

수중 임플란트 시스템에서의 회전력에 관한 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

문익훈 · 정재현

1. 서론

치과 보철과 관련된 임플란트에 대한 개발과 연구는 1809년 Maggiolo⁽²¹⁾가 골내에 이물질 이식을 처음 시행한 이래, 1913년 Greenfield⁽²⁶⁾에 의해 현대적인 2 단계 술식에 의한 치근형 임플란트가 소개되고 1969년 스웨덴의 Bränemark 교수에 의해 골유착 개념이 발표되었으며 이 후 골유착성 이론에 근거하는 다양한 치근형 임플란트 술식의 임상적 효율성이 과학적으로 입증됨^(2, 3, 8)에 따라 최근에는 임플란트 술식이 구강기능 회복을 위한 통상적인 치료술식으로 완전 무치악은 물론 자연치아와 연결한 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 및 단일결손치 수복 등의 부분 무치악 증례에도 광범위하게 적용되고 있다.^(6, 14, 15, 19, 23, 24, 33, 37, 41, 42, 45, 46)

골유착이란 임플란트가 골조직과 직접적인 결합을 일으키는 현상으로 광학 현미경 상에서 살아있는 골에 임플란트가 직접 결합된 상태 또는 결합조직의 개재없이 임플란트와 골조직이 접촉하여 외부의 하중을 골조직 내로 직접 전달할 수 있는 구조적, 기능적 결합이라 정의되고 있다.^(4, 5, 10) 그러나 1991년 Zarb등^(50, 51)이 정의한 최근 개념에는 “기능적 하중하에서 특이한 임상

적 증상없이 임플란트의 견고한 고정이 골내에 이루어지고 유지되고 있는 상태”로 변화되고 있다 이는 골유착 개념이 조직학적인 증거보다 임상적 또는 역학적인 관점에서 정상적인 조직활동을 중요시하는 측면으로 변화되고 있기 때문이라고 생각된다.

따라서 보철물이 장기간 성공적으로 유지될려면 기능 및 부기능시 발생하는 저작압을 생체의 지지능력 한계내에서 잘 분산시킬 수 있도록 임플란트 보철에 대한 생역학적 고려가 철저히 이루어져야 한다.

임플란트 보철물을 고정체나 지대장치에 연결하는 방법에는 시멘트에 의해 유지를 얻는 방법 등이 있는데 그 중 나사를 이용한 임플란트 보철은 철거와 장착이 때문에 개개 임플란트의 평가, 연조직의 시진, 치석 제거 그리고 필요한 경우에 보철물의 조절을 용이하게 할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 나사를 이용한 임플란트 보철에서는 보철물 잠금나사의 헐거워짐에 의한 보철물의 흔들거림이 중요한 단점으로 많은 선학자들에 의해 지적되었다.

Naert등⁽³⁴⁾은 나사에 의해 유지를 얻는 임플란트 보철의 가장 흔한 기계적 합병증 중의 하나가 금나사의 헐거워짐이라고 하여 잠금나사가 최대로 조여질 때까지 그리고 최대의 preload가 생길때까지 금나사를 재

차 조이는것(retorque)이 필요하다고 하였다. 한편 Youm등^(48, 49)은 잠금나사의 헐거워짐은 나사를 조일 때 술자 개개인에 따라 생기는 회전력에 의해 달라질 수 있다고 하였으며 회전력 적용기구(torquing device)의 사용이 잠금나사 헐거워짐을 감소시켜 준다고 하였다.

따라서, McGlumphy⁽²⁷⁾는 지대장치/상부 보철물 복합체의 단단한 잠금을 얻기 위해 분리시키려는 외력보다 큰 잠금력을 만들도록 회전력을 가해야 하며 너무 적은 회전력은 임플란트 구성요소의 분리를 허용할 수 있고 나사의 헐거워짐을 야기하는 반면 나사를 과도하게 잠금으로 인한 너무 큰 회전력은 주위골의 미세파절과 잠금나사 및 나사산의 파괴, 매식체와 상부 보철물 계면에서의 적합성 손상 등을 야기하므로 궁극적으로 임플란트의 성공에 중요한 역할을 하는 적정 외전력을 적용시키는 것이 무엇보다 중용하다 할 수 있으나 이에 대한 연구는 아직 미흡한 실정이라 하였다.

이에 저자는 과도하게 잠금으로 인한 나사산의 파괴 및 고정체 주위골의 미세파절을 방지하고 덜 잠금으로 인한 보철물의 헐거워짐을 방지하면서 고정체와 상부 보철물이 수동적이고도 긴밀한 적합을 유지할 수 있는 적정량의 회전력을 알아보고자 먼저 수중 임플란트 시스템에서의 개인에 따른 회전력을 측정하였으며 또한 일정량의 회전력으로 잠금나사를 조인 뒤 구강내의 저작력과 유사한 정도의 하중을 적용한 상태에서 나사의 헐거워짐을 관찰하여 회전력과 나사 헐거워짐과의 관계에 대해 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

1) 고정체(fixture)의 준비

본 실험에서는 실험조건을 가능한 동일하게 부여하

기 위해 Bränemark implant system, Steri-Oss implant system, IMZ implant system등 3개의 제조회사에서 시판되고 있는 고정체의 종류 중 폭경과 길이가 동일한 것이 없으므로, 같은 길이의 폭경이 비슷한 고정체를 선택하였다. 즉, Bränemark implant system은 3.75 Dx10mm, Steri-Oss implant system은 3.8 Dx10mm, IMZ implant system은 3.3 Dx10mm의 3가지 종류의 고정체를 사용하였다. 골내에 매식체가 유착된 상태를 재현하고자 epoxy resin block을 제작하여 고정체를 epoxy resin block의 중심부위에 고정체의 상연과 epoxy resin block의 상연과 일치되게 식립하였다.(Fig. 1)

2) 상부 보철물의 제작

본 실험에서는 자연 소구치의 형태, 폭경 및 길이 등을 고려하여 각 임플란트의 지대치를 사용하여 그 위에 납형을 제작한 다음 매몰하였고, 일반 금판 제작용 금속을 사용하여 통법대로 주조, 연마하여 상부 보철물을 제작하였다. 상부 보철물의 교합면에는 잠금나사를 위치시킬수 있게 access hole을 형성하였고 이 hole의 중심으로 부터 1.5mm 떨어진 부위에 dynamic loading machining에 의한 반복적인 동하중(수직하중 및 45도의 경사하중)을 적용할 수 있도록 소구치의 설측 교두 부위를 편평하게 형성하였다.(Fig. 2)

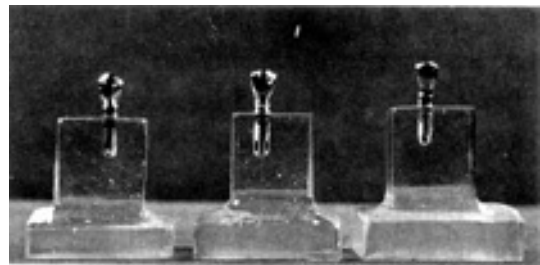


Fig. 1. Resin blocks of arch implant system.

