

수복재료와 내가동연결장치가 IMZ 임프란트 보철물의 충격흡수효과에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 치과보철학교실

이수정, 정찬목, 전영찬

I. 서론

골유착성 임프란트 보철물에 가해지는 교합 충격력은 주위 지지골 계면상의 미세골절(microfracture)이나 급속한 지지골 흡수를 야기할 수 있기 때문에 임프란트에 가해지는 충격성 교합력을 감소시켜야 될 필요성이 제기되어 왔으며^(1, 11, 15, 22, 35), 그 방법으로는 보철물과 임프란트 사이에 충격흡수 장치를 포함시키거나 상부 보철물 교합면에 충격흡수 효과가 큰 합성수지등을 피개하는 방법이 논의되어 왔다^(3, 8, 22, 32, 34, 35).

임프란트의 상부 구조에 포함시켜 치주인대의 충격흡수 기능을 모방하는 유사물로는 polyoxymethylene (Derlin)으로 만들어진 IMZ 임프란트의 내가동장치(IME, intramobile element)를 예로 들 수 있다. 내가동장치의 생체역학적 주기능은 이론적으로 임프란트 내부에 치주인대 기능과 유사한 점탄성을 부여함으로써 자연치와 고정성 보철물로 연결된 골유착성 임프란트의 주위 지지골에 집중되는 응력을 감소시키며 동시에 자연치로 하중 전달을 유도하는 응력분산 효과와 돌발적으로 임프란트에 가해지는 충격력에 대한 충격흡수 효과로 크게 나누어 생각할 수 있다^(3, 4, 5, 12, 19, 24, 25, 26).

단순화시킨 실험모형에서 골유착성 임프란트 주위 지지골에 대한 내가동장치의 응력분산 효과가 선학들에 의해 보고^(6, 10, 33)된 바 있으나, 이와는 반대로 몇몇 선학들은 내가동장치가 응력분산에 아무런 영향을 주지 않았다는 실험보고⁽¹⁴⁾와 임상적으로 자연치와 골유

착성 임프란트간의 고정성 연결이 다른 치료방법과 큰 차이가 없었다고 보고^(2, 13, 27, 29, 30, 31, 38)하였다. 골유착성 임프란트와 자연치를 고정성 보철물로 연결한 경우라도 임프란트와 주위 지지골 조직은 물론 보철물 고정나사나 상부 보철물등의 굴성으로 인하여 자연 지대 치료부터 충분한 지지를 받을 수 있다^(29, 30)고 하였으며, 혹자는 오히려 내가동장치로 인하여 자연치 주위 골에 더 과중한 응력이 집중될 수 있다고 주장하고 있다^(16, 18).

내가동장치의 또 하나의 중요한 기능인 충격흡수 효과는 갑작스런 동하중에 의해 일어날 수 있는 골유착성 임프란트 주위 골조직의 흡수를 예방할 수 있다는 의미에서 파괴역학적으로 정하중보다 중요한 의미를 갖는다^(11, 15). 그러나, 임프란트 지대치와 보철물사이에 포함된 내가동장치에 의한 충격흡수 효과에 대한 연구는 거의 보고된 바 없으며, 주로 제안자의 이론적 주장(16, 24, 25, 26)에 근거하고 있을 뿐이다. 따라서 골유착성 임프란트가 자연치와 고정성 국소치로 연결되어 있을 경우 임프란트 지대치 부위에 포함된 점탄성 구조물에 의한 충격흡수 효과에 대한 연구 및 다른 방법과의 효율성 비교 또한 필요하다⁽⁹⁾.

이처럼 내가동장치의 생체역학적 기능에 대한 연구는 아직도 논쟁의 대상이 되고 있는 가운데 IMZ임프란트는 기존의 TIE(transmucosal implant extension)와 내가동장치로 구성된 임프란트 형태에서 내가동장치에 발생하는 응력집중으로 인한 파절문제를 보완하고 보철술식이 간단하며 임프란트 주위 지지골에 보다

양한 응력분산 효과를 얻을 수 있는 새로운 형태의 내가동연결장치(IMC, intramobile connector)와 보철물 고정나사를 개발하여 시판하고 있으나 이에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

일반적으로 임프란트와 보철물사이에 견고한 연결을 갖는 임프란트를 사용할 때는 아크릴릭레진으로 금속 구조물을 피개하여 사용하는데, 완전 무치악궁의 경우 임프란트 보철물에 필요한 아크릴릭 레진의 양이 발생하는 저작력을 완충하기에 충분한 두께로 제공된다^(1, 7, 39).

Adell등⁽¹⁾은 두재 또는 금합금으로 제작된 교합면이 골유착에 유해하므로 임프란트의 골유착을 유지하고 유발되는 응력을 최소화하기 위하여 충격흡수 효과를 갖는 아크릴릭 레진 교합면이 유리하다고 주장하였으며 Branemark⁽⁷⁾과 Skalak^(34, 35)도 같은 주장을 하였다.

