임플란트 지대주 삭제시의 발생열에 관한 연구

전북대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생체과학연구소

이호진·송광엽·장태엽

A Study on the heat generation during implant abutment preparation

Ho-Jin Lee, Kwang-Yeob Song, Tae-Yeob Jang

Department of Prosthodontics and Institute of Oral Science, College of Dentistry, Chonbuk National University

Excessive heat generation at the implant-bone interface may cause irreversible bone damage and loss of osseointegration. The effect of heat generation in vitro at the implant surface caused by abutment reduction with high-speed dental turbine was examined. Titanium-alloy abutments connected to a titanium alloy screw-implant embedded in an acrylic-resin block in a 37 ℃ water bath were prepared. Temperature changes were recorded via embedded thermocouples at the cervix and apex of the implant surface. Analysis of variance for repeated measures was used to compare seven treatment groups. Fifty seconds of continuous cutting with air and water coolant caused a mean temperature increase of 1.24℃ at apex and 5.77℃ at cervix. Similar intermittent cutting caused increase of 2.50℃ at apex and 1.64℃ at cervix. But, continuous cutting with air coolant caused a mean temperature increase of 6.47℃ at apex and 5.77℃ at cervix. Similar intermittent cutting caused increase of 6.47℃ at apex and 5.77℃ at cervix. Preparation of implant abutment does not lead to detrimental effect on peri-implant tissues provided that adequate cooling. However, without water cooling, extreme overheating could be provoked, reaching the critical temperature that would lead to irreversible bone damage within only a few seconds.

임플란트 지대주 삭제시의 발생열에 관한 연구

전북대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생체과학연구소

이호진·송광엽·장태엽

Ⅰ. 서 론

치의학의 목표는 환자에게 악구강계의 위축, 질병 및 외상으로부터 정상적인 외형, 기능, 편안함, 심미, 발음 및 건강을 회복시켜주는 것이지만, 다수치아의 소실이 있는 환자에서는 이런 목표가 재래식 치료술 만으로 달성되기는 어렵다. 이러한 환자들의 요구를 많은 부분 만족시키는 술식으로 임플란트를 이용한 보철방법이 발전되어져 왔다. 하지만 임플란트는 많은 장점에도 불구하고 실패가능성이 있으며, 그 중요한 것 중 하나는 골유착(osseointegration)을 이루지 못하는 경우를 들 수 있다.

이상적인 골-티타늄간의 접촉은 골유착 또는 기능적 강직(functional ankylosis)으로 정의되어져 왔다.[1,2] 구강 내 임플란트의 매식 후 일어나는 연 조직의 형태적 특성에 관한 연구에서, 이 과정은 치주조직에서와 유사한 양상의 면역반응을 일으키는 것으로 보고되고 있다.[3,4]

임플란트를 구강내에 매식하는 동안 외과적인 외상은 조직융합(tissue integration)을 방해 할 수 있다. 임플란트의 매식 시에 골조직을 삭제하는 과정에서 발생되는 열이 초기 임플란트 실패의 주요한 원인 중 하나임이 보고되고 있다. [5,6] 이와같은 이유로 다양한 임플란트 시스템을 bur로 삭제 시 발생되는 열을 비교한 바 있다. [6]

구강 내에서 고정성 지대주를 재형성하거나 coping screw를 짧게하는 경우, 또는 금속이나 도재 교합면을 교합 조정하는 등의 경우에 골조직과 임플란트 계면에서의 과열은 골조직 세포의 괴사를 유발하여 분화조직으로 생존할 수 있는 골의 능력을 저하시킬 수 있다.[7-9]

