

치과 임플란트 시술시 골천공기구의 회전속도가 주위 골조직의 온도 및 골일체성에 미치는 영향에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이진걸 · 양재호 · 이선형

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록
- 사진 부도

I. 서 론

골일체성 임플란트의 개념이 Brånemark^{3,4)}에 의해 주장된 이래, 임플란트가 장기간 성공적으로 기능할 수 있으려면 임플란트와 주위 골조직 사이에 섬유조직이 개재됨이 없이 직접 결합되어야 한다는 이론이 광범위한 지지를 얻고 있다.

골일체성을 이루기 위한 요소들은 Albrektsson²⁾에 의해 논의된 바 있으며 그 중에서도 조직손상을 최소화 하기 위한 섬세한 수술방법이 필수적이다. 그러나 임플란트를 매식하기 위해서는 일반적으로 절삭기구를 고속으로 회전시켜 골을 절삭하게 된다. 이 과정에서 발생

하는 마찰열은 주위 골조직을 파괴하여 골의 재생능력을 상실시키고, 임플란트와 주위골조직 사이에 미분화된 결체조직을 형성시켜 골일체성을 방해하며, 궁극적으로는 임플란트의 실패를 초래하게 한다^{1-4,21,23)}.

조직의 열에 대한 감수성은 온도 뿐만 아니라 열이 가해진 시간, 회수, 간격에도 영향을 받는다. Moritz와 Henriques²⁶⁾는 44°C의 물을 6시간동안 피부에 지속적으로 가했을 때 기저층에 비가역적 손상이 일어났다고 하였으며, Sevitt²⁸⁾는 모세혈관의 투과성 증가를 기준으로 하여 41°C에서 45°C 범위가 화상을 일으키는 역치온도라고 주장하였다.

골 조직의 열 손상 역치온도에 관한 연구에서 Lundskog²³⁾은 가열한 임플란트를 골에 삽입한 후 골세포의 diaphorase 활동을 기준으로 평가한 결과, 50°C에서 30초간, 그리고 70°C에서는 순간적으로 노출시켜도 골 조직에 비가역적인 손상을 입힌다고 하였다. Eriksson과 Albrektsson¹⁰⁾은 bone chamber를 이용한 현미경 관찰에서 골 조직은 이제까지 생각되어왔던 것보다 훨씬 더 낮은 온도에서 열손상을 입으며, 열 손상 역치는 47°C에서 1분간 노출시켰을 때라고 하였다. 또 다른 연구에서는 임플란트 변연에서 0.5 mm 떨어진 지점에서 측정

했을 때 44°C에서 47°C 사이의 온도에 1분간 노출시켰을 때가 역치수준이라고 하였다¹¹⁾.

골의 재생능력을 저해하는 열 손상이 통상적으로 생각되어 왔던 것보다 훨씬 낮은 온도에서 일어날 수 있음에도 불구하고, 임상적으로 골을 삭제할 때 종종 고온의 열이 발생하는 것이 관찰되었다. 골 삭제시의 마찰열은 절삭기구의 크기와 형태, 골의 종류와 두께, 절삭시 가해지는 압력, 회전속도와 관주(irrigation) 유무에 가장 밀접한 관계가 있다^{6,16,17,24,32)}.

회전속도와 관주의 유무 및 관주방법에 따른 마찰열을 측정하기 위해 조건을 달리한 많은 실험이 행하여졌으며, 그 결과에 의거하여 열 손상 역치온도에 이르지 않는 여러가지의 회전 속도 등이 주장되었다^{6,16,17,24,32)}. 그러나 회전 속도에 따라 발생하는 마찰열의 측정치 간에는 많은 편차가 발견되고 있다. 또 실제 임상적으로 중요한 문제는 골조직의 손상 여부보다도 골조직이 분화된 조직으로 재생되는 것이다¹⁰⁾.

본 연구에서는 ITI System (Institut Straumann, Waldenburg, Switzerland)을 이용하여 매식상 형성을 위한 골 삭제시, 회전속도에 따른 주위 골의 온도 변화를 측정하고, 그 자리에 임플란트를 매식하였을 때, 골 재생 및 골 일체성이 어떻게 영향을 받는지를 알아 보고자 다음과 같은 실험을 하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

가) 실험 재료

체중 15 Kg 정도의 성견 4마리를 사용하였으며, 매식체는 ITI hollow screw (two-part type, core diameter 3.5 mm, external diameter 4.1 mm, length of insertion 8 mm)를 사용하였다.

온도측정은 K(Chromel vs Alumal) type thermocouple (Advantest Co., Tokyo, Japan)을 Pen recorder (4152 μ R 100 recorder : Yokogawa Electric Corp., Tokyo, Japan)에 연결하여 digital로 표시된

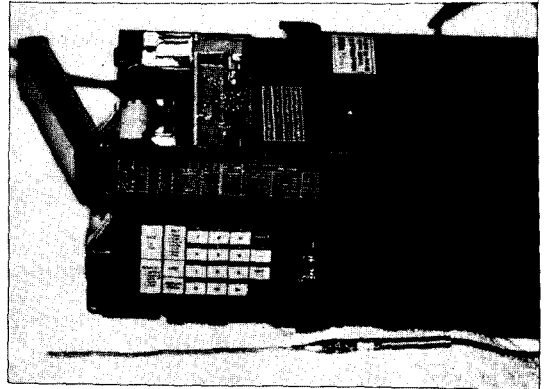


Fig. 1. Pen recorder used to record temperature changes digitally and graphically.

온도와 graph로 나타난 기록을 측정하였다 (Fig. 1).

나) 실험 방법

(1) 매식전 준비

Pentothal sodium을 Kg당 20 mg씩 정맥주사하여 전신마취 시킨 후, 하악 좌측 견치 후방의 치아를 2% lidocaine HCl로 침윤마취하여 모두 발거하고 3-0 봉합사로 봉합하였다.

(2) 온도 측정 및 매식

발치 후 4개월이 경과한 후, Pentothal sodium으로 전신마취시키고 무치악 부위에 2% lidocaine HCl로 침윤마취하였다.

열전대(thermocouple)가 치조골 정상에서 6 mm 하방에 정확히 위치되도록 하고, 골 천공시에는 trephine mill이 열전대에서 0.5 mm의 거리 내에서 지나가도록 유도하기 위한 장치를 고안하였다(Figs. 2, 3). 하악 견치 후방에 먼저 한 개의 임플란트를 매식하고, 이 곳에 유도장치를 color code screw를 이용하여 견고히 고정하였다. 유도장치는 각각의 골천공 때마다 전방에 매식한 임플란트에 고정하였다.

열전대를 위치시키기 위해 치조골 정상에서 6 mm 하방 협측 피질골에 수평으로 관을 형성하였다. #6 round bur를 이용하여, 유도장치에 마련된 guide를 따라 정해진 깊이까지 충분히 관주하면서 형성하였다. 이 관에 직경 1.5

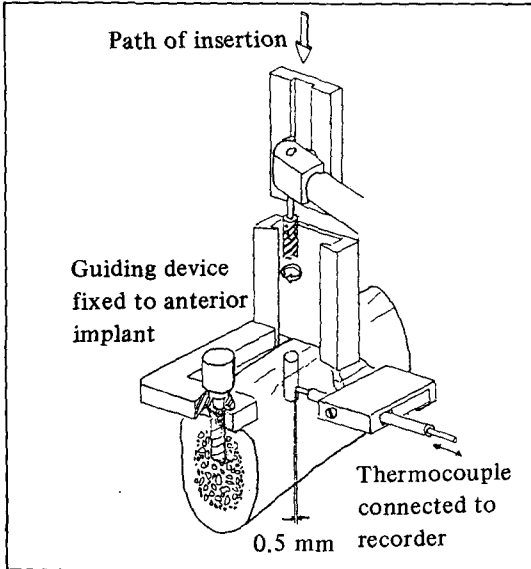


Fig. 2. Guiding device is fixed to the anterior implant with screw. Contra-angle fixed to the male part is moved in the female part. Thermocouple located 6 mm below from marginal crest and 0.5 mm from path of trephine mill is connected to the Pen recorder.

mm의 열전대를 미리 정해진 깊이까지 삽입하고 나사로 고정하였다. 골 외부에 노출된 열전대 부위는 냉각수의 영향을 받지 않도록 실리콘 튜브로 싸서 골에 밀착시켰다(Figs. 2, 3).

