임플란트에 사용되는 수동 토크발생장치의 정확성 비교

조선대학교 치과대학 보철학교실

김동환·김한수·오상호·정재헌

Ⅰ. 서 론

상실된 조직이나 병적 조직을 인공대치물로 회복시키고자 하는 노력이 끊임없이 계속되어 왔으며 최근 본격적인 장기이식의 시대로 접어들어 치과학의 분야에서도 인공치아의 매식 또한 끊임없이 연구 발전되어 왔다. 현재 다양한 종류의 임플란트가 개발되었으며 대중화되어 임상에서 사용되어지고 있다. 이처럼 임플란트가 널리 보급되면서 여러 가지 이점을 제공하고 있지만, 임상에서 임플란트의 나사 사용과 관련하여 나사의 풀림, 나사의 피로파절, thread의 마모 등 실제 많은 문제점을 갖고 있으며 그러한 문제점 중 가장 빈번한 것은 나사의 풀림으로[1-4], 환자에겐 불만족을 치과의사에겐 많은 스트레스와 좌절감을 느끼게 하는 경우가 많다. Jemt 등[2]은 단일치 임플란트 수복의 45%에서 지대주 나사의 풀림현상을 보고하였고, Goodacare 등[4]은 임플란트 보철물의 6%에서 지대주 나사의 풀림이 관찰되었다고 보고하였다.

임플란트의 경우 이러한 나사의 과도한 풀림은 임플란트 주위에 세균의 침착을 증가시키고 임플란트에 과도한 하중을 전달하여 변연골 흡수나 골 유착 상실 등 다양한 문제를 야기할 수 있으며 결국 임플란트 보철의 실패로 이어질 수 있다[5].

이러한 나사 풀림의 원인으로 부정확한 금속구조물의 적합, 부정교합, clenching이나 bruxism 같은 비기능력, 과도하게 연장된 캔틸레버에 의한 과하중, 고정나사의 불량한 적합 등을 들 수 있지만[6,7], Jorneus 등[8]은 나사 풀림의 가장 주요한 요소가 부적절한 조임력이라고 주장하였다. 따라서 나사 풀림을 방지하기 위해서는 조임력을 가능한 한 크게 해주는 것이 중요하겠으나 너무 큰 조임력은 나사의 파절을 야기하거나 나사산의 날이 닳아 없어지게 만든다. 결국 너무 적지도 않고 너무 크지도 않은 적절한 조임력이 필요하다고 하겠다.

인공치관을 임플란트에 고정하기 위해 나사를 조일 때 나사에 인장의 초기하중인 전하중(preload)이 발생하며, 나사에서 발생된 이 인장력은 결과적으로 임플란트와 치관부 사이에서 압축력으로 작용된다[6,9]. 나사 결합부는 적용된 잠금력보다 이개력이 크지 않았을 때 단단하게 고정된 채로 남아있게 된다. 임플란트 나사는 잠금력을 최대화하고 이개력을 최소화함으로써 단단하게 유지되는 것이다.

최대 잠금력과 관련된 여러 요소들로는 적용된 토크, 표면 침하, 나사의 재질, 나사의 형태, 건조윤활제, 연결부의 정밀 적합도 등이 있는데[10] 이중에서 전하중의 결정요소는 적용된 토크이다. 조임력이 새로운 나사에 적용될 때, 조임력의 90%는 마찰을 극복하는데 이용되며 10%의 조임력만이 전하중으로 전달된다[11]. 최적의 토크는 나사를 파절시키는데 요구되는 토크의 50-75%정도이다[12-15].

