

성공적인 인공치아매식을 위한 일반적인 고려사항

이 성 근[†]

고신대학교 의학부 치과, 구강악안면외과학교실

서 론

인공치아매식이란 살아 있는 악골에 인공 매식체를 심고 골과 매식체 사이에 골유착을 얻은 후 그 상부에 인공치아를 만들어 주는 술식으로 몇가지 점에서 자연치아와 다르다. 첫째로, 인공치아는 악골과 매식체 사이에 자연치아에 존재하는 치아를 지탱시켜 주는 치주인대가 없고 그 안의 결합조직섬유가 부착하는 백악질이 없어 생리적인 동요를 허용하지 않는다. 이것이 인공치아매식에서는 전적으로 힘을 발휘하지 않는(Passive) 보철물이어야 하는 이유이다. 둘째로, 골유착이 성공적인 인공치아매식에서는 자연치아보다 구강내 세균에 의한 초기 골소실은 덜 민감하다. 하지만, 만약 매식체 주위 조직에 염증으로 치주낭이 생기거나 교합면상에 과부하가 걸리면, 치주인대가 없고 생리적인 동요를 허용하지 않는 인공치아매식에서는 자연치아에 비해 단기간에 실패할 수도 있다. 그러나, 자연치아에서는 치은과 자연치아 사이에 결합조직섬유가 단단하게 부착되어 있어 구강내 세균의 침입에 잘 저항하고 또 비록 치은의 염증이 존재하여 결합조직섬유가 일부 파괴되어도 치은치료를 통하여 어느 정도 회복가능하다.

따라서, 성공적인 인공치아매식을 위해서는 이러한 자연치아와 다른 점이 고려되어야 하는 데, 본고에서는 골과 매식체 사이의 유착과 그 과정, 사용되는 매식재료의 물성과 인체와의 생물학적 반응, 매식체 식립을 위한 외과적인 고려, 매식체 주위의 세균과 인체와의 상호작용, 임플란트 보철물의 생역학적인 원리와 임상적 고려 및 인공치아매식의 유지관리로 나누어 살펴보고자 한다.

성공적인 인공치아매식을 위한 고려사항

일반적으로 성공적인 인공치아매식이란 다음과 같은 기

준을 가진다¹²⁾. 첫째, 부목을 하지 않은 개별 매식체가 임상적인 검사시 움직이지 않아야 한다. 둘째, 매식체 주위에서 방사선 투과상이 관찰되지 않아야 한다. 셋째, 임플란트 완성 1년 후 평균 수직골의 소실이 매년 0.02mm 이하여야 한다. 넷째, 지속적인 동통이나 불편감 및 감염이 없어야 한다. 다섯째, 임플란트의 디자인이 환자나 의사에게 만족스러운 외모를 줄 수 있도록 상부 보철물을 제작할 수 있어야 한다. 이러한 기준에 의해 5년동안 관찰하여 85%의 성공율을 가지거나 혹은 10년동안 관찰하여 80%의 성공율을 가질 때를 인공치아매식의 성공을 위한 최소한의 수준으로 간주한다.

골유착의 정의와 과정

골유착이란 용어는 70년대초에 Per-Ingvar Branemark에 의해 합성되었으며, 현재에는 살아 있는 허버시안 골(haversian bone)과 부하가 걸린 매식체 표면 사이의 직접적인 접촉이라고 정의하고 있다¹⁾. 이러한 악골과 매식체사이의 골유착은 조직학적인 소견이나^{2, 3)} 초미세구조에⁴⁾ 토대를 두며, cutting-filling cone에 의해 무층가골(woven callus), 층판골의 치밀화(lamellar compaction), 골개조(interface remodeling) 및 성숙(maturation)의 과정을 거치면서 완성된다⁵⁾. 이러한 골유착의 성공은 골개조가 일어나는 살아 있는 골에 매식체를 식립한 후 저작압에 상당하는 부하에서도 영구적으로 유지될 수 있는 나에 달려 있다. 지금까지의 장기간의 방사선 및 임상적 연구에 의하면, 매식체 주위에서 성공적인 골적응과 골개조^{6, 7, 8)}가 일어나며 매식체가 장기적인 안정성과 저작압에 상당하는 부하에도 견딜 수 있음을 알 수 있다^{9, 10, 11)}. 그러나, 골유착에 대한 명확한 정의는 없으며 앞으로 더 나은 임상적인 결과와 함께 바른 정의가 내려질 것이다²⁾.

