

綜 說

# 임플란트 보철의 생체역학

## BIOMECHANICS OF IMPLANT PROSTHESIS

단국대학교 치과대학 보철학교실

교수 조 인 호

### III. 전부 무치의 임플란트 보철에 있어서 생체역학적 고려사항

#### 1. 교합력의 형태

임플란트 보철에 있어서도 저작을 할 때는 주로 수직력이 가해지나, 하악골이 측방운동을 할 때나 교두가 경사져 있음으로 해서 수평력도 발생하게 된다(그림1). 이러한 힘은 금속 골격을 통하여 임플란트에 전달되고 궁극적으로는 악골속으로 퍼지게 된다.

일정한 교합력이 주어졌다 하더라도 보철물의 기하학적인 양상에 따라 매우 다른 형태의 응력(stress)과 왜력(strain)이 나타나게 된다. 임플란트에 가해지는 하중을 분류해 보면 다음과 같이 두가지로 요약해 볼 수 있다.

- (1) 축력(axial force)
- (2) 굽힘 모멘트(bending moment)

이들은 성격상 완전히 서로 다른 양상을 띄게 되는데, 축력은 임플란트 고정체 전체를 통하여 응력이 분산되므로 임플란트가 견디어 내기 좋은데 반하여, 굽힘 모멘트는 고정체 자체에도 더 큰 응력을 발생시키게 한다.

힘과 모멘트의 성격은 1급 지레인 시소로 예증해 볼 수 있으며(그림 2),  $\text{힘} \times \text{lever arm}$ 의 수치는 받침점(fulcrum)을 중심으로 좌우가 같아야만 평형을

유지할 수 있게 된다.

굽힘 모멘트는 다음 공식으로 산출하게 된다.

굽힘 모멘트 = 수직력  $\times$  받침점과 힘점 사이의 거리

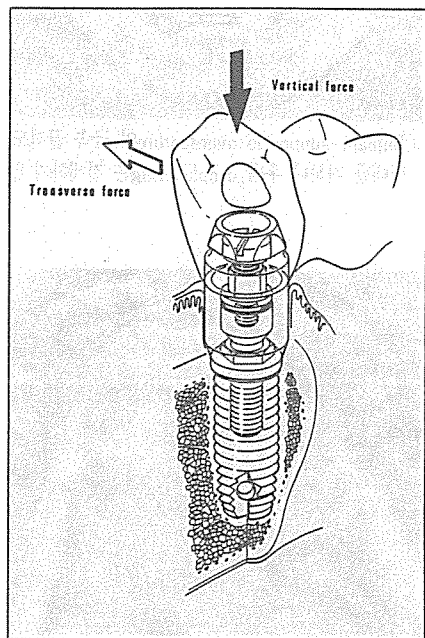


그림 1. 임플란트 보철물에도 주로 수직력이 가해지나 수평력도 작용한다.

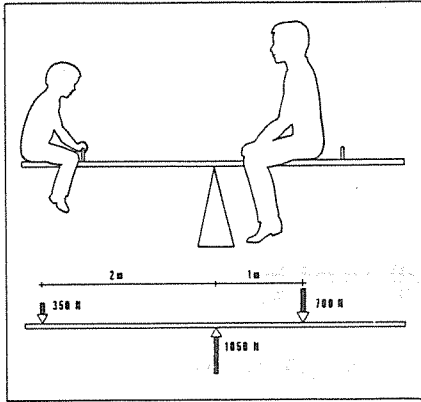


그림 2. 받침점을 중심으로 좌우측의 굽힘 모멘트가 같아 시소가 평형을 이루고 있다.

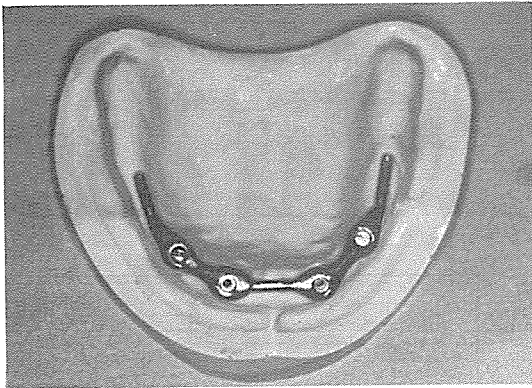


그림 3. Implant-supported overdenture의 금속 골격도 U자의 형태를 취하나 후방 cantilevering은 길게하지 않는다.