Table 1. Data of torque values in female

(unit : N-cm)

Type Subject	Brånemark	Steri-Oss	1 M Z
1	6.4	13.2	13.2
2	5.4	14.2	10.3
3	4.4	7.4	11.8
4	4.4	9.3	7.8
5	4.4	8.3	5.9
6	5.4	6.4	7.4
7	4.4	8.3	6.9
8	5.9	8.3	7.4
9	5.4	12.3	11.3
10	4.4	14.2	9.3
11	4.4	8.3	7.4
12	6.4	11.3	8.3
13	5.4	7.4	9.3
14	6.4	8.3	8.8
15	5.9	9.3	8.3
16	5.4	6.4	8.3
17	6.4	10.3	8.3
18	5.4	7.4	7.4
19	5.9	8.3	10.3
20	4.9	6.4	8.8
21	11.3	6.4	8.3
22	5.4	7.8	8.8
23	6.4	7.4	10.3
24	5.9	6.4	10.3
25	4.4	9.3	7.4
26	4.4	7.4	5.9
27	5.4	6.4	9.3
28	5.4	9.3	8.3
29	9.3	8.3	6.4
30	10.3	8.3	8.3
31	6.4	10.3	6.4
32	5.9	8.3	7.4
33	7.8	8.3	7.4
34	7.8	6.4	9.3
35	6.4	11.3	8.8
36	5.4	8.3	11.3
37	5.9	9.3	10.3
38	4.4	9.3	7.4
39	5.9	14.2	9.3
40	6.4	9.3	6.4
Range	4.4-11.3	6.4-14.2	5.9-13.2

Table 2. Data of torque values in male

(unit : N-cm)

Type Subject	Brånemark	Steri-Oss	1 M Z
1	5.9	99.3	7.8
2	5.4	7.8	9.3
3	5.4	12.3	11.3
4	6.4	10.8	8.3
5	7.4	9.3	8.3
6	5.4	10.3	10.3
7	8.3	8.8	7.4
8	7.8	7.8	7.4
9	6.4	16.7	8.8
10	5.4	15.7	12.3
11	5.4	7.8	7.4
12	7.8	7.8	7.8
13	7.4	8.3	7.4
14	8.3	7.4	10.3
15	8.3	16.2	9.3
16	6.4	17.2	11.3
17	9.3	12.8	12.7
18	7.8	11.4	7.8
19	7.4	9.3	12.3
20	8.3	13.7	8.3
21	9.3	12.7	8.3
22	5.9	7.8	8.9
23	8.8	8.3	7.8
24	7.4	11.3	5.9
25	6.4	10.8	8.3
26	5.4	10.3	15.2
27	5.9	9.3	11.8
28	5.9	13.7	8.3
29	5.9	13.2	7.4
30	8.3	8.3	8.8
31	6.4	15.2	10.8
32	8.3	18.1	15.7
33	6.4	9.3	15.2
34	6.4	9.3	12.3
35	8.3	10.3	9.3
36	5.9	12.3	13.2
37	11.8	12.3	13.2
38	10.8	14.2	12.3
39	5.9	9.3	8.3
40	5.9	13.2	7.4
Range	5.4-11.8	8.4-18.1	5.9-15.7

2. 실험방법

1) 회전력(torque values)의 측정

Epoxy resin block에 매몰된 각각의 고정체에 상부 보철물을 연결하고 조선학교 치과대학생 남자 40명, 여자 40명에게 손으로 쥐고 돌릴 수 있는 임플랜트용 ‘-’ 자형 드라이버(hand-held torque driver)를 사용하여 잠금나사가 더 이상 돌아가지 않을 정도가 될 때까지 시계방향으로 최대의 회전력(maximum torque)을 적용 하도록 하였다.

그런 다음 최대 회전력 측정을 위해서 Tohnichi torque driver(model 20FTD, Tohnichi MFG, Co.,LTD., Tokyo, Japan)에 특별히 제작된 ‘-’ 형 말단을 지닌 드라이버를 연결하여 잠금나사 위에 위치시키고(Fig. 3) 시계반대 방향으로 돌리어(Fig. 4) 회전 제거력(removal torque)을 측정하였다. 이때 회전 제거력을 점차 증가시키면서 잠금나사가 처음으로 풀리는 기시점(initial unscrewing point)의 값을 기록하였다. 잠금나사가 완전히 조여진 후 풀어질 때의 회전 제거력의 수치를 2회에 걸쳐 측정, 평균하여 최대 회전력으로 삼았다. 각각의 자료에 대한 통계처리는 Microsta 프로그램의 one-way ANOVA test 및 paired t-test를 이용하여 처리 하였다.



Fig. 2

2) 잠금나사 헐거워짐(screw loosening)의 측정

동적인 반복하중을 적용할 목적으로 특별히 제작된 dynamic loading machine(Fig. 5)에 3 종류의 임플랜트 시스템의 지대장치/상부 보철물 복합체 각각을 부착하여 고정하였다.

매식체와 상부 보철물을 연결하고 잠금나사에 회전력으로 각각 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 경우로 구분하여 잠금 다음6kg의 반복적인 하중을 access hole에서 1.5mm 떨어진 소구치의 설측교두 부위에 적용하였으며 하중은 방향을 고려하여 수직하중과 45도 경사하중의 두 경우로 구분하여 적용하였다.

저작기간 동안 오직 5.9%만이 치아가 접촉한 다는 것을 보여주는 Murphy등⁽³²⁾의 연구를 인용해서 Outhwite등⁽³⁵⁾은 1,000,000 cycle의 하중은 구강의 심한 마모가 5년간 지속되는 것과 유사하다고 추정하였고 Larry등⁽²⁵⁾은 이 추정치를 이용해서 16,667회의 cycle은 저작으로부터 생기는 1개월간의 구강내 하중을 재현한다고 하였으므로 각각의 경우에 대해서는 구강내 저작주기를 고려하여 3.25시간당 16,667회의 반복적인 하중을 적용하였다.

잠금나사의 헐거워진 정도는 3-dimensional measuring microscope(model No.850, Germany)를 사용하여 매식체와 상부 보철물 사이의 벌어진 간

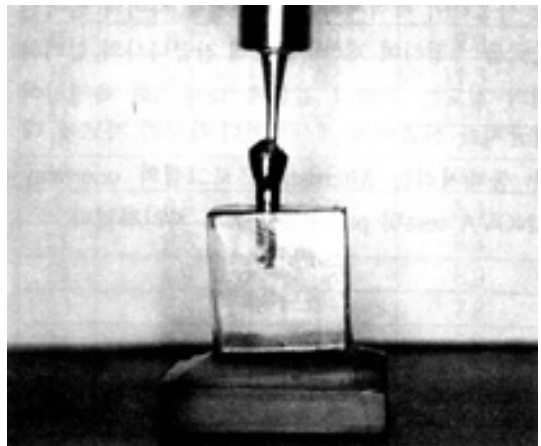


Fig. 3

극을 측정하여 계산하였는데 잠금나사의 헐거워짐의 정도는 각각의 표본에 대해 3회 측정하여 평균치를 산출하여 계산하였다. 각각의 자료에 대한 통계처리는 Microsta 프로그램의 one-way ANOVA test 및 paired t-test로 처리하였다.

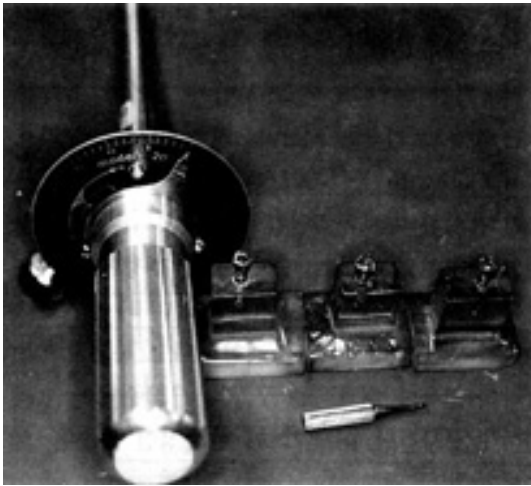


Fig. 4

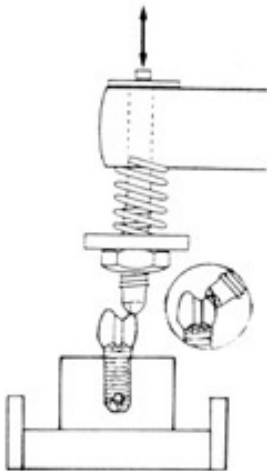


Fig. 5

IV. 실험 성적

1. 회전력(torque values)의 측정

개인에 따른 회전력의 측정치는 Table 1, 2와 같았는데 각각의 임플란트 시스템에 있어서 회전력의 범위는 개인에 따라 큰 차이를 볼 수 있었다.

임플란트 시스템 및 남·녀에 따른 평균 회전력의 크기는 Table 3에서 보는 바와 같았다.

