

양극산화 처리한 임플란트의 표면 특성 및 골유착 안정성에 관한 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

김원상 · 조인호

I. 서 론

Brånemark 등¹⁾이 티타늄 금속표면과 골 사이에서의 골유착 개념을 소개한 이래 임플란트의 골유착을 증진 시키고 장기적인 성공률을 높이기 위한 방법들이 연구되고 있다.²⁻⁴⁾ 장기적으로 임플란트의 성공률을 높이기 위해서는 임플란트의 골유착 정도를 적절하게 평가할 수 있는 방법이 필요한 바, 김과 한⁵⁾은 페리오테스트 측정법을 이용하여 임플란트의 안정성에 관하여 조사하였고, Meredith 등⁶⁾은 임플란트와 지대주에 변환기를 장착하고 공진 주파수를 측정함으로써 임플란트의 안정성을 분석하는 공진 주파수 분석기를 이용하였다. Johanssen과 Albrektsson,⁷⁾ Wennerberg 등⁸⁾은 역 토오크 측정기(removal torque gauge)를 사용하여 골유착 진행에 따른 임플란트의 안정성에 관하여 조사하였다.

많은 연구자들이 임플란트의 골유착 안정성을 증진 시키고 임플란트와 골과의 반응을 향상시키기 위하여 여러 가지 개념들을 발표하였으며,^{9,10)} 1981년 Albrektsson 등¹¹⁾은 임플란트 재료의 생체 적합성, 임플란트 디자인, 임플란트의 표면특성, 수술부위 골의 상태, 외과적 술식, 수술 후 임플란트에 대한 하중조건 등 6가지 요소들이 임플란트 골유착에 영향을 미치는 중요 요소들이라고 발표하였다. 그 중 적절한 표면처리를 함으로써 임플란트의 표면적을 증가 시키고 골조직과의 반응을 좋게 하려는 연구가 현재

활발히 진행되고 있다.¹²⁻¹⁴⁾ Buser 등¹⁵⁾은 조직형태학적 계측시, 표면거칠기가 큰 임플란트가 활택한 표면을 가진 임플란트보다 골내에서 더 좋은 골유착 안정성을 보인다고 발표 하였고, 조 등¹⁶⁾은 표면처리 방식에 따른 임플란트들의 표면특성에 관하여 연구 하기 위하여 임플란트 나사를 부위별로 나누어 나선 침부와 심부에서의 형태 및 거칠기에 관하여 연구하였다. Gotfredsen 등¹⁷⁾은 선반가공 임플란트를 TiO₂로 분사시켜 거칠기를 증가시킨 임플란트가 더 좋은 결과를 보였다고 하였다.

표면처리 술식 중 표면 산화막을 성장시켜 위의 목적을 달성하려는 노력이 활발히 진행되고 있는데^{18,19)} 산화막의 두께를 증가시킨 경우 표면거칠기의 증가 및 골에 대한 반응이 좋아 진다는 연구결과가 보고 되고 있다.^{20,21)}

본 연구에서는 선반가공 임플란트를 대조군으로 하고 상용 순수 티타늄 임플란트에 서로 다른 3가지 형성전압까지 양극산화 처리를 하여 산화막을 성장시킨 후 주사 전자 현미경(scanning electron microscope)으로 표면형태를 관찰하고 비접촉식 광학 표면 형상 측정기로 표면거칠기를 측정하고 소독한 다음, 가토에 식립 하여 페리오테스트 측정, 공진 주파수 분석 및 역 토오크 측정을 실시하였고, 이 결과들을 가지고 양극산화 처리가 골유착 안정성에 미치는 영향에 관하여 비교분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 선반가공 임플란트 제작

상용 순수 티타늄을 선반가공하여 직경 3.3 mm, 길이 5.0 mm의 선반가공 임플란트를 180개 제작하였다.

2. 양극산화 임플란트 제작

제작된 선반가공 임플란트중 45개를 대조군으로 하고, 나머지 135개의 임플란트들을 45개씩 분류한 후 일정한 전류밀도(50mA/cm²)하에서 100, 200, 350볼트의 3가지 서로 다른 형성전압까지 양극산화 처리하여(Fig. 1) 모두 3종류의 양극산화 임플란트들을 제작 하였다.

(1) 실험장비 및 모식도

본 실험에 사용한 전기화학반응조의 구조를 모식도로 나타내었다(Fig. 2). 음극에는 백금전극을 사용하였고, 외부 전원과의 연결은 백금 와이어를 사용하였다. 산화 처리할 시편이 양극이 되도록 전극을 연결하였다. 임플란트의 형상이 중심축을 중심으로 원통형 대칭구조로 되어 있으므로 음극과의 위치에 따른 상대적인 편차가 발생하지 않고 산화막이 균일하게 생성될 수 있도록 하기 위하여 백금전극의 형

상을 원형의 띠모양으로 설계하였으며, 외부전원과 연결되는 백금와이어는 폴리이미드(polyimide) 테이프를 사용하여 절연하였다. 반응이 진행되면 임플란트 표면에 기포가 발생하여 붙게 되며, 그에 따라 산화막의 요철이 불균일해지는 문제가 발생하므로, 균일한 표면을 얻기 위하여 bubbler를 이용한 질소 거품을 사용하여 이를 제거하였으며, 자력 교반기(magnetic stirrer)를 이용하여 용액을 저어주었다.

