수종 임플랜트의 표면 거칠기와 초기안정성에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

조 동 훈·임 주 환

A Study on the Surface Roughness and Initial Stability of Various Dental Implants

Cho, Dong-Hoon, Lim, Ju-Hwan

Dept. of Prosthodontics Graduate School Dankook University

Surface roughness is one of implant surface topography and it's found that surface roughness characterizations, such as surface energy, oxide layer thickness and its chemical composition, are closely correlated if the roughness is changed. Several studies showed the importance of analyzing surface structure so the surface structure of thread implant was analyzed to measure the implant quality exactly.

In this study, surface roughness of 4 implants - MK II®(Nobel Biocare), RBM®(Life-Core, USA), Osseotite®(3i, USA), TPS®(Life-Core, USA) - were measured using Accura® and 40 implants were installed into 4 sets of ten bovine ribs based on the parameters from the measurements.

From this test, the following conclusions for the initial stability were drawn by measuring and comparing RFA, Periotest Value (PTV), Removal Torgue Value (RTV).

1. R_a value in surface roughness measurement was increasing by the order of MKII®, Osseotite®, RBM®, TPS® and R_q value was the same order.
2. R_q value in each section was observed to increase by the order of MKII®, Osseotite®, RBM®, TPS® in top and MKII®, RBM®, Osseotite®, TPS® in mid-section but the value of MKII® bottom was the lowest, followed by Osseotite®, RBM® and TPS®.
3. RFA increased by the order of RBM®(7042Hz), MKII®(7047Hz), Osseotite®(7076Hz), TPS®(7168Hz) and there was no significance between each group.
4. PTV was increasing by the order of MKII®(-1.62), TPS®(-1.92), Osseotite® & RBM®(-2.08) and there was no significance, either.
5. Removal torque in RTV measurement showed the increasing order of MKII®(5.31kgf · cm), Oeeotite®(5.71kgf · cm), TPS®(5.92kgf · cm) and RBM®(7.24kgf · cm) and there was no significance among groups.

Above observations explains that surface roughness does not make any impact on the initial stability of implants installation.

수종 임플랜트의 표면 거칠기와 초기안정성에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

조 동 훈·임 주 환

Ⅰ. 서 론

현재 임플랜트는 여러 가지 재질, 디자인, 표면 형상을 가진 치과용 임플랜트와 정형외과용 임플랜트가 사용되지만 성공과 실패의 원인에 대해서 명확히 밝혀져 있지 않다.

Albrektsson 등[4]은 골유착의 획득에는 임플랜트의 재질, 디자인, 표면형상, 골의 상태, 수술 기법 그리고 부하조건등 6 가지가 중요하다고 제안하고 있다. 표면 거칠기는 임플랜트 표면형상의 하나로 표면 거칠기를 바꾸면 각 특성이 서로 상호 작용하여 표면에너지, 산화막의 두께 및 표면의 화학적 조성 등이 변화한다. 지금까지 표면 구조분석의 중요성이 시사되어 왔고 나사형 임플랜트의 표면 형상을 재현해서 정확하게 측정할 수 있는 기기에 대한 많은 연구가 진행되어 왔지만, 특별한 성과는 없었다. 따라서 임플랜트 식립시의 초기 안정성과 보철 치료 후 기능하는 동안 임플랜트의 상태를 모니터링 할 수 있고 정량적으로 정확하게 측정할 수 있다면, 임플랜트의 디자인을 각각의 환자에게 최적으로 적합한 임플랜트로 개발 할 수 있고 임플랜트의 실패율을 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

본 논문에서는 나사형 임플랜트의 표면 구조를 분석하기 위해 최근 개발된 측정 기기를 이용하여 임플랜트의 표면거칠기를 분석하였고 이러한 표면 거칠기가 임플랜트 식립 시 초기 안정성에 미치는 영향에 대해 연구하였다. 표면거칠기 측정은 시판되고 있는 수종의 임플랜트 표면을 광학식 치수 형상 표면조도 측정기(Accura®)를 사용하여 표면거칠기를 측정하여 그 측정치를 바탕으로 임플랜트를 비교하였으며, 임플랜트의 안정성과 골유착에 대한 측정을 위한 비파괴적인 임상적인 방법들에는 타진 반응, 방사선 검사, Periotest® 및 Dental Fine Tester®등이 있는데 술자간의 시술 방법과 적용에 따른 차이 때문에 표준화가 어려운 실정이다. 따라서 생체내에서 임플랜트의 안정성을 정량적으로 측정하기 위한 비파괴적 실험법의 하나로서 공진 주파수 분석법을 이용하는 추세이기 때문에 본 논문에서는 표면거칠기가 서로 다른 각종 임플랜트를 우늑골에 식립하였을 때, 초기 안정성의 차이를 비파괴적인 방법으로 공진주파수 분석법, Periotest®와 파괴적인 방법인 Torque gauge를 이용한 비틀림 제거력을 측정하여 각각의 결과를 비교분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에 사용된 재료들은 다음과 같다.

1) 골 시편

피질 골 두께 2-3mm, 폭경 10-15mm, 길이 60-70mm로 형성된 신선한 우늑골 10개

2) 골 천공 기구

(1) Drill kit

Ø1.3mm guide drill, Ø2.0mm twist drill, Ø 2.0/3.0mm pilot drill을 사용하였다.

(2) Ø3.0mm twist drill, Ø3.3mm twist drill을 사용하였다.



Figure 1. Four implant samples (Mk II®, RBM®, Osseotite®, TPS®)



Figure 2. Photography of Accura®

3) 임플랜트 고정체 (Figure 1, Table 1)

: 직경 3.75mm, 길이 10mm의 임플랜트 각 종류별로 10개씩을 사용하였다.

전표면이 균일하게 선반가공된 활택면(machined smooth surface)을 가지는 Mk II® Implant (Nobel Biocare, Sweden)와 상부 3mm만 활택면을 가지고 그 하부는 Resorbable Blast media로 표면 처리 된 RBM® Implant (Life-Core, USA)와 상부 3mm만 활택면을 가지고 그 아래는 산부식 표면 처리한 Osseotite® Implant (3i, USA)와 타이타늄 플라즈마 분사된 표면을 가지는 TPS® Implant (Life-Core, USA)를 사용하였다.

