

의학 석사학위 논문

다양한 임플란트 지대주의 구내 삭제시
임플란트-골 계면, 주위 연조직에
전달되는 열에 대한 평가

아주대학교 대학원

의학과

김인수

다양한 임플란트 지대주의 구내 삭제시
임플란트-골 계면, 주위 연조직에
전달되는 열에 대한 평가

지도교수 이 정 근

이 논문을 의학 석사학위 논문으로 제출함.

2007년 2월

아 주 대 학 교 대 학 원

의 학 과

김 인 수

김인수의 의학 석사학위 논문을 인준함.

심사위원장 류 승 현 인

심사위원 이 정 근 인

심사위원 홍 성 두 인

아 주 대 학 교 대 학 원

2006년 12월 22일

다양한 임플란트 지대주의 구내 삭제 시 임플란트-골 계면, 주위 연조직에 전달되는 열에 대한 평가

시멘트 연결형 지대주는 다양한 형태가 시판되고 있지만, 임플란트 식립 위치, 식립 방향, 교합 간극 등의 원인으로 임상에서 지대주 삭제 과정이 빈번히 행해지고 있다. 구강 내에서 직접 행해지는 삭제 과정동안 높은 마찰열의 발생은 연결된 하부 임플란트나 임플란트-골 계면, 그리고 골에 열이 전달될 가능성 때문에 임플란트 성공에 영향을 미칠 수 있지만 아직 이에 대한 연구나 그에 따른 삭제 과정의 문제점에 대해서는 간과되고 있는 실정이다.

이에, 본 연구는 임플란트 상부 보철물 제작을 위해 지대주의 조정 시에 구강 내 삭제 과정동안 다양한 형태와 재료의 지대주에서 그 발생열이 임플란트-골 계면과 인접 연조직에 얼마나 전달되는지를 알아보고자 하였다. 국산 Osstem® implant(Osstem dental implant, Pusan, South Korea), 직경 4mm, 길이 13mm의 외측 연결 형태인 USII 임플란트 고정체를 사용하여 고정체의 첫 번째 나사상부의 기계 절삭면(cervical), 고정체의 중간(middle), 근첨(apex)에 각각 열전대(thermocouple wire)를 부착하였다. 같은 방법으로 직경 4.1mm, 길이 13mm의 내측 연결 형태인 SSII 임플란트 고정체를 사용하여 세 부위에 열전대를 부착하고 아크릴릭 레진 블락에 포매하였다. 이 두 고정체에 Osstem® implant에서 출시되는 Cemented Abutment, Solid Abutment, ZirAce™ Abutment를 연결하고 37°C 항온 수조에서 저속, 고속 handpiece를 이용하여 30초간 절단, 연마하였다. 이때 각각의 경우 주수의 유무를 변수로 하였고 삭제 시간 동안 최대 온도를 기록하였다. 온도의 측정은 온도 측정 센서로 K 형태 열전대를 이용하고 모니터링 시스템은 LabView(National Instrument, Texas, US)를 소프트웨어로, PXI6259(National Instrument, Texas, US)를 하드웨어로 사용하여 0.5초 간격으로 Cervical, Middle, Apex 세부분의 데이터를 수집하였다. Cemented Abutment

와 Solid Abutment의 경우 고속, 저속 삭제 모두에서 주수를 하지 않은 경우 상당한 온도 상승을 보였다. 특히 cervical 부위에서 그 온도 상승이 더욱 크게 관찰되었다. 모든 부위에서 주수를 하지 않은 경우 주수를 한 경우와 비교하여 통계적 유의성이 있는 것으로 나타났다($P < .05$). ZirAce™ abutment의 삭제 시 온도변화를 관찰한 결과 Cemented abutment나 Solid abutment와 상이한 양상을 보였다. Cervical 부위에서는 고속, 저속 삭제 시 주수 유무에 따라 온도 상승이 2-4°C 정도 나타났으며 middle과 apex 부위에서는 주수 유무에 큰 영향을 미치지 않아 통계적 유의성이 없는 것으로 나타났다.

이 실험을 통해 Titanium으로 제작된 Abutment의 경우 그 형태에 관계없이 구내 삭제시 반드시 충분한 주수를 이용한 냉각이 병행되어야 하며 그렇지 않은 경우 implant 주위 연조직과 골조직 건강에 악영향을 미칠 수 있음을 알 수 있었다. 하지만 ZirAce™ Abutment는 주수의 유무에 관계없이 온도 변화가 크지 않은 것으로 나타났다.

핵심어: 임플란트 지대주, 구내 삭제, 온도변화, 열전대

차 례

국문요약	i
차례	ii
그림 차례	iii
표 차례	iv
I. 서론	1
II. 재료 및 방법	4
A. 시편의 제작	4
B. 실험군	8
1. Cemented Abutment	8
2. ZirAce Abutment	8
3. Solid Abutment	9
C. 지대주 삭제	10
D. 통계 분석	12
III. 결과	13
IV. 고찰	19
V. 결론	24
참고문헌	25
ABSTRACT	28

