

골이식한 부위의 임플란트 보철 실패 줄이기

-상악 구치부 수복을 중심으로-

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

조교수 김 성 훈

부분 무치악 또는 완전 무치악 환자에 대한 임플란트 치료는 심미적이고 기능적인 보철물을 위한 고정원을 제공하기 위해서이다. 그러나, 제한적인 해부학 구조나, 발치 후 치조골의 퇴축이 심하여 충분한 길이의 임플란트나 적절한 위치의 임플란트를 식립하기 어려운 환자에 있어 다양한 골 이식술 즉, guided bone regeneration을 동반한 또는 동반하지 않는 골 증대술 (Gher 등, 1994), sinus lifting (Kent 와 Block, 1989), onlay grafting (Sutter 등, 1994), onlay/inlay grafting (Lekholm 등, 1999), Le Fort I osteotomy grafting (Knabe & Hoffmeister, 1998)을 시행한다. 특히, 상악 구치부는 발치 후 치조골의 흡수가 빠르게 진행되며 또한 상악동 기저부의 하방 이동으로 임플란트의 식립에 필요한 골양의 부족으로 이 부위의 골양을 증가시키기 위해 온레이 골이식이나 상악동저 거상술을 많이 시행하고 있다.

여기에 식립 된 임플란트에 상부 보철물을 연결할 때 다른 부위보다 많은 주의가 필요하다. 이 임플란트 보철은 최소한의 교합력 전달로 임플란트 주위골의 보호와 각 구성품들의 파절 등의 기계적인 문제를 최소화 하는 방향으로 설계되어야 한다.

이에 골 이식한 부위 특히, 상악 구치부에 임플란트를 이용하여 심미적이고 기능적으로 수복하고자 할 때 나타나는 여러 보철적인 실패를 줄이는 방법에 대해 함께 살펴보고자 한다.

1. 골이식과 임플란트 식립 후 치유기간

임플란트 식립은 골 이식할 부위의 양이 적으면 골 이식과 같이 하는 Immediate technique (Adell 등, 1990) 으로 할 수 있지만, 이식 할 부위가 크거나 그 양이 많으면 환자의 전신 건강 상태나 이식 부위의 골 질에 따라 다르지만 일반적으로 골 이식 8개월 후에 (이식한 골의 양이 5mm 이하면 4~6개월, 5mm 이상이면 6~10개월) 임플란트를 식립하는 Delayed technique (Lekholm 등, 1999; Misch, 1999)을 추천한다. 보철물을 위한 2차 수술은 정상적인 골조적을 가진 경우에도 매식 후 상악에서는 5~6개월, 하악에서는 3~4개월 후에 한다 (Brånemark 등, 1977). 그러나 임플란트 표면처리 발달, 수술 기법의 발달과 개개인의 골 치유 능력에 많은 차이가 있어 이런 일반적인 프로토콜을

모든 환자에게 동일하게 적용하기 어렵다. 그 중 상악동 부분만 생각해 보면 상악동 내의 골 이식재의 치유기간이나 그 부위에 임플란트 식립 후 치유기간은 자가골의 양, 골 이식할 부위의 크기, 환자의 건강도에 따라 다르지만 일반적인 지침은 다음과 같다. 잔존골의 높이가 5~10mm 정도이면 상악동 거상술과 골 이식술을 하며, 이식재가 자가골인 경우 4~6개월, 자가골과 다른 골을 혼합한 이식재를 사용한 경우는 6~10개월 정도의 치유기간을 지난 뒤 임플란트를 식립한다. 임플란트 식립 후 일반적으로 4~8개월 (자가골인 경우: 4~6개월) 기다린 후 보철을 한다. 잔존골의 높이가 5mm 이하일 때도 상악동 거상술과 골 이식술을 하며, 이식 후 이식한 부위의 크기나 사용한 자가골의 양에 따라 6~10개월 기다린 뒤 임플란트를 식립하며 임플란트 식립 시 골조직의 단단한 정도에 따라 식립 후 4~10개월 뒤 보철을 한다. 이렇게 골이식을 한 후 충분히 기다려 이식재가 충분히 성숙된 후 임플란트를 식립하며, 식립된 임플란트 주변의 골이 충분히 성숙해야 교합력을 견딜 수 있는 조직으로서 역할한다.