[†] Corresponding author

매식체의 재료와 물리화학적 특성 및 인체에 대한 생물학적인 반응

매식체는 인체내에서 이물질거부반응이 없이 치유될 수 있도록 생체 적합성을 가져야 한다. 지금까지 티타늄 합금(Ti-6 Al-4 V), 코발트-크로미움-몰리브데늄 합금, 철-크로미움-니켈 합금, 도재와 탄소 및 알루미늄등의 다양한 생체 재료가 개발되어 왔지만, 현재에는 순수한 티타늄에 여러가지 표면 처리를 하여 인체내에서 부식이나 입자의 유리없이 성공적인 결과를 얻고 있다. 일반적으로 치근모양의 매식체는 크게 나사(screw)형과 원통(cylinder)형으로 나눌 수 있는 데, 나사형이 원통형보다 수혜부 골조직과 넓은 표면적을 가짐으로 매식체의 초기 안정화와 전단력에 대한 저항 및 골조직에 대한 부하를 잘 전달하고 분산한다¹³⁾. 매식체 표면의 미세한 열구 형태는 긴 결합조직의 부착과 짧은 상피조직의 부착을 만든다. 티타늄 표면이 부드러우면 섬유아 세포의 배열과 증식이 더 우수하고, 거칠면 조골세포양 세포가 더 잘 부착한다. 이러한 매식체의 물리화학적 특징은 표면의 조성(composition), 제작(fabrication), 공정(processing), 소독(sterilization) 및 처리(handling)방법등에 의해 영향을 받는다. 일반적으로 매식체 표면의 다양한 조성이 단백질 흡수와 세포의 반응에 관계하며, 티타늄의 산화막(약 5nm)은 계면의 광화에 중요하다. 또한, 매식체의 표면에서 10um 이하의 입자의 생성과 유리가 식균작용의 효과에 특별히 중요하다.

한편, 매식체와 악골 사이의 계면에서는 염증반응, 면역반응, 돌연변이 및 발암작용과 같은 생물학적인 반응이 일어나며, 이것은 매식체의 형태와 미세구조, 매식체 표면의 형태와 조성 및 그것의 물리화학적 특징에 의해 영향을 받는다. 또한, 매식체와 인접 조직사이에는 침출(leaching), 부식(corrosion), 흡착(adsorption), 변성(denaturation) 및 촉매현상(catalysis)등과 같은 생물학적인 상호작용이 일어난다¹⁴⁾. 특히, 매식체 표면에서 일어나는 분해과정은 분해(dissolution), 가수분해(hydrolytic decomposition), 염증반응, 감염, 차등적인 전기분해 작용 및 산화된 불소(acidic fluoride)에 의한 부식등에 의해 입자가 유리될 수 있다. 그러므로, 새로운 매식체가 개발되면 골계면에서 생체외와 생체내의 현상을 관찰하여 매식체의 표면 분해나 입자의 유리 및 식균작용을 살펴 보아야 한다. 이러한 매식체 계면의 광화를 촉진시키고 매식체와 인체와의 생물학적

