

Strain gauge를 사용한 임플란트 인상법의 정확도 비교

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

한인택, 김영수, 김창희

1. 서론

성공적으로 골유착이 이루어진 임플란트상에서 보철물이 장기간 효과적으로 기능을 수행하기 위해서는 적절한 디자인, 정밀한 적합, 올바른 교합 수복 등이 필요하다⁽¹⁾. 임플란트 상부 구조물 제작시 일차적 목적은 임플란트와 상부 구조물과의 정밀한 수동적 적합을 얻는 것이다.^(3, 31) 이것은 임플란트와 골 사이의 특수한 관계와 상부 구조물 연결과 보철물 기능시의 균일한 스트레스 분배의 필요성 때문에 요구된다.^(2, 16) 잘 적합되지 않는 상부 구조물을 무리하게 임플란트에 연결시켰을 경우 인공지대치(implant abutment), 금속 구조물 그리고 금나사(gold screw)의 느슨해짐이나 파절등을 초래할 수 있다.^(3, 14) 또한 증가된 스트레스는 골조직의 미세파절, 변연 허혈(marginal ischemia), 골유착의 상실 등을 일으킬 수 있다.⁽¹⁵⁾

임플란트 보철물은 주모형상에서 제작되므로 정밀 적합되는 보철물의 제작을 위해서는 정확한 주모형의 제작이 필수적이며 이를 위한 인상법이 중요하다.⁽⁴⁾ 임플란트 인상법은 금속과 금속의 접촉이 유지되는 임플란트 시스템의 특성상 세밀함보다는 임플란트 인공지대치간의 정확한 관계 기록이 더 요구된다.^(1, 10) 구강내 임플란트의 위치를 작업모형상에 옮기는 방법으로 간접법과 직간접법이 개발되었는데, 그 중 간접법은 단일체 전이 코핑(transfer coping)을 임플란트에 잠그고 인상을 채득하며, 인상재가 경화

된 후 인상을 구강내에서 제거하면 인상 코핑은 구강내에 남아있게 된다. 전이 코핑을 구강에서 제거하고 적절한 인공지대치 유사체(analogue)에 연결한 뒤 인상체의 해당 부위에 위치시킨다. 직접법에서는 분리된 고정나사를 이용하여 코핑을 구강내 임플란트에 고정시킨후 상부에 찡을 형성한 인상 트레이를 이용하여 인상을 채득한다. 인상재가 경화되면 나사를 풀고 인상 트레이를 제거하면 이때 전이 코핑은 인상체 속에 남아있게 된다. 여기에 적절한 인공지대치 유사체를 연결시킨 후 석고를 주입하면 모형을 제작한다.⁽⁵⁾

지금까지 임플란트 보철물을 위한 많은 인상법들이 제시되어왔다. Brånemark와 Zarb등은 예비 인상을 채득하여 맞춤 트레이를 제작하고, 사각형 인상 코핑(squared impression coping)을 Duralay 등의 자가중합 레진으로 연결하여 polyether 인상재료 최종 인사를 채득하는 것을 추천하였으며⁽²⁾, Humphries 등과 Philips등은 일반적으로 이용되는 3가지 임플란트 인상법으로 첫째, 첨형 인상 코핑(tapered impression coping)을 서로 연결하지 않고 사용하는 방법, 둘째, 사각형 인상 코핑을 자가중합 레진으로 연결하는 방법 등을 들고 있다.^(4, 31) 이러한 인상법들을 평가하기 위한 여러 연구들이 행해졌으나⁽³⁻¹⁹⁾ 부분무치악이나 실제 구강내 상황과 유사한 모형상에서 연구는 부족한 실정이고 각 연구가 서로 다른 결과를 나타내기도 하여 가장 믿을 만하고 결과가 예견 가능한 인상법을 알기 위해서 더 많은

연구가 필요하다.⁶⁾

본 실험은 임상에서 접하기 쉬운 편측 유리단 부분 무치악의 경우를 두 개의 임플란트가 평행하게 식립된 경우와 두 임플란트가 전두면을 기준으로 15도로 벌어져 식립된 경우로 나누어, stain gauge를 이용해 3가지 임플란트 인상법으로 제작된 모형의 정확도를 객관적으로 조사하는 것이다. 어떤 인상법이 가장 정확하게 인공지대치간 관계를 기록했나를 결정하기 위해 측정된 응력값을 통계적으로 비교 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1) 연구 재료

본 실험에서 사용된 재료와 기재는 다음과 같다.