골조직을 이용한 생체 내 현미경적 소견에 관한 연구들은 골 조직이 47℃도의가열에 민감함을 보여준다.[7] 골이 1분간 47℃로 가열되었을 때, 지방세포 손상과 비연속적인 골 손상이 관찰되었다. 혈관조직의 내상피세포(endothelial cell)는 골이나 지방세포보다 열에 저항성이 있다고 보고되고 있다.[8] 53℃로 1분간 가열한 경우는 더 큰 조직손상이 보고되었으며,[8] 60℃이상의 온도로 가열 시 영구적인 울혈(vascular stasis)과 복구 불가능한 골 조직의 괴사가 야기되었다고 보고되었다.[8,10] 그러므로 일반적으로 56-60℃이상의 온도는 경 조직의 단백질은 변성시키기 때문에 골 조직에 위해하다고 여겨진다.[11-13] 하지만 이것은 56℃이하의 온도가 반드시 안전하다는 의미는 아니다. 비록 실험적인 증거는 부족하지만 많은 외과의들은 이 의견에 동의하고 있다.[14,15]

ITI 치과용 임플란트 System (Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)은 octasystem을 제외하고, 임플란트 shoulder에서 뿐 아니라 지대주 부위의 삭제에 의해 자연치처럼 지대주의 형성이 가능하다. 외과적 외상뿐 아니라 초기유착기(initial integration phase)후의 보철적 술식은 구강 내 임플란트 주변의 미세조직의 치유에 영향을 줄 수 있다. 그러므로 과도한 열 생성으로 임플란트 주변조직의 손상을 야기할 수 있는 지대주 삭제 시에는 특별한 주의가 필요하다.

고속의 치과용 핸드피스는 많은 열에너지를 생성할 수 있다. 고속으로 치아 삭제 시 유발되는 열 변화와 열 스트레스 분포는 회전속력의 기능, 삭제면의 종류, 힘 그리고 냉각제의 성질 등에 의해 조절

된다.[16] 자연치에서 치아 삭제시 air coolant의 단독 사용은 치수온도를 상승시키는 반면, air-water coolant를 이용한 치아삭제는 치수내 온도를 감소시킨다.[17,18] 그러나 이는 티타늄의 열전도성과 확산성이 상아질의 그것과 300배 정도 차이가 나기 때문에, 티타늄 임플란트의 경우에는 적용시킬 수 없다.

따라서 이 연구의 목적은, in vitro 상에서 ITI 치과용 임플란트의 지대주를 삭제 시, 치과용 고속 핸드피스의 냉각 방법에 따라 임플란트 몸체에서 발생되는 열을 측정하여, 각 지대주 삭제 시에 나타날 수 있는 잠재적 조직 손상의 위험을 예측 하고자 한다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에서는 ITI 치과용 임플란트의 직경 4.1mm, 길이 10mm의 티타늄fixture 10개가 사용되었고, 지대주는 6도의 경사를 갖는 길이 5.5mm를 사용하였다. fixture와 지대주는 접착용 시멘트를 사용하지 않고 fixture내부의 8도 경사에 의하여 기계적인 morse taper 관계로 연결되어졌다. fixture의 경부와 말단부에1mm 크기의 지름과 깊이로 홈을 형성하여 thermo-element의 tip이 위치되어질 수 있도록 하였다 (Fig 1).

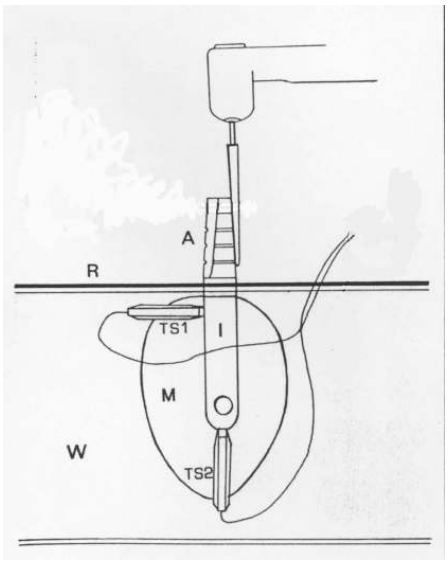

Fig. 1. Illustration of experimental setup.
TS1=cervical temperture sensor; TS2= apical temperture sensor; W=water; R=resin block; A=titanium-alloy abutment; I=titanium-alloy implant.

