

## 구강내에서 임플란트 지대주 형성 시 내부연결방식과 외부연결방식간의 열전달 효과 비교

아주대학교 의과대학 치과학교실

허중보 · 고석민

### I. 서 론

높은 골유착형 임플란트의 성공률은 모든 치아 결손 증례에 적용될 수 있는 예지성 높은 치료법으로 자리 잡았지만, 여전히 어느 정도의 치료실패율은 인정되고 있으며, 실패에 대한 많은 원인이 보고되고 있다.<sup>1-3)</sup> 특히 임플란트 시술 후 초기 실패의 원인으로 식립 시 발생된 과도한 열을 주목해 왔으며, 발생열과 골조직 괴사간의 관계에 대한 연구는 활발한 편이다.<sup>4)</sup> 한편, 일단 골유착이 획득된 후 발생하는 임플란트 실패는 주로 상부구조 디자인 불량, 등 하중 분산의 문제에 연관되어 왔다.

초기 상부구조는 주로 나사 연결형이었으나, 연결 나사를 위한 상부 홈으로 인한 심미적 결함 및 기계적 취약성, 수동적 적합 획득의 어려움 등의 이유로 시멘트 연결형 상부구조의 채택이 증가하고 있는 추세이다. 그러나 시멘트 연결형 구조는 술자가 원하는 시기에 탈부착이 어려운 문제점이 지적되고 있다.<sup>5)</sup> 한편 임플란트 고정체의 식립 위치 이상, 식립 각도 불량, 고합간극 부족 등의 경우에 시멘트 연결용 지대주의 형성이 불가피하며, 이 과정은 구강 내에서 직접 지대주를 삭제하는 경우가 빈번하다.

Robinson 등<sup>6)</sup>은 고속 핸드피스를 이용한 지대주 삭제 시 발생하는 마찰열에 의한 치수 손상의 가능성에 대해 경고하였다. 한편 임플란트 지대주는 대

부분 금속제의 열전달성이 높은 재료로 되어 있고, 임플란트 고정체에 직접 연결되어 있으며, 임플란트와 골 계면 간에 직접적인 결합이 이뤄져 있어 고정체에 발생된 마찰열이 골-임플란트 계면까지 전달되어 골조직의 손상 가능성이 있다.

초기 브레네막 임플란트 시스템은 고정체와 지대주 간 연결 방식에 외부 육각구조를 채택하여 널리 사용돼 왔으나, 그 후 스위스 Bonafit Implant(ITI 임플란트 시스템)이 내부 팔각연결 방식을 채택한 후 다양한 연결 구조를 가진 임플란트 시스템이 개발되어 있다. 이회 수술법에 주로 이용되는 외부 연결 시스템은 회전 방지 기구와 재탈착이 가능하다는 점, 그리고 같은 외부 육각 구조를 가진 다른 시스템과의 호환이 가능하다는 장점을 가진 반면, 미세 동요의 가능성, 회전 중심이 높기 위치하여 회전 운동이나 측방 운동에 대한 낮은 저항성, 미세 간극에 따른 골 흡수 등이 단점을 가지며, 주로 일회 수술법에 채택되고 있는 내부 연결 구조는 지대주 연결의 용이성, 낮은 회전 중심에 따른 측방 하중에 대한 높은 저항성, 그리고 고정체와 지대주간 접촉 면적이 넓어 더 안정적이고 하중 분산에 유리하다고 주장되고 있다.<sup>7,8)</sup> 그러나 지대주 삭제 시에는 내부 연결 구조의 넓은 접촉 면적은 오히려 지대주 삭제 시 발생열을 하부 임플란트 고정체에 더 쉽게 전달할 수 있는 불리한 구조로 작용할 수 있다고 추측할 수 있다.

※본 연구는 2006년도 (주)오스템 연구 지원으로 이루어졌음.

본 연구의 목적은 임상 시술과정과 유사한 환경의 모형 상에서 지대주 삭제 과정시, 골-임플란트 계면과 인접 주위 연조직에 전달되는 열을 측정하여 골조직 및 주위 조직에 유해한 자극 정도를 평가하고 임상적 의의를 찾는 데 있다.

