

금 합금 보철물의 교합면 삭제로 인한 임플란트-골 계면으로의 열전달에 관한 연구

조재영 · 강선녀 · 정창모 · 윤미정 · 허중보 · 전영찬*

부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

연구 목적: 임플란트-골 계면에서 발생하는 과도한 열은 골유착을 저해하여 임플란트의 실패를 유발한다. 이에 이번 연구에서는 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제 시 임플란트-골 계면으로의 열전달 양상과 냉각 방식의 효율성을 알아 보고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 온도 감지 장치 제작을 위하여 Internal cone 연결형태의 임플란트에 16개의 K형 열전대를 부착하여 아크릴릭 레진에 포매하였다. 치과용 금 합금과 주조용 abutment를 사용하여 교합면에 3개의 요철을 가지는 시편을 10개 제작하였고, 연결 나사를 이용하여 임플란트와 연결한 뒤 온도 감지 장치를 37℃로 유지되는 수조에 위치시켰다. 저속 핸드피스와 green stone bur를 이용하여 30초 동안 보철물의 요철을 삭제하였는데, 무 냉각 군, 공기 냉각 군, 물 분사 냉각 군으로 나누어 요철을 삭제하였다. 보철물이 삭제 되는 동안 임플란트의 부위별로 온도가 0.05초 간격으로 기록되었고, 삭제를 멈춘 뒤에도 무 냉각 군의 경우 임계 온도인 47℃ 이하로 온도가 하강할 때까지, 공기 냉각군과 물 분사 냉각군의 경우 삭제 중단 후 30초 동안 추가로 온도를 기록하였다. 냉각 방식에 따른 임플란트-골 계면의 온도를 알아보고, 임플란트의 부위별 온도변화의 유의차를 알아보기 위하여 one-way ANOVA를 실시하였고, Turkey HSD 이용하여 95% 유의수준에서 사후 검증하였다.

결과: 무 냉각 군은 임플란트-골 계면의 온도가 47℃ 이상으로 상승하였으며, 임플란트의 경부에서 유의하게 높은 열이 측정되었다($P>.05$). 공기 냉각 군과 물 분사 냉각 군은 임플란트-골 계면의 온도가 47℃ 이하로 유지되었다. 무 냉각 군에서 임플란트 경부의 온도가 47℃에 도달되는 데는 약 10.8 ± 1.5 초가 소요되었다. 공기 냉각 군과 물 분사 냉각 군 사이에서는 임플란트-골 계면 온도의 유의차가 없었다($P>.05$)

결론: 이상의 결과로부터 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제 시, 임플란트 주위 조직에 위해를 가할 수 있는 임계 온도 이상의 열이 발생했음을 알 수 있었으며, 냉각 방식은 공기 냉각과 물 분사 냉각 모두 효과적이라고 생각된다. (*대한치과보철학회지 2012;50:29-35*)

주요단어: 임플란트-골 계면; 열전달; 삭제; 냉각 방식

서론

Brånemark¹에 의해 골 유착 개념이 소개된 이래 임플란트는 완전 또는 부분 무치악 환자의 수복 방법으로 선택되고 있다. 골 유착은 광학현미경 하에서 골과 임플란트의 직접적인 접촉으로 정의되며, 임플란트의 바람직한 장기적 예후를 위한 중요한 요소이다.² 성공적인 골 유착을 이루기 위해서는 섬세한 외과적 수술과 주의 깊은 보철물 제작이 필수적인데, 이 중, 임플란트 식립과 보철수복 과정 동안 치조골에 미치는 열은 임플란트 주위 골의 생존 능력을 저하시킬 수 있어 주의가 요구된다.^{3,6}

Eriksson과 Albrektsson⁴은 골 조직이 열에 민감해 지는 임계 온도가 47℃이며, 1분 동안 53℃로 열을 가하면 골 조직이 심하게 파괴되고 60℃가 넘어가면 골 조직의 괴사가 발생한다고 보고하였다. 또한 그들의 다른 연구⁵에 따르면, 토끼의 경골에 50℃로 1분간, 47℃로 5분간 열을 가했을 때 40일 이후 30-40%의 골 흡수가 보였고, 골 조직이 지방세포로 대체되었다고 하였다.

