

## PRECISION ATTACHMENTS IN PROTHDONTICS

Attachment(어태치먼트)는 1898년 Carr가 “Anchored adjustable denture”라는 주제로 Dental Cosmos에 어태치먼트의 사용을 처음 발표한 이래 여러 치과의사들에 의해서 임상에 시술되어 왔다. 1970년대까지, 어태치먼트는 주로 Removable partial denture, Overdenture와 Fixed Prothodontics분야에서 사용되어 왔으나 최근에는 Osseointegrated implant technique에 까지 어태치먼트의 역할이 확대되어 가고 있다. 우리들이 임상에서 적절한 어태치먼트를 선택하여 보철술식에 응용하는 데에는 몇 가지 중요한 사항의 이해가 요구된다.

1. 기존 보철물의 원리 및 제한점
2. 어태치먼트에 관한 기본원리
3. 어태치먼트 보철물의 치료계획 및 선택방법
4. 어태치먼트 보철의 임상술식

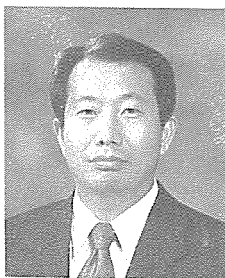
본 연재는 앞으로 상기 내용을 근간으로 하여 보철학에서 응용되는 어태치먼트에 관하여 다음과 같은 4가지 part로 주제를 나누어 12회에 걸쳐 다루고자 한다.

Part I : Distal extension prostheses and attachment removable partial dentures

Part II : Overdenture principle and attachment retained overdentures

Part III : Attachments in fixed prothodontics

Part IV : The concept of osseointegration and attachments for osseointegrated implant supported prostheses



신 상 완/고려의대 부교수

※ 본 논문은 스웨덴 Nebepharma사의 Bränemark implant의 surgical Procedure 및 Restoration Dentist's을 Manual을 근간으로

하였음.

# Biomechanical Principles for Osseointegrated Implant Approaches

정상적인 상황에서 악골에 유지되는 보철물은 반대악에 접촉되어 교합 즉 articulation되는 동안 힘을 받게 되며 보철물에 가해진 힘은 골유착성 임플란트를 통해 주위 골로 옮겨지게 된다. 골유착성 임플란트가 잘 식립이 되어 osseointegration이 잘 되어 있다 하더라도 과도한 교합압에 의해서 Bone/Implant interface에 손상을 주어 결국에는 임플란트의 실패를 야기할 수 있게 된다.

그래서 임플란트 수복술식은 생물학적 관점과 마찬가지로 기계적인 면에서도 장기 성공율을 높여주기 위해서 임플란트에 가해지는 힘을 분석하여 진단 및 치료계획시에 고려하여야 하며, 교합압을 충분히 견딜 수 있는 정도의 숫자의 임플란트를 식립하고, 전략적으로 유리한 위치에 임플란트를 식립해 주어야 하며, 이러한 기초하에서 보철물을 생체역학적으로 고려하여 설계해 주어야 하겠다.

여기에서는 무치악 및 부분무치악의 경우에 임플란트를 이용한 수복 방법에서 진단 및 치료 계획, 외과시술 단계, 보철수복단계 에서 응용할 수 있는 생체역학적인 원칙 및 고려사항에 대해서 논하여 보고자 한다.

## I. 생체역학적인 원리

### A. 생체역학적 평형상태 (Biomechanical equilibrium)

#### 1. 치경부 응력집중

각 임플란트에서 장기적 성공을 얻기 위해서는 fixture의 치경부의 변연골을 고려 하는 것이 중요하다(Fig. 1). 과도한 응력은 골흡수를 일으키며, fixture가 골로 들어가는 주위에 응력의 집중이 생긴다. 그러므로, 장기적 성공을 위해서는

치경부에서 응력전달(stress transfer)과 하중부담능력(load-carrying capacity)을 조절하는 것이 결정적으로 중요하다.