그림 차례

Fig. 1. The domestic Osstem implant(Osstem dental implant, Pusan, South Korea), with diameter of 4mm, length of 13mm of USII(external hexagon connection) implant fixture	5
Fig. 2. The domestic Osstem implant with diameter of 4.1mm,length of 13mm of SSII(internal hexagon connection) implant fixture.	5
Fig. 3. Experimental setup in this study.	6
Fig. 4. Temperature measuring equipment and Program.	7
Fig. 5. Cemented Abutment that was used in this study.	8
Fig. 6. ZirAce™ Abutment that was used in this study.	8
Fig. 7. Solid Abutment that was used in this study.	9
Fig. 8. Each abutment comparison: high speed and used coolant.	16
Fig. 9. Each abutment comparison: high speed and not used coolant. ...	16
Fig. 10. Each abutment comparison: low speed and used coolant.	17
Fig. 11. Each abutment comparison: low speed and not used coolant.	17

표 차례

Table 1. Each experimental groups	10
Table 2. Mean temperature and statistical significance of temperature for Cemented Abutment	14
Table 3. Mean temperature and statistical significance of temperature for Solid abutment	15
Table 4. Mean temperature and statistical significance of temperature for ZirAce™ abutment	16

I. 서 론

임플란트 치료가 보편화 되고 많은 발전을 거듭하면서 그 치료는 현재 임상에서 아주 높은 성공률을 보이고 있으며 치아 결손 시 보편적 치료 방법으로 자리 잡고 있다. 하지만 임플란트 식립을 위한 외과적 술식이나 상부 보철물을 위한 치료 과정에서 많은 위험 요소가 있는 것이 사실이고 그중 상당 부분은 검증이 되었으나 아직도 많은 부분에서 더욱 더 정밀한 검증이 필요하다. 이런 위험요소라 함은 골융합(osseointegration)으로 정의되는 골과 타이타늄의 직접적 결합을 방해하거나 파괴하는 것들이다. 이러한 골 융합을 방해하는 요소 중 시술 중에 발생하는 열과 그에 따른 주위 조직의 외상에 대한 상관관계가 관심의 대상이 되고 있고 특히 외과적 수술 중에 발생하는 열과 외상에 대한 보고가 지금까지 많았다.

1986년 Eriksson과 Adell은 수술시 발생하는 외상이 조직의 결합을 방해하여 초기 임플란트의 실패를 가져올 수 있는 큰 원인이라고 하였다(Eriksson과 Adell, 1986). 또한 많은 연구자들이 다양한 임플란트 시스템에서 연구한 결과 임플란트 식립을 위해 바를 이용한 골 삭제 시 많은 열이 발생하게 되며 이때 충분한 주수를 통한 냉각 없이 시술했을 때 임플란트의 실패를 가져 올 수 있다고 하였다(Watanabe 등, 1992; Haider 등, 1993).

그렇다면 수술 후 성공적인 골 융합을 보인 뒤 상부 보철물을 제작하는 과정에서는 이런 위험 요소들이 없을지 고려해 보아야 할 것이다. 허 등(허중보 와 고석민, 2005)은 다수의 임플란트 코핑을 자가 중합용 레진으로 연결 시 임플란트-골 계면 사이에 전달되는 열에 대한 평가에서 임플란트 인상용 코핑을 자가 중합형 아크릴릭 레진으로 묶어주는 임상적 술식에서도 레진의 양을 최소화하여 열 발생량을 줄일 것을 권고하였다. 이 밖에 생각 할 수 있는 요소로는 임플란트 지대주의 구내 조정, coping screw의 삭제, 금속이나 도재 교합면의 조정등도 골-임플란트 계면과 임플란트 주위 조직에 열을 전달할 위험이 있다고 사료된다.

골 융합된 임플란트에 직접적으로 연결된 금속이나 도재-금속 계면의 삭제는 골에 잠재적인 위험을 줄 수 있고 골 융합을 저해할 위험이 있을 수 있다. 또한 임플란트 주위 연조직에 열이 전달된다면 연조직의 치유를 저해하거나 괴사를 야기할 수도 있을 것이다.

골에 있어 과도한 열은 골 괴사를 야기하거나 다른 조직으로 변형될 가능성을 가지고 있음이 여러 연구에서 밝혀졌다(Eriksson 등, 1982; Eriksson 과 Albrechtsson, 1983; Eriksson 등, 1984). Boucher(1983)의 연구에 따르면 골 조직은 47°C 를 경계로 그 이상일 때 민감한 반응을 보인다고 하였고, 골 조직의 외상을 보인 뒤로 1년이 지나도록 회복이 되지 않는다고 보고하였다. 다른 연구에서는 1분 동안 53°C 의 열을 가했을 때 더욱 큰 외상을 가한다는 보고가 있다(Eriksson 등, 1982).

현재 임상들이 지대주를 구강 내에서 삭제하는 그 빈도수는 많지 않다. 하지만 어쩔 수 없이 구내 삭제를 해야 하는 경우도 빈번하다. Brägger등(1995)은 임플란트 지대주의 구내삭제에 있어 그 적응증을 기술하였는데 심미성을 고려하여 치관의 변연을 약간 치은 연하로 내리고자 할 때, 만약 두 개의 임플란트나 자연치에 인접한 임플란트가 너무 가까이 위치할 때, 상부 보철물의 framework 와 포세린을 위한 적절한 공간이 부족할 때, 그리고 시멘트형 지대주에 있어 회전력에 저항하기 위해 유지구를 형성해 줄 필요성이 있을 때 구내 삭제의 적응증이 된다고 하였다. 또한 최근에는 임플란트 고정체와 지대주가 일체형으로 개발된 제품도 출시되고 있어 이 경우 어쩔 수 없이 구강 내에서 지대주를 삭제 조절하여야 한다.

