골질이 불량한 부위에서 표면처리가 안정성에 미치는 영향에 대한 연구와 표면처리와 연관된 안정성의 객관적 진단방법에 대한 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

표면처리가 임플란트의 안정성에 미치는 영향을 연구하기 위하여, Machined 임플란트, SLA 임플란트, Anodized 임플란트, E-beam이용하여 HA를 도포한 임플란트, Sol-gel법을 이용하여 HA를 도포한 임플란트를 5마리의 성견의 하악골에 이식한 후 공진주파수측정장치를 이용하여 치유기간(0, 3, 6, 10 주) 별로 임플란트 안정도지수(Implant Stability Quotient, ISQ)수치를 측정하고 10주후 희생시켜

조직형태학적으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임플란트 식립 당시에는 Sol-gel법을 이용하여 HA를 도포한 임플란트의 안정도지수가 73.33 ± 2.07 로 가장 높았고 10주후에는 E-beam 처리로 도포한 임플란트의 안정도지수(72.83 ± 2.04)가 가장 높았으며 통계적 유의성은 없었다. ($P > 0.05$) 측정 경과시간에 따른 안정도지수의 변화양상은 5가지 모두 3주까지 감소한 후 증가하는 경향을 나타냈다. ($P < 0.05$)
2. 조직형태측정 분석한 결과 골접촉률의 경우 E-beam 처리로 HA를 도포한 표면이 가장 높았으며 (76.13 ± 15.08), Anodized 표면 (73.64 ± 14.44), Sol-gel (72.14 ± 12.04), SLA 표면 (69.57 ± 12.5), machined (60.82 ± 13.11) 표면의 순으로 유의한 차이를 보였다. ($P < 0.05$) 골밀도의 경우 SLA 처리 표면 임플란트에서 가장 높았으며, Sol-gel, E-beam, Anodized, Machined의 순서를 보였고 통계적 유의성은 없었다. ($P > 0.05$)
3. 골접촉률을 해면골과 치밀골간에 비교한 결과 SLA ($r = 0.580$, $p < 0.05$)와 E-beam ($r = 0.501$, $p < 0.05$) 표면처리 임플란트는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 골밀도는 SLA에서 치밀골과 해면골사이의 관계가 유의한 차이를 보인 것으로 나타났다. ($r = 0.450$, $P < 0.05$)
4. 해면골부위에서는 골접촉률과 공진주파수와의 관계가 유의한 차이를 보였으며 ($P = 0.043$) 피질골부위(microthread)의 골접촉률과 RFA와의 관계는 유의하지 않은 것으로 나타났다. ($P = 0.549$) 피질골부위(microthread)에서는 골밀도와 공진주파수 분석간에 유의한 차이를 보였고 ($P = 0.003$) 해면골부위에서는 골밀도와 공진주파수와의 관계가 유의하지 않은 것으로 나타났다. ($p < 0.05$)

결론적으로 골질이 양호한 경우 임플란트의 표면 처리가 공진주파수 분석이나 골밀도에 유의할만한 변화를 나타내지는 않으며 골접촉률은 증가시킨다고 사료된다. 즉, 골질이 좋은 부위에 식립된 경우 임플란트의 표면처리의 변화는 임플란트의 초기안정성에 많은 영향을 끼치지 않는 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. *Int J Oral Surg* 1981;6:387.
2. Brånemark PI. Introduction to osseointegration. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co., 1985; 11-76.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1990;5:347-359.
4. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism. A prospective multicenter study of 558 fixtures. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1990;5:271-281.
5. Albrektsson T. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
6. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1991;6:399-404.
7. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1993;8: 622-633.
8. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month study. *Int J Oral Maxillofac Surg*