열전대를 Pen recorder에 연결시키고, Pen recorder의 온도 기록 범위는 20°C에서 70°C로, 기록지 속도는 3,600 mm/hr로 설정하였다.

임플란트를 매식하기 위한 hole은 handpiece contra-angle의 head를 유도기구의 male part에 고정한 후 female part를 따라 내려오며 형성하였다(Fig. 2). round bur($\phi 2$ mm), spiral drill($\phi 3.5$ mm), hollow trephine mill($\phi 3.5$ mm)을 순서대로 사용하여 hole을 형성하였으며, 온도는 trephine mill로 절삭하기 시작하여 끝날 때까지 측정하였다. 관주는 생리식염수로 하였으며 온도는 25.5°C에서 25.6°C였다.

절삭기구의 회전속도는 Motor(Steri-Oss; Denar Corp.) (Fig. 4)에 digital로 표시된 회전수를 기준으로 하였다.

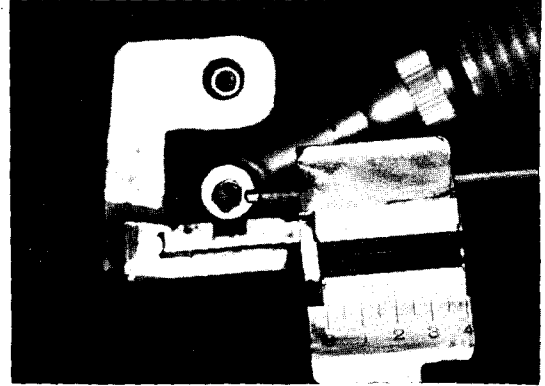


Fig. 3. Relation of the tip of thermocouple and trephine mill viewed from underpart of guiding device.

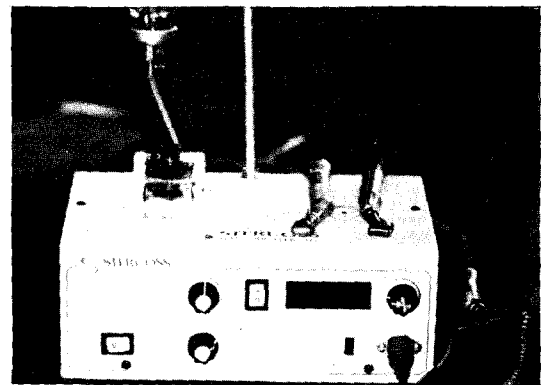


Fig. 4. Rotational speed is fixed to the predetermined rpm which is displayed digitally on the motor.

온도 측정 후 bone tap을 사용하여 나사부위를 형성하고 통법에 따라 hollow screw type의 Bonafit implant를 매식하였다.

절삭기구의 회전속도와 관주 유, 무에 따라 매식한 임플란트위치와 매식기간은 Table 1과 같다.

(3) 조직 표본 제작

매식 4개월 및 9개월 경과 후, 실험 동물을 Pentothal sodium으로 마취시키고, 경동맥에 catheter를 삽입하여 10% neutral buffered formalin으로 관류 고정하며 희생시켰다. 매식체 상부의 치은조직이 포함되도록 하악골을 적출하여 구내표준방사선사진 촬영후, 각 각의

Table 1. Implant site, duration of implantation and rotational speed of preparation

| | Duration of implantation | Implant site | Speed in rpm | Irrigation |
|-----|--------------------------|--------------|--------------|------------|
| Dog | 9 months | 1-1 | 2,000 | + |
| 1 | 9 months | 1-2 | 3,500 | + |
| | 9 months | 1-3 | 5,000 | + |
| Dog | 9 months | 2-1 | 5,000 | + |
| 2 | 9 months | 2-2 | 300 | + |
| | 9 months | 2-3 | 800 | + |
| | 9 months | 2-4 | 2,000 | + |
| | 9 months | 2-5 | 3,500 | + |
| Dog | 4 months | 3-1 | 3,500 | - |
| 3 | 4 months | 3-2 | 3,500 | - |
| | 4 months | 3-3 | 5,000 | - |
| Dog | 4 months | 4-1 | 800 | - |
| 4 | 4 months | 4-2 | 800 | + |

+: irrigation

-: no irrigation

매식체를 포함한 사방 1 cm 정도의 조직편으로 분리하여 10% neutral buffered formalin에 고정하였다.

이 조직편을 0.1 M cacodylate buffer로 세척하여 Villanueva bone stain으로 block stain하였다. ethanol로 탈수한 후 acetone으로 처리하여 Spurr low viscosity embedding medium에 포매하였다. 저속 다이아몬드 휠톱(low speed diamond wheel saw: South Bay Technology Inc.)으로 1 mm 두께로 절단하여 삭제연마기인 grinder polisher(Buehler grinder-polisher)에서 0.3 μ m powder로 연마하여 30~50 μ m 두께로 만든 후 광학현미경으로 검경하였다. 일부 조직편은 multiple stain(Polyscience Co.)하여 관찰하였다.

III. 실험성적

(가) 온도 측정

회전속도와 관주 유, 무에 따른 결과는 Table 2와 같다.

Table 2. Temperature changes according to the rotational speed of trephine mill

| Rotational speed (rpm) | Irrigation | Total time of drilling (sec) | Initial temperature ($^{\circ}$ C) | Maximum or minimum temperature ($^{\circ}$ C) | Temperature change ($^{\circ}$ C) | Implant site |
|---------------------------|------------|---------------------------------|--|---|---------------------------------------|--------------|
| 300 | + | 29 | 31.5 | 29.3 | -2.2 | 2-2 |
| 800 | + | 32 | 30.9 | 28.4 | -2.5 | 2-3 |
| | + | 45 | 33.6 | 30.8 | -2.8 | 4-2 |
| | - | 51 | 33.6 | 35.7 | +2.1 | 4-1 |
| 2,000 | + | 19 | 30.9 | 28.0 | -2.9 | 1-1 |
| | + | 32 | 31.5 | 29.8 | -1.7 | 2-4 |
| 3,500 | + | 32 | 29.7 | 26.5 | -3.2 | 1-2 |
| | + | 116 | 30.4 | 28.1 | -2.3 | 2-5 |
| | - | 70 | 33.3 | 34.5 | +1.2 | 3-1 |
| | - | 73 | 33.5 | 34.8 | +1.3 | 3-2 |
| | + | 115 | 30.6 | 32.7 | +2.1 | 1-3 |
| 5,000 | + | 125 | 31.0 | 33.0 | +2.0 | 2-1 |
| | - | 79 | 33.2 | 40.0 | +6.8 | 3-3 |

temperature of irrigation saline: 25.5 $^{\circ}$ ~25.6 $^{\circ}$ C

+: irrigation

-: no irrigation

온도변화는 초기온도에 비해 300 rpm 관주시 -2.2°C 였으며, 800 rpm 관주시 -2.5°C 와 -2.8°C , 비 관주시 $+2.1^{\circ}\text{C}$ 였다. 2,000 rpm 관주시에는 -1.7°C 와 -2.9°C 의 온도 변화가 있었고, 3,500 rpm에서는 관주시 -2.3°C , -3.2°C , 비관주시 $+1.2^{\circ}\text{C}$ 와 $+1.3^{\circ}\text{C}$ 의 온도변화가 있었다. 5,000 rpm에서는 관주시 $+2^{\circ}\text{C}$, $+2.1^{\circ}\text{C}$ 의 온도변화를, 관주하지 않았을 경우에는 $+6.8^{\circ}\text{C}$ 의 온도변화를 보였다.