이에 임플란트 식립을 위한 골 삭제 시 발생하는 열을 최소화하기 위한 다양한 연구가 있었다.⁷⁻¹⁴

임플란트와 상부 금속 보철물은 열 전도도가 높은 재료이기 때문에, 임플란트 주위 골에 열이 전달될 수 있다. 골 유착된 임플란트의 표면에 열이 전달될 수 있는 잠재적 위험 요소로 뜨거운 음료의 섭취,¹⁵⁻¹⁷ 임플란트 주위염에 이환된 임플란트 표면의 오염 제거를 위한 레이저의 사용,¹⁸ 보철 수복 과정^{4,19-24} 등을 들 수 있다. 이 중, 보철 수복 과정에서는 임플란트 인상 채득²⁴과 임플란트 상부 지대주의 형성^{4,19-23}등이 임플란트-골 계면으로 열전달을 일으킬 수 있다.

과거 임플란트 상부 지대주 형성 시 발생하는 열이 임플란트-골 계면으로 전달되는 열에 관한 연구는 주로 고속 핸드피스를 사용하여 임플란트 상부 지대주를 삭제할 때, 냉각 유무에 따른 임플란트-골 계면의 열전달에 관한 것이며, 공기 냉각과 물 분사 냉각의 효율성에 대한 연구는 미흡하다. 또한, 저속 핸드피스와 stone point를 이용한 임플란트 보철물의 구강내 교합 조정을 포함한 삭제 시 임플란트-골 계면에 전달되는 열에

*교신저자: 전영찬

626-870 경상남도 양산시 물금읍 범어리 부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실 055 360 5130; e-mail, jeonyc@paran.com

원고접수일: 2011년 12월 23일 / 원고최종수정일: 2012년 1월 2일 / 원고채택일: 2012년 1월 6일

*이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

대한 실험은 보고된 바가 거의 없다.

이에 본 연구는 구강 내 모방조건에서 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제 시에 임플란트-골 계면으로의 열전달 양상과 냉각 방식의 효율성을 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 금 합금 보철물 제작

본 연구에서는 internal cone 연결형태의 GS III 고정체($\varnothing 4 \times H11.5$ mm, Osstem Co., Pusan, Korea)와 Goldcast abutment ($\varnothing 4.5 \times H10$ mm, Collar H. 1mm, Osstem Co., Pusan, Korea)를 사용하였다(Fig. 1). 보철물은 치과용 금 합금(Goldnian C-61, Shinhung, Korea)을 이용하여 교합면 지름 6 mm, 높이 7 mm를 가지는 원통형으로 제작하였으며, 삭제를 위하여 Fig. 2와 같은 원통형 돌출부를 3개 형성하였다. 보철물은 총 10개 제작되었다.

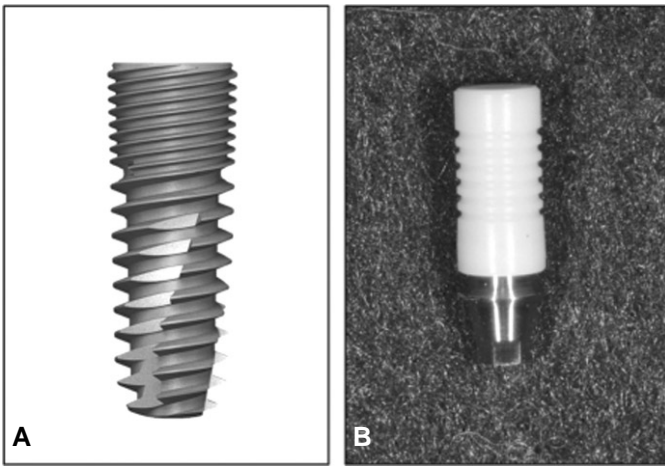


Fig. 1. Implant fixture and abutment.
A: GS III implant fixture, B: Goldcast abutment.

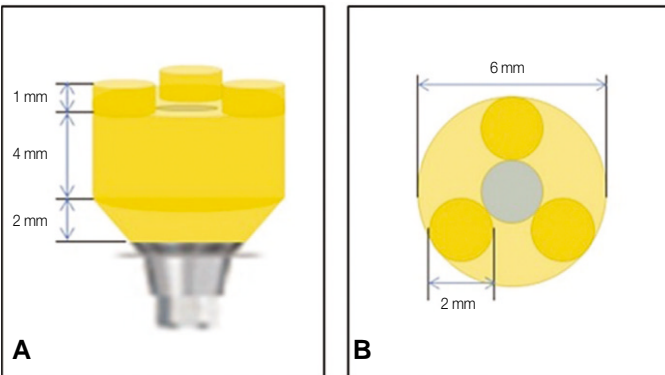


Fig. 2. Schematic diagram of experimental cast gold prosthesis.
A: Lateral shape, B: Occlusal shape.