#### 2. Stress direction 및 fixture threads

임플란트와 골사이의 interface는 3가지 다른 형태의 힘을 받게 된다(Fig. 2). 압축력(compression)은, 골과 임플란트가 서로서로 힘을 받는 것을 의미하며, 임플란트면에 대해 수직적으로 골조직에 가해지는 응력을 말한다. 그러한 상황에서, 이 interface의 load capacity는 골의 강도에 의해 결정된다. 둘째, 힘의 방향이 임플란트면에서부터 멀어지면 이런 형태를 장력(tension)이라 하며 이것은 임플란트를 골로부터 멀어지게 하는 힘이다. 이런 상황에서 load capacity는 임플란트 interface의 강도에 의해 결정된다. 세째, 임플란트 면을 따라 작용하는 힘을 전단력(shear)이라 하며 골을 임플란트에서 잘라 내는 방향으로 작용하는 힘이다. 이런 상황에서 load capacity는 골에서 보다 낮다. 그러므로 압축응력이 최고의 load capacity를 얻기 위해 추구해야 될 힘의 형태다.

그러나 원통형 임플란트(cylindrical implant)의 응력 방향은 수직압이 가해졌을 때 주로 전단응력(shear)이 생겨 불리하다. 골조직의 강도와 동일한 하중부담능력을 갖도록 유도하는 가장 효과적인 방법은 나선형 임플란트(threaded implant)를 이용하는 것이다. 그래서 나선모양이 골내에서 interlocking surface를 형성해서, 임플란트에 가해지는 주된 힘의 방향이 전단응력이라 할지라도 내압축응력(internal compression stress)이 되게 하기 때문에 유리하다(Fig.3).

#### 3. Fixture neck에서의 cortical support

골 자체의 강도는 부위에 따라 다양하며 load

capacity가 가장 큰 부위는 피질부(cortical part)다. 피질골의 잇점을 이용하기 위해서 임플란트와 골의 interface가 가능하면 치경부 피질골에 많이 있게 하는것이 중요하다. 상악에서와 같이 피질골의 두께가 얇거나 fixture의 neck 부위만 피질골에 유지되어 진다면 이런 피질골의 유지는 load carrying capacity를 높혀 주는데 절대적으로 중요하다. 그런 경우에는 counter-sinking은 하지 않거나 최소로 해야 한다. 또한 임플란트 thread 중 적어도 하나 정도는 피질골에 고정되게 노력해야 한다. Thread 하나의 깊이는 0.6mm 이다.

너무 높은 삽입 토크(insertion torque)는 초기 변연골의 흡수를 증가시키며 bone remodeling 기간 동안의 integration strength를 낮춘다. 그러므로 fixture를 이미 형성된 부위에 완전히 안정시키는데 필요한 양 이상의 tightening을 하면 안된다.

## B. 교합 하중의 종류

저작시 주로 수직적인 힘을 가해지지만 악골의 수평운동과 치아교두의 경사 때문에 수평력도 가해지게 된다(Fig. 4). 이런 힘은 보철물을 통해 임플란트 그리고 마지막으로 악골에 전달된다. 이러한 과정에서 가해진 교합력은 보철물의 형태에 따라 매우 다른 왜력(strain)과 응력(stress)를 만들게 된다. 가해지는 하중을 1) axial force, 2) bending moment로 나눌 수 있다.

### 1. 축력(axial force)

Fixture에 가해지는 축력은 thread를 따라 잘 분포되며 골에서 압축응력에 의해 저항되어 진다(Fig. 5). 그러므로 기계학적인 관점에서, 축력은 추구해야 할 하중의 형태다.

### 2. 측방압(transverse force)과 bending moment

Fixture에 수평압이 가해지거나, 수직압이 평행선을 따라 가해지거나, fixture의 축에서 비껴나게 작용한다면 fixture는 휘어지게 된다(Fig.

6). 이러면 fixture의 치경부와 근단부에 응력이 집중 된다. 또한 임플란트 내에도 응력이 집중된다. 그래서 측방압 즉 bending moment를 제한하는 노력을 해야 한다.

## C. Fixture anchorage

### 1. Bicortical support

측방압 즉 bending moment를 가해지는 상황을 상상해 보면, fixture의 양끝에서 좋은 골유지가 중요하다는 증거가 되는 것이다. 그러한 경우에 높은 응력은 최상의 골질에 의해 지지되게 함으로서 해결될 수 있겠다. 그러나 짧은 fixture의 경우에는 응력이 증가하게 될 것이고, 만약 근단부에서 피질골에 지지가 되지 않으면 근단부에는 과하중(overload) 상태가 된다(Fig. 7).