이처럼 적절한 토크를 부여하기 위해서 임상에서는 여러 가지 방법이 사용되고 있고, 기계적

인 토크발생장치를 사용하여 적정 회전력을 표준화하는 것에 대한 중요성이 인식되어 임플란트 제조회사들은 여러 수동 토크발생장치들을 개발해냈다. 그 예로 contra angle 핸드피스에 회전력 크기가 정해진 controller를 끼워 사용하는 torque driver, 토크를 적용하는 스프링과 indicator scale이 부착되어 있어 조임력의 크기를 조절할 수 있는 torque indicating device, 제조회사에서 지정한 토크 수준이 넘으면 핸들의 앞 부위가 꺾어지도록 만들어진 torque limiting device 등 다양한 방식의 수동 토크발생장치들을 임상에서 이용할 수 있다[16,17].

하지만 몇몇 연구에서는 이러한 토크발생장치들을 적용해보면 실제 지정된 토크량에 비해 다양한 차이가 있으며, 제조회사에서 지정된 토크량 보다 대체로 적은 수치를 보였다고 보고하였다[18-20].

따라서 본 연구에서는 임상에서 사용되고 있는 수동 토크발생장치들이 얼마나 일정하고 정확한 조임력을 발휘하는지 알아보고, 각각의 장치들이 차이를 나타낸다면 보다 신뢰할 수 있는 장치는 무엇이며 통계적으로 유의한 차이가 있는지, 임상에서 사용하기에 허용할 만한 수준은 어느 정도인지 알아보고자 하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

5개 회사의 수동 토크발생장치를 사용하였다(Fig. 1). torque driver 방식으로는 3i사의 contra angle torque controller 20Ncm, 32Ncm(3i, Florida, USA)가 10개씩 사용되었고 torque indicating device 방식으로는 Cowell Medi사의 torque wrench(Cowell Medi, Busan, Korea), Nobel Biocare사의 manual torque wrench(Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), Straumann사의 torque control device(Strumann, Basel, Switzerland)를 각각 10개씩 사용하였고 torque limiting device방식으로는 Osstem사의 torque wrench(Osstem, Busan, Korea) 10개가 사용되었다.

2. 연구 방법

연구 재료로 토크측정기계와 토크발생장치를 사용하였는데, 측정기계로는 Digital torque gauge(Mark-10 Corp., New york, USA)를 사용하였고(Fig. 2) 토크발생장치는 3i의 torque driver와 Cowell Medi, Nobel Biocare, Straumann의 torque



Fig. 1. Torque generating device used in this study
(a:3i, b:Cowell Medi, c:Nobel Biocare, d:Straumann, e:Osstem)



Fig. 2. Digital torque gauge



Fig. 3. 3i torque driver positioned in the digital torque guage

wrench, Osstem의 torque limiting device를 사용하였다. 3i의 torque driver는 20Ncm, 32Ncm에서, Torque indicating device로 Cowell Medi의 torque wrench는 15Ncm, 25Ncm, 35Ncm에서, Nobel Biocare의 torque wrench는 15Ncm, 35Ncm에서, Straumann의 torque wrench는 15Ncm, 35Ncm에서, Torque limiting device로 Osstem의 torque wrench는 10Ncm, 20Ncm, 30Ncm에서 측정하여 총 5개 회사의 12개 설정값에 대한 정확성을 조사하였

Table 1. Manufacturers and type of torque generating device

Type	Group	Torque(Ncm)	Sample No.	Test No.	Total test No.
Torque driver	3i 20	20	10	10	100
	3i 32	32	10	10	100
Torque indicating device	CM15	15	10	10	100
	CM25	25	10	10	100
	CM35	35	10	10	100
	NB15	15	10	10	100
	NB35	35	10	10	100
	ST15	15	10	10	100
	ST35	35	10	10	100
Torque limiting device	OS10	10	10	10	100
	OS20	20	10	10	100
	OS30	30	10	10	100

(3i:3i, CM:Cowell Medi, NB:Nobel Biocare, ST:Straumann, OS:Osstem)

다. 토크발생장치는 새 것에서부터 임상에서 5년 정도 사용한 5개 회사의 토크발생장치를 각 제조사별로 10개씩을 사용하여 무작위로 선정하여 토크를 측정하였다.