최근에 Davis등⁽¹¹⁾은 정하중과 동하중을 가한 후 유한요소 분석법을 이용하여 충격 흡수를 연구한 결과 충격력을 감소시키는데 아크릴릭 레진이 유리하다고 결론내렸다.

Lill등⁽²⁸⁾은 임프란트에 연결된 아크릴릭 레진, 금합금 또는 도재로 만들어진 부철물에 서서히 증가하는 하중을 가한 뒤 변형을 살펴보았는데, 아크릴릭 레진이 다른 두 재료보다는 현저하게 더 많은 변형을 보였지만 각각 피개된 재료의 두께가 만족스러운 정도는 아니었다.

이에 본 연구는 IMZ 임프란트에 연결된 실험용 치관에 사용한 네가지 수복 재료의 충격 흡수 양상을 force transducer로 측정하여 피개재료로써 레진의 충격흡수 효과를 측정하고, IMZ 임프란트의 완압장치인 내가동연결장치(IMC)를 사용한 후 동일한 실험을 시행하여 이의 충격흡수 효과를 평가할 목적으로 시행하였다.

II. 실험재료 및 방법

본 연구에 사용한 기구와 재료는 표1과 같으며 교합면 재료에 따라 네가지 실험군으로 분류하였다(표2).

실험용 치관을 만들기 위하여 상하로 분리되는

Table I. Products and Manufacturers

	Products	Manufacturers
Implant component	IMZ system	Friedrichsfeld GmbH, Germany
Torque screwdriver	Branemark system	Nobelpharma USA
Casting alloy		
Gold alloy	Stabilor G	Degussa A.G, Germany
Metal ceramic alloy	Degudent H	◇
Veneering materials		
Porcelain	Duceram	Ducera, Germany
Resin	Dentacolor	Heraeus Kulzer GmbH, Germany
Electronic component	Transducer 208 A30	PCB piezotronics INC
	Oscilloscope 54610A	Hewlett Packard
Miscellaneous	Duralay pattern resin	Reliance Dental MFG.
	Silicoater MD	Heraeus Kulzer, Gm bH, Germany

Table II. Experimental groups and dimensions(mm) of test crown.(diameter : 10 : mm)

Groups	Materials	Framework height	Veneer thickness	Total height
I	Stabilor G gold alloy	8.0	—	8.0
II	Degudent H ceramic alloy	8.0	—	8.0
III	Degudent H framework + porcelain veneer	6.5	1.5	8.0
IV	Degudent H framework + Dentacolor veneer	6.5	1.5	8.0

No. of test crown for each group is 3.

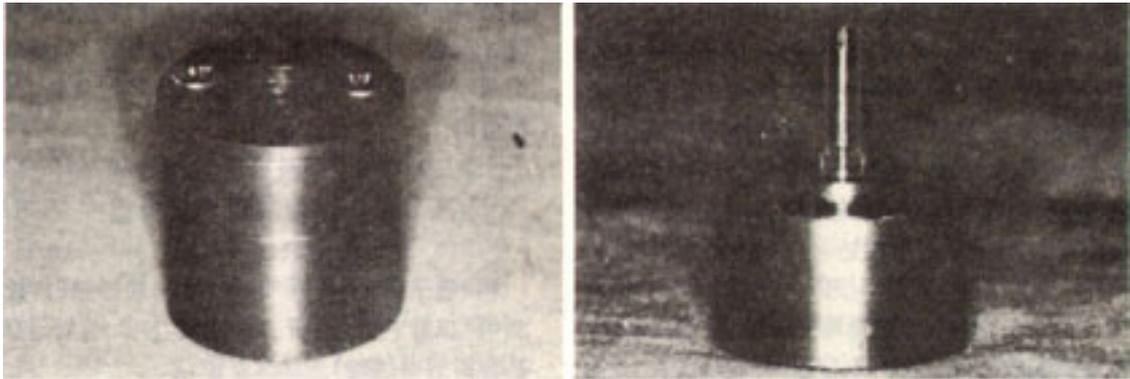


Fig. 1. Jig for fabrication of test crown.

Jig in position(A), waxing sleeve connected to laboratory IMC with fastening screw(B)

stainless steel jig를 제작하고 기공용 IMC는 하부 jig에 고정하였다. 상부 jig는 높이가 6.5mm와 8.0mm인 두가지 시편을 제작할 수 있도록 두께 1.5mm의 상판을 설계 장치하였다. 기공용 IMC는 하부 jig의 중앙에 설치하였으며 waxing sleeve를 연결하였을 때 가장 아래 변연과 내측 원통형의 기저부위가 일치 하도록 하였다(그림1).

