임플란트 보철의 생역학과 교합

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소

구 철 인·곽 종 하·정 재 헌

Biomechanics and Occlusion for Implant-Supported Prosthesis

Koo, Cheol-Ihn, D.D.S., M.S.D., Kwak, Jong-Ha, D.D.S., M.S.D.,
Chung, Chae-Heon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics and Oral Biology Research Institute, College of Dentistry, Chosun University

There is an increasing appreciation of the vital role that biomechanics play in the performance of oral implant. The aim of this article is to provide some basic principles that will allow a clinician to formulate a biomechanically valid treatment plan.

However, at this point in the history of oral implantology, the clinician should realize that we do not know enough to provide absolute biomechanical rules that will guarantee success of all implants in all situations.

To examine the biomechanical questions, one must begin with an analysis of the distribution of biting forcess to implants. Related topics, such as stress transfer to surrounding tissues and interrelationships between bone biology and mechanical loading are major subjects, deserving a separate discussion.

Once rigid fixation, angulation, crestal bone level, contour, and gingival health are achieved, stress beyond physiologic limits is the primary cause of initial bone loss around implants. The restoring dentist has specific responsibilities to reduce overload to the bone-implant interface. These include proper diagnosis, leading to a treatment plan designed with adequate retention and form, and progressive loading to improve the amount and density of bone and further reduce the risk of stress beyond physiologic limits. The major remaining factor is the development of occlusal concept in harmony with the rest of the stomagnetic system.

임플란트 보철의 생역학과 교합

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소

구 철 인·곽 종 하·정 재 헌

Ⅰ. 서 론

"골유착(osseointegration)"의 가장 최근 개념은 1991년 Zarb 와 Albreksson[1]이 정의한 "기능적 하중하에서 특이한 임상적 증상없이 임플란트의 견고한 고정이 골내에 이루어지고 유지되는 상태" 이다. 이것은 Albreksson, Brånemark 등에 의해 그 이전에 정의된 "광학현미경의 확대수준에서 임플란트의 표면과 살아있는 골의 최소한 어느정도의 직접적인 접촉" 개념과는 상당한 차이가 있다. 이는 "골유착" 개념이 조직학적인 증거의 중요성보다는 임상적 또는 역학적인 관점에서 정상적인 조직의 활동을 중요시하는 개념으로 점차 변화되고 있기 때문이다. 사실 임플란트는 구강 내에 식립되어 정적인 상태로 남아 있는 것이 아니라 치아의 역할을 대신하여 정하중 및 동하중을 복합적으로, 계속하여 받게 되므로 기능력 하에서 문제없이 기능하는 것이 중요하다.

자연치와 임플란트는 몇가지 생역학적 차이점을 갖는다. 자연치아는 과도한 교합력으로부터 치아와 치주 조직을 보호하는 치주 인대 수용기를 가지고 있으나 골유착성 임플란트는 교합력에 대한 특별한 방어 기전이 없이 지지골에 직접 응력을 전달한다. 특히 임플란트 보철에서는 고정체를 기초로한 상부보철물은 계속적인 교합압에 노출되어 기능을 하게 되며 임플란트는 자연치의 치주인대와 같은 응력흡수기전이 없으므로 동일한 저작력에도 취약한 물리적 성상을 가지며 측방하중이 가해질 때 회전중심이 자연치보다 상방인 치조골 상방에 존재하므로 반복되는 교합압에 의한 국소적 응력집중을 야기해 상부구조물의 파절, 나사풀림, 주위치조골의 흡수 등 생역학과 연관된 많은 문제점들이 발생된다. 또한 자연치에서는 교합 외상의 전구증상이 대개 가역적이고 과민반응(sensitivity)이나 치수 충혈(hyperemia), 치아의 동요도 증가로 나타나는 반면, 골내 임플란트에서는 이러한 초기증상과 증후들이 나타나지 않고 임플란트 주위 골소실이나 유지나사의 풀림 등이 어떠한 경고 증상 없이 발생하며 이러한 교합하중이 반복되는 임플란트는 미세응력파절(microscopic stress fracture)이나 피로(fatigue)를 초래할 가능성을 내재한다.

한편 저작력에 대한 연구에선 Haraldson[2]은 자연치열과 골유착성 임플란트지지 보철물에서의 저작력과 최대교합력을 비교시 별 차이가 없으며 골유착성 임플란트지지 보철물을 장착한 환자에서 교합력은 저작근의 근신경 기전을 통해 조절된다고 하였다. 임플란트 보철물이 성공적이기 위해서는 교합압으로 인한 임플란트 지지골에 가해지는 압력이 생체의 지지능력 이내에서 가해지도록 임플란트의 기계적 및 물리적 성질을 중요한 요소로 고려해야만 한다. 교합으로부터의 어떤 응력은 임플란트 고정체와 치경부에 있는 변연골 주위에 특히 집중됨으로써 응력의 크기에 따라서 골 미세파절이나 보철물 또는 임플란트에 기계적인 문제점을 야기시킬 수 있다.

대부분의 임플란트 실패는 보철적 실패(기능적 또는 기계적 실패)에서 기인된다고 할 수 있다. 따라서 외과적 시술이 적절히 이루어져 임플란트와 지지골 사이에서 골유착이 얻어졌다 하더라도 장기적인 성공을 얻기 위해서는 임플란트 보철의 생역

학적 고려와 적절한 교합의 형성이 무엇보다 중요하므로 이에 관해 문헌 고찰을 통해 전반적으로 살펴보고저 한다.

Ⅱ. 생역학의 기본개념 및 원칙[3)]

일반적으로 생역학(biomechanics)은 생체에서의 역학적 요소를 총칭하는 용어이다. 이것은 임플란트 보철에서 골유착된 고정체(fixture)와 지대치(abutment)를 포함한 상부구조에 작용되는 응력과 부담의 관계를 분석하는 분야이며, 임상적으로는 응력 분산과 부담 과중을 어떻게 피할 것인지를 보여주는 지표가 된다.

음식물을 저작하거나 다른 기능을 수행하는 동안 치아 또는 임플란트에 가해지는 힘에 대해 논의하기 위해서는 힘과 힘의 요소에 대한 역학적인 기본개념[3)]을 고려해야 한다.

1. 힘 (Force)

1) 힘의 요소(벡터) 및 유형

힘은 방향과 크기를 갖는 벡터(vector)의 특성을 갖는다. 그러므로 힘을 기술할 때는 newton, pound 등으로 표현되는 힘의 크기뿐만 아니라 힘의 작용방향(line of action)도 중요하게 고려되어야 한다. 따라서 임플란트에 가해지는 힘도 한개 또는 여러개의 축을 중심으로 하여 3차원적으로 분해될 수 있다.

또한 그러한 힘은 2개의 일반적인 범주 즉, 정상력(압축력과 인장력)과 전단력(shear force)로 표현될 수 있다. 정상력(nomal force)은 물체의 표면이나 평면에 수직적으로 작용하는 힘으로, 압축력(compressive force)은 골-임플란트 계면의 integrity를 유지하는 경향을 갖고 인장력(tensile force)은 그러한 계면을 파괴하거나 이탈시키려는 경향을 갖는다. 전단력(shear force)은 물체의 표면이나 평면에 평행하게 작용하며 역시 골-임플란트 계면에 파괴적이다. 압축력, 인장력, 전단력 하에서 장골의 피질골 강도를 조사해보면 압축력에 가장 강하고 전단력에 가장 약한 것으로 나타나 있다.

2) 하중(Load)

힘이 표면에 분산되는 방식을 기계적 하중이라한다. 여기서 하중은 다음의 식으로 정의된다.

$\sigma = F/A$

σ= 하중(psi, Pa)

F=힘 (neutons, Ibf)

A=면적(in^2, m^2)

위에서 보는 바와 같이 하중의 크기는 힘의 크기 자체와 힘을 분산시키는 면적의 두가지 요인에 의해 좌우된다. 부여된 하중하에서 임플란트 시스템과 주위 조직에 발생하는 내부 하중은 생물학적으로 임플란트의 장기간의 수명에 중요한 영향을 끼친다. 따라서 우선적으로 치료계획의 목적은 기계적 하중을 임플란트 시스템과 골에 균등히 분산시키는 것이다.

3) 하중과 변형의 관계(Load-Deformation Relationship)

임플란트에 가해지는 하중은 임플란트와 주위조직의 변형을 유발할 수 있다. 임플란트에 사용되는 재료의 변형정도와 견고성은 임플란트 구조와 그 주위조직, 임플란트 제조의 용이성, 임상적 수명에 영향을 미친다. 모든 재료(생물학적 또는 비생물학적)는 영구 변형이나 파절 전에 가능한 최대의 신전율을 특징적으로 가진다. 또한 생물학적 재료들은 재료 고유의 성질(탄성율 , 최대인장강도)에 좌우되는 변형을 가지는데 이는 하중의 기능적 비율에 의해 변화된다. 따라서 임플란트와 그 주위 조직에 가해지는 힘과 전 시스템에 걸쳐 발생한 변형 사이의 관계 규명은 필요하다.

임플란트는 부착된 조직과 탄성계수가 유사할수록 그 표면에서 발생 가능한 운동은 줄어들게 된다. 치밀골은 티타늄보다 적어도 5배는 큰 탄성을 갖는다. 따라서 하중이 커질수록 골과 티타늄의 견고성 차이는 더 커질 것이며 하중이 감소할수록 견고성 차이는 더 작아질 것이다. 다시말해, 점탄성적인 골은 하중이 적을 때 견고한 티타늄과 확실히 접촉을 유지하나, 하중이 크면 임플란트 재료와 골 간의 변형의 차이가 커져 이런 상황에선 골과 접촉을 유지하기 어려워지며 섬유조직이 계면 사이로 성장하게 되고 따라서 차이량은 더 커지게 된다. 골의 밀도는 골의 하중에만 관련된 것이 아니라 탄성율(견고성)

과도 관계되어 있다. 골질이 딱딱할수록 더 견고해지고, 부드러울수록 더 탄력적으로 된다. 연한골질의 경우하중을 감소시켜야 하는 점은 ① 탄성률의 차이에 의해 발생한 조직의 변형을 감소시키기 위해서이며, ② 연한 골은 낮은 항복강도를 가지기 때문이다.