그러한 과하중은 근단부에서 지지가 약한 결과로 치경부에 응력이 집중됨에 따라 변연골 흡수를 일으킨다. 측방압 즉 bending moment가 가해지는 경우에는 명확하게 bicortical anchorage가 응력을 분산시키는데 중요한 역할을 한다.

### 2. Inclined fixtures

Bicortical anchorage를 만들기 위해서 어떤 경우에는 fixture의 축을 경사지게 하는 경우가 있다(Fig. 8). Fixture를 경사지게 할 때는, 최종 보철물의 set screw가 잘 끼워지도록 협설축 위치를 정확히 해주는 것이 중요하다.

Full arch prostheses에서, 가장 원심 fixture를 근원심 방향으로 약간 경사지게 하는 것이 fixture간에 효과적인 lever arm을 형성해 주는 장점이 있다. 이것은 또한 주어진 골고경에서 fixture의 길이를 증가시키게 된다. 그러나 이런 경사는 보철물 삽입을 불가능하게 만들면 안되며 두개의 fixture 간에 30°를 초과해서는 안된다.

### 3. Load limits

통상적인 보철물을 제작했을 때, 식사시 임플란트 시스템의 각 구성 요소에 가해지는 힘의 양은 임플란트를 제위치에 식립하며 그 수가 충분

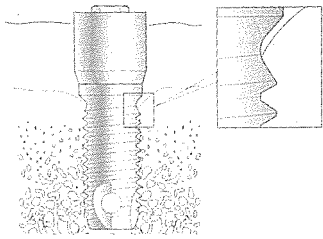


Fig. 1. 임프란트의 장기간의 성공을 얻기 위해서는 fixture의 치경부에서 marginal bone을 고려해야 함은 필수 조건이다.

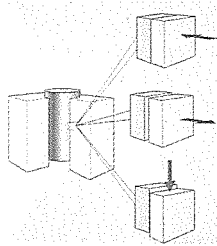


Fig. 2. 임프란트와 골과의 interface는 3가지 다른 종류의 힘을 받게된다: 압축력, 인장력, 전단력

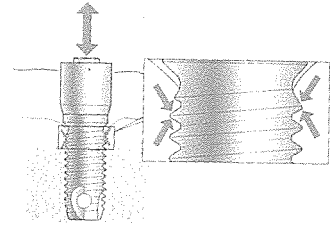


Fig. 3. 단단한 피질골에 박힌 나사는 임프란트가 최대의 하중부담능력(load carrying capacity)를 갖도록 해준다.

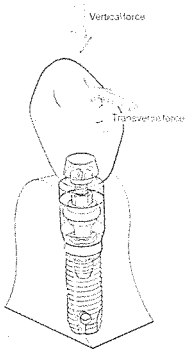


Fig. 4. 임프란트 보철물에 수직압과 수평압이 가해지게 된다.

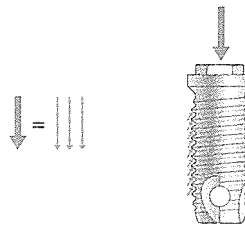


Fig. 5. Fixture에 가해진 축력은 나사를 따라 잘 분산되며 골에는 압축 응력발생하게 된다.

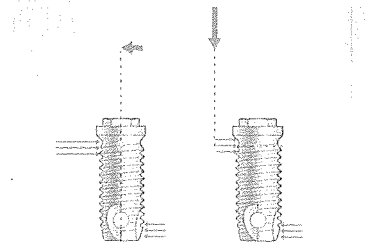


Fig. 6. 수평압 혹은 fixture축에 빗겨나간 수직력은 임프란트에 bending moment를 야기한다. 그래서 치경부 및 근단부에 응력이 집중된다.

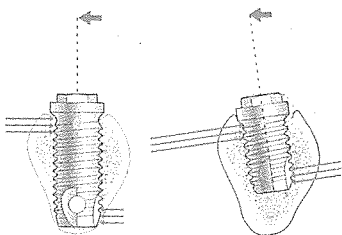


Fig. 7. Bi-cortical anchorage가 bending moment에 저항하는 좋은 지지기 된다. Uni-cortical anchorage는 근단 지지 부족으로 지경부에 과도한 응력을 유발한다.