전부 주조 금속 시편 제작(제 I, II군)

기공용 IMC상에 waxing sleeve를 고정한 후, 8.0mm 높이의 상부 jig를 위치시키고 Duralay 페턴 레진을 주입하였다. 페턴 레진이 경화된 후에 수축된 부위와 상부 1mm 정도를 wax를 이용하여 형태를 완성하였다. Fastening screw를 제거하고 wax의 상부를 jig

와 일치되게 조절한 뒤 waxing sleeve가 포함된 패턴을 제거하여 주입선을 부착하고 Stabilor G(I군) 또는 Degudent H(II군)로 주조하였다. 주조 후 주조링을 5분간 대기중에 방치한 뒤 급냉시키고 균일한 두께가 되도록 주조체의 교합면을 연마하였다.

피개될 표본의 제작(제 III, IV군)

상부 jig로부터 1.5mm 두께의 판을 부리한 뒤 동일한 방식으로 Degudent H 합금을 사용한 시편을 제작하였다. III군을 만들기 위하여 제조사의 지시에 따라 금속 표면처리를 하고 도재의 두께가 1.5mm가 되도록 하였으며 소성한 후 각각의 두께는 마이크로미터로 측정하고 교합면이 평행하도록 연마하여 glazing을 시행 하였다.

III군의 충격 실험을 마친 후 IV군을 만들기 위하여 도재가 피개된 시편을 불소산에 넣어 교합면 도재를 제거하고 50 μ m aluminium oxide로 sandblasting 을 시행한 다음 10분간 초음파 세척 후 silicoating하였다. Siliclean, sililink, siliseal, opaque 적용후 즉시 Dentacolor resin을 적용하고 중합시켜 1.5mm 두께의 레진으로 피개된 시편을 완성하였다.

실험장치

실험장치는 force transducer가 아래쪽 끝부위에 자석에 부착되어 있고, 6.1mm 직경, 0.05g무게를 갖는 금속구(metal ball)의 낙하를 위한 홈(groove)을 포함하는 45° 경사판으로 구성되어 있다.

Titanium insert를 force transducer의 impact cap에 직접 위치시킬 수 없어 상부에는 titanium insert를, 하부에는 force transducer의 spigot을 연결시키기 위한 장치물을 제작하여 4×4mm titanium insert(또는 4×4mm Metal IMC)와 force transducer를 연결하였다. Polyoxymethylene 내가동연결장치를 사용하지 않는 경우의 실험에서는 4×4mm Metal IMC를 연결하고, 사용하는 경우에는 4×4mm titanium insert를 연결하였다(그림2).

실험용 치관은 동일한 fastening screw를 사용하여 titanium insert에 연결하였으며, 이때 torque screwdriver를 사용하여 screw를 조일 때 동일한 크기의 torque가 적용되도록 하였다.

금속구를 전자석을 이용하여 실험장치의 상부 고정

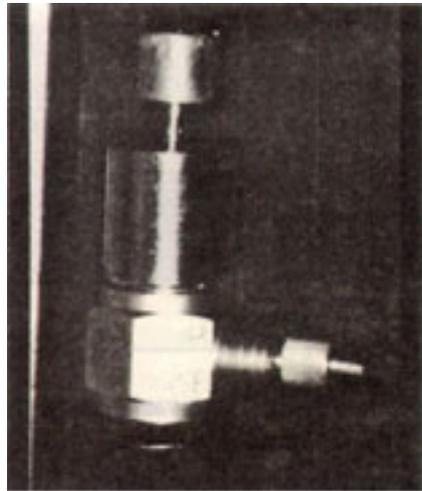


Fig. 2. Test crown connected to force transducer.

된 위치에 유지하다가 자장을 제거하면서 홈을 따라 굴러 내리도록 하였다. 이 홈은 금속구가 실험용 치관의 교합면에 직각으로 향하게 하였으며 금속구의 주행 길이가 항상 동일하도록 실험용 치관이 부착된 자석의 위치를 조정하였다. 교합지(marking paper)를 이용하여 충격점을 확인하고 충격점이 치관의 변연과 screwhole의 중간 지점이 되도록 조정하였다(그림3).

기록장치

유도된 힘-시간 수치를 기록하는 digitizing oscilloscope에 force transducer를 연결하였다. 가해진 충격은 충격점에서부터 피개재료, 실험용 치관,

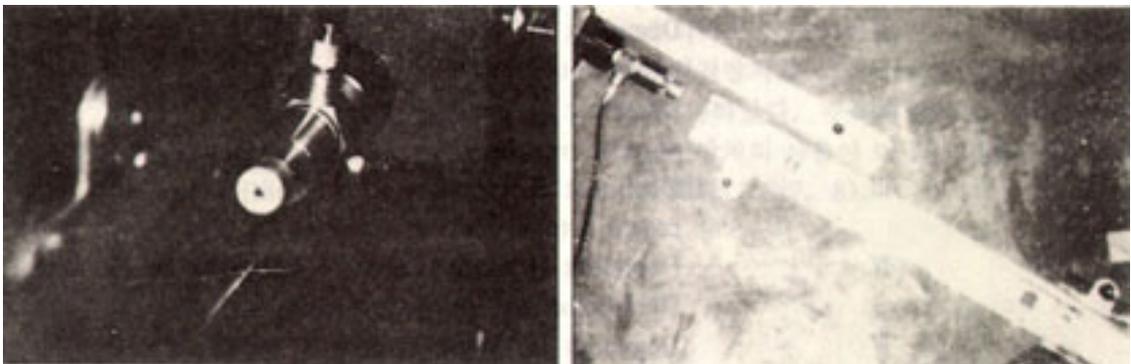


Fig. 3. Test apparatus.