천공시간에 따른 온도변화의 graph는 회전 속도 별로 분류하여 나타내었다(Figs. 5, 6, 7, 8, 9).

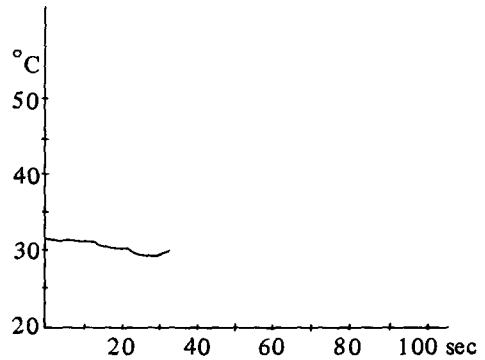


Fig. 5. Temperature changes in 300 rpm preparation with irrigation. Implant 2-2.

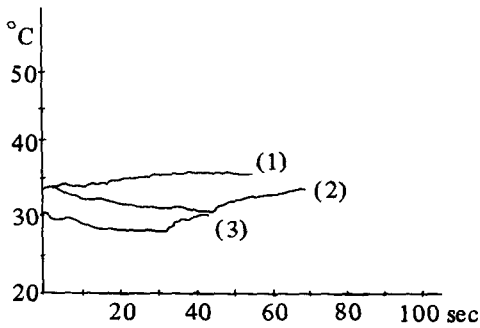


Fig. 6. Temperature changes in 800 rpm preparation. (1) No irrigation, implant 4-1. (2) Irrigation, implant 4-2. (3) Irrigation, implant 2-3.

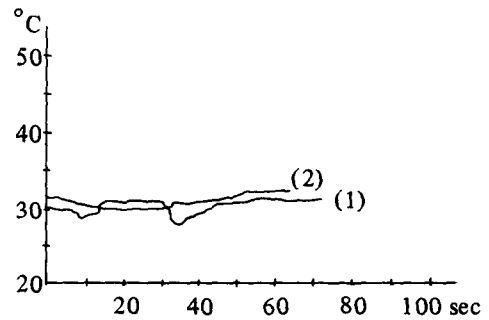


Fig. 7. Temperature changes in 2,000 rpm preparation with irrigation. (1) Implant 1-1, (2) Implant 2-4.

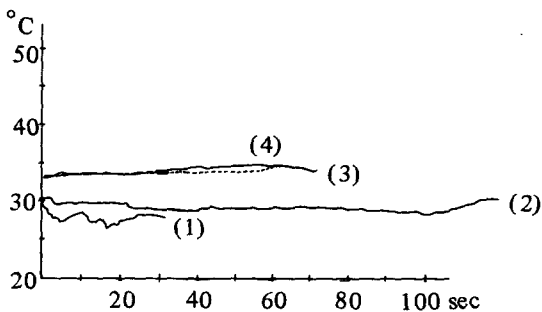


Fig. 8. Temperature changes in 3,500 rpm preparation. (1) Irrigation, implant 1-2, (2) Irrigation, implant 2-5, (3) No irrigation, implant 3-2. (4) No irrigation, implant 3-1.

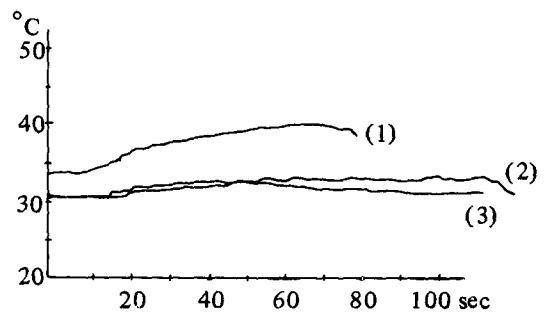


Fig. 9. Temperature changes in 5,000 rpm preparation. (1) No irrigation, implant 3-3. (2) Irrigation, implant 2-1. (3) Irrigation, implant 1-3.

(나) 육안적 소견 및 치주낭깊이 측정 (Figs. 10, 11, 12, 13)

모든 임플란트 주위에 치은염이 떠 형태로 나타나 있었으며, 임플란트를 핀셋으로 잡고 흔들어 보았을 때 동요는 없었다.

치주낭은 임플란트 2-1(2,000 rpm, 관주, 천공시간 125초)에서 4-6 mm, 임플란트 2-2(300 rpm, 관주, 천공시간 29초)에서 협측과 근심면에 4 mm, 임플란트 3-3(5,000 rpm, 비관주, 천공시간 68초)에서 근, 원심, 협측면에 4-5 mm의 깊이로 측정되었다. 나머지 임플란트들에서는 치주낭깊이가 3 mm 이하이었다.



Fig. 10. Intraoral view of dog 1 after 9 months of implantation. From the left, implant 1-1 (2,000 rpm, irrigation) implant 1-2 (3,500 rpm, irrigation) and implant 1-3 (5,000 rpm, irrigation).



Fig. 11. Intraoral view of dog 2 after 9 months of implantation. From the left, implant 2-1 (5,000 rpm, irrigation), implant 2-2 (300 rpm, irrigation), implant 2-3 (800 rpm, irrigation), implant 2-4 (2,000 rpm, irrigation), and implant 2-5 (3,500 rpm, irrigation).



Fig. 12. Intraoral view of dog 3 after 4 months of implantation. Left two implants (implants 3-1, 3-2) are cases of 3,500 rpm without irrigation. The third implant (implant 3-3) is a case of 5,000 rpm without irrigation.



Fig. 13. Intraoral view of dog 4 after 4 months of implantation. From the left, implant 4-1 (800 rpm, no irrigation), implant 4-2 (800 rpm, irrigation).

(다) 방사선학적 소견(Figs. 14, 15, 16, 17, 18)

(1) 300 rpm 관주

임플란트 근심면 치조골 상부 1/2과 원심면 치조골 일부에 뚜렷한 방사선 투과도 증가를 보였다(Fig. 16).

(2) 800 rpm 관주

임플란트 2-3에서는 상부 치조골에 약간의 방사선 투과상이 관찰되고, 임플란트 4-2에서

는 경부 치조골에 썩기모양의 방사선 투과도 증가를 보였다(Figs. 16, 18).

(3) 800 rpm 비관주

임플란트 상부 치조골에 썩기모양의 방사선 투과도 증가를 보였다(Fig. 18).

(4) 2,000 rpm 관주

임플란트 상부 치조골에 약간의 방사선 투과도 증가를 보였다(Fig. 14, 16).

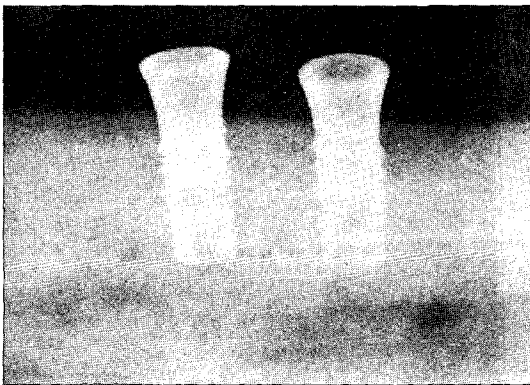


Fig. 14. Radiograph of dog 1. From the left, implant 1-1 (2,000 rpm, irrigation), implant 1-2 (3,500 rpm, irrigation).