인 반응을 줄이기 위해 매식체 표면의 오염을 제거하거나 매식체에 특이한 표면처리를 한다. 일반적으로, 매식체 표면은 주로 Ca, P, Si, Cl, S, Na 및 F등에 의해 오염된다. 나사형의 매식체는 C, Ca, K, Na, Si가¹⁵⁻¹⁸⁾ 잘 오염되고, HF/HNO₃로 부식시킨 Swede-Vent는 F가 잘 오염되며¹⁹⁾, 티타늄에 프라즈마 분무로 처리하여 만든 Interpore에서는 Ti, C, O가 잘 오염되는 데, 이는 아르곤 플라즈마(argon plasma)에 의해 소독할 수 있다¹⁴⁾. 또한, Osseodent는 매우 얇은 산화막을 가짐으로 radiofrequency glow discharge에 의해 소독할 수 있다¹⁵⁾. 이러한 매식체의 표면 처리는 더 빠른 골적응과 섬유성 조직이 개재되지 않는 더 확고한 골유착, 치유기간 단축과 부정확한 수술의 보완 및 입자의 유리를 방지할 수 있다. 그러나, 수개월 후에 표면처리한 수산화인회석 침식(erosion)과 입자사이의 천화결합(sintered junction)의 분해로 인한 인장강도의 감소등이 일어날 수 있다. 따라서, 골유착을 증가시키기 위한 기전으로 매식체 주위의 Ca 및 PO₄ 이온의 국소적인 농도를 증가시키거나, 세포의 분화와 증식을 위해 더 나은 기질을 사용하든지 혹은 매식체의 표면처리에 의해 입자의 유리를 감소시키는 방법 등을 사용한다²⁰⁾.

현재, 미국치과의사협회에서는 경도(stiffness), 강도(strength), 표면구조, 제작, 소독, 표면 처리등을 포함하여 매식체의 물리적인 성질에 대해서 수용할만하고, 인공매식체에 결손부위가 없고 세포독성검사와 표면처리의 내구성에 대한 임상적인 실험을 거쳐 생체 적합성을 검사하고, 최소 50명으로 적어도 2번의 실험을 거쳐 3년 동안의 성공적인 결과를 얻으면 잠정적으로 수용하고, 그후 여러가지 지표들을 감시하면서 5년 동안의 임상적인 결과가 성공적이면 정식으로 허락한다²¹⁾.

외과적인 고려²²⁾

일반적으로 성공적인 골유착을 위한 수술은 인공매식체가 정확하게 형성된 골부위에 식립되도록 하여야 한다. 이를 위해 정확한 기구 조작과 기술적으로 엄격한 외과적 술식이 요구된다. 또한 형성된 골부위의 유용한 골폭경은 협설측으로 최소 1mm의 골이 있어야 함으로 직경이 4mm인 인공 매식체에서는 최소 6mm 이상의 유용한 골이 필요하다. 이때 1mm의 치밀골은 사골(dead bone)이지만, 매식체의 초기 안정성에 매우 중요한 유용한 조직이다. 하악 구

치부에서 매식체와 하치조 신경 사이에 최소 2mm의 골이 필요함으로 최소 8mm의 매식체를 식립하기 위해서 최소한 골의 높이가 10mm 요구되며 상악구치부에도 유용한 골이 8-12mm 정도는 있어야 한다. 만약, 유용한 골이 부족할 경우에는 하치조신경 전위술이나 상악동점막 저상술이 요구된다. 둘째로, 인공매식체가 식립되는 골조직에 기계적 및 온도적 손상을 최소화 할 수 있는 비외상성 수술이 시행되어야 한다. 이를 위해 높은 토크의 드릴(high torque drills)에 의한 저속의 날카로우며 고질의 bur가 요구되며 철저한 세척과 함께 내부 혹은 외부 냉각식으로 섭씨 46도 이하가 되어야 한다. 만약 1-5분 동안 섭씨 47도가 되면 골조직의 손상이 생겨 골유착을 얻을 수 없다. 셋째로, 인공매식체가 골내에 식립된 후 부하를 가하지 않는 상태에서 최소한 5개월의 치유기간을 가져야 한다. 특히, 피질골이 풍부한 치조골에서는 3-6개월, 망상골이 풍부한 치조골에서는 6-12개월 정도가 필요하다. 일반적으로 상악보다 하악의 골질이 좋아 상악에서 치유기간이 더 길다. 그리고 매식체의 초기 고정능은 골의 양과 질에 영향을 많이 받는 데, 만약 망상골이 많아 초기 고정이 어려운 상하악 전치부에서는 양쪽 피질골에 식립하도록 한다. 만약 틀니를 장착하고 있는 환자는 인공매식체에 부하의 전달을 줄이기 위해 틀니의 내면에 부드러운 이장체를 깔거나 아예 완충(relief)해 주어야 한다. 왜냐하면, 매식체에 부하가 가해지면 골과 매식체 주위에 섬유성 결합조직 피막이 일어나기 때문이다.