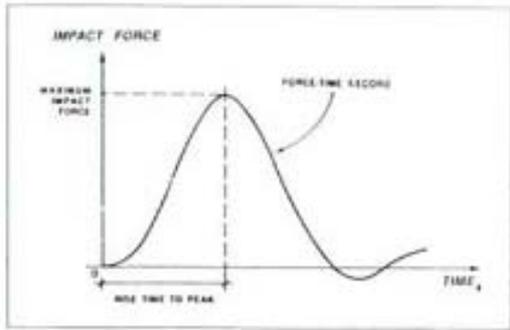


Fig. 4. Definition of test variables as depicted by a typical force-time record.

titanium insert(또는 metal IMC), 그리고 연결 장치를 지나 force transducer로 전달되었다. 연결된 digitizing oscilloscope는 최대 충격력(Mv)과 최대 충격력에 도달하는 시간(μ sec)을 그래프와 수치로 나타내었다(그림4).

실험순서

각각의 실험을 실험 반복 횟수에 따라 시행하고 총 480개의 기록을 얻었다. 먼저 내가동연결장치 없이 metal IMC에 연결된 실험용 치관으로 시행하고 titanium insert에 내가동연결장치를 위치시킨 후 동일한 순서로 반복 시행하였다(표3).

통계적 분석

본 실험에서 측정된 값은 1) 최대충격력의 크기 2) 최대충격력까지 도달시간이었다.

일원 분산 분석법(one-way analysis of variance(ANOVA))을 통하여 첫째, 내가동연결장치를 사용하였을 경우와 사용하지 않았을 경우, 사용한 각 수복재료에 따라 force transducer에 가해지는 최대 충격력과 도달 시간을 비교하였다. 둘째, 각각의 수복재료에서 내가동연결장치 사용에 따른 충격력 감소 효과를 비교하였다.

이원배치 분산분석법(two-way analysis of variance)을 통하여 최대충격력과 도달시간 각각에 대하여 내가동연결장치와 수복재료가 미치는 영향을 상호 비교하였다.

III. 실험결과

1. 충격력

네가지 실험군에서 수복재료의 충격흡수 정도를 분산분석법(ANOVA)으로 비교해 본 결과, 네군 모두 내가동연결장치 사용여부에 관계없이 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < .01$).

Table III. Test sequencing.

Test	Group	Definition	No. of impact repetition
1	I	Stabilor G occlusal	10
2	I	Stabilor G occlusal, crown rotated 180°	10
3	II	Degudent H occlusal	10
4	II	Degudent H occlusal, crown rotated 180°	10
5	III	Degudent H framework + porcelain veneer	10
6	III	Degudent H + porcelain, crown rotated 180°	10
7	IV	Degudent H framework + Dentacolor veneer	10
8	IV	Degudent H + Dentacolor, crown rotated 180°	10

내가동연결장치를 사용하지 않은 경우 충격력의 최대치는 도재 피개군(III군)에서 가장 높았으며 금합금군(I군)과 도재용 합금군(II군)에서는 유의한 차이가 없었고 레진 피개군(IV군)은 현저히 낮은 값을 보였다. 내가동연결장치를 사용한 경우 레진 피개군에 비해 도재 피개군이 현저히 감소를 보였다.(표4, 그림5).

Table IV. Means of peak impact(mV)

Goup	without IMC	with IMC
I	244.73(7.13)	194.17(8.79)
II	238.36(8.29)	186.98(10.08)
III	283.17(6.33)	196.52(9.78)
IV	212.72(3.18)	179.09(4.13)

() : standard deviation

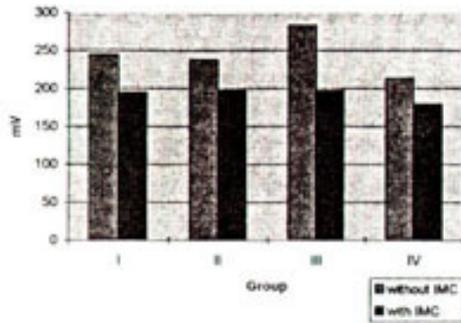


Fig. 5. Mean peak impact force recorded for each group.