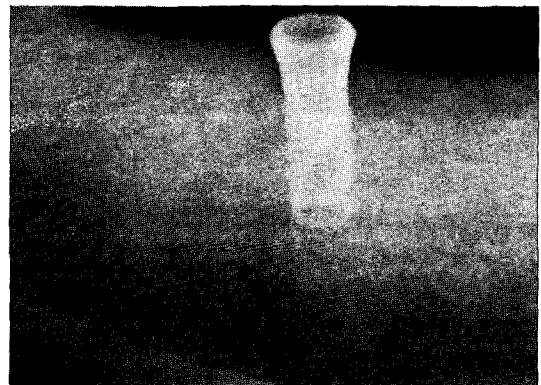


Fig. 15. Radiograph of dog 1. 5,000 rpm with irrigation (implant 1-3).

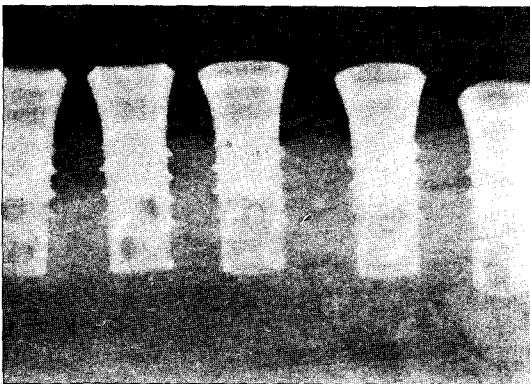


Fig. 16. Radiograph of dog 2. From the left, implant 2-1 (5,000 rpm, irrigation), implant 2-2 (300 rpm, irrigation), implant 2-3 (800 rpm, irrigation), implant 2-4 (2,000 rpm, irrigation) and implant 2-5 (3,500 rpm, irrigation).

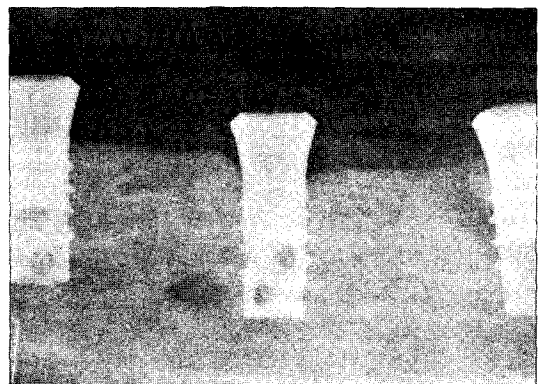


Fig. 17. Radiograph of dog 3. Left two implants (implants 3-1, 3-2) are cases of 3,500 rpm without irrigation. The third implant (implant 3-3) is a case of 5,000 rpm without irrigation.

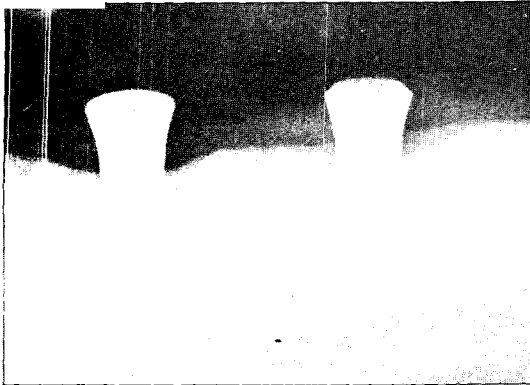


Fig. 18. Radiograph of dog 4. From the left, implant 4-1 (800 rpm, no irrigation), implant 4-2 (800 rpm, irrigation).

(5) 3,500 rpm 관주

임플란트 상부 치조골에 약간의 방사선 투과도 증가가 있었다(Fig. 14, 16).

(6) 3,500 rpm 비관주

임플란트 3-1에서는 방사선 투과도 증가가 없었으나, 임플란트 3-2에서는 상부 치조골에 뼈기 모양의 방사선 투과도 증가를 보였다(Fig. 17).

(7) 5,000 rpm 관주

임플란트 1-3에서는 상부 치조골에 약간의 방사선 투과도 증가가 있었다. 그러나 임플란트 2-1의 경우는 임플란트 상부 1/2까지 주위 치조골에 뚜렷한 방사선 투과도 증가를 보였으며, 심부 지지골의 방사선 투과도는 정상이었다(Figs. 15, 16).

(8) 5,000 rpm 비관주

임플란트 주위의 치조골에 뚜렷한 방사선 투과도 증가를 보이는 U자형의 더가 임플란트 길이 1/2까지 형성되어 있었으며, 하부 골조직의 투과도는 주위 골조직과 동일하였다(Fig. 17).

(라) 광학현미경적 소견

(1) 300 rpm 관주

임플란트 경부 및 하부의 외면에 Harver-sian system이 발달한 치밀골이 형성되어 골 일체성을 보였으며 임플란트 하부와 hollow내에서는 골수강이 발달된 해면골이 보였다(Figs. 19, 28-31).

(2) 800 rpm 관주

매식 9개월군에서는 임플란트 경부, 임플란트 외면의 중간부위와 vent에 치밀골이 형성되어 골일체성을 보였으며 하부와 hollow내에는 해면골이 형성되어 있었다(Figs. 21, 32-35). 4개월군에서도 임플란트 경부까지 섬유조직 부착없이 골일체성을 보였으며 hollow내에는 해면골이 형성되어 있었다(Fig. 20).

(3) 800 rpm 비관주

임플란트 경부와 외면은 치밀골로 둘러싸여 골일체성을 보였으며, hollow 내에는 해면골 형성을 보였다(Figs. 30, 36-39).

(4) 2,000 rpm 관주

임플란트 경부까지 치밀골이 형성되어 골일체성을 보였으며 hollow내에도 부분적으로 치밀골이 관찰되었다. 하부에는 해면골이 상대적으로 많았으나 외면은 골과 직접 접촉하고 있었다(Figs. 22, 40-43).

(5) 3,500 rpm 관주

임플란트 상부의 협측면에 치주염에 의한 약간의 골흡수를 보였으나, 경부와 외면, hollow 및 vent에 전체적으로 치밀골이 잘 형성되어 골일체성을 보였다(Figs. 23, 44-47).

(6) 3,500 rpm 비관주

치밀골이 경부에 형성되어 골일체성을 보였으나 hollow와 vent에는 골수강이 크게 형성되어 골의 치밀도가 많이 떨어져 있었다. hollow 상부와 외면의 일부에 섬유성결체조직이 관찰되었다. 한개의 임플란트에서 끝부분이 하치조신경을 침범해 있었다(Figs 26, 48-51).

(7) 5,000 rpm 관주

협측면에 임플란트 주위염으로 인한 골흡수를 보였으나, 외면에는 전체적으로는 골형성이 치밀하게 이루어져 골일체성을 보였다. 그러나 hollow내에 부분적으로 섬유성결체조직이 관찰되었다(Figs. 24, 52-55).

(8) 5,000 rpm 비관주

임플란트 주위에 국소적으로 골일체성을 보였으나 섬유성결체조직이 hollow 상부와 vent 및 apex까지 형성되어 있었다. 하부에는 해면골이 형성되어 있었으나 골수강이 크게 형성되어 치밀도가 떨어져 있었다. 임플란트 끝 부분은 하치조신경을 침범해 있었다(Figs. 27, 56-59).

IV. 총괄 및 고안

조직에 열이 가해져 비가역적 손상을 입히는 온도를 열손상을 일으키는 역치온도라고 하며, 일반적으로 교원질 변성(collagen denaturation)이 일어나는 온도를 기준으로 하여 56°C, 60°C, 70°C 등이 제시되었다^{18,20,33}.