4) 충격하중(Impact Load)

매우 짧은 시간 사이에 두 물체가 서로 부딪혔을 때는 비교적 큰 반응이 일어나게 된다. 이런 부딪힘을 충격이라 한다. 임플란트가 교합하는 하중 하에 놓여지게 되면 변형은 임플란트와 보철 수복물에서 일어날 수 있고 또한 임플란트-골과의 경계부에서도 일어날 수 있다. 견고하게 고정된 임플란트는 치주인대가 있는 자연치보다 더 큰 충격력이 발생한다.

2. 모멘트(Moment)

모멘트는 회전(rotation)이나 굽힘(bending)을 야기하려는 경향이다. 모멘트는 vector, M 으로 정의되며 그 크기는 지점으로부터 힘의 작용선까지의 수직거리(moment arm)와 힘의 크기(force magnitude)의 곱으로 표시된다.

즉, 모멘트M=수직거리(moment arm) x 힘의 크기(force magnitude) 이다.

가해진 모멘트 하중은 토크(torque) 또는 비틀림 하중(tortional load)으로 표현되고 임플란트 시스템에 매우 파괴적으로 작용한다. 예를들어 긴 캔틸레버 bridge나 bar로 인해 임플란트에 가해진 비틀림 또는 굽힘 모멘트는 계면파괴, 골흡수, 나사의 헐거워짐, bar 나 bridge의 파절을 야기하기도 한다. 따라서 힘과 모멘트 양자를 모두 고려한 보철물 디자인이 필수적이다. 임플란트 보철에서의 임상적인 모멘트암은 ① 교합면의 높이, ② 캔티레버 길이, ③ 교합면의 넓이가 관여 되는데 이러한 모멘트 암을 최소화 함으로서 지지되지 않는 수복물을 피하게하고, 각 성분들의 파절과 치조 정상부 골흡수와 임플란트 시스템의 완전 파절을 피할수 있게 한다.

3. 피로실패(Fatigue failure)

피로실패는 율동적이고 반복되는 하중에 의해 나타나는데, 임플란트의 피로실패엔 ① 생체재료, ② 임플란트의 기하학적 구조, ③ 힘의 강도, ④ 반복 횟수가 관여된다.

임플란트 생체 재료가 무수히 반복되는 하중을 받아도 견딜수 있는 하중 수준을 내구성의 한계라고 한다. 티타늄 합금이 순수 티타늄보다 내구성의 한계가 더 크다.

임플란트 기하학은 굽힘, 비틀림, 응력에 저항하고 궁극적으로 피로 파절에 견딜 수 있는 정도에 영향을 미친다. 임플란트는 축 방향의 압축 강도 하에서는 피로 파절을 거의 보이지 않으나 굽힘강도가 약한 부위에 협설 방향의 하중이 반복적으로 가해졌을 때 피로파절에 직면한다.[12] 임플란트 기하학적인 측면은 금속과 임플란트의 두께에 관한 사항도 포함되는데 피로 파절은 두께 증가의 네제곱과 연관성이 있다. 벽의 두께가 2배가 되면 재료의 강도는 대략 16배 강해진다. 그러므로 조그만 두께 차이도 피로파절에 큰 영향을 미치므로 종종 임플란트 본체 설계에서 연약한 연결부는 나사와 지대주 나사의 내-외부 두께 차이에 기인한다.

가해지는 하중을 분산시키는 양만큼 피로 파절도 감소한다. 따라서 임플란트에 가해지는 힘의 하중은 악골의 위치에 따라 그 크기가 다름을 파악(즉, 전방보다 후방에 많은 힘이 작용)해야 하며, 모멘트를 감소시키거나 부하에 저항할 수 있는 충분한 표면적을 확보(즉, 기능면적을 고려한 임플란트 기하학 또는 임플란트 수 증가 등) 함으로써 가능하다. 결국 피로 파절은 부하가 가해지는 횟수가 줄어드는 만큼 감소될 수 있다. 따라서 이상기능을 제거하고 교합접촉을 감소시키는 전략이 피로 파절에 저항하도록 한다.

Ⅲ. 생역학적 관점에서의 자연 치아와 임플란트의 비교[3)]

1. 충격력

자연치 주위의 섬유조직 경계면(치주인대)은 점탄성 “충격흡수제” 로 작용하여, 치조정 골에 작용하는 응력을 감소시키고, 하중이 분산되는 시간을 늘려주므로서 충격을 감소시킨다. 즉 자연치 주위의 치근막 존재는 골로 전달되는, 특히 치조정 부위

로 전달되는 응력의 양을 상당히 감소 시킨다.[4] 이에 비해 임플란트의 경우는 임플란트-골 경계면은 그다지 탄력적이지 못해서 교합력에 의한 에너지를 부분적으로 분산시키기 보다는 오히려 더 높은 강도로 인접골에 전달한다.

2. 동요도

자연치의 동요도는 외상성 교합과 함께 증가한다. 동요는 인접골 경계면과 보철물에 가해지는 응력과 변형을 분산시킨다. 외상성 교합이 사라진 후 치아는 원래 동요도나 위치로 돌아갈 수 있다. 임플란트 또한 외상성 교합 아래에서 동요가 생겨난다. 그러나 외상성 요소가 제거된 후, 임플란트는 원래의 견고한 상태로 거의 돌아가지 않으며 대신 실패하게 된다.

3. 직경 및 횡단면

거의 모든 자연치의 폭경은 임플란트 몸체보다 더 크다. 골을 관통하는 구조(치아나 임플란트)의 폭경이 클수록 주위 골로 전달되는 응력의 양은 더 적다.[5] 치조정에서 자연치의 단면 모양은, 치아의 굴곡 파절 저항(관성 모멘트)과 교합력의 방향 때문에, 생역학적으로 측방(협설) 부하에 저항하기에 적당하다. 임플란트는 거의 모두 둥근 단면을 가지고 있고, 이모양은 측방 굴곡 하중에 효과적으로 저항하지 못하므로 치조정에서 응력집중을 가져온다.

4. 탄성률

치아의 탄성률은 최근에 이용되는 어떤 치과 임플란트 생체 재료보다도 골과 유사하다. 두 재료(골과 금속 또는 골과 치아) 사이의 탄성계수의 차이가 클수록, 골 통과 부위에서 두 경계면 사이에 나타날 수 있는 상대적인 움직임이 더 커진다.[5] 따라서 비슷한 하중 아래에서는, 치아보다 임플란트가 치조골에 더 많은 응력과 변형을 유발시킨다.

5. 충혈 및 동요

자연치에 가해지는 교합 외상의 전조 징후는 보통 가역적이며, 치수 충혈과 교합이나 한냉에 대한 과민반응을 나타낸다.[6] 이때 주로 교합 조정과 하중의 감소를 통해 부가적인 응력 크기를 감소시킴으로써, 과민성을 감소시킬 수 있다. 환자가 교합 조정을 받지 않는다면, 치아는 동요도의 증가를 통해서 교합력을 분산시키게 된다. 이에비해 골내 임플란트에서는 외상에 의해 자연치에 가해지는 초기 가역적인 징후나 증상은 일어나지 않는다. 임플란트와 골 사이의 연조직 계면의 부재가, 임플란트와 골 정상부에 힘이 가장 많이 집중되는 결과를 가져온다.[5] 과도한 응력은 골의 미세 파절을 일으켜서, 인접골의 골상실을 유발하는 병적인 하중이 되어, 임플란트나 보철물의 기계적 실패를 일으킨다. 자연치에 나타나는 가역적인 증상과 징후와는 달리, 종종 임플란트 골상실이나 동요하는 수복물이 별 증상없이 갑자기 발생된다.

6. 임상적 징후

치아의 응력 증가에 대한 임상적 징후로, 법랑질 마모면, 응력선, 치경부 마모(abfraction), 교두의 소와(pitting) 등이 나타날 수 있다. 반면 임플란트 치관은 피로 파절 외에는 다른 임상 징후를 거의 보이지 않는다. 즉, 지지 구조에 대한 응력을 감소시키기 위한 진단적 징후는 거의 나타나지 않는다. 또한 보철물과 지대치 고정 나사, 임플란트 몸체는 피로 파절과 응력 부식에 취약하므로 결과적으로 보철물 내의 다른 임플란트에서 응력 증가와 실패를 유발할 수 있다.

7. 교합지각(고유수용)

치아는 임플란트에 비해, 교합 지각(occlusal awareness) 능력이 더 뛰어나다. Jacobs 등[7]은 교합 간섭(interference)을 지각하는 것으로 교합 지각의 정도를 평가했다. 자연치끼리 서로 교합하고 있을 때 간섭에 대한 지각역은 대략 20㎛이다. 반면 자연치와 교합하고 있는 임플란트의 경우는 48㎛로 2배 이상 떨어지며, 임플란트끼리 교합하고 있을 때는 64㎛이며, 치아가 임플란트 피개의치(over-denture)와 교합하고 있을 때는 지각역이 108㎛로써 치아끼리 교합할 때보다 5배나 떨어진다하였다. 결과적으

로 치아에서의 조기 교합접촉(premature occlusal contact)은, 일반적으로 중심교합이나 완전 감합이 일어나기 전에 폐구로의 변형을 유발하거나 교합력을 감소시킨다. 게다가 하악은 조기 교합접촉을 피하기 위해서 다른 위치로 폐구하게 되어 결과적으로 중심위교합(CRO)과 다른 중심교합(CO)이 일어나게 된다. 불행하게도 임플란트의 경우 교합 인식력이 감소하기 때문에 조기 교합접촉이 위와 같은 적응현상을 일으키지 않을 뿐만 아니라 조기 교합접촉으로 인한 부하는 주로 좁은 지역에 집중되므로, 과도한 응력이 발생한다. 대부분의 경우에 응력은 구치부 경사면에 가해지며, 이것은 또한 임플란트-골 접촉면에 경사진 과도한 응력을 발생시킨다.