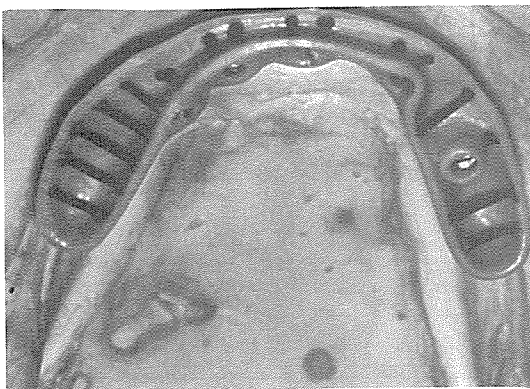


그림 4. Bone anchored fixed bridge에서는 후방 cantilevering을 어느 정도 허용하며 지레의 원리가 적용된다.

## 2. 보철 술식의 양상과 역학 관계

전부 무치악 회복을 위한 보철치료로는 overdenture와 bone anchored fixed bridge의 두가지 술식이 있다고 서술한 바 있다 (그림 3 및 4).

두 술식에 있어 약간의 차이는 있지만 보편적으로 U자 형태의 금속 골격을 가지게 되며 전방부에는 수개의 임플란트 고정체(fixture)가 있어 보철물을 지지하게 되는데 항상 후방 cantilevering이 고려해야할 중요 문제점으로 지적되어 왔다. 그러나 overdenture에 있어서 2개의 임플란트 고정체를 이용하는 방법은 후방 cantilevering을 금기로 하고 있고 4개의 고정체를 이용하는 경우에 있어서도 후방 연장이 기껏해야 clip 혹은 rider의 길이(약 5mm)보다 약간 긴 정도이고 과중한 굽힘 모멘트가 가해지면 금속 bar로부터 clip이 이탈하므로 다른 술식에 비해 큰 문제가 되지 않는다. 그러나 bone anchored fixed bridge에 있어서는 각 경우마다 후방 cantilevering arm의 차이가 있게 되고 이것이 생체역학적 관점에서 볼때 중요한 문제로 대두된다.

보편적으로 후방 cantilevering의 양을 하악에서는 최대 20mm, 상악에서는 10mm를 허용하고 있으나 이는 그 환자의 골질(bone quality), 식립한 임플란트 고정체의 숫자, 길이 및 배열상태에 따라 큰 차이를 나타낼 수 있다고 필자는 생각한다.

후방 cantilevering을 하지 않는 두개의 임플란트

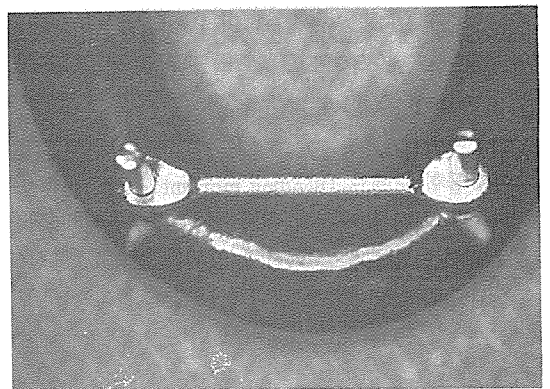


그림 5. 좌우측 견치부위를 바로 잇는 straight bar가 역학적으로 좋은 설계이다.

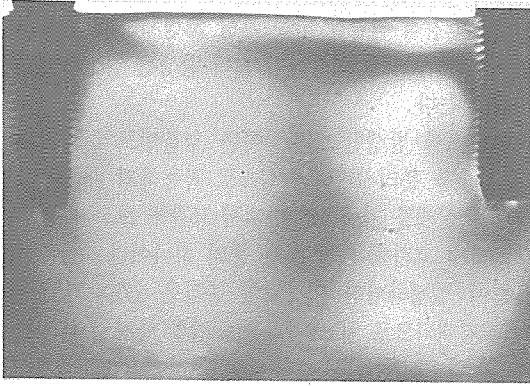


그림 6. Straight bar 디자인에 의한 광탄성 응력분석. 최소의 무늬가 발생한 것을 볼 수 있다.