a) 실험재료

1. Brånemark abutment replica(DCA 175, Nobelpharma)
2. Brånemark gold cylinder, 3mm(DCA 073, Nobelpharma)
3. Brånemark guide pin, 20mm(DCA 096, Nobelpharma)
4. Brånemark impression coping, tapered(DCB 080, Nobelpharma)
5. Brånemark impression coping, squared(DCB 026, Nobelpharma)
6. Brånemark gold screw, internal hexagon(DCA 074, Nobelpharma)
7. Duralay resin(Reliance Dental Mfg.Co., USA)
8. Type III gold(Dong Myung 72, Woori Dong Myung Co.,LTD., Korea)
10. Polyvinyl siloxane(Exaflex, GC Corp., Japan)
11. Irreversible hydrocolloid(Kalginate, Teledyne, USA)
12. Tray resin(Quicky, Nissin Dental Product Inc, Japan)
13. Dental stone(Silky-Rock, Whip Mix Co., USA)

14. Perforated aluminium tray(Osung Co., Korea)

b) 실험기재

1. Strain gauge(Type KFC-03-C1-11, Kyowa electric instrument Co., Japan)
2. Brånemark torque controller(DEA 020, Nobelpharma)
3. Universal digital measuring system UCAM-5BT(Kyowa electric instrument Co., Japan)

2) 연구 방법

a) 주모형의 제작

2개의 하악 아크릴릭 레진 모형의 우측 제1대구치와 제2대구치를 발거하여 Kennedy씨 분류 Class II의 모형을 만들고 각기 모형 A와 B라 하였다. 모형 A는 평행식립군으로서 제 1, 2대구치 부위에 제 2소구치의 장축과 평행하게 2개의 Brånemark인공지대치 유사체를 변연기준으로 10mm 떨어지도록 고정시켰다(Fig.1.).

모형 B는 15도 경사군으로서 소구치의 장축방향과 평행하게 첫번째 인공지대치 유사체를 고정하고 두번째 인공지대치 유사체는 11mm 후방에 surveyor를 사용하여 전두면을 기준으로 15도 설측 경사지도록 고정하여 구강내에서 임플란트가 서로 평행하지 않게 식립된 상황을 재현하였다(Fig.2.).

b) 금속 구조물의 제작

각각의 주모형상에서 3mm Brånemark gold cylinder와 레진 플레이트, Duralay 레진을 사용하여 25mm x 7mm x 1mm의 주조용 패턴을 형성하였다. 중간부위에 5mm x 5mm x 1mm의 레진판을 세로 방향으로 부착하여 수직방향의 strain gauge부착을 위한 공간을 형성하였다. 제작된 구조물 패턴을 Type III gold를 사용하여 주조 하였다. 정밀한 접촉을 보장하기 위해 주조후 gold cylinder의 인공지대치 대합면에 이물질이 개재되지 않은 것을 확인하였으며 연마시에도 보호덮개를 사용하여 계면이 손상되는 것을 방지하였다.

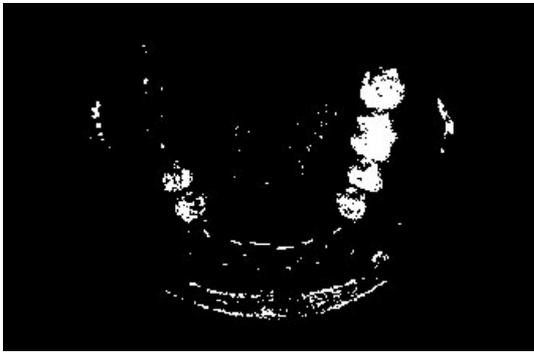


Fig.1. Master model of palallel group.

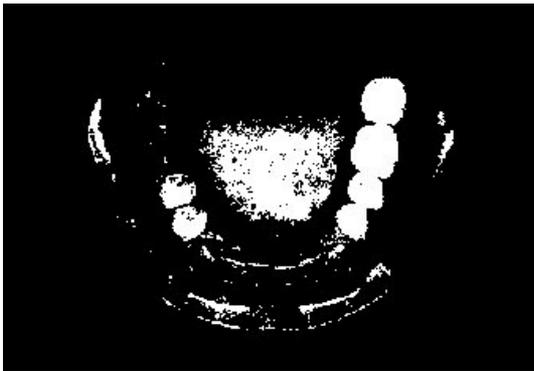


Fig.2. Master model of divergent group.

c) 주모형의 수정

주조에 의한 영향을 없애고 수동적 적합을 확실하게 하기 위하여 각 모형의후방 인공지대치 유사체를 제거한 후 연마가 끝난 금속 구조물에 10 Ncm의 힘으로 잠그고 모형상에 Duralay 레진으로 재고정하고 24시간 동안 금속구조물을 제거하지 않았다.

d) 인상채득

다음 3가지 방법을 사용하여 인상을 채득하였다.