임플란트 시스템간의 비교에 있어서 평균 회전력의 크기는 Bränemark implant system에서는 $6.54 \pm 1.54\text{N-cm}$, Steri-Oss implant system에서는 $10.1 \pm 2.88\text{N-cm}$, IMZ implant system에서는 $9.18 \pm 2.17\text{N-cm}$ 으로 microsta 프로그램의 one-way ANOVA test 및 paired t-test결과 각각의 임플란트 시스템간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. ($P < 0.01$)

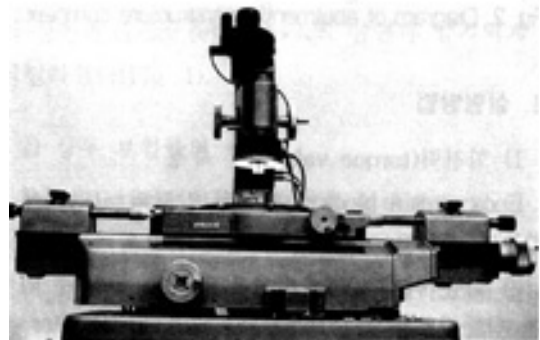


Fig. 6

Table 3. Statistical analysis on torque values according to the implant systems and the sex
(unit : N-cm)

	Brånemark	Steri-Oss	I M Z	Total
Female	5.95 ± 1.54	8.86 ± 2.25	8.60 ± 2.17	7.80 ± 2.25
Male	7.14 ± 1.56	11.3 ± 2.97	9.77 ± 1.66	9.38 ± 2.93
Total	6.54 ± 1.54	10.1 ± 2.88	9.18 ± 2.17	

** P<0.01

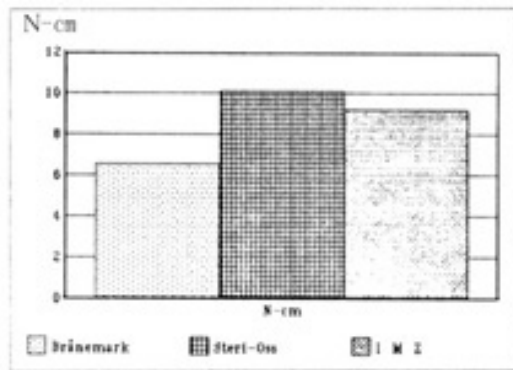


Fig. 7. Histogram of torque values according to the implant systems.

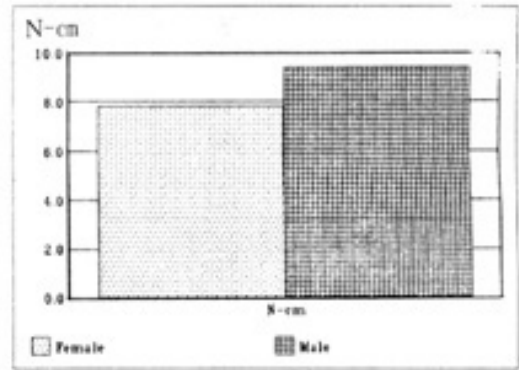


Fig. 8. Histogram of torque values according to the sex.

남녀간의 비교에 있어서 여자의 회전력의 크기는 $7.80 \pm 2.25\text{N-cm}$, 남자에서의 회전력의 크기는 $9.38 \pm 2.93\text{N-cm}$ 으로 one-way ANOVA test 및 paired t-test결과 3 종류의 임플란트 시스템 전체에서 남·녀간에 유의한 차이가 인정되었다(P<0.01)

2. 잠금나사 헐거워짐(screw loosening)의 측정

1) 하중 전 간극의 측정

각각의 상부 보철물에 Tohnichi torque driver(model 20FTD, Tohnichi MFG, Co., LTD., Tokyo, Japan) 를 사용하여 각각 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 회전력을 적용한 후, 매식체와 상부 보철물과의 간극(gap) 을 3-dimensional measuring microscope(model No.850, Germany) 를 이용하여 측정한 결과는 Table 4와 같았다. 10N-cm의 회전력

으로 조였을 때 Bränemark implant system에서는 35.7 μ m, Steri-Oss implant system 에서는 24.0 μ m, IMZ implant system에서는 45.3 μ m 으로 나타났고, 20N-cm의 회전력으로 조였을 때 Bränemark implant system에서는 26.7 μ m, Steri-Oss implant system 에서는 16.3 μ m, IMZ implant system에서는 36.0 μ m 으로 30N-cm에서는 Bränemark implant system에서는 22.7 μ m, Steri-Oss implant system 에서는 10.3 μ m, IMZ implant system에서는 23.0 μ m 으로 나타났다. 따라서 나사조임 회전력의 크기가 커질수록 간극이 좁아짐을 알 수 있었으며 회전력 증가 시 간극이 좁아짐에 대한 유의성을 one-way ANOVA test 및 paired t-test로 분석한 결과 3 중

류의 임플란트 시스템 모두에서 유의한 차이가 인정되었다(P<0.05).

2) 수직하중 시 간극의 측정

상부 보철물을 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 회전력으로 각각 조인된 Dynamic loading machine을 이용하여 6kg의 수직하중을 적용한 다음 3-dimensional measuring microscope(model No.850, Germany)를 가지고 잠금나사의 헐거워진 정도를 측정하기 위하여 지대장치와 상부 보철물 사이의 하중 전 및 수직하중 후의 간극을 각각 측정한 결과를 Table 4에서 보여주고 있으며 수직하중 후와 하중 전의 간극의 차이에 대한 측정 결과와 one-way

Table 4. Gap between abutment/superstructure under the vertical loading by the use of dynamic loading machine

(Unit : μ m)

condition type	10 N-cm			20 N-cm			30 N-cm		
	A	B	Prob.	A	B	Prob.	A	B	Prob.
Bränemark	35.7	38.3	N-S	28.7	32.7	N-S	22.7	23.3	N-S
Steri-Oss	24.0	28.3	N-S	16.3	19.0	N-S	10.3	12.0	N-S
I M Z	45.3	56.3	*	36.0	39.0	*	23.0	24.7	N-S

* : P<0.05 , N-S : P>0.05

A : Gap between abutment/superstructure before the vertical loading

B : Gap between abutment /superstructure after the vertical loading

Prob. : probability

Table 5. Statistical analysis of gap difference under the vertical loading

(Unit: μ m)

	10 N-cm	20 N-cm	30 N-cm
	B - A	B - A	B - A
Bränemark	-2.6	1.0	0.6
Steri-Oss	4.3	2.7	1.7
I M Z	11.0	3.0	1.7

* : P<0.05 , N-S : P>0.05

A : Gap between abutment/superstructure before the vertical loading

B : Gap between abutment/superstructure after the vertical loading

B-A: Gap difference between after the vertical loading and before the vertical loading

Prob. : probability

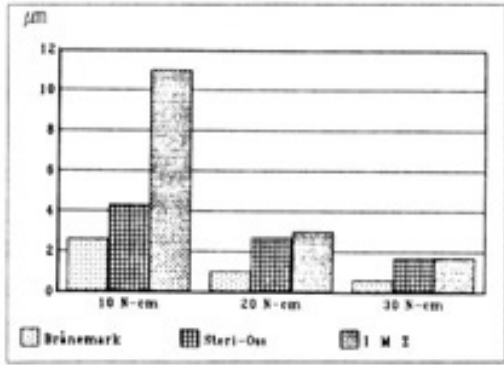


Fig. 9. Histogram of gap difference under the vertical loading

ANOVA test 및 paired t-test를 이용하여 통계적인 유의성 검사를 시행한 결과를 Table 5에서 보여주고 있다.

Table 4에서는 임플란트 시스템간에 하중 전 간극의 차이를 보여주고 있으며, 10N-cm로 조인 경우 및 20N-cm로 조인 경우의 IMZ임플란트 시스템에서는 하중 전 및 수직하중 후의 간극의 차이에 통계적으로 유의한 차이를 보여주었으나($P < 0.05$) 나머지 다른 경우에 있어서는 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않았다($P > 0.05$).