그러나 교원질은 원형질 단백질보다 열에 대한 저항력이 더 높다²³. 예를 들어 trypsin은 44°C에서 50%가 비활성화된다²⁹. 따라서 역치온도는 더 낮은 수준으로 보는 것이 타당하다.

McMaster와 Hudack²⁵은 44°C에서 피부에 부종이 일어난다고 보고했으며, Leach등¹⁹은 50°C~55°C에서 피부에 비가역적 손상이 일어나며 내피세포는 47°C 이상에서 죽고, 42°C~47°C 사이에서도 오래 열을 가하면 손상을 입는다고 하였다. Sevitt²⁸는 모세혈관 투과도 증가를 기준으로 하여 41°C~45°C가 열손상 역치온도라고 주장하였다.

온도 뿐만 아니라 열에 노출되는 시간도 열손상에 밀접히 관련되어 있다. 시간에 연관된 열손상 역치 곡선은 상피세포에 대한 Moritz와 Henriques²⁶의 실험에 의해 확립되었다. 그들은 44°C에서는 6시간 이상, 55°C에서는 30초간 열이 지속적으로 가해졌을 때 피부의 기저세포에 피사가 일어났으며, 70°C 이상의 온도

에서는 1초 이하의 노출에서도 피사가 일어났다고 하였다. 또 44°C와 51°C 사이에서는 1°C의 온도 증가에 화상 발생 속도는 2배로 증가하였다. 그러나 44°C 이하에서는 화상 발생 속도가 매우 느렸으며 이는 세포의 치유과정에 의한 것으로 생각하였다.

골세포의 열손상 역치온도는 대체로 56°C라고 여겨져 왔는데 이는 alkaline phosphatase가 이 온도에서 변성되기 때문이다^{22,24}. 그러나 56°C 이하의 온도에서도 골피사가 일어날 수 있음이 여러 연구에서 보고되었다. Rouiller와 Majno²⁷는 토끼의 골조직에 55°C의 온도를 3분간 유지시켰을 때 골손상이 일어남을 보고하였다.

Lundskog²³은 토끼를 이용한 광범위한 조직 화학적 연구에서 Moritz와 Henriques²⁶에 의해 보고된 역치곡선을 대체로 확인하였으나, 골세포의 열손상 역치온도는 더 낮다고 주장하였다. 그러나 골세포의 재생능력은 더 높은 온도에서(70°C) 손상될 것으로 보았다.

Eriksson과 Albrektsson¹⁰은 골조직의 열손상 온도에 대한 정확한 지식의 결여는 골피사를 정의하는 방법론상의 결함 때문이라고 주장하고, 토끼 경골에 설치한 thermal chamber에 열을 가한 후 vital microscope으로 직접 골을 관찰하였다. 그 결과 골조직이 이제까지 생각되어져 왔던 것 보다 훨씬 더 열손상을 입기 쉽다고 보고하였다.

그들은 혈관의 내피세포보다 골세포가 열에 더 민감하며, 47°C에서 1분간 열을 지속시켰을 때가 골의 열손상 역치수준이라고 주장하였으며, 또 다른 연구에서는 44°C~47°C에 1분간 노출시켰을 때가 역치수준이라고 주장하였다¹¹.

골조직의 열손상이 일반적인 예상보다 비교적 낮은 온도에서 일어나므로, 임플란트 시술 과정의 부주의로 골조직에 열손상을 입히면 임플란트의 실패를 일으킬 가능성이 높다고 생각된다. 특히 고속 회전하는 절삭 기구에 의한 마찰열은, 골조직의 열손상 역치온도가 44°C에서 47°C로 밝혀졌지만, 이를 훨씬 상회하는 것으로 보고되어 왔다^{6,16,17,24,32}.

Thompson³²⁾은 extraoral skeletal pin을 관통시키기 위해 drilling할 때, 1,000 rpm에서 65.5°C 이상, 500 rpm에서는 43.8°C의 온도가 발생함을 보고하였으며, 적절한 회전속도는 500 rpm 이하라고 주장하였다. Eriksson 등⁶⁾은 토끼, 개, 사람의 골에 충분히 관주하며 20,000 rpm으로 drilling 했을 때, 각각 40°C, 56°C, 89°C에 달했으며, 측정된 온도의 차이는 피질골 두께 차이에 의한 것이라고 추정하였다. Kirschner 등¹⁷⁾은 internally cooled bur의 사용을 주장하였으며, 1,300~2,000 rpm 회전시 관주했을 때 35°C, 관주하지 않았을 때는 78°C에서 103°C까지 온도가 상승했다고 하였다. 한편 Eriksson과 Adell⁵⁾은 무치악 환자의 하악골에 1,500~2,000 rpm으로 관주하며 drilling했을 때, 0.5 mm 거리에서 측정된 결과 -2.4°C에서 +4.1°C의 온도변화가 있었으며 평균 최고온도 30.3°C를 기록했다고 보고하였다.

이런 다양한 결과들은 실험 조건들의 상이점에 의한 것으로 여겨진다. 절삭 기구의 형태와 크기, 회전 속도, 가해진 힘, 관주 방법, 골의 치밀도와 두께 등이 골에 발생하는 마찰열에 영향을 미칠 수 있다^{2,21)}. 그러므로 매식상 형성시 열손상을 줄이기 위해 절삭 효과가 좋은 날카로운 새 drill과 단계적 크기의 drill로 골을 삭제하여 한꺼번에 많은 양의 골을 삭제하는 일을 피해야 한다고 한다^{12,13,15,24)}. 또 온도 상승을 막기 위해 관주는 절삭시와 각 단계의 절삭이 끝난 후에도 30초 정도까지 충분히 하여 삭제되어 남은 골 절편이 다음 단계의 절삭시 마찰열을 발생시키지 않도록 해야한다고 주장되었다^{13,15,24,31,32)}.

일반적으로 온도의 측정은 마찰열 발생 부위에서 0.5 mm 거리에서 측정되고 있다. 그러나 골의 열전도율이 낮은 것을 감안한다면³⁰⁾ 절삭 기구와 마찰되는 골 면은 훨씬 높은 온도에 노출될 가능성이 있다.

Eriksson⁹⁾은 토끼의 비골(fibula)을 60°C의 식염수에 1분간 담겼을 때, 75 μ m의 괴저대(necrotic zone)가 형성된다고 하였다. 그러나 drilling시 온도 측정은 실제로 열손상을 입어 골괴사가 발생하는 부위 바깥에서 이루어지고,

또 골 조직의 열전도율이 낮으므로(0.5W/mK)³⁰⁾, 이 지점에서의 온도 측정만으로는 drilling후 임플란트와 골의 계면에 일어나는 결과를 예측하는 데 한계가 있다. 또 실제 열손상이 일어난다 하더라도 중요한 문제는 골이 분화된 조직으로 재생될 것인가 하는 것이다. Eriksson과 Albrektsson^{7,8)}은 60°C 이상의 온도로 열손상을 입어 명백한 골괴사가 일어났을 때, 100일 이상의 관찰에서도 치유되지 않는다고 보고하였다. 따라서 본 실험에서는 임플란트 시술을 위한 drilling시 온도를 측정하고, 그 자리에 임플란트를 매식하여 충분한 치유기간을 주었을 때, 조직학적으로 계면에 골 일체성이 이루어졌는지를 관찰하고자 하였다.

본 연구에서 선택한 회전 속도는 타 연구 및 몇몇의 implant system에서 추천되고 사용되는 회전수를 선택하였다^{5,13,32)}.

실험 결과 관주시 온도는 5,000 rpm시를 제외하고는 -2.9°C에서 -1.7°C로 모두 하강하였으며 비관주시는 800, 3,500, 5,000 rpm 모두 +1.5°C에서 +6.8°C로 상승하였다. 비관주시 온도 상승에 의한 최고온도는 800 rpm에서 35.7°C, 3,500 rpm에서 34.8°C, 5,000 rpm에서 40.0°C로 모두 열역치 수준 이하였다.