지대주 삭제 시 발생되는 열을 측정하기 위하여 Chromium-alumina thermocouple을 임플란트의 경부와 말단부에 epoxy bonding을 이용하여 부착하였다. thermoelement가 연결된 임플란트는 acrylic resin 에 매몰하였다 (Fig 2).

acrylic block은 37℃ 항온수조에 보관하였다. thermocouple은 temperature-recording device (Multiform Analyzer MA6,000, Japan)에 연결되었고, 초기온도부터 삭제가 끝날 때까지 매초마다의 온도값이 기록되었다 (Fig 3).

삭제에 사용된 bur는 coarse diamond bur로 이는

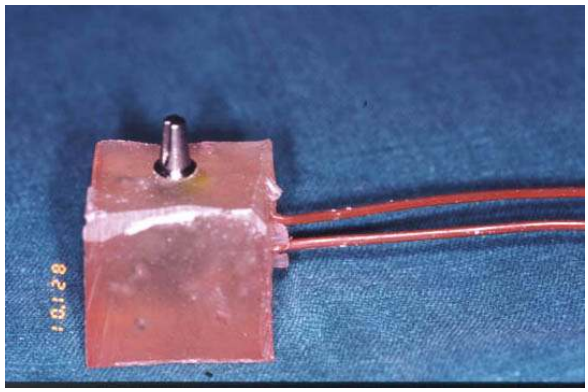

Fig. 2. Tianium alloyed implant embedded resin block.



Fig. 3. Temperature-recording device (Multiform Analyzer MA6,000, Japan).

Table 1. Temperature changes during intermittent preparation

intermittent preparation	Preparation with air -water coolant		Preparation with air coolant	
	apical	cervical	apical	cervical
10s	37.62±0.22	36.72±0.73	39.62±3.55	38.32±3.72
20s	37.76±0.28	37.08±0.87	40.34±2.90	37.52±5.32
30s	38.52±1.09	37.12±2.57	41.22±3.09	40.00±5.67
40s	38.94±1.07	37.72±2.51	41.50±4.58	39.62±8.31
50s	39.50±1.93	37.64±4.80	43.47±4.86	42.77±8.19

통상적으로 금관가공의치 제작을 위한 치아 삭제에 사용되어진다.

2. 연구 방법

High-speed turbine handpiece(Siemens, Germany)는 250,000rpm의 회전속도로 공기압이 20psi, 냉각수량이 48cm^2/min를 사용하였다. 냉각수의 온도는 27℃를 사용하였다.

각각의 acrylic block을 냉각수와 압축공기를 사용하면서 지대주를 삭제하는 경우와 냉각수 없이 압축공기를 사용하면서 삭제하는 경우로 하였다. 또한 각각의 경우에서 연속적인 삭제와 간헐적인 삭제를 시행하였다.

3. 통계학적 분석

삭제 방식과 임플란트 fixture의 위치에 따른 온도변화를 one-way ANOVA를 이용하여 분석하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 간헐적 삭제하에서의 온도변화

ITI 치과용 임플란트의 fixture 10개를 주수하와 비주수하에서 간헐적으로 삭제하였을 때 온도변화는 표1과 같다. 모든 경우에서 시간이 경과함에 따라 주수하와 비주수하 모두 비례적으로 지대주의 온도가 상승하였으나 그 온도 변화의 범위는 현저히 달랐다.

Table 2. Statistical analysis of temperature changes during intermittent preparation

Source	*df*	Sum of square	Mean square	F test	*p* value
W	1	131.45	131.45	8.52	0.0047
T	4	61.78	15.45	1.00	0.41
A	1	48.88	48.88	3.17	0.08

주수(air-water coolant)하에서의 온도변화는 50초간 치근단 부분에서는 39.50±1.93℃이고, 치경부 부분에서는 37.64±4.80℃ 이내인 반면, 비주수하에서는 온도변화가 치근단 부분에서는 43.47±4.86℃이고, 치경부 부분에서는 42.77±8.19℃에 달하였다.