2. 최대충격력에 이르는 시간

각 실험군의 힘-시간 기록에서 최대충격력에 도달하는 시간을 microsecond로 나타내었다. 모든 실험군

Table V. Means of rise time to peak(μ sec)

Goup	without IMC	with IMC
I	22.45(2.47)	45.21(2.87)
II	22.55(0.97)	45.58(1.59)
III	26.32(0.87)	49.21(1.07)
IV	41.64(1.36)	55.93(1.02)

() : standard deviation

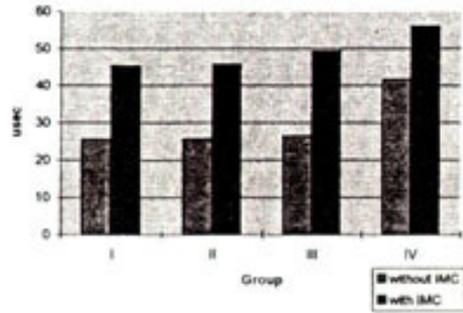


Fig. 6. Mean rise time to peak for each group.

의 평균값이 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($P < .01$). 내가동연결장치를 사용하지 않을 경우 최대 충격력에 도달하는 시간이 I, II, III군에 비하여 IV군에서는 상당한 차이를 보였으나 내가동연결장치 사용후 I, II, III군의 현저한 소요시간 증가로 IV군과의 차이가 심하지 않게 나타났다(표5, 그림6).

3. 내가동연결장치 사용에 따른 최대충격력과 도달시간

각 실험군에서 최대충격력과 도달시간에 대한 내가동연결장치의 효과는 사용 전후 모든 실험군에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < .01$).

4. 충격력과 도달시간간의 상호관계

충격력과 도달시간에는 대체로 최대충격력이 클수록 도달하는 시간이 짧아지는 반비례 관계가 있는 것으로 나타났다.

5. 최대충격력과 도달시간에 대한 재료와 내가동연결장치의 상호관계

충격력과 도달시간에 미치는 수복재료와 내가동연결장치의 역할에는 상호관계가 있는 것으로 나타났다. 수복재료의 종류보다는 내가동연결장치의 사용이 더 큰 영향을 주는 것으로 밝혀졌다(그림7, 8).

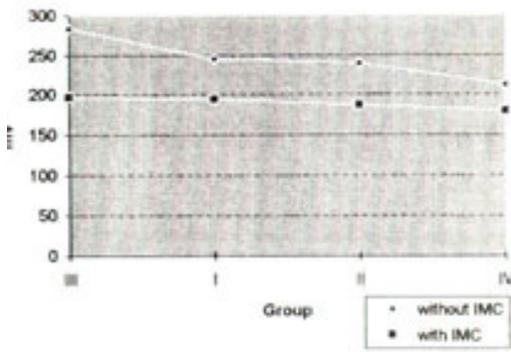


Fig. 7. Interaction of restorative material and POM IMC for maximum impact force.

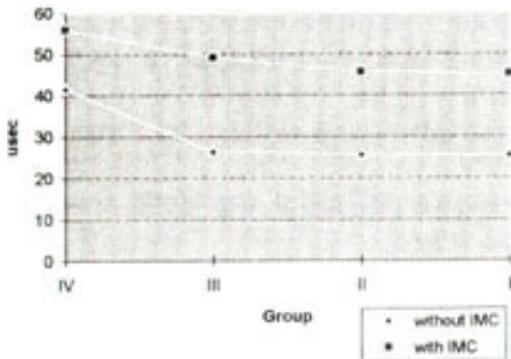


Fig. 8. Interaction of restorative material and POM IMC for rise time to peak

IV. 총괄 및 고찰

이 연구에 사용한 실험모형은 부분 무치악 환자의 치료에 일반적으로 사용하는 임플란트 보철물의 유형을 재현한 것이며, 구강내에서 발견되는 충격력의 크기는 고려하지 않았는데 그 이유는 단지 비교 연구로서 선택된 서로 다른 재료의 충격흡수 양상을 구분하는데 의미가 있었기 때문이다.

실험에 사용한 금속구는 6.1mm 직경, 1.05g의 무게로 실험장비의 민감도를 충족시킬 수 있었고 실험에 이용한 전기장치는 신뢰성이 있었으며 예비 실험에서

일정한 값을 나타내었다. 실험용 치관의 교합면 충격 지점은 금속구의 일련의 낙하전에 접촉 표시를 하고, 충격후 금속구의 이탈등을 관찰함으로써 일정하게 유지하였다. Force transducer는 수복재료와 임플란트 보철물 구성 요소의 효과만을 분석하기 위해 titanium insert와 임플란트의 경계에 해당하는 부위에 위치시키려 하였으나 titanium insert를 직접 transducer에 연결시킬 수 없어 연결장치를 고안하였다. 상대적인 비교이므로 연결장치는 무시하고 titanium insert와 임플란트의 결계부위에 직접 force transducer가 부착되었어도 간주하여도 무방할 것으로 생각된다. 만약 force transducer가 골유착된 임플란트의 기저부에 연결되었다면 결과에 영향을 줄 다른 요소, 즉 골유착 정도, 골조직의 질과 양등을 고려해야 할 필요가 있지만 본 실험에서는 무시하였다.

다음은 각각의 실험용 치관에서 측정하였다.