Table 5 alc Fig. 9에서 보는 바와 같이 나사의 조임이 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm로 점점 커짐에 따라 수직하중 후와 하중 전의 간극의 차이가 점점 적어짐을 볼 수 있으며 임플란트 시스템간의 차이에 있어서는 10N-cm 및 20N-cm로 조인 경우 IMZ임플란트 시스템에서 가장 큰 간극의 차이를 보여주고 있으며 그 다음이 Steri-Oss 임플란트 시스템, Branemaek 임플란트 시스템의 순이었다. 그러나 30N-cm로 조인 경우에는 3종류의 임플란트 시스템 모두에서 수직하중 후 및 하중 전 간극의 크기에 통계적인 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$).

3) 경사하중 시 간극의 측정

상부 보철물을 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 회전력으로 각각 조인된 dynamic loading machine을 이용하여 6kg의 경사(45도) 하중을 적용한 다음 3-dimensional measuring microscope를 가지고 잠금나사 헐거워진 정도를 측정하기 위하여 지대장치와 상부 보철물 사이의 하중 전 및 경사하중 후의 간극을 각각 측정한 결과를 Table 6에서 보여주고 있으며 경사하중 후와 하중 전의 간극의 차이에 대한 측정 결과와 one-way ANOVA test 및 paired t-test를 이용하여 통계적인 유의성 검사를 시행한 결과를 Table 7에서 보여주고 있다.

Table 6에서는 하중 전과 45도 경사하중 후의 간극

Table 6. Gap between abutment/superstructure under the diagonal loading by the use of dynamic loading machine

(Unit : μm)

condition	10 N-cm			20 N-cm			30 N-cm		
	A	B	Prob.	A	B	Prob.	A	B	Prob.
Brånemark	35.7	47.7	*	28.7	32.7	*	22.7	24.0	N-S
Steri-Oss	24.0	34.7	**	16.3	23.0	*	10.3	12.7	N-S
I M Z	45.3	80.7	**	36.0	59.0	**	23.0	30.7	**

* : $P < 0.05$, N-S : $P > 0.05$

A : Gap between abutment/superstructure before the diagonal loading

B : Gap between abutment /superstructure after the diagonal loading

Prob. : probability

Table 7. Statistical analysis of gap difference under the diagonal loading

	(Unit: μm)		
	10 N-cm	20 N-cm	30 N-cm
	B - A	B - A	B - A
Bränemark	12.0	4.0	1.3
Steri-Oss	** 10.7	** 6.7	** 2.4
I M Z	35.4 *	23.0 *	7.7

* : $P < 0.05$, N-S : $P > 0.05$

A : Gap between abutment/superstructure before the diagonal loading

B : Gap between abutment/superstructure after the diagonal loading

B-A: Gap difference between after the diagonal loading and before the diagonal loading

Prob. : probability

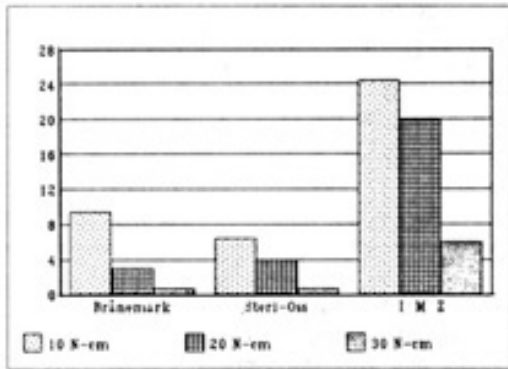


Fig. 10. Histogram of gap difference under the diagonal loading.

의 차이에 있어서 30N-cm로 조인 경우의 Bränemark 임플란트 시스템과 Steri-Oss 임플란트 시스템의 경우를 제외하고는 모두 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다($P < 0.05$).

Table 7 및 Fig.10에서는 수직하중 시의 경우와 마찬가지로 45도 경사하중 시에도 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 순으로 나사의 조임이 커짐에 따라 하중 전 및 경사하중 후의 간극의 차이가 점점 적어짐을 볼 수 있으며 임플란트 시스템간의 차이에 있어서는 10N-cm 및 20N-cm로 조인 경우엔 통계적인 유의한 차이

를 보여주나 30N-cm로 조인 경우엔 통계적인 유의한 차이가 대체로 없음을 보여주었다($P > 0.05$). 한편 IMZ 임플란트 시스템의 경우엔 다른 임플란트 시스템에 비해서 간극에 큰 차이를 보여주어 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($P > 0.05$).

4) 수직하중과 경사하중 간의 간극의 차이에 대한 비교

상부 보철물을 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 회전력으로 각각 조인된 dynamic loading machine을 이용하여 6kg의 경사(45도) 하중을 적용한 후 3-dimensional measuring microscope를 가지고 경사하중과 수직하중과의 간극의 차이를 측정하기 위하여 지대장치와 상부 보철물 사이의 경사하중 후 및 수직하중 후의 간극을 각각 측정한 결과를 Table 8에서 보여주고 있으며 경사하중 후와 수직하중 후의 간극의 차이에 대한 측정 결과와 one-way ANOVA test 및 paired t-test를 이용하여 통계적인 유의성 검사를 시행한 결과를 Table 9에서 보여주고 있다.

Table 8에서는 수직하중 시와 경사하중 시의 지대장치와 상부 보철물간의 간극의 크기를 보여주는데 경사하중 시의 경우가 수직하중 시의 경우 보다 큰 간극을 보여주고 있다. 그러나 20N-cm의 조임의 경우에는 Steri-Oss 임플란트 시스템에서, 30N-cm의 조임

Table 8. Gap between abutment/superstructure under the diagonal and vertical loding

(Unit : μm)

condition type	10 N-cm			20 N-cm			30 N-cm		
	C	D	Prob.	C	D	Prob.	C	D	Prob.
Bränemark	38.3	47.7	*	29.7	32.7	*	23.3	24.0	N-S
Steri-Oss	28.3	34.7	*	19.7	23.0	N-S	12.0	12.7	N-S
I M Z	56.3	80.7	**	39.0	59.0	**	24.7	30.7	**

* : $P < 0.05$, N-S : $P > 0.05$

C : Gap between abutment/superstructure after the vertical loading

D : Gap between abutment/superstructure after the diagonal loading

Prob. : probability

Table 9. Statistical analysis of gap difference under the diagonal and vertical loading

(Unit : μm)

condition	10 N-cm	20 N-cm	30 N-cm
	D - C	D - C	D - C
Bränemark	9.4	3.0	0.7
Steri-Oss	** 6.7]*	** 4.7]**	* 0.7]*
I M Z	-24.4]*	-20.0]**	6.0]*

* : $P < 0.05$, N-S : $P > 0.05$

C : Gap between abutment/superstructure after the vertical loading

D : Gap between abutment/superstructure after the diagonal loading

D-C: Gap difference between after the diagonal loading and after the vertical loading

Prob. : probability

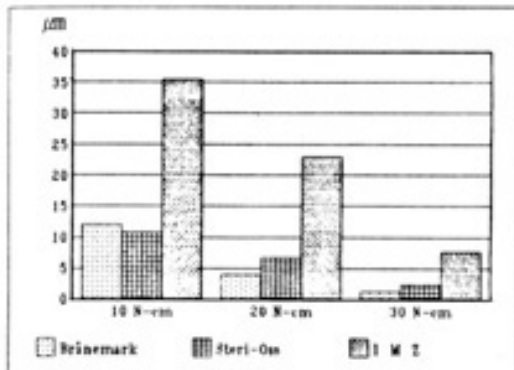


Fig. 11. Histogram of gap difference after the diagonal and vertical loding.

의 경우에는 Bränemark 및 Steri-Oss 임플란트 시스템에서 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않았다 ($P > 0.05$).

Table 9 및 Fig.11에서는 경사하중 시와 수직하중 시의 간극의 차이를 보여주는데 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 조임이 커질수록 이러한 간극의 차이는 적어지고 있으며 임플란트 시스템간에 차이에서는 IMZ 임플란트 시스템과 다른 임플란트 시스템 즉 Bränemark 임플란트 시스템 및 Steri-Oss 임플란트 시스템과는 통계적으로 유의한 차이가 있으나 ($P < 0.05$) Bränemark 임플란트 시스템과 Steri-Oss

임플란트 시스템간에는 통계적인 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).