- 1999a;28:297-303.
9. Rompen E, DaSilva D, Lundgren AK. Stability measurements of a double-threaded titanium implant design with turned or oxidized surface. *Applied Osseointegration Research* 2000;2:18-20.
 10. Glauser R, Portmann M, Ruhstaller P. Initial implant stability using different implant designs and surgical techniques. *Applied Osseointegration Research* 2001; 2:6-8.
 11. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. Early bone tissue responses to titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1992;7:62-71.
 12. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *Eur J Oral Sci* 1998;106:721-764.
 13. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone 5-year analysis. *J Periodont* 1991; 62:2-4.
 14. Lekholm M, Zarb GA. Patient selection and preparation Tissue integrated Prostheses. 1985;3:199-209.
 15. Meredith N. On the clinical measurement of implant stability and osseointegration. Ph.D. thesis, Institute for Surgical Sciences, Göteborg University, Göteborg, Sweden. 1997.
 16. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:221.
 17. Meredith N, Book K, Friberg, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. *Clin Oral Impl Res* 1997;12:226.
 18. Meredith N, Rasmussen L, Sennerby L, Alleyne D. Mapping implant stability by resonance frequency analysis. *Med Sci Research* 1996;24:191.
 19. Guglielmotti MB, Renou S. A Histomorphometric Study of tissue Interface by laminar implant test in rats. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1999;14:565-570.
 20. O' Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implant. A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85-92.
 21. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ . A 10 year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1995;10:231-243.
 22. Albrektsson T, Sennerby L. Direct bone anchorage of Oral Implants. *Int J Prosthodontics* 1993;3:30-41.
 23. Vercaigne S, Wolke JGC, Vaert I. Bone Healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated oral implants. *Clin Oral Imp Research* 1998; 9:261-271.
 24. Ivanoff C-J, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surgery* 1996;25:229-235.
 25. Roberts E, Garetto L, Brezniak N. Bone physiology and metabolism. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby-year Book. 1994:327-368.
 26. Shulte W. The Periotest periodontal status. *Zahnarztl Mitt* 1986;76:1.
 27. Shulte W. A new field of application of the Periotest method The occlusal-Periodontal load can now be measured quantitatively. *Zahnarztl Mitt* 1988;78:474.
 28. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T. On cutting torque mea-

- surements during implants during implant placement. A 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999b;1:75-83.
29. Simpson J, Snetivy D. The ITI® Straumann SLA surface. 1998 Straumann 1-4.
 30. Patrick J, Albert E, Tan S, Brent P. Removal torque comparison of Tiunite® and turned implants in the greyhound dog mandible. *Applied Osseointegration Research* 2000;1:15-17.
 31. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR. Osseointegrated implants a swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobel-pharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-296.
 32. Misch CE. Bone density: effect on treatment planning, surgical approach and progressive loading. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1990;6:23-31.
 33. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorelli JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on Bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;28:889-902.
 34. Derhami K, Wolfaardt J, Dent M, Faulkner G, Grace M. Assessment of the Periotest device in base line mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1995;10:221.
 35. Tufekci E, Brantley WA, Mitchell JC. Crystallographic characteristics of plasma-sprayed calcium phosphate coatings on Ti-6Al-4V. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1999;14:661-672.
 36. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
 37. Yoshinari M, Ohtsuka Y, Derand T. Thin hydroxyapatite coating produced by the ion beam dynamic mixing method. *Biomaterials* 1994;15:529-535.
 38. Plattelii A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M. Histologic and Histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium Implants: An experimental study in rabbits. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1998;13:805-810.
 39. Yoshinari M, Ozeki K, Sumii T. Properties of hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V alloy produced ion plating method. *Bull Tokyo Dent Coll* 1991;32:147-156.
 40. Overgaard S, Soballe K, Josephsen K, Hansen ES, Bunker C. Role of different loading conditions on resorption of hydroxyapatite coating evaluated by histomorphometric and stereological methods. *J of Orthopaedic and sports physical therapy* 1997;25:409.
 41. Han C-H, Johansson C, Wennerberg A, Albrektsson T. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral and Implants Research* 1998;1:1-10.
 42. Plattelii A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium Implants: An Experimental study in rabbits. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1998;13:805-810.
 43. Cameron H, Pilliar RM, MacNab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res* 1973;7:301-11.
 44. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow up removal torque of titanium implants. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1987;2:69-75.
 45. Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS,