방법 1.

polyvinly siloxane계통인 Exaflex를 인상재로 하여, 첨형 인상 코핑과 기성 트레이를 사용하여 puttywash technique으로 인상을 채득하였다.

방법 2.

주모형을 첨형 인상 코핑을 이용하여 alginate로 예비 인상을 채득하여 치과용 경석고로 진단모형을 제작하였다. 언더컷이 있는 부위를 왁스로 릴리프하고 Baseplate wax(Steel's Columbus Dental, USA) 2장을 교합면과 치조제에 균일하게 적합시켜 약 3mm의 균일한 공간을 부여하였고 #37,35,45 치아의 교합면에 3mm x 3mm 크기의 정지부를 설정하였다. 트레이용 레진을 이용하여 맞춤 트레이를 제작하였다. 제작된 트레이는 경화후 최소 24시간 경과한 후 사용하였다. 사각형 인상 코핑을 서로 연결하지 않은 상태로 polyether 계통인 impregum F를 사용하여 인상을 채득하였다.

방법 3.

주모형상에서 사각형 인상 코핑을 치실과 Duralay레진으로 연결하고 레진 경화후 중간부위를 다이아몬드 디스크로 절단하고 Duralay 레진으로 재연결시켜 15분 이상 경화시킨 후 방법 2와 같은 방법으로 인상을 채득하였다.

평행식립군과 15도 경사군 모두 각 인상법마다 10개씩 인상을 채득하였다.

e) 경석고 모형의 제작

인상체를 주모형에서 분리시킨 후 Exaflex를 사용한 경우는 즉시, Impregum F를 사용한 경우는 제조회사의 지시대로 1시간 경과후, 제조자의 지시에 따르고, 진공 혼합된 치과용 경석고를 주입하였고 최소한 2시간 경과후 모형을 제거하였다.

인공지대치 유사체 속으로 이물질이 들어가지 않도록 첨형 인상 코핑을 잠근상태로 다듬고 상온에 보관하였다. 모형 제작후 최소 1일이 지난후 측정에 이용하였다.

f) Strain gauge의 부착

제작된 각각의 금속구조물에 X,Y,Z방향의 응력측정을 위해 3개의 strain gauge를 부착하였다. 금속구조물의 표면을 #200 사포로 갈고 용매를 사용하여 이물질을 제거한 후 순간접착제를 이용하여 strain gauge를 부착시키고 24시간동안 고정시켜 부착을 확실하게 하였다.

Strain gauge의 유도선에 18 gauge의 구리선을 납땀하였으며, strain gauge와 전선의 연결부 보호를 위해 코팅을 하였다(Fig.3).

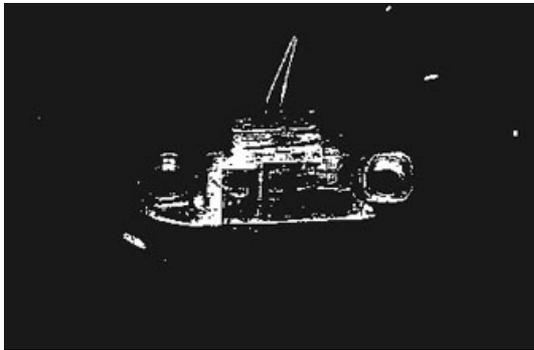


Fig.3. Metal framework with stain gauge.

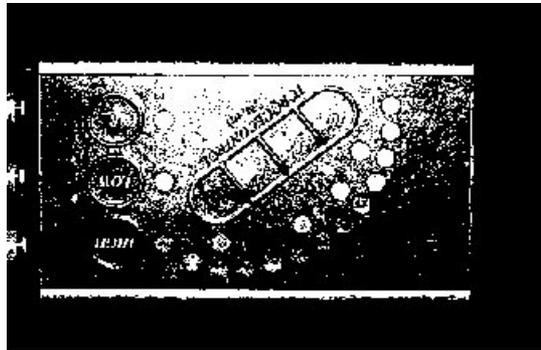


Fig.5. Brånemark Torque Controller.