2. 골이식한 부위의 임플란트 보철 시기

상악동 거상술 후 그 빈 공간에 채워진 골 이식재의 단단한 정도는 이식재의 종류와 성숙하는 단계에 따라 다르다. 골 조직에서 임플란트 매식체를 지탱하는 부분은 광화 (mineralization)가 진행된 부분이다. Famuscu 등 (2003)의 연구에 의하면 상악동 하방의 망상골 (cancellous bone)의 광화된 부분은 전체 부피의 17.1~26.7%, 상악동에 이식한 자가골은 26~69%, 그 외의 부분은 5~45% 정도이다.

그래서 광화가 잘 된 자가골 이식 부분이 기존의

망상골보다 더 교합력을 받기에 적절하다. 재료의 단단한 정도를 비교하는 지표가 바로 탄성계수인데, Spector (1999) 와 Moroi 등 (1993)의 연구에 의하면 상악 구치부 피질골의 탄성계수는 14GPa이며, 상악동에 이식한 이식재가 충분히 강하다면 탄성계수가 11GPa 정도이다. 이와 다르게 망상골은 1.4GPa이며 이식재가 충분히 강하지 않다면 0.5GPa 정도로 낮다. Fanuscu (2004)의 finite element analysis 연구에 의하면 상악동 내의 골 이식재가 충분히 단단하다면 수직적 교합력은 피질골과 이식재, 이식재와 이식한 부분의 경계부에 집중되지만, 이식재가 충분히 단단하지 않다면 피질골에만 응력이 집중된다. 즉 이식재가 단단하지 않다면 이식재가 마치 없는 것과 같은 효과이다. 그러므로 상악동 내에 골 이식을 한 후 그 이식재가 단단한 것을 확인 한 후 교합력을 가하도록 해야 유리할 것이다.

이런 경우에만 골이식을 한 효과를 얻을 수 있다. 이것을 기대하는 유일한 방법은 골 이식을 한 후 성숙하도록 충분히 기다리는 것이다. 그 후 환자마다 모든 임플란트의 골에 대한 안정성을 평가한 후에 보철물을 장착하는 것이 바람직하다. 임플란트의 안정성을 평가하는 방법으로 Percussion tests (Adell 등, 1985), X-ray evaluation (Lekholm & Zarb 1985), Periotest (Oliv? & Aparicio 1990), Cutting resistance measurement during implant placement (Johansson & Strid 1994), Turn out tests (Johansson 과 Albreksson, 1987; Sullivan 등, 1996), Resonance frequency analysis (Meredith 등, 1996) 등이 있지만, 이중 Resonance frequency analysis (RFA)가 가장 객관적이고 믿을 만한 방법이다. RFA로 측정된 수치 즉 ISQ 값이 65±5 이상일 때 임플란트의 안정성이 좋다고 할 수 있다 (Meredith, 1997). 이러한 안정성의 평가를 기초로 보철물 장착 시기를 조절할 수 있다.

3. 골 이식 부위의 임플란트 보철 시 고려 사항

상악동 거상술과 골 이식술을 한 경우의 임플란트 보철에도 다른 임플란트 보철과 동일한 원칙이 있다. 먼저 교합면 수복 재료를 살펴보면, Skalak (1985), Kiroh와 Ackerman (1989)는 임플란트와 골조직과의 계면에 전달되는 교합력의 조절을 위해서 교합면의 재료에 관한 중요성을 언급하였다. 치과보철에 사용되는 재료의 종류는 레진 (acrylic resin or bis-acrylic resin), 도재, 금속이 있으며, 임플란트 보철물의 교합면에도 위 3가지가 모두 사용될 수 있다.