이에 저자는 임상 시술 과정을 모방한 모형 상에서 서로 연결 방식을 달리한 지대주에 대해, 고속 회전시와 저속 회전시, 그리고 주수의 유무에 따른 열 전달 효과에 대한 연구에서 약간의 지견을 얻어 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 시편의 제작

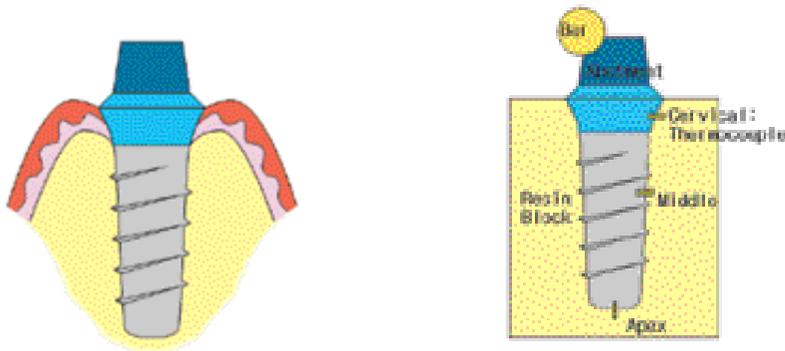
국산 Osstem<sup>®</sup> implant(Osstem dental implant, Pusan, South Korea), 직경 4mm, 길이 13mm의 외부 연결 형태인 USII 임플란트 고정체를 사용하여 고정체의 첫 번째 나사산 상부의 기계 절삭면 중앙(cervical), 고정체의 중간(middle), 고정체의 근첨(apex)에 각각 열전대(thermocouple wire)를 부착하였다(Fig. 1). 고정체의 플랫폼과 외부 연결 구조가 아크릴릭 레진 블락에 매몰되지 않게 주의하면서, 아크릴릭 레진으로 제작된 하악골 모형에 포매하

였다. 여기에 Osstem<sup>®</sup> implant에서 출시되는 외부 연결형 임플란트에 사용되는 시멘트 접착형 지대주인 Cemented Abutment(platform 직경: 4.1mm, 마진부 직경: 5.0mm, 지대주 높이: 5.5mm, collar 높이: 3mm)를 연결하였다.

같은 방법으로 직경 4.1mm, 길이 13mm의 내부 연결 형태인 SSII 임플란트 고정체를 사용하여 세 부위에 열전대를 부착하고 아크릴릭 레진 블락에 포매하였다. 상부 지대주는 Osstem<sup>®</sup> implant에서 출시되는 ComOcta Abutment(platform 직경: 4.3mm, 지대주 높이: 4mm)를 연결하였다. ComOcta Abutment는 내부 연결형 시멘트 접착형 지대주로 외부 연결형에 사용한 Cemented Abutment와 그 형태가 유사하다. 즉 두 지대주 모두 Screw에 의해 고정되는 2-Piece 구조를 가진다.

### 2. 지대주 삭제

본 실험은 실내온도 20℃의 밀폐된 방에서 행하여졌다. 각각의 지대주를 연결한 실험모형은 항온 수조에 담그기 전 지대주의 치경부에 리버뎀을 장착하므로써 항온 수조 내의 물에 의한 영향을 최소화하였고 수조 내의 물의 온도는 37℃로 일정하게 유지하였다.



**Fig. 1.** Experimental setup in this study.

Cervical thermolement was located in the middle of the machined surface of fixture which would correspond clinically to the level of the connective tissue. Middle thermolement was located in the middle of fixture, Apex thermolement was located at the lowest tip of fixture. The change in temperature were measured while reduc-

지대주 삭제는 실제 임상에서 사용되는 치과 진료용 체어의 고속, 저속 핸드피스를 이용하여, 구강 내에서 고속 핸드피스를 이용해 지대주를 삭제하고 저속 핸드피스를 이용해 연마를 시행한다는 가정 하에 실험을 설계하였다. 삭제 회전 속도는 고속 핸드피스에서 30만 rpm, 저속 핸드피스는 4만 rpm 이었다. 삭제 시 발생열의 냉각을 위해 핸드피스에서 방출되는 냉매는 실온에 방치된 약 20℃의 물을 사용하여 일상의 임상 조건에 따른 실험 환경을 조성하였다. 사용된 실험에 부여한 각각의 조건과 상품명은 아래 Table I과 같다.

혼란변수를 최소화하기 위해 고속, 저속에 사용되는 바는 각각 한가지로 통일하는데, 고속삭제는 코메트 다이아몬드 바 (Brasseler GmbH&Co. KG)를 저속 연마는 실리콘 포인트(Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 사용하였다. 또한 냉각 주수의 정도도 그

변수를 줄이고자 충분한 주수와 전혀 주수를 하지 않는 두 가지 경우만을 상정하였다.