4) 광학식 치수 형상 표면 조도 측정기인 Accura® (Intek Engineering Co. Korea) (Figure 2,3)

이 측정기는 비접촉식 복합기능 측정시스템으로 기본 측정원리는 두 광속이 중첩되었을 때 밝기가 증감되는 현상을 간섭이라 하는데 이러한 백색광의

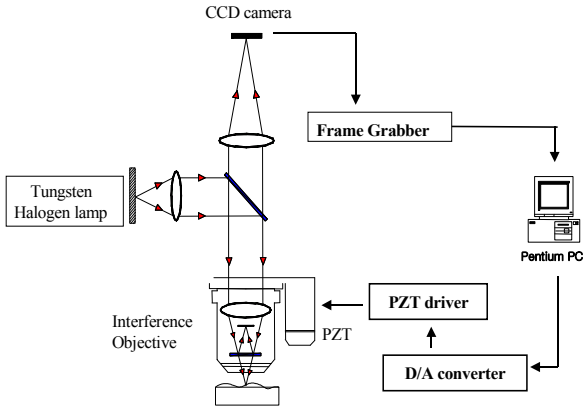

Figure 3. The schematic diagram of ACCURA

광 경로차에 의한 간섭무늬를 CCD 카메라에 의해 포착되어 영상처리 및 해석기법에 의해 3차원 형상을 재현한다. 본 실험에서 사용한 표면 조도 측정기는 1nm까지 측정이 가능하다.

Table 1. The classification of experimental groups

Group	Final drill size and implant design	n
1	Mk II® Ø3.75mm implant installed after Ø3.3mm drilling	10
2	RBM® Ø3.75mm implant installed after Ø3.3mm drilling	10
3	Osseotite® Ø3.75mm implant installed after Ø3.3mm drilling	10
4	TPS® Ø3.75mm implant installed after Ø3.3mm drilling	10



Figure 4. Resonance Frequency Analyser



Figure 5. Periotest®(Simens A G, Germany)

5) 공진 주파수 분석기(Resornance Frequency Analysis)(Figure 4)

이 측정 장치는 개인용 컴퓨터에서 발생시킨 디지털 신호를 아날로그 신호로 변환하여 증폭시킨 다음 임펄스 방식을 이용하여 가진한다. 가진 후 발생된 공진 주파수는 전하량으로 출력되는데 이를 증폭시켜 다시 디지털 신호로 변환하여 개인용 컴퓨터 내에서 데이터 처리한다. 비파괴적인 측정 장치로 임플랜트의 안정성을 정량적으로 측정해낼 수 있는 장점을 가진다.

6) Periotest® (Siemens AG, Germany) (Figure 5)

치아주위 치주인대의 감쇠 특성을 양적으로 측정하여 수치로 나타내도록 고안된 기구이다. Periotest®는 electromagnet로 치아를 촉진하는 metal slug가 내장된 핸드피스로 구성되어 있다.

7) Torque Gauge®(Kanon Mfg. Co., Japan)

조임과 풀림 회전력을 측정하는 계측장치로써 9 BTG(1 ~ 9 kgf · cm, 0.2 kgf · cm 단위)를 사용하였다.

2. 실험 방법

1) 표면 조도 측정 (Figure 6)

표면 처리 방법이 다른 임플랜트를 선택하여 각

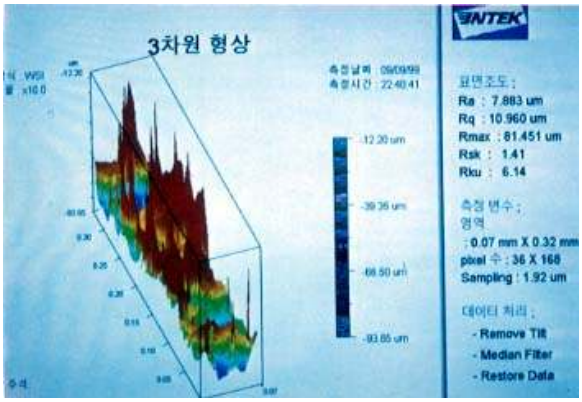

Figure 6. Three dimensional image of surface roughness.

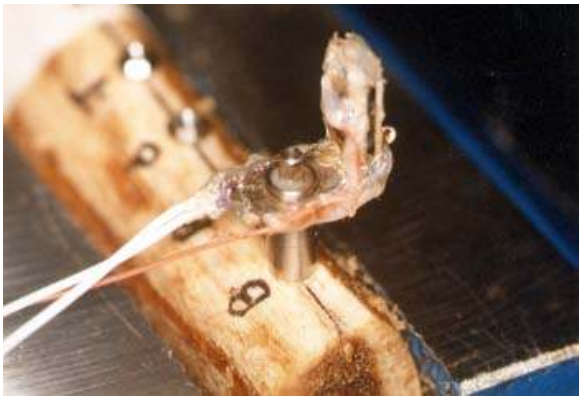

Figure 7. The measurement RFA transducer connected with implant.

각의 임플랜트 표면의 상부, 중간, 하부에서 1개의 thread의 flange, thread-top, thread- valley를 선택하여 각각 250μm X 250μm의 절편을 광학식 치수 형상 표면 조도 측정기로 측정하여 거칠기를 나타내는 수치 R_a, R_q, R_{max}, R_{sk}, R_{ku}등을 측정 하였다. 한 임플랜트 내에서 측정되는 데이터는 180(20X3X3)개로 측정된 데이터를 이용하여 4 종류의 임플랜트를 상호 비교하였다.

2) 골 시편제작

본 실험을 위하여 희생 즉시 채취한 우늑골을 피질골 두께 2~3mm, 폭경 10~15mm, 길이 60-70mm의 조건에 맞도록 10개의 시편을 준비하였다. 선학들의 보고를 참조하여, 각 시편들은 골 조직의 영계수(Young's modulus)를 2% 이내로 감소 시키기 위해서 50% 에탄올과 생리 식염수를 혼합한 용액에 담가 두었으며 48시간 이내에 실험을 실행하였다[7,34]. 23℃ 실온에서 3시간 동안 유지하였으며, 수분을 유지하기 위해 식염수를 적신 거즈로 덮어두었다. 인체에서 피질골이 얇은 상악 구치부의 골질을 재현하기 위하여 식립 부위의 피질골을 균일하게 1.0mm를 남기고 삭제하였으며 골 시편은 육안과 치근단 필름을 이용한 X-ray 촬영에 의해 유사한 시편을 준비하였다. 임플랜트 부위를 천공하기 위해 사용한 최종드릴은 Ø3.3mm twist drill 이었으며, 임플랜트는 15mm의 간격으로 식립하였고, 각 군간의 같은 조건을 부여하기 위하여 하나의 골 시편에서 4개의 군을 식립하였다.