연구방법은 다음과 같은 순서에 의해 시행하였는데, 먼저 Digital torque gauge 수치의 초기화를 위해 영점조정을 하여 수치가 0값이 표시되어지게 한 후 토크 발생장치를 Digital torque gauge의 insert에 위치시켰다(Fig. 3). 토크발생장치를 손으로 작동하여 제조사에서 지시한 눈금만큼 작동시키고 Digital torque gauge의 최대값을 기록하였다. 각 제조사별 10개씩의 토크발생장치에서 설정값 마다 10회씩 반복하여 최대값을 기록하였다(Table 1).

3. 통계 처리

본 논문의 통계처리에는 SPSS V. 10.0 for Windows(SPSS, Chicago, USA)를 사용하여 평균과 표준편차를 구하였으며 5개 회사 12개의 설정값에 대한 서로간의 유의성을 조사하기 위하여 χ^2분포를 구성하고 측정값에 대한 One-way ANOVA(Turkey test)를 이용하여 95% 유의수준에서 검증하였다.

Ⅲ. 연구성적

3i의 torque driver와 Cowell Medi, Nobel Biocare, Straumann의 torque wrench, Osstem의 torque limiting device의 설정값에서 실제 토크값의 평균과 설정값에 대한 오차율은 Table 2와 같았다. 또한 실제 토크값의 최대값 및 최소값은 Table 3과 같았다.

각각의 토크발생 장치에서 측정된 평균값을 표시된 설정값과 비교해 보면, 3i의 torque driver 20Ncm의 경우 0.2774%, 32Ncm의 경우 0.4553%의 오차율을 보였으며, Cowell Medi의 경우 15Ncm에서 0.3476%의 오차율을 보였고, 25Ncm에서는 0.4583%의 오차율, 35Ncm에서는 0.8976%의 오차율을 보였다. Nobel Biocare의 경

Table 2. Mean, standard deviation and Error rate of 12 tested torque values

Type	Group	Mean(Ncm)	SD	Error rate
Torque driver	3i 20	19.9767	±1.5194	0.2774%
	3i 32	29.7133	±2.4938	0.4553%
Torque indicating device	CM15	14.8600	±1.9036	0.3476%
	CM25	26.0333	±2.5100	0.4583%
	CM35	39.0800	±4.9162	0.8976%
	NB15	13.1200	±1.0977	0.2004%
	NB35	32.9067	±1.4706	0.2685%
	ST15	13.5167	±0.8111	0.1481%
	ST35	34.3367	±1.5304	0.2794%
Torque limiting device	OS10	10.5100	±0.2040	0.0372%
	OS20	19.2867	±0.6745	0.1231%
	OS30	28.5533	±0.5393	0.0985%

(3i:3i, CM:Cowell Medi, NB:Nobel Biocare, ST:Straumann, OS:Osstem)

우 15Ncm에서 0.2004%, 35Ncm의 경우 0.2685의 오차율을 보이고, Straumann의 경우 15Ncm의 경우 0.1481%의 오차율을 보이고, 35Ncm의 경우 0.2794%의 오차율을 보였다. Osstem 10Ncm의 경우 0.0372%, 20Ncm의 경우 0.1232%, 30Ncm의 경우 0.0985%의 오차율을 보였다.

각각의 토크발생 장치에서 측정된 평균값을 설정된 토크값과 비교해 보았을 때 Osstem 10Ncm과 30Ncm에서 작은 오차율을 보였으며 Cowell Medi의 35Ncm과 25Ncm에서 큰 오차율을 보였다.