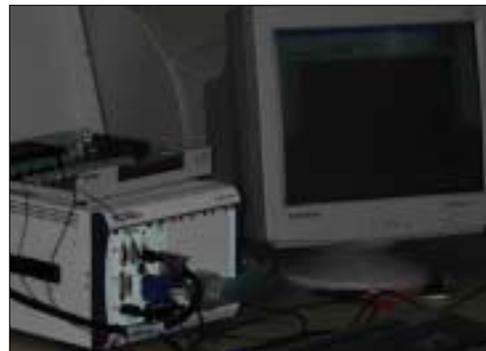
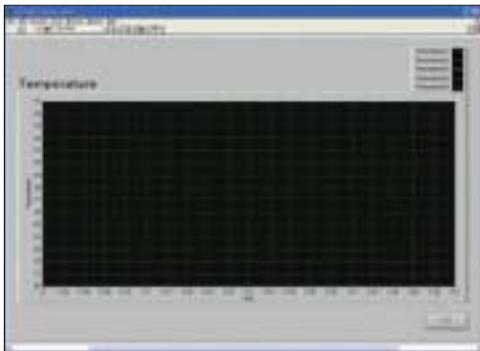
지대주 삭제 시 단 한명의 실험자에 의해 시행하였고 실험 전 연습을 통해 일정한 힘을 지속하여 삭제하도록 훈련하였다. 고속 핸드피스로 삭제 시는 지대주 상부를 수평으로 1mm 삭제하였고 저속 핸드피스는 30초 동안 연마하는 것으로 하였다. 각각의 실험군은 5회씩 시행하여 각 부위 별로 평균값을 구하였다.

### 3. 온도의 측정

온도의 측정은 온도 측정 센서로 K 형태 열전대를 이용하여, 시편에 포매된 고정체의 첫 번째 나사산 상부의 기계 절삭면 중앙(cervical), 고정체의 중간(middle), 고정체의 근첨(apex)에 각각 열전대(ther-

**Table I.** Each experimental groups

	Abutment	handpiece	coolant
1	Cemented	high speed	air & water
2			nothing
3		low speed	air & water
4			nothing
5	ComOcta	high speed	air & water
6			nothing
7		low speed	air & water
8			nothing



**Fig. 2.** Temperature measuring equipment and Program.

The LabView(National Instrument, Texas, US) was used as the software in the monitoring system, PXI6259(National Instrument, Texas, US) was used as the hardware.

mocouple wire)를 부착하였다.

모니터링 시스템(Fig. 2)은 LabView(National Instrument, Texas, US)를 소프트웨어로, PXI-6259(National Instrument, Texas, US)를 하드웨어로 사용하여 0.5초 간격으로 Cervical, Middle, Apex 세부분의 데이터를 수집하였다. 측정 정확도는  $\pm 1^\circ\text{C}$ 였다.

#### 4. 통계분석

통계분석방법은 Mann-Whitney rank-sum test를 사용하여 각 실험군에서 주수를 통한 냉각을 한 그룹과 하지 않은 그룹간의 상관관계를 알아보았다. 이때 유의 수준은 0.05로 하였다. 또한 각 연결 방식 차이에 따른 발생열 전달 효과를 확인하기 위해 Wilcoxon / Kruskal-Wallis Tests을 이용하여 각 지대주의 부위별, 주수의 유무별로 같은 조건하에 온도 변화 차이의 상관 관계를 비교 분석하였다. 유의 수준은 0.05로 하였다.

### Ⅲ. 연구 결과

Cemened Abutment, ComOcta Abutment를 각각 USII, SSII 고정체에 장착하고 각각의 지대주를 삭제 시 고정체의 치경부, 중앙부, 근첨부의 온도 변화를 5회씩 측정하여 Table II, III과 같은 결과를 얻었다. 각각의 삭제 시 변수는 냉각수의 주수 유무로 하였고 고속 삭제 시와 저속 삭제 시 각각을 기록하였다.

Cemented Abutment의 경우 고속, 저속 삭제 모두에서 주수를 하지 않은 경우 상당한 온도 상승을 보였다. 특히 치경부에서 그 온도 상승이 더욱 크게 관찰되었다. 모든 부위에서 주수를 하지 않은 경우 주수를 한 경우와 비교하여 통계적으로 유의차가 있었다( $P < .05$ ). 저속 삭제의 경우 주수 시 오히려  $37^\circ\text{C}$  미만으로 온도가 떨어지는 경향을 나타내었다. 이 경우 다른 실험군과 반대로 최저온도를 기록하여 평균값을 기록하였다.