고정체를 이용한 overdenture 제작에 있어서도 역학적으로 유리한 설계를 생각해 볼 수 있다. 그림 5에서 처럼 전치 부위에 임플란트를 식립하여 양쪽의 중앙부를 바로 잇는 설계가 역학적으로 가장 이상적인 것으로 광탄성 실험(그림 6)을 비롯한 여러 실험에서 증명되었으며, 이때에도 금속 bar가 시상면(sagittal plane)에 직각이 되도록 하고 정해진 높이에서 교합평면과 평행이 되도록 디자인하는 것이 좋다.

상악에 있어서는 구개부 의치상 두께가 두꺼워져서 운동이 장애받는 것을 방지하기 위하여 전방 cantilevering을 하게되는데 3mm이상 전방 cantilevering을 하거나(그림 7 및 8), triangular bar(그림 9 및 10)로 디자인 하는 것은 바람직하지 못하다.

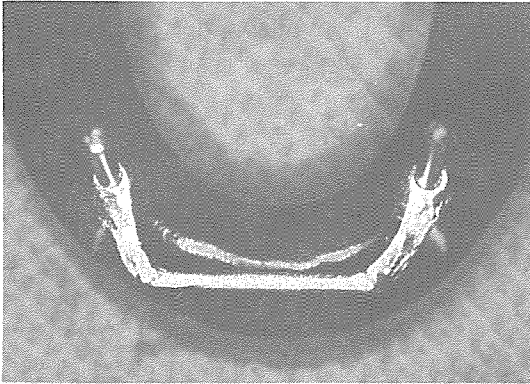


그림 7. 전방 5mm cantilevering한 overdenture를 위한 금속 bar.

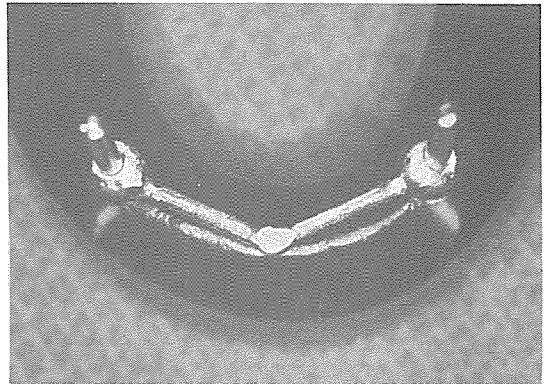


그림 9. Triangular bar의 형태로 전방 cantilevering한 모형.

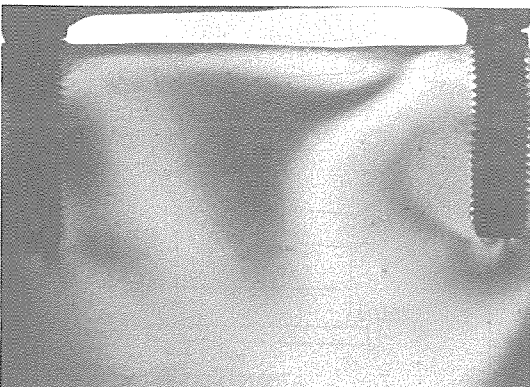


그림 8. 전방 5mm cantilevering한 디자인에서의 광탄성 응력 분포. Straight bar에 비하여 무늬가 많이 증가한 것을 볼 수 있다.

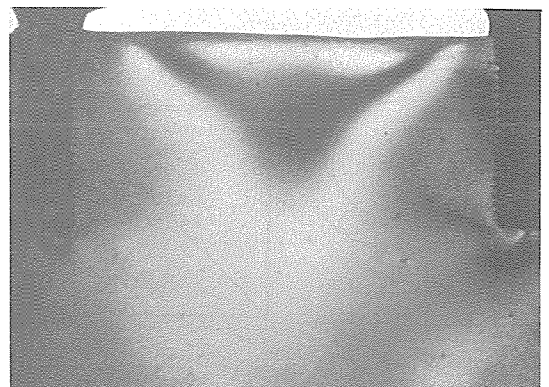


그림 10. Triangular bar에서 응력 분포 상태. 5mm 전방 cantilevering과 비슷한 양상을 띄고 있다.