각 장치가 일정한 토크를 발생시키는지 살펴보기 위해 각 토크발생장치의 최대값과 최소값을 살펴보았다(Tabel Ⅲ). 3i의 20Ncm의 경우 최대값 12%, 최소값 13.5%, 3i의 32Ncm의 경우 최대값 8.5%, 최소값 16.6%, Cowell Medi의 15Ncm의 경우 최대값 84%, 최소값 24%, Cowell Medi의 25Ncm의 경우 최대값 25.2%, 최소값 10%, Cowell Medi의 35Ncm의 경우 최대값 34%, 최소값 24%, Nobel Biocare의 15Ncm의 경우 최대값 3%, 최소값 24%, Nobel Biocare의 35Ncm의 경우 최대값 8%, 최소값 12%, Straumann의 15Ncm의 경우 최대값 0%, 최소값 20%, Straumann의 35Ncm의 경우 최대값 4%, 최소값 12%의 오차율을 보였고, Osstem의 10Ncm의 경우 최대값 11%, 최소값 2%, Osstem의 20Ncm의 경우 최대값 7%, 최소값 9%, Osstem의 30Ncm의 경우 최대값 0%, 최소값 8%을 보였다. 각 토크발생장치의 최대값과 최소값을 살펴본 결과 최대값에서는 Straumann의 15Ncm, Osstem의 10Ncm에서, 최소값에서는 Osstem의 10Ncm에서 오차율이 가장 작게 나타났으며 최대값에서 Cowell Medi의 25Ncm, 최소값에서 Cowell Medi의 15Ncm에서 오차율이 가장 크게 나타냈다.

표준화 방법을 이용하여 각 토크발생장치의 힘의 크기, 즉 토크발생장치 설정값과 평균값의 차이를 거리값의 개념(χ^2값)으로 변환한 후 5개 회사, 12개 설정값에 대한 χ^2분포를 구성하고 그 평균값을 Table Ⅳ에 나타내었다.

3i의 20Ncm의 경우 0.4653, 3i의 32Ncm의 경우

Table 3. Maximum, minimum and Error rate of 12 tested torque values

classification	Group	Maximum(Ncm)	Error rate of Maximum	Minimum(Ncm)	Error rate of Minimum
Torque driver	3i 20	22.4	12.0%	17.3	13.5%
	3i 32	35.0	8.5%	26.2	16.6%
Torque indicating device	CM15	27.6	84.0%	11.4	24.5%
	CM25	31.3	25.2%	22.5	10.0%
	CM35	46.9	34.0%	26.6	24.0%
	NB15	15.5	3.0%	11.3	24.0%
	NB35	37.9	8.0%	30.8	12.0%
	ST15	15.1	0.0%	12.0	20.0%
	ST35	36.6	4.0%	30.6	12.0%
Torque limiting device	OS10	11.1	11.0%	10.2	2.0%
	OS20	21.4	7.0%	18.1	9.0%
	OS30	30.2	0.0%	27.6	8.0%

(3i:3i, CM:Cowell Medi, NB:Nobel Biocare, ST:Straumann, OS:osstem)

0.8702, Cowell Medi의 15Ncm의 경우 0.5808, Cowell Medi의 25Ncm의 경우 0.8040, Cowell Medi의 35Ncm의 경우 2.3000, Nobel Biocare의 15Ncm의 경우 0.8414, Nobel Biocare의 35Ncm의 경우 0.3754, Straumann의 15Ncm의 경우 0.4595, Straumann의 35Ncm의 경우 0.4182의 거리값의 평균을 보였고, Osstem의 10Ncm의 경우 0.0275, Osstem의 20Ncm의 경우 0.1219, Osstem의 30Ncm의 경우 0.0779의 거리값의 평균을 보였다(Tabel Ⅳ). Cowell Medi의 35Ncm에서 거리값의 평균이 가장 크게 나타났으며 Osstem의 10Ncm에서 거리값의 평균이 가장 작게 나타냈다.

설정값에 대한 서로간의 유의성을 조사하기 위하여 χ^2분포를 구성하고 측정값에 대한 One-way ANOVA(Turkey test)를 이용하여 95% 유의수준에서 검증한 결과 5% 유의수준에서 모두 통계적으로 유의성을 나타내었다 .