**Table II.** Mean temperature and statistical significance of temperature for external connection type abutment

Abutment type	Handpiece type	Position	Coolant	Mean temperature	Statistical significant difference of temperature (p-value)
Cemented	High	Apical	yes	36.9	0.009
			No	52.1	
Cemented	High	Cervical	yes	37.1	0.009
			No	52.9	
Cemented	High	Middle	yes	37.9	0.009
			No	52.2	
Cemented	Low	Apical	yes	36.4	0.009
			No	40.2	
Cemented	Low	Cervical	yes	36.4	0.009
			No	59.3	
Cemented	Low	Middle	yes	36.6	0.009
			No	40.1	

**Table III.** Mean temperature and statistical significance of temperature for internal connection abutment

Abutment type	Handpiece type	Position	Coolant	Mean temperature	Statistical significant difference of temperature (p-value)
Octa	High	Apical	yes	37.4	0.009
			No	40.1	
Octa	High	Cervical	yes	37.6	0.009
			No	56.8	
Octa	High	Middle	yes	37.4	0.009
			No	42.1	
Octa	Low	Apical	yes	37	0.0086
			No	38.9	
Octa	Low	Cervical	yes	36.3	0.009
			No	54.1	
Octa	Low	Middle	yes	37.1	0.009
			No	41.1	

**Table IV.** P-value among Cemented Abutment Vs ComOcta Abutment: Wilcoxon/Kruskal-Wallis Tests was used to compare significance differences, P<0.05 has statistic significance

	Cervical	Middle	Apex
HWC	0.25	0.35	0.17
HWOC	0.12	0.75	0.60
LWC	0.40	0.75	0.40
LWOC	0.08	0.46	0.12

HWC : high speed preparation with coolant

HWOC : high speed preparation without coolant

LWC : low speed preparation with coolant

LWOC : low speed preparation without coolant

ComOcta Abutment의 경우 Cemented Abutment와 비슷한 양상을 보였지만, 주수 시에도 일시적인 온도 상승이 관찰되었으며 특히 치경부에서는 주수 시에도 45.4℃의 높은 온도를 보였다. 주수를 하지 않았을 때 모든 부위에서 온도 상승은 뚜렷하였다 (P< .05).

Table IV는 Cemented Abutment와 ComOcta Abutment 사이에 각 조건별, 각 부위별 온도를 통계 처리하여 P-value를 구한 것으로 0.05 미만일 때 통계적 유의성이 있다고 말할 수 있는데 어느 부위에서, 그리고 어떤 조건에서도 0.05 미만의 수치가 없는 것으로 보아 외부연결구조와 내부연결구조 간에 열전달효과는 통계적으로 유의차가 없었다.

#### Ⅳ. 총괄 및 고찰

시멘트 유지형 상부구조는 필요시 구강 내에서 제거가 어렵다는 문제로 임상에서 쉽게 받아들여지지 못하였다. 또한, 심미적으로 중요한 부위에서 크라운이 치은 연하에 위치했을 때, 접착 시 사용된 시멘트를 발견하여 제거하기 어렵기 때문에 시멘트가 잔존할 가능성이 있고 시멘트 제거 시에 보철물 표면을 거칠게 만들면 치태 침착이 용이해져서 임플란트 주위염에 이환될 가능성이 높아진다.<sup>9)</sup> 시간이 경과함에 따라 시멘트의 용해가 발생하여 보철물 하방으로 타액이나 음식물의 침투는 미생물의 증식과 악취의 원인이 될 수 있다. 그러나 나사 유지형 상부구조는 교합면에 연결 나사를 위한 홈이 위치하므로 심미적인 결함을 가지고 있으며 교합 접촉이 배제된다는 점 때문에 최근에 시멘트 유지형 상부구조의 이용이 증가하고 있다. 또한 제작 과정의 용이함과 낮은 제작 비용<sup>5)</sup>, 보철물과 지대주 간에 수동적 적합의 획득이 용이하다는 점<sup>10)</sup>도 시멘트 유지형 상부구조의 장점으로 주장되고 있다. 한편 다수 임플란트 적용 증례에서 임플란트 간 식립 방향이 불량하거나, 식립 위치가 벗어난 경우 임플란트 축 방향을 개선시키기 위해 각진 지대주의 사용이나 지대주 측면의 삭제가 필요하다. 또한 교합간극이 적은 경우에도 상부구조의 충분한 두께를 확보하기 위해 교합면의 삭제가 불가피한 경우도 있다.<sup>11)</sup>