IV. 총괄 및 고안

나사 헐거워짐의 원인에 대해 정확하게 밝혀진바는 없지만 현재 가능한 원인으로서는 부정확한 금속구조물의 적합, 부정교합이 악물거나 알치증 같은 비기능력(parafunctional force), 과도하게 연장된 캔틸레버에 의한 과하중(overloading), 단일 수복치에 가해진 비트는 힘(torsion), 잠금나사의 불량한 적합성 등을 들고 있다⁽¹³⁾. 또한 두개의 구조가 나사에 의해 서로 견고하게 유지될 때에는 서로 결합을 유지시키려는 힘보다 두개의 부분을 분리시키려는 더 큰 외력이 가해짐에 의해 나사는 필수적으로 헐거워질 수 있다.

나사 헐거워짐을 방지하기 위해 위의 원인요소에 해당하는 것들을 제거하거나 감소시키는 것 이외에 external hex 같은 기계적인 맞물림(interlocks), 나사 설계를 변경시키거나 회전력을 조절할 수 있는 기기(electrical torque driver) 등을 이용하여 나사 헐거워짐을 줄일 수 있다⁽²⁸⁾. 그러나 Jemt 등⁽¹⁸⁾은 단일 치 수복에 external hex를 갖는 임플란트를 사용하였음에도 불구하고 3년 후에 65%의 잠금나사의 헐거워짐이 나타났다고 하였다.

따라서 Ratterson 등⁽³⁶⁾은 임플란트에 가해지는 굽힘 모멘트로 인한 보철물 고정나사의 피로파절이나 헐거워짐을 방지하기 위해 external hex와 같은 기계적인 맞물림 보다 잠금나사에 일정량의 회전력을 미리 부하시키는 preload의 중요성을 강조하였다.

일반적으로 잠금나사에 의해 조여진 보철물과 임플란트 지대장치 사이가 풀리려면 나사를 유지시키려는 힘보다 더 큰 외력이 나사에 가해져야 한다. 반대로 나사의 헐거워짐을 방지하려면 분리시키려는 외력보다 더 큰 조임력(clamping force)을 가져야 한다⁽²⁷⁾. 잠금나사에 너무 작은 회전력을 부여하면 잠금나사가 쉽게 분리되므로 피로 파절이 나타나거나 나사의 헐거워짐이 발생하고, 반대로 너무 과도한 회전력을 가한 경

우에는 나사산이 벗겨지거나 나사가 파절될 수 있다 하였다⁽²⁷⁾. 따라서 적절히 조여진 잠금나사의 수명이 가장 길게 된다고 사료된다. 그러나 최종적인 잠금나사의 조임은 한번의 조임에 의해 얻어지는 것이 아니며, 잠금나사의 고정은 screw head, cylinder와 지대장치 그리고 나사산(screw thread) 사이에서 이루어지는데 기능력에 노출되면 이 부분들의 미세운동에 의해 결합유지를 위해 필요한 현미경적인 작은 부분들이 감소되어 잠금나사의 조임이 헐거워지고 preload의 부분적인 감소가 나타나므로 일정한 기간 동안 사용한 후에 완전히 조여(retorquing) 주어야 한다 하였다⁽⁵¹⁾.

그러나 Magnus 등⁽⁷⁾은 너무나 강한 회전력(insertion torques)은 골유착을 방해하며 고정체와 주위골의 미세파절에 의해 골유착이 깨질 수 있다 하여 최종적으로 조이는 힘(screw force)은 이 회전력보다 낮아야 한다고 보고한 바 있다.

이와 같이 고정체와 상부 보철물의 적합을 위한 적정의 회전력은 임플란트 보철에 있어서 무엇보다도 중요하다 사료되어 개인에 따른 회전력 및 수직 및 경사하중시의 나사 헐거워짐을 관찰코저 본 실험을 시행하였다.

1. 회전력에 관한 고찰

Table 1,2에서 보는 바와 같이 개인에 따른 회전력에 큰 차이를 볼 수 있으며 Table 3에서 보는 바와 같이 남녀에 대한 회전력을 비교한 결과 남자에서 더 높은 회전력을 나타내었으며 paired t-test로 유의성을 검증한 결과 유의한 차이가 나타났다($P<0.01$). 이는 통상적으로 남자가 여자보다 손목힘이 강해 더 큰 힘으로 조일 수 있기 때문이라고 생각되며, 회전력은 성별에 따른 차이 뿐만 아니라 같은 성별을 갖는 사람간에도 개인에 따른 차이가 있다는 Goheen 등⁽¹⁶⁾의 의견과 일치하였다. 따라서 임플란트 보철 시의 나사조임에는 일정한 회전력이 가해질 수 있도록 계측 및 정량화된 방법이 필요하리라 사료된다.

Table 3에서 보는 바와 같이 임플란트 시스템에 따라서도 회전력에 유의한 차이가 나타났는데($P<0.01$), Steri-Oss 임플란트 시스템에서 가장 큰 회전력을 나

타내었고 POM 내가동 장치가 개재된 IMZ임플랜트 시스템, Bränemark 임플랜트 시스템의 크기 순으로 회전력의 크기를 나타냈다. 따라서 본 실험의 연구에서 Steri-Oss 임플랜트 시스템 및 IMZ 임플랜트 시스템의 타이타늄 잠금나사에서 Bränemark의 굴성있는 금나사 보다 큰 회전력을 나타낸 것은 강성의 타이타늄 나사에서 드라이버로 조일 때 큰 저항성을 느낌으로 더 많이 조일 수 있기 때문이라고 생각되며 IMZ 임플랜트 시스템에서는 탄성의 플라스틱 재료가 있으므로 Steri-Oss 임플랜트 시스템에 비해서는 약간 회전력이 적게 나타났다고 생각된다. 회전력에 대한 연구는 아니지만 회전력과 유사한 preload의 연구 중 Miller 등⁽³⁰⁾의 실험에서도 역시 임플랜트 시스템이 따라 생성되는 preload에 차이가 나타난다고 하였으며 Miller 등⁽³⁰⁾과 Haack 등⁽¹⁷⁾의 연구에서는 금나사가 타이타늄 나사보다 생성되는 preload 양이 크다고 하였는데, 본 연구에서 보는 바와 같이 타이타늄 잠금나사가 금나사 보다 회전력이 크게 나타나 적용된 회전력이 클수록 생성되는 preload 양도 대체로 크게 증가된다고 생각되지만 preload는 재료의 성질에 따라 똑같은 회전력을 적용했다 하더라도 차이가 생기게 되며 잠금나사 헐거워짐에 대항하는 preload에 대해서는 어느 정도의 굴성을 허용하는 금나사가 강성의 타이타늄 나사보다 생성되는 preload 양이 더 많게 된다 하였으므로 단순히 회전력이 크다 하여 나사 헐거워짐이 줄어든다고는 할 수 없다고 생각된다.

본 실험에서는 hand torque driver를 가지고 잠금나사를 조일 때 회전력을 측정된 결과는 Table 3에서 보는 바와 같이 10N-cm 이하로 나타나 임플랜트 제조 회사에서 일반적으로 추천하는 회전력에 미달하는 것으로 나타났다. 따라서 적절한 회전력으로 조일수 있는 기계적 회전력 적용기구(mechanical torquing device)의 사용이 필요하리라 사료되며 적용된 회전력을 조절할 수 있고 일정량의 회전력을 계속적으로 적용할 수 있는 전기적 회전력 저절 기구(electrical torque controler)의 사용이 바람직하리라 생각된다.

2. 하중 시 잠금나사 헐거워짐에 관한 고찰

1) 하중 전 간극

나사조임 회전력의 크기가 커질수록 지대장치와 상부 보철물 사이의 간극이 좁아짐을 Table 4에서 알 수 있었다. 그러나 실제 임상에선 너무 적은 나사조임 회전력도 문제지만 너무 큰 나사조임 회전력은 Maguns 등⁽⁷⁾이 골유착을 방해하여 고정체와 주위골의 미세과절에 의해 골유착이 깨질 수 있다 라고 지적한 바와 같이 많은 문제점을 야기할 수 있으므로 적절한 나사조임 회전력을 임플랜트 시스템에 따라 설정해 놓는 것이 좋으리라 사료된다.