또한 치아와 임플란트는 각기 상이한 고유수용정보를 전달한다. 치아는 방어기전을 일으키도록 높은 압력에 대해 빠르고 예리한 통각을 전달하는데 비해, 임플란트는, 설령 있다 해도, 지연 반응을 일으키는, 느리고 무딘 통각을 전달한다.[8)]

8. 교합외상에 의한 방사선상 징후

치아에 대한 교합 외상의 임상적 증거로는, 전체적인 치근막 두께의 증가, 방사선 불투과성 증가 및 치아 주위 사상판의 두께 증가를 들 수 있는데 이는 방사선 사진에서 관찰되며 치조정에만 국한되지는 않는다. 임플란트 주위에서는 과도한 교합력으로 발생되는 치조정 부위에서의 골 상실을 제외하고는 일반화된 방사선상 징후는 관찰할 수 없다.

9. 부하가 가해지는 시기

치아는 교합면상으로 서서히 맹출하여 유아기 때부터 구강 내에 위치하게 된다. 주위를 둘러싸고 있는 골은 생역학적인 부하에 상응하여 발달한다. 영구치는 다른 구강조직들이 존재하는 상태에서 점차적으로 맹출한다. 따라서 치주조직들은, 보철물 장착 등에 의해 생기는 하중을 포함하여 증가되는 하중에 대응하기 위한 충분한 시간을 갖는다. 임플란트에 가해지는 점진적으로 증가하는 골의 하중은, 치과의사에 의해 시행되며 자연치보다 훨씬 더 빠르고 심하게 이루어진다.

10. 피로파절

임플란트가 반복적인 교합력을 받게 되면, 미세응력파절, 작업경화(work hardening), 피로(fatigue)가 일어나게 된다. 임플란트 구성요소, 코핑 나사, 시멘트 등은 이러한 상태에 쉽게 적응할 수 없게 되고 최후에는 파절이 일어나게 된다. 임플란트는 수십년 동안 고유 기능을 수행할 수 있도록 하는 것이 필요한데, 교합력은 사소한 변화를 일으키기도 하지만, 때로는 골과 임플란트 구성요소에 합병증을 유발하여 장기간에 걸쳐 문제를 일으킬 수도 있다.

11. 이동

자연치에 가해지는 측방압은 치조정에서 치근단으로 빠르게 분산된다. 건강한 자연치는 대개가 측방압에 의해, 즉시 50㎛ ~ 108㎛ 이동하고 치근 2/3 되는 지점을 축으로 회전 한다.4,8,10) 이러한 작용은 치조골에 대한 치조정 부하를 최소화시킨다. 임플란트는 즉각적인 일차 운동을 일으키지는 않지만, 유사한 측방압 아래에서 10㎛ ~ 50㎛정도 이차적인 운동을 한다.[11)] 3 ~ 5 1b의 힘이 수직(수직압)로 가해졌을 때, 치아는 치근의 크기와 수, 기하학적인 모양 및 힘이 가해진 뒤 경과된 시간에 따라서, 순간적으로 8㎛ ~ 28㎛의 초기 움직임을 나타낸다.[4,8,10)] 일단 치아의 초기 움직임이 일어나면, 이차적인 치아의 움직임은 주위 골의 특성을 반영하므로 골-임플란트의 움직임과 매우 유사하다. 임플란트는 순간적인 초기의 수직 운동은 거의 없으며, 3 ~ 5㎛[11)]의 범위에서 변화하며, 이들은 임플란트 몸체의 길이와는 상관이 없다. 뿐만 아니라 임플란트는 자연치에서 처럼 치아의 첨단을 중심으로 회전하지 않는 대신에 주위 골 상단에 더 큰 힘을 집중시킨다. 그러므로 초기에 비스듬히 가해지는 하중(조기 교합접촉 등)이 치아와 임플란트에 똑같은 크기와 방향으로 작용할 경우, 임플란트는 그 힘을 주위 구조로 분산시킬 수 없기 때문에 훨씬 많은 부하를 받게 된다.

응력 분산을 고려할 때, 동요도는 장점을 갖는다. 자연치아는 골, 치주인대와 유사한 탄성계수를 갖고 있으며 고유의 횡단면 구조를 가지고 있어서, 응력을 통제하기 위한 최적의 조건을 갖추고 있다.

표 1. 부하시 치아와 임플란트의 특성비교[3)]

기준	자연치아	임플란트
충격력	감소	증가
동요도	다양 견치>구치	없음
직경	넓음	좁음
횡단면	둥글지 않다	둥글다
탄성률	±피질골	골 소주(trabecular골)의 5-10배
충혈	+	0
교정적이동	+	0
진탕반응(Fremitus)	+	0
방사선촬영상 변화	치주인대, 피질골	0
부하가 가해지는 시기	유아기 이후	부하를 받은 기간이 짧다.
마모	법랑질 마모면, 국소적 피로, 파절, 치경부 abfraction 교두부의 pitting	최소한의 보철물이나 임플란트 몸체의 마모 및 파절
교합지각(고유수용)	조기 교합접촉을 민감하게 인지	낮음, 조기 교합접촉을 이지하는데 과부하가 필요
이동	치주인대가 충격감소효과	치조정에서 응력집중
하방	즉시 28μm이동	초기운동 없음
측방	50~108μm	10-50μm

임플란트는 응력을 잘 통제하지 못하며(응력이 치조정에 집중), 탄성률이 골의 5~10배에 이르고 응력이 가장 취약한 부분의 파절없이는 운동성을 증가시킬 수 없다. 결과적으로 임플란트 합병증을 최소화하기 위해 치아와 임플란트의 특성을 잘 비교(표 1)하여 임플란트에 가해지는 응력을 감소시키는 방법을 마련하는 것이 중요하다.

Ⅳ. 임플란트 보철의 생역학적고려[13)]

임플란트 보철에서의 생역학은 아래의 사항을 배려하면서 응력을 조절하여 부담 과중에 의한 외상을 예방하는 것을 의미한다.

1. 하중의 완압 시스템

(1) 양피질골 지지(bicortical support)

고정체에 작용하는 하중은 수직 방향이 바람직하다. 왜냐하면 이 하중이 고정체의 각 나사 부분에 전달되어 분산된 압축 응력이 되고 이 힘을 골이 받기 때문이다. 수평방향에 가해지는 교합력이 수직방향의 하중으로 수렴되기 위해서는 반드시 고정체의 경부 부위와 첨단 부위가 치밀골(피질골, cortical bone)과 골유착 되어 유지되어 있어야 한다. 이렇게 해야 수평 방향의 하중을 피질골이 받게 되고 이 힘이 수직방향의 하중으로 치환되어 나사산 부분으로 응력이 분산된다.

부분 결손 증례를 생각해볼 때 하악 구치부에서는 경부 부위의 양피질골 지지를 얻기 쉽지만 첨단 부위에서는 하악관 보호를 위해 피질골에 의한 지지를 얻기 어렵다. 또, 상악에서는 일반적으로 경부 부위의 피질골만이 아니라 비강저와 상악동저의 피질골도 매우 얇기 때문에 양피질골 지지를 얻기가 어렵다. 첨단 부위의 지지가 없으면 지지를 담당하는 경부 부위에 응력 집중과 부담 과중이 생겨 골흡수를 야기하게 된다. 식립할 수 있는 고정체 수가 제한되는 부분 결손 증례에서는 양피질골 지지(bicortical support)t를 얻는다는 점을 염두에 두고 고정체 매입 수술을 해야 한다.

(2) 골질

피질골 지지와 연관되어 매입하는고정체 주위의

골질(bone quality)도 하중의 완압에 영향을 미친다. 골질 분류법의 대표적인 예로서 Lekholm 등의 I ~ Ⅳ급을 지표를 이용한다.

I급은 대부분을 피질골이 점유하는 증례로서 하악 전치부에서 많이 볼 수 있다. 해면골이 적기 때문에 혈액 순환이 떨어진다. 반면 피질골이 많으므로 골 자체는 단단하다. 일차 외과 수술 시에 골의 외상과 열상(熱傷)을 일으키기 쉬우므로 주의할 필요가 있다. 고정체 매입 시에 골의 열상과 외상을 주지 않고 외과 수술을 마쳤다면 고정체의 조기 고정이 양호하기 때문에 예후도 좋고 골유착의 성공 확률도 높다. 그리고 상부구조 장착 후의 응력 분산 면에서도 강한 역학적 저항력이 있기 때문에 장기 예후가 양호하다고 생각할 수 있다.

ll급은 피질골 층이 약간 두껍고 해면골도 적지 않은 골질로서 I급만큼 단단하지는 않지만 양피질골 지지를 얻기 쉬우며 해면골로 부터의 혈액 순환을 얻기 쉽다. 하악 전치, 하악 구치와 상악 전치에서 자주 볼 수 있다. 외과 수술 시에 단단한 피질골의 취급을 적절히 했다면 고정체의 초기 고정을 얻기 쉬우며 골유착의 성공 확률도 높다. 일반적으로 가장 처리하기 쉽고 예지성이 높은 골질이다.