1. 충격력은 가해진 힘이 실험용 치관과 titanium abutment를 지난 후 force transducer에 기록된 힘-시간 수치의 최대값을 나타내었다. 이는 수복 재료에 의해 제공하는 충격흡수의 정도를 측정하는 것으로 이러한 힘의 감소는 증가된 완충 효과를 의미한다.

2. 도달시간은 첫번째 또는 최대 힘-시간 기록에서 최대값에 도달하는데 필요한 시간으로 실험 결과로부터 얻어진 이 값은 사용된 재료의 상대적 견고성(stiffness)에 기인하는 것으로 보여진다(재료의 탄성계수가 클수록 가해진 힘이 더 빨리 전달된다).

수복재료가 단단하고 견고할수록 도달 시간은 짧아지고 반대로 더 탄성이 있는(resilient) 재료일수록 도달시간이 길고 더 작은 힘을 나타낸다⁽²³⁾. 금합금군(I군)과 도재용 합금군(II군)을 비교할 때 더 높은 탄성계수를 갖는 금속(Stabilor G, young's modulus 107Gpa : Degudent H, young's modulus 95Gpa)에서 더 높은 충격력이 기록되는 것을 알 수 있다.

레진으로 피개되지 않은 금속 재료의 보철물을 지지하는 골유착성 임플란트는 지지골의 파절을 야기할 정도로 충분히 큰 최대충격력을 초래하기 때문에 이러한 충격력을 감소시키기 위해서는 좀 더 긴 시간동안 힘의 분산이 필요하다. 이것은 힘의 절단 방향으로 탄성

이 있는 재료를 포함시킴으로써 가능하다.

레진이나 다른 종류의 플라스틱으로 피개된 수복물의 경우 그러한 재료는 낮은 탄성계수를 가지며 약간의 내적 완충(internal damping)을 제공한다. 이와 같은 재료는 dashpot(u)나 탄성요소(viscous element)에 평행한 스프링으로 표시되어지는데, 응력흡수의 기본 단위인 이러한 Kelvin body가 임프란트와 그 하방 골조직을 나타내는 스프링과 역학적으로 연결되어 있다. 레진의 스프링 상수는 임프란트나 골조직의 것보다 더 작은 것으로 추측된다. 이러한 상황에서 레진을 사용하지 않는 경우와 동일한 충격이 가해질 때 최대충격력은 상당히 감소되고 도달시간도 길어지게 된다. 이것이 충격흡수 작용이다. 레진으로 피개하는 경우의 생물학적 의미는 충격력을 더 많이 흡수하여 임프란트에 더 적은 응력을 전달하는 것으로 이용한 응력의 감소는 임프란트의 수명에 유리한 것으로 여겨지고 있다⁽³⁴⁾.

그러나, 레진을 선택하기 전에 재료 자체의 물리적 성질을 염두에 두어야 한다. 콤포지트와 아크릴릭 레진은 에나멜, 금합금, 도재에 비해 마모되기 쉬어 수직 고정소실, 중심교합접촉소실, 대합치의 과맹출 등을 초래할 수 있기 때문에 임프란트와 대합되는 치아와 재료 선택에 중요한 역할을 한다⁽⁴⁵⁾.

한편 충격흡수 장치(stress absorbing elements)의 사용이 임프란트에서 또 다른 관심사가 되고 있는데, 그 기능을 두가지로 나누어 보면 첫째, 충격완충요소(damping structure)의 기능으로 동하중하에서 최대 충격력의 크기를 가모시키는 것과 둘째, 충격분산요소(stress-distributor)로 임프란트와 주위 골조직에 가해지는 응력을 다른 위치로 분산시키는 것이다⁽³⁷⁾.

IMZ 임프란트의 충격흡수 장치인 내가동연결장치(IMC)는 그것의 필요성과 사용되는 재료와의 관계에 대한 결론이 명확하지 않은 상태이므로 계속적인 연구가 필요할 것으로 생각되지만 자연치의 움직임과 골의 탄성, 임프란트 보철물의 영률(Young's modulus), 포아송비(Poisson's ratio)를 단순히 비교하여, 임프란트체를 지탱하는 피질골, 해면골을 생각하면 자연치

의 치근만과 유사한 기구가 필요할 것으로 여겨진다.

내가동연결장치(IMC)는 종래 사용되던 내가동장치(IME)를 개량한 것으로 임상에서 예기치 않은 과도한 힘이 작용할 경우에 생기는 내가동장치의 파절 방지를 목적으로 개발되었으며, 또한 보철물의 제작과 장착이 쉽도록 고안된 것이다. 종래의 내가동장치는 전체가 polyoxymethylene으로 되어 있으며, TIE(transmucosal implant extension)를 개재시켜 보철물을 장착하여 교합시에 발생하는 충격력을 감소시킴으로서 임프란트 주위골 전체에 응력을 분산시키고자 하는 것이었다. 한편 내가동연결장치는 형상은 바꾸지 않고 내가동장치의 구성을 2개로 나누어, 완충하는 부분을 polyoxymethylene으로, 보철물을 장착 고정하는 부분을 titanium insert로 제작하였다. 그 기능은 fastening screw가 titanium insert로 꼭조여져 있어 수직 하중에 대해서는 IMC의 polyoxymethylene 부분이 탄성을 가짐으로써 상하로 완충되고 측방 하중시에는 보철물과 IMC를 고정하는 fastening screw가 titanium insert의 하단부에 고정되어 있기 때문에 fastening screw가 하중방향으로 휘면서 IMC가 압박되어 완충된다.