2) 수직하중 시 간극

Table 5 및 Fig. 9에서 보는 바와 같이 임플랜트 시스템에 있어서 수직하중 시에 간극의 크기는 IMZ 임플랜트 시스템, Steri-Oss 임플랜트, Bränemark 임플랜트 시스템의 순으로 IMZ 임플랜트 시스템의 경우가 가장 큰 간극을 보여주므로서 IMZ 임플랜트 시스템의 나사 헐거워짐이 가장 큼을 보여 저었는데 정 등⁽¹⁾은 IMZ 임플랜트 시스템에서의 단점으로 나사 헐거워짐을 지적하여 본 실험의 결과와 유사한 견해를 보여주었다. 그러나 30N-cm로 나사를 조이는 경우에는 간극의 차이가 적으며 또한 임플랜트 시스템간에 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않으므로 충분한 나사의 조임이 나사의 헐거워짐을 피할 수 있는 중요한 요소이고 적절한 preload를 얻을 수 있다 라고 Burguete 등⁽⁹⁾이 지적한 바와 같은 결과를 보여주었다.

3) 경사하중시의 간극

Table 6에서 보는 바와 같이 45도 경사하중시에는 하중 전과 후의 간극의 차이에 있어서 30N-cm로 조인 경우의 Bränemark 임플랜트 시스템과 Steri-Oss 임플랜트 시스템의 경우를 제외하고는 모두 통계적인 유의한 차이를 보여주어 Bränemark 임플랜트 시스템과 Steri-Oss 임플랜트 시스템의 나사조임에도

30N-cm 정도의 나사의 조임의 고려가 요구된다고 사료된다. 그러나 Bränemark 임플란트 시스템에서 보철물 잠금나사를 잠그면 잠금나사와 지대장치에 인장력이 가해지고 타이타늄 지대장치(titanium abutment)와 gold cylinder에는 동일한 힘의 압출력이 가해지며 이때 가해지는 회전력(torque) T와 나사의 인장력 F는 다음식에 의해 계산된다 하였다⁽⁴³⁾.

$$T = kDF$$

여기에서 k는 계면의 마찰이나 나사산(screw thread)의 외형 같은 요소들에 의존하는 상수(dimensionless constant)이고 D는 나사의 직경이다. Bränemark 임플란트의 경우 이상적인 조건하에서 금나사를 10N-cm의 회전력으로 조이면 금나사에는 300N의 인장력이 형성되고 gold cylinder와 타이타늄 지대장치에는 동일한 크기의 압축력이 발생한다^(10, 40). 이와 같이 잠쇠를 조임으로써 발생하는 힘을 preload라 하며 preload가 클수록 잠금나사 헐거워짐에 대항하는 능력이 커지므로 preload 및 회전력을 증가시키는 방향으로 보철물의 설계를 해야 한다 하였다.

위와 같이 나사의 풀림에는 단순히 나사 회전력만의 문제가 아니고 나사산의 외형, 나사의 직경 및 재질 등이 고려되어야 하므로 임플란트 시스템간에 적절한 회전력에 차이가 있으리라고 생각된다.

4) 경사하중 간의 간극의 차이

Table 8에서 보는 바와 같이 수직하중 시와 경사하중 시의 지대장치와 상부 보철물간의 간극의 크기에 있어 경사하중 시의 경우가 수직하중 시의 경우 보다 큰 간극을 보여주고 있는데 이는 수직하중 방향 보다 경사하중 방향에 의한 나사 헐거워짐이 더욱 증가됨을 보여주고 있으며, 임플란트 보철에 있어서는 가능한 적은 하중이 가해지도록 해야하며 가능하면 경사하중 보다는 수직하중이 가해지도록 하는 것이 유리하다는 Chapman 등⁽¹²⁾의 견해와 일치함을 보여준다.

Table 9 와 Fig. 11에서 보는 바와 같이 나사의 조

임이 커질수록 이러한 간극의 차이는 적어지고 있음을 보여주어 임플란트 시스템에서 허용되는 범위 내에서 최대한의 회전력으로 나사를 조이는 것이 임상적으로 유리하다고 사료되며 IMZ 임플란트 시스템의 경우에는 Bränemark 임플란트 시스템 및 Steri-Oss 임플란트 시스템에 비해서 나사 헐거워짐에 관하여 아주 취약함을 알 수 있어 이에 관한 임상적 고려가 요구된다고 사료된다.

결국 Table 5 및 Table 7에서 보는 바와 같이 수직하중과 경사하중을 적용한 후 잠금나사 헐거워짐을 측정한 결과 Bränemark, Strei-Oss, IMZ implant system의 순으로 좁은 간극을 나타내었다. 특히 Bränemark 임플란트 시스템에서 수직하중에서는 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm 모두에서 하중 전, 후 간극에는 별 차이가 없었다.

반면 경사 하중에서는 10N-cm 이하의 회전력에서는 큰 간극을 보이거나 10N-cm 이상의 회전력이 적용되었을 때에는 간극에 큰 감소를 나타내었다. Strei-Ossdlavmffosxm 시스템에서 10N-cm, 20N-cm의 수직하중 및 경사하중 적용 후 하중 전과 비교시 간극에 많은 차이가 있지만 30N-cm의 회전력에 대한 하중 전, 후 비교에서는 간극에 거의 차이가 없음을 보여주고 있다. IMZ임플란트 시스템에서는 수직 하중 적용 후 하중 전, 후 간극에는 20N-cm의 회전력으로부터 큰 감소를 보인 반면 경사하중에서는 30N-cm의 회전력에서만 간극에 큰 감소를 나타냈다. 따라서 Bränemark 임플란트 시스템에서는 10N-cm-20N-cm의 회전력이, Strei-Oss 임플란트 시스템에서는 20N-cm-30N-cm의 회전력이, IMZ임플란트 시스템에서는 30N-cm 이상의 회전력이 잠금나사 헐거워짐에 저항하는데 바람직하다고 사료된다.

이는 Bränemark 임플란트 금나사를 조일때 Tan 등⁽⁴³⁾은 10N-cm 회전력을 추천하고 있으며 Misch 등⁽³¹⁾은 10-20N-cm의 회전력을 추천하는 것과 거의 일치하고 있으며 Jomeus 등⁽²⁰⁾은 지대장치 잠금나사(abutment screw)를 조이는데 35N-cm의 회전력을 추천하였는데 본 실험에서 시행한 금나사를 조이는데

필요한 회전력과는 차이를 나타낸다. 반면에 Strei-Oss 임플란트 시스템의 타이타늄 나사를 조이는데 Carr 등⁽¹¹⁾은 35N-cm의 회전력을 추천하고 있는데 이것보다는 낮은 수치를 보여준다. 또한 IMZ 임플란트 시스템에서는 POM 내가동장치의 탄성에 의해 일정량의 회전력에서는 수직하중시 하중을 흡수하여 적은 간극을 타나내나, 경사하중에서는 POM 내가동장치가 힘으로 인해 큰 간극을 나타내게 된다. 따라서 IMZ 임플란트 시스템에서는 30N-cm 이상의 회전력이 바람직하다고 생각되어 진다.

Kallus 등⁽²²⁾은 보철물과 지대장치 사이의 간극의 결과로서 보철물과 지대장치 사이에 치면세균막 침착, 금나사나 지대장치 잠금나사의 파절 등의 문제를 야기할 수 있다고 하였으므로 충분한 나사조임력에 의해서 이러한 간극을 줄여줄 필요가 있다고 사료되지만 Udea 등⁽⁴⁴⁾은 나사를 과도하게 잠그는 것이 반드시 고정체의 고정을 증가시키지 않으며 오히려 실패를 가져온다고 보고하였다. 그 이유는 과도하게 잠글 경우 고정체와 유착된 골의 미세파절을 일으키고 이러한 외상은 섬유성 연조직의 개제를 야기시킨다고 하였으며 너무 큰 회전력은 나사의 파절이나 나사산의 벗겨짐을 초래한다 하여 Patterson 등⁽³⁶⁾은 금나사 항복강도의 70-80% 수준이라고 하였고 다른 임플란트의 경우에서 적절한 회전력은 동물실험에 의하면 골과 임플란트 계면에 30-35N-cm 이상의 크기는 되지 않을 것이라고 하였다.