Ⅲ급은 피질골이 약간 얇고 해면골이 점하는 비율이 많은 골질로서 외과 수술 시에 ll급보다 취급하기 힘들다. 특히 양피질골 지지를 위해 얇은 피질골을 어떻게 이용하는지 하는 것이 외과 술식에서 중요한 부분을 점한다. 단, 해면골로부터 충분한 혈액공급을 기대할 수 있으므로 피질골 지지(cortical support)에 의한 고정 및 해면골과 고정체의 긴밀한 적합이 얻어진다면 예지성이 높다. 하악 구치부와 상악 전치부에서 볼 수 있는 경우가 많다.

Ⅳ급은 피질골이 매우 얇고 해면골이 대부분을 점하는 골질이고 더욱이 매우 거칠다는 특징을 가진다. 일반적으로 초기 고정을 얻기 어렵고 예지성이 떨어지는 골질로서 상악 전치부와 하악 후구치 삼각(retromolar triangle) 부근에서 볼 수 있다. 이런 골질에서는 얇은 피질골에 의한 피질골 지지(cortical support)를 중시해야 한다. 초기 고정이 얻어진다면 골유착을 기대할 수 있다. 단 해면골 자체가 매우 거칠기 때문에 응력에 대한 역학적 저항력이 떨어진다. self tapping에 의한 고정체 매입도 생각할 수 있지만, 원래 약하고 얇은 골질이므로 강한 초기 고정이 얻어지지 않으면 예후는 불량하다고 생각하는 편이 좋다.

(3) 철거가능 시스템(retrievable system)

임플란트 상부구조에는 부담 과중을 조절하기 위해 두 가지의 교묘한 완압 시스템이 도입되어 있다. Brånemark 임플란트에서는 상부구조-지대치-고정체가 두 개의 나사에 의해 연결된다. 그리고 고정체와 골의 결합에 악영향을 미치는 큰 힘이 가해지면, 먼저 상부구조-지대치를 연결하는 gold screw가 파절된다. 더 강한 힘이 가해지면 지대치-고정체를 연결하는 abutment screw가 파절된다. 이들 나사는 파절되어도 교환할 수 있다. 이러한 철거 가능한 구조를 철거가능시스템(retrlevable system)이라고 한다.

2. 임플란트 크기와 길이에 따른 고려

임플란트 직경이나 길이 또한 가해진 하중을 주변골에 분산시키는데 매우 중요한 역할을 담당한다. 임플란트 직경이 크면 클수록 골과 접촉하는 면적이 증가되므로 더 양호한 응력의 분산효과를 얻을 수 있으나, 임플란트 협설측에는 최소한 1mm 정도의 골로 둘러 싸여 있어야 이 부위에 힘이 가해지더라도 견딜 수 있으므로 임플란트 직경이 지나치게 커져 협설측의 지지골이 얇아지지 않도록 한다. 만약 협설의 지지골이 얇아지면 이 부위에 응력이 집중되어 흡수를 야기할 수 있다. 그러므로 가능하다면 큰 직경의 임플란트를 사용하되 임플란트의 협설측에 적어도 1mm 이상의 지지골이 존재하여야 한다.

임플란트 길이가 길면 치관/치근의 비가 개선되므로 수평력에 견디기 용이하고, 응력을 주변골에 양호하게 분산시킬 수 있다. 그러므로 해부학적인 구조물이 허용하는 한계 내에서는 길이가 가장 긴 임플란트를 이용하는 것이 역학적인 관점에서 유리하다.

3. 고정체의 치근 표면적

종래의 고정식 보철물, 특히 bridge의 지대치를 선택할 때 치근 표면적을 고려하는 Ante의 법칙을 기준으로 하여 활용한다면 fixture의 골 결합 면적은

결손부의 치근 표면적과 같거나 그 이상 있는 것이 바람직하다. 전치, 견치, 소구치 부위의 경우, 고정체의 길이가 짧은 증례에서는 한 치아 결손에 한개의 고정체가 필요하다고 생각하는 편이 안전하다고 할 수 있다. 또, 대구치부에서는 한 치아에 대해 1.5개의 고정체를 매입하며, 대구치 2치 결손에는 3개의 고정체를 매입하는 것이 안전하다.

4. 고정체와 상부구조의 치관 치근 비율

임플란트 보철에서는 특히 교합력을 적절히 분산하여 골 결합을 장기간에 걸쳐 유지하는 것이 중요하므로 치관 치근 비율을 고려해야 한다. 주지하다시피 자연치에서는 1 : 1.5가 이상적이며 1 : 1이 임상적인 허용범위로 나와 있다. 임플란트를 식립하는 증례 중 대부분은 이미 치조제가 다소 흡수되어 있다. 이때문에 매입하는 고정체는 자연치의 치근보다도 긴 것이 바람직하다고 생각된다.

임상적인 허용 범위를 고려하여 1 : 1의 치관 치근 비율을 상정한다면 전치부는 10~13mm 이상, 견치부는 15mm 이상, 소구치부에서는 10~13mm 이상, 대구치부에서는 10~13mm 이상의 고정체를 매입할 필요가 있다.

5. 고정체의 개수

정통적인 하악의 bone anchored bridge와 같이 5~6개의 fixture를 양호한 골질 내에 원호 상으로 식립하여 보철물을 기능하게 한 경우에는 교합력을 고정체의 장축을 따라 수직 방향으로 수렴할 수 있다는 이점이 있다. 따라서 10~l2 치아에 상당하는 보철물을 연장형 bone anchored bridge로서 지지할 수 있다. 한편 부분 결손 증례와 같이 한정된 결손 부위에 비교적 직선적으로 소수의 고정체를 매입하는 경우에는, 교합력의 응력 분산 기전이 현저히 떨어지므로 연장 bridge의 디자인에도 자연히 한계가 생긴다.

이미 설명한 양치밀골 지지(bicortical support). 치근 표면적, 치관 치근 비율 등의 역학적 요소를 이상적으로 설정한다면, 부분 결손 증례의 경우 전치부와 소구치부에서는 고정체 한 개에 대해 한 치아가 필적하며 대구치부에서는 1.5개의 고정체에 한 치아가 상당한다고 생각하는 것이 안전하다고 할 수 있다.

6. 고정체의 배치

보철물에 가해지는 응력에 충분히 견딜 수 있도록 정체를 배치하는 것도 중요하다. 3~4 치아의 결손 증례에 3개 이상의 고정체를 매입할 수 있다면 이들을 직선적이 아니라 곡선적으로 또는 중앙의 고정체에 offset을 주어 배치하는 것이 응력 분산에 효과적인 수단(offset의 원칙)이 된다. 이렇게 배치하면 보철물은 3각의 원리로 지지되게 된다. 그 결과 수평 방향으로 작용하는 응력을 수직 방향으로 수렴하게 하여 지지할 수 있게 된다. 이것은 고정체의 부담 과중을 완화하는 방법이 된다.

7. 고정체의 식립 방향

고정체의 식립 방향은 교합력과 평행한 것이 바람직하다. 구치부에서는 진단용 wax up과 외과용 stent를 병용하여 구치부 상부구조에 가해지는 교합력과 평행하게 고정체의 식립 방향을 규제할 수 있다. 그러나 치조골의 형태(잔존 골의 해부학적인 형태)와 양이 불충분한 증례에서는 반드시 이상적인 식립 방향으로 매입되는 것은 아니다. 이 때문에 여러 개를 매입하는 경우에는 협설적, 근원심적으로 10~15°범위 내에서 고정체의 장축을 바꾸어 교합력의 분산을 꾀한다.

전치부에서는 교합력이 거의 측방력(수평 압력)으로 작용한다. 따라서 교합력이 고정체에 대해 반드시 바람직한 응력으로 기능하지는 않게 된다. 5개나 6개의 고정체를 식립하고 상부구조로 연결한 증례에서는 교합력이 문제가 되는 경우는 적다. 반면 single tooth나 2~4개의 고정체에 의해 지지되는 상부구조 또는 골질이 떨어지는 경우에는 교합력이 수평 방향으로 하중을 가하기 때문에 상부구조 일부의 파절 또는 골유착 붕괴와 같은 문제를 야기하기 쉽다.

고정체의 식립 방향을 설정할 때 가장 어려운 문제는 상악과 하악 악제의 대합 관계 이상에서 유래하는 교합력의 작용 방향을 조절하는 것이다. 구치의 교차 교합 관계와 어긋나는 교합에서는 수직 방향의 교합력조차 측방력으로서 작용하기 때문에 임

플란트 보철 시에는 금기인지 여부를 잘 조사한 후에 치료를 시작해야 한다. 고정체의 식립 방향은 골의 위치와 형태에 제한을 받아 바꿀 수가 없으므로, abutment 부위에 각도를 주어(angulated abutment 또는 custom made의 내관) 상부구조의 중앙 부근에 교합력이 가해지게 할 수 있다면 임플란트 보철의 적응증이 된다.