2) 온도 감지 장치 제작

Fig. 3과 같이 임플란트 표면에 16개의 K형 열전대를 부착하였다. 임플란트를 상하로 5등분하여 각각 3개의 열전대를, 임플란트의 첨단부에 1개의 열전대를 부착하여 아크릴릭 레진에 포매시켰다. 열전대가 부착된 부착하여 임플란트 상부에서부터 첨단부까지 a-f로 명명하였다.

2. 연구 방법

1) 온도 측정 장치

온도 감지 장치를 37°C로 유지되는 수조에 위치시켰다(Fig. 4). 이 때, 물의 높이는 임플란트의 상부로 제한하였다. 수조의 물을 37°C로 유지하기 위하여 항온수조(HP180D, Misung S&I Co., Daejeon, Korea)를 이용하였다. 임플란트와 상부 실험용 보철물을 20 Ncm으로 연결 나사를 이용하여 연결하였고, 실험 과정 중 공기 냉각이나 물 분사 냉각에 의해 임플란트 주위의 물 온도가 변화되는 것을 막기 위하여 보철물과 임플란트 사이의

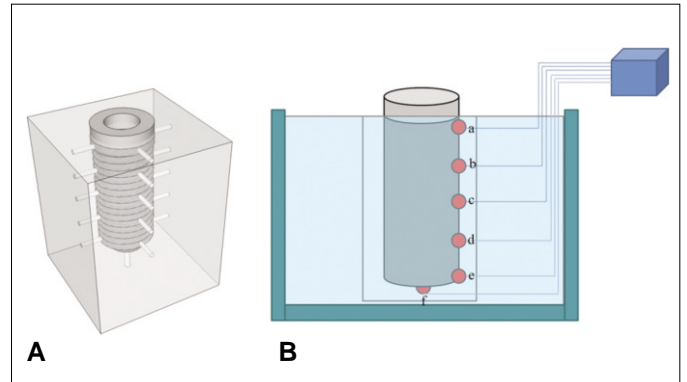


Fig. 3. Schematic diagram of thermocouples.
A: 16 thermocouple wires attached to the implant fixture surface, B: The fixture divided into 6 area from top to apex of implant.

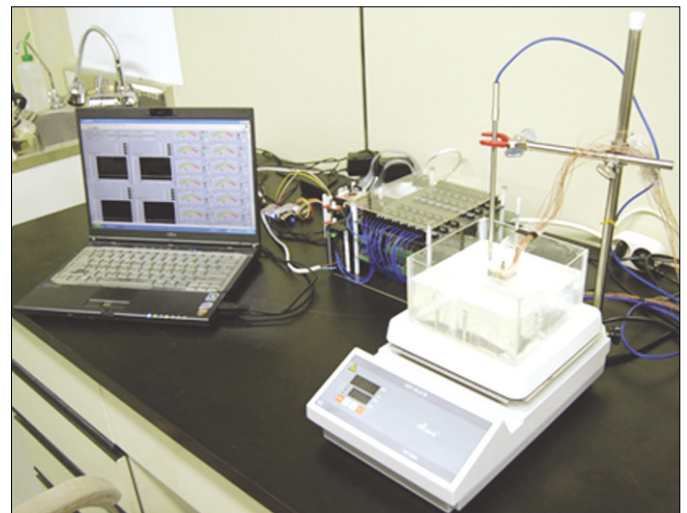


Fig. 4. Temperature measuring apparatus.



Fig. 5. LabView2009 monitoring system.

리버뎀을 이용하여 격리하였다. 보철물의 교합면이 삭제되는 동안의 임플란트-골 계면의 온도는 LabView2009 (National Instrument, Texas, USA)를 사용하여 0.05초 간격으로 기록하였다 (Fig. 5).

