

Titanium Implant의 Removal Torque에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

李峻碩 · 金英洙 · 金昌會

목 차

- I. 서론
- II. 연구 대상 및 방법
- III. 연구 성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

I. 서론

치과영역의 인공치근 매식체에 관한 현재의 관심도는 매식술식에 관한 향상된 지식과 재료공학의 진보에 의하여 높아지게 되었다. 하중을 부담하는 매식체의 생물학적 결합에 관한 개념은 기계적인 고정, 혹은 골접착제의 대응으로 지난 10여 년간 발달되어왔다. 이론적으로 직접적인 골결합은 주위 조직으로 바람직하게 '응력을 전달하며, 골의 재형성 (remodelling)을 촉진시키는 생물학적으로 활동적인 계면을 제공한다'. 그러나 이러한 기전이

임상적으로 얼마만큼이나 성공적일지는 확실치 않은 실정이다. 1985년 Brånemark¹⁾는 골유착이란 살아있는 골과 하중을 부담하고 있는 매식체의 표면 사이에 구조적 기능적으로 직접적 연결이 이루어진 상태라는 예전의 정의에서 개정된 새로운 골유착에 관한 개념을 정립시켰다. 즉, 골유착이란 주위골보다 계면과의 부착이 더 강한 것이라 정의할 수 있으며, 매식체를 제거하려는 노력은 골이나 매식체의 파절을 야기하나, 계면은 여전히 온전한 상태로 존재하게 된다. 매력적으로 보이나, 이러한 정의가 타이타늄 혹은 다른 금속 매식물에서 실제적이라 할 수는 없다. 골유착의 개념을 어떠한 정량적인 분석도 없이 절대적인 개념으로 보는 사람들은 골접착제 (bone cement)에서 스테인레스 스틸과 타이타늄에 이르기까지 모두 골유착이 가능하다는 결론에 이르렀다. 그러나, 정량화된 접근을 시도해 본다면, 광범위하게 사용되는 재료들 간에는 다양한 조직 반응이 존재한다²⁾.

매식 재료의 선택은 수술 부위의 형성 혹은 매식술식 만큼이나 중요한 요소이다. 숙주 반응에 영향을 미치는 매식체의 성질은 매식체의 화학적 조성뿐 아니라, 형태, 표면 특성, 매식 위치, 숙주

와의 기계적 반응에도 관계된다. 수십 년간의 매식체재료에 관한 연구는 인체의 경조직에 적합한 재료의 출현을 낳았다¹⁾.

HA coated의 경우 매식후 32 주가 지나면, 초기에 HA / 골 계면에서 파절되었던 것과는 다르게 HA / 기질 (substrate) 에서 파절이 발견된다. 그러나, 통계가 정확하다면 이 정보는 단지 골 / HA 계면이 HA가 금속에 피막 (coating)되는 힘보다 강하다는 것 만을 의미할 뿐이다²⁾.

매식체의 치유기간 중 안정성이 유지될 때의 타이타늄 / 골 계면에 관한 진정한 형태는 연조직 개재가 없는 것이며, 골유착의 부실은 계면의 골량 부족이나 매식체 표면의 산화막과 조직간의 이온결합이 방해받았기 때문이다. 타이타늄 / 골 간의 화학적 결합에 관한 보고는 단 한 증례 뿐이었다. 계면에 존재하는 불규칙한 섬유소는 하중을 부담할 수 없으며, 골흡수를 야기한다.

치조골의 해부학적 구조는 종종 무치악 환자에서의 매식체 크기를 제한한다. 그러므로 폭과 높이가 다양한 치조골에 적용하기 위하여 여러 가지 길이 및 지름의 매식체가 필요하다³⁾. Michael¹⁾은 매식체의 장착시 술자는 악골의 모양과 크기를 결정해야 하며, 궁극적인 인장제거력 (pull out force)은 매식체의 지름보다는 길이에 의한다고 하였다. 사용 가능한 매식체의 길이는 잠정적으로 악골의 흡수 상태를 의미하며, 조기 실패된 많은 경우에서 매식체 삽입을 위한 골의 양이 부족했기 때문이다. 짧은 매식체가 비록 소수 증례에서 실패했지만, 대부분의 7 mm 매식체들은 여전히 골유착이 잘 되어 있으며, 보철물이 연결되어 기능하고 있다.

나선에 의한 유지력 (holding power)이 골의 치유기간 동안 피질골 내에서 존재하기는 하지만, 골에 무리를 주기도 함이 종종 보고되고 있다. 이러한 경우 나선 주위에는 어떤 형태의 골도 발견되지 않으며, 이러한 현상이 나타나기 전에 나선 주위에는 골 흡수 현상이 있음을 관찰할 수 있다. 매식시의 외과적 손상은 계면의 골흡수를 야기한다^{4, 5)}. 매식체의 움직임이 없이 하중을 잘 조절한다면, 손상부위는 저분화 연조직이 아닌 골조직으

로 대체된다. 나사 단독으로, 혹은 나사와 고정판을 이용하여 골합성을 유도할 경우, 나사산 주위의 틈으로 가골형성을 유도하기 위하여 예기치 못한 응력을 방지해야 한다. 확실한 초기 고정이 이루어지면, 안정성도 높아지고 나선 주위에는 섬유성 조직이 적은 상태의 가골이 채워지게 된다⁶⁾.

견고한 기계적 초기 결합은 미세 동요 (micromotion)를 방지하며, 직접적인 골침착의 선결 요건이 된다. 그러나 매식체를 강력하게 조이는 것이 강한 고정을 의미하지는 않으며, 최종 조임 (final tightening)은 술자의 경험에 의존된다⁶⁾. Magnus 등⁶⁾은 너무나 강한 회전 삽입력 (insertion torque)은 골유착을 방해하며 최종적으로 조이는 힘 (screwing force)은 이 회전력보다 낮아야 한다고 보고한 바 있다. 높은 회전 삽입력보다 낮은 회전 삽입력이 바람직하며, 특히 단층 피질골에서 그러하다. 골과 매식체간의 골유착을 위한 적절한 회전 삽입력의 양은 아직 확립되지 않은 상태이다. 그러므로 본질적인 문제는 해결이 안된 상태이며, 금속이나 ceramic 피막 매식체 (ceramic coated implant)에서 주위 골보다 강한 계면 결합이 얻어질 수 있는지 현재로서는 미지수이다.

초기 고정 이후 나선의 기계적 요소와 세포 분화간 연관 관계 및 매식체의 치밀골과 나선간의 접촉에 관한 연구는 미미한 실정이며, 또한 매식체 표면이 피질골이나 망상골에 미치는 기계적인 영향이나, 매식체의 다양한 길이, 지름이 미치는 효과에 관한 연구도 부족한 상황이다. 본 연구에서는 하악골에 7 mm의 나선형 타이타늄 매식체를 삽입하여 회전 제거력 (removal torque)에 저항하는 능력을 두가지 다른 표면 형태를 이용하여 비교 하였다.

이 연구의 목적은 나선 형태의 타이타늄 임플란트를 입자분사 (sandblasting) 처리하여 타이타늄 임플란트간 회전 제거력의 차이 비교 및 그 조직학적 계면 분석에 있다. 다른 조건이 동등한 조건과 활면의 타이타늄 임플란트의 제거에 필요한 힘을 평가하는 형태학적 분석에 입각하여 표면 조도 (surface texture)의 중요성을 평가하고, 서

로 다른 매식체의 표면에 대한 계면 조직 반응을 광학 현미경하에서 비교 한다. 또한 부위별 골유착 정도에 관한 우세성을 관찰해 본다.

이 실험은 골유착성 매식체의 유착력을 알아보고, 나사의 원리를 이용한 현대의 조립형 매식체를 분해 및 조립하는 과정에서 매식체에 가해지는 힘 (screwing force)을 연구하기 위함이다.

II. 연구 대상 및 방법

1. 실험건의 발치

생후 1년 2개월의 성장중인 잠종견에 Ketamine 을 체중 1 Kg당 1.5 ml의 비율로 정맥 주사하여 전신 마취를 시행하였다. 하악골 우측을 전치부터 구치부까지 발치하여 실험 부위를 준비하고, 대합 치열 또한 치유 기간중의 자극을 우려하여 발치하였다. 좌측 치열은 개의 생존을 위하여 남기고, 발치후 봉합하였으며, 3 개월간의 치유기간을 부여하였다.

2. 매식체의 준비

본 실험에 사용된 매식체는 표면에 나선을 지닌 인공 치근형 타이타늄 임플란트로 크기는 외경 3.75 mm, 길이 7 mm이다. 이중 3 개는 활택한 면을 갖는 기본 형태의 매식체(Ti : 99.64 %)로 이하 3P라 하고, 다른 3개는 표면을 입자분사처리한 매식체 (이하 3S)이다. 입자분사처리는 4 bar의 압력하에 50 μm Al₂O₃(Bego, Germany)로 각각 30 초간 전면 처리하였다. 개발용 매식체 (이하 K) 3 개를 포함한 총 9 개의 매식체 상단 (head 부위)에는 회전 제거력 측정기의 말단 (tip)에 적합되게 ‘— 자형’ 구를 깊이 1 mm 되게 형성하였다 (Fig.1 - 3).