드릴링시 삭제용 바와 치아 조직이나 치과 수복 재료간에 발생하는 마찰열에 의한 생체 조직의 열손상에 대해 많은 연구가 진행되어 왔다. 고속 핸드피스를 이용한 치아 삭제에 관한 연구로 Schuchard 등<sup>12)</sup>은 치수강 내에 열전대를 부착하고 회전수를 달리한 생활치 형성 실험을 한 결과 공기 냉각만으로 30초 내에 -4.9°F 온도저하를 관찰하였는데, 이는 상아질의 낮은 전도성과 혈액순환에 의한 생성열의 발산에 의한 것으로 추측하였다. 또한 온도 상승의 측면에서 보면 회전수가 증가할수록 치수강의 온도 상승효과는 낮게 나타나며 공기나 공기-물 혼합 분사 냉각으로 효과적으로 치수 손상을 방지할 수 있다고 주장하였다.<sup>15)</sup> 그러나, Stanley 등<sup>13)</sup>은 조직학적 연구에서 냉각이 적절하게 이뤄졌다하더라도 8온스 이상의 힘을 가했을 때 치수의 염증 반응을 발견할 수 있었

음을 보고하면서, 치수조직의 염증 반응의 원인은 냉각보다 삭제 시 압력을 가하는 것이 더 중요한 요인이라고 주장하였다. 한편 Goodis 등<sup>14)</sup>과 Lochar<sup>15)</sup>은 공기-물 혼합 분사장치 없이 단지 치과용 핸드피스에 부착된 공기 냉각만으로도 치수 손상을 방지하는데 충분하다고 하였는데, 특히 Lochar는 1970년부터 1989년까지 치료된 1847개 치아의 치료기록 분석에 의한 보고에서 삭제 시 1-3온스의 가벼운 힘을 적용하면 핸드피스에서 분사되는 공기 냉각만으로도 치수 괴사나 동통, 과민 반응과 같은 치수 손상을 방지할 수 있다고 주장하였다. 따라서 드릴링 시 발생 열은 예리한 기구의 사용, 적절한 냉각 장치, 그리고 낮은 삭제 압력의 적용으로 감소시킬 수 있다고 하였다.<sup>16)</sup>

Albrektsson 등<sup>2)</sup>은 임플란트 성공 조건으로 재료의 생체 적합성, 임플란트 표면, 골질을 포함한 식립 부위의 건강 상태, 수술 기법, 치유 기간, 보철물 디자인 등 6가지 요인을 언급하고, 많은 문헌을 조사하여 그들이 정한 성공기준에 기초하여 하악에서 15년 임플란트 생존률이 91%라고 보고하였다. 임플란트 성공률은 연구자나 연구 방법에 따라 다양하지만, 대개 90% 정도로 알려져 있다. 그러나 임플란트 치료 성공률은 여전히 100%에 이르지 못하며, 실패 원인으로서는 생물학적 요인, 역학적 요인, 의원성 요인, 기능적 요인 등으로 나눌 수 있다.<sup>17)</sup> 이 중, 임플란트 수술과정에서 드릴링 시 발생된 열에 의한 골조직 괴사는 임플란트 실패의 중요한 원인으로 알려져 있다.

Esposito 등<sup>18)</sup>은 73개의 문헌에 대한 조기 실패와 만기 실패를 조사하여, 해부학적 위치나 임상적 상태에 근거한 생물학적 원인에 의한 실패는 5년경과 후 7.7%이고, 수혜자의 해부학적 상태와 수술시 손상이 가장 중요한 원인으로 믿어진다고 하였다. 이는 골 조직은 열에 더 민감하기 때문에 수술 시 발생 열 조절을 위해 세심한 드릴링이 필요함을 의미하는데, Eriksson<sup>4)</sup> 등은 토끼를 이용한 동물 실험에서 47°C 열에 1분간의 노출만으로도 골조직 내부의 혈관 및 지방 세포의 손상이 야기되었으며, 일부 실험동물에서는 골 흡수가 나타났음을 보고하고 있다. 또한 임플란트 수술을 위한 성공조건으로 골조직의 괴사보다 분화조직의 생존이 더 중요한 요인이라고 하였다.

골 치유 과정은 혈전 형성, 혈관 신생, 골조직 간세포의 이동, 편골 형성, 석회화에 의한 리모델링 등으로 잘 정립돼 있다. Schenk와 Hunziker<sup>19)</sup>는 토끼의 치밀골에 작은 구멍을 형성하여 관찰한 골 치유 과정에 대한 연구에서 6주 경에 편골이 채워지며, 신생 골원(osteon)에 의한 2차 리모델링까지는 6개월이 필요하다고 하였으며, Roberts<sup>20)</sup>는 적절한 수술 기법을 이용했다하더라도 인접 1mm까지는 골 괴사가 일어나므로, 손상된 임플란트 인접 골이 치유되기 위해서 최소한 한 리모델링 사이클(1 sigma)이 필요한데, 성견은 약 3개월, 성인은 약 4.25개월이 소요된다고 하였다. 하지만 Brunski<sup>21)</sup>는 임플란트 수술 시 발생한 골 손상이 100% 치유되는데 충분한 시간이라고 확신할 수 없으며, 골 손상의 정도에 따라서는 훨씬 긴 치유기간이 필요할 것이라고 주장하였다.