2) 금 합금 보철물의 교합면 삭제

저속 핸드피스(NCL 35SS SHIM Motor, Shinhung Co., Seoul, Korea)와 green stone point (#44, Sunil, Bucheon, Korea)를 이용하여, 20,000 rpm으로 30초 동안 원통형 돌출부를 삭제하였다. 보철물에 가해지는 압력을 비교적 균일하게 하기 위하여 충분한 연습을 시행하였고, 약 200 g의 압력을 가하도록 노력하였다. 모든 삭제는 한 명의 실험자에 의하여 시행되었다. 냉각 조건에

따라, 실험 군을 무 냉각 군, 공기 냉각 군, 물 분사 냉각 군으로 나누었다. 공기 냉각 군과 물 분사 냉각 군은 치과 진료대 (Taurus sante, Shinhung Co., Seoul, Korea)에 장착된 3-way syringe로 냉각 시행하였으며, syringe 끝은 보철물과 수평적으로 10 mm 떨어진 곳에 위치시켜 40 psi로 지속적인 분사를 시행하였다. 냉각 순서는 무작위로 선택되었으며, 각 냉각 조건 별로 10회씩 시행하였다. 냉각 하지 않은 군의 경우, 삭제 중단 이후의 온도 변화를 관찰하기 위하여 임플란트-골 계면의 온도가 47°C 이하로 떨어질 때까지 실온에 방치한 채로 온도를 기록 하였으며, 냉각 시행한 군의 경우 삭제 중단 후 30초 동안의 온도를 추가적으로 기록하였다.

3) 통계 분석

각 실험 시행 시 임플란트-골 계면의 부위별 최고 온도의 평균값을 이용하여 통계를 실시하였다. SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 사용하여 one-way ANOVA 시행하여 냉각 조건에 따른 임플란트-골 계면의 평균 최고 온도의 유의차와 임플란트 부위별 평균 최고 온도의 유의차를 비교하였고, Turkey HSD 이용하여 95% 유의수준에서 사후검증 하였다.

결과

임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제에 의한 임플란트-골 계면의 부위별 평균 최고 온도는 Fig. 6, 8, 9과 같다. 무 냉각 군 (Fig. 6)에서 47°C 이상으로 온도가 상승하였으며, 임플란트의 경부에 가까울수록 높은 온도를 보였다. 보철물의 교합면 삭제를 멈춘 뒤에도 온도는 일시적으로 상승하였다. 측정부위 a에서는 임플란트-골 계면의 온도가 47°C에 도달하는데 평균 10.8 ± 1.5초 소요되었고, 47°C이상의 온도가 평균 170.6 ± 76.1초 동안 지속되었다(Fig 7). 반면에 공기 냉각 군(Fig.8)과 물 분사

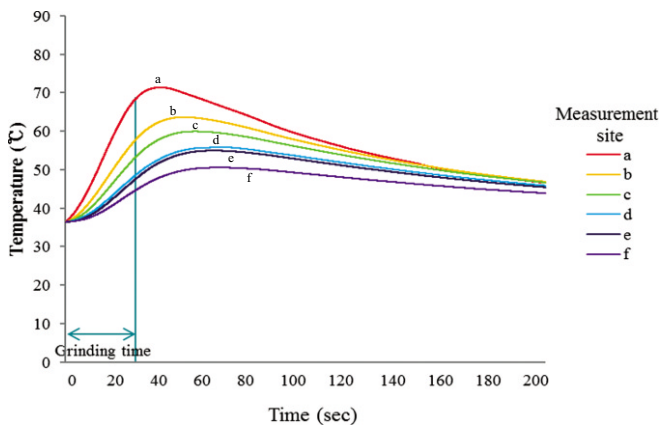


Fig. 6. Mean maximum temperature induced by grinding without cooling.

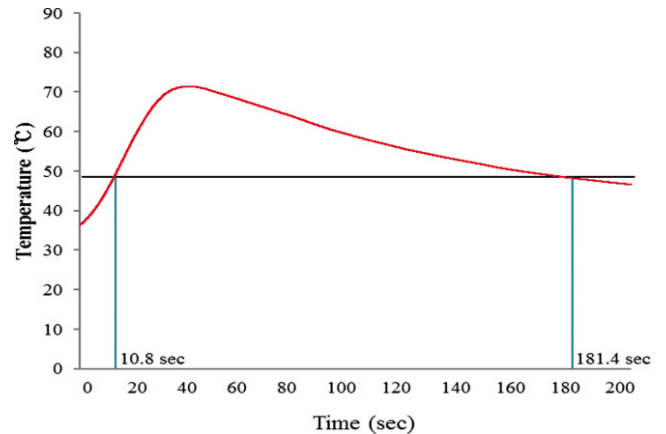


Fig. 7. Mean maximum temperature induced by grinding without cooling at cervix of implant.