(2) 제작된 시편들

대조군인 선반가공 임플란트와 세 가지 각기 다른 형성전압까지 양극산화 시켜 다음과 같이 4군의 실험군을 준비하였다(Table I).

3. 표면특성 분석

주사 전자 현미경을 사용하여 표면 형태(surface morphology) 관찰을 시행하였으며, 비접촉식 표면형상측정기를 이용하여 표면 거칠기(surface roughness)를 측정하였다. 조사부위는 임플란트 나선의 첨부와 심부에서 각각 조사하였다.

(1) 표면 형태 관찰

주사 전자 현미경인 Hitachi S-3000(Hitachi Instruments Inc., Japan)을 이용하여 100배율로 관찰하였다.

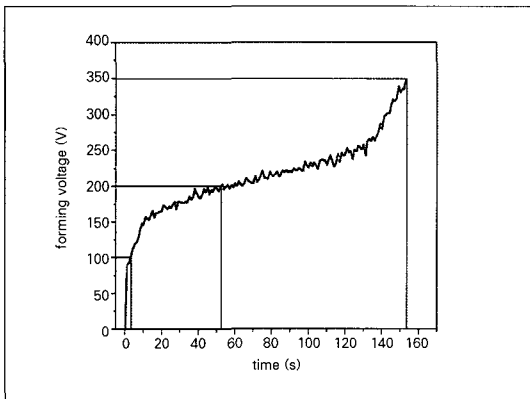


Fig. 1. Diagram of anodic forming voltage.

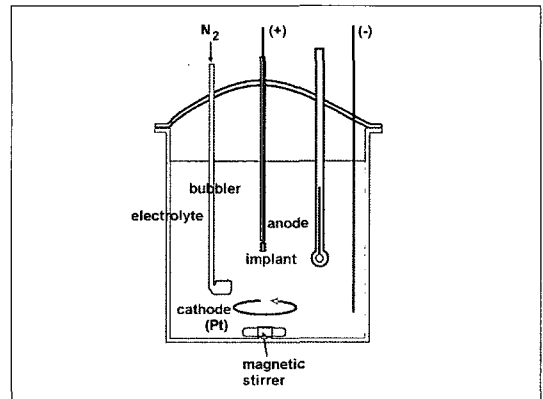


Fig. 2. Schematic diagram of anodizing apparatus.

(2) 표면 거칠기 측정

비접촉식 표면 형상 측정기인 NanoScan E-1000(NanoSystem, Co., Ltd., Korea)을 사용하였으며 중심선 평균 거칠기(Ra), 자승평균 평방근 거칠기(Rq), 최대높이 거칠기(Rt)를 측정하였다.

4. 동물실험 과정

생후 10개월 전후, 체중 3 kg 정도의 가토(New Zealand white rabbit) 45마리를 사용하였다. 실험 동물 마취를 위해 Rompun(Bayer Co., Korea)과 Ketamin(Yu-han Co., Korea)을 근육주사하였고, 수술부위의 털을 제거한 다음 배타딘으로 소독하였다. 에피네프린이 포함된 국소마취제(Yu-han Co., Korea)를 1 ml 투여하여 수술부위에 대한 마취를 시행 한 다음 표피, 근육, 골막에 절개를 시행하여 피판을 거상하고 각 가토의 경골 내측부위에 Fig. 3과 같은 방법으로 4종류의 임플란트 시편들을 각각 식립하였다(Fig. 3, Table II).

임플란트 매식을 위한 골 천공은 생리 식염수 냉각하에 통법에 따라 round bur, 2 mm twist drill, pilot drill, 2.8 mm twist drill, tapping drill 순으로 실시하였고 countersink는 하지 않았다. 임플란트 고정체는 platform 하연이 골상연과 동일한 높이에 올 때까지 hand wrench를 사용하여 매식하였다.

Table I. Classification of experimental groups

Group1	Machined implants
Group2	Anodized implants to 100voltage
Group3	Anodized implants to 200voltage
Group4	Anodized implants to 350voltage

Table II. Numbers of specimens of experimental groups

group	week	0	2	4	8	12	
	1		9	9	9	9	
2		9	9	9	9	9	
3		9	9	9	9	9	
4		9	9	9	9	9	
Total		36	36	36	36	36	180

5. 골유착 안정성 평가

(1) 평가방법

1) 페리오테스트 측정

페리오테스트(Periotest®, Siemens AG, Germany)는 치주인대의 damping effect를 이용하여 치주조직을 평가하는 기구로서, 금속막대의 접촉시간을 측정하여 평가하는 기구이다. 본 실험에서는 임플란트 고정체에 치유 지대원주(healing abutment)를 연결한 후 3회 반복 시행하였으며 Trico 등²¹⁾의 연구를 참조로 하여 페리오테스트의 손잡이는 치유 지대원주에 수직으로, 4 mm이상 떨어지지 않도록 하여 측정하였다.