Figure 8. The measurement with Periotest®

3) 임플랜트 식립

임플랜트 식립 부위는 제조회사의 지시와 Adell 등[3]에 의해 표준화된 수술방법에 따라 우늑골에 천공하였다[32]. 골 천공 간격을 15mm로 설정하였으며, 각 시편당 4종류의 임플랜트를 각 1개씩 식립하여 총 40개의 임플랜트를 사용하였고 임플랜트는 4개의 군으로 나누었다 (Fig. 1, Table 1). 임플랜트의 식립은 Restore System의 Drill kit와 Branemark System의 엔진과 Torque Controller를 사용하였다.

4) 임플랜트의 초기 안정성 측정

(1) 공진 주파수 분석 (Figure 7)

임플랜트를 식립한 후 길이 7mm의 지대주를 연결하고 트랜스듀서를 각 임플랜트에 장착한 후 가진하여 공진 주파수를 측정하였으며 각 임플랜트당 3 번씩 수직 방향과 수평 방향에서 측정하였다.

(2) Periotest® value(PTV) 측정 (Figure 8)

PTV의 측정은 임플랜트를 식립한 후 치유지대원주(healing abutment)를 연결하여 골 시편 상부에서 4mm상방 지점에서 시행하였으며, Tricio 등[34]의 보고를 참조하여 Periotest® (Siemens A G, Germany)의 손잡이를 수평으로 유지하였고 손잡이는 치유지대원주에 수직으로, 4mm이상 떨어지지 않도록 하였



Figure 9. The measurement of removable torque with torque gauge(Kanon Mfg. Co. Japan)

으며 각각의 임플랜트에 대하여 3회 반복 시행하였다. 측정값이 ±1이상 벗어나지 않은 경우 그 값의 평균값을 얻었고 그렇지 않은 경우에는 반복 측정하였다.

(3) 비틀림 제거력 측정 (Figure 9)

비틀림 제거력은 임플랜트 식립 직후 임플랜트 고정체를 토오크 압력 측정기로 풀면서 최대값의 수치를 측정하였다.

5) 통계 처리

본 논문의 통계처리에는 Windows용 SPSS V 8.0(SPSS Inc. USA)를 사용하였다. 각각의 측정값은 비모수 검정인 Wilcoxon Signed Ranks Test를 시행하였으며, 조건에 따른 각 군의 통계적 유의성을 조사하였고 공진 주파수, PTV 및 비틀림 제거력 간의 상호 연관성을 비교하였다.

Ⅲ. 실험결과

1. 임플랜트 표면 조도측정 결과

각 임플랜트의 표면조도측정 결과는 Table 2와 같다.

(1) 중심선 평균거칠기(R_a)

가장 많이 사용되고 있는 표면 거칠기 모수로 중심선 평균 또는 산술 평균으로 부르기도 한다. 단위길이에 걸쳐서 구한 R_a 값은 어떤 한개의 특이한 peak나 valley가 있어도 평균화 된다. R_a값의 평균은 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가되었으며, 부위별로 보면 상부는 활택면을 가진 Mk II®, RBM®, Osseotite®,가 낮은 수치를 나타내었다. 중간부위는Mk II®, RBM®, Osseotite®, TPS® 순으로, 하부부위는 Mk II®, Osseotite®, TPS®, RBM® 순으로 증가되었다 (Table 3, Figure 9)

(2) 자승평균 평방근 거칠기 (R_q)

모든 값의 제곱을 더한 값의 평균을 제곱근으로 구하며 측정기기를 사용하여 표면거칠기 측정시 많이 사용된다. 위상에 의한 영향이 산술평균에는 영향을 주지만 R_q 값에는 영향이 거의 무시되어 통계적으로 보아 R_q가 R_a 보다 훨씬 의미있는 값이다. R_q값의 평균은 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS®의 순으로 증가되었으며 부위별로 상부는 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가되었고, 중간부위에서는 Mk II®, RBM®, Osseotite®, TPS® 순으로 증가되었으며, 하부에서는 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가되었다 (Table 4, Figure 10).

(3) 최대 높이(R_{max})

전 측정구간내에서 최고점과 최저점간의 수직높이 차이이며 촉감으로 취급하여 평가하는 부품에 잘 부합되는데 R_t로도 나타낸다. R_{max} 값의 평균은 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가 되었다 (Table 5, Figure 11).

(4) 진폭분포 및 비대칭도(R_{sk})

진폭 분포 곡선은 중심선과 평행하게 되는 임의의 단면곡선 범위내의 높이에서 선정된 단면곡선이 중심선에 투영된 길이의 합을 나타내는 곡선이며 진폭분포 곡선이 대칭적이면 단면곡선도 중심선에 대해 대칭인 것을 의미하며 다공성 재질과 소결합금 주철등의 표면은 비교적 큰 값의 비대칭도를 갖는다 (Table 6, Figure 12).

(5) 첨예도 (R_{ku})

표면의 불균일성과 첨도를 나타내는데 개개의 산과 골의 뾰족함을 나타내는 것이 아니고 표면 불균일성의 척도가 된다 (Table 7, Figure 13).

2. RFA 측정결과

수평, 수직 방향으로 각각 3회씩 10개의 시편을 측정한 측정치의 평균값이며 최대 주파수는 8808Hz에서 최소 6392Hz 값을 나타내었으며 공진 주파수는 RBM®(7042Hz), Mk II®(7047Hz), Osseotite®(7076 Hz), TPS®(7170Hz) 순으로 증가하였으며 ANOVA test결과 95% 유의수준에서 각 군간에 유의성이 없는 것으로 나타났다 (Table 8, 9, Figure 14).