세균과 인체간의 상호작용

매식체 주위 연조직은 자연치아와 같이 세포막을 가지는 상피세포와 세포막상의 반교소체, 및 세포막외의 기저판에 의해 생물학적인 폐쇄(biologic seal)를 형성한다²³⁾. 성공적인 인공치아매식에서는 연조직과 매식체 지대치 표면사이의 점막주위의 폐쇄는 파괴되지 않는다. 일반적으로, 매식체 주위 연조직은 상피부위에서 자연치아의 치은과 동일한 기저판과 반교소체로 형성된다. 그러나, 결합조직부착 부위에서는 속상골의 치조백선으로부터 나와 치근표면의 백악질에 정지하는 sharpey's fiber가 없어 자연치아와 다르다. 현재까지 완전 무치악 혹은 부분 무치악에서의 인공치아 매식체 주위의 세균은 자연치아의 그것과 유사하다²⁴⁾. 하지만, 매식체 주위염과 관계되는 기전에 대해서는 아직 잘 알려지지 않고 있다. 이러한 매식체 주위염의 연구에 자연치아의 치

주학적 개념과 이론을 외삽하는 것이 현재로서는 불가피하며, 특히 티타늄에 부착하는 상피가 자연치의 그것과 유사함으로 연조직 계면에서는 골계면에서 보다 더 타당하다²⁵⁾. 일반적으로 임플란트 주위의 미생물은 내인성이며 실패중인 매식체와 관계되는 미생물중에 외인성은 소수이다^{26, 27)}. 매식체 주위의 미생물의 부착은 매식체 주위 열구의 미생물 군집을 위한 필수적인 단계이다. 일반적으로 자연치아에서 세균의 군집은 획득피막에 의해 매개되는 선택적인 과정이며 군집한 세균의 성장은 초기 부착과 세균의 상형작용을 필요로 한다. 그러나, 매식체에서의 세균의 부착은 에나멜질의 그것과 다르다. 생체의 실험에서 티타늄과 에나멜질에 대한 *Streptococcus sanguis*의 부착은 유사하지만, 티타늄에 대한 *Actinomyces viscosus*의 부착은 감소함을 알 수 있다²⁸⁾. 그러나, 생체내 연구에서는 티타늄 표면에서 합성 수산화인회석 표면 혹은 알루미늄 옥사이드 표면과 비교할 때 *Streptococcus sanguis*가 높은 비율로 부착하는 것을 보여준다²⁹⁾ 흥미롭게도, 티타늄 표면에서 자연치아나 합성 수산화인회석 표면보다 세균막이 더 빨리 자란다^{29, 30)}. 또한 임플란트 표면의 특징이 세균의 군집화에 영향을 미치는 데, 거친 표면이 부드러운 것보다 더 세균막의 성장이 빠르다^{31, 32)}. 또 티타늄의 항세균성 검사에서도, 다른 금속과 함께 그램(+) 및 (-) 세균에 대한 억제력은 없었다³³⁾. 일반적으로 매식체 주위 세균은 자연치아에서와 마찬가지로 처음에 매식체의 치은 연상 부분에 부착한 후 증식에 의해 세균막이 팽창하거나 운동성 세균의 매개에 의한 상호이동 및 직접적인 군집화로 일어나는 것으로 여겨진다³⁴⁾.