레진은 탄성계수가 낮아서 충격을 흡수 할 수 있다고 알려져 있고 쉽게 수정 할 수 있으며 교합 조정이나 마무리를 쉽게 할 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 이런 레진이 이론적이나 실험적으로 골조직으로의 응력 전달을 감소한다 할지라도 그 감소의 양이 임상적으로 중요한가는 의문이다. Chibirka 등 (1992)이나 Parein 등 (1997)의 연구에 의하면 하악에서 교합면의 재료를 달리 했을 때 즉, 금, 도재 혹은 레진으로 교합면을 한 보철물에서 임플란트 골 조직 계면에서의 응력에 통계적인 차이가 없었다. 이 레진은 교합면의 마모가 다른 재료보다 크고, 변색의 가능성과 저작 효율이 떨어지며, 파절이 잘 되는 단점이 있다. 파절의 빈도는 가철성보다 고정성 보철물에서 높다. 레진의 강도는 도재와는 달리 그 양에 비례한다.

임플란트 보철물에 세라믹을 사용할 수 있으며 많은 세라믹 중 교합면에 사용되는 세라믹은 장식형 도재가 많이 사용된다. 이 도재는 압축 강도가 높으며 표면 착색이 잘 되지 않으며 표면 글레이즈가 장기간 유지된다. 레진보다 저작 효율도 높다. Naert 등 (1992)과 Parein 등 (1997)은 이런 도재의 사용이 임플란트와 골조직 계면에 유해한 영향을 미치지

않는다고 하였다. 심미적인 향상과 재료적인 비용의 절감으로 현재 많이 사용되는 추세이다. 그러나, 여러 번 고온에 가열하여 재 제작하는 경우에는 도재 소성 시의 수축으로 인한 보철물 금속의 변형으로 보철물과 임플란트와의 수동적 적합이 나빠질 수 있으며, 파절이 잘 되며, 파절되었을 때 수리하기 힘들고 피로에 의한 마모 현상도 일어난다.

교합면을 금속으로 했을 때 도재보다 충격의 전달이 적으며 마모 현상도 적게 일어난다 (Omar 와 Wise, 1981; Rabinowitz, 1965). 정확한 보철물 제작이 가능하고 다른 재료보다 수동적으로 적합한 보철물 제작도 가능하며, 파절이 거의 일어나지 않는다. 또한 약간 거리가 짧은 경우에도 사용 가능하다. 그러나 금속의 색으로 비심미적인 단점이 있다. 이같이나 이 악물기 습관이 있는 환자는 교합력의 지속 시간, 속도와 그 크기가 정상인의 10배 정도 되기 때문에 반드시 금속으로 교합면을 제작해야 하겠다.

교합면 보철물의 재료를 선택할 때 또 한가지 고려해야 할 사항은 어떤 재료의 마모도다. 그러나 어떤 재료가 대합되는 교합면의 재료에 따라 다른 마모율을 보여주기 때문에 실제로는 어떤 재료와 접촉되는지가 그 재료의 단순한 마모도보다 더 중요하다. Mahalick 등 (1971)의 연구에 의하면 도재-도재, 법랑질-법랑질, 법랑질-도재 와의 접촉이 비교적 많은 마모를, 아크릴릭 레진-도재, 아크릴릭 레진-법랑질, 아크릴릭 레진-아크릴릭 레진과의 접촉이 중정도의 마모를, 금-도재, 금-법랑질, 금-아크릴릭 레진, 금-금 과의 접촉이 비교적 낮은 마모를 보인다고 하였다. 이 중에서 금과 금과의 접촉이 가장 낮은 마모를 나타낸다. 그러므로 상악 구치부에 골이식한 부위에 보철 시에는 교합과 수직 고경의 안정성을 생각해서 교합면은 대합되는 치아나 재료와는 무관하게 금합금으로 하며 협측면은 옷을 때나 말할 때 보일 수 있기 때문에 도재로 하

는 PFM 형태의 디자인으로 설계하는 것이 유리하리라 사료된다.