앞으로도 나사의 풀림이 없이 견고한 유지를 가능하게 해줄 임플란트의 지속적인 개선과 가공기술의 발전이 필요하며 또한 회전력 조절기(torque controler)와 같은 기기의 사용에 의한 회전력의 적절한 조절이 임상적으로 필요하다고 생각된다. 그러나 임상가가 나사의 풀림에 대한 원인을 제거하지 않고 나사의 헐거워짐만을 제거하려고 한다면 오히려 임플란트 구성성분 중 다른 부위에 문제를 유발할 수 있으므로 나사의 헐거워짐을 제거하기 위해서는 적절한 임플란트의 식립, 구조물의 적합성, 정밀한 교합의 형성 등을 근본적으로

로 고려하는 것이 더욱 중요하다 할 수 있다.

아직까지 임플란트 시스템에 따른 적정량의 회전력에 대해서는 확실하게 수립되어 있지 않으므로 앞으로 더욱 이에 관한 많은 연구가 이루어져야 하리라고 사료된다.

V. 결론

3종류 임플란트 즉, Bränemark implant system(3.75mm D × 10mm), Strei-Oss implant system(3.8mm D × 10mm), IMZ implant system(3.3mm D × 10mm)의 고정체를 epoxy resin block에 식립하여 상부 보철물을 제작한 다음 조선대학교 치과 대학생 남·녀 각각 40명에게 hand-held screw driver를 이용하여 최대의 회전력으로 잠금나사를 조이게 한 후 회전력 측정기(Tohnichi torque driver, model 20 FTD, Tohnichi MFG, Co., LTD., Tokyo, japan)를 이용하여 회전력을 측정하였다. 또한 10N-cm, 20N-cm, 30N-cm의 회전력을 적용하여 임플란트 보철물의 고정 후 반복적인 동하중(수직하중 및 45도 경사하중)을 가하여 각각의 잠금나사의 헐거워짐 정도를 알아 보기 위해 조건에 따른 지대장치와 상부 보철물 간의 간극을 3-dimensional measuring microscope(model No.850, Germany)를 이용하여 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 개인에 따른 회전력의 크기에 큰 차이를 볼 수 있었다.
- 2) 남·녀에 따른 회전력의 크기는 남자의 경우 9.38 ± 2.93 N-cm, 여자의 경우 7.80 ± 2.25 N-cm 로서 통계적인 유의한 차이가 있었다($P < 0.01$).
- 3) 임플란트 시스템에 따른 회전력의 크기는 Branmark의 경우 6.54 ± 1.54 N-cm, Steri-Oss의 경우 10.1 ± 2.88 N-cm, IMZ 9.18 ± 2.17 N-cm 로서 통계적인 유의한 차이가 있었다

($P < 0.01$).

- 4) 나사조임 회전력의 크기가 커질수록 하중 전과 비교하여 수직하중 시 및 경사하중 시 모두에서 간극의 차이는 적어졌다.
- 5) 수직하중 시 보다는 경사하중 시에 하중 전과 비교하여 더 큰 간극의 차이를 보여 주었다.
- 6) 수직하중 시 및 경사하중 시 모두 하중 전과 비교하여 간극의 차이가 IMZ의 경우가 가장 컸고 그 다음은 Steri-Oss의 경우 및 Branmark의 경우 순이었다.
- 7) 경사하중 시에 하중 전과 비교하여 30N-cm의 회전력이 가해진 경우는 Branmark의 경우 및 Steri-Oss의 경우에는 간극의 차이에 통계적인 유의성이 없었으나 IMZ의 경우에는 간극의 차이에 통계적인 유의성이 있었다.

Reference

1. 정재현, 장두익 : “골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력 분석”, 「대한치과보철학회지」, 31 : 661-676, 1993
2. Adell, R, et al. : “A 19-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw”, *Int.J.Oral Surg.*, 10 : 387, 1981.
3. Albrektsson, T., et al. : “The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 11, 1986.
4. Albrektsson, T.and Albrektsson, B. : “Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation”, *Acta Orthop. Scand.*, 58 : 567-577, 1987.
5. Albrektsson, T.and Sennerby, L. : “Direct bone anchorage of oral implants. Clinical and experimental consideration of concept of osseointegration”, *Int. J.Prosthod.*, 3 : 30-41, 1990
6. Astrnd, P., et al. : “Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : a 2-year longitudinal study”, *Int. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 305, 1991.
7. Bolind, P., Wennerberg, A.and Albrektsson, t. : “Influence of external administration of epinephrine on bone regeneration”, *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, 14 : 285, 1989.
8. Bränemark, P.I. : Introduction to osseointegration. In : Bränemark, P.I., G., and Albrektsson, T., eds *Tissue integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence Publ. C., Cichago. 1985.
9. Burguete, R. L., Johns, R.B. and Patterson, E.A. : “Optimal tightening of screw in oral implant”, *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.(Meeting Abstract)*, 115, 1994.
10. Carlsson, L., Rostuld, t., Albrektsson, B., Albrektsson, t., and Bränemark, P.I. : “Osseointegration of titanium implants”, *Acta Orthop. Scand.*, 57 : 285-289, 1986.
11. Carr, A.B., Larsen, E., Papazolou, E., Toth, B. and McGlumphy, B. : “Reverse torque of various screw design implants in babbons”, *J. Dent. Res.*, 73(IADR Abstracts)No. 804, 1994.
12. Chapman, R. J. : “Principles of occlusion for implant prostheses : guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts”, *Quintessence Int.*, 20 : 473-480, 1989.
13. English, C.E. : “Implant-supported versus implant-natural tooth supported fixed partial dentures”, *Dental Symposia*, 1 : 10-15, 1993.
14. Ericsson, I., et al. : “A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants”, *J. Clin. Periodontol.*, 13 : 307j, 1986.

15. Ericsson, L. Glantz, P.O., and Bränemark, P.I : Tissue-integrated implants ad modium Bränemark in the rehabilitation of partially edentulous jaw. In : Laney, W.R, and Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral orthopedic & maxillofacial construction. Quintessence publ. Co., Chicago, 1992.
16. Goheen, K. L., Vermilyea, S. G., Vassoughi, J. and Agar, J. R. ; "Torque generated by hand held screw drivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 9 : 149-155, 1994.
17. Haack, J.E., Sakaguchi, R.L., Sun, t. and Coffey, J.P. : "Determination of preload stress in dental implant screws", *J. Dent. Res.*, 73(IADR Abstrcts. No. 808, 1994.
18. Jemt, T. : "Osseointegratedcx implants for single tooth replacement : a 1-year report from a multicenter prospective study", *Int J. Oral. Maxillofac. Implants*, 6 : 29, 1991.
19. Jemt, T., Lekholm, U., and Adell, R : "Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients ; a preliminary study on edentulous patients : a preliminary study on 867 consecutively placed fixtures ", *Int. J. oral Maxillofac. Implants*, 4 : 211, 1989.
20. Jorneus, L., Eng, M., Jemt, T., Carlsson, L. and Eng, E. : "Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants", *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 7 : 353-359, 1992.
21. Jourdan et Maggiolo : *Le manuel de l'art du dentiste*, Nancy, 1807. In Lew, I. : *Progress in the implant dentistry an evaluation*, *J. Am Dent. Assoc.*, 59 : 478-492, 1959.
22. Kallus, T., Bessing, C. and Odont, D. : "Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated after 5 years", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 9 : 169-178, 1994.
23. Koth D. L., et al. ; "A clinical and statistical analysis of human clinical trials with the single crystal sluminum oxide endosteal dental implant : five-year results", *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 226, 1988.
24. Langer, B., and Sullivan, D. Y. : " Osseointegration : its impact on the interrelation of periodontisc and restorative dentistry : part II", *Int. J. Periodont. Res. Dent*, 9 : 165, 1989.
25. Larry, C.B., Donna, L.D., Eric, W.N. and James, D. T. : "Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function", *Int. J. Proshodont.*, Vol 6. No. 5 : 435-439, 1993.
26. Makinney, R. V. : "Endosteal dental implant". Mosby-Year Book, Inc. St. Louis, 1991.
27. McGlumpy, E.A. : "Keeping implant screws tight : the solution", *Dental Symposia*, 1 : 20-23, 1993.
28. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V. and Peterson, L.J. : "Biomechanical analysis of the tooth nad implant supported fixed partial denture", *J. Dent. Res.*, 67 : 346, abstr. No. 1871, 1988.
29. Mcglumphy, e., Robinson, D.M. and Mendel, D.A. : "Implant superstructures : a comparison of ultimate failure force", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 35-39, 1992.
30. Miller, R.B., Mcglumphy, E.A. and Kerby, R.E. : "Comparison of abutment screw preload in different implant designs", *J. Dent. Res.*, 73(IADR Abstrcts. No. 807, 1994.
31. Misch, C.E. : "Contemporary implant dentistry", Mosby-Year Book, inc., St. Louis. 1993.
32. Muyphy, T.R. : "The timing and mechanism of the human masticatory stroke". *Arch. Oral Biol.*, 10 : 981-993, 1965.