현재까지 매식체 주위의 면역반응은 잘 알려져 있지 않지만, 자연치아에서 일어나는 치주질환의 반응과 유사할 것으로 여겨진다. 골계면과 치근막사이의 명백한 차이가 있을 지라도 임플란트 주위 연조직에서는 많은 구조적인 유사성이 있다. 매식체 주위 연조직은 세균의 감염에 대한 면역 반응을 위한 모든 요소들이 있다. 매식체 주위의 감염은 처음에 자연치아의 그것과 유사한 임상적 및 조직학적 증상을 보인다^{35, 36)}. 그러나, 감염에 대한 매식체 주위의 초기 골소실은 자연치아의 그것보다 덜 민감하다. 이것은 CD4⁺ 대 CD8⁺ 세포의 비율이 임상적으로 건강한 매식체 주위 연조직과 병적인 연조직에서 1.6 : 1과 2 : 1을 보인다는 점에서 알 수 있으며³⁷⁾ 이러한 발견은 소위 연조직에 국한된

안정된 치주병소와 일치한다^{38, 39)}. 그리고 매식체 주위낭이 깊어지면서 자연치에서 보다 삼출액의 양, lactate dehydrogenase activity 및 β -glucuronidase activity가 다소 감소하며⁴⁰⁾ 티타늄에 대한 특이한 세균이 부착한다. 이러한 면역학적 현상이 매식체가 골소실에 덜 민감함을 설명한다. 또한, 다형핵 백혈구가 임플란트 주위 건강의 유지에 중요한 역할을 하는 데, 티타늄은 백혈구에 대한 독작용이 없어 비특이적인 면역반응에 해로운 효과가 없다⁴¹⁾. 또한, 관절 성형술에서 흔히 관찰되는 금속이온 유리도 임플란트 주위 조직에서는 거의 없다⁴²⁾. 그러나, 매식체 주위 연조직의 염증성 반응이 증가하면 치은연하치태에서 구균성 세균이 감소하고 동시에 Spirochetes, Black-pigmented bacteria, Prevotella 및 Bacteroides sp, Capnocytophaga sp, Fusobacterium sp, Wolinella sp, Enteric gram(-) rods, Fusiforms, Surface translocating bacteria, Staphylococcus sp, Candida albicans가 증가한다^{26, 42-44)}. 일반적으로 임플란트 주위낭이 1-3mm로 얇으면, 그램(+) 구균과 간균 및 Actinomyces sp가 우세하다. 그러나, 주위낭이 깊어지면, 그램(-)균과 혐기성균이 증가하며 Black-pigmented bacteria, Prevotella 및 Bacteroides sp, Fusobacterium sp 및 Vibrios가 동량으로 발견된다⁴⁵⁾. 따라서, 성공적인 매식체와 염증 주위의 세균은 건강한 치은과 치주질환의 그것과 유사함을 알 수 있다⁴²⁾. 인공치아매식과 관계하는 미생물은 표 1과 같다.

생역학적 고려⁴⁶⁾

개별 매식체의 생역학적인 과부하나 교합면에서의 조기 접촉은 임플란트 실패의 또 다른 요인이다. 일반적으로 인공치아매식에 적용되는 부하는 힘(force), 모멘트(moment) 및 충돌력(impact force)으로 나누어 설명할 수 있다. 뉴턴의 제 2운동법칙 $F=m \times a$ 에 의하면⁴⁷⁾, 힘(force)은 질량과 가속도에 비례한다. 인공치아매식체에 작용하는 힘은 크기(magnitude)와 방향(direction)의 벡터량을 갖는다. 이러한 크기의 힘은 3차원적으로 2가지 힘 즉 정상적인 힘(압축력 혹은 인장력)과 전단력으로 표현된다. 정상적인 힘인 압축력과 인장력은 임플란트 계면에 수직적으로 작용한다. 특히, 압축력은 골-매식체 계면의 유착을 유지하려는 반면, 인장력은 파괴하려고 한다. 반면, 전단력은 대개 매식체 계면에 평행하게 작용하며 파괴적이다. 일반적