8. 캔티레버 길이

캔틸레버 부위에 하중을 가하게 되면 최후방 임플란트에는 과도한 압축력이 가해지고 전방 임플란트에는 과도한 인장력이 나타난다. 때문에 긴 길이의 캔틸레버를 갖는 경우 과도한 응력이 가해짐으로서 임플란트 주변골의 소실이 나타나거나 보철물의 금속골격이 파절되게 되는데, 금속 구조물의 파절은 임상에서 흔히 관찰되는 역학적 문제점으로 하나로 주로 최후방 지대치나 캔틸레버와의 연결부에서 나타난다.

bone anchored bridge에서 추천되는 캔틸레버의 길이는 적절한 임플란트의 분포와 수를 갖고 있다 할지라도 하악에서는 20mm를 초과해서는 안되고 상악에서는 10mm를 초과해서는 안된다. 또한 최전방 임플란에서 최후방 임플란트 까지의 거리와 캔틸레버 길이 사이의 비가 1:2를 초과해서는 안된다.[14] 하악과 비교하여 상악에서 캔티레버의 길이를 더 짧게 하는 이유는 이 부위의 골질이 더 불리하기 때문이다. 그러나 이러한 캔틸레버 양은 임의적인 것으로 환자 개개인의 특성이나 보철물의 종류에 따라 그 길이는 다양한 영향을 받는다.

이러한 하중에 대한 양호한 지지를 얻는 방법은 추가의 임플란트를 식립하여 보철물에서 캔틸레버를 제거하는 것이 가장 최상의 방법이며 피치 못할 사정에 의해 캔틸레버를 시행해야 하는 경우에도 길이가 최소가 되도록 설계하고 나타날 수 있는 역학적인 문제점들 즉, 고정나사의 풀림이나 금속 구조물의 파절, 지지골에 응력의 집중 등을 방지하기 위해 노력해야 한다.

9. 교합면 수복 재료에 대한 고려

자연치열에서는 치근막에서 충격흡수와 응력분산이 이루어지므로 교합면 재료가 법랑질이든 견고한 수복물이든 문제가 되지 않는다. 그러나 골유착성 임플란트에서는 임플란트에 가해지는 외력이 대부분 치조골에 직접 전달되므로 과도한 하중이 순간적으로 가해지게 되면 치조골과 고정체 사이의 계면에서 미세 파절이 생기고 이것이 임플란트의 실패를 가져올 수 있다. 그러므로 순간적인 힘의 작용을 방지하기 위해 임플란트 보철물의 교합면을 어떤 재료로 수복할 것이냐 하는 문제도 고려해 보아야 할 중요한 사항중의 하나이다. 일반적으로 레진, 금속, 도재가 교합면 형성 재료로서 흔히 이용되고 있다.

이중 이론적으로 레진치는 금속치보다 탄성계수가 훨씬 낮으므로 충격력(impact force)을 감소시킬 수 있다. 그러나 레진치의 사용이 이론적 방법 또는 실험적 방법을 통해 충격력을 줄여주고 변연골에 집중되는 응력을 감소시킨다 할지라도 임상적으로는 그리 큰 차이를 보이지 않는것 같다. Naert 등[15]은 부분무치악에 식립된 임플란트를 대상으로 한 실험에서 임플란트 보철물의 교합면 재료를 복합레진 대신 도재로 교환하더라도 변연골 흡수에 영향을 미치지 않는다고 보고했다.

이와 같은 임상적 효율성에 대한 의문 이외에도 레진을 교합면 재료로 사용하면 파절과 마모에 대한 저항력이 약하며 저작 효율에 문제가 있다는 단점이 있다. 그러므로 임상에서는 완전무치악의 경우에는 주로 레진치가 사용되고, 부분 무치악의 경우에는 도재보다는 충격 완압효과가 크고 레진의 단점을 갖지않는 금합금 교합면이 많이 사용되고 있으나 근래에는 심미적인 관점에서 도재 교합면의 사용 또한 증가하고 있는 추세이다.[16]

10. 자연 지대치와 임플란트의 연결 형태에 대한 고려(표 2)

(1) 고정성 연결 (Rigid connection)

부분 무치악 증례에서 경제적 또는 해부학적 이유 때문에 free standing으로 보철을 시행할 수 없는 경우에 임플란트와 자연치아를 고정성으로 연결하는 방법을 고려해 볼 수 있다. 그러나 고정성 연결을 시행한 경우에는 ① 자연치의 치주인대가 그 기능이 감소하게 되며 ② 연결된 임플란트는 캔틸레

표 2. 연결 방법에 따른 분류

1. Free standing
2. Splinting with natural teeth
1) Rigid connection
① One piece prosthesis
② Two piece prosthesis with screw attachment
③ telescopic connection
2) Non-rigid connection
① Precision attachment connection
② Semi-precision attachment connection

버 형태가 되어 응력이 집중될 우려가 있으며 ③ 자연치 부위의 시멘트가 소실되어 이차 치아우식증이 야기될 수 있다고 주장되고 있다. 한편 이러한 역학적 우려와는 달리 Sullivan[17]은 자연치아가 100um 이내의 생리적인 동요도를 갖는 경우에는 골조직과 타이타늄 임플란트의 탄성과 금나사의 굴성 등에 의해 이러한 동요도를 충분히 보상할 수 있다는 견해를 제시했다.

그러나 과도한 동요도를 갖는 자연치를 지대치로 하는 경우에는 고정성으로 연결된 임플란트에 좋지 않은 영향을 미친다. 이런 유형의 보철물은 동요도가 증가되어 ① 고정나사의 풀림이나 파절 ② 가공의치 금속 골격의 파절 ③ 임플란트-골 계면의 파괴 ④ 임플란트 자체의 파절 등이 나타날 수 있으므로 Langer[18]는 이런 치아를 고정할 목적으로 임플란트를 이용해서는 안된다고 충고했다.

한편 고정성 연결을 시행하는 경우 치근막의 동요도를 보상할 수 있는 탄성요소(elastic element)가 필요하지 않을까 하는 가정하에서 IMZ 임플랜트와 Flexi-root 임플란트가 개발되었다. 그러나 이러한 장치를 갖는 임플란트의 응력 분산 효과에 대해서는 많은 논란이 있어 왔다.

(2) 비고정성 연결(Non-rigid connection)

고정성으로 임플란트와 자연치를 연결하는 경우에 교합력이 가해지면 자연치는 침하하고 임플란트는 침하하지 않으므로 교합력이 주로 임플란트에 가해져서 임플란트의 계면조직이 파괴되고 자연치는 disuse atropy가 일어날 수 있기 때문에 Sullivan 등[17]은 임플란트와 자연치간의 동요차를 보상하기 위해 interlock의 사용을 권장했으며 Ericsson 등[19]은 비고정성 연결장치가 기능시에 정상적인 하중과 치아 이동을 허용해 준다 하였다.

어태치먼트를 이용하여 치아와 임플란트를 연결하는 비고정성 연결장치의 장점은 자연치와 임플란트 간의 동요차를 어태치먼트에서 차단시켜 자연치의 동요가 임플란트에 거의 영향을 미치지 않으며 임플란트 주위 조직을 검사하고 치료해야 할 필요가 있을 때 자연치아는 그대로 둔체 간단히 제거해 볼 수 있다는 것이다.그러나 이러한 어태치먼트로 연결되는 부위가 정확한 보철물 제작과정에 의해 수동적으로 잘 적합되어야 한다. 그렇지 않을 경우 pontic 부위에 가해지는 교합압이 전적으로 캔틸레버에 가해지는 힘과 같이 작용하여 임플란트에 과중한 굽힘 모멘트가 걸릴 수 있다. 또 하나의 단점으로는 치근단측 동요(apical movement)가 허용되는 자연 지대치가 간혹 하방으로 침하(sinking)되어 연결부위의 key와 keyway 사이에 층(step)이 형성될 수 있으며 이런 침하는 치아와 임플란트 간의 지지구조의 차이에 의해 나타난 결과라고 보고[19]하였다.

결론적으로 임플란트에 의해서만 지지를 받는 free standing이 가장 우수한 치료방법이고 치아와 연결을 시행하는 경우에는 고정성 연결이나 비 고정성 연결 모두 고유의 장점을 가지므로 아직까지는 논란이 되고 있다.

11. 하악의 휨(mandibular flexure)

인체의 하악이 수행할 수 있는 복잡한 많은 운동을 고려해볼 때, 하악의 운동에 수반되는 대부분의 미세한 하악궁 폭경 감소를 간과하는 경향이 있다. 하악골은 archer's bow(활사수의 활)에 유사하며 근육은 활시위에 비유된다. 개폐구 운동 중에 구강저의 근육들과 두개의 외측 익돌근은 하악골에 대한 수축력을 발휘하며 하악골이 휘도록 하여 악궁 폭경의 변화를 야기한다. 그러나 구강저의 근육보다는 외측 익돌근의 작용이 하악골 굴곡에 주된 작용을 한다. 외측 익돌근은 pterygoid bone에서 기시하여 과두경부에서 정지하므로, 이들은 하악골을 굴곡시킬 적절한 위치에 있다. 외측 익돌근의 하두부는 과두의 경부에 부착하므로 이러한 기능을 보다

효과적으로 수행할수 있다. Goodkind[20]의 실험에 의하면 양 제 2 대구치 사이에서의 굴곡의 평균치는 0.08mm이며 양 제1 소구치 사이에서의 굴곡의 평균치는 0.03mm였다.

최대 개구시 근육의 영향으로 하악 구치부에서는 이와같이 변형이 일어나므로 구치부와 전치부의 splint는 임프란트 보철의 경우에 바람직하지 않다. 만약 하악에서 2-3개 씩의 임플란트 보철이 수용될 수 있다면 양 구치부와 전치부의 부위가 독립되는 3개 부위의 독립된 보철물이 권장된다.

12. 상부구조의 적합 정밀도

대부분의 문헌에서 보철물의 수동적 적합이 골유착의 장기적인 보존에 중요하다고 언급하고 있다. 왜냐하면 자연치는 치근막 때문에 약간의 부적합은 보상할 수 있으나 임플란트는 골과 직접 유착되어 있어 보상작용은 할 수 없기 때문이다. 그러므로 임플란트 지지 보철물에서는 자연치를 지대치로한 고정성 국소의치에서 보다 훨씬 정교하게 제작되어야 한다.