Table 2. The results of surface roughness measurment of experimental groups (unit: ㎛)

Implant	Site	Ra	Rq	Rmax	Rsk	Rku
MKII®	top-top	1.457	1.741	10.851	-0.51	2.46
	top-flange	1.198	2.591	69.549	1.86	6.19
	top-valley	1.086	1.321	8.586	-0.59	2.73
	midsection-top	1.675	1.983	14.377	-0.51	2.43
	midsection-flange	0.8272	2.034	95.358	10.01	3.32
	midsection-valley	1.58	1.945	17.535	-0.11	3.18
	bottom-top	1.716	2.058	11.349	-0.53	2.44
	bottom-flange	1.386	2.258	64.587	3.21	5.26
	bottom-valley	1.299	1.567	9.667	-0.4	2.6
RBM®	top-top	1.571	1.878	19.016	-0.5	2.81
	top-flange	0.6134	1.66	68.165	9.53	2.61
	top-valley	1.43	1.745	10.583	-0.66	2.78
	midsection-top	3.768	4.651	37.218	-0.18	3.05
	midsection-flange	1.742	3.17	88.497	5.07	8.88
	midsection-valley	1.58	1.945	17.535	-0.11	3.18
	bottom-top	7.542	10.8	48.54	0.21	4.1
	bottom-flange	8.815	10.202	59.175	-0.39	2.1
	bottom-valley	3.754	4.807	45.833	0.41	4.05
Osseotite®	top-top	2.011	2.433	20.998	-0.4	3.25
	top-flange	1.457	3.044	107.638	7.58	12.51
	top-valley	1.074	1.305	8.902	-0.67	2.8
	midsection-top	5.575	7.067	47.337	-0.56	3.38
	midsection-flange	2.128	4.459	125.755	5.03	7.01
	midsection-valley	2.263	2.82	27.66	-0.18	3.14
	bottom-top	2.731	4.514	122.527	-1.32	3.71
	bottom-flange	2.962	4.803	98.819	3.62	3.26
	bottom-valley	3.469	5.232	108.458	-0.52	2.26
TPS®	top-top	7.788	10.304	96	-0.34	4.49
	top-flange	8.403	11.442	107.001	-0.04	4.54
	top-valley	12.965	16.45	109.59	0.31	3.09
	midsection-top	7.466	10.448	102.789	1.41	5.68
	midsection-flange	6.468	8.766	145.699	0.19	9.06
	midsection-valley	7.883	10.96	81.451	1.41	6.14
	bottom-top	5.121	7.233	64.125	0.4	4.49
	bottom-flange	6.578	11.777	108.668	0.4	3.47
	bottom-valley	4.125	10.111	87.642	0.33	4.05

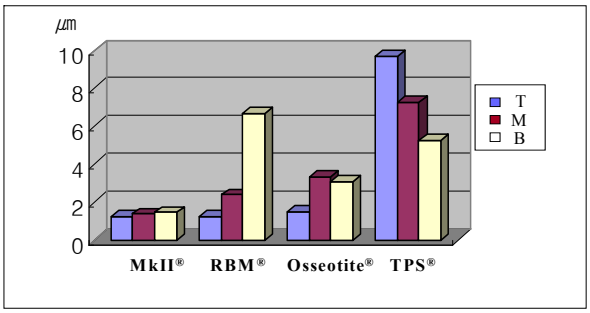

Figure 9. The mean value of R_a

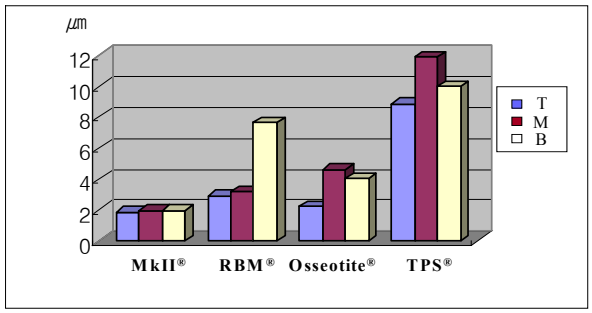

Figure 10. The mean value of R_q

Table 3. The mean value and SD of R_a (unit: ㎛).

Implant	Site	R_a
MkII®	T	1.25±0.19
	M	1.36±0.46
	B	1.44±0.22
RBM®	T	1.20±0.51
	M	2.36±1.22
	B	6.70±2.63
Osseotite®	T	1.51±0.47
	M	3.32±1.95
	B	3.05±0.38
TPS®	T	9.72±2.23
	M	7.27±0.73
	B	5.27±1.23

Table 4. The mean value and SD of R_q (unit: ㎛).

Implant	Site	R_q
MkII®	T	1.88±0.65
	M	1.99±0.04
	B	1.96±0.36
RBM®	T	2.92±2.00
	M	3.19±1.45
	B	7.65±4.95
Osseotite®	T	2.26±0.88
	M	4.60±2.40
	B	4.05±1.07
TPS®	T	8.85±3.55
	M	11.89±4.04
	B	9.99±2.42

Table 5. The mean value and SD of R_{max} (unit: ㎛).

Implant	Site	R_{max}
MkII	T	29.66±34.56
	M	42.42±45.87
	B	32.01±31.23
RBM	T	45.85±31.10
	M	66.92±36.63
	B	109.93±7.05
Osseotite	T	32.59±53.85
	M	47.75±51.90
	B	51.18±11.92
TPS	T	104.20±7.22
	M	109.98±32.72
	B	86.81±22.28

Table 6. The mean value and SD of R_{sk}.