g) 측정

측정은 10^{-5} strain까지 측정이 가능한 Universal Digital Measuring System UCAM-5BT를 이용하였다(Fig. 4.). 모형에 연결되지 않아 부하가 가해지지 않은 상태에서 초기 응력값이 0이 되도록 조정한 후 Brånemark torque controller(Fig. 5).를 이용하여 금속구조물을 각 인상법으로 제작된 모형에 양쪽 모두 10Ncm의 힘으로 나사를 죄어 고정한 후 발생하는 응력값을 측정하였다(Fig. 6.). 각 모형마다 2회 측정하여 그 평균값을 구하였다. 온도 등에 의한 영향을 배제하기 위해 실험중 수시로 0점 조정을 시행하였고, 측정 순서를 무작위 추출에 의하였다.

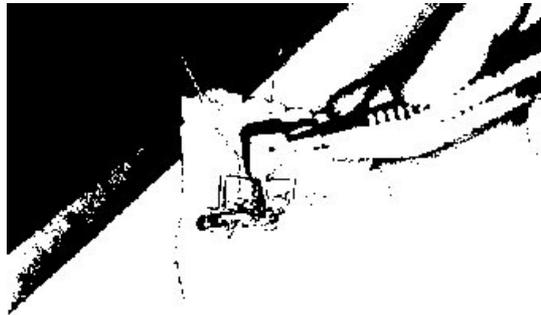


Fig.6. Measurement.

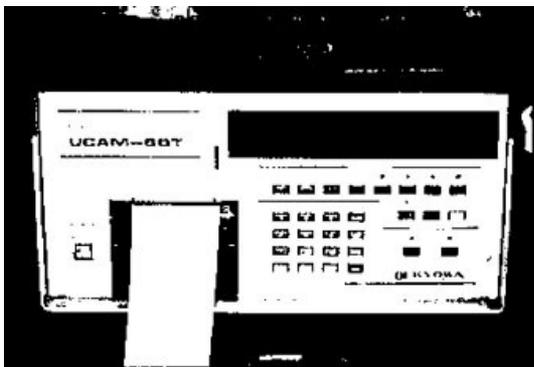


Fig.4. Universal Digital Measuring System UCAM-5BT.

III. 연구성적

주모형에서의 응력값을 측정하기위해 비부하 초기 응력값이 0으로 조정된 금속 구조물을 주모형에 10Ncm로 잠근 뒤 발생하는 응력을 반복 측정한 결과 두 개의 주모형 모두 0값을 나타내었다. 각 인상법에 의하여 제작한 모형들의 X, Y, Z축 상에서 측정된 응력값은 다음과 같다(Table.1-6). 각 군에서 3가지 인상법 사이의 비교는 다음과 같이 하였다. Bartlett's test로 분산의 동질성을 검정하고 Duncan의 다중 비교 분석법으로 유의성 검정을 하였다. 이분산인 경우에는 Friedman의 일원배치 분산분석법으로 유의성 판정을 하였다. 인상법에 의한 각 군간의 비교를

Table 1. Group A, Strain of X-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	15	20	30
2	35	40	40
3	0	0	0
4	10	0	0
5	10	10	10
6	10	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	-35

Table 4. Group B, Strain of X-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	20	5	0
2	20	5	10
3	0	0	0
4	-25	10	0
5	0	10	5
6	10	0	0
7	-15	0	0
8	30	0	0
9	0	0	0
10	0	-15	0

Table 2. Group A, Strain of Y-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	-10	0	0
2	-10	0	0
3	0	-10	0
4	-10	0	0
5	0	0	-50
6	0	0	0
7	-20	-10	0
8	-10	-5	0
9	0	-5	0
10	-65	0	0

Table 5. Group B, Strain of Y-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	0	0	-10
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	-10	0
5	-10	-10	-5
6	0	0	0
7	10	0	-10
8	-10	-5	0
9	-10	-10	0
10	0	-5	0

Table 3. Group A, Strain of Z-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	0

Table 6. Group B, Strain of Z-axis($\mu\epsilon$)

Technique Model No.	Tech.1	Tech.2	Tech.3
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	0

위해서는 Student's t-test로 유의성 검정을 하였다. 유의성은 $P < 0.05$ 일 경우 인정하였다.