주조(casting)에 의해 제작된 금속 구조물의 정밀성을 얻기 위해 많은 노력을 기울이지만 변형을 피할 수는 없다. 이러한 변형의 원인은 ① 인상채득시 인상재료의 변형 ② 인상을 채득한 다음 인상체에 포함된 coping에 replica를 연결할 때 나타나는 error ③ 주조시에 나타나는 매몰제의 수축과 팽창 차이에 의한 오차 등이다[21]. 그러므로 부적합을 예방하기 위해서는 인상채득 과정에 정확성을 기하고 기공과정시 보다 정밀한 replica를 사용하며 주조시 오차를 줄일 수 있는 매몰재와 주조방법을 이용해야 한다. 특히 주조에는 플래스틱을 주조하는 것보다는 보다 정밀한 금속을 이용하는 것이 적합도를 향상 시킬수 있다.

주조체의 부적합이 그리 크지 않으면 금속구조물이 지대치에 수동적으로 잘 적합되는 것처럼 보이므로 숙련된 임상가라 할지라도 screw에 의해 완전히 조여진 금속 구조물의 적합성을 판별하는 것은 매우 어렵다. 때문에 전체적으로 screw를 조이기 전에 하나의 나사만을 이용하여 금속구조물을 조여봄으로서 다른 부분의 금속구조물과 임플란트 연결부에 눈에 보이는 부적합이 있는지 판별해야 한다[21].

임플란트와 보철물 사이에 gap이 존재함에도 불구하고 이러한 gap을 없애기 위해서 과도하게 조이면 gold screw에 가해진 하중이 임플란트 고정체에 가해져 기능력이 가해지지 않는 상태에서도 위치에 따라 인장력 또는 압축력을 받는다.[22] 예를 들어 중앙부 임플란트와 상부 구조물 사이에 gab이 존재하는 경우에 큰 힘으로 고정나사를 조이면 중앙의 임플란트 고정체에 인장력이 계속적으로 가해지고 양측의 임플란트에는 압축력이 가해진다. 부적합이 수평적으로 존재하는 경우에도 오차의 크기와 방향에 따라 쐐기작용(wedging action)을 야기하는 반대방향으로 임플란트에 응력을 가한다[21]. 이러한 하중이 골이 견딜수 있는 한계 이내로 가해진다면 문제가 되지 않으나 생리적 한계를 초과하면 골흡수를 촉진시킨다.

대부분의 경우에서 변형을 막을 수 없으므로 통상적인 방법으로 금속 구조물을 제작하여 적합성 검사를 하여 적합성이 불량한 부분을 수정하는 방법과 아예 처음부처 여러 조각으로 제작한 다음 납착하는 방법이 있다. 부적합이 발견되면 다시 제작하거나 금속구조물을 잘라 납착 한다.

상부구조와 abutment, fixture의 적합 정밀도를 검사할 때 치은연상의 적합은 육안으로 확인하고, 치은연하의 적합은 dental X선 사진을 찍어 적합 정밀도를 확인한다. 상부구조의 부적합은 gold screw의 이완과 파절, abutment screw의 이완과 파절 등의 원인이 된다.

13. 나사 풀림 및 파절

(1) screw 와 cement의 유지

임플란트 보철물을 고정체나 지대장치에 연결하는 방법은 screw에 의해 유지를 얻는 방법과 cement에 의해 유지를 얻는 방법이 있다. Rangert 등[23]은 screw에 의해 지지되는 보철물에 하중이 가해지면 하중측의 지대장치 근심 상연을 지렛대 지점으로 한 시소-운동이 형성되므로 임플란트 고정나사에 높은 인장력이 형성된다고 하였다.

* screw 유지의 장단점

장점 ① 구강청결이 필요하거나 치주치료 등이 요구될 때 용이하게 장착, 철거할 수 있다.

단점 ① 교합면에 형성된 acess hole 때문에 교합을 형성하는데 어려움이 있고 심미적이지 못하다.
② 나사의 풀림 가능성이 있다.

* cement 유지의 장점
장점 ① 단순하고 친밀한 방법이다.
② 교합형태를 부여하는 것이 용이하고 심미적이다.
③ cement이 균등하게 분포되고 충분히 경화되었다면 screw 유지 형태에 비해 교합력을 고정체에 더 균일하게 분산시킬 수 있다.
④ 적절한 치간부를 형성할 수 있도록 지대장치를 변형시키는 것이 용이하다.
⑤ die spacer와 cement이 약간의 부정확성을 보상할 수 있다.
단점 ① 구강청결이나 치주 치료 등을 위해 제거해 보는 것이 불가능하다. 제거하기 위해서는 보철물을 잘라내야 하므로 다시 제작해야 한다.
② 잘못 배열된 고정체를 상부 보철물을 이용하여 재 위치시키는 것은 screw 유지형태에 비해 불리하다.

(2) 나사풀림

임상에서 cement 유지 보다는 screw 유지를 더 선호하는 이유는 재적합성(retrievability)의 매력 때문이다. 재 적합성은 보철의에게 개개 임플란트의 골유착 평가나 연조직 시진 및 치석 제거의 필요가 있을때 임플란트 상부 보철물을 제거해 볼 수 있게 해주며 임플란트 보철물을 변형시키는 것이 용이하다. 그러나 이러한 장점이 있는 반면에 보철물 고정나사의 풀림에 의한 보철물의 흔들거림이 중요한 문제점으로 지적되고 있다. 그러므로 재적합성의 장점을 살리면서도 고정나사의 풀림과 같은 문제점을 최소화시키는 것이 임상에서 중요하게 대두된다.

단일치 수복에서 고정나사의 풀림이 가장 흔하게 나타나지만 여러개의 임플란트에 의해 지지되는 경우에도 고정나사의 풀림이 보고되고 있으며 특히 자연치와 임플란트에 의해 지지되는 임플란트 보철물의 경우에는 지지구조가 다른 주 지대치 사이의 동요차 때문에 이런 문제가 더 크게 나타날 것으로 예견된다.

이러한 나사풀림의 원인에 대한 가능한 원인으로 ① 부정확한 금속구조물의 적합 ② 부정교합 ③ 이악물기나 알치증 같은 비기능력 ④ 과도하게 연장된 캔티레버에 의한 과하중 ⑤ 단일 수복치에 가해진 비트는 힘(torsion) ⑥ 고정나사의 불량한 적합 등을 들고 있다.

나사풀림을 방지하기 위해 위의 원인요소에 해당하는 것들을 제거하거나 감소시키는 것 이외에 ① external hex 같은 기계적인 맞물림(interlocks) ② 나사 설계를 변경시키거나 토오크 조절 기전을 이용하여 나사풀림을 줄일 수 있다. 그러나 이런 방법을 이용한다 할지라도 나사풀림을 완전히 없앨 수는 없다. 예를 들어 단일치 수복에 external hex를 갖는 임플란트를 사용하였음에도 불구하고 3년 후에 65%의 고정나사 풀림이 나타났다고 보고되고 있다[24].

나사 파절의 원인은 파절된 gold screw의 파절면을 관찰해 봄으로서 알 수 있다. 대부분의 경우에서 피로파절(fatique fracture)이 존재하는 곳에서 파절이 일어난다. screw를 조임에 의해서 금속이 변형되면 나사 제작시 생긴 작은 홈에서 crack 이 시작된다. 저작력이 가해지면서 crack은 점차 커지게 되고 이 부위에 stress가 집중되면 파절이 일어난다. 실험적으로 과도하게 조임으로서 파절된 면은 이러한 파절면과 다르게 나타난다[21].

Rangert 등[23] 과 Patterson 등[25]은 임플랜트에 가해지는 굽힘 모멘트로 인한 보철물 고정나사의 풀림과 피로파절을 방지하기 위해 고정나사에 일정량의 토오크를 미리 부하시키는 전하중(preload)의 중요성을 강조하였다.

(3) 전하중(Preload)

금속 구조물은 금나사(gold screw)와 지대나사(abutment screw)에 의해 임플란트에 연결된다. 일반적으로 고정나사에 의해 조여진 보철물과 임플란트 지대장치가 풀리려면 나사를 유지시키려는 힘보다 더 큰 외력이 나사에 가해져야 한다. 반대로 나사의 풀림을 방지하려면 분리 시키려는 외력보다 더 큰 조임력(clamping force)을 가져야 한다.

고정나사에 너무 작은 토오크를 부여하면 고정나사가 쉽게 분리되므로 피로 파절이 나타나거나 나사 풀림이 발생하고, 반대로 너무 과도한 토오크를 가한 경우에는 나사산이 벗겨지거나 나사가 파절될 수 있다. 적절히 조여진 고정나사의 수명이 가장 길다. 최종적인 고정나사의 조임은 한번의 조임에 의해 얻어지는 것이 아니다. 고정나사의 고정은 screw head, cylinder와 지대장치 그리고 나사산(screw thread) 사이에서 이루어지는데 기능력에 노출되면 이 부분들의 미세운동에 의해 현미경적인 작은 high spots이 감소되어 고정나사의 조임이 헐거워지고 전하중의 부분적인 감소가 나타나므로 일정한 기간동안 사용한 후에 완전히 조여주어야 한다[21]. 새로운 제품의 개발과 기공기술의 발전은 나사의 풀림없이 견고한 유지가 쉽게 해줄 것이다. 이미 토오크 조절에 의해 이러한 부분에 가깝게 접근해 있다. 그러나 임상가가 나사의 풀림에 대한 원인 제거 없이 나사의 풀림만을 제거하려 한다면 오히려 임플란트 다른 부위에 문제를 유발할 수 있다. 그러므로 나사의 풀림이 있다면 반드시 먼저 적절한 임플란트의 식립이 이루어 졌는가, 구조물의 적합도는 좋은가, 교합 형태는 올바른가를 반문해 보아야 한다.