이처럼 시멘트 연결형 지대주는 다양한 형태가 시판되고 있지만, 임플란트 식립 위치, 식립 방향, 교합 간극 등의 원인으로 임상에서 지대주 삭제 과정이 빈번히 행해지고 있으나, 구강 내에서 직접 행해지는 삭제 과정동안 높은 마찰열의 발생은 연결된 하부 임플란트나 임플란트-골 계면, 그리고 골에 열이 전달될 가능성 때문에 임플란트 성공에 영향을 미칠 수 있다. 그러나 아직 이에 대한 연구나 그에 따른 삭제 과정의 문제점에 대해서는 간과되고 있는 실정이다.

이에 본 연구는 임플란트 상부 보철물 제작에 있어 지대주를 조정하기 위해 구강내에서 삭제를 시행하였을 때 다양한 형태와 재료의 지대주에서 임플란트-골 계면과 인접 연조직으로 전달되는 발생열을 계측하고자 시행하였다.

II. 재료 및 방법

A. 시편의 제작

국산 Osstem® implant(Osstem dental implant, Pusan, South Korea), 직경 4mm, 길이 13mm의 외측 연결 형태인 USII 임플란트 고정체를 사용하여(Fig. 1.) 고정체의 첫 번째 나사산 상부의 기계 절삭면 중앙(cervical), 고정체의 중간(middle), 고정체의 근침(apex)에 각각 열전대(thermocouple wire)를 부착하고(Fig. 3) 이를 아크릴릭 레진에 포매 하였다. 이때 고정체의 플랫폼과 외부 연결 구조는 아크릴릭 레진 블락에 매몰되지 않게 주의하였다.

같은 방법으로 직경 4.1mm, 길이 13mm의 내측 연결 형태인 SSII 임플란트 고정체를 사용하여 세 부위에 열전대를 부착하고 아크릴릭 레진 블락에 포매하였다.(Fig. 2)

온도의 측정은 온도 측정 센서로 K 형태 열전대를 이용하고 모니터링 시스템은 LabView(National Instrument, Texas, US)를 소프트웨어로, PXI6259(National Instrument, Texas, US)를 하드웨어로 사용하여 0.5초 간격으로 Cervical, Middle, Apex 세부분의 데이터를 수집하였다.

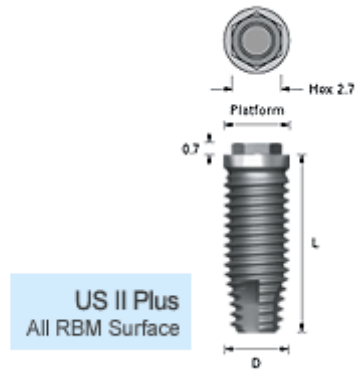


Fig. 1. The schematic of domestic Osstem implant(Osstem dental implant, Pusan, South Korea). with 4mm in diameter, 13mm in length of USII(external hexagon connection) implant fixture



Fig. 2. The schematic of domestic Osstem implant. with 4.1mm in diameter, 13mm in length of SSII(internal hexagon connection) implant fixture.

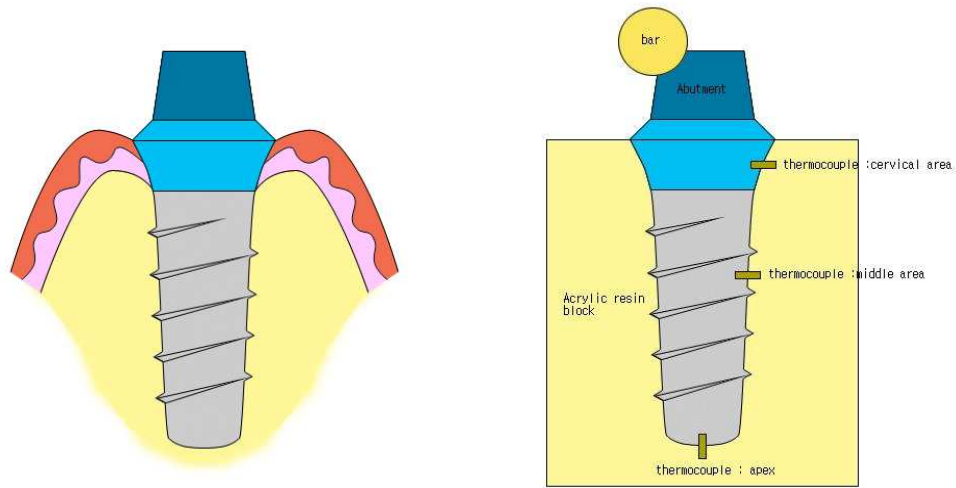


Fig. 3. Experimental setup in this study. A cervical thermoelement was attached at the middle of the polished surface which would correspond clinically to the level of the connective tissue, A middle thermoelement was attached at the midpoint of fixture full length, Apex thermoelement was attached at the lowest tip of fixture. The changes in temperature while reducing the height of the abutment were measured .