Ⅳ. 총괄 및 고안

대부분의 임플란트 시스템은 보철적인 수복방식이 시멘트 유지형이든 나사 유지형이든지 지대주 나사를 사용하게 된다. 나사를 사용함으로써 철거가능성과 하중에 대한 완압이라는 장점을 가지기도 하지만, 그와 동시에 나사의 풀림과 파절 등을 비롯한 많은 문제점을 내포하기도 한다. 임플란트 지대주 나사의 풀림현상의 원인에는 부적절한 조임, 부정확한 구조물의 적합, 구조물의 유연성, 침하현상, 나사 구멍에 낀 찌꺼기, 나사의 디자인, 골의 탄성 등 여러 가지가 있다[6].

Jaarda[21]는 나사풀림의 가장 근본적인 원인이 부적절하게 적용된 토크와 전하중의 상실이라고 하였으며, 임상에서 단지 손으로만 지대주 나사를 잠글 때 오차는 15%에서 48%까지 되는 것으

Table 4. χ^2 distribution

	Mean	SD	Standard error	P<0.05
3i 20	0.4653	±0.1918	0.1107	*
3i 32	0.8702	±0.4129	0.2384	*
CM15	0.5808	±0.5685	0.3282	*
CM25	0.8040	±0.2003	0.1156	*
CM35	2.3000	±1.8631	1.0757	*
NB15	0.8414	±0.2216	0.1279	*
NB35	0.3754	±0.3273	0.1890	*
ST15	0.4595	±0.0943	0.0544	*
ST35	0.4182	±0.2494	0.1440	*
OS10	0.0275	±0.0183	0.0106	*
OS20	0.1219	±0.1434	0.0828	*
OS30	0.0779	±0.0337	0.0194	*

*:siginificant at 0.05 level
(3i:3i, CM:Cowell Medi, NB:Nobel Biocare, ST:Straumann, OS:Osstem)

로 여겨진다[22]. 통상 사용되는 조임력의 양은 지대주 나사위에 잠금나사를 조일 때는 10Ncm, 지대주 나사를 조일 때는 20Ncm의 힘을 사용하고 있으며 단일 보철물 연결 나사에서는 32Ncm의 힘으로 조인 뒤 상부 보철물을 접착하는 방법을 쓰고 있는 데 실제 Goheen와 Binon [22,23]은 손으로 잡아서 사용하는 hand screw driver를 가지고 일정 회전력으로 지대주 나사를 조이게 한 후 발생한 회전력을 측정한 결과, 술자에 따라 많은 차이를 보였으며, 이러한 hand screw driver는 일반적으로 20Ncm보다 더 큰 토크는 만들 수 없다고 하였다. Delinges 등[24]의 연구에서도 hand screw driver로 주어진 평균 토크는 11.55Ncm 임을 보여주었으며 남, 녀 간에도 차이가 있었음을 보고하였다. 위와 같은 결과를 종합해보면, Sherwood 등[25]이 적절한 회전력 적용기구의 사용이 잠금나사의 헐거워짐을 감소시켜 준다고 한 바와 같이 임상에선 반드시 hand screw driver 대신에 다른 기계적인 토크발생장치의 사용이 필수적임을 알 수 있다. 이와 같은 많은 연구결과에 따라 적정한 토크를 얻기 위하여, hand screw driver를 이용하여 손으로 지대주 나사를 잠가 주는 것은 부적절하다고 생각되며 기계적 혹은 전동 토크발생장치를 사용하는 것이 반드시 필요하다고 사료된다.

기계적 토크발생장치의 경우, Gutierrez 등[26]은 처음 수동 토크발생장치를 사용 시 목표 토크와는 다른 토크가 발생되었기 때문에 수동 토크발생장치의 경우 임상에서 사용 시 처음 몇 회 돌려준 후에 사용할 것을 제안하였으며 스프링 부식이 있는 경우 힘의 크기가 변하면 토크가 높게 나타날 수 있다고 하였다. Dellinges[24]는 토크발생장치의 사용빈도와 장치에 들어간 이물질과 장치의 부식 등에 의해 부정확하고 부적절한 토크가 발생한다고 하였다.