- Weinstein.RL. A human histologic analysis of Osseotite® and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999;19:117-129.
46. Cui FZ, Luo ZS, Feng QL. Highly adhesive hydroxyapatite coatings on titanium alloy formed by ion beam assisted deposition. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:403-405.
 47. Park CJ. A study on the change of implant stability using resonance frequency analysis. PhD thesis, 2003, Seoul National University, Korea.
 48. Yoshinari M, Klinge B, Derand T. The biocompatibility of hydroxy-apatite-coated implants created by ion beam dynamic mixing. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:96-100.
 49. Larsson C, Thompsen P, Aronsson B-O. Bone response to surface modified titanium implants. Studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thickness. *Biomaterials* 1996;17:605-616.
 50. Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1994;9:279-288.
 51. Larsson C, Thomsoen P, Aronsson B-O. Bone response to surface modified titanium implants. Studies on the tissue response after one year to machined and electropolished implants with different thickness. *J of Mat Sci Materials in medicine* 1997;8:721-729.
 52. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 2000;15:331-344.
 53. Jung YC. Effects of the ion beam assisted deposition of hydroxyapatite on osseointegration of the endosseous implants in rabbit tibiae. PhD thesis, 2000, Yonsei University, Korea.
 54. Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1998;13:315-321.
 55. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM. A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous surfaced Ti alloy dental implants in dogs. *J dent Res* 1986;65:1064-1070.
 56. Buser D, Schenk RK, Steinemann S. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
 57. Pilliar RM, Deporter PA, Watson PA. The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated titanium-alloy dental implants in the dog. *J Dent Res* 1991;70:1338-1345.

Reprint request to:

Sang-Wan Shin, D.D.S., M.P.H., Ph.D., MSc.
 Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University
 97, Gurodonggil, Guro-Gu, Seoul, 152-703, Korea
 swshin@korea.ac.kr

ABSTRACT

A STUDY ON THE STABILITY OF 5 DIFFERENT SURFACE TREATMENT METHODS TO DENTAL IMPLANT USING RESONANCE FREQUENCY AND HISTOMORPHOMETRIC ANALYSIS

Sun-Jong Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Sang-Wan Shin, D.D.S., M.P.H., Ph.D., MSc.,
Sung-Min Jung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.*, Jae-Jun Ryu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate School,
Korea University, Well Dental Clinic **

Purpose. The purpose of this study was to compare the effects of various surface treatments by measuring resonance frequency and histomorphometric analyses.

Material and methods. In 5 adult dogs, the mandibular premolar were extracted. Six months later, 30 screw titanium implants (Dentium Co., Seoul, Korea) 6mm in length and 3.4mm in diameter, were placed in the mandibles of 5 dogs.

Implants were divided into five groups following to surface treatment methods : Group 1 is machined controls, Group 2 is sandblasted with large grit and acid-etched (SLA), Group 3 is anodized (Autoelectric Co., Korea, 660Hz, Duty10), Group 4 is hydroxyapatite(HA) coated by ion beam assisted deposition(E-beam), Group 5 is hydroxyapatite(HA) coated with Sol-gel coating process. Resonance frequency was measured implant placement immediately, and 3, 6 weeks and 10 weeks of healing periods.

With the animal subject's sacrifice 10 weeks after implantation, implants were removed en bloc and histologic and computer-based histomorphometric analyses were performed. Histomorphometric analysis involved quantification of the entire bone to metal contact around the implants. Statistical analyses were performed using the SPSS for Windows(ver. 9.0 SPSS Inc.). Statistical differences were considered significant at $P < 0.05$.

Results. The results were as follows :

- 1) In five groups, mean value of resonance frequency analysis(RFA) were highest in group 5(Sol-gel implant) at implantation and those of group 4 (E-beam) was highest at 10 weeks. but there was no correlation between surface treatments and RFA.
- 2) In all surface treatment groups, the RFA values of implants decreased until 3 weeks and increased to 10 weeks.
- 3) The percentage of direct bone-to-implant contact (BIC) had statistical significance between five groups in cancellous bone, ($P < 0.05$) the percentage of bone density inside the thread had no statistical significance between five groups. ($P > 0.05$)

- 4) There was a significant difference between cortical bone and cancellous bone in BIC. (P<0.05) and bone density. (P<0.05)
- 5) There was a correlation between the RFA value of implants at 10 weeks and BIC in cancellous bone, and between the RFA value of implants at 10 weeks and bone density in cortical bone. (P<0.05).

Conclusions. These results indicate that surface treatment does not affect the implant stability in case of good bone quality.

Key words : Implant, Bone, Cortical bone, Cancellous bone, RFA