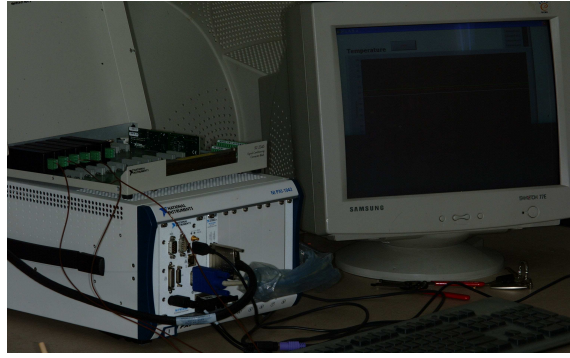
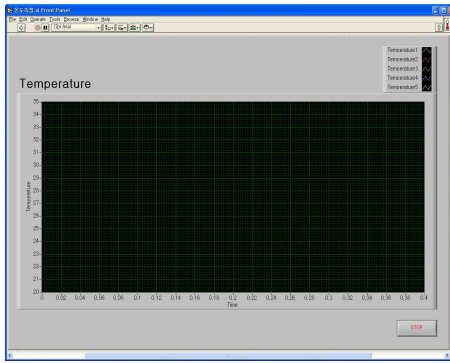


Fig. 4. Temperature measuring equipment and Program. The LabView(National Instrument, Texas, US) was used as the software in the monitoring system, PXI6259(National Instrument, Texas, US) was used as the hardware.

B. 실험군

(Fig. 3)과 같이 제작된 시편에 다음과 같은 지대주를 각각 연결하여 실험군을 분류하였고, 각 지대주는 시멘트 형 지대주로 Osstem® implant사에서 출시되는 제품을 이용하였다. 각 실험군은 5개씩의 지대주를 이용하였고 각 지대주는 2번의 실험을 하도록 설계하였다.

1. Cemented Abutment(Flatform: regular height: 4.0mm)



Fig. 5. The schematic of Cemented Abutment that was used.

Cemented Abutment was connected with USII fixture.

2. ZirAce™ Abutment(Flatform: regular height: 5.5mm)

- Zirconia/Alumina 복합재료



Fig. 6. The schematic of ZirAce™ Abutment that was used.

ZirAce™ Abutment was connected with USII fixture

3. Solid Abutment(Platform: 4.8 height: 4mm)



Fig. 7. The schematic of Solid Abutment that was used.

Solid Abutment was connected with SSII fixture.

C. 지대주 삭제

항온 수조 내의 물에 의해 실험 시 온도 영향을 최소화하기 위해, 각각의 지대주를 고정체에 연결한 뒤 항온 수조에 담구기 전에 지대주의 cervical부위에 리버댐을 장착하였다.

임상에서 고속 핸드피스를 사용하여 지대주를 삭제하고 저속 핸드피스를 사용하여 연마하는 과정을 반영하여 실험설계를 하였으며 이에 따라 치과 진료용 체어의 고속, 저속 핸드피스를 이용해서 실험 지대주를 삭제하였다. 실험에 부여한 각각의 조건과 상품명은 아래 (Table 1.)과 같다.

고속삭제는 코메트 다이아몬드 바 (Brasseler GmbH&Co. KG)를, 저속 삭제는 실리콘 포인트(Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 통일되게 사용하여 혼란 변수를 최소화하였다. 또한 냉각 주수의 정도도 그 변수를 줄이고자 충분한 주수와 전혀 주수를 하지 않는 두 가지 경우만을 생각하였다.

Table 1. Each experimental groups

	Abutment	handpiece	coolant
1	cemented	high speed	air & water
2			nothing
3		low speed	air & water
4			nothing
5	ZirAce™	high speed	air & water
6			nothing
7		low speed	air & water
8			nothing
9	Solid	high speed	air & water
10			nothing
11		low speed	air & water
12			nothing

지대주 삭제는 실험자간의 오차를 배제하기 위해 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 계획하였다.

삭제하는 동안 연결된 세부분의 온도변화를 온도 측정 센서로 K 형태 열전대를 이용하고 모니터링 시스템은 LabView(National Instrument, Texas, US)를 소프트웨어로, PXI6259(National Instrument, Texas, US)를 하드웨어로 사용하여 0.5초 간격으로 측정하여 각각 최고 온도를 기록하였다.

D. 통계분석

통계분석방법은 Mann-Whitney rank-sum test 를 사용하여 각 실험군에서 주수를 통한 냉각을 한 그룹과 하지 않은 그룹간의 상관관계를 알아보았다. 이때 유의 수준은 0.05로 하였다. 또한 지대주 간의 비교는 상관관계분석이 크게 필요치 않아 통계 분석을 시행하지 않았으며 그 평균값을 바탕으로 비교하였다.

III. 실험 결과

Cemened Abutment, ZirAce™ Abutment, Solid Abutment를 USII, SSII 고정체에 장착하고 각각의 지대주를 삭제 시 고정체의 cervical, middle, apex 부위에 온도 변화를 5회 측정하여 (Table 2, 3, 4)와 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 cervical 부위에서 그 온도 상승이 더욱 크게 관찰되었다. 모든 부위에서 주수를 하지 않은 경우 주수를 한 경우와 비교하여 통계적 유의성이 있는 것으로 나타났다($P < .05$). 저속 삭제의 경우 주수 시 오히려 37°C 미만으로 온도가 떨어지는 경향을 나타내었다. 이 경우 다른 실험군과 반대로 최저온도를 기록하여 평균값을 기록하였다. (Table 2.)

Solid Abutment의 경우 Cemented Abutment와 비슷한 양상을 보였지만, 저속 삭제의 경우에는 주수 시에도 온도 상승이 일시적으로 관찰되었으며 특히 cervical 부위에서는 주수 시에도 45.4°C 의 높은 온도를 보였다. 모든 부위에서 주수 시와 주수를 하지 않았을 때 통계적 유의성을 가졌다($P < .05$). (Table 3.)