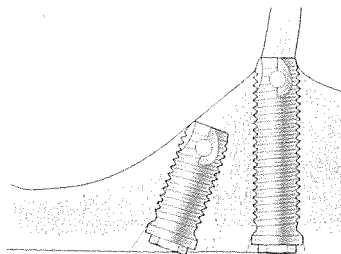


Fig. 8. Fixture를 경사지게 식립하여 fixture간의 간격을 크게 해주고 fixture의 길이를 증가시켜 줄 수 있다.

하다면 기계적 구성요소의 파절한계(fatigue limit) 이하가 된다. 브로네마크 시스템 디자인 원리의 하나는 골조직과 보철계의 기계적 요소 중에 가장 약한 연결 -gold screw-를 제공한다 는 것이다. 그 이유는 과하중 상황이 일어난다면, 나쁜 결과가 골에 일어나는 것보다 임프란트 시스템의 기계적인 부분에 일어나는 것이 이롭기 때문이다.

골의 질이나 골고정이 충분하다면, 일상의 교합력은 지지골의 long term load capacity보다 낮다. 그러나 parafunction시, 부적절한 보철물 디자인, 부적절한 임플란트 식립시에는 이런 한계를 초과한다. 그리고 약한 골이나, 좋지 못한 fixture의 고정 상태에서는 이런 한계가 낮아지게 된다.

## II. 생체역학의 임상응용

### A. 임상응용의 원칙

임프란트에 가해지는 과도한 압력을 줄여주기 위해서 아래와 같은 4가지 방법을 응용할 수 있다.

#### 1. 교합력의 절감

교합면의 width 를 줄여주어서 교합압을 줄여 준다. 약 1/3 정도까지 줄여준다. 또한 교두경사를 줄여주어서 측방압이 덜 가해지도록 해준다.

#### 2. 교합력의 분산

1) 지대치(임프란트나 자연치아)의 숫자를 최대한으로 만들어 준다. 또한 임프란트의 길이와 diameter를 큰 것을 사용하여 interface surface area를 최대한으로 해 준다.

2) 약궁 내에서 임프란트의 최적의 분포를 만들어 준다.

#### 3. 임프란트의 위치 및 경사도

임프란트의 적절한 위치 및 경사도는 기능적인 보철물의 설계 및 심미적으로 우수한 결과를 보장해 준다. 임프란트의 이상적인 위치 및 경사

도는 가능하다면 상실된 치아의 위치 및 경사도와 같은 것이 좋다(Fig. 9). 이것은 임프란트 식립시 drilling 에 의해서 결정되어 진다. 정상교합을 가진 환자에서는 drilling bar의 축이 상악 전치부는 하악 절단면을, 상악 구치부는 하악 협측 교두를, 하악 전치부는 상악전치 cingulum을, 하악 구치부는 절상 설측 교두를 향하도록 하면 쉽게 해결할 수 있다(Fig. 10).

### 4. Centric contact 및 disclusion

임프란트 보철물의 centric contact point는 가능하다면 교합력이 axial force가 되도록 screw hole 주위에 만들어 주어야 한다. 또한 인근 자연치아에 비해서 임프란트 보철물은 light contact 이 되는 것이 이상적이다. 하악의 측방 운동시 교두간의 guide에 관한 원칙은 약한 치아나 임프란트 fixture 에 의해서 support를 받는 보철물은 측방운동시 guide 가 되지 않도록 disclusion 시켜주어야 하는 것이 가장 중요한 원칙이다.

### B. 무 치 악

#### 1. Fully bone anchored prostheses

##### 1) 수직력(vertical load)과 bending moment

무치악 하악의 전악보철물은 주로 U-자 형태로 만들어지며 구치부가 cantilever extension되며 전치부 fixture에 의해서 지지된다. 최근에 cantilever extension은 하악에서 16mm 상악에서 약 10mm 정도 허용하는 것이 일반적이거나 식립한 임프란트의 숫자 및 길이, 분포 양상에 따라 달라질 수 있다고 하겠다. 이 전악보철물은 역학적으로 시소이론과 비슷하게 설명할 수 있겠다.