매식 1 시간전 다음 방법에 의하여 소독하여 표면 산화층을 제거하였다.

- 1) ultrasonic bath : ethanol에서 10 분간 시행후, 다시 ethanol에서 2번 세척
- 2) ultrasonic bath : ethanol에서 다시 5 분간

시행

- 3) steam sterilization : 135°C, 10 분

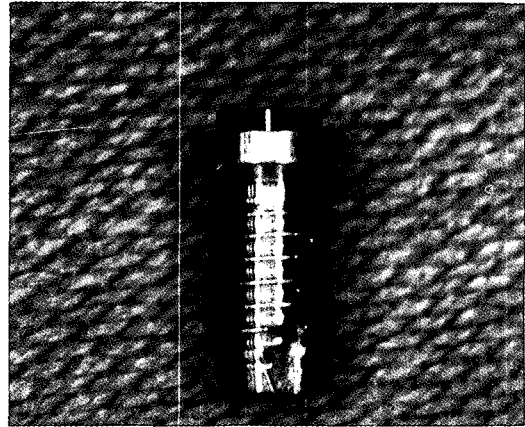


Fig.1. Smooth surface Titanium implant (3P).

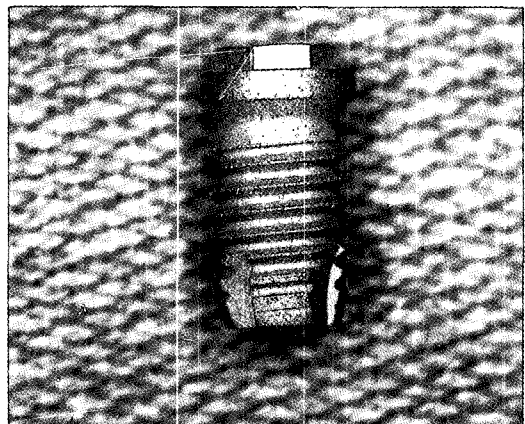


Fig. 2. Sandblasted Titanium implant (3S)

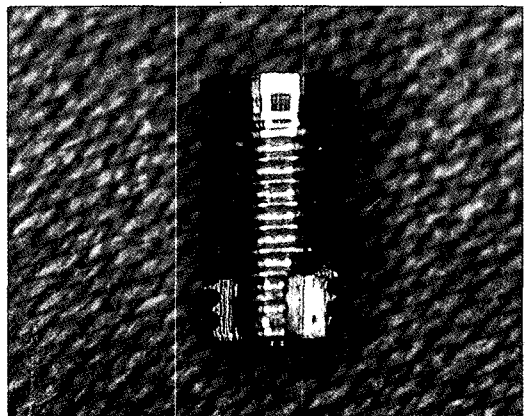
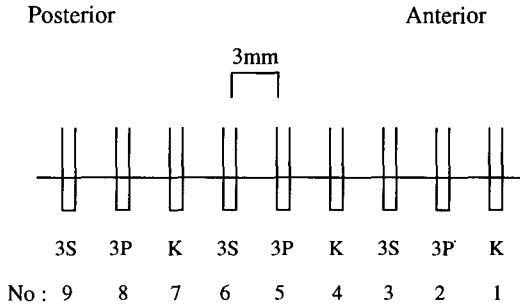


Fig. 3. Titanium implant for development (K)

3. 매식 기술

발치 90일 후 치조정을 절개하여 치조골을 노출시킨 후 악골의 크기를 관찰하고, 매식체의 위치를 결정하였다. 통법에 따른 drilling을 시행하였고, drill의 속도는 2,000 rpm을 초과하지 않게 하였다. 각 매식체간의 거리는 3 mm로 하였다.



위의 순서에 의하여 임플란트를 매식 하였으며, 골내에 나사산 형성시 매식체의 헐거워짐에 의한 안정성 상실이 우려되어 시행하지 않고, self-tapping을 하였다. 매식시 '—' 자형 말단을 갖는 회전력 측정기 (Torque Gauge)를 이용하여, self-tapping을 하면서 회전 삽입력을 측정하였다(Fig. 4). 임플란트의 매식후 cover screw를 잠그고 봉합하였다. 본교 동물 사육실의 전문 사육 방침에 의거하여 실험견은 운반 가능한 개장에서 사육되었고, 정기적인 운동을 시켰다.

4. 회전 제거력 (Removal torque)의 측정

희생 1 주일 전 전신 마취하여 방사선 사진을 촬영하였다. 구내 방사선 촬영 및 교합 X-선 사진을 촬영하여 골유착 정도를 관찰하였다. 매식 90일 후, 전신 마취하 매식체를 완전 노출시켰다.

cover screw를 제거후 '—' 자형 말단을 갖는 회전력 측정기를 이용하여 회전 제거력을 측정하였다. 측정 기준은 나선형의 매식체가 처음으로 풀리는 기시점 (initial unscrewing point)의 값으로 삼았다 (Fig. 5, 6).



Fig. 4. Insertion of fixtures on the day of 90 after extraction.

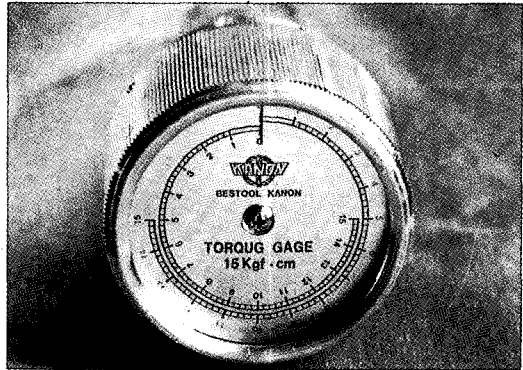


Fig. 5. Kanon Torque Gauge.

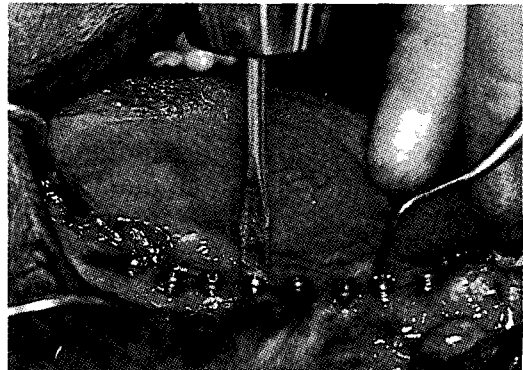


Fig. 6. Measurement of removal torques on the day of 90 after insertion of the fixtures.

5. 조직 표본의 제작

모든 시편은 비탈회 표본으로 준비되었다. 10% buffered formalin 용액으로 고정후,

Villanueva 염색액에 3일간 방치하였다. 70 % 에서 100 % 까지의 에틸 알콜로 탈수하였다. 계 측 당시의 상태 그대로의 표본을 얻기 위하여, 실험건의 희생시 관류고정은 시행하지 않았다. 표본을 spurr에 포매 후, 750 μm 의 두께로 Low Speed Diamond Wheel Saw (Model 650, South Bay Tech. Inc.)를 이용하여 절단하였다. 이후, Grinder-Polisher (Buehler, metaserv, 100 REV/MIN)에 No. 800, 1,000, 1,500, 2,000 sandpaper, Polishing powder (1 μm Alumina paste, Struders A-P paste SQ)를 이용하여 5 μm 까지 갈았다. 이 절편을 polymer mount를 이용하여 glass slide에 봉입하여 광학 현미경으로 관찰하였다.

6. 실험 성적 처리

측정치는 SPSS program을 이용하여 분석하였다. 하악골의 부위간 골유착도 차이와 매식체 K와 3P, 3S 간의 골유착도 차이는 ANOVA를 이용하여, 표면 처리한 것과 안한 것의 골유착도 차이는 t - test를 이용하여 분석하였다.

III. 연구 성적

1. 발치 90일 후 매식시의 육안적 소견

발치 90일 후 적절한 치유가 이루어졌으며, 매

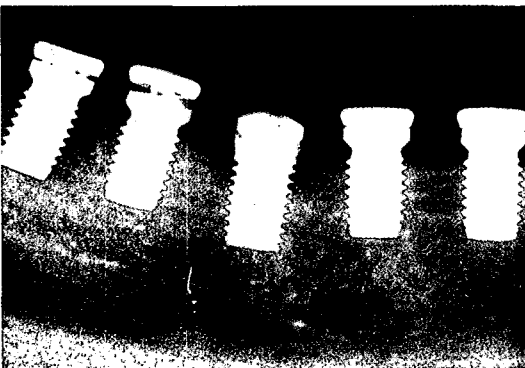


Fig. 11. X-ray view on the day of 90 after insertion. Loosening of cover screws on 3P-8 & 3S-9.