ZirAce™ Abutment의 온도변화는 Cemented Abutment, Solid Abutment와 비교하여 상이한 양상을 보였다. Cervical 부위에서는 고속, 저속 삭제 시 주수 유무에 따라 온도 상승이 $2-4^{\circ}\text{C}$ 정도 나타났으나, middle과 apex 부위에서는 주수 유무에 관계없이 온도 변화가 크지 않아 통계적 유의성이 없는 것으로 나타났다. (Table 4.)

Table 2. mean temperature and statistical significance for Cemented Abutment

Abutment type	Handpiece type	Position	Coolant	Mean temperature(°C)	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 3. Mean temperature and statistical significance for Solid Abutment

Abutment type	Handpiece type	Position	Coolant	Mean temperature(°C)	Statistical significant difference of temperature(p-value)
Solid	High	Apical	Yes	37.3	0.009
			No	62.1	
Solid	High	Cervical	Yes	36.6	0.009
			No	80.3	
Solid	High	Middle	yes	37.3	0.009
			No	76.4	
Solid	Low	Apical	yes	39.7	0.0163
			No	40.8	
Solid	Low	Cervical	yes	45.4	0.009
			No	60.3	
Solid	Low	Middle	yes	39.7	0.009
			No	45.2	

Table 4. Mean temperature and statistical significance for ZirAce™ Abutment

Abutment type	Handpiece type	Position	Coolant	Mean temperature(°C)	Statistical significant difference of temperature(p-value)
Zir	High	Apical	yes	37.5	0.834
			No	37.2	
Zir	High	Cervical	yes	38.6	0.0088
			No	41.2	
Zir	High	Middle	yes	37.8	0.7540
			No	37.2	
Zir	Low	Apical	yes	37.2	0.4647
			No	37.1	
Zir	Low	Cervical	yes	37.6	0.009
			No	39.3	
Zir	Low	Middle	yes	37.0	0.2448
			No	37.1	

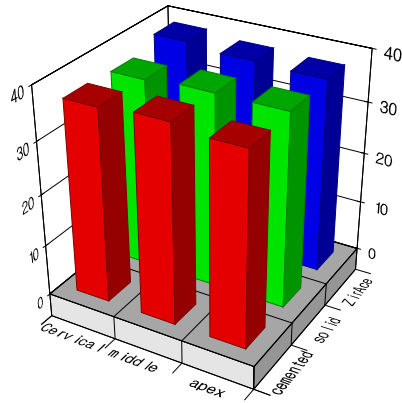


Fig. 8. Each abutment comparison(°C): high speed and used coolant.
 not significance, they have similar appearance

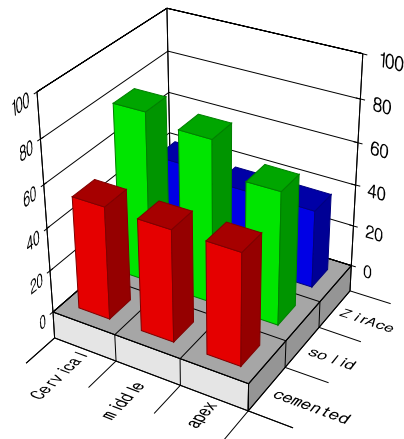


Fig. 9. Each abutment comparison(°C): high speed and not used coolant.

Cemented abutment and ZirAce abutment were similar in result, but Solid abutment was increased higher than the others.

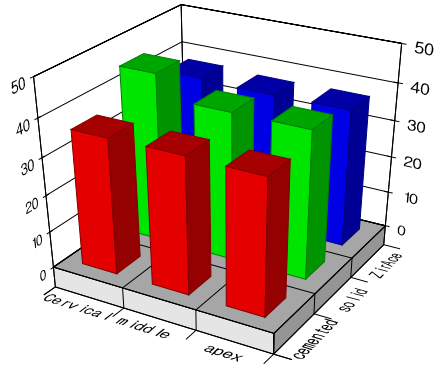


Fig. 10. Each abutment comparison(°C): low speed and used coolant.

Cemented Abutment and ZirAce™ Abutment were similar appearance, but Solid Abutment has some higher temperature when it compared with others.

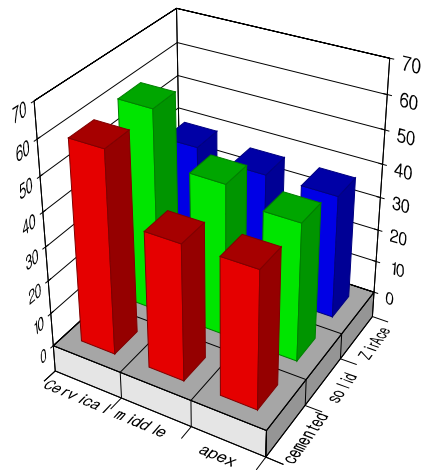


Fig. 11. Each abutment comparison(°C): low speed and not used coolant.

Cemented Abutment and Solid Abutment look like similar appearance, but ZirAce™ Abutment has some lower temperature when it compared with others.