2) 공진 주파수 분석

모든 물체가 가지고 있는 고유 진동수를 정량적으로 측정하기 위해 공진 주파수를 이용하여 물체의 특성을 분석하는 방식으로, 본 실험에서는 Osstell™(Osstell, Co., Sweden)을 이용하였으며 각각의 임플란트에 대하여 3회씩 반복 측정하였다.

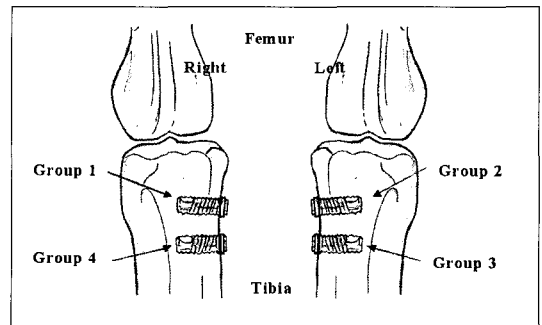


Fig. 3. Schematic diagram of implantation site.

3) 역 토오크 측정

최대 측정 범위가 6.0 kgf·cm인 Torque Gauge(Tohnichi Mfg. Co., Ltd., Japan)를 사용하여 임플란트 고정체에 토오크를 가함으로써 역 토오크를 측정하였다.

(2) 평가시기

Table II와 같이 임플란트 식립 직후, 2주, 4주, 8주, 12주에 4군의 임플란트 실험군들에 대하여 각각 페리오테스트 측정, 공진 주파수 분석, 역 토오크 측정을 시행하여 골유착 안정성에 관하여 평가하였다.

6. 통계처리

윈도우용 SPSS version 10.0을 사용하였으며, One-way ANOVA test와 Scheffe multiple range test를 각 실험 군 간의 유의수준 95%에서 시행하였다.

III. 실험 결과

1. 표면 형태 관찰

주사 전자 현미경을 사용하여 표면 형태 관찰을 하였는데, 1000배로 확대하여 각 표면들의 특징에 대하여 조사하였다. 각 임플란트 나사의 부위별 특징 관찰을 위하여 나선첨부와 나선심부에서의 형태를 관찰하였다.

(1) 1군 (선반가공 임플란트)

1) 나선첨부

대부분 활택한 상태를 보이고 있으며, 선반가공에 의해 부분적으로 거친 면을 보여주는 부위도 보였다(Fig. 4).

2) 나선심부

나선첨부보다 더욱 활택한 모습을 보이고 있었다(Fig. 5).

(2) 2군 (100볼트 전압으로 양극산화한 임플란트)

1) 나선첨부

1군과 비교해 비슷한 양상을 보이거나 조금 더 거친 모습을 보였다(Fig. 6).

2) 나선심부

1군의 나선심부와 유사한 양상을 나타내고 있었다(Fig. 7).

(3) 3군 (200볼트 전압으로 양극산화한 임플란트)

1) 나선첨부

1, 2군 보다 거칠어진 모습을 볼 수 있으며 oxide core의 양상도 나타나기 시작했다(Fig. 8).

2) 나선심부

나선첨부보다는 적지만 1, 2군의 나선심부와 비교하면 더욱 거칠어진 모습을 볼 수 있었다(Fig. 9).

(4) 4군 (350볼트 전압으로 양극산화한 임플란트)

1) 나선첨부

이전 실험 군들에 비해 훨씬 거칠어진 표면을 보이고 있으며, oxide core외에도 다양한 모습으로 산화막이 성장한 모습을 보이고 있었다(Fig. 10).

2) 나선심부

나선첨부보다는 미약하지만 oxide core숫자가 증가하고 표면이 거칠어진 표면상태를 나타내었다(Fig. 11).

2. 표면 거칠기 측정

비접촉식 광학 표면 형상기를 이용하여 중심선 평균 거칠기, 자승평균 평방근 거칠기, 최대높이 거칠기를 측정하였다. 측정값의 단위는 nm이었으며 세 가지 측정방식 모두 1군에서 4군으로 갈수록 증가하는 양상을 보였는데 특히 4군의 경우 1, 2, 3군에 비해 2배 이상 큰 값을 나타내었다(Table III-VIII).

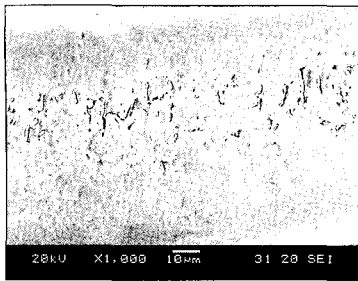


Fig. 4.