이 결과는 Sutter³¹⁾의 실험 결과와 상이하다. Sutter는 ITI system의 hollow trephine mill을 사용하여 3,500 rpm으로 골을 회전 절삭하면, 관주에도 불구하고 6 mm 깊이에서, hole에서 0.2 mm거리 떨어진 거리에서 측정된 온도가 50°C가 넘으며, 비관주시에는 70°C 이상에 이른다고 하였다. 따라서 800 rpm의 회전속도로 관주하면서 절삭할 것을 주장하였다.

이런 상이점은 열 측정위치의 차이에 의한 것도 있겠지만 생체 실험과 시험관 실험의 차이에도 원인이 있다고 생각된다.

본 실험에서의 결과는 직접적인 비교는 힘들지만, Eriksson과 Adell⁵⁾이 인체에서 측정된 기록과 유사하다고 하겠다.

온도상승이 작았던 이유는 임상적으로 ITI system의 hole 형성과정에서 외경 3.5 mm의 drill로 4 mm 깊이의 hole을 먼저 형성한 후, 같은 직경의 trephine mill로 8~12 mm의

hole을 형성하므로, 삭제하는 골의 양이 적어 마찰열 발생도 작았기 때문이라고 생각된다. 또 다른 이유로는, 측정 부위의 골이 해면골로서 피질골에 비해 절삭기구에 의해 쉽게 제거되었고, 마찰열 발생 시간이 짧았기 때문이라고 생각된다.

육안적 관찰로는 임플란트 주변에 band 모양의 염증성 치은이 2 mm 가량 형성되어 있었으나, 핀셀으로 움직여 보았을 때 모두 견고하였다. 치주낭 깊이 측정은 골흡수가 screw thread 하방으로 일어난 경우, screw thread 에 방해를 받아 측정이 용이하지 않았다. 4 mm 이상의 치주낭은 5,000 rpm으로 회전시킨 임플란트 2-1, 3-3에서 나타났으며 300 rpm으로 매식상 형성한 임플란트 2-2의 근심면 치주낭은 인접 임플란트 2-1의 영향 때문인 것으로 생각된다.

방사선 사진 소견은 임플란트 2-1, 3-3을 제외한 모든 임플란트에서 임플란트 주위염에 의해 매식체 경부에 약간의 골흡수를 보인 것이 외에는 골형성이 균일하게 이루어진 것을 보여준다. 임플란트 3-3의 경우는 근원심 및 협면에 골흡수를 보이며 열손상 가능성이 의심된다.

조직학적 소견으로는 임플란트 경부에 임플란트 주위염으로 인한 약간의 골흡수가 몇 개의 경우 일어났으나, 관주시에는 300, 800, 2,000 및 3,500rpm까지, 비관주시에는 800 rpm에서 뚜렷한 골일체성을 보였다. 임플란트 주위로 치밀골형성이 잘 일어나 있었으며 해면골은 hollow내와 apex부위에서 나타났다.

관주 5,000rpm과 비관주 3,500, 5,000rpm의 경우는 매식상 형성시 측정된 온도가 열역치 수준이하였음에도 불구하고 섬유성결체조직이 관찰되었으며 열손상 가능성이 의심된다 (Figs. 24, 26, 27, 49, 56-59).

관주 5,000rpm에서는 임플란트 외면이 치밀골과 직접 접촉하고 있으나 hollow일부에 섬유성결체조직이 관찰된다 (Fig. 24). 비관주 3,500rpm에서도 hollow내면에 섬유성결체조직이 형성되어 있었다 (Figs. 26, 49).

비관주 5,000rpm에서는 섬유성결체조직이

apex까지 형성되어 있어, trephine mill과 주위골의 마찰면에서 열손상이 일어났을 가능성이 의심된다. 그러나 섬유성결체조직형성의 원인이 열에 의한 골조직 손상만이라고 단정하기는 어려우며 임플란트 주위염에 의한 가능성도 있으므로, 임플란트 주위염에 의한 영향이 배제된 대조군을 이용한 실험이 더 있어야 한다고 사료된다.

측정거리와 관주 온도, 실험 대상 등 실험 조건이 다르므로 다른 연구들과 직접적인 비교는 힘들다, 임상적인 상황과 유사하게 설정한 본 연구의 결과는 단계적인 골삭제 과정을 따르면 온도 상승이 미미함을 보여주며, 관주시에는 3,500 rpm 까지 골 일체성에 장애가 되는 열손상이 일어나지 않는 것으로 보인다. 그러나 비관주시에는 온도상승은 보이지 않았으나 3,500, 5,000rpm에서 섬유성결체조직이 관찰되었다. 이는 측정된 온도가 천공기구와 골의 마찰면에서 0.5 mm 떨어진 거리에서 측정되었기 때문이라고 여겨지며 실제로 trephine mill로 형성하는 깊이가 깊어지면 마찰열이 더 많이 발생하고 절삭 시간도 길어져 열손상이 가중될 것이므로, 매식상 형성시에는 반드시 관주하에 골삭제를 해야 할 것으로 사료된다.

절삭기구의 회전에 의한 열손상으로 골일체성이 일어나지 않았는지를 판별하기 위해서는 마찰열을 계면에서 정확히 측정할 수 있는 방법에 대한 연구가 더 있어야 하며, 특히 열손상으로 괴사된 골조직이 임플란트 매식 후 미분화된 결체조직으로 남아있을 것인지 아니면 시간이 지남에 따라 골조직으로 remodelling될 수 있을 것인지에 대한 연구가 더 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

저자는 골천공 기구의 회전속도에 따른 열 발생이 주위골의 재생능력과 골일체성에 어떤 영향을 미치는가를 알아보기 위하여 성견 4마리의 하악골에 ITI system의 골천공기구인 trephine mill로 300, 800, 2,000, 3,500, 5,000 rpm의 회전속도로 관주 및 비관주로 골을

천공할 때, 치조골 정상에서 6 mm 하방에 수평으로 관을 형성하여 열전대를 위치시키고, 열전대 끝에서 0.5 mm 떨어진 거리로 trephine mill이 지나가게 하여 주위골의 온도를 측정하고, 그 위치에 ITI hollow screw implant (8 mm)를 매식하였다. 4개월과 9개월 후 실험동물을 희생시켜 골재생을 육안적, 방사선학적, 광학현미경적으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 관주(irrigation)시 주위골조직 온도는 300, 800, 2,000, 3,500 rpm에서 초기 온도보다 -2.9°C 에서 -1.7°C 로 모두 하강하였다. 5,000 rpm에서 $+2.0^{\circ}\text{C}$ 와 $+2.1^{\circ}\text{C}$ 의 온도상승을 보였다.

2. 비관주(no irrigation)시 온도는 800, 3,500, 5,000 rpm 모두 $+1.5^{\circ}\text{C}$ 에서 $+6.8^{\circ}\text{C}$ 로 상승하였고, 최고온도는 5,000 rpm에서 40.0°C 로 모두 열역치 수준 이하였다.

3. 방사선사진상은 비관주 5,000 rpm과 한 개의 관주 5,000 rpm에서 임플란트 상부에서 골흡수를 보였으나 하부의 골조직은 정상이었다.

4. 비관주 5,000 rpm에서 임플란트 외면과 hollow까지, 비관주 3,500 rpm에서는 hollow와 외면의 일부에 섬유성결체조직이 형성되어 있었다. 비관주 800rpm에서는 골일체성을 보였다.

5. 관주시에는 회전속도 300, 800, 2,000, 3,500 rpm에서 골일체성을 보였다. 관주 5,000rpm에서는 hollow일부에 섬유성결체조직이 형성되어 있었다.