Table 7. Parallel group, Mean strain($\mu\epsilon$)and SD

Technique Axis	Tech.1	Tech. 2	Tech. 3
X-axis	8.00±11.11	7.00±13.37	4.50±20.06
Y-axis	-12.50±19.61	-3.00±4.22	-0.50±1.58
Z-axis	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00±0.00

Table 8. Divergent group, Mean strain($\mu\epsilon$)and SD

Technique Axis	Tech.1	Tech.2	Tech.3
X-axis	3.00±18.74	1.50±7.09	1.50±3.37
Y-axis	-2.00±6.32	-4.00±4.59	-2.50±4.25
Z-axis	0.00±0.00	0.00±0.00	0.00±0.00

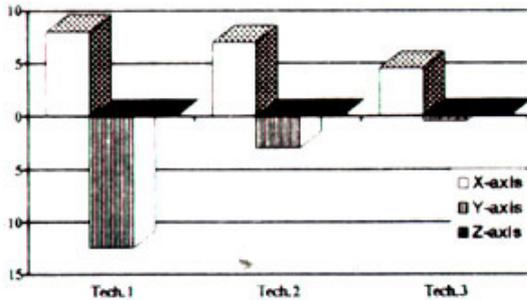


Fig.7. Parallel group, mean strain($\mu\epsilon$)

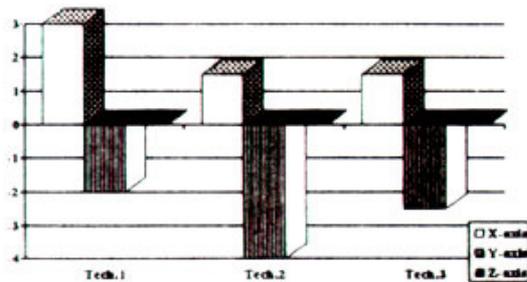


Fig.8. Divergent group, mean strain($\mu\epsilon$)

평행식립군의 경우 X축 응력값은 연결된 사각형 인상코핑과 polyether인상재를 사용한 방법 3에서 가장 작고 침형 인상코핑과 polyvinyl siloxance을 연결한 방법1에서 가장 컸으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 평행식립군 Y축에서 방법 3이 방법 1보다 유의하게 작은 응력값을 보였다($p < 0.05$). 15도 경사군에서는 각 방법간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 평행식립군과 15도 경사군 모두 Z축으로 응력값의 변화를 보이지 않았다. 또한 각 인상법은 평행식립군과 15도 경사군 사이에서 유의한 차이를 보이지 않았다.

IV. 총괄 및 고안

Tolman 등은 기능중인 임플란트 보철물의 골유착 상실의 원인으로 잘맞지 않는 금속구조물, 과연장된 cantilever 혹은 잘못된 교합 설계 등을 들고 있다.⁽¹⁷⁾ 잘 적합되는 보철물에 의한 조절된 기능 부하는 골의 재형성과 골유착의 유지를 위한 생물학적 자극이 될 수 있지만 잘 적합되지 않는 보철물에 의하여 야기되는 과도한 기능력은 골유착의 장애와 경,연 조직 손상의 원인이 될 수 있다.⁽²⁾

정밀 적합되는 보철물 제작의 전체 조건으로서 정확한 인상법은 매우 중요하며 따라서 많은 임플란트 인상법이 제시되어 왔다.^(1, 2, 10, 12, 13) 또 이러한 인상법들을 평가하기 위한 많은 연구가 있으나 아직 명확한 결론이 내려지지 않은 연구가 있으나 아직 명확한 결론이 내려지지 않은 부분이 많이 있다. 인상 채득 시 사용되는 전이 코핑의 경우 Spector, Carr등은 침형이나 사각형 코핑 사이에 유의한 차이가 없다고 했으나^(3, 6) Humphries등은 침형이 더좋은 결과를⁽⁴⁾ 또 Carr, Rodney등, Philips등은 사각형 코핑이 더 좋은 결과를 보인다고 하였다.^(5, 11, 31) Spector등은 전이코핑을 임플란트에 조였다가 제거하고 이것을 다시 인공지대치 유사체에 연결시키는 임플란트 시스템의 기전이 오차의 근본적인 원인을 제공한다고 하였으며 특히 침형 인상코핑 사용시 공기가 함입되어 코핑이 인상체 속에 완전 재장착 되지 않는 경우를 보여주었다.⁽³⁾

Carr는 침형 인상코핑의 장점이 일반보철의 술식과 유사하고, 인공지대치 유사체를 눈으로 확인하며

전이코핑에 조일 수 있다는 점이며, 단점으로는 인상체 제거시의 변형 가능성과 전이코핑을 재위치시킬 때 눈으로 확인하지 못하는 것이라고 하였다. 사각형 인상코핑의 장점은 인상체 제거시 전이코핑이 인상체 속에 남아있어 경사진 임플란트에 의한 변형의 가능성이 적은 것이고, 단점은 전이코핑에 인공지대치 유사체를 연결할 때 눈으로 확인할 수 가 없는 것이라고 하였다.⁽⁶⁾