식 예정 부위중 섬유성 조직으로 치유가 된 곳 등은 없었다. 양호한 치조골의 소견을 보였으나, 협설측으로의 골량이 부족한 부위와 오목한 부분에서 매식체의 국소적 노출이 있었다 (Fig. 4).

2. 매식 90일 후 방사선 사진 소견

매식체의 방사선 사진에서는 회전 제거력을 측정하는 시기에 비교적 만족할 만한 치유상태를 보였다. 전반적으로 약간의 수평 골흡수가 보이고, K-1, 3P-2의 하단 부위에서 약간의 방사선 투과상이 관찰되며, K-1, K-7에서 근원심으로 약간의 골흡수가 보였다. 3S-9의 근심에 약간의 방사선 투과상이 나타났으며, 3P-8, 3S-9의 cover screw가 풀린 것이 관찰된다 (Fig. 10, 11).

3. 매식 90일 후 회전 제거력 측정시의 육안적 소견

가. 절개전 점막 소견

3P-8, 3S-9의 염증 상태를 제외하고는, 전반적으로 점막의 염증상태가 없는 양호한 치유상태를 보였다. K-7을 제외한 모든 매식체에서 cover screw의 노출이 있었다. 실험건의 위생 상태가 불량하여 cover screw 주위에 약간의 음식물 잔사가 남아 있었다. 몇몇 곳에 봉합사의 잔사가 남아 있었다 (Fig. 7 - 9).



Fig. 10. X-ray view on the day of 90 after insertion. K-1 was inserted into the residual root tip.

나. 절개후의 치조골의 소견

전반적으로 약간의 골흡수가 있었고, 이 부위에 는 자라들어간 결체조직으로 차 있었다. 매식체 주위에 조직 부작용에 관한 거시적인 특이한 소견 은 없었으나, 매식시 외과적인 술식상의 실수 및 부작용에 따른 결과가 관찰되었다. 협설측 골의 오목한 부위로 골손실이 많았다. 매식 당시 해부 학적 요인으로 인한 매식체의 노출과 이에 따른 제거 직전의 골흡수의 정도는 Table 1과 같다 (Fig. 12 - 14).

Table 1. Amount of Bone Resorption

Exposure of screw	Insertion		Removal		
	fixture	buccal	distal	buccal	mesial
1		2.4	1.8	3.0	1.8
2		.6	.6	1.2	.6
3		1.8	.6	2.4	.6
4		.6	1.8	3.0	2.4
5		.6	.6	1.8	.6
6		.6	.6	1.2	.6
7		1.2	1.2	1.8	1.2
8		1.8	.6	1.8	.6
9		.6	.6	1.2	1.2

(mm)

4. 실험 성적의 분석

회전력 측정기에 의한 매식체 각각의 측정치는 Table 2와 같다. 9번 3S (이하 3S-9라 표시함.) 는 cover screw 제거시 탈락되었으며, K-1은 잔

Table 2. Data on Removal Torques

TORQUE\POSITION	9	8	7	6	5	4	3	2	1
INSERTION	45.1	43.6	25.8	25.9	21	9.72	7.71	12.9	26
REMOVAL	X	18	18	22	26	26	24	26	54
	3S	3P	K	3S	3P	K	3S	3P	K

(Ncm)

존 치근내에 위치한 것이어서 통계처리에서 생략 하였다.

입자분사 표면처리한 3S와 기본 형태 3P의 회전 제거력은 평균 23.00 Ncm, 23.33 Ncm로 t - test한 결과 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다 ($p > 0.05$). 또한, 개발용 K 의 평균치는 22.00 Ncm 으로 3S, 3P와 ANOVA로 비교하여 유의한 차이가 없는 것 ($p > 0.05$)으로 판정되었다 (Table 3). 전치부(25.00 Ncm)와 대구치부(18.00 Ncm) 의 회전 제거력은 ANOVA에 의하여 유의한 차이가 있었으며 ($p < 0.05$), 전치부가 대구치부 보다는 골유착에 유리하다고 할 수 있다 (Table 4).

Table 3. Analysis of Removal Torques (Surface Treatment)

Group	Count	Mean	Standard Deviation
Grp 1 (K)	2	22.00	5.66
Grp 2 (3P)	3	23.33	4.62
Grp 3 (3S)	2	23.00	1.41

(Ncm)

Table 4. Analysis of Removal Torques (Area of Insertion)

Group	Count	Mean	Standard Deviation
Grp 1 (anterior)	2	25.00	1.42
Grp 2 (middle)	3	24.67	2.31
Grp 3 (posterior)	2	18.00	0.00

(Ncm)



Fig. 7. Exposure of the cover screws on the day of removal after 90 days. From the left, 3S-3, 3P-2, K-1.

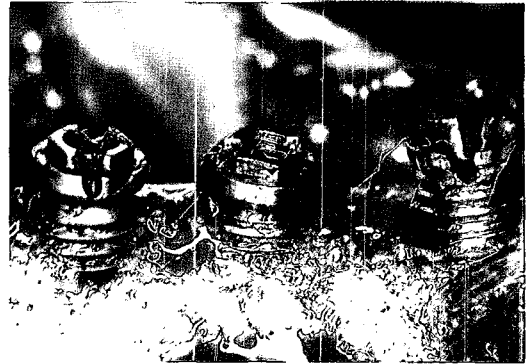


Fig. 12. Fixtures before removal after 90 days. From the left, 3S-3, 3P-2, K-1.



Fig. 8. Exposure of the cover screws on the day of removal after 90 days. From the left, 3S-6, 3P-5, K-4.

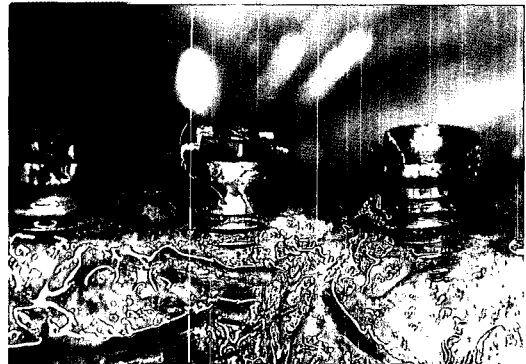


Fig. 13. Fixtures before removal after 90 days. From the left, 3S-6, 3P-5, K-4.



Fig. 9. Exposure of the cover screws on the day of removal after 90 days. From the left, 3S-9, 3P-8. Inflammatory change around 3P-8 & 3S-9.



Fig. 14. Fixtures before removal after 90 days. From the left, 3S-9, 3P-8, K-7.

Changing Pattern of Insertion Torque

Table 5.

Data on Removal Torques

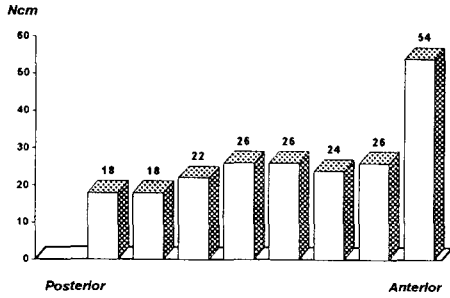


Table 8.

Insertion Torque : K - 1

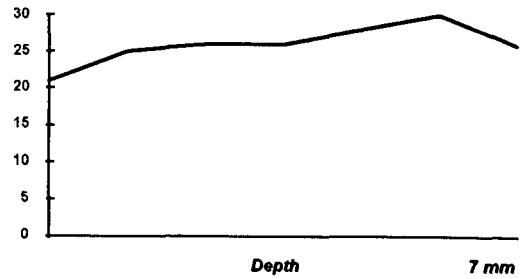


Table 6.

Analysis of Removal Torques

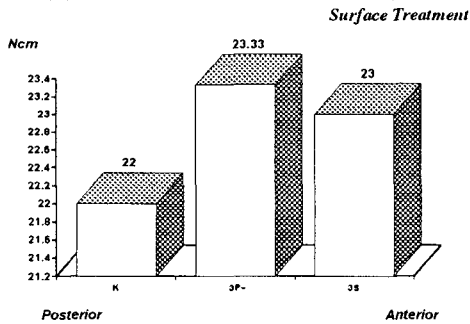


Table 9.

Insertion Torque : 3P - 2

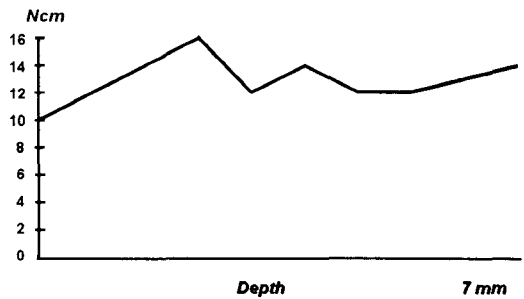


Table 7.