이때 최후방 fixture는 fulcrum이 되며 두개의 lever arm 즉 cantilever arm(a)와 fulcrum 에서부터 전방부 fixture 까지의 거리(b) 가 생기게 된다.

① 전방부 fixture는 lever arm 의 비율 즉 a/b 에 의해서 발생하는 인장력을 흡수한다.

② Fulcrum이 되는 최후방 fixture는 교합력과 이를 보상하기 위한 인장력을 합한 크기의 압

축력을 받게 된다.

인장력은 보철물을 분리시키려는 방향의 힘을 의미하기 때문에 기계적인 면에서 실패의 원인이 될 수 있으며 fixture사이의 거리와 cantilever의 길이가 전방부 fixture에 생기는 인장력에 아주 중요한 인자라고 말할 수 있겠다(Fig. 11).

예1) Cantilever arm(a)은 20mm, 전후방 fixture간의 시상면에서의 거리(b)가 10mm, 교합력이 250N 일때 (Fig. 12).

$T(\text{인장력})=a/b \times F(\text{교합력})$ 의 공식에 의해 전방 fixture에 가해지는 인장력은 500N, 최후방 fixture에 가해지는 압축력은  $C(\text{압축력})=(1+a/b) \times F$  공식에 의해서 750N 이 나오게 된다.

예2) Cantilever arm이 25mm 이고 전후방 fixture간의 거리가 5mm인 경우는 Fig. 13과 같이 아주 불리하게 된다. 최후방 fixture에 가해지는 압축력은 1500N으로 급격히 증가하게 된다.

Cantilever extension은 짧게 전후방 fixture간의 길이는 길게 해 주는 것이 역학적 측면에서 유리하다. 전후방 fixture사이의 거리가 충분하다면 추가의 fixture를 식립해 주는 것이 안전역(margin of safety)을 크게 해 주는 것이 좋다. 그러나 확실하게 임프란트가 견딜 수 있는 한계를 추정하기는 어렵다. 그러나 gold screw의 파절 한계는 600N이며 보통 구치부의 최대 교합력은 300N, 전치부의 최대 교합력은 150N이다. Lever arm theory에 기초를 두어 cantilever를 구치부에서는 2배, 전치부에서는 4배 정도까지 허용한다고 볼 수 있다.

## 2) 축력(axial force)에 의한 bending moment

하나의 임프란트에 cantilevering된 보철물에 교합력이 가해지면 fulcrum은 지대치의 원심 border가 된다. Lever arm 은 연장된 cantilever 길이(a)가 되고 abutment의 반경(b)이 된다. 이때 큰 인장력이 가해져 나사파절의 위험성이 높아지게 된다(Fig. 14). 여러개의 임프란트도 일직선으로 심은 경우에는 같은 상황으로 간주될 수 있다(Fig. 15). 이러한 경우에는 보철물이 견고한 frame으로 제작되고 수동적인 적합이 되어야 한다. 그렇지 않으면 일부의 fixture가 전체의 하중을 받게 된다.

## 2. Overdenture

### 1) Transverse force와 Bending moment

임프란트가 overdenture를 지지하는 목적은 보철물을 유지하고 의치의 안정성을 높여주기 위함이다. Overdenture를 지지하는 fixture가 2개일 경우, fixture는 bending moment를 받게 된다(Fig. 16). 3개 fixture의 식립이 가능해서, 한 개의 fixture를 나머지 fixture의 연결 선에서 벗어난 곳에 식립하면 axial force에 의해 transverse force가 보상 될 수 있다.

### 2) 하중의 크기(load magnitude)와 골질 (bone quality)

Overdenture의 경우에 측방압(transverse force)은 임프란트가 보철물에 가해진 전체 측방압을 견디어야 되기 때문에 긴 fixture와 짧은 abutment가 선호 된다. 약한 골인 경우 3번째 fixture와 bar 제작은 골에 가해지는 응력을 최소화 하기 위해 이용해야 한다. 전적으로 임프란트에 의해서만 지지 되는 overdenture는 매우 큰 하중이 가해질 수 있기 때문에 상악과 같은 약한 골에서는 조심스럽게 계획되어야 한다. 또한 상악에서는 free standing fixture에 의한 stud attachment의 이용은 금기 사항이다.