Zarb등은 최상의 정확도를 얻기 위해 인상 코핑을 구강 내에서 레진등으로 연결하는 것을 강조하고 있지만⁽²⁾ 그 유의성에 대하여 회의적인 연구 결과들도 있다.^(3, 4, 24) 또한 레진의 수축에 의한 오차의 가능성이 지적되기도 하였고 Duralay레진의 중합 수축에 대한 연구도 있었다. 하지만 Hsu등은 Duralay 레진의 부피에 따른 수축이 인상 정확도에 유의한 영향을 미치지 않는다고 하였다.⁽⁹⁾ Philips등은 전이코핑의 제거와 재위치시의 오차, 인상체의 경화수축, 치과용 석고와 경화팽창, 아크릴릭 레진의 경화수축등의 복합적 원인이 실제와 다른 주모형 제작의 원인이 된다고 하였다.⁽³¹⁾

임플란트 인상법의 개발 외에도 수동적 정밀 적합이 되는 보철물 제작을 위한 다양한 방법들이 제시되어왔다. 주조 전에 시험적 상부 구조물을 구강내에서 직접 연결하거나 확인하는 방법, 주모형상에서 제작되어 한조각으로 주조한 구조물을 절단하고 납착하는 방법, 구조물을 부분으로 나누어 주조하고 납착 전에 기공실이나 임상에서 연결하는 방법, 구강 내에서 연결하고 접착제로 구조물의 부품들을 접착시키는 방법 등이 제시되었으며⁽¹⁸⁾, McCarthy⁽²⁰⁾, Seller⁽²⁵⁾, Hulterstron 등⁽²¹⁾, Hulterstron 등⁽²¹⁾, Voitik⁽²²⁾, Mazurat 등⁽¹⁸⁾은 레진을 이용하여 주조 구조물과 인공지대치간을 연결하는 방법을 통해 적합도를 증가시키려 하였다.

구조물에 발생하는 응력을 해석하는 방법으로는 strain gauge법, 브리틀 코팅법, Moir'e 무늬분석법, 광탄성법, 유한요소법등이 있으며⁽²⁶⁾ 어떤 금속 물질등에 응력이 가해지면 전기저항의 변화를 일으키며, 이러한 성질을 이용하여 만든 변환기를 strain gauge라 하는데 최근 임플란트 분야에서는 교합력이나 구조물에 발생하는 응력 측정을 위해 사용되고 있다.⁽²⁷⁻³⁰⁾ Jemt 등은 구강내에서 고정성 보철물과 overdenture를 연결, 기능시 임플란트 인공지대치

에 가해지는 부하를 측정하기 위하여 인공지대치에 strain gauge를 부착 환자의 구강내에서 응력측정을 한 바 있다.⁽²³⁾ 하지만 David등은 strain gauge를 이용한 측정시 표준편차가 크게 나옴을 지적하고 있으며 이것은 적합도와 보철물 고정용 나사의 최임 등에 크게 영향을 받기 때문이라고 하였다.⁽²⁸⁾

임플란트 보철물의 수동적 정밀 적합을 강조하는 많은 문헌들이 있지만 적합도를 평가할 객관적인 방법은 제시되지 못하고 있다. 시각적 예민함이나 촉각적 판별, 경험등으로 상부구조물의 정확한 적합을 결정하고 있으며, 임상적으로 상부구조물의 정밀적합은 인상법, 석고 모형 제작과정, 상부 구조물의 디자인, 주조 방법, 그리고 기공사의 숙련도 등의 요소에 관계된다.^(8, 18)

본 연구는 임상에서 흔히 접하기 쉬운 부분 무치악의 경우에서 2개의 임플란트가 서로 평행하게 식립된 경우와 15도로 경사져 식립된 경우로 나누어 현재 많이 쓰이고 있는 인상법을 응력 측정을 통하여 비교하고자 하였다. 금속 주모형을 모형에 고정시 양쪽 금나사를 10Ncm의 힘으로 조였는데 이것은 피로수명(fatigue life)을 최대화하고 금나사 고정시 요구하는 고정력을 실험에 적용시킨 것이다.^(32, 33)

모형에 연결시키지 않은 비부하 상태의 금속 구조물의 응력을 0값으로 조절하고, 이 금속구조물을 주모형에 잠그고 발생한 응력값을 측정할 결과 모두 0이었다. 이것은 임상적으로 받아들일 만한 금속 구조물도 임플란트와 연결시나 기능중에 임플란트에 유의할 만한 힘을 유발하였다는 Jemt 등⁽²³⁾의 실험 결과와는 차이가 있다. 이것은 금속 구조물 주조후 주모형을 수정하는 과정 등을 통해 주모형과 금속 구조물이 높은 적합도를 이루어 발생된 응력값이 측정장치의 측정범위 이하인 것으로 추정된다.