Implant	Site	R_{sk}
MkII®	T	0.25±1.39
	M	0.13±0.79
	B	1.35±2.12
RBM®	T	2.79±5.84
	M	1.59±3.01
	B	0.08±1.42
Osseotitie®	T	2.17±4.69
	M	1.43±3.12
	B	0.59±2.65
TPS®	T	-0.02±0.33
	M	1.00±0.70
	B	0.38±0.04

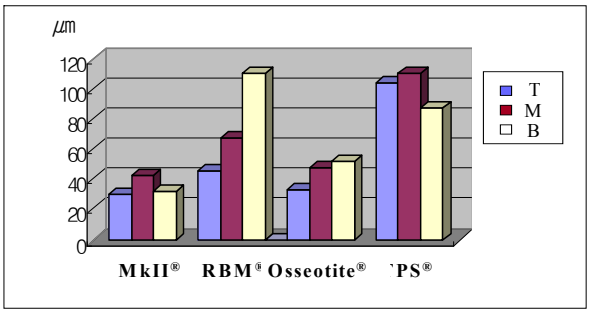

Figure 11. The mean value of R_{max}

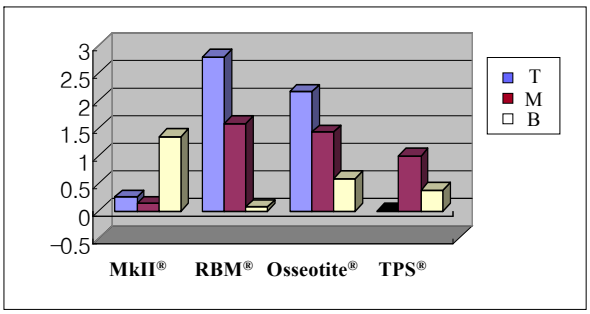

Figure 12. The mean value of R_{sk}

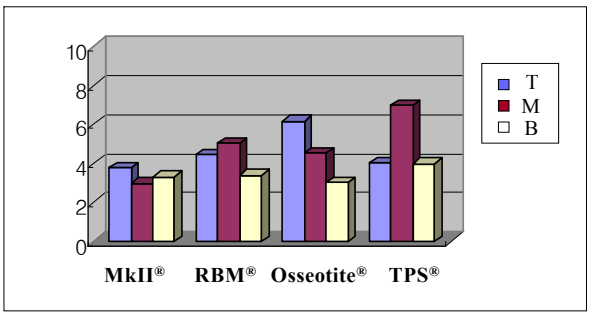

Figure 13. The mean value of R_{ku}

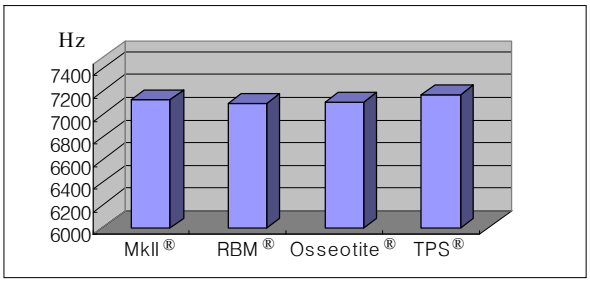

Figure 14. The mean value of RFA

Table 7. The mean value and SD of R_{ku}.

Implant	Site	R_{ku}
MkII®	T	3.79±2.07
	M	2.98±0.48
	B	3.32±1.58
RBM®	T	2.73±0.11
	M	5.04±3.33
	B	3.42±1.14
Osseotite®	T	6.19±5.48
	M	4.53±2.21
	B	3.05±0.74
TPS®	T	4.04±0.82
	M	6.96±1.83
	B	4.00±0.51

Table 8. The mean value and SD of RFA (unit: Hz).

Implant	Direction	RFA	Mean±SD
MkII®	V	7146.97±692.98	7128.67±542.73
	H	7110.37±344.01	
RBM®	V	7038.60±340.47	7091.28±263.28
	H	7143.97±140.75	
Osseotite®	V	6920.13±231.12	7107.25±303.13
	H	7294.37±247.16	
TPS®	V	7150.97±652.65	7166.00±468.21
	H	7181.03±139.90	

Table 9. The results of ANOVA test

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig
Between Groups	188085.63	3	62695.21	0.37	0.77
With in Groups	39836487.00	236	168798.67		
Total	40024572.00	239			

3. Periotest value의 측정

각 임플랜트의 수평, 수직방향으로 3회씩 측정하여 그 값을 얻었다. PTV는 최소 -6에서 최대 1사이의 값을 나타내었으며 평균값에서는 Mk II®(-1.62), TPS®(-1.92), RBM®(-2.08), Osseotite®(-2.08)를 나타내었으며 통계적으로 유의성이 없었다 (Table 10, 11, Figure 15).

Table 10. The mean value and SD of PTV

Implant	Direrction	PTV	Mean±SD
MkII®	V	-0.63±1.35	-1.62±1.64
	H	-2.60±1.28	
RBM®	V	-1.80±1.56	-2.08±1.39
	H	-2.37±1.59	
Osseotite®	V	-1.90±1.06	-2.08±0.98
	H	-2.27±0.87	
TPS®	V	-1.87±1.41	-1.92±1.31
	H	-1.97±1.22	

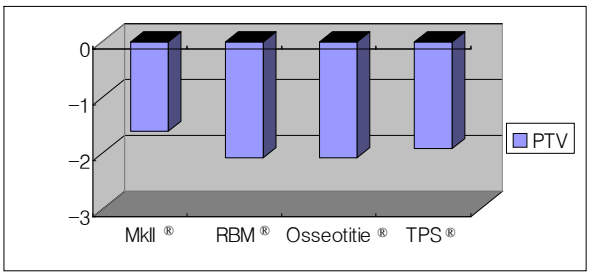

Figure 15. The mean value of PTV

Table 11. The results of ANOVA test

	Sum of squares	df	Mean Squares	F	Sig
Between Groups	8.72	3	2.91	1.60	0.19
With Groups	429.93	236	1.82		
Total	438.65	239			

4. 비틀림 제거력(removal torque) 측정

비틀림 제거력은 최대 9.4kg・fcm에서 최소 1.8kg・fcm를 나타내었으며, 평균값은 Mk II®(5.31kg・fcm), Osseotite®(5.71kg・fcm), TPS®(5.92kg・fcm), RBM®(7.24kg・fcm)순으로 증가되었으며(Table 12, Figure16), 통계적인 유의성은 없었다 (Table 13).