내가동연결장치를 사용함으로써 변화된 탄성계수는 자연치와 연결하지 않은 임프란트 보철물의 경우 정하중 동안에는 임프란트 주위 힘분산에 크게 영향을 주지 않지만 동하중이 가해지는 동안 완충역할(damping proerties)과 관계하여 최대충격력을 감소시키고 도달시간을 증가시키게 된다. 이러한 완충역할은 상부 보철물의 재료가 견고하고 단단할수록 현저하게 나타났다⁽⁹⁾.

임프란트가 자연치와 연결된 경우 충격흡수 요소의 탄성계수변화가 골조직내에서 응력분산에 효과를 나타내어 임프란트 주위에 더 균일한 스트레스 분포 양상을 보인다.

V. 결론

본 연구의 목적은 네가지 수복재료와 내가동연결장

치의 충격흡수 효과를 평가하는 것으로 IMZ 임프란트에 연결된 치관 교합면에 사용한 4가지 수복재료(I군 : gold alloy, II군 : metal ceramic alloy, III군 : porcelain veneer, IV군 : composite resin veneer)와 내가동연결장치(IMC)의 충격흡수 효과를 electric force transducer로 비교 측정하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

*내가동연결장치를 사용하지 않은 경우

1. 충격 흡수 효과는 composite resin veneer, metal ceramic alloy, gold alloy, porcelain veneer군의 순으로 우수하였으며 각 군별로 유의성있는 차이가 있었다.
2. 피개하지 않은 금속군들을 상호 비교한 결과 탄성계수가 높은 합금(I : stainless G Young's modulus 107 Gpa)에서 낮은 합금(II : Degudent H Young's modulus 95Gpa)에 비하여 더 큰 충격력이 발생되었다.
3. 충격흡수 효과가 큰 복합레진에서는 다른 재료에 비하여 최대충격력에 도달하는 시간이 현저히 증가하였다.

*내가동연결장치를 사용한 경우

4. 사용전에 비해 충격력의 최대치가 I군은 21%, II군은 22%, III군은 31%, IV군은 16% 감소하였다. 견고한 재료일수록 감소효과가 크게 나타났다.
5. 사용전에 비해 최대충격력에 도달하는 시간이 I, II군은 78%, III군은 87%, IV군은 34%정도 증가되었다.

참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockeler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981 : 10 : 387-416.
2. Astrand P, et al., combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study. Int Oral Maxillofac Implants 1991 : 6 : 305.
3. Babbush CA, et al., Intramobile cylinder(IMZ, two-stage osseointegrated implant system with intramobile element(IME). Part I. Its rationale and procedure for use Int J Oral Maxillofac Implants 1987 : 2 : 203.
4. Babbush CA, Kirsh A. The IMZ-Interpore osseointegrated implant system. McKinney, RB Jr, eds. Endosteal dental implants. St Louis : Mosby-Year Book Inc, 1985.
5. Babbush CA. Dental Implants : Principles and Practice. Philadelphia : p67, WB Saunders Co, Philadelphia, 1991.
6. Benzing U, et al., The mechanical load on IMZ implants : Fundamental problems of measurement technique and data collection. J Dent Implant 1987 : 3 : 858.
7. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983 : 50 : 399-410.
8. Branemark P-I. Introduction to osseointegration. In : Branemark P-I, Zarb G, Albrektsson T, eds. Tissue Integrated Prostheses : Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ Co, Chicago, 1985.
9. Brunski JB, and Hipp JA, In vivo forces on endosteal implants : a measurement system and biomechanical consideration. J Prosthet Dent 1984 : 51 : 82.
10. Chanpman RJ, and Kirsh A. Variation in occlusal force with a resilient internal implant shock absorber. Int J Oral Maxillofac Implant 1990 : 5 : 369.
11. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on framework for osseointegrated prosthesis : Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. Int J Oral Maxillofac Implants 1988 : 3 : 275.