## B. 부분 무치악

### 1. Bridge support와 Tooth root replacement

전악수복보철물에서 임프란트는 하중을 axial force로 감당하는 bridge post로 간주된다. 악궁을 따라 균등하게 임프란트를 식립해야 이런 axial load distribution이 가능하게 된다. 좀더 짧은 길이의 국소보철물인 경우, 이런 기하학적인 임플란트의 식립이 항상 가능한 것은 아니다. 그러한 경우 fixture를 bridge post보다는 artificial root로 여기는 것이 적절하다. 왜냐 하면 연결된 보철물로 부터의 모든 방향의 하중을 견디어야 하기 때문이다. 그러므로 임프란트 지지 국소보철물에서는 전악수복보철물 보다 fixture의 정확한 위치나 고정을 얻도록 해야 한다.

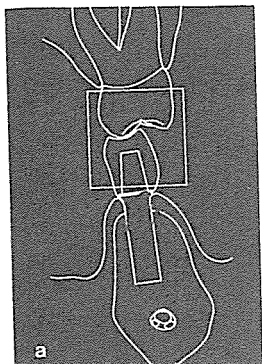
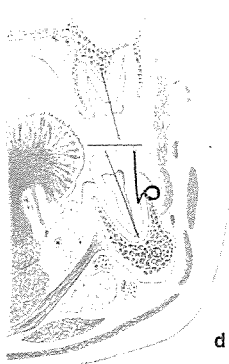


Fig. 9. a 자연 치아의 치축 방향



b 임플란트와 `대합 자연치와의 관계

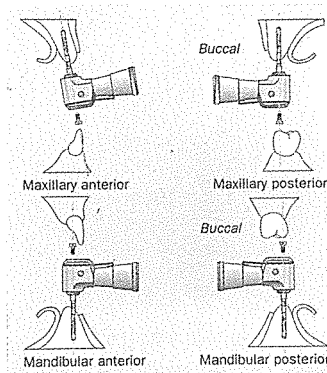


Fig. 10. 각 부위별로 임플란트 식립 방향 Drilling bur의 축이 상악전치는 하악 절단면, 상악구치는 하악협축교두, 하악전치는 상악 cingulum, 하악 구치는 상악설축교두를 행하도록 해 준다.

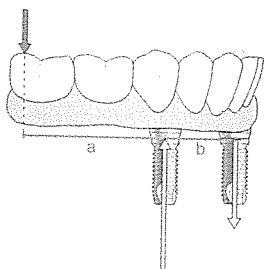


Fig. 11. 최후방 fixture가 fulcrum이 되고 두개의 lever arm 즉 cantilever(a)와 fixture 사이의 거리(b)가 생기게 된다.

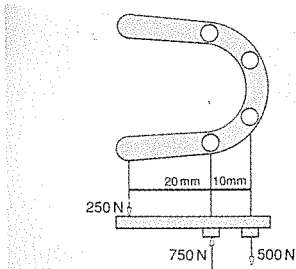


Fig. 12. Cantilever가 20mm인 예1의 경우

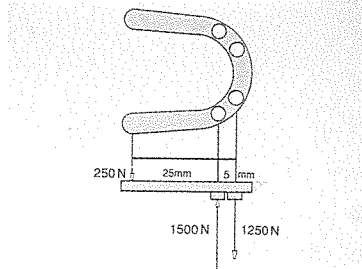


Fig. 13. Cantilever가 25mm인 예2의 경우

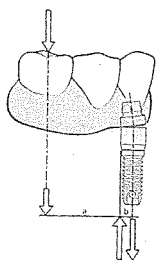


Fig. 14. 한개의 fixture에 의한 보철물이 cantilever되면 b는 abutment의 반경이 되고 받침점은 abutment의 원심 border가 된다.

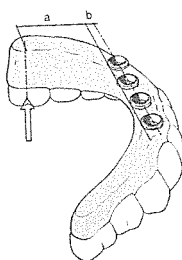


Fig. 15. 여러 개의 fixture가 식립되었다 하더라도 이들이 일직선상에 배열되었다면 그림14와 비슷하게 간주된다.