통계 분석결과 각 인상법간에 유의할만한 차이를 보이지는 않았다. 다만 평행 식립군의 Y축에서 연결된 사각형 인상 코핑과 polyether인상재를 사용한 방법 3에서 침형 인상 코핑과 polyether siloxane을 사용한 방법1 보다 유의하게 작은 응력값을 보였다($p < 0.05$). 임플란트가 서로 평행하지 않게 식립되는 것은 임플란트 보철에서 흔히 발생될 수 있으며 이것은 특히 침형 인상 코핑의 경우에 바람직하지 않은 인상 철거경로를 만들어 인상체 변형유발의 가능성이 지적된바 있으며,⁽³¹⁾ 약6도의 경사를 갖는 침형 인

상코핑의 경우 약 15도 경사진 임플란트에 연결되어 사용될 경우 인상체 제거시 1.0mm이상의 언더컷을 쉽게 발생시킬 수 있다.⁶⁾ 본 실험에서는 평행식립군과 15도 경사군 사이에 유의할만한 차이를 보이지 않았다. 이것은 비교적 인접한 임플란트에서 15도 이내의 경사도는 인상의 정확도에 큰 영향을 미치지 않는다는 Carr의 연구결과⁶⁾와 일치하였다.

응력값이(+) 값을 나타내는 것은 구조물이 인장력을 받는다는 것을, 응력값이(-) 값을 나타내는 것은 압축력을 받고 있음을 나타낸다. 두 군 모두에서 Y축 응력값이 대부분(-) 응력값을 보이고 있는 것은 모형에 의해 발생하는 응력과 모형에 금속 구조물을 연결시킬 때 나사를 시계방향으로 돌려 잠그는 것에 영향 받을 수 있을 것으로 추정된다. 측정시 두개의 나사를 조금씩 잠그어 위치를 고정시킨 후 전방나사를 10Ncm으로 완전히 잠그고 이어 후방 나사를 잠겼는데 이때 전방나사를 잠그는 과정에서 금속 구조물이 시계방향으로 변위되면 후방나사를 잠글 때 금속 구조물이 제 위치로 돌아오기 위해서는 압축력을 받는 것으로 추정된다. 따라서 양쪽 나사를 좀 더 빈번히 번갈아 가며 조여주는 것이 금속 구조물에 응력 발생을 적게 해주는 방법이 될 수 있을 것으로 생각되며 추가적인 연구가 필요하다고 생각된다.

모든 모형에서 Z축으로는 응력값을 보이지 않았는데 이것은 Z축 응력 측정을 위한 strain gauge가 금속 구조물의 중간부에 별도로 부착된 수직판에 위치하는 것이 하나의 원인이 될 수 있을 것으로 생각된다. 진정한 Z축 응력값을 측정하기 위해서는 금속 구조물의 디자인 변경없이 부착할 수 있는 좀더 작은 크기의 strain gauge를 사용하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

3가지 임플란트 인상법에 의해 만들어진 모형들에 strain gauge를 부착한 금속구조물을 장착하여 발생하는 응력을 측정, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 평행 식립군과 15도 경사군 모두에서 각 인상법간의 유의할 만한 차이가 없었다. 다만 평행

식립군의 Y축에서 서로 연결된 사각형 인상 코핑과 polyether 인상재를 사용한 방법에서 첨형 인상 코핑과 polyvinyl siloxance을 사용한 인상법보다 유의하게 작은 응력값을 보였다($p < 0.05$).