REFERENCES

1. Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Eriksson, A., Lindström, J.: The preformed autologous bone graft. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 12:215-223, 1978.
2. Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson, H.-A., Lindström, J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 52:155-170, 1981.
3. Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B.-O., Lindström, J., Ohlsson, A.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 3:81-100, 1969.
4. Brånemark, P.-I., Hansson, B.-O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O., Ohman, A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experiences from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* (suppl 16):1-132, 1977.
5. Eriksson, R.A., Adell, R.: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 44:4-7, 1986.
6. Eriksson, A.R., Albrektsson, T., Albrektsson, B.: Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 55:629-631, 1984.
7. Eriksson, A., Albrektsson, T.: Bone tissue reactions to heating above 60°C . An experimental study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 18:261-268, 1984.
8. Eriksson, A., Albrektsson, T., Grane, B., McQueen, D.: Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 11:115, 1982.
9. Eriksson, R.A., Albrektsson, T., Magnusson, B.: Assessment of bone viability after heat trauma. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 18:261-268, 1984.
10. Eriksson, A.R., Albrektsson, T.: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 50:101-107,

- 1983.
11. Eriksson, R.A., Albrektsson, T.: The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 42:705-711, 1984.
 12. Hobkirk, J.A., Rusiniak, T.: Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg.* 35:968-973, 1977.
 13. Jacobs, C.H., Berry, J.T., Pope, H.M., Hoaglund, F.T.: A study of the bone machining process-drilling. *J Biomech.* 9:343-349, 1976.
 14. Jacobs, C.H.: Fundamental investigations of the bone cutting process. *Proc Bull Hosp Joint Dis.* 38:4, 1977.
 15. Jacobs, R.L., Ray, R.D.: The effect of heat on bone healing. *Arch Surg.* 104:687-691, 1972.
 16. Krause, R.W., Bradbury, D.W., Kelly, J.E., Lunceford, E.M.: Temperature elevations in orthopedic cutting operations. *J Biomech.* 15:267-275, 1982.
 17. Kirschner, H., Bolz, U., Michel, G.: Thermometrische Untersuchungen mit innen- und ungekühlten bohren an Kieferknochen und zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 39:30-32, 1984.
 18. Labitzke, Paulus, M.: Intraoperative temperaturmessungen in der hüftchirurgie während der polymerisation des knochenzementes palacos: *Arch Orthop Unfall Chir.* 79: 341-346, 1974.
 19. Leach, E.H., Peters, R.A., Rossiter, R.J.: Experimental thermal burns, especially the moderate temperature burn. *Quart J Exper Physiol.* 32:67-86, 1943-44.
 20. Lehnartz, E.: *Chemische physiologie*; Springer-Verlag, Berlin, Gottingen Heidelberg, 1959.
 21. Lindström, J., Brånemark, P.-I., Albrektsson, T.: Mandibular reconstruction using the preformed autologous bone graft. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 15:29-38, 1981.
 22. Ludewig, R.: *Temperaturmessungen Beim Knochensägen.* Thesis, University of Giessen, 1972.
 23. Lundskog, J.: Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg.*(suppl 9):1-80, 1972.
 24. Matthews, L.S., Hirsch, C.: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg.* 54-A:297-308, 1972.
 25. McMaster, P.D., Hudack, S.: Induced alterations in the permeability of the lymphatic capillary: *J Exper Med.* 55:431-439, 1932.
 26. Moritz, A.R., Henriques, F.C. Jr.: Studies of thermal injury II: *Am J Path.* 23:695-720, 1947.
 27. Rouiller, C., Majno, G.: Morphologische und chemische untersuchungen an knochen nach hitzeinwirkung. *Beitr Path Anat.* 113:100, 1953.
 28. Sevvitt, S.: Pathological sequelae of burns. *Proc R Soc Med.* 47:225-228, 1954.
 29. Stern, H., Nanny, D.L.: *The biology of cells.* p.497. John Wiley and Sons, New York, 1965.
 30. Sundén, G.: Some aspects of longitudinal bone growth. *Acta Orthop Scand Suppl:* 103, 1967.
 31. Sutter, F., Schroeder, A., Buser, D.A.: The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 3: 161-172, 1988.
 32. Thompson, H.C.: Effect of drilling into bone. *J Oral Surg.* 16:22-30, 1958.

33. Viidik, A.: Functional properties of collagenous tissues: Int Rev of Conn Tissue Res,

Vol. VI (Hall, D.A. and Jackson, D.S., eds.)
Academic Press, New York, 1972.

– ABSTRACT –

**A STUDY ON THE EFFECT OF ROTATIONAL SPEEDS OF THE
TREPHINE MILL ON THE TEMPERATURE OF SURROUNDING
BONE DURING DENTAL IMPLANTATION PROCEDURE AND
OSSEOINTEGRATION OF IMPLANTS**

Jin - Geol Lee, Jae - Ho Yang, Sun - Hyung Lee

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry,
Seoul National University*

Frictional heat produced by cutting tools during dental implantation procedure may destroy the surrounding bone tissue and regenerative capacity and interfere osseointegration by formation of undifferentiated connective tissue.

To study the effect of frictional heat according to various rotational speeds on the regenerative capacity of surrounding bone tissue, 13 ITI HS implants (8 mm) were inserted at 4 mongrel dogs. Temperatures were measured using thermocouple located 6 mm below from the marginal crest and 0.5 mm from the periphery of trephine mill during implant bed preparation.

After 4 and 9 months, animals were sacrificed and specimens were examined using x-rays and light microscope.

Results were as follows:

1. With drill speeds of 300, 800, 2,000, 3,500 rpm and saline irrigation, temperatures of surrounding bone were decreased from -2.9° to -1.7° C. Temperature rises of 2.0° and 2.1° C were recorded with a drill speed of 5,000 rpm and irrigation.
2. With drill speeds of 800, 3,500, 5,000 rpm and no irrigation, temperatures of surrounding bone rose from $+1.5^{\circ}$ to $+6.8^{\circ}$ C, but maximum temperature was 40° C at 5,000 rpm.
3. On radiographic examination, bone resorptions were observed at the upper half of implant of 5,000 rpm without irrigation and one case of 5,000 rpm with irrigation.
4. Osseointegration was unsuccessful in cases of 3,500, 5,000 rpm without irrigation due to fibrous connective tissue formation to the outer surface and hollow, but it was successful in a case of 800 rpm without irrigation.
5. Osseointegration was successful in cases of 300, 800, 2,000 and 3,500 rpm with irrigation. But fibrous connective tissue formation was observed at the hollow of implant inserted with 5,000 rpm with irrigation.