### 3. 수직력 및 굽힘 모멘트 개념의 임상응용

후방 cantilevering을 해야하는 bone anchored fixed bridge의 보철물을 예로 들어 설명하고자 한다 (그림 11).

최후방 임플란트 고정체 부위가 받침점이 되고 후방 cantilever arm(a)과 받침점에서 전방 고정체까지의 거리(b)의 두 lever arm이 있게 되는데 이에 따른 힘의 분산을 다음과 같이 유추해 볼 수 있다.

(1) 전방 고정체는 lever arm의 비율 즉 a/b에 따라 발생한 인장력을 흡수한다.

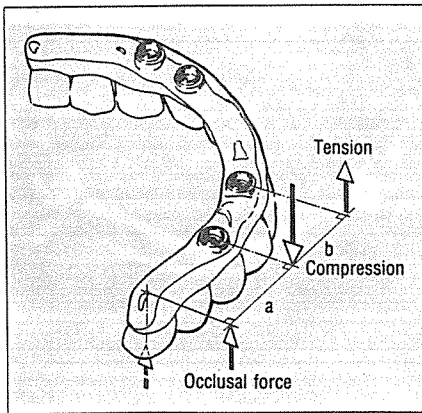


그림 11. Bone anchored fixed bridge에서의 시소 지레의 적용

(2) 받침점 역할을 하는 후방 고정체는 교합에 의한 압축력과 이를 보상하기 위해 발생된 인장력 모두 다를 받는다.

여기에서 발생한 인장력이란 임플란트의 anchorage unit를 분리시키려는 힘으로 작용하기 때문에 임플란트 실패를 기계적인 면에서 고찰해 보고자 할 때 중요하게 고려해야 할 사항 중의 하나이다. 수직 압축력이 일정하다면 인장력의 증감은 a/b의 비율에 의해 지배되므로 치료 계획을 수립할 당시 부터 이들 거리들의 결정을 신중하게 해야할 것이며 될 수 있는 대로 cantilever arm(a)은 짧게 전방 및 후방 고정체와의 거리(b)는 길게 해주는 것이 기계적인 면에서 매우 유리하다(그림 12).

그림 13에서처럼 후방 cantilevering(a)이 20mm, 전방 및 후방 고정체 사이의 거리(b)가 10mm이고 가해진 교합력이 250N이라면  $T=a/b \times F$  (T: 인장력, F: 교합력) 공식에 의해 500N의 인장력이 발생한다. 받침점인 후방 고정체에 가해지는 압축력(C)은  $C=(1+a/b) \times F$ 의 공식으로 고하면 750N에 달하게 된다.

그러나 그림 14에서 처럼 a/b가 불리하게 되면 전방 고정체에 가해지는 인장력과 받침점인 후방 고정체에 가해지는 압축력은 급격히 증가하게 된다.

식립하는 임플란트 고정체의 숫자가 4개 이상이 될 때에는 지금까지 서술한 시소 이론이 그대로 완전히 적용되지는 않지만 후방 cantilevering(a)은 짧게

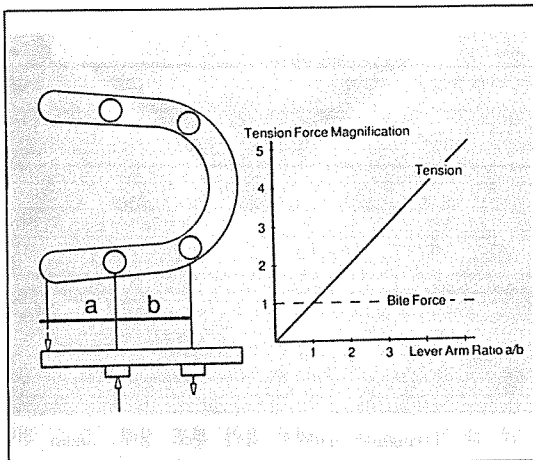


그림 12. 발생된 인장력은 a/b의 비율에 비례하는 것을 볼 수 있다.