IV. 고찰

임플란트 시술과정에서 발생하는 과도한 열전달 효과는 골-임플란트 계면에서 골 피사를 야기할 수 있고 골의 생존 능력을 저하 시킬 수 있음은 이미 많은 연구에서 증명되었다.(Eriksson 등, 1982; Eriksson과 Albrektsson, 1983) 조직 생존을 위한 임상적으로 유효한 한계에 대한 정의는 연구자들에 따라 주관적이고 다양하다. Eriksson과Albrektsson(1983)은 골 조직이 47°C를 경계로 열에 민감해진다고 하였는데 1분 동안 53°C로 조직에 열을 가하면 골 조직이 심하게 파괴되고 60°C가 넘어 가면 분명히 골 조직의 피사가 발생한다고 하였다. 또한 그들의 다른 연구에서 Rabbit Tibiae에 50°C로 1분간, 47°C로 5분간 열을 가했을 때 40일 후에 그 부위에서 30~40%의 골 흡수가 보였고 골 조직을 지방세포들이 대체하였다고 보고하였다(Eriksson 등, 1984).

Brown 등(1978)은 고속 치과용 핸드피스는 높은 열에너지를 발생시킬 수 있다고 했다. 고속으로 치아를 삭제 시 치아에 야기되는 온도 변화와 온도의 응집 분산(thermal stress distribution)은 삭제 기구의 회전 속도, 삭제 기구의 표면, 힘 그리고 냉각 방법에 영향을 받을 수 있다. 또한 Mahon 등, Laforgia 등은 기존의 치아에 대한 연구에서 공기 냉각만을 사용했을 때 고속으로 치아 삭제 시 치수에 큰 온도 상승을 보였고 공기-물 냉각은 치수강 내의 온도를 낮추었다고 보고하였다(Mahon 등, 1981; Laforgia 등,1991). 임플란트에서 이용하는 타이타늄은 상아질 보다 열전도도(thermal conductivity)와 열 확산율(diffusivity)이 300배나 크기 때문에 삭제 시 발생하는 마찰열의 영향은 더 심각하다고 예상할 수 있다.

본 실험에 사용한 Cemented Abutment는 치과용 시멘트를 사용하여 보철물을 고정시키는 시멘트 유지형의 지대주이다. External 임플란트의 보철 지대주이고 치과의사나 기공사가 적당한 높이와 형태로 삭제, 절삭하여 사용할 수 있도록 개발된 제품이다(Fig. 5). Solid Abutment는 내부 결합 고정체(internal connection

fixture)에 적용되는 것으로 치과용 시멘트를 사용하여 보철물을 고정시키는 시멘트 유지형의 지대주이다. 이 지대주는 나사와 일체로 되어 있는 기계적 특징에 의해 지대주를 분리한 후 고정체에 다시 연결할 경우 원추 방향의 원래 위치에 연결시킬 수 없다. 즉 Solid Abutment는 구강 내에서 연결된 상태로 존재하여야 한다는 특성 때문에 지대주를 절삭하지 않는 것을 원칙으로 하며, 부득이 절삭할 경우에는 반드시 절삭이 끝난 지대주를 구강 내에 장착하고 인상을 채득해야 한다. 절삭을 위한 구멍이 2mm까지 되어 있으므로 2mm까지만 절삭을 할 수 있다. Cemented Abutment와 Solid Abutment는 같은 성분의 타이타늄으로 제작된 지대주로 본 실험에서는 외부 연결과 내부 연결의 대표적 실험군으로 설정하였다.

Cemented Abutment는 지대주의 높이가 4, 5.5, 7mm 로 출시되고 collar의 높이는 1, 2, 3, 4mm 로 제조되어 있으며 적절한 높이나 형태로 삭제가 가능하다. 본 실험에서는 임상에서 사용이 가장 빈번한 지대주 높이 5.5mm, collar 높이 3mm의 지대주를 선택하였다. 이 지대주의 실험결과를 보면 (Table 2.)에서 보는 바와 같이 고속 삭제의 경우 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때 전혀 온도 상승이 없었다. 하지만 주수를 하지 않았을 때에는 cervical 52.9°C, middle 52.2°C, Apex 52.1°C를 보여 15°C이상의 온도 상승을 보였다. 따라서 주수를 하지 않은 실험군에서는 임플란트-골 계면으로 상당한 열이 전달될 것이 예상되고 주위 치은과 골 피사를 야기할 것으로 사료된다. 통계 분석에서도 주수를 통한 냉각의 유무에 따라 온도 상승의 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다.

실제 임상에서 구강 내에서 저속삭제는 거의 행해지지 않고 있지만 최근 지대주와 고정체가 결합되어 있는 일체형 임플란트가 출시되고 있는데, 일체형 임플란트를 임상에 적용할 경우, 필연적으로 구강 내에서 고속 삭제 후 저속 삭제를 통한 절삭 및 연마를 시행해야 한다는 점에 착안해 본 연구에서 저속삭제의 실험군을 설정하였다. (Table 2.)에서 Cemented Abutment의 경우 저속 삭제 시에도 고속 삭제 시와 마찬가지로 주수를 하지 않았을 경우 많은 온도 상승을 가져왔는데 특히 cervical 부위에서 20°C 이상의 온도 상승을 보였다. 반면에 주수를

한 경우에는 1°C정도의 온도 감소를 보여 적절한 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때는 임플란트 주위 조직에 악영향을 미치지 않음을 알 수 있었다. 특히 주목할 점은 저속 삭제의 경우 cervical 부위에 열 발생이 집중되는 양상을 보여 주수를 통한 냉각을 시행하지 않을 경우 임플란트 주위 연조직에 큰 악영향을 줄 것으로 사료된다.