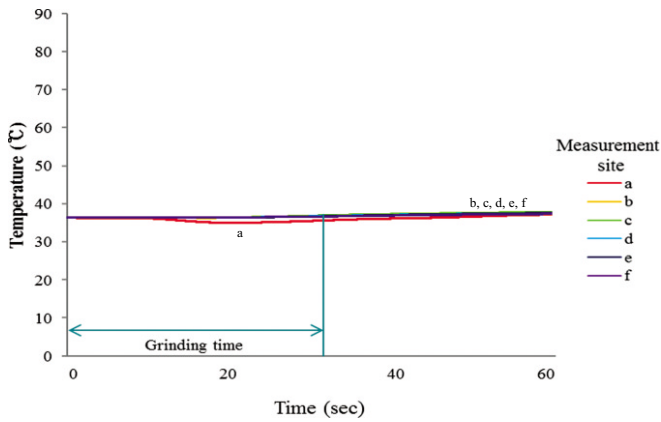


Fig. 8. Mean maximum temperature induced by grinding under air blow.

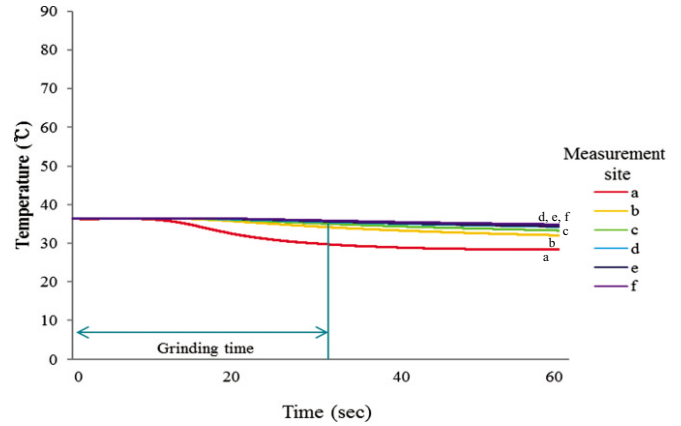


Fig. 9. Mean maximum temperature induced by grinding under water spray.

냉각 군(Fig. 9)에서는 임플란트-골 계면의 모든 부위에서 최고 온도가 47°C 이하로 유지되었다.

냉각 방식에 따른 임플란트-골 계면의 최고 온도의 평균값과 표준편차는 Table 1과 같다. 무 냉각 군은 공기 냉각 군과 물 분사 냉각 군에 비하여 임플란트-골 계면의 최고 온도의 평균값이 유의성 있게 높았으며($P < .05$), 나머지 실험 군 간에는 유의차가 없었다($P > .05$).

임플란트-골 계면의 부위별 최고 온도의 평균값을 Fig. 10에 나타내었다. 무 냉각 군에서 측정부위 a의 최고 온도는 측정부위 c, d, e, f에 비하여 유의성 있게 높게 나타났으며, 측정부위 b는 f에 비하여 유의하게 높은 온도를 보였다($P < .05$). 냉각 시행한 군에서는 임플란트 부위별 온도의 유의차는 없었다($P > .05$).

고찰

임플란트를 이용한 수복 방법은 초기에 완전 무치악 환자에게 사용되었을 뿐 아니라 부분 무치악과 단일 치아 결손부위를 포함한 대부분의 치아 결손 증례에 적용될 수 있다. 하지만 여전히 치료의 실패 가능성이 있으며 실패에 대한 많은 원인이 보고되고 있다.^{1,2,25,26} Esposito 등^{26,27}은 임플란트의 실패를 생물학적 실패와 역학적 실패로 분류하였는데, 식립 후 생물학적 과정과 연관되어 조기에 나타나는 생물학적 실패의 원인으로 감염, 초기 안정성 부족 뿐 아니라, 수술 중 발생하는 골 외상,