Analysis of Removal Torques

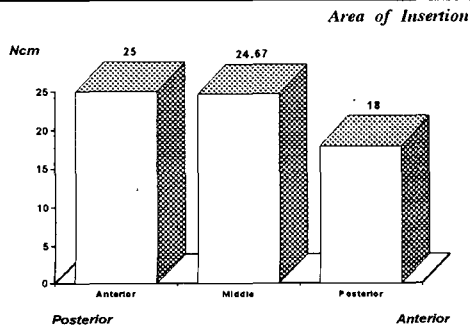


Table 10.

Insertion Torque : 3S - 3

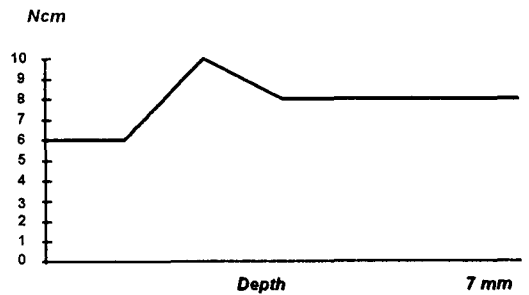


Table 11.

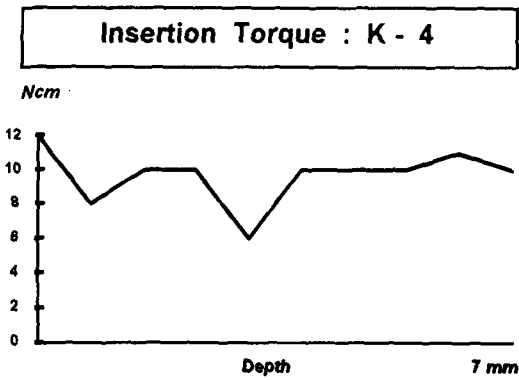


Table 14.

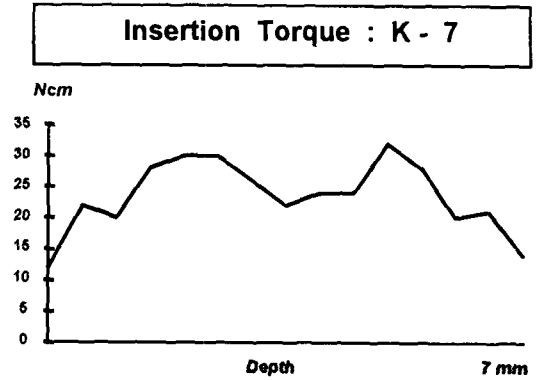


Table 12.

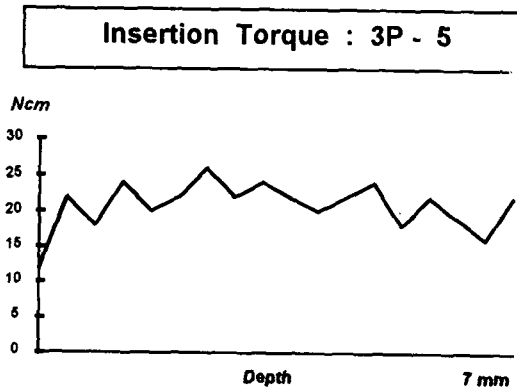


Table 15.

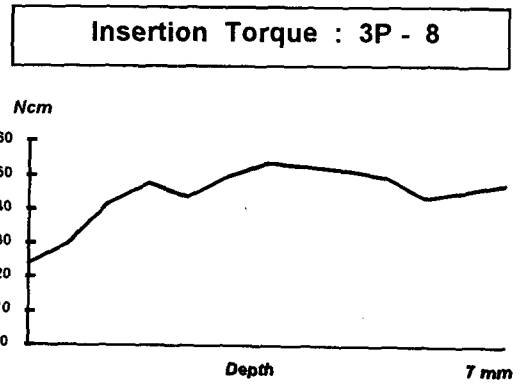


Table 13.

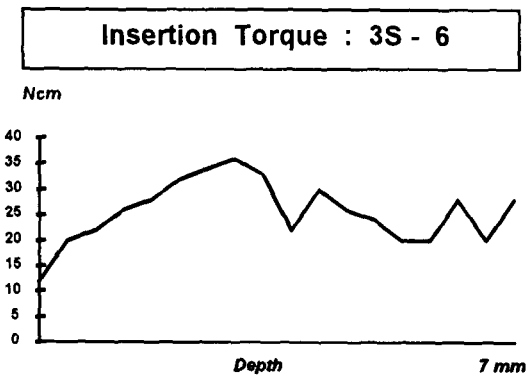
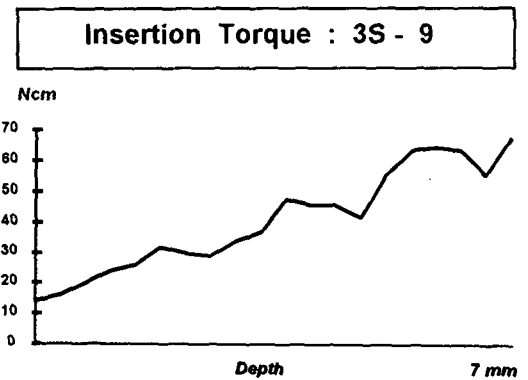


Table 16.



5. 조직학적 소견

K-1의 조직 시편에서는 잔존 치근에 매식된 모습이 보이며, 정확한 분석은 어렵지만 석회화 (mineralization)가 일어난 물질이 관찰된다. 다른 부위에 매식된 K-4와 K-7은 양호한 골유착 소견을 보인다. 3P-2, 3P-5, 3P-8과 산화알루미늄 입자분사처리한 3S-3, 3S-6 모두 조직 소견에서 양호한 골유착이 일어났음을 알 수 있다. 탈락된 3S-9 번의 소견은 골흡수가 일어났다고 보기는 어려우나, 매식입구 크기가 다른 시편보다 컸으며, 혈병과 육아 조직의 증식이 있었다 (Fig. 15 - 41).

IV. 총괄 및 고안

임상에서 transmucosal abutment를 매식체에 연결시킬 때, abutment screw를 조이는 동안 가해지는 힘을 조절하기 위하여 contracting device 등을 사용하나 그 경우는 극히 제한된다. 이러한 사실은 골과 매식체간의 계면에 손상을 줄 우려와 너무 적은 힘이 가해질 경우 급관이 혈거위질 염려로 주춤하게 한다. 이 연구는 골유착이 어느 정도의 힘으로 이루어지는가를 판정함과 동시에, 나사를 조일 때 가능한 최대의 회전력을 알기 위함이다.

임상에서 흔히 직면하는 문제는 임플란트의 매식 당시 즉각적인 안정성의 확보가 어렵고, 완전하게 골로 덮힐 수 없다는 것이다. 따라서 매식 위치나 노출 부위 주위에 망상골을 이식하거나, 골의 치유를 기다려 인공치근을 매식하는 것이 요구된다.

좁은 치조골인 경우에는 보다 가는 매식체를 선택하여 매식체가 주위골로 덮이게 하는 것이 중요하다. Michael 등³⁾에 의하면 4mm에서 3.3mm로의 직경 변화가 (17.5% 감소), 15 mm에서 8 mm로의 길이 감소 (46.7% 감소)만큼 회전 제거력에 영향을 미치지 않는다고 보고하며, 지름보다는 길이가 골유착에 더욱 영향을 미침을 시사한

바 있다.

임상에서 다양한 치조골의 폭과 길이에 적용하기 위해 서로 다른 길이와 지름의 매식체가 준비되어야 한다. Michael 등³⁾은 통계적으로 가는 매식체의 인장 제거력 (pull out strength)이 같은 길이의 굵은 매식체와 거의 유사하다 하였고, 실험견에는 하악골의 해부학적 구조상 10mm 이상의 매식체 사용이 불가능하여 길이 7mm, 직경 3.75 mm의 매식체를 선택하였다.

짧은 매식체가 비록 소수 증례에서 실패했기는 하지만, 대부분의 7mm 매식체들은 여전히 골유착이 잘 되어 있으며, 따라서 보철물이 연결되어 원만히 기능하고 있다. 실험견의 하악골이 얇다는 해부학적 제한과 발치중의 골손실이 없었다면 보다 긴 매식체의 사용이 가능했을 것이다.

3S-9를 제외한 모든 매식체에서 회전력 측정기의 도움이 없이 악력 (manual force)만으로는 움직일 수 없었다는 의미에서 잘 고정되었다고 할 수 있다. 또한 임상적 동요도나, 방사선 사진 상에서 골과 매식체간 분리가 매식체 길이의 1/4 이하였고, 타진시 맑고 명확한 소리가 있었던 것으로 보아 정상적인 골유착이 있었다고 사료된다.