(Table 3.)은 Solid Abutment의 실험 결과로 앞선 Cemented Abutment와 아주 비슷한 양상을 보이지만 주수를 하지 않았을 때 고속에서 25°C~42°C 까지 높은 온도 상승을 보이고 저속에서도 20°C~33°C 정도의 높은 온도 상승을 보여 충분한 주수를 통한 냉각의 필요성을 절실히 보여준다. 또한 주목할 점은 저속 삭제의 경우 주수를 해도 Cervical 부위에서 45.4°C까지 온도가 상승하여 주위 연조직에 악영향을 가져올 것으로 보인다. 따라서 Solid Abutment의 경우 주수를 하더라도 저속 삭제의 경우는 Cemented Abutment의 형태보다 더 위험할 수 있다는 결론을 내릴 수 있다. 이것은 형태의 차이에서 오는 것으로 사료되며 Solid Abutment의 경우 Cemented Abutment보다 절삭 단면적이 더 넓어 열 발생량이 더 큰 것으로 추측된다.

한편 최근에는 심미 임플란트 수복에 관심이 집중되면서 임플란트 지대주의 재질이 다양화 되고 있는 추세로 그 대표적인 것이 강화도재를 이용한 지대주이다. 1994년에 처음으로 치밀한 산화 알루미늄(Al_2O_3)으로 제작된 심미적인 세라믹 지대주가 소개되었다(Cer-Adapt, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden). 이 지대주에 나타나는 문제점은 방사선 투과성을 가졌고 약해서 깨지기 쉬웠다는 것이다(Tripodakis 등, 1995; Andersson 등, 1999; Cho 등, 2002). 몇몇 실험실 연구에서 이런 심미적인 지대주의 임상적인 특징들을 연구하였다(Andersson 등, 2001). 그 결과 적절한 치료 술식을 따르고 명기된 재료를 사용하였을 때 단일치아 결손을 수복하기 위한 임플란트 치료에 안전하고 심미적인 이점을 극대화 할 수 있음을 알 수 있었다. 비록 세라믹 지대주가 잘 깨어지고 타이타늄 지대주보다 조작성이 힘들지만 그 실험 결과에서는 만족스러웠다. 최근 연구에서는 세라믹 지대주가 기능적으로 더욱 위험성이 적고 심미적으로 만족스러운 결과를 얻고 있

다(Henriksson과 Jemt, 2003; Andersson 등, 2003). ZiReal(3i/ Implant innovations, Palm Beach Gardens, FL)으로 대표되는 산화 지르코늄 지대주는 고강도의 지르코니아 세라믹(Zirconium oxide)으로 구성되어 있으며, 심미적이고, 생체 적합성이 뛰어난 방사선 불투과성 물질을 포함한다. 또한 적절한 형태로 절삭해 사용할 수 있어 단일치 임플란트 수복을 위한 새로운 기회를 제공하였다. 본 실험에 사용한 ZirAce™ 지대주는 알루미늄과 지르코니아를 혼합해 제조한 것으로 강도의 증가와 심미적인 장점을 살린 제품이다.

(Table 4.)는 ZirAce™ Abutment의 실험 결과로 앞선 두 티타늄으로 제작된 지대주의 실험결과와 아주 상이한 결과를 보였다. 주수를 통한 냉각을 하지 않더라도 고속, 저속 삭제 시 발생열이 임플란트-골 계면으로 크게 전달되지 않는 것으로 나타났다. 최고 4°C 정도의 온도 상승이 cervical 부위에서 나타났는데 이 정도의 온도 상승은 주위 조직에 큰 영향을 주지 않는다고 앞서 언급한 과거 문헌들에서 입증되었다. 이 결과는 재료의 차이에서 나타나는 것으로 추측되는데, Zir Ace™ Abutment는 세라믹 지대주로 티타늄 지대주보다 열전도도가 현저히 낮기 때문이라고 사료된다. ZirAce™ Abutment에서는 주수 유무에 따른 차이는 통계적으로 유의성이 없었다.

(Fig. 8, 9, 10, 11)은 각각의 동일 조건에서 각각의 지대주를 도표로 비교한 것이다. 고속 삭제 시 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때는 Fig. 8과 같이 비슷한 양상을 보였다. 그러나 저속 삭제 시 주수를 통한 냉각을 시행하였을 때는 Fig. 9.에서 보여주는 바와 같이 Solid Abutment가 다른 지대주에 비해 온도가 더 높게 나타났다. 저속 삭제 시는 주수를 하였을 때 Solid Abutment가 cervical 부위에서만 다른 지대주보다 미세하게 높은 온도를 보였으며(Fig. 10.), 주수를 하지 않았을 때는 ZirAce™ Abutment가 다른 지대주에 비해 온도 상승이 매우 적음을 알 수 있다(Fig. 11).

이번 연구에서 열전대를 이용한 실험으로 초기 온도인 37°C를 완벽히 일정하게 유지되지 않은 데에 따른 약간의 오차 발생 가능성과, 비록 한명의 술자가 실험을 진행하였지만 절삭 강도를 기계적으로 일정하게 유지하지 못해 발생할 수

있는 오차 가능성은 이번 실험의 한계로 지적할 수 있다. 또한 본 연구는 실험실 모형에서 행하여졌기 때문에, 삭제 과정에서 발생하는 마찰열이 인체에서 어떻게 전달되어 골조직이나 인접 연조직에 실제로 어떤 반응이 나타나는 지를 증명할 수는 없다. 따라서, 일정한 삭제 장치 개발에 의한 부가적인 실험이 필요할 것으로 여겨지며, 동물 실험을 통해 이런 열전달이 실제 조직에서 어떤 영향을 미치는 지에 관한 연구를 수행하는 것이 앞으로의 과제라고 사료된다.