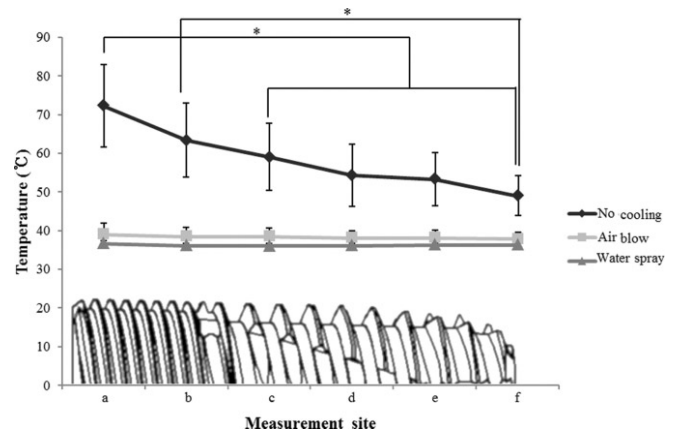


Fig. 10. Mean maximum temperature at each level of implant fixture under cooling condition ($*P < .05$, Turkey HSD).

골 괴사 등을 언급하였다.

Lundskog²⁸은 가열한 임플란트를 골에 삽입 한 후 50°C에서 30초간, 70°C에서 순간적으로 노출 시, 골세포의 단백질효소 활동의 손상으로 인한 골의 비가역적인 손상이 발생한다고 하였고, Eriksson과 Albrektsson⁵은 토끼를 이용한 동물실험에서 47°C 열에 1분간의 노출에 의하여 골조직 내부의 혈관 및 골세포가

Table 1. Mean maximum temperature and standard deviation (°C) induced by grinding of the experimental cast gold prosthesis under three cooling condition

Cooling condition	Measurement site					
	a	b	c	d	e	f
N	72.24 ± 10.68 ^{aA}	63.37 ± 9.58 ^{aAC}	59.04 ± 8.67 ^{aBC}	54.33 ± 8.05 ^{aBC}	53.29 ± 6.93 ^{aBC}	49.04 ± 5.14 ^{aB}
A	39.03 ± 2.95 ^{bA}	38.54 ± 2.40 ^{bA}	38.49 ± 2.26 ^{bA}	38.11 ± 1.91 ^{bA}	38.17 ± 2.01 ^{bA}	37.87 ± 1.70 ^{bA}
W	36.66 ± 0.83 ^{bA}	36.17 ± 0.55 ^{bA}	36.09 ± 0.61 ^{bA}	36.2 ± 0.47 ^{bA}	36.29 ± 0.34 ^{bA}	36.32 ± 0.44 ^{bA}

N: No cooling, A: Air blow, W: Water spray

Different lowercase letters in same column and different uppercase letters in same row indicate significant difference ($P < .05$, Turkey HSD).

지방세포로 치환되어 골 손상이 발생하였고, 4주 후 30%의 골 흡수가 나타났음을 보고하였다. 따라서 본 연구에서는 Eriksson과 Albrektsson⁵의 연구를 바탕으로 임플란트-골 계면의 온도가 47°C에 도달하는 시점을 기준으로 하여, 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제 시 발생하는 열이 임플란트-골 계면으로의 열전달을 알아보았고, 냉각 방식의 효과에 대하여 비교 실험하였다.

임플란트와 금속 보철물은 높은 열 전도도를 가지므로, 임플란트 상부 구조체에서 발생한 열이 임플란트로 전달되어 주위 조직에 위해를 가할 가능성이 존재한다. 임플란트-골 계면으로 열이 전달될 수 있는 요인으로 뜨거운 음식의 섭취,¹⁵⁻¹⁷ laser의 사용,^{3,18} 보철수복 과정^{4,19-24} 등이 고려되었다. 이 중, 보철수복 과정에서는 임플란트 인상 채득 시 다수의 임플란트 코핑을 연결하기 위한 자가 중합 아크릴릭 레진의 사용,²⁴ 임플란트 상부 지대주의 형성,¹⁹⁻²³ 교합 조정 등이 임플란트-골 계면으로 열전달을 일으킬 수 있다.

본 연구에서는 저속 핸드피스와 green stone point를 이용하여 임플란트 금 합금 보철물을 세 가지 냉각 조건하에서 교합면을 삭제 하였다. 기존의 연구와 유사하게 냉각을 하지 않고 삭제한 결과 임플란트-골 계면의 온도가 임계 온도인 47°C 이상 온도가 상승하였으며, 냉각을 시행하였을 때에는 임계 온도에 도달하지 않았다.