본 실험은 자연 하중 임플란트 기법에서 추천되는 프로토콜에 따라서 3-6개월의 골 치유 기간을 가진 후 지대주 형성이 행해진다 할지라도, 발생열이 임플란트-골 계면에 전달된다면 미숙한 골조직의 손상은 심각하다는 사실에서 착안하였다. 폐쇄된 구강 내 환경에서 삭제 과정 시 발생하는 고속 회전과 압력이 조직 손상의 원인이 된다는 연구는 활발하게 진행되어 왔지만, 상아질보다 300배나 높은 열전도성을 가진 타이타늄 지대주 삭제 시 주위 조직에 대한 영향에 대한 연구는 거의 이뤄져 있지 않다. Gross 등<sup>22)</sup>은 1995년 내부 연결 구조를 가진 Integral(Calcitek Inc, Carlsbad, CA, USA) 임플란트의 치경부와 근침부에 열전대 전극을 부착하여, 분당 25만 회전수로 교합면에서 5mm 깊이의 수직 삭제와 수평 삭제를 행하여 골-임플란트 계면의 열 상승 효과를 관찰한 결과를 발표하였다. 이 때 압력을 일정하게 하기 위해 동일한 실험자에 의해 삭제 과정을 시행하였으며 공기-물 혼합 분사에 의한 냉각을 이용하여 다이아몬드 바와 텅스텐 바에 의한 삭제 시 바의 종류, 삭제 방향, 냉각 및 삭제 시간에 따른 비교 실험을 하여, 추가적인 냉각 장치 없이 통상 핸드피스에 부착된 냉각 장치만으로 열 상승 억제 효과는 충분하며, 텅스텐 바를 사용한 경우 다이아몬드 바에 비해 열상승이 더 높게 나타났고, 삭제 지속 시간은 단속적으로 행하는 것이 유리하다고 주

장하였다. 유사한 실험으로 Brägger 등<sup>23)</sup>은 내부 연결 구조인 ITI 임플란트에 4.5mm의 full-body 타이타늄 지대주를 연결하고, 지대주의 중앙부와 고정체의 shoulder부, 고정체의 치경부 표면 등 3곳에 열전소자(thermoelement)를 부착하여 지대주의 교합면부의 수직 삭제 및 지대주 측면의 유도구 형성, 고정체 shoulder 형성 등 3곳에 대한 삭제 시 열 상승효과에 대한 실험을 행하였다. Gross의 결과와는 달리 핸드피스에 부착된 냉각 장치 하에서도 고정체의 shoulder부와 치경부측 표면에서 열은 10℃ 가까이 상승하였으며, 부가적인 냉각장치의 온도 하강 효과는 뚜렷하였다고 주장하였다. 따라서 공기-물 분사에 의한 적절한 냉각만 이뤄진다면 임플란트 주위 조직에 대한 악영향은 없지만, 아무런 냉각장치를 사용하지 않은 경우에는 단 몇 초간이라 하더라도 비가역적인 골조직 손상을 가져올 수 있다고 경고하였다.

한편 내부 연결 구조는 지대주와 고정체간의 접촉면적이 넓고 회전 중심이 보다 하방에 위치하여 하중 분산에 유리한 역학적 장점<sup>24)</sup>이 있는 반면에 지대주 삭제 시 발생열이 고정체에 쉽게 전달될 수 있는 불리한 조건이 될 수 있는데, 기존의 지대주 삭제에 대한 Gross와 Brägger의 연구는 내부 연결 구조를 가진 임플란트 시스템을 연구 대상으로 하였기 때문에 본 연구에서는 내부 연결 구조와 외부 연결 구조에서의 열 전달효과 차이에 대해 비교해 보고자 하였다.

따라서 이번 연구에서는 국산 Osstem® implant (Osstem dental implant, Pusan, South Korea)의 외측 연결 형태인 US II 고정체와 시스템에 대응하는 Cemented Abutment와 내측 연결 형태인 SSII 고정체와 대응하는 ComOcta Abutment를 이용하여 실험설계를 하였다.