이 연구는 적절한 골유착을 위한 표면 거칠기에 관한 중요성을 고찰해 보기 위함이다. 이 물질이 골내에서 그 계면에 섬유성 조직으로 둘러싸여짐이 없이 결합을 이루기 위해서는 타이타늄과 같은 생체 친화성 재료의 사용뿐 아니라, 주의 깊은 외과적 술식, 건강한 매식상, 잘 조절된 초기 하중, 적절한 매식체의 형태, 골과 매식체간의 적절한 고정, 매식체의 적절한 표면 처리 등이 요구된다. 이론적으로 조면 매식체의 표면은 활택한 같은 형태의 것보다 주위 골조직에 더 강력한 생화학적 결합을 형성한다. Albrektsson과 Lars⁷⁾는 현재 제품으로 생산되는 선반 가공 형태 그대로의 매식체와 이를 실험적 방식으로 더욱 고도 연마 (electropolishing)한 매식체의 회전 제거력을 비교하여 각각 26.4 Ncm, 17.2 Ncm로 고도 연마 처리한 매식체가 골유착에 불리한 것으로 보고한 바 있다 ($p < 0.01$).

성견의 하악골 우측에 나선형의 산화알루미늄

입자분사처리한 조면과 활면의 타이타늄 임플란트를 매식 하였고, 회전력 측정기를 이용하여 회전 제거력을 측정하였으며, 그 측정기준은 회전력을 점차 증가시켜 나사가 처음으로 풀리는 기시점의 값을 회전 제거력으로 삼았다. 본 실험에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 평균치 자체는 3P 경우 23.33 Ncm, 3S 경우 23.00 Ncm으로 표면처리가 되지 않은 활면의 것이 약간 높았지만, 표본수의 부족으로 유의성있는 차이는 없었으며 ($p > 0.05$), 표본수를 증가시켜 계속 연구하는 것이 필요하겠다. 조직학적으로 계면에 약간의 연조직의 개재는 있었지만, 두 종류 모두 골유착이 되었다 (Table 3). 개발용 매식체 K도 3P, 3S와 비교하여 회전 제거력의 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

소독법이나 취급 과정이 표면층 변화에 영향을 주었을 가능성이 있는데, 매식체 상단을 회전력 측정기 말단과 일치시키기 위해 ‘—’ 자 형태의 구를 형성하는 과정에서 제조 회사에서 제시한 무균 포장의 손상이 불가피 하였고, 이에 따른 재소독이 요구되었다. 소독법으로는 고주파 방전법이나 초음파 세척법 등이 있으며, 본 실험에서는 에틸 알콜을 이용한 초음파 세척법과 고온 증기 소독법을 사용하였다. 표면에 거시적으로 남아 있는 유기물질들을 제거하기 위해 수술용 세척제 (surgical soap) 등의 효과 있는 방법도 필요하다고 생각된다⁸.

성견의 하악골 후방에서 망상골의 기계적인 기여가 적은 것으로 보아, 후방 보철물을 지지하기 위해서 전방부보다는 많은 수의 매식체가 필요함이 지적된다. 전방부에서는 하치조 신경관에 방해 받지 않고 보다 긴 매식체를 두층의 피질골을 이용하여 매식할 수 있다³. 골 파절의 평균치는 골의 질을 의미하며, 살아있는 골은 더욱 파절치가 높다⁶. 계속된 회전 제거력은 전치부에서 25.00 Ncm로 대구치부의 18.00 Ncm 보다 큰 수치여서 보다 강한 골유착이 있었던 것으로 분석된다 ($p < 0.05$). 이는 Armando의 결과와 일치하지만, 역시 표본수가 적은 관계로 계속된 연구가 필요하리라 사료된다 (Table 4).

본 실험에서는 매식 부위와 표면 처리에 따라 다양한 형태의 회전 삽입력이 나타났으나, Minoru와 Anders⁶는 회전 제거력은 회전 삽입력보다 적다라고 보고한 바 있다. 실험에서는 협설 방향으로 골량이 부족하여 치조골의 심한 골흡수가 예상되었고, 끝내 나선을 형성시 매식체의 초기 고정에 무리가 있으리라 사료되어 처음부터 self-tapping을 시행하였다. 일반적으로 회전 삽입력의 측정은 끝내 나선의 형성 후, self-tapping으로 최종 조임 (final tightening)을 시행하는 순간에 이루어지나, 이번 실험에서는 처음부터 self-tapping을 시행하며 회전 삽입력의 변화량을 측정한 것이므로, 계속치중 특정값을 선정하여 회전 제거력과 비교하는 것은 무리가 있을 것이다. Table 2에는 측정된 회전 삽입력의 평균치를 표기하였다. 실험에서 회전 삽입력을 측정하는 목적은 나선형 매식체를 조일 때의 감각과 이때의 삽입력 변화 형태를 비교해 보기 위함이었다. 그 변화 양상은 Table 8 - 16과 같다. 임상적으로 받아들여질 만한 회전 제거력을 얻기 위해서는 충분한 양의 회전 삽입력이 필요함은 분명하다. 나선 형태의 매식체에서 유지력이 우수한 것은 사실이나, 삽입 당시 나사산의 모든 부위가 골과 긴밀한 접촉을 이루는 것은 아니며, 매식체 상부를 향하는 수평면의 나사산 표면에 국한된다. 나머지 부위는 150 μ m 정도의 공간으로 남으며, 이런 틈은 외과적 술식상의 문제이거나, drill, screw tap 등의 부정확성에 기인된다⁹.

Bechtol¹⁰은 매식 첫 4 주 동안의 매식체 유지력은, 비록 일단 매식된 것이어서 어떠한 기계적인 힘도 가해지지 않게 주의 하면서 측정된 것이지만, initial stripping torque 보다 큰 값이라 하였으며, 갓 매식한 매식체를 돌려당기면, 끝내 나선 (bone thread) 사이를 부드럽게 미끄러져 나오질 못하고 작은 원추체 모양의 피질골이 떨어져나옴을 관찰 할 수 있다고 보고하였다.

조면의 타이타늄 임플란트의 경우, 활면의 경우보다 골세포의 접촉이 훨씬 먼저 이루어짐이 보고된 바 있다. 불규칙한 표면을 갖는 나선형의 매식체는 표면의 거친 부위 사이로 골이 자라 들어감

으로 시간이 흐름에 따라 더 잘 고정된다. 이러한 이차적인 골의 치유 효과는 생화학적 고정을 이루며, Skalak⁷⁾에 의하면 치과용 매식체의 경우 하중을 부담하기에 충분하다고 한다.

시편은 매식체의 나사산과 골간의 계면을 관찰하기 위해 매식체의 장축 방향으로 잘랐다. 조직 표본에서 국소적으로 연조직 개재가 심한 부분들이 관찰되는데, Carlsson과 그의 동료들⁸⁾에 의하면 아주 거친 표면은 넓은 부위에서 초기에 부정확한 고정 효과가 나타나므로 연조직 개재의 위험이 있다고 보고하였고, 이러한 사실은 매식체의 제조시 적절한 형태의 표면을 유지하기 위하여 주의해야 함을 시사한다. 이는 또한 self-tapping시 골표면 파괴로 공간이 생긴 것에 기인했을 가능성도 있다. 개재된 연조직이 상피세포에서 비롯된 것인지, 혹은 골수내 조직과 연관된 것인지를 감별해야 한다. 나사 단독 혹은 나사와 고정판으로 나사산과 골간에 압박 (compression)을 가하여 강력한 고정 (rigid internal fixation)을 얻을 수 있다. 그러나 나사를 조임에 의하여, 나선의 수평면 (horizontal thread surface)은 골에 조여지게 되고, 경사면 (oblique surface)은 골에서 뜨게 된다. 또한 매식체 core의 직경보다 큰 drill의 사용으로 골내 나선의 깊이는 알아지게 되어 접촉면의 감소도 있을 수 있다⁹⁾. 나사산과 골간의 움직임은 골형성, 혈관의 재형성 및 손상골의 재형성을 방해하게 된다. 매식체의 움직임은 인접 피질골의 흡수 및 조직 괴사에 반응하여 섬유성 결체조직으로 싸이게 되는 원인이 된다. 이것은 나선 주변에 원형 방사선 투과상 (radiolucent halo)를 형성하며, 매식체의 헐거워짐 증세를 보인다¹⁰⁾. 실험용 개들이 치유기간 동안 개장을 물어뜯는 등의 행위는 하지 않았으며, 매식체의 움직임도 없어 보인다. 비록 나선 형태에 의한 매식체 유지력이 골의 전단 강도 (shear strength)보다 크다 하여도, 한 부위의 제한된 접촉은 다른 부위에 틈을 야기하게 되어 미세동요 (micromovement)가 있게 된다. 물론 이런 상태에서는 빠르게 가골이 형성되며, 사실상 사용되지 않은 나사골에는 5 주 정도면 고흥의 가골 (solid callus)로 채워진다. 이때 골형성은 나선을

중심으로 구심성으로 진행된다. 새로 형성된 Harversian system은 매식체의 장축에 수직 방향으로 존재하며, 이는 나사산에 의하여 기계적인 힘이 전달됨을 의미한다⁶⁾. 나선 주위 골의 재형성은 9 개월이 지나도 여전히 불완전하다고 보고된 바 있다. 또한, C. Johnson¹¹⁾은 골유착 과정은 1년이 지나도 여전히 계속된다고 하였다. 이때 골아세포 (조골 세포, osteoblast)는 나사산에 이르면 골세포 (osteocyte)와 비슷한 형태의 세포로 전환되어 골과 금속 사이에 납작하게 눌러진 형태의 1층으로 남아있게 된다.