골이식한 부위의 임플란트 보철물의 교합은 임플란트에 가해지는 교합력을 최대한 감소시켜 임플란트 매식체 주변의 골조직에 전달되는 응력을 감소시키는 방향으로 해야 한다. 주어진환자의 저작력 전달을 최대한으로 줄이는 변하지 않는 몇가지 설계 원칙이 있다. 교합면의 형태, 즉 교두의 형태와 치관의 배열은 교합력이 임플란트의 장축 방향으로 전달되도록 하여야 한다. 그렇지 않으면 Bidez 와 Misch (1992), Clelland 등 (1995), Clelland 와 Gilat (1992), Papavasiliou 등 (1996), Qin 등 (1996) 의 연구에서 나타나듯이 임플란트 부품과 매식체 주변의 골 조직에 나쁜 영향을 미칠 수 있다. 그래서 교합 접촉은 임플란트 매식체 직경의 수직적 상방에 1차적인 교합 접촉이 생기도록 하는 것이 좋으며 그 직경보다 1mm 보다 큰 원안에 2차적인 접촉이 있도록 하는 것이 좋다.

그 이외의 지점에 접촉이 생기면 임플란트에 측방압이 생기며 그 정도가 임플란트 부속품의 견딜 수 있는 힘보다 크다면 나사의 풀림이나 파절 등이 일어날 수 있다. 또한 임플란트 주변골에 응력이 집중되는데 그 정도가 골조직이 견딜 수 있는 생리적인 범위를 벗어나거나 골조직에 염증이 있다면 골 흡수가 있게 된다. 그러나 다수의 임플란트가 보철물에 의해 연결되었다면 임플란트 장축을 벗어난 그 사이 지점인 변연 용선 등에 접촉하는 것은 가능하다. 일반적으로 상악 구치가 발치되면 제일 먼저 잔존 치조골의 폭경의 흡수되고 그 뒤 높이가 감소된다.

흡수가 많이 진행되어 골 양이 감소된 곳에 임플란트를 식립하게 되면 원래의 치아위치보다 설측에 위치하게 된다. 여기에 보철물을 발치되기 전 치아의 위치나 형태로 해 주면 임플란트 매식체 중심에서 협측으로 많이 연장된 형태가 된다. 이렇게 되

면 심한 캔틸레버로 임플란트에 과하중이 가해질 수 있다. 이런 경우 상악 치아가 하악 치아의 안쪽에 위치하는 교차교합 형식으로 해주면 교합력이 임플란트의 장축으로 향하게 할 수 있다. 이때 overjet을 형성해 주어야 빠이나 혀가 씹히는 것을 방지 할 수 있다.

교합면의 크기는, 임플란트의 직경이 수복할 치아의 치근 직경보다 작기 때문에 정상적인 치관 형태를 부여하면 임플란트에 측방력이 가해질 가능성이 많기 때문에, 가능한 적게 형성해 준다. 상악 구치의 경우 협측은 그대로 두고 설측의 크기를 줄여 준다.

교두의 형태와 경사도도 줄여주는 것이 좋다. 하악이 폐구 시에만 대합치가 보철물 교합면에 접촉되고, 하악이 전방이나 측방 운동 시 간섭이 없게 함으로써 임플란트에 가해지는 측방력을 줄여 주는 것이 좋다.

대합치와의 접촉 정도는 강한 치아가 존재하면 임플란트 보철물의 접촉은 약하게 하는 것이 좋다. 동일한 악궁 내에서 임플란트 보철물과 자연치가 있는 경우 최대교두감합위에서 임플란트 보철물에 비교적 약한 접촉이 되도록 해 준다. 자연치아는 치근막에 의해서 저작 시 침하가 되지만 임플란트 보철물은 거의 침하가 없다. 만약 살짝 다물었을 때 균등하게 접촉되면 환자는 높은 느낌이 들어 불편해 하며 또한 임플란트 주변 골조직에 과도한 압력이 전달 될 수 있다.