2. 각 군의 모든 인상법에서 Z축에서는 응력값을 보이지 않았다.
3. 각 인상법은 평행 식립군과 15도 경사군사이에 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

참고문헌

1. Taylor RL, Bergman GF. Laboratory techniques for the Brånemark system Quintessence Publ Co, 1990.
2. Brånemark P-1, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publ Co, 1985.
3. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1990 ; 63 : 444-7
4. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5 : 331-336.
5. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6 : 448-455.
6. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7 : 468-475.
7. Assif D, Fenton A, Zarb GA, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression rocedures. Int J Periodont Rest Dent 1992;12 : 113-121.
8. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent 1993;69 : 503-9.
9. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative

- analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69 : 588-93.
10. Tautin FS. Impression making for osseointegrated dentures. *J Prosthet Dent* 1985;54 : 250-3
 11. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two impression copings. *J Dent Res* 1991;70(special issue. : 385(abstr no.953)
 12. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994;71 : 589-91.
 13. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent* 1994;72 : 23-5.
 14. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62 : 581-5.
 15. Worthington P. et al. The Swedish system of osseointegrated implalnts : problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2 : 77-84.
 16. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;4 : 241-7.
 17. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7 : 477-84.
 18. Mazurat RD, Love WB. Direct assembly of implant suprastructure. *J Prosthet Dent* 1993;70 : 172-5.
 19. Henry PJ. An altermative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implants rehabilitation *J Prosthet Dent* 1987;58 : 6947.
 20. McCarthy J. Intraoral connection of individual abutment attachments for an osseointegrated implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dnet* 1991;66 : 799-803.
 21. Hulterstron M, Nilsson U. Cabalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses : a preliminary report *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6 : 475-80.
 22. Voitik AJ. The Kulzer abutment luting:KAL technique a direct assemmbly framework method for osseointegrated implant prostheses. *Implant Soc* 1991;2 : 11
 23. Jent T, Carlsson L, Boss A, Joreneus L. In vivo load measurements on osseointegration implants supporting fixed or removable prostheses : a comparative pilot study. *Int Oral Maxillofac Implants* 1991;6 : 413-7.
 24. Beumer J, Lewis SG, The Brånemark implant system : Clinical and laboratory procedures. Ishiyaky EuroAmerica, Inc. 1989.
 25. Sellers GC. Direct assembly framework for ossiointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 1989;62 : 662-8.
 26. 김동원, 김영수 : 각종 형태의 골내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성 응력분석, *대한교합학회지*, 3 : 25,1985
 27. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration. *J Prosthet Dent* 1984;51 : 82-90.
 28. David DM, Zarb GA, Chao YL, Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 1. The effect of varying the number of supporting sbutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*;1988;197-210.
 29. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal forcepattern in dentitions with mandibular implant supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4 : 55-62.
 30. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant supported prostheses occluding with complete dentures. *Int Oral Maxillofac Implants*;1990;5 : 70-77.
 31. Philips KM, Nicholls JI, Ma T. The accuracy of three implant impression techniques : A three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*;1994;9 : 553-540.
 32. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA.

Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.

33. Spitzer D, Kastenbaum F, Wagenberg B.

Achieving ideal esthetics in osseointegrated prostheses. Part II. The single unit. *Int J Periodont Rest Dent* 1992;12 : 501-507.

=Abstract=

A COMPARATIVE ANALYSIS OF THE ACCURACY OF IMPLANT IMPRESSION TECHNIQUES BY USING STRAIN GAUGE.

Eu-Taek Han, Yung-Soo Kim, Chang-Whe Kim

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to determine the accuracy of 3 implant impression methods by using strain gauge. The models used for this study were partially edentulous mandibular acrylic resin casts Model A, with two abutment analogs in #46,47 extraction site, represented two implant parallel to to the adjacent natural tooth. Model B represent an anterior implant parallel to the adjacene natural tooth and a posterior implant exhibiting a 15-degree lingual inclination. Master framework were fabricated on the master model, and 3 strain gauges were attached to a master framework to determine the passivity of fit of the framework to sample casts made by the three impression techniques. The master framework was attached to each sample cast with gold screws, which were tightened with the torque driver to ensure a consistent toque application of 10 Ncm. Universal Digital Measuring System UCAM-5BT was used for strain measuring.

Impression techniques studid were :

1. unsplinted tapered impression coping, polyvinyl siloxane, stock tray
2. unsplinted squared impression coping, polyether, custom tray
3. squared impression coping splinted with Duralay resin, polyether, custom tray

Through analysis on data from this study, the following conclusions were obtained.

1. There were no statistically significant differences between the mean strain recorded from the sample casts made with the tree impression. But only strain values of model A(parallel group) Y-axis was significantly differed between Technique 1 and 3($P < 0.05$).
2. There was no statistically significant difference between model A(parallel group) and model B(15-degree divergent group).

Key words : Implant, fit, impression technique, strain gauge