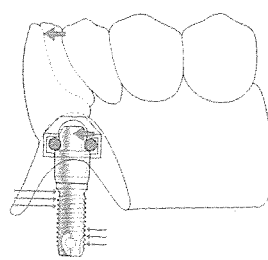


Fig. 16. Overdenture에 축방압이 가해지면 fixture에 bending moment가 가해지게 된다.

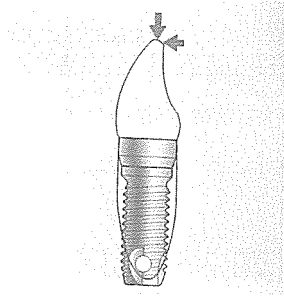


Fig. 17. 단일치아수복물에서의 fixture는 손실된 치근과 비슷하다고 보면 된다.

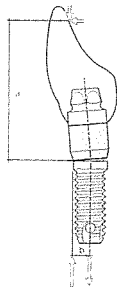


Fig. 18. 수평력에 의한 bending moment가 적용되는 모식도. b가 임플란트 fixture의 반경이 되고 lever arm(a)이 교합지점에서 abutment와 fixture의 경계부위가 되어 불리하다.

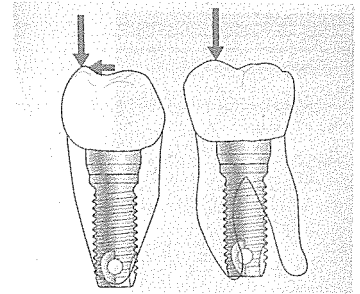


Fig. 19. 다근치를 단일치아수복술을 행할 때는 bending moment를 야기할 수 있다.

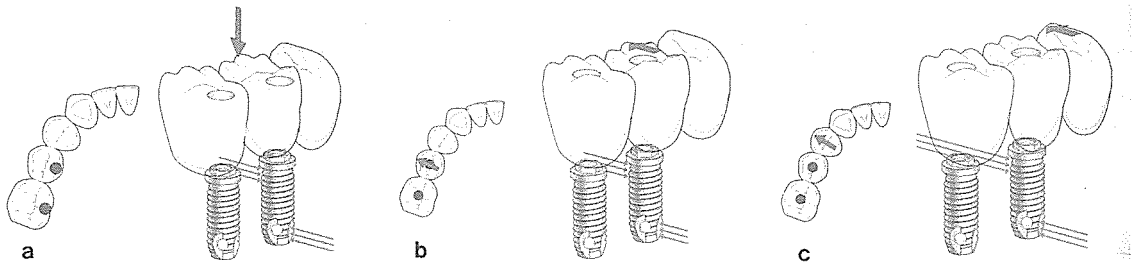


Fig. 20. 두개의 fixture에 의한 cantilevered 3-unit bridge에 교합력이 가해졌을 때 bending moment를 야기할 수 있는 경우들

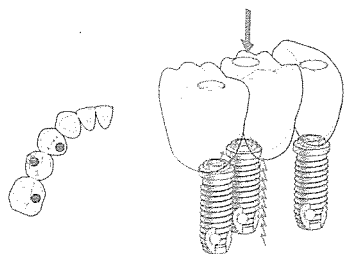


Fig. 21. 3개의 fixture를 tripod로 분산시켜 식립하면 축력을 유도하고 bending moment를 보상할 수 있게 된다.

2. 단일치아 수복(Single free-standing fixture)  
 악골 전방부에 단일치아수복은 상실된 치아의 치근과 같은 크기의 fixture를 식립함을 의미한다(Fig. 17). 그러한 경우 fixture가 상실치아의 치근과 같이 길며 자연 치아에서와 같은 골지지가 있다면 충분한 골강도가 예상된다. 측방압은 보철물에 의해 fixture에 전달된다. 이때 lever arm은 교합지점에서 abutment와 fixture의 경계부위까지의 거리(a)가 되며 fixture의 반경(b)이 된다(Fig. 18). 이것은 전치나 견치의 단일치아수복에서 cuspid rise나 deep overbite로 해 주는 것이 역학적으로 불리하다는 것의 설명이 될 수 있다. 그러나 악골 후방부의 경우, 하나의 fixture는 다근치를 가진 대구치와 같은 치근 지지



를 보여 주진 않는다. Abutment의 바깥 지름보다 크게 치관의 크기를 확대하면 cantilever effect와 fixture bending moment가 일어난다 (Fig. 19). 이런 요소들과 교합력이 구치에서 가장 커서 구치부에서 하나의 fixture는 과도한 force를 받게 된다.