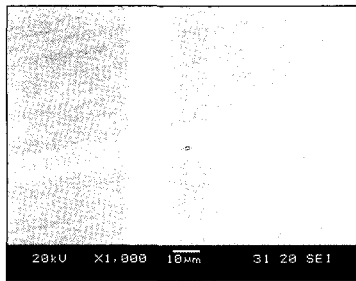


Fig. 5.

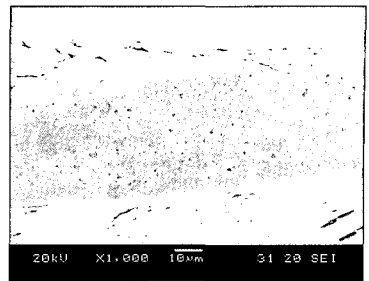


Fig. 6.

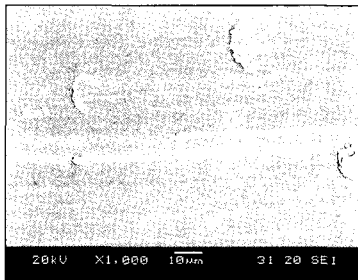


Fig. 7.

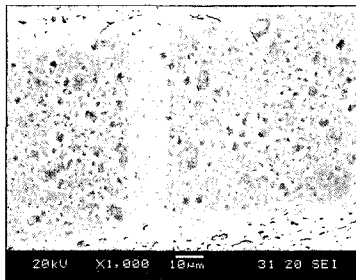


Fig. 8.

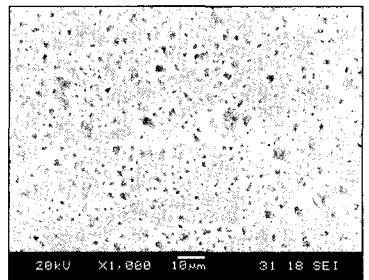


Fig. 9.

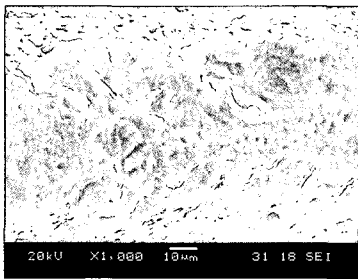


Fig. 10.

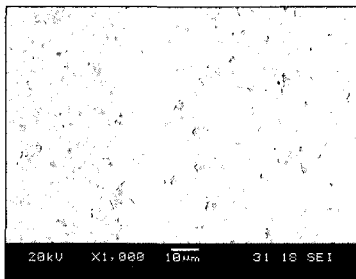


Fig. 11.

(1) 나선침부 중심선 평균 거칠기(Ra)

Table III. Mean of Ra at top portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	337.74	85.15
Group2	9	436.56	122.33
Group3	9	440.92	186.90
Group4	9	1117.09	438.93
Total	36	583.08	395.75

(2) 나선침부 자승평균 평방근 거칠기(Rq)

Table IV. Mean of Rq at top portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	447.89	117.83
Group2	9	546.86	127.72
Group3	9	590.58	232.13
Group4	9	1532.22	438.48
Total	36	779.39	510.12

(3) 나선첨부 최대높이 거칠기(Rt)

Table V. Mean of Rt at top portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	3483.33	1058.66
Group2	9	3577.77	462.81
Group3	9	4108.88	811.47
Group4	9	10415.55	2366.18
Total	36	5396.38	3229.72

(4) 나선심부 중심선 평균 거칠기(Ra)

Table VI. Mean of Ra at valley portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	356.24	73.96
Group2	9	497.92	20.12
Group3	9	526.28	44.56
Group4	9	1347.99	1323.58
Total	36	682.11	747.33

(5) 나선심부 자승평균 평방근 거칠기(Rq)

Table VII. Mean of Rq at valley portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	493.44	103.23
Group2	9	678.88	22.04
Group3	9	778.88	97.26
Group4	9	1966.66	1708.93
Total	36	979.47	1008.54

(6) 나선심부 최대높이 거칠기(Rt)

Table VIII. Mean of Rt at valley portion of each group (unit: nm)

Group	N	Mean	S.D.
Group1	9	3696.66	672.81
Group2	9	5356.66	624.55
Group3	9	9378.88	2317.00
Group4	9	23510.00	17714.00
Total	36	10485.55	11648.75

3. 페리오테스트

페리오테스트 값은 다양한 분포를 보였으나 식립 기간이 경과함에 따라 측정값은 감소하여 안정성이 증가하는 추세를 보였다. 식립 즉시는 0.12를 나타내었으나 2주 후에는 -0.94, 8주 후 -2.69, 12주 후 -4.04를 나타내어 8주 후부터는 상당히 안정성이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다.

4. 공진주파수 분석

각 군별 공진주파수 비교시 다양한 분포를 보였으나 식립기간이 증가함에 따라 측정값(unit: ISQ-Implant Stability Quotient)이 증가하는 양상을 보였다. 식립 당일 ISQ 평균치는 61.33을 나타내었으나 2주 후에는 70.11로, 4주 72.37, 8주 후 73.27, 12주 후 74.56으로 안정성이 증가하였다.