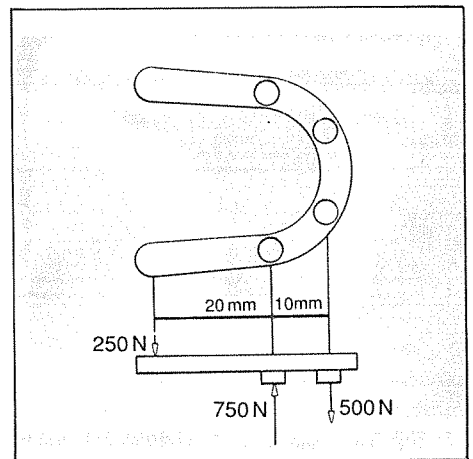


그림 13. a/b가 2이고 250N의 교합력이 작용되면 전방 고정체에 500N의 인장력이 발생한다.

전후방 고정체들 사이의 거리(b)는 길게하는 것이 유리하다는 원리는 변치 않는다는 것을 명심해야 할 것이다.

전후방 고정체 사이의 거리가 충분하다면 추가의

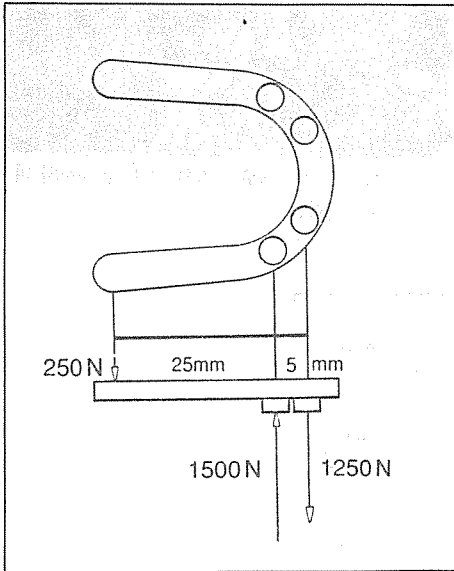


그림 14. a/b가 증가하게 되면 전방 고정체에서 발생하는 인장력과 받침점이 받는 압축력은 급격히 증가한다.

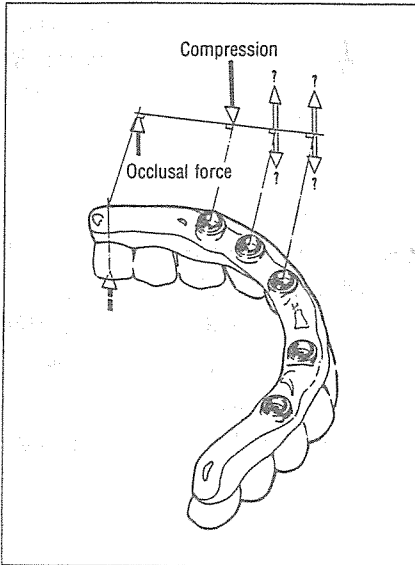


그림 15. 4개이상의 고정체를 식립하는 경우에 있어서도 후방 cantilvering은 짧게 전후방 고정체들 사이의 거리는 길게해주는 것이 유리하다는 원리에는 변함이 없다.

고정체를 식립해주는 것이 안전지대(margin of safety)를 넓혀주는 역할을 하게 된다(그림 15).

#### 4. 축력에 의한 굽힘 모멘트(Bending Moment from Axial Forces)

한개의 임플란트에 보철물을 제작하면서 그림 16에서 처럼 cantilevering을 한다면 여기에도 위에서 말한 원리들이 그대로 적용될 것이며 받침점은 지대원주(abutment cylinder)의 원심 border가 되고 a/b lever arm ratio에서 b는 지대원주의 반경이 되므로 나사에 가해지는 인장력이 크게 증가하여 나사파절의 위험성이 높아지는 매우 불리한 상황이 되게 된다.

여러 임플란트 고정체를 식립한 경우라도 이들 고정체들을 이은 선에서 멀리 떨어진 부위에 교합력이 가해진다면 여러 고정체들이 하중을 나누어 가진다고는 하나 그림 16과 유사한 상황이 일어날 것이다(그림 17 및 18).