4. 임플란트 교합 양식

Jemt 등 (1992), Isidor (1996), Hansson (1999), Quirynen 등(1992), Naert 등 (1992), Rangert 등 (1995)이 교합을 임플란트 성공과 실패의 주된 요소라 강조했다. 최대의 힘으로 물었을 때 임플란트

와 자연치아의 수직적인 움직임의 차이는 학자에 따라, 치아의 위치나 크기에 따라 다를 수 있지만 약 20~100 μm 정도이다 (Muhlemann, 1967; Parfitt, 1960). 만약 초기 접촉 시에 이를 보상하지 않으면 저작압이 치아보다는 임플란트에 집중된다.

그래서 교합을 형성하는 구체적인 방법으로 가볍게 다물었을 때 자연치아에서만 접촉이 있고 임플란트 보철물에서는 약 25 μm 정도의 교합지가 저항을 가지며 빠지는 정도로 조절한다. 이런 조절이 완성되면 그 뒤 아주 세게 다물게 하여 자연치와 임플란트 보철물 모두에서 교합지가 빠져 나오지 않게 접촉점의 높이를 조절한다. 하악의 편심 운동 시 즉 전방 이동이나 측방 이동 시 간섭이 없어야 한다. 이것을 하기 위한 전제 조건은 건강한 상악 약 전치나 견치가 반드시 있어야 한다는 것이다. 간섭을 제거하는 방법은 교합지를 조절하는 부위에 위치 시킨 후 환자로 하여금 하악을 아주 천천히 운동하게 한다. 이때 하악의 움직임과 동시에 교합지를 당겨보아 저항이 없도록 조절한다. 결과적으로 하악의 편심 운동시 상악 구치부 임플란트 보철물은 바로 이개된다.

이렇게 보철 치료시의 기본적인 교합 원칙은 일반적으로 강한 부위에 힘이 많이 전달되고 약한 부분에 힘이 적게 전달되어 강한 부분이 약한 부분을 보호하도록 하는 것이다. 임플란트와 건강한 자연치아를 비교해 보면 임플란트는 생물학적이거나 해부학적으로 자연치에 비해 불리하기 때문에 힘이 적게 가해지도록 설계해야 한다. 만약 상악 구치부처럼 상악동 거상술과 골이식한 부위에 임플란트를 식립하고 골조직의 성숙화가 충분하지 않다면 더욱더 적은 힘이 전달되도록 해야 한다. 그러나 자연치아의 동요도가 심한 경우에는 약한 부위가 치아이기 때문에 임플란트에 더 많은 힘이 전달되게 할 수도 있다.

5. 임플란트 나사의 풀림과 조임

임플란트 보철물이 유지되는 형식은 매식체나 지대주에 나사에 의해 유지되는 방법과 시멘트에 의해 유지되는 방법이 있다. 어떤 방법을 이용하든지 나사의 사용은 필수적이다. 물론 1개의 나사를 사용하느냐 혹은 2개의 나사를 사용하느냐의 개수의 차이이다. 이런 나사의 풀림은 임상에서 나타날 수 있는 문제점이며 특히 단일 임플란트 수복 시에 더 많이 나타난다. 그 원인으로 부정확한 금속구조물, 부정 교합, 이갈이나 이 악물기, 과도한 캔틸레버, 나사의 불량 등을 들 수 있다. 나사의 파절도 임상적으로 나타날 수 있으며 그 원인은 2가지로 나눌 수 있다.

보통 나사가 파절 될 때 가해진 힘을 그 나사의 yield strength 라 하며 이 힘 이하로 외력이 가해져야 나사가 견딜 수 있으며, 이 힘 이상의 힘이 가해졌을 때 나사가 파절된다. 다른 하나는 피로 (fatigue)에 의한 파절이다. 나사에 yield strength 이하의 힘이 장기적으로 가해졌을 때 나사 외부나 내부에 존재하는 아주 미세한 크랙 (crack)에 응력이 집중되어 이 부위가 넓어져서 최종적으로 파절된다.