3P-8, 3S-9 매식체의 cover screw 풀림은 구강 점막의 천공은 물론, 이 부위에 존재했던 염증 소견을 설명할 수 있다 (Fig. 9). 또한, cover screw의 노출은 심한 연조직의 증식 및 매식체 주위의 골흡수를 흔히 동반한다. 본 실험에서는 K-7을 제외한 모든 cover screw의 노출이 있었고, 이는 매식 당시 치조정 절개법을 사용했기 때문일 수도 있으며, 실험견의 위생 상태 및 관리로 인하여 실제 임상과는 다른 양상이 나타났으리라 사료된다. 그리고 남아있는 몇몇의 봉합사가 감염이나 cover screw 노출의 원인일 수도 있다 (Fig. 7). 절개후 치조골 소견은 방사선 사진과 부합되며, 협측에 골흡수가 있었다. 이는 bone drilling시 부족했던 협설골량 때문으로, K-1, 3S-3, 3P-8 경우 매식 당시 이미 약간의 매식체 노출이 있었고, 피질골도 얇은 상태를 보이고 있었으므로 예견된 상황이었다 (Fig. 4). 매식체 각부위의 골높이 측정은 방사선 사진과 엄격한 판정법을 통하여 이루어져야 한다. 악골의 모양과 골질이 매식체의 조기 안정 및 골유착에 가장 중요한 요소이다. 방사선 사진에서 관찰된 약간의 수평골 흡수양상은 정상 범주에 속한다 (Fig 10, 11). 매식 첫 1년 동안 약 1mm의 골흡수가 있으며, 이후 매 1년 동안 0.1mm의 골흡수가 일어난다고 알려져있다⁹⁾. 방사선 사진상 망상골에 매식된 매식체의 치조정 부위나 나선 부위에 치밀골이 생성되고 있음을 관찰할 수 있다.

K-1은 잔존 치근에 매식된 것이 관찰되며, 회전 제거력이 가장 높게 나타난 것도 치근과의 기

계적 유지력에 의한 것이라 사료된다. 정확한 분석은 어렵지만 석회화 (mineralization)가 일어난 물질이 관찰되며 골(양)상아질 (osteodentin), 백악질, 골 등을 고려해 볼 수도 있으나, lacuna 등이 보이지 않는 것으로 보아 골조직으로 추정되지는 않는다. 다른 절편의 표본에서는 lacuna는 관찰되었으나 역시 골조직 같지는 않으며 백악질과 유사한 소견을 보인다 (Fig. 15 - 18). K-4 하단 부위에는 골수 조직으로 부터 골 형성이 이루어진 것이 관찰되며, 원래의 골조직에 연조직이나 혈관이 많았던 것으로 추정된다 (Fig 27, 28). K-7 역시 골의 생성 소견으로 양호한 골유착 양상을 보인다 (Fig 35 - 37).

3P-2 활면 매식체의 조직 시편에서는 잔존 치근 일부분에 drilling이 있었던 흔적이 있으나, 치근 자체는 매식체와 연관되지 않아 회전 제거력에는 영향이 없었을 것으로 사료된다. 매식체 하단의 drilling 된 부위는 새로운 백악질과 전형적인 골로 대체되었다 (Fig. 19 - 23). 이러한 반응은 인접한 치주 인대의 증식 때문으로 사료되며, Daniel Buser¹⁰⁾는 원숭이의 잔존 치근을 남기고 매식체를 근접하게 매식한 실험에서, 매식체 표면에 새로운 백악질과 골의 침착이 유도된다고 보고한 바 있다. 소구치부에 매식한 활면 매식체 3P-5는 양호한 골유착 상태를 보이며, 제거시의 출혈 소견이 보인다. 또한 골의 생성 및 흡수 소견이 모두 관찰되며 하단에는 골 형성의 소견이 뚜렷하다 (Fig. 29 - 31). 3P-8 역시 하단에 골 생성 소견이 명확하며, 중단에 약간의 흡수 소견이 있다. 염증 소견은 없으며, 매식체의 반응은 좋아 보인다 (Fig. 38, 39).

입자분사처리한 3S-3, 3S-6 모두 양호한 골 유착 소견이 보이며, 골수내에 골 형성 소견이 관찰된다. 나선 주위에도 생성중인 골의 모습이 보인다 (Fig. 24 - 26, 32 - 34). 골유착이 실패된 조면 매식체 3S-9는 골흡수가 일어났다고 보기는 어려우나, 매식 입구의 크기가 다른 시편의 것보다 컸으며, 혈병과 육아 조직의 증식이 있었고, 원래부터 해면골이 발달해 있었던 것으로 보인다. 또한 해부학적 요소 (하악지에 인접)도 고려해야

할 것이다 (Fig. 40, 41).

본 연구에서는 표면 처리한 타이타늄 임플란트의 회전 제거력을 통하여 골유착의 정도 및 매식 위치의 우세성을 비교하였다. 이번 연구에서 표면 처리를 통한 골유착도의 차이는 나타나지 않았고, 전치부는 구치부보다 골유착에 유리한 것으로 나타나 기존 보고와 일치하였으나 표본수를 증가시켜 더욱 연구함이 필요하다고 생각된다. 과학적 견지에서 골유착의 새로운 개념이 요구되며, 보다 실제적인 지식과 함께 임상적으로 장기간의 결과를 예견할 수 있게하는 골유착의 본 모습을 밝히는 것이 필요할 것이다.

V. 결론

인공 치근 매식체에 의한 골유착 반응 기전을 활용하여 무치악 환자를 수복하는 술식이 최근 장기적인 효율성에 대한 상당한 기대와 함께 연구의 대상이 되어오고 있다. 이러한 골유착 과정에 영향을 미치는 요소로서는 임상적인 술식 이외에도 매식체의 화학적 조성 뿐만 아니라 형태, 표면 특성, 숙주골의 조건이나 생체 조직의 반응을 들 수 있다. 지금까지 골유착에 타이타늄이 가장 유리한 재료인 것으로 알려져 있으나, 학자들에 따라 그 표면 조도에 대한 이견이 접혀져 오고있다.

저자는 생체에서의 골유착력에 관한 실상을 파악하여 외과적 시술이나 보철 수복 과정, 이후의 기능 및 관리 과정에서 매식체에 가해지는 회전력을 조정할 수 있는 정보 체계를 설정하기 위하여 다음과 같은 실험을 실시하였다.

수종의 나선형 타이타늄 인공치근 매식체를 원래의 활택한 면과 이를 산화알루미늄 미세입자로 조면 처리하여 성견의 하악골에 매식하였다. 회전력 측정기 (Kanon torque gauge)를 이용하여 회전에 의한 삼입 및 철거력을 계속하였고, 그 조직학적 배경을 통해 연구한 바 다소의 지견을 얻어 이에 보고하는 바이다.

1. 산화알루미늄 입자분사 표면처리한 조면 매식

- 체와 활면 매식체간의 회전 제거력은 23 Ncm, 23.33 Ncm 로서 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$).
2. 회전 제거력에 저항하는 능력은 전치부 (25 Ncm)가 대구치부 (18 Ncm)보다 높았다 ($p < 0.05$).
 3. 개발용 매식체의 골유착 정도는 22 Ncm로 비교군과 유의한 차이는 없었다 ($p > 0.05$).