실제적으로 이런 경우에 있어서는 금속 골격이 견고해야하며 지대원주와 완전히 수동적인 적합이 이루어져야만 한다. 그렇지 못할 경우 어떤 특정 고정체가 전체하중을 받음으로써 나사가 파절되는 불행

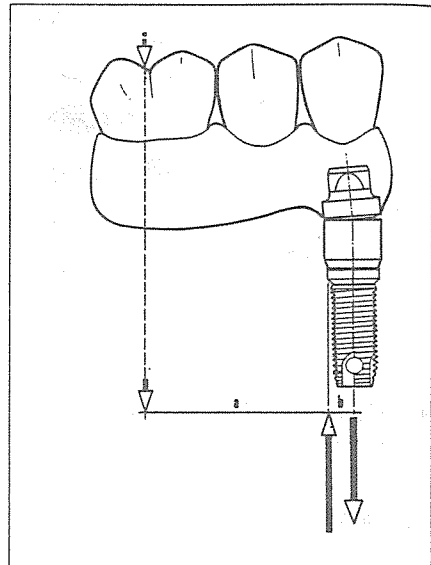


그림 16. 한개의 고정체에 보철물이 cantilevering된다면 b는 지대원주의 반경이 되고 받침점은 지대원주 원심 border가 된다.

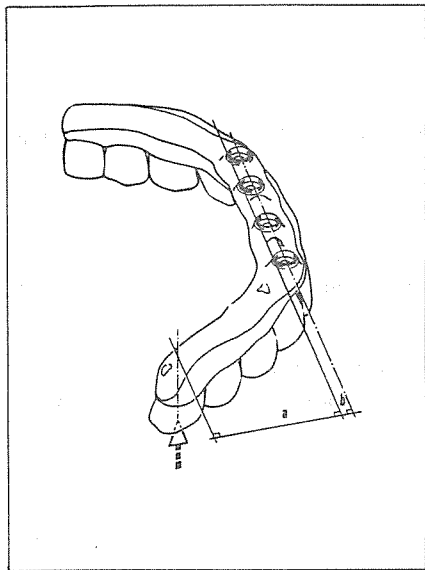


그림 17. 여러개의 고정체들이 식립되었다 하더라도 이들이 일직선 상으로 배열되었다면 그림 16과 유사한 상황이 된다.

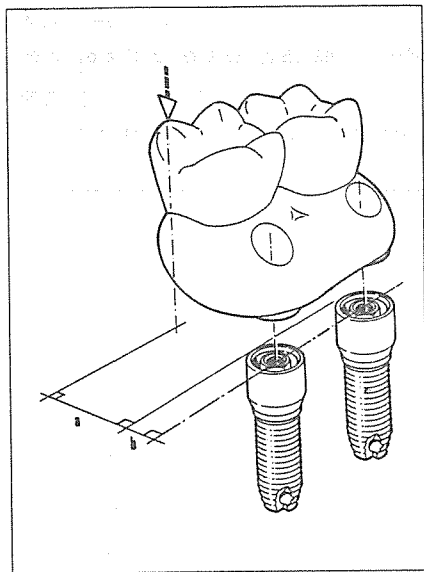


그림 18. 협측 cantilvering이 된 경우에도 임플란트 고정체에 상당한 인장력이 가해지게 된다.

을 초래하게 된다(그림 19).

### 5. 수평력에 의한 굽힘 모멘트

하악의 측방이나 전돌 운동시에 임플란트 보철물

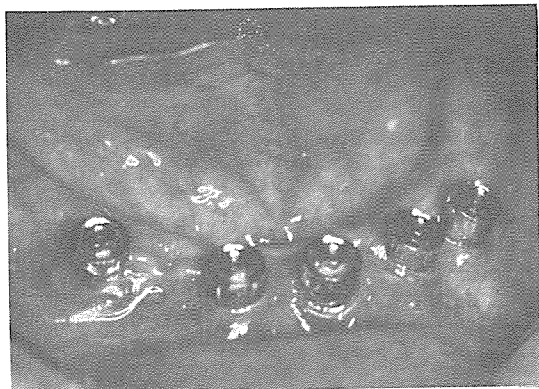


그림 19. 대체로 일직선 상으로 배열된 경우 금 나사의 파절이 흔히 나타난다.