공기 냉각만을 시행하여 실험한 결과, 공기 냉각과 물 분사 냉각 모두 임플란트-골 계면의 온도를 임계 온도 이하로 유지시켰으며, 통계학적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 이는 Gross 등²⁰이 고속 핸드피스와 물 분사 냉각을 사용하여 타이타늄 합금 지대주를 1분 동안 높이 1 mm를 삭제하였을 때, 임플란트의 온도는 41.7°C 이하였음을 보고한 것과 유사한 결과를 보였다.

그러나 이번 실험에서는 핸드피스 분당회전수가 낮은 저속 핸드피스를 이용하였기 때문에, 공기 냉각이 고속 핸드피스를 이용한 지대주 형성 시에도 임플란트-골 계면의 온도를 임계 온도 이하로 유지시킬 것이라고는 확신할 수 없다. Gabay 등²¹은 냉각 없이 고속 핸드피스를 이용하여 일체형 임플란트의 상부 지대주를 삭제하여, 임플란트 경부의 온도가 47°C까지 상승하는데 평균 5.73 ± 1.16초가 소요되었고, 47°C에 도달한 시점에서 삭제를 멈추고 임플란트 경부의 온도 변화를 관찰한 결과 평균 61.60 ± 3.63°C까지 온도가 상승했음을 보고하였다. 본 연구에서는 Gabay 등²¹의 실험에서 보다 삭제시간이 약 5배 정도 길었음에도 불구하고 무 냉각 군에서 임플란트 경부의 최대 온도가 72.24 ± 10.68°C에 도달하는 것을 확인할 수 있었다.

이에 대한 원인으로 삭제 시 임플란트 상부 구조물에 가한 압력과 핸드피스 분당회전수, bur의 삭제 효율성 등을 고려해 볼 수 있다. 본 연구에서는 20,000 rpm의 분당회전수를 사용하여 삭제하였는데, 이는 Gabay 등²¹의 실험 보다 20배 낮은 분당회전수이다. 그러므로 본 실험 조건에서 임플란트 상부 구조물 삭제 시 비교적 적은 열이 발생하여 임플란트로 전달되었다고

생각된다. 따라서, 고속 핸드피스를 이용한 임플란트 지대주 형성 시에는 공기 냉각 만으로는 충분한 냉각 효과를 얻지 못할 것으로 예상되며, 물 분사 냉각을 병용하는 것이 바람직하다고 판단된다. 또한 이번 연구에서는 임플란트 경부의 온도가 47°C에 도달되는 데는 약 10.8초 가량 소요되었는데, Gabay 등²¹의 실험 결과에 비하여 다소 긴 시간 동안 소요되었음을 알 수 있었다. 이 또한 핸드피스 분당회전수가 비교적 낮았기 때문이라고 생각된다.

본 연구에서는 실제 보철물의 조정을 포함한 교합면 삭제를 시행할 때 보다 분당회전수가 높은 조건과 삭제 시간을 길게 부여한 상태에서 실험이 시행되었으며, 구강 내를 완벽하게 재현하지는 못하였다. 이러한 한계점 때문에 이번 실험의 결과를 바탕으로 구강 내에서 냉각 없이 저속 핸드피스를 이용하여 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제를 시행 할 때, 반드시 임플란트 주위 조직에 위해를 가한다고 판단할 수 없다. 그럼에도 불구하고 금 합금 보철물의 삭제 시 발생한 열이 임플란트-골 계면으로 전달될 가능성과 물 분사 냉각뿐 아니라 공기 냉각 방법 또한 임플란트 표면으로 전달되는 열을 효과적으로 차단 할 수 있음을 확인할 수 있었다. 구강 내 보철물의 교합조정 또는 형태 재형성 후 추가적으로 보철물의 연마과정이 필요하며, 이 과정 동안에는 green stone point로 삭제하는 것 보다 더 많은 열이 발생할 것이라 예상된다. 따라서 이에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

이상의 결과로부터 임플란트 금 합금 보철물의 교합면 삭제 시, 임플란트 주위 조직에 위해를 가할 수 있는 임계 온도 이상의 열이 발생했음을 알 수 있었다. 그러나, 실제 임상에서는 본 실험 조건 보다 짧은 삭제 시간과 낮은 핸드피스 분당회전수를 사용하기 때문에 임플란트 주위 조직에 위해를 가할 가능성은 낮을 것으로 생각된다. 그럼에도 불구하고, 보다 안전한 교합면 삭제를 위해서는 냉각을 병용하는 것이 바람직하다고 판단되며, 냉각 방식은 공기 냉각과 물 분사 냉각 모두 효과적이라고 사료된다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977;16:1-132.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
3. Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B. Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. Int J Prosthodont 2002;15:582-7.