으로 피질골은 압축력에 가장 강하고, 전단력에 가장 약하다. 또한, 접착제와 고정용 나사, 임플란트 성분 및 골계면 모두는 인장력이나 전단력보다는 압축력에 더 잘 적응한다. 한편, 동일한 크기의 힘이라도 적용 방향에 따라 매식체와 조직의 계면에 아주 다른 효과를 가질 수 있다. 전단력 성분이 강한 방향의 부하하에서는 계면이 역학적으로 실패에 처할 위험이 크다. 이런 유형의 힘은 고정용 나사를 조였을 때 매식체 몸체에 적용될 수 있다. 따라서, 매식체 계면에 가해진 힘은 가해진 힘의 크기와 위치에 의존하게 된다.

모멘트(moment)는 벡터로서 그 크기는 어떤 점에서 힘의 작용선까지의 수직거리 즉 moment arm를 곱한 값과 같다. 한 점에 대한 힘의 모멘트는 그 점에 대한 회전이나 굴곡을 야기한다. 이러한 moment load를 염력(torque)라고 하며, 매식체에 대해 매우 파괴적으로 작용할 수 있다. 예를 들어, 과도하게 긴 cantilever 보철물이나 bar에 의해 매식체에 부과된 염력은 계면의 파괴, 골흡수, 고정용 나사의 풀림 및 bridge와 bar의 골절을 야기할 수 있다. 따라서, 적절한 보철설계는 이들 부하에 대한 힘과 모멘트를 반드시 고려해야만 한다. 이것이 악궁 형태가 매식체 수와 보철물 설계에 관계되는 이유이다. 일반적으로 사각형태의 악궁(square arch)은 매식체 사이의 전후방 거리가 짧음으로 cantilever 길이가 짧으며, tapered 형태의 악궁은 전후방 매식체 사이의 거리가 길어 cantilever 디자인도 길어진다. 임상 경험에 의하면 최후방 cantilever는 이상적 상황에서 전후방 거리의 2.5배를 넘지 않아야 한다⁴⁸⁾. 이러한 원리는 매식체 길이, 골밀도, 및 최후방 부하의 양과 빈도에 의해서도 영향을 받는다. 또한, 보철물의 고경이 근원심축 뿐 아니라 협설축 방향으로의 힘에 대한 moment arm으로도 작용하는 데 설축 힘성분이 cantilever 길이를 따라 가해진다면 implant neck 축에 염력을 야기할 수도 있다. 골소실에 의해 늘어난 교합면 고경은 임플란트에 대한 염력의 양에 직접적으로 관계한다.

한편, 두 물체가 매우 짧은 시간 간격으로 충돌하면 상대적으로 큰 반응력이 발생하는 데 그런 충돌을 impact이라 한다⁴⁹⁾. 충격(impact)에 의해 두 탄성체는 질량 중심이 동일 속도를 가질 때까지 압축된 후 특징적인 속도로 분리된다. 충돌체의 반응은 그 자체의 물성 등 많은 요인들에 의존적이다. 완전한 탄성충돌에서 분리에 따른 물체의 속도는 처음의 충돌 속도와 같은 반면, 완전한 플라스틱 충돌에서