본 연구는 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 기계적 토크발생장치를 이용하여 임플란트 보철물을 연결해주는 지대주 나사를 잠그는 힘인 조임력이 각 회사에서 주장하는대로 정확한 토크가 발생하는지와 각 회사 간의 토크발생장치의 정확도에 차이가 있는지를 실험하였다. 이러한 토크발생장치의 정확성을 실험하여 임상에서 좀 더 일정하고 정확한 회전력을 발휘하는 토크발생장치가 어떤 것인지 쉽게 알 수 있게 해주어 임상에서 선택의 한 지침으로 사용할 수 있게 하기 위하여 실험을 하였다.

30Ncm 전후의 토크를 각 회사별로 토크발생장치에서 측정된 평균값을 설정된 토크값과 비교해 본 결과 3i의 32Ncm의 경우 0.4553%의 오차율을 보였으며, Cowell Medi의 35Ncm에서는 0.8976%의 오차율 보였고 Nobel Biocare의 35Ncm의 경우 0.2685%의 오차율을 보이고, Straumann의 35Ncm의 경우 0.2794%의 오차율을 보였다. Osstem의 30Ncm의 경우 0.0985%의 표준오차를 보였다(Tabel 2). 따라서 30Ncm 전후의 토크에서는 Osstem의 경우가 설정값에 가장 근사한 결과를 보였으며 Cowell Medi의 경우가 설정값과의 차이가 가장 큰 결과를 보였다.

각 장치가 일정한 토크를 발생시키는지 살펴보기 위해 각 토크발생장치의 최대값과 최소값을 살펴보았으며 최대값과 최소값의 수치가 설정값과 차이가 클수록 각 토크발생장치가 부정확 하다고 할 수 있다. 30Ncm 전후의 토크를 각 회사별로 토크발생장치에서 측정된 최대값과 최소값의 수치와 설정값과의 차이를 비교해 본 결과 3i의 32Ncm의 경우 최대값 8.5%, 최소값 16.6%, Cowell Medi의 35Ncm의 경우 최대값 34%, 최소값 24%, Nobel Biocare의 35Ncm의 경우 최대값 8%, 최소값 12%, Straumann의 35Ncm의 경우 최대값 4%, 최소값 12%의 오차율을 보였고, Osstem의 30Ncm의 경우 최대값 0%, 최소값 8%을 보였다(Table 3). 30Ncm 전후의 토크에서 최대값과 최소값의 수치가 설정값과의 차이가 Cowell Medi의 35Ncm에서 가장 크게 나타났으며 Osstem의 30Ncm에서 가장 적게 나타났다. 본 연구에서는 각 제품별로 실험값이 동일하지 않으므로 인해 힘의 크기인 뉴턴에 대한 기준이 다르다. 그러므로 단순히 오차의 크기만을 가지고 정확성을 따지는 것은 비약적일 수 있으므로 어떤 실험값이 더 정확한지 비교할 수 없다. 따라서 각각 장치의 설정값들을 동일한 기준으로 표준화하는 작업이 필요하다. 이를 위해 χ^2분포

를 이용하여 측정값들을 표준화하고 동일한 기준으로 변환하였다.

$$\chi^2 = \sum \frac{(\tilde{x} - \bar{x})^2}{\bar{x}}$$

($\tilde{x}$: 토크발생장치 설정값, $\bar{x}$: 토크발생장치 측정값의 평균)

이러한 표준화 방법을 이용하여 각 토크발생장치의 힘의 크기, 즉 토크발생장치 설정값과 평균값의 차이를 거리값의 개념(χ^2값)으로 변환하였다. 토크발생장치의 사용에 따른 측정값이 토크발생장치의 힘의 크기(설정값)에 근접할수록 정확하다고 할 수 있으므로 χ^2분포의 평균값이 작으면 작을수록 토크발생장치의 정확도가 올라간다고 볼 수 있다.