Table 12. The mean value and SD of RTV

(unit: kgf・cm)

Implant	Mean±SD
MkII®	5.31±2.32
RBM®	7.24±1.17
Osseotite®	5.71±1.09
TPS®	5.92±1.46

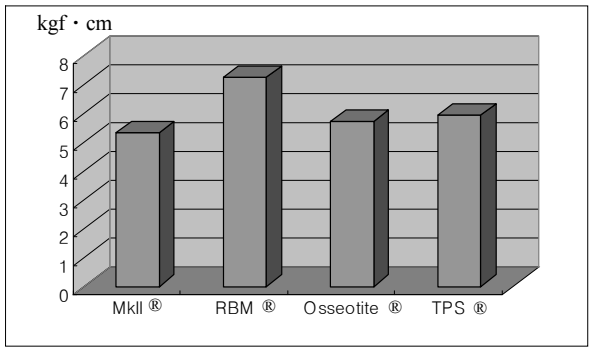

Figure 16. The mean value of RTV

Table 13. The results of ANOVA test

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig
Between Groups	37.58	25	1.50	1.70	0.15
With in Groups	12.42	14	0.89		
Total	50.00	39			

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플랜트의 안정성은 임플랜트 식립시의 초기 안정성과 기능시의 2차 안정성으로 분류할 수 있으며 골유착의 필수적인 고려사항 이다. 안정성은 국소적 골질, 골양과 임플랜트의 기하학, 식립기술, 길이, 직경, 형태에 관련된다.

임플랜트의 디자인과 표면구조는 Albrektsson 등[4]이 제안한 임플랜트의 골의 침착에 영향을 주는 6가지 요소 중 두가지이다. Carlsson 등[12]과 Maniatopoulos 등[22]에 의하여 여러 가지 디자인의 중요성에 대하여 연구되어 왔다. 표면 특성은 표면의 모든 성질 즉 물리적, 화학적, 기계적 그리고 표면구조의 혼합으로 나타난다. 임플랜트 표면 특성의 서로 다른 점은 Baier 등[8]과 Kasemo와 Lausman[18] 그리고 Chehroudi 등[14]에 의하여 연구되어져 왔다.

Baier 등[7]은 표면 거칠기는 표면 결합 에너지와 상호 관련이 있다고 하였는데, 적정한 거칠기 범위 내에서는 거친 표면이 세포성 부착을 증가시켜서 비틀림 제거력을 증가시킨다고 보고한 바 있다. Wennerberg 등[37]은 거친 표면을 가진 임플랜트가 골 접촉율과 비틀림 제거력에서 통계적으로 유의한 증가를 나타내는 견고한 골 고정을 가져오나, 어느 일정한 수치를 초과한 표면 거칠기의 임플랜트에서는 골 창상 부위의 치유가 오히려 제한되어 접촉율이 떨어진다고 하였다. 따라서 표면 거칠기에 의한 임플랜트 안정성은 통계적으로 유의한 증가를 가져온다는 다수의 보고들이 있었는데 시판되는 여러 종류의 임플랜트들이 서로 다른 표면을 가지고 있고 서로 다른 처리 방법을 이용하고 있는 바 이를 비교 분석하여 보다 나은 초기 안정성을 얻을 수 있는 표면 거칠기가 어떤 것인지를 알아보고자 본 실험을 시행하였다.

여러 가지 연구에서 거친 표면이 활택 표면보다 골에서 더 좋은 고정을 갖는 것을 발견하였고[9,11,33], 임플랜트 표면 특성은 국소 조직 반응에 영향을 주는 것으로 알려져 있어[4,27,31], 최적 표면 구조를 연구하고 특징화 하기 위한 표면 분석방법은 Augar Electron Spectroscopy(AES), X-ray photoemission Spectroscopy(XPS), Secondary Ion Mass Spectroscopy (SIMS) 등을 이용하여 연구되어 진다[16,19].

산화막의 두께와 조성을 평가하기 위해 AES와 ion etching이 이용되며[20,21,26] 표면형태와 재료연구에는 SEM이 사용된다[15,25]. 표면 거칠기 특징 연구에 사용되는 방법은 접촉장비로서 2D profile measurement인데, 표면을 재현하는데 정확성이 떨어져 3D 측정을 위한 장비들이 현재 이용되고 있다. 2D와 마찬가지로 3D도 모든 측정 시스템은 파장과 분해능에 제한이 있어 적절한 장비를 선택하는데 어려움이 있기 때문에 Wennerberg 등[36] 은 표면 거칠기를 특징화하기 위한 새로운 방법으로 Topscan 3D(Heidelberg Instruments, Heidelberg, Germany)를 이용하였는데 이 시스템은 μm 범위에서 3 차원적 측정을 위한 optical profiler이다.

본 연구에서는 광학식 치수, 형상, 표면 조도 측정기인 Accura®를 사용하였는데 이 기구는 비접촉식 복합 측정 시스템으로 확대 광학계를 이용한 다기능의 치수측정 기능과 광위상 간섭(PMI, WSI)을 이용한 3차원 형상측정기능, 측정 형상에 대한 표면 거칠기 평가 및 분석 기능 등 초 정밀 비접촉 측정을 구현한 측정 장비로 주요기능은 3차원 형상 및 표면 조도측정, 2D 및 3D 치수 측정 등이다. 기본 측정원리인 광위상 간섭 측정이란 두 광속이 중첩되었을 때 밝기가 증감되는 현상을 간섭이라 하는데 이러한 광간섭 현상을 이용 입사광속을 분광기에서 기준 광속과 측정 광속으로 분할시켜 각각 측정면과 기준면에 입사된 후 이 두 광속은 다시 두 면에서 반사되어 모아 지게 되어 광경로차(Optical Path Difference)로 인해 간섭 무늬가 발생되면 이 무늬는 CCD 카메라에 의해 포착되어 영상처리 및 해석기법에 의해 3차원 형상을 재현한다.

광위상 간섭은 PMI(Phase Measuring Interferometry), WSI(White-light Scanning Interferometry)로 나눌 수 있는데 PMI 측정이란 기준면과 측정 대상에서 입사되어 반사되는 빛의 광 경로차로 인해 발생하는 간섭 무늬를 해석하여 초정밀 3차원 표면 형상을 재현하는 방법이며, WSI 측정이란 백색광의 제한 간섭성을 이용하여 압접구동기(PZT)를 구동시키면서 간섭무늬의 가치성이 최대가 되는 위치를 감지하는 방법으로 높은 단차를 갖는 3차원 형상을 측정하기 위한 광학 측정 기법이다.