EXPLANATIONS OF FIGURES

- Fig. 19.** Compact bone formed at the outer surface and spongy bone formed at the hollow and apical part of implant. 300 rpm. irrigation. 9 months.
- Fig. 20.** Note compact bone at the outer surface and spongy bone in the hollow and apical part of implant. 800 rpm. irrigation. 4 months.
- Fig. 21.** Same as Fig. 20. 800 rpm. irrigation. 9 months.
- Fig. 22.** Note well formed compact bone at the outer surface and upper part of the hollow of implant. 2,000 rpm. irrigation. 9 months.
- Fig. 23.** Dense compact bone formed at the entire root portion of implant. 3,500 rpm. irrigation. 9 months.
- Fig. 24.** Fibrous connective tissue is seen in the hollow despite compact bone at the outer surface of implant. 5,000 rpm. irrigation. 9 months.
- Fig. 25.** Note compact bone at the outer surface and part of hollow and sponge bone in the hollow of implant. 800 rpm. irrigation. 4 months.
- Fig. 26.** Compact bone formed at the neck and outer surface of implant, but fibrous connective tissue formed at the inner part of hollow. 3,500 rpm. irrigation. 4 months.
- Fig. 27.** Fibrous connective tissue formed at the entire surface of implant with focal bone contact. 5,000 rpm. irrigation. 4 months.
- Fig. 28.** Note well formed compact bone at the neck of implant. 300 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 29.** Spongy bone formed with large bone marrow in the hollow, but external part of implant and vent is in direct contact with compact bone. 300 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 30.** Direct contact of well formed compact bone with the implant surface. 300 rpm. irrigation. 9 months. (x100)
- Fig. 31.** Spongy bone formed at the apex and vent of implant. 300 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 32.** Note gingival inflammation and lowered bone level to the first thread of implant. But implant surface is in direct contact with compact bone. 800 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 33.** Spongy bone in the hollow, but compact bone in contact with implant at the outer surface. 800 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 34.** Note dense compact bone in direct contact with the implant surface. Magnification of upper left portion of Fig. 33. (x100)
- Fig. 35.** Spongy bone at the apex area. Direct contact of trabeculae with the implant surface. 800 rpm. irrigation. 9 months. (x40)
- Fig. 36.** Well formed compact bone at the implant-tissue interface of neck area. Bone resorption

by peri-implantitis is less than that of 9 months case. 800 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 37. High magnification of Fig. 36. (x100)

Fig. 38. Spongy bone in the hollow and dense compact bone at the outer surface. 800 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 39. Spongy bone in the hollow at the apical area. Outer surface is in contact with compact bone. 800 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 40. Compact bone at the implant-tissue interface of neck. 2,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 41. Threads and hollow of implant is in direct contact with compact bone. Large bone marrow is seen in the upper part of hollow. 2,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 42. Spongy bone formed at the apex. Direct contact of bone trabeculae with the implant surface. 2,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 43. Magnification of Fig. 42. (x100)

Fig. 44. Bone level is lowered to the second thread. But encapsulation with dense compact bone is seen below it. 3,500 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 45. Compact bone is filled in the hollow. 3,500 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 46. Magnification of hollow of Fig. 45. (x100)

Fig. 47. Osseointegration with compact bone at the apical part. 3,500 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 48. Compact bone surrounds neck, but soft tissue lining is present at the implant-tissue interface to the first thread. 3,500 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 49. Outer surface is in contact with dense compact bone. But bone density is lowered in the hollow with large bone marrow space, 3,500 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 50. Apical part involves mandibular canal. 3,500 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 51. Magnification of Fig. 50. (x100)

Fig. 52. Dense compact bone surrounds neck with bony pocket. 5,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 53. Outer surface and vent is filled with dense compact bone. 5000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 54. Outer surface and vent is filled with dense compact bone. 5,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 55. Magnification of vent of Fig. 53. (x100)

Fig. 56. Dense compact bone at the apical part. 5,000 rpm. irrigation. 9 months. (x40)

Fig. 57. Interface of upper part of implant is surrounded by soft tissue and partly bone trabeculae. 5,000 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

Fig. 58. Soft tissue formation at threads, vent and hollow. 5,000 rpm. no irrigation. 4 months. (x100)

Fig. 59. Apical part involves inferior alveolar nerve. 5,000 rpm. no irrigation. 4 months. (x40)

논문 사진부도 ①



Fig. 19.



Fig. 20.



Fig. 21.



Fig. 22.



Fig. 23.



Fig. 24.



Fig. 25.

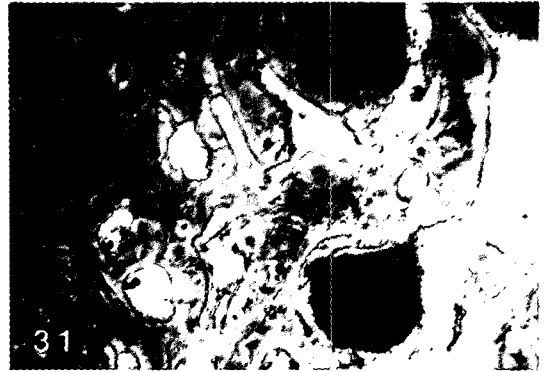
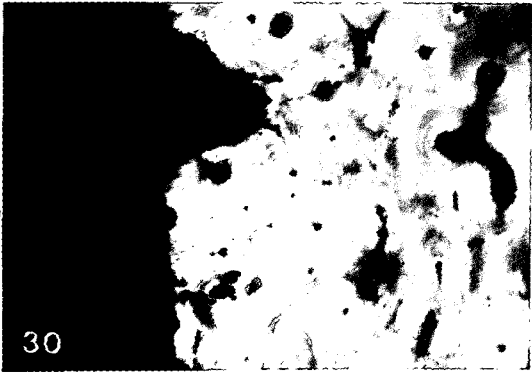


Fig. 26.

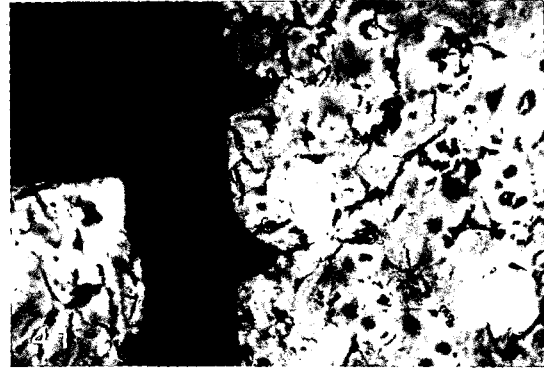
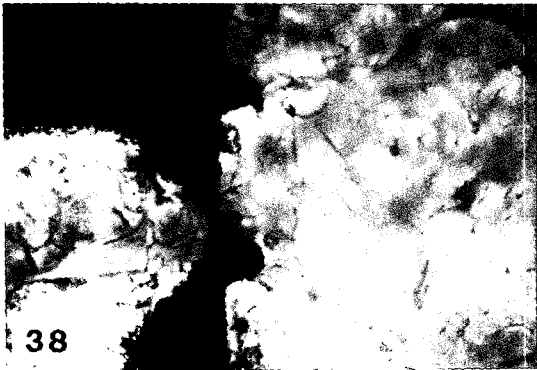


Fig. 27.

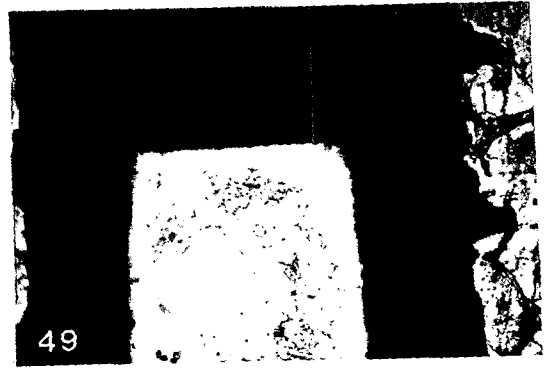
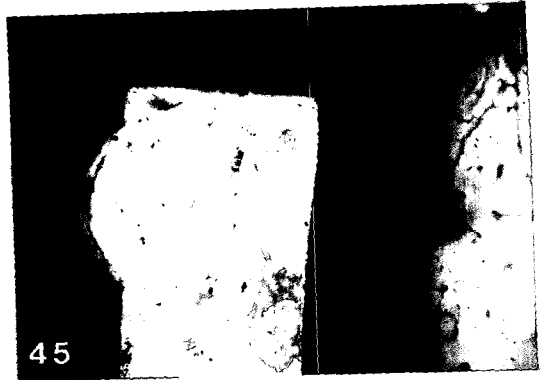
논문 사진부도 ②



논문 사진부도 ③



논문 사진부도 ④



논문 사진부도 ⑤