5. 역 토오크

1군에서 4군으로 갈수록, 식립기간이 경과할수록 평균 역 토오크(unit: N·Cm)가 점차 증가하였다. 식립 측시는 9.05, 2주 후 12.08, 4주 후 22.19, 8주 후 28.16, 12주후 32.30으로 점차 안정성이 증가하였다.

6. 통계처리

윈도우용 SPSS version 10.0을 사용하였으며, one-way ANOVA test와 Scheffe multiple range test를 각 실험 군 유의수준 95%에서 시행하였다.

표면 거칠기 측정 결과 나선침부에서는 중심선 평균 거칠기, 자승 평방근 거칠기, 최대 높이 거칠기 모두 1, 2, 3군과 4군 사이에 유의차가 있었으며 ($p<0.05$), 나선심부 에서의 경우 최대 높이 거칠기에서만 1군과 4군 사이에 유의한 차를 나타내었다 ($p<0.05$).

페리오테스트 측정 후 각 군사이의 결과를 비교분석한 결과 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.

공진 주파수 분석 결과 식립 12주후 1군과 4군 사이에서만 유의차를 나타내었다($p<0.05$).

역 토오크 측정결과 식립 8주에서는 1군과 4군, 2군과 4군 사이에서, 12주 후에는 1군과 4군, 2군과 4군, 1군과 3군 사이에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

IV. 총괄 및 고안

임플란트의 골유착 개념이 발표된 이래 장기적인 성공을 위해 다양한 연구가 이루어지고 있는데,²²⁻²⁴⁾ 크게 임플란트 식립 후 티타늄과 골 사이에서 골유착을 증진시키기 위한 방법^{25,26)}과 식립 후 가해지는 하중을 효과적인 방법으로 분산시키는 방법에 관한 연구^{27,28)}로 나누어 볼 수 있다.

골유착을 증진 시키고 안정성을 좋게 하기 위하여 임플란트 표면에 특수한 처리를 하는 방법이 근래 활발히 연구되고 있는데²⁹⁻³³⁾ 표면처리 물질, 거칠기 정도, 처리된 표면의 모양에 따라 다양한 연구 결과

가 발표되고 있으며, 그 중 전기 화학적 방법(electrochemical method)으로 산화막을 성장시켜 임플란트 표면을 처리하는 방법도 근래 많이 연구되고 있는 분야 중에 하나이다.

임플란트 티타늄 표면은 대기 중에 노출되는 즉시 자연 산화막이 형성되는데³⁴⁾ 이때 주로 관찰되는 산화물은 TiO_2 이며^{35,36)} 두께는 1.8-17 nm사이로³⁷⁾ 무정형의 구조를 보이고 있다.³⁸⁾ 여러 연구자들에 의해 자연 산화막에 열산화 처리(thermal oxidation treatment)³⁹⁾와 전기화학산화 처리(electrochemical oxidation treatment)⁴⁰⁾를 한 경우 산화막의 두께가 증가하고 산화막 내부의 결정화도 증가되게 되며, 골과의 반응이 좋아져서 안정성면에서 유리하다는 연구결과가 보고 되고 있다.⁴¹⁾

본 연구에서와 같이 일정 전류(50 mA/cm^2)하에서 산화막을 형성하는 경우, 다음과 같은 단계를 거친다. 우선 얇은 자연 산화막위에 전기화학적 반응을 통하여 새로운 산화막들이 성장을 하게 되는데, 산화막이 성장할수록 산화막의 두께가 증가하며 이에 따라 산화막층 자체의 전체 전기 저항도 증가하게 된다. 따라서 일정량의 전류가 지속적으로 흐르기 위해서는 저항의 증가를 극복할 수 있을 만큼의 반응 구동력이 추가로 요구되어 진다. 이러한 요건을 만족시키기 위하여 전원의 제어장치(power supplier)에서는 가해주는 전원의 전압을 자동적으로 높여주게 된다. 본 실험에서는 제어장치가 1초 단위로 전기화학반응 여부를 확인하여 원하는 형성전압까지 반응이 지속되도록 전압을 상승시켜 반응을 제어하였다. 즉 반응이 지속됨에 따라 산화막의 성장은 계속적으로 이루어지게 되며, 그에 따른 저항의 증가는 제어기에 의한 공급 전압의 상승으로 feedback되는 과정을 지속적으로 반복하게 된다. 이러한 일련의 과정은 산화막의 증가에 따라 산화막 전기저항이 증가하는 상황 하에서 전류의 양을 일정하게 유지시키는 일정 전류조건을 만족시키기 위해 일어나는 것이다. 그 결과, 시간에 따른 산화막의 형성전압을 측정하면 Fig. 1과 같이 시간에 따라 전압이 증가하는 양상으로 나타나게 된다. 한편, 어느 단계에 이르면 시간 대 전압 곡선 상에 톱니 모양의 골곡들이 나타나는데, 이러한 현상은 산화막이 얇은 저전압 영역에서는 나타나지 않는다. 이러한 전압의 파