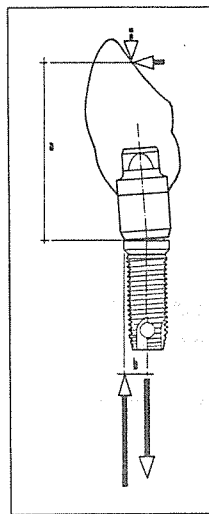


그림 20. 수평력에 의한 굽힘 모멘트가 작용되는 모식도. b가 임플란트 고정체의 반경이 됨으로써 수평력 작용점이 높아질수록 역학적으로 불리하다.

에 수평력이 가해지게 된다. 이때 a에 해당하는 lever arm은 치관이 교합되는 지점에서 임플란트 고정체와 지대원주가 접합되는 부위까지의 거리가 되며 b는 고정체의 반경이 된다(그림 20). 전치나 견치의 단일치수복(single tooth restoration)에 있어 과피개 교합(deep overbite)이나 견치 거상(cuspid rise)의 경우에는 역학적으로 불리하다는 것을 알 수 있다.

### IV. 결 론

시소 이론으로 임플란트 보철물의 생체역학적인

관계를 유추해봄으로써 각 상황의 임플란트 anchorage unit에 대한 평가와 지침을 알 수 있게 되었다.

주로 축력만이 임플란트에 가해진다면 생체역학적인 관점에서의 실패란 거의 일어나지 않을 것이며, 반대로 주로 굽힘 모멘트가 작용한다면 과중한 기계적 하중이 임플란트 고정체에 전달될 것이다. 생체역학적으로 이상적인 하중전달 및 응력분산을 하기 위한 보철물의 디자인은 다음과 같이 요약해 볼 수 있다.

1. 임플란트 고정체들이 무치악 전치궁에 균등한 거리를 두고 분포되도록 하고 하중은 될 수 있는대로 축력이 되도록 한다.
2. 될 수 있는대로 전방과 후방 임플란트 고정체 사이의 거리가 10mm 이상이 되도록 한다.
3. 골질(bone quality)과 골양(bone quantity)이 중요하다. 유약한 상악골에 비해 하악골이 골질이 좋고 더 단단하므로 cantilevering을 더 길게 할 수 있다.
4. 보철물이 임플란트 고정체 혹은 지대원주와 정

확히 그리고 수동적으로 적합되도록 하고 나사를 튼튼히 조여 주어야 한다.

5. 임플란트 고정체를 많이 식립할수록 하중 분산 상태가 더 좋아지는 고로 될 수 있는대로 많은 고정체를 심는다.

6. 후방 cantilevering의 거리를 최전방 및 최후방 고정체 사이 거리의 2배 이상이 되지 않도록 한다.

7. 각 환자들의 예상대는 교합력을 개별적으로 판단해야 한다. Parafuction 및 대합치궁의 상태등과 같은 요소들을 고려해보아야 한다.

8. 하나의 임플란트 고정체에 cantilever overhang을 해야할 때는 구치부에서는 lever arm의 길이(a)를 지대원주의 직경(4mm)을 넘지 않게 하고 전치부에서는 지대원주 직경의 2배 이상을 넘지 않게 한다.

9. 만약 임플란트 고정체가 과다한 수평력으로 부터 보호를 받지 못한다면, 파괴개 교합이나 canine protected occlusion을 가진 환자에서 전치부 단일치 수복은 피하는 것이 좋다. 교두의 각도를 알게하여 수평력을 줄여주는 것이 좋다.

보사부 제조허가 46호

금·은·백금·귀금속 합금



보성 합금

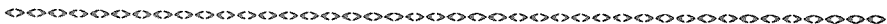


Austenal

A Nobelpharma Company

- Casting Gold Alloys
- Palladium Gold Alloys
- Porcelain Gold Alloys

- Austenal Precious Ceramic Dental Alloys
- Austenal Precious Crown & Bridge Alloys



서울시 종로구 창신동 464-12

TEL: 764-3411, 3024, 5967  
여수: (0662)63-2005