4. Huh JB, Eckert SE, Ko SM, Choi YG. Heat transfer to the implant-bone interface during preparation of a zirconia/alumina abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:679-83.
5. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
6. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982;11:115-21.
7. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, Merla A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13:319-23.
8. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:294-8.
9. Scarano A, Carinci F, Quaranta A, Di Iorio D, Assenza B, Piattelli A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Immunopathol Pharmacol* 2007;20:23-6.
10. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60:1160-9.
11. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:293-7.
12. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:35-7.
13. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:1350-4.
14. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:2663-8.
15. Patel Z, Geerts GA. Temperature changes along a dental implant. *Int J Prosthodont* 2011;24:58-63.
16. Ormianer Z, Feuerstein O, Assad R, Samet N, Weiss EI. In vivo changes in dental implant temperatures during hot beverage intake: a pilot study. *Implant Dent* 2009;18:38-45.
17. Feuerstein O, Zeichner K, Imbari C, Ormianer Z, Samet N, Weiss EI. Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:629-33.
18. Mouhyi J, Sennerby L, Nammour S, Guillaume P, Van Reck J. Temperature increases during surface decontamination of titanium implants using CO₂ laser. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:54-61.
19. Bragger U, Wermuth W, Török E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:254-9.
20. Gross M, Laufer BZ, Ormianer 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;10:207-12.
21. Gabay E, Cohen O, Machtei EE. Heat production during prosthetic preparation of a one-piece dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:1131-6.
22. Cohen O, Gabay E, Machtei EE. Cooling profile following prosthetic preparation of 1-piece dental implants. *J Oral Implantol* 2010;36:273-9.
23. Nissan J, Gross M, Ormianer Z, Barnea E, Assif D. Heat transfer of impression plasters to an implant-bone interface. *Implant Dent* 2006;15:83-8.
24. Ormianer Z, Laufer BZ, Nissan J, Gross M. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:837-42.
25. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-6.
26. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:473-90.
27. 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.
28. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1972;9:1-80.

Study of heat transfer to the implant-bone interface induced by grinding of occlusal surface of implant gold prosthesis

Jae-Young Jo, DDS, MSD, Sun-Nyo Kang, DDS, MSD, Chang-Mo Jeong, DDS, MSD, PhD,
Mi-Jung Yun, DDS, MSD, Jung-Bo Huh, DDS, MSD, PhD, Young-Chan Jeon*, DDS, MSD, PhD
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University, Yangsan, Korea

Purpose: The purpose of this study was to analyze temperature change along the implant-bone interface induced by grinding the occlusal surface of implant gold prosthesis and to compare the temperature generated by grinding of prosthesis with different cooling methods. **Materials and methods:** The experimental gold prostheses were fabricated with dental gold alloy and castable abutment. The prostheses had 3 cylindrical protrusions on the occlusal surface with 1mm in height. Temperature was measured using 16 thermocouple wires attached to the implant fixture surface and the fixture was embedded in an acrylic resin block inside the 37°C water bath. Cylinders were grinded for a period of 30 second with a low-speed handpiece with green stone point. One cylindrical protrusion was grinded without cooling, the second one was grinded with air blow, and the third one was grinded with water-spray. **Results:** The mean maximum temperature was measured more than 47°C of the implant and the maximum temperature was measured at the cervical portion of the implant in the group without cooling. There was statistically significant difference between the group without cooling and the groups with cooling ($P<.05$). However, there was no significant difference at all portion of implant in the groups with cooling ($P>.05$). **Conclusion:** The results of this study support that the grinding of implant gold prosthesis without cooling may damage the peri-implant tissue. The continuous use of air blow and water-spray adjacent to prosthesis during the grinding of implant gold prosthesis may prove to be beneficial for cooling of the implant. (*J Korean Acad Prosthodont 2012;50:29-35*)

Key words: Implant-bone interface; Heat transfer; Grinding; Cooling

*Corresponding Author: Young-Chan Jeon

Department of Prosthodontics, School of dentistry, Pusan National University, Beomeo-ri, Mulgeum-eup, Yangsan, 626-870, Korea
+82 55 360 5130: e-mail, jeonyc@paran.com

Article history

Received December 23, 2011 / Last Revision January 2, 2012 / Accepted January 6, 2012