동은 산화막의 형태와 연관성이 있는 것으로 생각된다. 즉 산화막이 성장해가면 갈수록 막의 전기저항이 증가하게 되는데 형성되는 산화막의 미세구조 및 국부적인 두께의 불균일 등은 전기저항의 불균일을 가져오며, 이에 따라 국부적으로 주위보다 상대적으로 전기 저항이 낮은 영역으로 전류가 집중된다. 따라서 이 때에는 전류가 막 전체에 균일하게 흐르는 것이 아니라 국부적인 몇몇 지점을 통해 집중되게 되며, 그 결과 산화막의 성장 또한 국부적으로 진행되고, 그 부위의 전기저항도 증가하게 된다. 이에 따라 다시 상대적으로 저항이 낮은 다른 부위를 통하여 전류가 흐르게 되는 과정을 반복하게 되는데 이러한 국부적인 통전 채널의 불균일한 형성에 따라 전체 전압곡선에는 파동이 생기게 된다. 그 결과 임플란트 표면의 산화막은 더욱 더 불균일해지고 거칠기가 증가하게 된다. 결국 이러한 거칠기의 증가는 골과의 유착이 강해지도록 하는 결과를 낳게 된다. 이는 주사 전자 현미경 관찰 결과에서도 볼 수 있었는데 형성전압이 증가 할수록 oxide core의 크기가 증가하고 숫자도 늘어났으며, 형성전압이 350볼트인 경우에는 결정화 구조가 성장하는 양상도 보였다. 특히 임플란트 나선의 침부가 심부보다 월등히 거친 모습을 보였는데 이는 전하가 침점으로 모이는 특징에 따라 침부에서 더 많은 수의 전하가 산소 음이온과 반응을 하여 산화막이 활발하게 생성 및 성장하는 것으로 사료된다. 물론 표면 거칠기가 무조건 크다고 골유착에 유리한 것은 아니며,⁴²⁾ 산화막을 이용하여 표면 처리한 임플란트보다 더 큰 표면 거칠기를 보이는 처리방법도 많이 있지만,¹⁶⁾ 어느 정도 선반가공 임플란트보다는 넓어진 표면적이 골세포가 결합하는데 유리하게 작용하였으리라고 사료되며, 그 외에 산화막이 가지는 강한 내부식성, 열에 대한 안정성, 수용액 하에서 적은 이온화 경향 등에 의해서도 골유착에 좋은 결과를 보였던 것으로 사료된다.

페리오테스트는 치아주위의 치주인대의 감폭성향을 정량적으로 측정하도록 고안된 기구로서, 타진막대와 접촉물 사이의 충격당 접촉시간을 가속도계를 이용하여 측정할 수 있다. 본 실험에서는 페리오테스트 측정결과 각 군 사이에서 통계적으로는 유의차가 나타나지 않았는데 미세한 차이를 측정하는 기구

로 사용하기 보다는 사용 시 용이성, 어느 정도의 재현성 등의 장점이 있으므로 임상적으로는 사용하기에 적합한 기구로 사료된다.

공진 주파수 분석은 물체마다 가지고 있는 고유 공진 주파수를 측정하여 임플란트의 안정성을 평가하는 기구로서, 본 실험에서는 식립 12주에 1군과 4군에서 유의차가 나타났는데($p < 0.05$), 페리오테스트에 비해 슬자나 미세한 실험방법 차이 등에 의해 일어날 수 있는 오차가 적어서 비교적 좋은 재현성을 보였으며, 사용하기에도 용이했다.

역 토오크 측정시 식립 8주에서 1군과 4군 사이, 12주에서 1군과 4군, 2군과 4군, 1군과 3군 사이에서 유의차가 나타났는데($p < 0.05$), 형성전압 350볼트로 양극산화 시킨 4군에서 8주 이후 좋은 골안정성을 보이는 것으로 나타났다.