33. Naen, L, van Steenbergne, D., and Darius, D. :
“A six year prosthodontic study of 509
consecutively inserted implants for the treatment
of partial edentulism”, *J. Prosthet. Dent.*, 67 :
236, 1992.
34. Naert, I. Quirynen, M. van Steenberghe, D. and
Daris, P.A. : “Six-year posthodontic study of 509
consecutive inserted implants for the treatment
of partial edentulism”, *J. Prosthet. Dent.*, 67 :
236-245, 1992.
35. Outhwaite, S.W., Twigg, C.W., Fairhurst, C.W.
and King, G.E. : “Slot versus pins : a comparison
of retention under simulated chewing stresses”. *J.
Dent. Res.*, 61 : 400-402, 1982.
36. Patterson, E.A. and Johns, R.B. :
“Theoretical analysis of the fatigue life of fixture
screws in osseointegrated dental implants”, *Int. J
oral Maxillofac. Implants*, 7 : 25-34, 1992.
37. Pylant, t., et al. : “A retrospective evaluation of
endosseous titanium implants in the partially
edentulous patient”, *Int. J. Oral Maxillofac.
Implants*, 7 : 195, 1992.
38. Quirynen, N.I., van Steenberg, D. and Darius, P.
: “A six year prosthodontic study of 509
consecutively inserted implants for the treatment
of partial edentulism”, *J prosthet. Dent.*, 67 :
236-245, 1992.
39. Rangert, B., Gunne, J. and Sullivan, D.Y. :
“Mechanical aspects of a Brånemark implant
connected to a natural tooth : An in vitro study”,
Int. Oral Maxillofac. Implants, 6 : 177-186, 1991.
40. Rangert, B. and Jemt, T., Jorneus, L. : “Forces
and moments on Brånemark implants”, *Int. J.
Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241-247, 1989.
41. Rhodes, S.k : “Fixed partial denture design and
construction for missing mandibular molar by
using an osseointegrated implant for an
abutment”, *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 1, 1988.
42. Smith, D.E : “A review of endosseous implants
for partially edentulous”, *Int. J. Prosthodont.*, 3 :
12, 1990.
43. Tan, K.B.C. and Nicholls, J.I. : “Implant
Prostheses screw joint compressive preload with
hand torque driver vs electronic torque driver”,
J. Dent. Res., 73(IADR Absrcts) No. 810, 1994.
44. Ueda, M., Matsuki, M., Jacobsson, M. and
Tjellstrom, A. : “The relationship between
insertion torque and removal torque analyzed in
fresh temporal bone”, *Int. J. Oral Maxillofac.
Implants*, 6 : 442-447, 1991.
45. van Steenberghe, d. ; “A retrospective
multicenter evaluation of the survival rate of
osseointegrated fixtures supporting fixed partial
prostheses in the treatment of partial
edentulism”, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 217, 1989.
46. van Steenberghe, D., et al. : “The applicability of
osseointegrated oral implants in the
rehabilitation of partial edentulism : A
prospective multicenter study on 588 fixtures”,
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 5 : 252, 1990.
47. White, G.E., : “The design of frameworks for
complete prostheses”, *Osseointegrated Dental
Technology*, London : Quintessence publishing
Co., 1993, pp. 61-63.
48. Yoem, Y., Vossoughi, J., Burgess, A.R. and Poka,
A. : “Influence of tightening on the rigidity of
external fixations”, *Proceedings of the 39th
Annual Conference on Engineering in Medicine
and Biology Oct 9-11, Bavaria, West Germany*,
183, 1986.
49. Yoem, Y., Vossoughi, J., Burgess, A.R., Poka, A.
and Brumback, R.J. : “Rigidity of external
fixations and its dependence in the amount of
tightening of its components”, *Proceedings of the
12th International conference on Hoffman
External Fixation, Sep 13-16, Baltimore*,

- Maryland, 48, 1986.
50. Zarb, G.A. and Albrektsson, t. :
“Osseointegration : a requiem for the periodontal
ligament.” *Int. Periodont. Res. Dent.*, 11 : 88-91,
1991.
51. Zarb, G. and Schmitt, A. : “The longitudinal
clinical effectiveness of osseointegrated dental
implants ; Toronto study, part III. Problems and
complications encountered”, *J. Prosthet. Dent.* 64
: 185-194, 1990.

=Abstract=

A STUDY ON THE TORQUE VALUES IN THE DIFFERENT IMPLANT SYSTEM

Moon, Ick-Hun, D.D.S., Chung, Chae-Heon, D.D.S., M.S.d., Ph. D.

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to determine the optimal torque values to tighten the retaining screw. 3-different implant systems tested were as follows : Brånemark implant system(3.75mm D × 100mm), Steri-Oss implant system(3.8mm D × 10mm).

One fixture of each implant system was mounted into the epoxy resin block and abutment/superstructure complex was constructed. Eighty dental college students(male : 40, female : 40) of Chosun University were selected and were asked to tighten the retaining screws.

Abutment/superstructure complex of each implant system was tightened to the maximum torque by use of hand-held screw driver, and then torque value was measured with torque value was measured with torque driver(Tohnichi torque driver, model 20 FTD, Tohnichi MFG, Co., LTD., Tokyo, Japan).

Abutment/superstructure complex of each implant system was tightened to each torque of 10 N-cm, 20 N-cm and 30 N-cm, and then the dynamic load(vertical & diagonal load) was applied to the abutment / superstructure complex.

The gap between abutment/superstructure in each implant system was measured with 3-dimensional measuring microscope(model No. 850, Germany).

The results were as follow :

1. Torque values according to the individual subjects showed wide range.
2. Torque values according to sex showed statistical significant difference. Those are as follows : in case of male, 9.38 ± 2.93 N-cm ; in case of female, 7.80 ± 2.25 N-cm.
3. Torque values according to implant systems showed statistical significant difference. Those are as follows : in case of Brånemark implant system, 6.54 ± 1.54 N-cm ; in case of Steri-Oss implant system, 10.1 ± 2.88 N-cm ; in case of IMZ implant system, 9.18 ± 2.17 N-cm.
4. The more torque value of tightening screw was increased, the less the gap was after the vertical and diagonal loading.
5. The gap after the diagonal loading was greater than that after the vertical loading.
6. The magnitude of gap between abutment/superstructure in order of IMZ, Steri-Oss, Brånemark implant system after the vertical and diagonal loading.
7. The gap under the diagonal loading after applying 30 N-cm torque showed no statistical significant difference in cases of the Brånemark system and the Steri-Oss implant system but it showed significant difference in case of the IMZ implant system