### 3. Two fixtures

3-unit bridge를 지지하는 2개의 임플란트의 경우에는 distal cantilever보다는 anterior cantilever가 되도록 후방부에 fixture를 식립하는 것이 좋다. 그러나, 보철물을 지지하는 두개의 fixture는 임플란트의 중심을 연결하는 직선으로 간주되며 이 주위로 보철물이 힘을 받으면 bending moment가 일어난다. 수직압이 이런 중심선을 벗어나 가해지면 그러한 bending moment가 일어난다. 교두가 경사져 있기 때문에 교합압으로 발생하는 수평압도 implant에 bending을 일으킨다. 또한 보철물이 연장되었다면 이런 leverage가 cantilevering된 끝부위에서 수평압을 야기할 수 있다(Fig. 20).

그래서 2개의 fixture 식립은 임플란트에 bending moment를 일으키며 어떤 경우에는 lever arm effect 때문에 불가피하게 응력 확대(stress magnification)가 일어난다.

임플란트가 충분한 지지가 되도록 fixture thread가 bi-cortical anchorage가 되도록 하는 것이 필수적이며 때때로 fixture를 협축이나 설축으로 경사시켜 만족시킬 수 있다.

### 4. 셋이상의 fixture를 이용할 경우

임플란트 지지 국소보철물에서 발생하는 과도한 bending의 위험성을 피하기 위해서 3개의 fixture를 식립하는 것을 추천한다. 이때 3개의 fixture는 자연치 치근과 유사한 지지를 할 수 있다. 해부학적으로 가능하다면 fixture 하나를 직선상에서 최소 2~3mm 정도 벗어나게 해서 식립해야 한다(Fig. 21).

그렇게 함으로써 tripod에 의해 지지되며 어떠한 비축력(offset axial force)이나 수평압(tra-

nsverse force)도 fixture의 axial force에 의해 상쇄된다. 이 3번째 fixture의 식립은 보철물을 지지하는 bridge post간에 이상적인 수직응력 양상으로 잘 분산 하도록 해 준다.

## V. 결 론

1. 임플란트의 장기적 성공을 위해서 fixture 치경부의 marginal bone을 고려하는 것이 중요하다.
2. 골/임플란트 interface에 압축력이 가해지는 것이 좋으며 생체역학적으로 나사형 임플란트가 유리하다.
3. Fixture는 biocortical anchorage가 되는 것이 좋으며 피질골이 적은 상악에서는 counter-sinking을 적게하고, 과도한 삽입 토크를 주지 않는 것이 좋다.
4. 교합 하중은 축력 및 bending moment로 가해지며 axial force가 되도록 해 주면 좋다.
5. 임플란트에 가해지는 과도한 압력을 풀여주고 임플란트 보철물의 centric contact은 screw hole주위에 형성해 주고 약한 임플란트나 치아에 지지되는 보철물은 측방 운동시 guide가 되지 않도록 해 준다.
6. 무치악 환자의 치료시 시소이론에 입각하여 fixture에 가해지는 압력을 추리하여 설계해야 한다.
7. Overdenture술식에서 두개의 fixture에 지지를 받으면 큰 측방압이 가해지며 골이 약한 경우 3개 이상 식립하며 splinting하는 경우 응력을 줄여 줄 수 있다.
8. 부분 무치악 임플란트 보철물은 전악수복물에 비해 임플란트의 위치와 고정에 영향을 더 많이 받는다.
9. 전치부 단일치아수복에서 deep bite나 심한 guide가 되지 않도록 해 주어야 하며 구치부 단일치아수복은 과도한 힘을 받기 쉽다.
10. 3-unit bridge를 지지하는 2개의 fixture는 bending moment를 야기하게 되며 3개의 fixture를 tripod로 식립해 주는 것이 좋다.