결과적으로, 토크발생장치 Osstem의 10Ncm이 거리값의 평균값이 가장 적으므로 토크발생장치의 정확도가 가장 높고 Cowell Medi의 35Ncm이 거리값의 평균값이 가장 크므로 정확도가 가장 떨어진다고 볼 수 있다(Table 4). 그리고 One-way ANOVA(Turkey test)를 이용하여 95% 유의수준에서 검증한 결과, 5% 유의수준에서 모두 통계적으로 유의한 값을 갖고 있다. 즉, 각각의 토크발생장치의 χ^2분포가 서로 유의한 차이를 보인다고 할 수 있다.

본 실험에 사용한 수동 토크발생장치의 형태에 따라서의 정확성을 비교해보면 Osstem의 torque limiting device가 좋은 결과를 보여주었고 Cowell Medi, Nobel Biocare, Straumann의 torque indicating device 형태는 제조사에 따라 정확도에 있어 상이한 결과를 나타냈다. 특히 Cowell Medi의 경우는 Nobel Biocare, Straumann과는 달리 눌러서 토크를 조절하는 방식으로 Nobel Biocare, Straumann의 당겨서 토크를 조절하는 방식에 비해 정확성이 떨어지는 것으로 나타났다. 그러나 torque driver, torque indicating device, torque limiting device와 같은 수동 토크발생장치의 형태에 따라서는 One-way ANOVA(Turkey test)를 이용하여 95% 유의수준에서 검증한 결과 5% 유의수준에서 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다.

실험을 통해 이와 같은 결과를 얻었지만 본 연구에 사용한 표본은 새것이 아니고 임상에서 사용하던 것으로, 각 기계마다 구체적으로 몇 년을 사용한지가 분명하지 않았다. 대략 새 것에서부터 임상에서 5년 정도 사용한 것들 중 무작위로 표본을 선정하여 실험에 사용했기 때문에 장치의 사용빈도 차이와 스프링 부식 등에 의해 실험의 정확성에 오차가 나타날 수 있을 것으로 사료된다. 특히 3i의 경우, 연구에 사용한 표본 중 가장 오랫동안 사용한 것들이기 때문에 다른 것보다 정확성에 있어서 오차가 심할 수 있고 그 외 표본들은 사용한지 얼마 되지 않은 것들이기 때문에 비교적 오차가 적었을 것으로 생각한다.

마지막으로 본 연구에서는 각 회사의 수동 토크발생장치의 표본수가 10개 정도로 제한되어 있으므로 좀 더 많은 수의 표본을 가진 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임상에서 사용되고 있는 5개 회사의 수동 토크발생장치들이 얼마나 일정하고 정확한 조임력을 발휘하는지 알아보고, 각각의 장치들이 통계적으로 유의한 차이가 있는지를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각각의 토크발생장치에서 측정된 평균값을 살펴 본 결과 Osstem의 10Ncm과 30Ncm에서 작은 오차율을 보였으며 Cowell Medi의 35Ncm과 25Ncm에서 큰 오차율을 나타내었다.
2. 각 토크발생장치의 최대값과 최소값을 살펴본 결과, 최대값에서는 Straumann의 15Ncm, Osstem의 10Ncm에서, 최소값에서는 Osstem의 10Ncm에서 오차율이 가장 작게 나타났으며, 최대값에서 Cowell Medi의 25Ncm, 최소값에서 Cowell Medi의 15Ncm에서 오차율이 가장 크게 나타났다.
3. 각각 장치의 설정값 자체가 서로 다르므로 표준화 이후의 비교에서는 Osstem의 10Ncm이 비교적 높은 정확도를 나타냈으며, Cowell Medi의 35Ncm이 비교적 낮은 정확도를 나타

내었고 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다.

4. Torque driver, torque indicating device, torque limiting device와 같은 수동 토크발생장치의 형태에 따라서는 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다.