Reference

1. Kevin A. Thomas, John F. Kay, Stephen D. Cook : The effect of surface macrotexture and Hydroxylapatite coating on the mechanical strength and histologic profiles of Titanium implant materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 21 : 1395 - 1414.
2. Tomas Albrektsson : Direct bone anchorage of oral implants ; Clinical and experimental consideration of the concept of osseointegration. *Int J Prosthodont* 3 : 30-41, 1990.
3. Michael S. Block, Armando Pelgado : The effect of diameter and length of Hydroxyapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *Int J Oral Maxillofacial Surgery* 48 : 174-178, 1990.
4. Joseph Schatzker, J.G.Horne : The effect of movement ; on the holding power of screws in bone. *Clinical Orthopedics and Related Research* 111 : 257, Sep. 1975.
5. Hans K Unthoff, Verdun, Quebec : Mechanical factors influencing the holding power of screw in compact bone. From the Institute de Recherches en Orthopedie, Verdun. *Journal of Bone and Joint Surgery* 55 B : 3, 633, 1973.
6. P. Bolind, A. Wennerberg, T. Albrektsson : Influence of external administration of epinephrine on bone regeneration. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 14 : 285, 1989.
7. Lars Carlsson, Tard Röstlund, Björn Albrektsson, Tomas Albrektsson : Removal torques for polished and rough Titanium implants. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 3 : 21, 1988.
8. Carlos Aparicio, Jordi Olive : Comparative surface microanalysis of failed Brånemark implants. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 17 : 94, 1992.
9. B. d'Hoedit, W. Schulte : A comparative study of results with various endosseous systems. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 4 : 2, 37, 1989.
10. Daniel Buser, Kirsten Warrer : Titanium implants with a true periodontal ligaments ; An alternative to osseointegrated implant. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 5 : 113, 1990.
11. Carina B Johansson, Lars Sennerby, Tomas Albrektsson : A removal torque an histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure Titanium and Vitallium implant. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 1 : 437, 1992.
12. John B. Brunski, and John A. Hipp : In vivo forces on endosteal implants ; A measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent* 51 : Jan 82, 1984.
13. Anders Tjellstrom, Magnus Jacobsson, Tomas Albrektsson : Removal torque of osseointegrated cranial implants ; A Clinical Study. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 3 : 287, 1988.
14. Mamoun Agadir and Urban Lindfren : Mechanical fixation of Cobalt-Chromium

- and Stainless Steel implants in rats. *Acta Orthop. Scan.* 61 (1) Supplementum : 235, 1990.
15. Minoru Ueda, Magnus Jacobson, Anders Tjellstrom : The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 2 : 442, 1987.
 16. Stephen D. Coos, John F. Kay, Michael Jarcho : Interface mechanics and histology of Titanium and Hydroxylapatite-coated Titanium for dental implant application. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 2 : 1, 15, 1987.
 17. C. Johnson, T. Albrektsson : Integration of screw implant in the rabbit ; A 1 yr. follow-up of removal torque of Titanium implant. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 2 : 69, 1987.
 18. J. Breme, B. d'Hoedt, W. Schulte : Contribution to the functional surface structure of endosseous implant. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 6 : 1, 37, 1991.
 19. Phillip B. Messersmith, Francis W. Cooke : Stress enhancement and fatigue susceptibility of porous coated Ti-6Al-4V implants ; An elastic analysis. *J of Biomechanical Material Research* 24 : 591-604.
 20. Anders Odgaard, Frank Linde : The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. *J Biomechanics* 24 : 8, 699-709, 1991.
 21. Kunitern Nagahara, Masahiko Isogar : Osteogenesis of Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate used as a bone substitute. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 7 : 1, 72, 1992.
 22. Brånemark, P - I, Breine, U., Adell, R., Hasson, O., Linstrom, J. and Ohlsson, A. : Intraosseous anchorage of dental prostheses. *Scan J Plast Resconst Surg* 3 : 81, 1896.
 23. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Brånemark, P. I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *J Oral Surg* 10 : 387, 1981.
 24. Zarb, G. A. & Symington, J. M. : Osseointegrated dental implants ; preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 50 : 271, 1983.
 25. Albrektsson, T. : Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 50 : 255, 1983.
 26. Albrektsson, T. & Jacobson, M. : Bone-Metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 57 : 597, 1987.
 27. Richards, L. W., Gourley, I. M. & Cordy, D.R. : Titanium endosteal dental implants in the mandibles of dogs : Preliminary Report. *J Prosthet Dent* 31 : 198, 1974.
 28. Richards, L. W., Gourley I. M. : Titanium endosteal dental implants in the mandibles. *J Prosthet Dent* 36 : 550, 1976.
 29. Lindqvist, L. W., Rockler, B. and Carlsson, G. E. : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 59 : 59, 1988.
 30. Torsten Jemt, Lennart Carlsson, *Elect Eng* : In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prosthesis ; A comparative pilot study. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 6 : 4, 413, 1991.
 31. Kim, Yung-soo : Five year evaluation of a spiral implants. *JKDA* 24 : 813, 1986.
 32. Kim, Dong-won, Kim, Yung-soo :

- Photoelastic stress analysis on various endosteal implants and anatomic tooth patterns. *J Kor A Gnath & Occ* 3 : 25, 1986.
33. Jeon, Jin-yung & Kim, Yung-soo : Photoelastic stress analysis on osseointegrated tooth root form implants. *J Kor A Gnath & Occ* 5 : 1, 1988.
 34. Lee, Ho-young & Kim, Yung-soo : Histologic study of various dental implant - tissue interface. *J Kor A Gnath & Occ* 28 : 7, 1990.
 35. Ahn, Chang-young & Kim, Yung-soo : A histologic study of osseointegrated process to the Titanium tooth root implant. *J Dental Col Seoul Nat Univ* 14 : 277, 1990.
 36. Kim Yung-soo : Treatment with Brånemark osseointegrated prostheses. *J Kor Dental Associ* 27 : 627, 1989.
 37. Kim, Sun-yung, Kim, Yung-soo : Experimental studies on the tissue response of HA coated, TPS and Al_2O_3 artificial root implants.

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 15. K-1 inserted into the residual root tip (X 40).
- Fig. 16. Unknown mineralized material between the fixture and tooth (X 40).
- Fig. 17. High magnification of Fig. 16 (X 100).
- Fig. 18. High magnification of Fig. 16 (X 400).
The mineralized material may be considered as osteodentin, cementum, bone, but has little impression of a bony tissue.
- Fig. 19. 3P-2, partly located within tooth structure (X 40).
- Fig. 20. Upper side of 3P-2 (X 40).
- Fig. 21. High magnification of Fig. 19 (X 100).
- Fig. 22. High magnification of Fig. 20 (X 100).
Compact bone was grown into the threads.
- Fig. 23. High magnification of Fig. 19 (X 400).
The fixture was separated by newly formed bone and cementum, and the drilled area of the tooth had been covered with new cementum. Cells residing in the periodontal ligament of the adjacent area were responsible for the formation of the cementum.
- Fig. 24. 3S-3 inserted into anterior mandible (X 40).
- Fig. 25. High magnification of Fig. 24 (X 100).
Compact bone surrounds the neck, but some soft-tissue lining is present at the implant-tissue interface.
- Fig. 26. Another section of 3S-3 (X 100).
- Fig. 27. K-4 at the premolar region (X 40).
- Fig. 28. High magnification of Fig. 27 (X 100).
Dense compact bone surrounds the neck.
- Fig. 29. 3P - 5 at the premolar region (X 40).
- Fig. 30. High magnification of Fig. 29 (X 100).
Direct contact with compact bone.
- Fig. 31. High magnification of Fig. 29 (X 100).
Photomicrography showing bleeding upon removal & formation of bone .
- Fig. 32. 3S-6 at the premolar region (X 40).

- Fig. 33. High magnification of Fig. 32 (X 100) : upper part.
Dense compact bone is seen within the thread.
- Fig. 34. High magnification of Fig. 32 (X 100) : lower part.
Bone formation within the bone marrow & between the threads.
- Fig. 35. K-7 inserted at the molar region (X 40).
- Fig. 36. High magnification of Fig. 35 (X 100).
Compact bone and some intervening of soft tissues.
- Fig. 37. High magnification of Fig. 35 (X 100) : lower part.
Photomicrography showing formation of bone.
- Fig. 38. 3P-8 at the molar region (X 40).
- Fig. 39. High magnification of Fig. 38 (X 100).
Photomicrography shows evident osteogenesis in the lower part, but another section disclosed slight resorption of bone in the middle area.
There seemed to be little effect of inflammatory changes on the mucosa, and the reaction of fixture to the host tissue was considered to be good.
- Fig. 40. 3S-9 failed to osseointegrate (X 40).
- Fig. 41. High magnification of Fig. 40 (X 100).
It is hard to believe the bone was resorbed, but the entrance of fixture was larger than those of other sections. Blood clot and granulation tissue were seen in the micrography.

논문사진부도 ①



Fig.15.



Fig.16.



Fig.17.

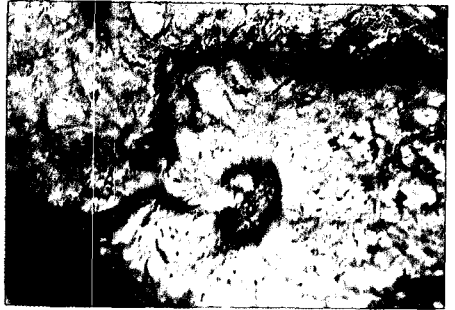


Fig.18.



Fig.19.