측정 원리는 640nm의 빛을 조사한 후 간섭렌즈의 작용으로 빛을 1/2 λ로 양분하여 기준면에서 빛을 다시 모은 후 간섭 현상이 발생하도록 조명 광학

계와 간섭렌즈로 실행한 후 위에서부터 밑으로 압접 구동기를 이용하여 주사(scanning)한 후 압접구동기는 전압을 인가해서 정밀하게 주사하기 위해 압접구동기의 수축팽창을 자유롭게 한다. 분해능력은 10^{-9}m이며 임의로 주사의 크기를 정할 수 있다. 이러한 광경로차로 인해서 1/2λ 즉 300nm 범위내에서는 모든 정보를 획득할 수 있다. 기준면에서는 50%씩 간섭무늬가 측정되어 CCD 카메라가 영상처리 보드에 연결되어 화면상에 영상을 띄워주고 모든 계산 처리를 한 후 출력을 시키게 된다. 정밀 측정을 위하여 Top scan 3D와 비교시 Top scan 3D는 레이져 광을 사용하므로 레이져 spot을 사용되어야 하는데 spot size에 영향을 받는다. 왜냐하면 넓은 면적을 측정하기 위해 stage를 구동해야 하고 구동시의 오차 까지도 측정차에 포함이 되지만 빛은 반사되는 모든 물체를 영상획득이 가능하므로 작은 것 까지도 측정이 가능하다. 또한 빛은 구동분해능중 정밀도와 속도의 차이 때문에 광간섭 측정이 훨씬 정확하다. 이러한 이유로 본 연구에서는 광학식 치수 형상 조도 측정기를 사용하였다.

임플랜트 식립시 초기 안정성의 측정은 대부분 경험적이고, 주관적이었으며, 임플랜트 식립 후 동요도가 존재하는지 여부와 골 밀도, 수술시 골천공할 때 저항감 등으로 판단해 왔다[16,35]. 이러한 임플랜트의 안정성을 객관적으로 수치화하여 평가하는 방법으로 Schulte[28,29]에 의해서 Periotest®가 개발되었는데, 이것은 치아주위의 치주인대의 감쇠효과를 정량적으로 측정하고 그것의 동요도를 수치로 나타내도록 고안되었다. 여기에서 rod와 치아 혹은 임플랜트 사이의 충격 당 접촉시간은 가속도계에 의해 측정되고, 기구에 내장되어 있는 컴퓨터에 의해 -8(lowest mobility)에서 +50(highest mobility)까지의 숫자와 소리로 나타내는 기구로서 성공적인 임플랜트는 -5에서 +5의 PTV범위를 갖는다고 보고되었다. 조와 임[1]은 Periotest®를 이용한 상, 하악 각 부위의 골질 평가에 관해 연구 하였다. 그러나 이 기술은 지대치에 대한 각도와 높이, 임플랜트와 rod사이의 거리 등에 민감하여 재현성이 떨어진다[29]. Periotest®의 결점을 보완하기 위하여 Meredith[23]와 Meredith 등[24]은 공명장치를 이용한 임플랜트 안정성 분석기를 개발하여 임플랜트 안정성과 견고도의 질적인 측정에 있어 비 침입성 검사방법을 기술하였는데 앞으로 임플랜트 안정성 측정에 주로 쓰이게 될 것으로 사료된다. Periotest®와 Resonance frequency Analyzer®(RFA)는 모두 임플랜트의 안정성을 측정하는 기구이며, RFA로 측정한 수치는 골의 견고도(stiffness)와 지대주의 유효길이(effective abutment length)의 영향을 받게 된다[2].

Wennerberg 등[17,37]은 골과 임플랜트 접촉 비율의 증가는 비틀림 제거력의 증가와 관련이 있다고 보고하였고. Sennerby 등[30]은 비틀림 제거력과 계면에서의 피질골 양은 상관 관계가 있으나 골 소주와는 관련성이 적다고 보고하였으며, 이것은 피질골의 양이 적은 곳에서 쉽게 임플랜트를 상실한다는 사실로 설명된다고 보고하였다.

나선형 임플랜트의 계면을 파열시키는데 필요한 비틀림 제거력은 임플랜트-조직 계면의 질을 결정하는 방법으로 광범위하게 이용되어져 왔다. Johansson과 Albrektsson[17]은 임플랜트의 비틀림 제거력을 측정하는데 손으로 측정하는 기구(Torque gauge®)를 이용하였으며 토끼의 실험에서 치유에 따라 비틀림 제거력이 증가함을 보여주었다.

Carlsson[10]은 토오크 압력 게이지의 정확도를 평가한 실험에서 2 %내에서 정확도를 가졌다고 보고하였다. 그러나 손으로 측정하는 토오크 게이지는 일정치 않은 비율로 토오크를 적용시킬 가능성이 있으며 토오크가 너무 빠르게 적용되어서 적용된 토오크를 정확히 측정할 수 없게 되는 경우가 있다.

본 실험에서는 시판되는 4종류의(Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS®) 임플랜트를 Accura®를 사용하여 표면 거칠기를 측정하였다. 중심선 평균 거칠기(R_a)와 자승 평균 평방근 거칠기(R_q) 및 최대 높이(R_{max})는 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가 되었으며, 각 임플랜트를 우늑골에 식립 후 초기 안정성에 대한 비파괴적 실험인 공진 주파수의 평균치는 RBM®(7042Hz), Mk II®(7047Hz), Osseotite®(7076Hz), TPS®(7170Hz) 순으로 증가되었으나 각 군간에는 유의성이 없었고 Periotest value 평균값은 Mk II®(-1.62), TPS®(-1.92), RBM®(-2.08), Osseotite®(-2.08)를 나타내었고 통계적으로 유의성이 없었으며, 파괴적 실험인 비틀림 제거력 측정은 Mk II®(5.31kg/cm), Osseotite®(5.71kg/cm), TPS®(5.92kg/cm), RBM®(7.24kg/cm) 순으로 증가되었으나 유의성은 없었다. 이러한 실험 결과 표면거칠기가 다른 4종