2. 지속적 삭제하에서의 온도변화

ITI 치과용 임플란트의 fixture 10개를 주수하와 비주수하에서 연속적으로 삭제하였을 때 온도변화는 표3과 같다. 모든 경우에서 시간이 경과함에 따라 주수하와 비주수하에서 온도 변화가 나타났으나 그 온도 변화의 범위는 현저히 달랐다.

주수하에서의 온도변화는 50초간 치근단부분에서 38.24±0.16℃이고 치경부분은 33.32±0.38℃ 인 반면, 비주수하에서는 온도변화가 치근단 부분에서는 47.18±0.22℃이고 치경부 부분에서는 50.48±0.38℃에 달하였다.

Table 3. Temperature changes during continuous preparation

continous preparation	Preparation with air-water coolant		Preparation with water coolant	
	apical	cervical	apical	cervical
10s	37.34±0.16	36.17±0.83	38.10±0.20	38.08±0.42
20s	37.62±0.32	35.36±0.36	40.10±0.30	40.46±0.16
30s	38.22±0.72	34.26±0.54	42.46±0.26	44.48±0.38
40s	38.20±0.30	33.64±0.24	43.82±0.38	47.72±0.42
50s	38.24±0.16	33.32±0.38	47.18±0.22	50.48±0.38

Table 4. Statistical analysis of temperature changes during continuous preparation

Source	*df*	Sum of square	Mean square	F test	*p* value
W	1	233.50	233.50	9.66	0.0031
T	4	65.02	16.26	0.67	0.61
A	1	13.35	13.35	0.55	0.46

Ⅳ. 총괄 및 고찰

골유착 임플란트의 지대주 삭제가 필요한 경우는 심미적 측면을 위해 금관의 변연을 약간 점막하로 위치시켰을 때, 2개의 임플란트가 너무 가깝게 위치되어 치간 사이를 개방시키려 할 때, 도재와 framework에 적절한 공간을 부여하기 위해 이차적 부위를 형성해 줄 때, 회전력에 저항하거나 유지력을 부가할 구(groove)를 형성해 주는 경우이다. ITI 치과용 임플란트는 보철치료 시 각 지대주와 임플란트의 삭제를 가능하게 한다.

이와같이 임플란트 지대주의 삭제시 발생되는 열은 삭제 방법이나 냉각방법에 따라 그 온도 변화는 다양하게 나타날 수 있을 것이다. 본 연구의 결과, 주수하에서 간헐적으로 임플란트 지대주를 삭제시, 초기온도 37℃에서 시작시, 임플란트 표면 온도는 39.50±1.93℃이상을 초과하지 않았으며, 냉각수를 사용하지 않았을 경우는 43.47±4.86℃까지 온도가 상승함을 보여주었다. 연속적 임플란트 지대주 삭제시, 주수하에서는 50초간 38.24±0.16℃까지 온도가 상승하였으며, 비주수하에서는 50.48±0.38℃까지 온도가 상승하는 결과를 보여주었다. 또한 주수하의 임플란트 지대주 삭제시는 간헐적 삭제시와 연속적 삭제시에서 임플란트의 치경부 부분의 온도 변화는 치근단 부분에서보다 적음을 나타내었는데, 이는 냉각수의 근접도가 미친 결과가 아닌가 추정되며, 이 연구의 결과 냉각수의 사용이 병행되지 않으면 임플란트 지대주의 삭제시 과열이 발생됨을 보여주었다.

이는 Eriksson과 Albrektsson등[7]의 연구에서 보고된 바와 같이, 냉각수 사용을 안하고 tungsten bur로 삭제시 30초간 9℃의 온도상승을 일으키며, 이 온도는 심각한 골손상을 초래할 만한 범위이다.