이상으로 볼 때 어느 정도 형성전압까지는 산화막이 치밀해지는데 주력하므로 선반가공 임플란트 표면과 큰 차이를 보이지 않으나, 그 이상의 전압에서부터는 본격적으로 산화막의 성장과 표면 거칠기 증가에 영향을 주기 때문에 표면적이 증가하고 골 반응이 좋아져서 골유착 안정성 측면에서 우수한 양상을 보이는 것으로 사료되며 본 실험결과, 형성전압 100볼트에서는 선반가공 임플란트와 큰 차이가 나지 않았으나 형성전압을 200볼트이상 상승시킨 경우, 특히 350볼트까지 전압을 가한경우 표면 상태나 몇 가지 안정성 측정시 다른 실험군에 비해 월등히 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 이는 산화막의 두께증가 및 성장에 따라 나타나는 표면거칠기의 증가 외에도 골과 접촉시 산화막이 나타내는 여러 가지 골친화적 성질 때문에 안정성 측정시 좋은 결과를 나타낸 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 티타늄 임플란트 표면에 양극산화 처리(anodizing treatment)를 하여 산화막을 성장시킨 후 표면 형태 관찰 및 표면 거칠기 측정을 시행한 다음, 가토에 식립하여 페리오테스트 측정, 공진 주파수 분석 및 역 토오크 측정을 통하여 골유착 안정성에 미치는 영향에 관하여 조사하고 그 결과를 비교분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주사 전자 현미경관찰시 형성전압이 클수록 거칠고 불규칙한 표면상태가 나타났다.
2. 표면 거칠기 측정시 임플란트 나선의 침부에서는 중심선 평균 거칠기, 자승 평균 평방근 거칠기, 최대 높이 거칠기 모두 1, 2, 3군과 4군 간에서 유의한 차이가 있었으나($p<0.05$), 나선심부의 경우 최대 높이 거칠기에서 1, 2, 3군과 4군 사이에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).
3. 페리오테스트 측정시 각 군 간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다.
4. 공진 주파수 분석결과, 식립 12주 후 1군과 4군 사이에서 유의한 차 있었다($p<0.05$).
5. 역 토오크 측정결과 식립 8주 후에는 1군과 4군, 2군과 4군 사이에서 12주 후에는 1군과 4군, 2군과 4군, 1군과 3군 사이에서 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

이상의 결과로 볼 때 어느 정도까지의 형성전압 하에서는 산화막이 치밀해지는데 주력하므로 선반가공 임플란트와 큰 차이를 보이지 않으나 형성전압이 그 이상 증가 할수록 본격적으로 산화막의 성장과 표면 거칠기 증가에 영향을 주기 때문에 표면적이 증가하고 골에 대한 반응이 좋아져서 골유착 안정성 면에서 우수한 효과를 나타내는 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-years period. *Scan J Plast Reconstr Surg* 1977; Suppl 16(1):7-127.
2. Lee JH, Kim CW, Kim YS. A comparison of load transfer in screw- and cement-retained implant fixed partial denture designs. *J Korean Acad Prosthodont* 2001;39:2:125-45.
3. Park C, Lim JH, Cho IH, Lim HS. A study on the measurement of the implant stability using resonance frequency analysis. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:2:181-

206.

4. Lee JH, Shin SW, Kwon SH. Influence of implant diameter on the osseointegration of implants : an experimental study in rabbits. *J Korean Acad Prosthodont* 2003; 41:2:169-81.
5. Kim SJ, Han DH. Periotest assessment of dental implant mobility : A clinical study. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:5:758-71.
6. Meredith N, Rasmussen L, Sennerby L, Alleyne D. Mapping implant stability by resonance frequency analysis. *Med Sci Research* 1996;24:191-9.
7. Johanssen CB, Albrektsson T. Integration of screw implant in the rabbit : A 1-yr follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.
8. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:24-30.
9. Kim YH, Kim YS, Kim CH. A study on the elastic deformation and stress distribution of the mandible with osseointegrated implant prostheses using three dimensional finite element analysis method. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:2:203-44.
10. Moon ES, Lim JH, Cho IH. A study of the heat generation of bone drilling burs according to irrigation during implantation of dental implant. *J Korean Acad Prosthodont* 1999; 37:4:433-53.
11. Albrektsson T, Branemark PI, Hasson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthp Scand* 1981;52:155-70.
12. Han DH, Chun YS, Kim J, Kim SJ. A histomorphometric study of two different threaded CP titanium implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:531-41.

13. Warren C, Wagner. A brief introduction to advanced surface modification technologies. *J Oral Implantology* 1992;18:3:231-5.
14. Freeman JW. Tissue response to varying surface finishes of titanium implants. *South California Dental Journal* 1972:10-3.
15. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorollini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:889-902.
16. Cho DH, Lim JH. A Study on the Surface Roughness and Initial Stability of Various Dental Implants. *J Korean Acad Stomatog Func Occ* 2000;16:4:291-303.
17. Gotfredsen K, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants An experimental study on dogs. *Clin Oral Impl Res* 1992;3:77-84.
18. Sul YT, Johansson CB, Petronics S, Krozer A, Jeong YS, Wennerberg A et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.
19. Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J. Bone response to surface modified titanium implants with different oxide thickness and morphology. *Biomaterials* 1994;15:1062-74.
20. Healy KE, Ducheyne P. The mechanism of passive dissolution of titanium in a model physiological environment. *J Biomed Mater Res* 1992;26:319-38.
21. Trico J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density : An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608-12.
22. Jung BY, Chon YS, Han DH. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with BR nemark implants and natural teeth: A clinical study. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:1:23-41.
23. Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry. *Chicago Quentenssence* 1985:221-29.
24. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:622-33.
25. Kim HS, Yang HS. Effect of DFDB and GTAM barriers on bone regeneration around immediate implants placed in surgically defective socket. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:1:43-66.
26. Nam DH, Hoe SJ, Kim GN. Bicompatibility of bicomtals in rabbit *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:3:557-65.
27. Jung HJ. Developmental recent status and prospect of inorganic material for implant. *Journal collection of 14th Asia Pacific Dental Congress 26th-30th:1989:189.*
28. Lee JM, Kim YS, Kim CH, Kim YH. Three dimensional finite element analysis of three kinds abutment for single tooth restoration. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:2:269-88.
29. De Leonardis D, Grag AK, Pecora GE, Andreana S. Osseointegration of rough acid-etched titanium implants: One-year follow-up of placement of 100 minimatic implants. *Int J Oral Maxillofac implants* 1997;12:65-73.