Ⅴ. 골유착성 임플란트에 대한 교합력의 효과

임플란트와 골 사이의 계면은 3가지 형태의 힘, 즉 압축력, 인장력, 전단력을 받게 된다. 같은 크기의 힘은 적용된 힘의 방향에 따라 임플란트 조직 계면에 아주 다른 효과를 나타낼 수 있다. 이때 교합은 이러한 하중 방향을 결정하는 중요한 요소이다. 높은 전단력이 가해지면 그 계면에서는 기계적 실패가 일어날 위험성이 커지며 특히 계면이 아직 미성숙골(woven bone)로 구성되어 있는 경우에는 성숙된 층판골(mature lamellar bone)보다 약하기 때문에 이러한 힘이 가해지지 않도록 주의해야 한다. 압축력은 임플란트 보철물에 가장 양호한 응력 분산 양상을 보이므로 임플란트 보철물의 교합 형성시 교합력이 임플란트 고정체의 장축 방향으로 전달될 수 있도록 함으로써 임플란트에 가해지는 주된 힘의 방향이 압축력이 되도록 한다.

임플란트에 가해지는 측방압(transverse force)은 임플란트체 치경부의 변연골에 많은 압축력과 인장력을 가하게 되므로써 변연골을 흡수시킨다. 특히 조기 접촉 또는 교합 간섭이 있는 경우 이러한 하중이 증가되어 교합력이 여러 개의 지대치에 고루 분산되지 못하고 특정 부위에만 작용하게 되므로 임플란트 보철물의 교합면 형성시 조기 접촉 또는 교합 간섭은 반드시 제거되어야 한다.

한편 저작시 발생한 교합력은 임플란트 보철물을 통해 지지골에 직접적으로 전달되므로 보철물에 가해지는 잠재적 충격력을 경감시키기 위해 하악이 최대 교두 감합위로 폐구했을 때 양측의 치아들이 동시에 접촉되도록 하는 것이 중요하다. 이와 같은 과정을 통해 교합력이 자연 치아 및 임플란트 보철물이 있는 악궁 전체에 걸쳐 균등하게 분포되도록 하여 임플란트 고정체에 가해지는 교합압을 분산시킬 수 있다.

임플란트 고정체에 가해지는 교합력에 관한 일반적인 원칙은 다음과 같다.

1) 교합력이 임플란트 고정체의 장축 방향으로 전달될 수 있도록 임플란트 보철물의 교합을 형성하여 주된 힘의 방향이 압축력이 되도록 한다.
2) 임플란트 보철물의 조기 접촉 및 교합 간섭은 임플란트에 유해한 측방압을 발생시키므로 보철물 제작시 반드시 제거되어야 한다.
3) 최대 교두 감합위로 폐구시 교합력이 악궁 전체에 균등하게 분포될 수 있도록 양측의 치아들이 동시에 접촉되도록 한다.

Ⅵ. 임플란트 보철물의 교합면 설계

임플란트 보철에 교합의 개념을 도입하는데 기본적인 사항 중 하나는 임플란트에 가해지는 생역학적인 응력(biomechanical stress)을 조절하는 것으로써 임플란트에 가해지는 교합력을 감소시켜 임플란트 지지 골조직으로 전달되는 응력을 감소시키도록 해야 한다. 이러한 응력의 전달과 분포는 적용되는 교합력의 크기, 방향, 기간에 의존하며 이들은 임플란트 상부 보철물의 교합면 설계에 의해 영향을 받는다. 따라서 임플란트 보철물의 적절한 교합면 설계는 임플란트와 그에 부착된 보철물 둘 다에 중요한 역할을 한다고 볼 수 있다.

임플란트 지지 보철물의 제작 과정에서 과도한

교합압을 줄여줄 수 있는 적절한 교합적 설계에 대한 몇 가지 사항은 다음과 같다.

1) 교두 형태와 치관 배열은 응력이 임플란트 장축을 따라 직접적으로 전달될 수 있도록 형성하여 측방력을 없애주거나 최소가 되게 하며 임플란트 보철물의 screw hole 근처에 중심접촉을 만들어 준다. 임플란트 고정체의 축에서 빗겨나간 교합압은 임플란트 고정체의 장축방향으로 힘이 분산되지 못하고 측방압을 가하여 역학적으로 불리하게 작용하게 된다. 따라서 이러한 역학적으로 불리한 현상은 가능한 한 줄여주기 위해 중심 접촉을 screw hole 주위에 형성해 주는 것이 좋다.
2) 임플란트 치관의 교합면 넓이를 최소화시키고 가능한 한 임플란트 치근의 넓이보다 넓어서는 안된다. 이는 임플란트 고정체에 가해지는 교합적 부하를 최소로 줄여주기 위함이다. 임플란트 치관의 교합면 넓이와 임플란트 치근의 넓이가 동일하면 고정체를 따라 응력의 적정 전달이 가능하다. 만약 좁은 임플란트 치근에 넓은 교합면을 가진 보철물을 장착시 임플란트 고정체를 통해 주위 골조직에 응력을 집중시켜 결과적으로 골흡수를 초래한다. 일반적으로 제 2대구치를 임플란트에 의해 수복하게 되는 경우 소구치 정도의 크기로 근원심 방향으로 교합면을 줄여주는데 이러한 과정을 premolarization이라고 한다.
3) 교두 높이와 교두 경사는 임플란트에 가해질 수 있는 측방 응력을 감소시키도록 최소화되어야 한다. 그러므로써 교합면은 비교적 편평하게 되어 중심 기능만 제공할 수 있어야 한다. 따라서 근원심 교두 경사를 줄여줌으로써 임플란트와 지대치 연결 부위에 가해지는 측방력을 줄여주는 것이 좋다. 또한 협설 방향으로도 교두의 넓이를 줄여주고 교두 경사를 줄여주도록 한다. 교두 높이와 교두 경사를 줄임에 따라 중심교합시 교합접촉 부위가 넓어지고 측방유도가 완만해지며 응력의 발생도 적어지게 된다.
4) 동일 악궁내에서 자연치와 임플란트 보철물이 동시에 존재하는 경우 중심교합시 임플란트 보철물은 자연치아에 비해서 약한 접촉이 되도록 해준다. 이는 자연치와 임플란트간의 수직운동 차이를 교합접촉에 의해 해결하기 위한 것으로서 교합시 자연치와 임플란트에 동일한 접촉을 형성해 준다면 인접 자연치아보다 임플란트에 더 많은 힘이 전달되기 때문이다. 이 때 가볍게 다물었을 때 임플란트 보철물에 부여되는 교합접촉 정도는 학자들마다 다소 차이가 있으며 일반적으로 20-100μm의 범주 내에 포함된다. 부분무치악 임플란트 보철물에서 교합접촉정도에 관한 송 등의 연구[26]에서 양측성으로 균등한 교합력과 교합접촉점 분포를 보인 상태에서 측정하여 제시된 교합접촉정도는 34.13μm였으며 개인차가 심한 양상을 보이는 바 환자 개개인에 적합한 교합접촉정도를 부여할 것을 강조하였다.

Ⅶ. 임플란트의 교합 양식

1. 자연치열과 임플란트 치열의 생물학적, 해부학적 차이[13]

교합 기능을 영위하는 악구강계의 해부학적 구조를 비교할 경우, 악관절과 저작근은 공통적인 기능을 한다고 생각된다. 하악이 폐구할 때에는 주로 폐구근과 외측익돌근이 수축하여 과두-원판 assembly가 관절 융기에 seat 된다. 그리고 상하악 치열이 교두감합하여 씹을 때에는 주로 교근과 내측익돌근이 폐구에 관여한다. 이러한 악관절, 저작근, 치열의 기능과 위치 관계 때문에 악구강계는 역학적으로 3종 지렛대를 형성하여 구치부에서는 강한 교합력을, 전치부에서는 약한 교합력을 발휘하게 한다.

반면 자연치열과 임플란트 치열 사이에는 치근막을 매개로 하는 치근과, 골과 결합하는 임플란트체라는 생물학적, 해부학적 차이가 있다. 이것은 교합력을 감지하는 신경근 기구에서 생물학적인 변화를 일으킨다. 또 교합력이 작용할 때 임플란트체와 골에 다소간의 응력이 작용하므로, 임플란트 치열에서는 골질이 교합력의 응력 분산에 크게 관여하게 된다.

2. 임플란트의 교합양식[3]

이상의 내용을 기반으로 자연치열과 임플란트 치열의 교합 양식을 생각할 때 임플란트 치열에서는 전술한 생역학을 고려한 적절한 교합 양식을 부여해야 한다. 단지 자연치열의 교합 양식을 모방하기

만 해서는 분명히 장기적으로 안정된 교합을 유지할 수 없다. 같은 악궁상에 있는 임플란트와 치아의 초기 수직 방향 움직임의 차이는 앞에서 살펴본 바와 같이 28㎛[4,8,10]에 이르기 때문에 초기교합 접촉 시 이 차이를 보상해 주지 않으면 임플란트가 주변의 치아들보다 더 많은 교합압을 받게 된다. 임플란트 수복 전에 기존의 교합에 대해 평가해야 한다. 조기 교합 접촉은 이상적으로 임플란트 수복 이전에 치아 상에서 완전하게 제거해 주어야 한다. 그다음 25㎛ 이하의 두께를 갖는 얇은 교합지를 이용하여 가볍게 다물게 하여 중심위 교합에서 임플란트 초기 교합 조절을 해준다. 이때 임플란트 보철물은 거의 접촉하지 않게 하며, 주변 치아들을 초기에 더 접촉시킨다. 임플란트 치관에는 수직적인(axial) 교합 접촉만이 존재해야 한다. 가벼운 교합력에 의한 평형이 완성되면, 더 강한 중심위 교합력을 가한다. 이때 임플란트 몸체에는 수직 방향의 접촉만이 있어야 하며, 강한 교합력 아래에서 임플란트 치관과 주위 치아가 비슷한 정도로 접촉하여야 교합력에 유사하게 반응하도록 한다. 임플란트와 치아에 교합력이 균일하게 가해지도록 강한 저작력 하에서 교합 조정을한다. 그 이유는 강한 교합력에 의해 치아가 약간 압하된 상태에서 임플란트와 접촉되어야 양쪽에 하중이 비슷하게 전달되기 때문이다.