또한 비주수하에서 삭제시의 50초간 가해진 힘이 온도 상승을 촉진시킬 수 있다는 것을 보여준다. 이는 지대주나 교합면 삭제가 구강내에서 시행될 때 냉각수를 사용한 삭제가 최소한의 온도변화를 나타내는 임상적으로 적절한 시술방법이라는 것을 시사한다. 이는 37℃이하의 구강내 온도하에서, 임플란트 주변 연조직의 위치에서 수초간 최대 37.64±4.80℃의 열에 노출이 일어날 것이며, 치조골 인접부위에서는 약 50초간 39.50±1.93℃의 온도가 예상된다. 아울러 보조적인 spray 사용시 연조직 계면에서 42℃, 치조골 수준에서는 41℃의 온도가 발생될 것이며, 이 온도는 단백질의 응고온도 이하이며, 임플란트 지대치 삭제의 결과로 조직의 손상은 예상되지 않는다. 그러나 만일 냉각제가 사용되지 않으면 온도는 비가역적 골손상의 수준 이상으로 급상승할 것으로 보인다.[7,19-21]

티타늄의 열전도성이 다른 치과용 재료의 그것보다 현저히 낮다는 사실에도 불구하고 과도하게 높은 온도가 주목할 만하다. 생체현미경을 사용한 Eriksson과 Albrektsson등[7]의 연구에서 5분간 50℃에

노출 후와 47℃로 5분간 노출 후, 47℃로 1분간 노출 후의 골조직을 관찰한 결과, 처음 두 경우에는 지방세포T로 골이 대치된 반면, 47℃로 1분간 노출된 경우에는 어떠한 변화도 관찰되지 않았다.

본 연구에서는 세포나 조직간의 반응을 설명하거나, 실내온도에 대한 온도변화 양상 역시 임상상황을 그대로 적용할 수는 없었다. 본 연구에서는 체온을 37℃로 가정할 때의 온도변화를 시점으로 하여 임상에서 가능한 상황에서 시험하고자 하였다.

Eriksson과 Adell등[21]은 임플란트 식립시 인접한 골에서 1.1℃의 온도상승을 보고하고 있다. 또한 임플란트 지대주에서 직접적으로 자가중합형 레진을 중합시켜서 발생되는 열이 임플란트와 골 계면에 전달될 때의 온도변화와 그에 따른 조직반응을 연구한 보고[22]에서 약 5-6℃ 정도의 온도상승을 spray coolant 사용을 통해 1.5℃ 이하의 온도 상승으로 감소시킬 수 있었다.

임플란트 뿐 아니라 모든 구강내 수복물의 연마시에도 열은 발생하게 되는데, 이 열들은 구강내 조직의 변성과 울혈등을 야기한다. 구강내 수복물의 연마 시에적절한 냉각제 사용과 간헐적 삭제를 통한 휴지기 부여가 온도상승을 감소시킬 수 있다.[23]

본 연구는 임플란트나 지대치 삭제가 적절한 냉각제 사용만 병행된다면 임플란트 주변 조직에 해로운 결과를 일으키지 않는다는 것을 예측할 수 있다. 그러나 티타늄 임플란트 지대주의 삭제 시 냉각수를 사용하지 않는다면, 불과 수초 사이에 비가역적인 골 손상을 야기할 수도 있을 것이다.