V. 결론

본 연구는 두 가지 형태의 타이타늄제 지대주(Cemented Abutment, Solid Abutment)와 세라믹제 지대주인 ZirAce™ Abutment를 이용하여, 구강 내에서 삭제 시 발생하는 열이 임플란트 주위 연조직과 골조직에 미치는 영향을 형태의 차이와 재료의 차이에 따라 비교 평가하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 타이타늄으로 제작된 Cemented Abutment 와 Solid Abutment 는 그 형태의 차이에도 불구하고 주수를 통한 냉각을 하지 않았을 경우 많은 열을 임플란트로 전달하였다.

2. Solid Abutment는 주수를 하더라도 Cervical 부위의 온도 증가는 주위 연조직에 악영향을 줄 수 있을 정도였다.

3. 세라믹 지대주인 ZirAce™ Abutment는 열전도도가 낮아 주수를 하지 않아도 큰 온도 전달이 되지 않아 구강내에서 지대주 삭제 가능성이 있을 때 선택할 수 있는 가장 안전한 지대주로 평가되었다.

4. 지대주를 구강내에서 삭제할 때는 충분한 주수를 통한 냉각이 반드시 필요하다.

참고 문헌

1. Andersson B, Scharter P, Simion M, Bergstrom C. ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 12:318-324, 1999
2. Andersson B, Taylor A, Lang BR, et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: A prospective 1-to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 14:432-438, 2001
3. Andersson B, Glauser R, Maglione M, et al. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 16:640-646, 2003
4. Brägger U, Wermuth W and Török E: Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI® Dental implant system: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 6:254-259, 1995
5. Brown W, Christensen DO and Lloyd BA.: Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients and thermal stresses during restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 96:451-458, 1978
6. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 15:9-13, 2002
7. Eriksson AR, Albrechtsson T, Grane B and McQueen D.: Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 11:115-121, 1982
8. Eriksson AR, Albrechtsson T: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50:101-107: 1983

9. Eriksson AR, Albrektsson T and Magnusson B.: Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg* 18:261-268, 1984
10. Eriksson RA and Adell R: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 44: 4-7, 1986
11. Haider R., Watzek G. and Plenk H.: Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8:83-91, 1993
12. Henriksson K and Jemt T. Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement:A prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 16:626-630, 2003
13. 허중보, 고석민: 다수의 임플란트 인상용 코핑을 자가 중합용 레진으로 연결 시 임플란트 골 계면 사이에 전달되는 열에 대한 평가 *The Korean Academy of Oral & Maxillofacial Implantology* Vol. 9 no.2 :44-49, 2005
14. Laforgia PD, Milano V, Morea C and Desiate A.: Temperature change in the pulp chamber during complete crown preparation. *J Prosthet Dent* 65:56-61, 1991
15. Mahon W, Hembree JH, Yates JL and Mcknight JP.: The influence of ultra speed cutting instruments and coolants on in vitro intrapulpal temperature changes during cavity preparation. *J Tenn Dent Assoc.* 61:7-13, 1981
16. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 8:265-272, 1995
17. Watanabe F., Tawada Y., Komatsu S.H. and Hata Y.: Heat distribution in bone during preparation of implant sites; Heat analysis by real-time thermography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*

7:212-219, 1992

- ABSTRACT -

An Investigation of Heat Transfer to the Implant–Bone Interface and Marginal Gingiva During Preparation of Implant Abutments in the Mouth: in vitro study

In Soo Kim

Department of Medical Sciences
The Graduated School, Ajou University

(Supervised by Associate Professor Jeong Keun Lee)

The aim of the present study was to assess in vitro the heat generated within the implant body when preparing implant abutment of the Osstem® implant system to estimate the potential risk of tissue and bone damage of individual abutment preparation. The domestic Osstem® implants(Osstem dental implant, Pusan, South Korea), with diameter of 4mm, length of 13mm of the USII(external hexagon connection) implant fixture and with diameter of 4.1mm, length of 13mm of the SSII(internal hexagon connection) implant fixture were used and thermocouple wire was attached to the cervical, middle and apex of the machined surface. Cemented, Solid and ZirAce™ Abutment were connected with these fixture. Each abutment was prepared with high and low speed handpiece during 30 seconds. The specimen was placed under water of 37°C and the temperature was maintained throughout the procedure.

The data was gathered using the K type thermocouple as the temperature

measuring sensor, the LabView(National Instrument, Texas, US) as the software in the monitoring system, PXI 6259(National Instrument, Texas, US) as the hardware. Each experiment group was read through the thermocouple wire every 0.5sec 5times each.

When Cemented Abutment and Solid Abutment were prepared without air-water cooling, extreme overheating was provoked, reaching the critical temperature that would lead to irreversible bone damage within only a few seconds. But ZirAce™ Abutment was not the same. Especially, in the middle and apex area, extreme overheating was not found when it was without air-water cooling.

So, when Titanium Abutment was prepared without enough cooling it can be concluded that there may be side effect to surrounding bone or soft tissues.

Key words: Implant Abutment, Prepare, Temperature Change, Thermocouple