자연치열에서 이용되는 많은 교합양식은 편심 운동 시에 구치부를 이개시키기 위하여 전치유도를 이용한다. 만일 건강한 전치부나 견치가 존재한다면, 이 치아들이 편심 운동 시에 수평적(측방적) 하중을 분배하도록 하며 구치부는 측방운동 시에 이개되도록 한다. 전치부의 교합력과 근전도를 측정한 결과에 의하면 구치부가 접촉되지 않을 때, 더 적은 교합력을 유도한다 하였다.[27] 결과적으로 자연치나 고정성 보철물과 교합하는 임플란트는 편심 운동 시에 구치부를 이개시키도록 해야 한다. 그 결과 발생된 측방력은 전치부에 전달되어 근육반응 및 활성도의 감소를 통해 전체적인 교합력의 감소를 유발한다. 이러한 교합 모형은 전치부에 임플란트가 존재하여도 형성한다. 그러나 전치부 임플란트가 측방운동시에 구치부를 이개시키는 경우 두 개 혹은 그 이상의 임플란트를 연결하여서 측방력의 분산을 도와야 한다.

전치부 임플란트와 치아가 연결되지 않은 경우에도 하악의 측방운동 시에 구치부를 이개시키기 위해 비슷한 교합조정이 시행된다. 건강한 전치의 초기 측방 운동량은 이차적인 치아 운동이 일어나기 전에, 50㎛ ~ 108㎛[4,8,10] 이다. 전치부 임플란트의 운동량은 즉각적이지 않고 10㎛ ~ 50㎛.[11]의 범위 내에 있다. 따라서 임플란트와 비교해 볼 때 자연 전치는 근단쪽 및 측방쪽으로 더 많은 운동을 한다. 측방운동시의 이러한 운동량의 차이 때문에 이 방향으로의 교합 조정이 임플란트의 성공과 생존에 중요하다. 약한 힘과 얇은 교합지(20㎛, 예, Acufilm)를 이용하여 초기 교합이나 치아의 측방운동 시에, 임플란트 치관의 접촉이 일어나지 않는 것을 확인한다. 다음에는 중심교합과 측방운동에서 강한 힘을 사용하여 전치부 임플란트와 자연치가 모두 비슷하게 교합접촉을 하도록 만든다.

자연치와 연결된 임플란트에도 유사한 생역학적 고려를 적용하여 교합 조정을 하게 되는데 약한 교합력과 얇은 교합지를 이용하여 자연 지대치의 치관에 비해 임플란트 치관에 최소한의 접촉을 부여하며 다음에 강한 저작력을 이용하여 임플란트와 자연치 모두에 균일하 접촉을 부여해준다.

학자에 따라 임플란트 보철에 응용되는 교합 개념에 차이가 있을 수 있으나 수복 치료시 가장 중요한 원칙은 약한 부위로 힘이 많이 전달되지 않도록 하는 것으로서 일반적으로 임플란트가 자연 치아에 비해서 생물학적 및 해부학적 차이 때문에 역학적으로 불리하다는 상황을 고려하여 임플란트 보호의 관점에서 교합의 부여가 임상적으로 중요하다고 생각되며 또한 어떠한 교합 조정방법도 치아의 근심이동이나 적은 이동이 일어나는 것을 완전히 막을 수는 없다. 정규적인 구강 위생을 위한 내원시, 규칙적인 검사와 교합 접촉의 조정을 통하여 장기간에 걸쳐 일어나는 작은 변화를 바로 잡아줄 수 있으며, 도재의 파절이나 주변의 자연치아에 발생될 수 있는 응력과 관련된 합병증들을 방지할 수 있으므로 교합의 규칙적인 검사와 조정이 필요하리라고 사료된다.

Ⅷ. 결 론

임플란트 보철의 예지성은 임플란트 특유의 생역학, 교합, 임플란트 주위 연조직 및 심미성 등의 요

소에 의해 좌우된다. 전치부 특히 상악 전치의 임플란트 보철에서는 심미성이 매우 중요시된다. 그러나 임플란트 보철의 수명을 고려할 때 교합력 조절에 의한 지지골의 흡수 예방 및 골유착 유지를 위해 적절한 생역학과 교합 양식은 무엇보다 중요한 요소이다. 이것은 모든 임플란트 보철에 공통되는 사항이다. 생역학 문제는 외과와 보철 처치를 통해 고정체에 대한 완압 시스템, 고정체 자체의 응력 부담 능력(표면적, 길이, 치관 치근 비율, 배치, 식립 방향 등), 상부구조의 정밀한 적합 등의 요건에 대해 검토해야 한다. 외과 수술 시에는 피질골 지지(cortical support)를 얻고 골질을 판정하며 해부학적 조건이 허용하는 한 긴 임플란트 고정체를 적절히 배치하고 식립 방향을 배려하는 등 주의할 점이 많다. 또한 그것을 근거로 한 보철 처치도 중요한데, 생역학에 대해 충분히 배려하지 않고 무리한 디자인의 보철물을 설계하는 것은 임플란트 보철의 실패로 연결된다.

확고한 생역학에 근거를 두었다고 해도 교합 양식에 무리가 따르면 결국 임플란트 보철이 실패하기 쉽다. 임플란트 치열에서는 골질 평가, 신경근계에 의한 감각 수용기가 일으키는 교합압 조절의 차이 등 자연치열과는 다른 조건이 있으므로, 이들이 임플란트 고정체에 외상력으로 작용하지 않도록 교합 양식을 고려해야 한다.

REFERENCES

1. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? Int Periodont Rest Dent 1991;11:88-91.
2. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral fuction in patients with osseointegrated oral implants. Scan J Dent Res 1977; 85:200-208.
3. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry, St. Lewis, Mosby, 1993. 최신 임플란트 치과학 제2판 번역판. 김명래,한중석,최장우,최용창,김용식.나래출판사, 2000.
4. Muhlemann HR, Savdirl S, Rakeitshak KH. Tooth mobility:Its cause and significance. J Periodontol 1965;36:148-153.
5. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry:Basic concepts and principles. Oral Implant 1992;18:264-274.
6. Glickman I. Inflammation and trauma from occlusion: Co-destructive factors in chronic periodontal disease. J Periodontol 1963;34:5-10.
7. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of oral tactile function by means of teeth or implant support prostheses. Clin Oral Impl. Res 1991;2:75-80.
8. Mullbradt L, Ulrich R,Mohlman H et al. Mechano perception of natural teeth vs endosseous implants revealed by magnitude estimation. Int J Oral Maxillofacial Impl 1989;4:125-130.
9. Muhlemann HR. Tooth mobility:A review of clinical aspects and research findings. J Periodontol 1967;38: 686.
10. Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 1960; 39:68.
11. Sekine H et al. Mobility characteristics and tactile sensitivi쇼 of osseointegrated fixture-supporting systems. In van Steenberghe D, editor. Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction, pp 306-332, Amsterdam, 1986, Elsevier.
12. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fracture of the fixture componentof an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofacial Impl 1993;8:409-413.
13. 山本 美朗, 河津 寬. Clinical Implantology 번역판. 우이형,최장우,윤인섭,장세원,류경호. 한국 퀸테센스출판, 2000.
14. Takayama H. Biomechanical consideration and occlusal rehabilitation. Japan, Quintenssence Publ Co , 1989, PP. 265-280.
15. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism, J Prosthet Dent 1992;67:236-245.
16. 조인호. 임플랜트보철의 생체역학. 대한치과의사협회지 1992; 30:597-602, 643-649.
17. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral Maxillofacial Impl 1986;1:39-45.
18. Langer B, Sullivan DY. Osseointegration: Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry: Part 2. Int J Periodont Res Dent 1989;9: 165-183.
19. Ericsson I, Branemak PI, Linde J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed bridgework supported by the combination of the teeth and osseointegrated titanium fixtures. J Clin Periodontol 1986;13:307-312.
20. Goodkind RJ, Heringlake CB. Mandibular flexure in

opening and closing movements. J Prosthet Dent 1973;30:134-138.
21. White GE. The design of frameworks for complete prostheses. Osseointegrated Dental Technology, London Quintessence Publishing Co, 1993 PP 61-93.
22. Brunski JB. Forces on dental implants and interfacial stress transfer, In: Laney WR, Tolman DE. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. Chicago Quintessence Publ Co, 1992 PP 108-124.
23. Rangert B, Jemt T, Jornneus L. Forces and movements on Branemak implants. Int J Oral Maxillofacial Impl 1989;4:241-247.
24. Jemt T. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofacial Impl 1991;6:29.
25. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofacial Impl 1992;7:25-34.
26. 송금영,계기성,정재헌. 부분 무치악 고정성 임플랜트 보철하에서 교합접촉정도에 관한 연구. 대한치과보철학회지 1995;33:281-299.
27. Manns A, Chan C, Miralles R. Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles, J Prosthet Dent 1987;57: 494-501.