나사의 풀림은 나사가 조여져서 유지되는 힘보다 더 큰 외력이 가해졌을 때 나타난다. 나사가 덜 풀리게 하려면 외력을 조절해야 한다. 즉 낮추어야 한다. 그러나 이 외력은 저작력등의 힘이며 환자마다 물론 다양하지만, 치과의사가 조절하기 어려운 부분이다. 그래서 나사의 풀림을 방지하려면 상대적으로 외력의 조건이 같다면 나사를 조여서 유지되는 힘을 증가하는 것이다. 나사를 조일 때 일정량의 강한 토오크를 주는 방법을 사용하는데 이것을 전하중 (preload)이라 한다.

나사를 조일 때 나사가 늘어나는데, 이 늘어난 부분이 원래의 길이로 되돌아 갈려고 하는 성질 때문

에 나사의 각 부분에 압축성 잠금력이 발생된다. 나사에 작은 토크로 조이면 쉽게 풀리며, 너무 강한 토크로 조이면 즉 나사의 yield strength 보다 더 큰 힘으로 조이면 바로 파절된다. 즉 적절히 조여주어야 하는데 그 정도가 나사의 yield strength 의 약 75% 정도이다. 일반적으로 그 힘은 나사의 크기에 비례하므로 큰 abutment screw 가 약 30~35Ncm 정도이며 작은 gold screw 가 10~15Ncm 정도이다. 이 정도의 토크는 손으로 줄 수 없기 때문에 필히 torque wrench 등의 기구를 사용해야 한다. 구체적인 방법으로 나사를 한번 조여주고 1분 기다린 후에 다시 한번 조여주거나 나사를 조이고 난 후 풀어서 다시 조이는 것을 추천하는 연구 논문도 있다. 그러나, 반복적이고 과도하게 조여줄 때 나사가 파절 혹은 임플란트 매식체의 회전을 가져올 수 있기 때문에 골 이식한 부위에 골 성숙이 충분히 되어 있지 않은 부분에서는 주의해야 한다. 적절한 전하중을 주었음에도 불구하고 지속적인 나사의 풀림이 있다면 다른 원인을 찾아 해결해야 한다.

6. 골 이식 후의 임플란트 성공률

골 이식 후의 임플란트와 보철물의 성공률을 살펴보면, Adell 등 (1990)의 연구에서는 상악무치악에 자가골 onlay graft 와 임플란트의 5년 관찰 결과 임플란트의 생존률이 식립 후 약 75.3%, 부하 후 81.6% 였으며, 보철물의 성공율이 87.5% 였다. Esposito 등 (1998)은 골 이식 후 3년 동안의 기능적 부하 후 85% 의 임플란트 성공률을 보였다.

Lekholm 등 (1999)의 3년간의 연구에 의하면 local onlay graft 한 경우의 임플란트 성공률과 보철물의 성공률은 각각 84% 와 81% 였고, full onlay graft 한 경우는 76% 와 71%, inlay graft

한 경우는 81% 와 88%, onlay와 inlay graft 를 동시에 한 경우는 60% 와 44%, LeFort I osteotomy 를 한 경우는 80% 와 90% 였다. 골 이식 술식의 종류와 임플란트 생존률과는 큰 차이가 없었다. 임플란트 상실률은 치유기간과 부하기간 전에는 14%, 첫 1년 동안은 6%, 첫 2~3년 동안은 2% 여서, 3년 후의 임플란트 성공률은 전체적으로 77% 였다. 골 이식과 임플란트를 동시에 한 경우의 임플란트 실패율 (23%)이 골 이식 후 임플란트를 식립 한 경우의 실패율 (10%) 보다 높았다. Iliac bone graft 에 임플란트를 식립 한 경우의 임플란트 상실률 (22%)은 oral bone graft 에 임플란트를 식립 한 경우 (19%)와 별 차이를 보이지 않았다.