Cemented Abutment는 지대주의 높이가 4, 5.5, 7mm로 출시되고 collar의 높이는 1, 2, 3, 4mm로 제조되어 있으며 적절한 높이나 형태로 삭제가 가능하다. 본 실험에서는 지대주 5.5mm, collar 3mm의 지대주를 이용하였다. 이 지대주의 실험결과를 보면 Table II에서 보는 바와 같이 고속 삭제의 경우 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때 전혀 온도 상승이 없었다. 하지만 주수를 하지 않았을 때에는 치경부

52.9℃, 중간부 52.2℃, 근첨부 52.1℃를 보여 15℃ 이상의 온도 상승을 보였다. 따라서 주수를 하지 않은 실험군에서는 임플란트-골 계면으로 상당한 열이 전달될 것이 예상되고 주위 치은과 골 피사를 야기할 것으로 사료된다. 통계적 결과에서도 주수를 통한 냉각의 유무에 따라 통계적 유의성이 있는 것으로 나타났다.

임상에서 구강 내에서 저속삭제는 거의 행해지지 않고 있지만 최근 출시되고 있는 지대주와 고정체가 결합되어 있는 일체형 임플란트의 경우 고속 삭제 후 저속 삭제를 통한 절삭 및 연마가 구강 내에서 필연적으로 시행된다는데 착안해 본 연구에서 저속삭제의 실험군을 설정하게 되었다. Table II에서 Cemented Abutment의 경우 저속 삭제 시에도 고속 삭제 시와 마찬가지로 주수를 하지 않았을 경우 많은 온도 상승을 가져왔는데 특히 cervical 부위에서 20℃ 이상의 온도 상승을 보였다. 반면에 주수를 한 경우에는 1℃정도의 온도 감소를 보여 적절한 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때는 임플란트 주위 조직에 악영향을 미치지 않음을 알 수 있었다. 특히 주목할 점은 저속 삭제의 경우 치경부에 열 발생이 집중되는 양상을 보여 주수를 통한 냉각을 시행하지 않을 경우 임플란트 주위 연조직에 큰 악영향을 줄 것으로 사료된다.

Table III은 ComOcta Abutment의 실험 결과로 앞선 Cemented Abutment와 아주 비슷한 양상을 보이지만 주수를 하지 않았을 때 고속에서 25℃~42℃까지 높은 온도 상승을 보이고 저속에서도 20℃~33℃ 정도의 높은 온도 상승을 보여 충분한 주수를 통한 냉각의 필요성을 절실히 보여준다.

본 연구에서 외부 연결형 임플란트와 내부 연결형 임플란트에 각각 연결된 지대주의 삭제시 그 연결형태에 따른 열전달 차이는 통계적 유의성이 없는 것으로 나타났다(Table IV). 사실 내부 연결형의 경우 지대주와 고정체 사이 접촉 면적이 상대적으로 크고 회전중심이 더욱 하방에 위치해 열이 더 용이하게 전달될 것으로 사료되었지만 최대 온도를 비교 하였을 때 크게 차이가 없었다. 물론 더 빨리 전달되었는지의 유무는 정확히 판정할 수 없었고 측정시간 단위가 0.5초마다 측정하였으므로 속도의 차이는 무의

미한 것으로 보인다.

열전대를 이용한 실험으로 초기 온도인 37℃를 동일하게 유지하기가 어려워 오차 가능성이 불가피하고, 비록 한명의 술자가 실험을 진행하였지만 절삭의 강도가 일정하게 유지되지 못했다는 점은 본 실험의 한계점으로 지적될 수 있다. 이런 오차를 줄이기 위해 실험 개체수를 더욱 많이 하였어야 했으나 여러 이유로 그러지 못해 아쉽다. 차후에 개체를 더욱 늘여 부가적인 실험이 필요하며, 동물 실험을 통해 이런 열전달이 실제로 조직을 어떻게 변화시키는지를 관찰해 보는 것도 의미가 있으리라 사료된다.

임상에서 사용되고 있는 고속 핸드피스는 물과 공기에 의한 냉각장치가 되어 있지만, 저속 핸드피스에 의한 삭제 시에 냉각장치가 배제되는 경우도 많다. 그러나 지대주 삭제에 관한 이전의 두 문헌과, 본 실험의 결과에서 나타난 것처럼 몇 초간의 냉각장치가 수반되지 않은 지대주 삭제만으로도 과도한 열 상승효과를 가져와 임플란트 주위 골조직에 심각한 손상을 야기할 수 있으므로 세심한 주의를 기울여야 할 것이다.