본 연구 결과 5개 회사의 제품 모두 크기의 차이는 있으나 어느 정도의 오차와 편차를 보이고 있었다. 이것은 정확한 회전력을 전달하는데 어려움이 있다는 것을 의미한다. 따라서 치과의사는 자신이 사용하는 토크발생장치가 일정하고 정확한 토크를 반복적으로 발생시키는지 정기적으로 검사하고 교정을 받아야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Taylor A. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79:74-78.
2. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent 1993;21:203-208.
3. McGlumphy EA. Kerby RE, Elfers CL. A comparison of screw preload for the single tooth implant. J Dent Res 1994;73:203-209.
4. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90:121-132.
5. Martin WC, Woody RD, Miller AW. Implant screw rotations and preloads for four different screw materials and surface. J Prosthet Dent 2001;86(1):24-32.
6. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:8-63.
7. Miller RB, McGlumphy EA, Kerby RE. Comparison of abutment screw preload in different implant designs. J Dent Res 1994;73:202-208.
8. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:353-359.
9. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac implants 1995;10:529-536.
10. Burguette RL, John RB, King T. Patterson EA. Tightening characteristic for screwed joint in osseointegrated dental implant. J Prosthet Dent 1994;71:592-600.
11. Motosh N. Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range. J Eng Ind 1976;98:849-851.
12. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect. J Oral Implantol 2003;29:242-245.
13. Binon P, Sutter F, Beaty K. Brunski J. Gulbransen H. Weiner R. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:48-63.
14. Tan KB, Nicholls JI. Implant prostheses screw joint compressive preload with hand torque driver vs. electri torque driver. J Dent Res 1994;73:203-209.
15. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42: 71-89.
16. Dellinges M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy a of mechanical torque wrench system for implant restorations. J Prosthet Dent 1996;75:93-98
17. Rogers D. Engineering a device for installing dental implants. Mechanical engineering 1992;114(4):72-73.
18. Standlee JP, Caputo AA. Accuracy of electric torque limiting device for implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:278-281.
19. Ricardo Mitrani, Jack I, Keith M, Tsun Ma. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16:394-399.
20. Jont P, Angelo A, Ming-ya J. Tao T. Accuracy of mechanical torque limiting devices for implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:220-224.
21. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. Implant Dent 1994;3:17-21.
22. Goheen KL,Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handle screw drivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants

1994;9:149-155.
23. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. J Prosthet Dent. 1998;79:430-432.
24. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. Int J Prosthodont 1993;2:212-214.
25. Sherwood RL Jr, Sullivan DY. Concepts and techniques of single-tooth implant restorations. Esthet Dent Update 1991;2:16-22.
26. Gutierrez J. Nicholls JI, Libman WJ, Buston TJ. Accuracy of the Implant Torque Wrenches Following Time in Clinical Service. Int J Prosthodont 1997;17:562-567.

Correspondence to : Chae-Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, 421, Seosuk-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea.
Tel: 82-62-220-3826. Fax: 82-62-227-2363.
E-mail: jhajung@mail.chosun.ac.kr

- ABSTRACT -

The Comparison of the Accuracy upon the Manual Torque Generating Devices for the Implant

Dong-Hwan Kim, Han-Su Kim, Sang-Ho Oh, Chae-Heon Chung

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

Various methods and torque generating devices are developed and employed to apply proper torque clinically. In this study, clinically used torque control devices are measured whether uniformed and precise torque are generated. Digital torque gauge are employed for measurement and torque driver, torque limiting device, torque indicating device are used for torque generating devices. χ^2 distribution was formed and One-way ANOVA(Turkey test) was performed to measure torque values generated by each torque generating device. In the results, all companies have been shown slight errors and deviations. This indicates a difficulty of applying precise torque. Therefore, it would be recommended torque generating device should be checked whether uniformed and precise torque can be generated and an error should be corrected.

Key words: dental implants, torque generating devices