그리고 골 이식한 후 임플란트를 식립 한 경우의 임플란트 상실률 (25%)이 골 이식을 하지 않은 경우 (11%) 보다 높았다. 이것은 해부학적인 구조 차이, 초기 임플란트 초기 고정성의 차이와 골 조직의 remodeling이 10~12개월 소요되는데 그 이전 즉 6개월 후에 부하를 주었기 때문이 아닌가 사료된다 (Lekholm 등, 1999). 그러나, 골 이식 후 임플란트를 한 경우의 임플란트와 보철물의 성공율이 골 이식을 하지 않은 경우 보다는 좋은 결과를 보여주지 못한다 할지라도 받아들일 수 있는 양호한 결과라고 볼 수 있다. 그리고, 골 조직의 밀도보다는 골 양이 임플란트 상실률에 더 많은 영향을 미쳤다.

임플란트 보철물의 3년 후 성공률은 80%를 보였다. 상악동 거상술을 한 부위의 장기적인 임플란트 성공은 그 전방부의 치아 상태에 따라 다르다. 건강한 자연 견치가 있다면 성공율은 더 높아진다. 이는 하악의 측방운동 시 임플란트 보철 부분이 하악 치아로부터 이개되어 간섭이 없기 때문일 것이다. Randomized controlled trial 로 한 Tarnow 등 (2000)의 연구에 의하면 94.6%, Olson 등 (2000)

의 연구에 의하면 97.5% 의 높은 임플란트 생존율을 보고하고 있다.

골 이식한 부위의 4~6.5년 임플란트 성공률이 비흡연자는 100%, 흡연자는 43% 였던 Mayfield 등 (2001)의 연구에서 보여주는 바와 같이 흡연이 골 이식한 부위의 임플란트 예후에 나쁜 영향을 주는 것으로 볼 수 있다. 이것은 흡연이 골 조직의 치유와 재생을 방해 (De Bruyn와 Collaert, 1994)하기 때문이다. 흡연은 그 양에 관계없이 나쁜 영향을 미치므로 필히 금해야 하겠다 (Kan, 1999).

7. 정기적 교합 검사 및 조정의 필요성

Dario (1995)와 Rangert 등 (1997)의 보고에 의하면 임플란트 보철물 장착 후 1년 6개월 동안 50%의 경우가 교합 접촉이 변했고 그 중 대부분은 보철물 장착 후 3~6개월 내에 일어난다. 그러므로 골 재건된 환자의 성공적인 임플란트 유지를 위해서는 과도한 접촉이나 조기 접촉을 방지하기 위해 교합의 상태를 정기적으로 검사하고 (Knabe 와 Hoffmeister, 1998), 임플란트를 유지하는 골 조직의 흡수 진행 상황을 방사선 사진 (Hatano, 2003)을 이용해서 정기적으로 검사하는 것이 중요하다.

참 고 문 헌

- Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. Surgical procedures. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry; Chicago; Quintessence 1985.
- Adell R, Lekholm U, Grondahl K, Brånemark PI, Lindstrom J, Jacobsson M. Reconstruction of severely resorbed edentulous maxillae using osseointegrated fixtures in immediate autogenous bone grafts. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:233-46.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry. Basic concepts and principles. Oral Implantol 1992;18:264-74.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977;16:1-132.
- Gbirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption, quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. J Prosthet Dent 1992;67:361-4.
- Clelland NL, Gilat A. the effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont 1992;1:24-8.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont 1995;4:95-100.
- Dario LJ. How occlusal forces change in implant patient: a clinical research report. J Am Dent Assoc 1995;126:1130-3.
- De Bruyn H, Collaert B. The effect of smoking on early implant failure. Clin Oral Impl Res 1994;5:260-64.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I) Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci 1998;106:527-51.
- Fanuscu MI, Iida K, Caputo AA, Nishimura RD. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:667-74.
- Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: A finite element