## V. 결 론

본 연구는 임상 시술 과정을 모방한 모형 상에서 서로 연결 방식을 달리한 타이타늄제 지대주(Cemented Abutment, ComOcta Abutment)에 대해, 고속 회전 시와 저속 회전 시, 그리고 주수의 유무에 따른 열 전달 효과에 대한 연구를 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 타이타늄으로 제작된 Cemented Abutment 와 ComOcta Abutment는 그 형태의 차이에도 불구하고 주수를 통한 냉각을 하지 않았을 경우 삭제 시 발생된 열에 의한 골-임플란트 계면에 열 상승 효과는 뚜렷하였다.
2. 외부 연결형 임플란트와 내부연결형 임플란트 간의 지대주 삭제 시 발생 열 전달효과는 차이가 없었다.
3. 구강내에서 지대주 삭제할 시 충분한 주수를 통한 냉각이 반드시 필요하다.

## 참고문헌

1. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstro J. Osseointegrated titanium implants.: Requirements for ensuring a long lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
3. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures(FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:625-642.
4. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-107.
5. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002;88:89-95.
6. Robinson HBG, Lefkowitz W. Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent* 1962;12:985-1001.
7. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
8. Kim YL, Cho HW, Lee JB. Threedimensional finite element analysis of internally connected implant systems. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 2006; 44:85-102.
9. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:865-868.
10. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-246.
11. Lee JW, Kim CW, Jang KS, Lim YJ. The effect of preparation procedure on implant abutment joint stability. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 2005;43:662-670
12. Schuchard A, Watkins C. Temperature response to increased rotational speeds. *J Prosthet Dent* 1961;11:313-317.
13. Stanley HR, Swerdlow H. Biological effects of various cutting methods in cavity preparation: the part pressure plays in pulpal response. *J Am Dent Assoc* 1960;61:450-456.
14. Goodis HE, Schein B, Stauffer P. Temperature changes measured in vivo at the dentoenamel junction and pulpodentin junction during cavity preparation in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Endod* 1988;14:336-339.
15. Lockard MW. A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant. *J Prosthet Dent* 2002;88:473-478.
16. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys* 2000;22:685-691.
17. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Sennerby L, Lekholm U. Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res.*

- 2000;2:18-32.
18. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527-551.
  19. Schenk R, Hunziker EB. Histologic and ultrastructural features of fracture healing. In: *Bone formation and repair*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1994:117-146.
  20. Roberts WE. Bone tissue interface. *J Dent Educ* 1988;52:804-809.
  21. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.
  22. Gross M, Laufer BZ, Ormianar Z. An investigation on heat transfer to the implant-bone interface due to abutment preparation with high-speed cutting instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:207-212.
  23. Brägger U, Wermuth W, Török E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITT® dental implant system: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:254-259.
  24. Hur JK, Kay KS, Chung CH. Finite element stress analysis of implant prosthesis according to connection types of implant-abutment. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 2005;43:545-561.

---

**Reprint request to:**

Sok-Min Ko, D.D.S., M.S.D., Ph.D.  
Department of Dentistry, College of Medicine, Ajou University  
San 5 Wonchun-Dong, Youngtong-Ku, Suwon, Korea  
shugoi@ajou.ac.kr

ABSTRACT

## THE COMPARATIVE STUDY OF THERMAL INDUCTIVE EFFECT BETWEEN INTERNAL CONNECTION AND EXTERNAL CONNECTION IMPLANT IN ABUTMENT PREPARATION

Jung-Bo Huh, D.D.S., M.S.D., Sok-Min Ko, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Dentistry, College of Medicine, Ajou University Hospital*

**Statement of problem:** The cement-type abutment would be needed for the reduction of its body in order to correct the axis and to assure occlusal clearance. In the case of intra-oral preparation, there is a potential risk that generated heat could be transmitted into the bone-implant interface, where it can cause deterioration of tissues around the implant and failed osseointegration.

**Purpose:** The purpose of this study was to assess the difference of the heat transmitting effect on external and internal connection implant types under various conditions.

**Material and method:** For evaluating the effects of alternating temperature, the thermocoupling wires were attached on 3 areas of the implant fixture surface corresponding to the cervical, middle, and apex. The abutments were removed 1mm in depth horizontally with diamond burs and were polished for 30 seconds at low speed with silicone points using pressure as applied in routine clinical practice. Obtained data were analyzed using Mann-Whitney rank-sum test and Wilcoxon / Kruskal-Wallis Tests.

**Result:** Increased temperature on bone-implant interface was evident without air-water spray coolant both at high speed reduction and low speed polishing ( $p < .05$ ). But, the difference between connection types was not shown.

**Conclusion:** The reduction procedure of abutment without using proper coolant leads to serious damage of oral tissues around the implant irrespective of external and internal connection type.

---

**Key words :** External connection, Internal connection, Abutment preparation, Alternating temperature