Ⅴ. 결 론

ITI 치과용 임플란트의 지대주를 여러 가지 조건에서 삭제시 발생되는 온도변화를 water coolant 사용시와 사용하지 않을 경우, 그리고 지속적으로 삭제시와 간헐적으로 삭제시에 따라 비교하였으며, 이에 대한 통계학적 분석 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주수하에서 지대주를 삭제시, 초기 온도 37℃ 에서 시작하여 임플란트 표면온도는 39.50±1.93℃를 초과하지 않았으며, 냉각수를 사용하지 않았을 경우는 50.48±0.38℃까지 온도가 상승하였다.
2. 주수하에서 지대주를 삭제시 임플란트 fixture의 경부는 시간경과에 따라서 온도가 33..32±0.38℃까지 감소하였다.
3. 간헐적 삭제시와 지속적 삭제시의 경우, 주수하에서의 삭제시가 비주수하에서의 삭제시보다 온도 상승이 적었다.($p<0.05$)
4. 간헐적 삭제시와 지속적 삭제의 경우, 임플란트 fixture의 온도 증가는 위치에 따른 변화가 없었다.($p>0.05$)

REFERENCES

1. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA. & Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone anchorage in man. Acta Orthopaedica Scandinavica 1981;52:155-70.
2. Schroeder a, Pohler 0. & Sutter F. Gewebrereaktionen auf ein Titan-Hohlzylinder implantat mit Titan-Spritzschich-toberflache. Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde 1976;86:713-27.
3. Listgarten M.A, Lang N.P, Schroeder h.e. & Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. Clin Oral Implants Res 1991;2:1-19.
4. Tonetti M.S. & Schmid J. Pathogenesis of implant failures. In: Lang NP. &Nymans S, ed. Implant and restoration therapy in the periodontally compromised patient. Periodontology 2000;4:127-38.
5. Bragger U. Maintenance, monitoring, therapy of failures: In: Lang N.P. & Karring T, eds. Proceedings of the European Workshop on periodontology. Charter House at Ittingen, Thurgau, Switzerland. London : Quintessence, pp. 1994;345-64.
6. Bragger U, Wemuth W, Torok E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI Dental Implant System: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 1995;6(4):254-9
7. 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.
8. Eriksson AR, 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.

9. Eriksson AR, Albrektsson T. Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabit. Scand J Plast Reconstr Surg 1984;18:261-8.
10. Gross M, Laufer B-Z, 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(2):207-12
11. Lehnartz E. Chemische physiologie. Springer, Berlin 1959.
12. Ludewig, R. Temperaturnessungen beim Knochensagen. Thesis. University of Gissen 1972.
13. Matthws LS. & Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. J Bone Jt Surg. 1972;54-A:297-308.
14. Green CA. & Matthews LS. The thermal effects of skeletal fixation pin replacement in human bone. 27th annual ORS. Las Vegas. Nevada. 1981 Feb;No.103:24-6
15. Rhinelander FW, Nelson CL, Stewart RD. & Stewart CL. Experimental remaining of the proximal femur and acrylic cement implatation. Vascular and histologic effects. Clin Orthop Rel Res. 1979;141:74-89
16. Brown W, Christensen DO, Lloyd BA. Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients and thermal streses during restorative procedures. J Am Dent Assoc 1978;96:451-8.
17. Laforgia PD, Milano V, Morea C, Desiate A. Temperature change in the pulp chamber during complete crown preparation. J Prosthet Dent 1991; 65:56-61.
18. Mahon W, Hembree JH, Yates JL, McKnight JP. The influence of ultra speed cutting instruments and coolants on in vitro intrapulpal temperature changes during cavity preparation. J Tenn Dent Assoc 1981;61:7-13.
19. Lentrdt J. & Bull H. Tuerexperimentelle Untersuchungen Zur Frage der Knochenregeneration nach Bohrvorganage im Knochen, Deutsche Zahnarztliche Zeitschrift 1976;31:115-24.
20. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration; An experimental study in the rabbit using the bone growth chanber. J Oral Maxillofac Sur 1984;42:705-11.
21. Eriksson AR, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseountegration technique. J Oral Maxillofac Sur 1986;44:4-7.
22. Gross M, Laufer B-Z, Ormianar Z. 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 Nov-Dec;15(6):837-42.
23. Byeong-Ju Baik. Temperature Change in the Pulp according to Polishing Condition of Various Restorative Materials. J Korean Acad Pediat Dent 2000;27(3):410-7.