참 고 문 헌

- analysis. *J Oral Implantology* 2004;30:59-68.
- Gher ME, Quintero G, Assad D, Monaco E, Richardson AC. Bone grafting and guided bone regeneration for immediate dental implants in humans. *J Periodontol* 1994;65:881-91.
 - Grossman DG. Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramics. In Mormann WH, editor. International symposium on computer restorations. pp 103-5, Chicago, 1991, Quintessence.
 - Hansson S. The implant neck smooth or provided with retention elements. *Clin Oral Implant Res* 1999;10:394-405.
 - Hatano N, Yamaguchi M, Suwa T, Watanabe K. A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. *Odontology* 2003;91:37-42.
 - Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral implant Res* 1996;7:143-52.
 - Isidor R. Histologic evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:1-9.
 - Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants. From prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-4.
 - Johansson C, Albreksson T. Integration of screw implants in the rabbits: A 1 year follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:68-75.
 - Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279-88.
 - Kan JY, Rungcharassaen K, Lozada JL, Goodacre CJ. Effects of smoking on implant success in grafted maxillary sinuses. *J Prosthet Dent* 1999;82:307-11.
 - Kent JN, Block MS. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:238-42.
 - Knabe C, Hoffmeister B. The use of implant-supported ceramometal titanium prostheses following sinus lift and augmentation procedures: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:102-8.
 - Lekholm U, Wannfors K, Isaksson S, Adelssohn B. Oral implants in combination with bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:181-7.
 - Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark R, Zarb GA, Albrektsson T (eds) :Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence, Chicago 1985;199-209.
 - 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;67:236-45.
 - Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:154-9.
 - Mayfield LJA, Skoglund A, Hising P, Lang NP, Attström R. Evaluation following functional loading of titanium fixtures placed in ridges augmented by deproteinized bone mineral. A human case study. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:508-14.
 - Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-7.
 - Meredith N, Shagald F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:234-43.
 - Misch CM. The harvest of ramus bone in conjunction with third molar removal for onlay grafting before placement of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:1376-9.
 - Moroi HH, Okimoto K, Moroi R, Terada Y. Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. *Int J Prosthodont*

참 고 문 헌

- 1993;6:564-72.
- Muhlemann HR. Tooth mobility: A review of clinical aspect and research findings. *J Periodontol* 1967;38:686-713.
 - Oliv? J, Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:390-400.
 - Olson JW, Dent CD, Morris HF, Ochi S. Long term assessment (5 to 71 months) of endosseous dental implants placed in the augmented maxillary sinus. *Ann Periodontol* 2000;5:152-6.
 - Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil* 1981;6:299-321.
 - Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
 - Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible. A long term retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;78:34-42.
 - Parfitt GJ. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 1960;39:608-18.
 - Qin YX, McLeod KJ, Gulak F, Chiang FP, Rubin CT. Correlation of bony ingrowth to the distribution of stress and strain parameters surrounding a porous-coated implants. *J Orthop Res* 1996;14:862-70.
 - Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implant Res* 1992;3:104-11.
 - Rabinowitz E. friction and wear of materials. pp113-23, New York, 1965, Wiley.
 - Rangert B, Krogh PH, Langert B, van Roekel N. Bending overload and implant fracture. A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
 - Rangert B, Sennarby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update* 1997;24:416-20.
 - Schultz AW. Comfort and chewing efficiency in dentures. *J Prosthet Dent* 1951;65:38-48.
 - Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson TA: *Tissue integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry*, pp 117-28, Chicago, 1985, Quintessence.
 - Spector M. Basic principles of tissue engineering. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE (eds). *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. Chicago: Quintessence, 1999;3-16.
 - Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PHJ. The reverse torque test. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:179-85.
 - Sutter F, Weingart D, Mundwiler U, Sutter FJ, Asikainen P. ITI implants in combination with bone grafts: design and biomechanical aspects. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:164-72.
 - Tamow DP, Wallace SS, Froum SJ, Rohrer MD, Cho SC. Histologic and clinical comparison of bilateral sinus floor elevations with and without barrier membrane placement in 12 patients: Part 3 of an ongoing prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:117-25.