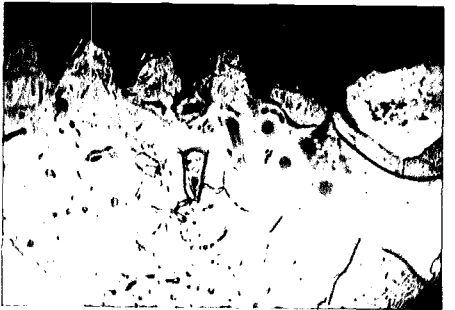


Fig.20.

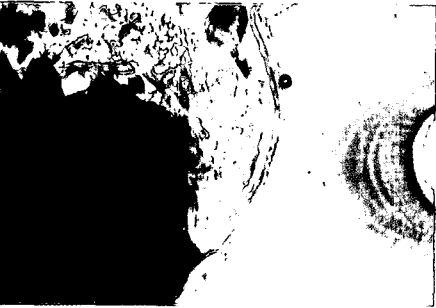


Fig.21.



Fig.22.



Fig.23.

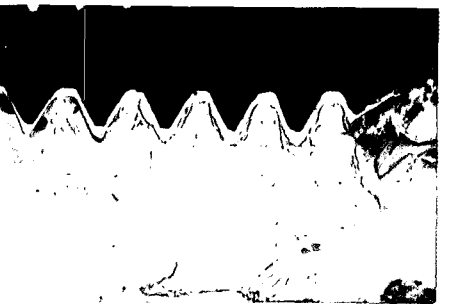


Fig.24.

논문사진부도 ②

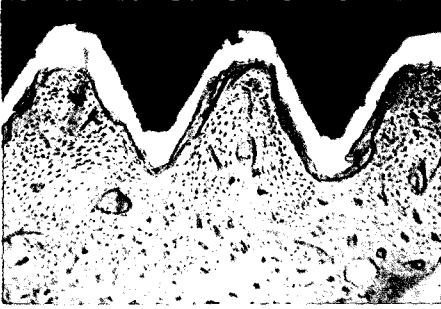


Fig.25.

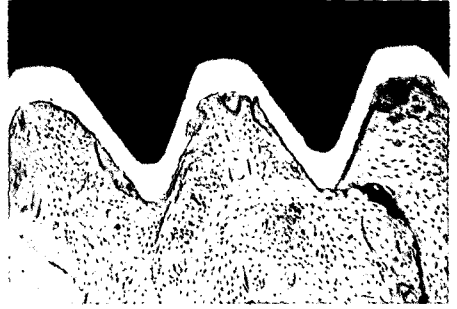


Fig.26.

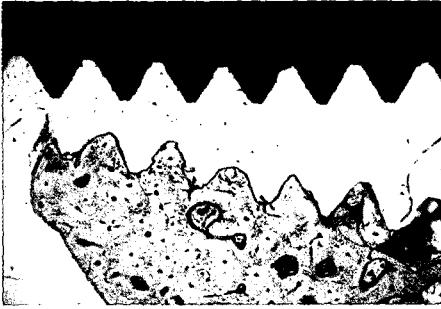


Fig.27.



Fig.28.

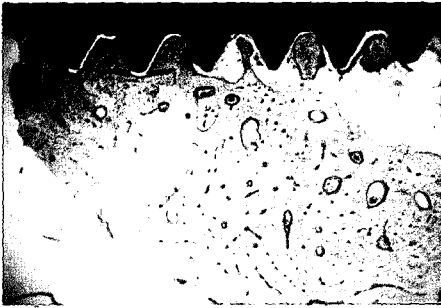


Fig.29.

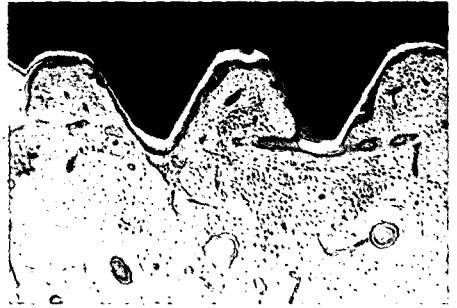


Fig.30.

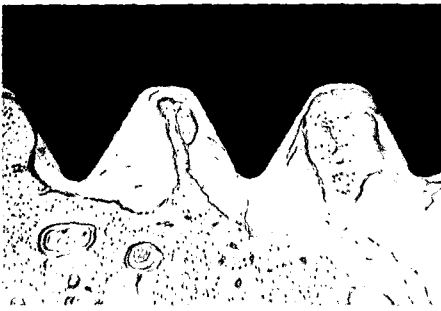


Fig.31.

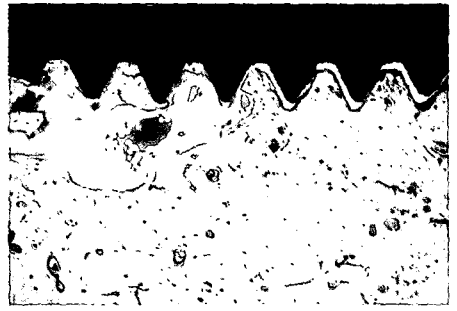


Fig.32.

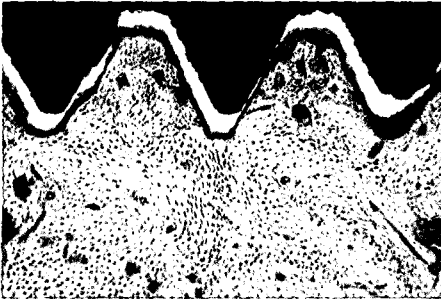


Fig.33.

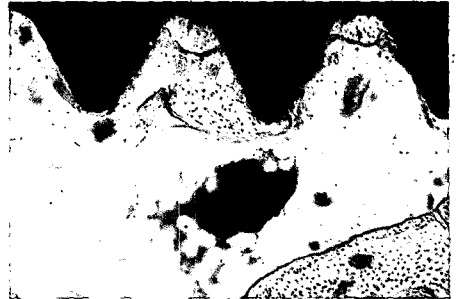


Fig.34.

논문사진부도 ③



Fig.35.



Fig.36.



Fig.37.

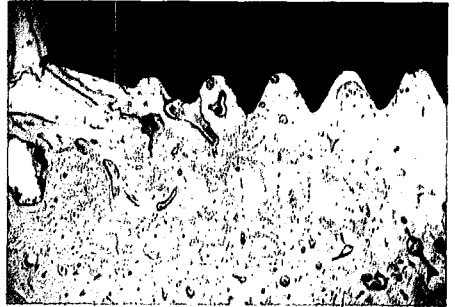


Fig.38.



Fig.39.

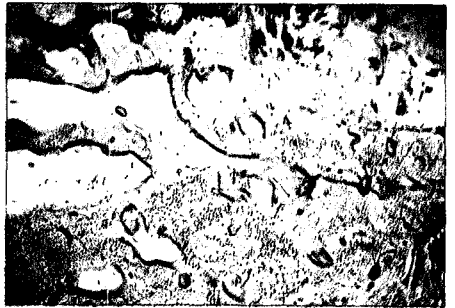


Fig.40.



Fig.41.

ABSTRACT

A STUDY ON THE REMOVAL TORQUE OF TITANIUM IMPLANTS

June-Seok Lee, Yung-Soo Kim, Chang-Whe Kim

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The concept of biologic attachment of load-bearing implants has developed over the past decades as an alternative to the difficulties associated with long term implantation using mechanical fixation and bone cement. The choice of implant material is also as critical an element as site preparation or insertion procedure. The properties of implants that affect host tissue responses are not limited to chemical composition alone, but also include shape, surface characteristics, site of implantation, and mechanical interaction with host tissues. Initial mechanical interlocking prevents micromotion and may be a prerequisite for direct bone apposition. A hard tightening of screws does not necessarily mean a stronger fixation and final tightening of the fixtures is dependent on the experience of the operator. Removal torque is lower than insertion torque. The purpose of this study was to investigate differences in the removal torques at the bone-implant interface of polished and sandblasted Titanium. This experiment will give insight into important factors that must be considered when interpreting in vivo screwing forces on implants during the connection of the transmucosal abutments. We evaluated the significance of different surface textures by comparison of the withdrawal forces necessary for removal of otherwise identical rough and polished implants of Titanium and also evaluated interfacial response on the light microscopic level to implant surface. And the priority of the area of insertion on osseointegration were evaluated. 9 Titanium implants - among them, 3 were for the developmental - of either a smooth or rough surface finish were inserted in the dog mandible in the right side. 3 months later Kanon Torque Gauge was used to unscrew the implants.

The results were as follows :

1. No significant difference was seen in the removal torque due to variation in surface treatment, 23 Ncm for the sandblasted and 23.33 Ncm for the polished surface ($p > 0.05$).
2. Implants in the anterior (25 Ncm) mandible showed better resistance to unscrewing in comparison to ones in the posterior (18 Ncm) region ($p < 0.05$).
3. Developmental fixtures (22 Ncm) had similar pullout strength to the control group ($p > 0.05$).

Keywords; implant, surface texture, removal torque, screwing force, sandblasting