류의 임플랜트가 in vitro 실험에서는 초기 안정성에 관한 RF value, PTV, RTV의 수치에서 유의성 있는 차이를 나타내지 않았지만 생체실험에서는 서로 다른 표면 거칠기가 골유착의 정도에 영향을 주어 골유착 후 안정성에 영향을 줄 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임플랜트의 외과적 시술시 가장 중요한 단계중의 하나는 임플랜트의 초기 고정에 있다. 임플랜트의 표면 거칠기와 초기 안정성의 관계를 규명해 보고자 시판되는 4개의 임플랜트를 선정하여 표면조도 측정기를 이용하여 표면조도를 측정하였으며, 공진주파수 분석기, 비틀림제거력 측정기를 이용하여 초기 안정성을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 표면 조도 측정에서 R_a 값은 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS®순으로 증가되었으며, R_q값은 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가되었다.
2. 임플랜트 부위별로 보면 R_q 값은 상부에서 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS®의 순으로, 중간부는 Mk II®, RBM®, Osseotite®, TPS® 순으로, 하부는 Mk II®, Osseotite®, RBM®, TPS® 순으로 증가되었다.
3. RFA 측정시 공진 주파수는 RBM®(7042Hz), Mk II®(7047Hz), Osseotite®(7076Hz), TPS®(7170Hz) 순으로 증가하였으며 각 군간 비교시 유의차는 없었다.
4. PTV 측정시 측정치는 Mk II®(-1.62), TPS®(-1.92), Osseotite®, RBM®(-2.08)순으로 증가하였으며, 각 군간 비교시 유의차는 없었다.
5. RTV 측정시 비틀림 제거력은 Mk II®(5.31kgf・cm), Osseotite®(5.71kgf・cm), TPS®(5.92kgf・cm), RBM®(7.24kgf・cm) 순으로 증가하였으며, 각 군간 비교시 유의차는 없었다.

참 고 문 헌

1. 임주환・조인호 : Periotest 를 이용한 상,하악 각 부위의 골질평가에 관한 연구, 대한치과 의사협회지 1994;32:520-531
2. 조인호・김종여・박수성·박종섭・임헌송 : 난소절제로 유도된 골다공증 흰쥐에서 임플랜트 주위 조직반응에 관한 실험적 연구. 대한치과보철학회지 1998;36(1):183-198
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P I and Jemt T: A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:347-359
4. Albrektsson T, Brånemark P I, Hansson H A and Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52(2): 155-170
5. Ashman R B : Ultrasonic determination of the elastic properties of cortical bone : techniques and limitations [Thesis]. New Orleans, LA : Tulane University, 1982.
6. Ask M, Lausmaa J and Kasemo B: Preparation and surface spectroscopic characterization of oxide films on Ti6Al4V. Applied Surface Science. 1989;35:283-301.
7. Baier R E, Natiella J R, Meyer A E and Carter J M : Importance of implant surface preparation for biomaterials with different intrinsic properties. In : Steenberghe D, Albrektsson T & Brånemark P I. : Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. Amsterdam ; Excerpta Medica 1985, 13-20
8. Baier R E, Meyer A E, Natiella J R, Natiella R R and Carter J M : Surface properties determine bioadhesive outcomes; methods and results. J Biomed Mater Res 1984;18:337-355.
9. Buser B, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH and Stich H : Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 1991;25:889-902
10. Carlsson L : Thesis, University of Goteborg, Sweden, 1989.
11. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B and Albrektsson T : Removal torque for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:21-24
12. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson T and Branemark P-I : Osseointegration of titanium implants. Acta Orthop Scand 1986;57:285-289.
13. Carr A B, Larsen P E, Papazoglou E and McGlumphy : Reverse torque failure of screw-shaped implants in babbons : Baseline data for abutment torque application. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:167
14. Chehroudi B, Gould TRL and Brunette DM : A light

and electron microscophy study of the effects of surface topography on the behaviour of cells attached to titanium-coted percutaneous implants. J Biomed Mater Res 1991;25:387-405.
15. Helsingen AL and Lyberg T : Comparatives surface analysis and clinical performance studies of Branemark implants and related clones. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9:422-430.
16. Jemt T: Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6: 270-276
17. Johanson C B and Albreksson T : Integration of screw implant in the rabbits : A 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:69-75
18. Kasemo B and Lausmaa J : Surface science aspects on inorganic biomaterials. CRC Crit Rev Biocompat 1986;2:335-380.
19. Keller JC, Stanford CM, Wightman JP, Draughn A and Zaharies R : Characterization of titanium implant surface. III J Biomed Mater Res. 1994;28:939-946.
20. Klauber C, Lenz LJ and Henny PJ : Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis: A preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:264-271.
21. Lausmaa J, Kasemo B and Mattsson H : Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. Applied Surface Science. 1990;44:133-146.
22. Maniatopoulos C, Pilliar RM and Smith DC : Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. J Biomed Mater Res 1986;20:1309-1333.
23. Meredith N : On the clinical measurement of implant stability and osseointegration. Department of Biomaterials/Handicap Research, Institute for Surgical Sciences, Gothenburg University, Gothenburg, Sweden. 1997
24. Meredith N, Rasmussen L, Sennerby L and Alleyne D : Mapping implant stability by resonance frequency analysis. Med Sci Research 1996;24:191-199
25. Muller-Mai CM, Voigt C and Gross U : Incorporation and degradation of hydeoxyapatite implants of differrent surface roughness and surface structure in bone. Scanning Microscopy. 1990;4:613-624.
26. Olefjord I and Hansson S : Surface analysis of four dental implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:32-40.
27. Ratner BD : Biomaterial surface. Applied biomaterial. J Biomed Mater Res. 1987;21:59-90
28. Schulte W: A new field of application of the Periotest method. The occlusal-periodontal load can now be measured quantitatively. Zahnarztl Mitt. 1988;78: 474-481
29. Schulte W: The Periotest periodental status. Zahnarztl Mitt. 1986; 76:1469-1470, 1412-1414
30. Sennerby L, Thomsen P and Ericson L E : Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone, Part 1 Light microscopic observations. J Mater in Med 1993;4:240-249
31. Smith DC : Dental implants: materials and design considerations. Int J Prosthodont, 1993;6:106-117.
32. Surgical Procedure Manual (for Brånemark system). Nobel Biocare Gothenberg, Sweden
33. Thomas K and Cook S : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. J Biomed Mater Res 1985;19:875-901.
34. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D and Duchateau L : Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. J Prosthet dent 1995;74:608-612
35. van Steenberghe D, Tricio J, Naert I and Nys M : Damping characteristics of bone to implant interfaces. A clinical study with the Periotest device. Clin Oral Impl Res 1995;6:31-39
36. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H and Krol JJ : An optical three-dimensional technoique for topographical description of surgical implants. J Biomed Eng 1992;14:412-418.
37. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C and Andersson B : A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. Int J Maxilliofac Implants 1997;12:486-494