12. Drucke W, Klent B, eds. : Intramobile cylinder implants(IMZ. used with partial prosthesis. Concept in partial proshesis. Quintessence Publ Co, chicago, 1983.
13. Ericsson I, Glantz PO, and Bramemark PI. Tissue-integrated implants Ad Modum Branemark in the rehabilitation of partially edentulous jaw. In : Laney WR, and Tolman DE, eds. Tissue integration in oral orthopedic and maxillofacial reconstruction. Quintessence Publ Co, Chicago, 1992.
14. Gracis SE, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989 : 2 : 586.
15. Gracis SE, et al., Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991 : 4 : 282.
16. Haris AG, and Mozsary RG. A new concept : CODAR(complete osteointegrated dento-alveolar replacement) and corresponding dental implant design(Fiexiroot). *Oral Implantol* 1986 : 12 : 630.
17. Hirasawa T, Hirano S, Hirabayashi S, Hirashima I, Aizawa M. Initial dimensional change of composite in dry and we conditions. *J Dent Res* 1983 : 62 : 29-31.
18. Hoshaw SJ, and Brunski JB. Mechanical testing of dental implants with and without "Intramobile elements". *J Dent Res* 1988 : 67 : 314.
19. Interpore-IMZ technique manual, Revision 3, Irvine, California, 1987.
20. Jemt T. Modified single and short span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986 : 55 : 243.
21. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989 : 4 : 211-217.
22. Jemt T. Modified sigle and short-span restroations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986 : 55 : 243.
23. Jones PA, Wilson HJ, Osborne J. Impact properties of detl materials. *Br Dent J* 1970 : 129 : 565-570.
24. Kirsch A, Mentag P. The IMZ endosseous two phase implant system : A complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol* 1985 : 12 : 576.
25. Kirsch, A, Ackerman KL. The IMZ osseointegrated implant system. *Dent Clin North Am* 1989 : 33 : 733.
26. Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol* 1983 : 1 : 197.
27. Langer B, and Sullivan DY. Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : part II. *Int J Periodont Res Dent.* 1989 : 9 : 165.
28. Lill W, Matejka M, Rambousek, K, Watzek, G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 : 3 : 281-286.
29. Lundgren D. Prosthetic reconstruction od dentition seriously compromised by periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1991 : 18 : 390.
30. Lundgren D, and Laurell L, Oral Implants used to stabilize hypermobile teeth. In : Laney WR, and Tolman DE. eds. Tissue integratin in oral orthopedic and maxillofacial reconstruction. Quintessence Publ Co, Chicago, 1992.
31. Naert I, Van Steenberghe D, and Darius D. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992 : 567 : 236.

32. Parel SM, Asullival DY. Esthetics and osseointegration. p14. Taylor Publ Co, Dallas, 1989.
33. Richter EJ, Spiekermann H, and Javanovic SA. Tooth to implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement. In : alcy WR and Tolman DE, eds. Tissue integration in oral, orthopedic and maxillofacial reconstruction. Quintessence publ Co., Chicago, 1992.
- 34) Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983 : 49 : 843-848.
35. Skalak R. Aspects of biomechanical consideration. In : Branemark P-I, Zarb G, Albreksson T, eds. Tissue integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ Co, 1985.
36. Stried K-G. Radiographic results, in Branemark P-I, Zarb GA, Albreksson T(eds) : Tissue integrated Prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publ co, Chicago, 1985 : 184-198.
37. Van Rossen IP, et al, Stress-absorbing elements in dental implants J Prosthet Dent 1990 : 64 : 198.
38. van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation fo the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent 2989 : 61 : 1989.
39. Zarb GA, Jansson T, in Branemark P-I, Zarb GA, Albreksson T(eds) : Tissue-Integrated Prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publ Co, Chicago, 1985 : 241-282.

=Abstract=

A STUDY ON THE SHOCK-ABSORBING BEHAVIOR OF RESTORATIVE MATERIALS AND INTERMOBILE CONNECTOR USED IN IMZ IMPLANTS

Su-Jeong Lee, Chang-Mo Chung, Young-Chan Jeon

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

The purpose of this study was to evaluate the shock absorbing effect of 4 restorative materials and intramobile connector. The damping effect of four restorative materials used to veneer test crown rigidly connected to IMZ implant and subjected to an impact force was measured. These materials included a gold alloy(stabilor G) : a noble metal ceramic alloy(Degudent H) : porcelain(Duceram) : composite resin(Dentacolor).

In addition, this study compared damping effect of same restorative materials after using polyoxymethylene intramobile connector(POM IMC).

The result of this study suggest that :

*In case of using metal IMC

1. Veneered composite resin(group IV) reduced the impact force by 75%, when compared to an equivalent thickness of porcelain(group III). Group IV reduced the impact force by 87% and 89%, respectively, when compared to Stabilor G(group I) and Degudent H(group II).
2. The impact force recorded was higher for the alloy with the higher elastic modulus.(Stabilor G, group I, Young' s modulus 107 Gpa, versus Degudent H, Group II, Young' s modulus 95 Gpa)
3. It took the longest time for composite resin veneered group(IV) to reach to peak force when compared group I, II, III.

*In case of using POM IMC

4. The mean impact force recorded were reduced by 79%(group I), 78%(group II), 69%(group III), 84%(group IV), respectively, when compared to using metal IMC.
5. The time required to reach the peak force were increased by 78%(group I, II) 87%(group III), 34%(group IV), respectively, when compared to using metal IMC>