30. Klokkevold P, Nishmura RD, Adachi M, Caputo. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:442-47.
31. Radegren G, Lausmaa J, Matsson L, Rolander U, Kaesmo B. Preparation of ultra thin oxide window on titanium for TEM analysis. *J Elect Micr Tech* 1991;19:99-106.
32. Zitter H, Plenck HJ. The electrochemical behaviour of metallic implant materials as indicator of their biocompatibility. *J Biomed Mater Res* 1987;21:881-96.
33. Wennerberg A, Albrektsson, Johansson CB, Anderson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of material and surface topography. *Biomaterials* 1996;17:15-9.
34. Hansen S. On the role of surface roughness for load bearing bone implants. M.Sc. Thesis. Centre for Biomechanics, Chalmers University of Technology and University of Goteborg, Goteborg 1991.
35. Olefjord I, Hansson S. Surface analysis of four dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:32-40.
36. Machnee CH, Wagner WC, Jaarda MJ, Lang BR. Identification of oxide layers of commercially pure titanium in response to cleaning procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:529-33.
37. Binon PP, Weir DJ, Marshall SJ. Surface analysis of an original Branemark implant and three related clones. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992;7:168-74.
38. Walivaara B, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, Tengvall P. Titanium with different oxides: in vitro studies of protein adsorption and contact activation. *Biomaterials* 1994;9:827-34.
39. Choi JW, Kim KN, Heo SJ, Chang IT, Han CH, Baek HG, Choi YC, Ann Wennerberg. The effect of various surface treatment methods on the osseo-integration. *J Korean Acad Prosthodont* 2001;39:1:71-83.
40. Sul YT, Johansson CB, Jeong YS, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:252-59.
41. Tayler GC, Waddington RZ, Moseley R, Williams KR. Influence of titanium oxide and titanium peroxy gel on the breakdown of hyaluronan by reactive oxygen species. *Biomaterials* 1996;13:1313-19.
42. Wilke HJ, Claes L, Steinmann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. Heimke, G, Soltesz, U, *Clinical Implant Materials. Advances in Biomaterials. Elsevier Science Publishers B. V. Amsterdam* 1990;9:309-14.

Reprint request to:

In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook Univ.

7-1, Shinbu-Dong, Chunan, Chungnam, 330-716, Korea

cho8511@dku.edu

ABSTRACT

ON THE SURFACE CHARACTERISTICS AND STABILITY OF IMPLANT TREATED WITH ANODIZING OXIDATION

Won-Sang Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Purpose : This experiment examined the effects of anodization on commercially pure titanium implant fixtures.

Material & methods : The implant fixtures were anodized at three different voltage levels, producing three different levels of oxidation on the surface of the fixture. Implant were divided into four groups according to the level of oxidation. Group 1 consist of the control group of machined surface implants, Group 2 implants were treated by anodizing to 100 voltage, Group 3 implants were treated by anodizing oxidation to 200 voltage Group 4 implants were treated by anodizing oxidation to 350 voltage.

Surface morphology was observed by Scanning Electron Microscope(SEM) and the surface roughness was measured using NanoScan E-1000[®]. Implantation of the fixtures were performed using New Zealand white rabbits. Periotest[®] value(PTV), resonance frequency analysis(RFA), and removal torque were measured in 0, 2, 4, 8, 12 weeks after implantation.

Results : The results of the study were as follows:

1. Values for the measured surface roughness indicate statistically significant differences in Ra, Rq, and Rt values among group 1, 2, 3, and 4 at the top portion of the thread.($p < 0.05$) while values at the base of the threads indicated no significant difference in these values.
2. A direct correlation between the forming voltage, and surface roughness and irregularities were observed using scanning electron microscope.
3. No statistically significant differences were found between test groups regarding Periotest[®] values.
4. Analysis of the data produced by RFA, significant differences were found between group 1 and group 4 at 12 weeks after implantation.($p < 0.05$)

Conclusions : In conclusion, no significant differences could be found among test groups up to a certain level of forming voltage threshold, beyond this forming voltage threshold, statistically significant differences occurred as the surface area of the oxide layer increased with the increase in surface porosity, resulting in enhanced bone response and osseointegration.

Key words : Anodizing oxidation, Implant surface, Periotest, Implant stability