성공적인 인공치아매식을 위한 일반적인 고려사항

표 1. Microorganism associated with dental implants

Plaque and implant status	Microorganisms colonizing dental immediately after insertion	Microorganisms associated with osseointegrated titanium dental implants	Microorganisms associated with non-osseointegrated dental implants
Supragingival successful implant	Gram(+) cocci (50.5% - 81.3%) Gram(+) rods(28.1%) spirochetes(0.1%)	Gram(+) facultative cocci(31.0%) & rods(17.1%) Gram(-) anaerobic cocci(12.8%) & rods(17.1%)	
Subgingival successful implant	Veilonella parvula (10.9%) Haemophilus sp Haemophilus (Actinobacillus) Actinomycetemcomitans(1.3%) Actinomyces odontolyticus(8.7%) Peptostreptococcus micros(3.6%) Eikenella corrodens (0.2%) Capnocytophaga sp (5.6%) Leptotricha buccalis	Gram(+) facultative cocci(45.8%) Streptococcus sanguis(6.9%) Streptococcus mitis Streptococcus acidominimus Peptosteptococcus Peptococcus Actinomyces viscosus (4.0%) Actinomyces naeslundii Veilonella parvula Fusobacterium nucleatum (6.5%) Nonpigmented bacteoides Black-pigmented bacteria (4.2%) Bacteroides intermedius (0.9%) Vibrios Spirochetes(< 1%)	Coccioid cells (64,2%) Spirochetes (2.3%)
Implant complication	Actinomyces odontolyticus Fusobacterium sp Spirochetes	Black-pigmented bacteria P intermedius(5.7%) Fusobacterium sp(15.3%) Capnocytophaga Wolinella sp Actinobacillus Actinomycetemcomitans Spirochetes Motile rods Surface translocating bacteria Curved rods Staphylococcus sp Enteric gram-negative rods Candida albicans	Spirochetes (32%) Treponema denticola Treponema macrodentium Treponema orale Treponema vincentii Actinomyces Motile rods Filamentous rods Entamoeba gingivalis

는 물체가 접촉한 채로 남는다. 그런 경우 항상 열이나 변형으로의 기계적인 에너지 분산이 있다. 이러한 힘의 전달과 분산은 크게 압박(stress), 응력(strain) 및 변형(deformation)으로 나타나는 데, 압박은 힘이 작용하는 부위에 분포된 힘의 크기이며, 응력은 전체 길이당 신전(elongation)된 양으로 나타낸다. 인공치아매식에 가해진 부하에 의해 매식체와 주위조직에 발생한 내부 압박은 임플란트의 장기적인 수명에 영향을 줄 뿐 아니라, 변형을 야기할 수 있다. 일단, 어떤 임플란트가 선택되어지면 술자가 조직에 가해지는 응력을 조절하는 유일한 방법은 가해지는 압박을 조절하는 것이다. 이러한 압박은 매식체의 디자인, 외과적 방법 및 수복물등에 의해 영향을 받는다. 매식체의 부하 전달을 위해 이용되는 표면의 양과 위치는 골계면에 전달되는 힘의 성질에 매우 큰 영향을 준다. 또한, 매식체 주위골의 양과 질 모두를 증가시키기 위해 외과적인 이식 술식이 이용될 수 있다. 가해진 압박은 또한 교합면의 크기, stress breakers, overdenture 대 고정성 보철물, 교합의 디자인 등의 수복에 의해서도 영향을 받는다. 일반적으로, 인공치아매식에 가해지는 압박의 크기가 더 클수록, 매식체와 골 사이의 응력의 차이가 더 커진다. 그런 경우, 매식체가 골에서 분리되기 쉽고, 계면으로 섬유조직이 증식할 수도 있다.

이러한 매식체의 부하를 감소시키기 위해 다양한 방법이 제안되었다⁵⁰⁾. 첫째로, 조기 부하 혹은 반복적인 과부하를 피하여 수직적 골소실을 방지한다. 둘째로, 측방력을 분산시키거나 최소화하여야 한다. 셋째로, 다양한 각도로 매식체의 식립을 피하라. 넷째로, 과도한 cantilever를 피하라. 다섯째, 가능하면 free standing implant를 시행하라. 만약, 1개의 골유착성 매식체와 자연치아를 연결하면 implant neck의 부하가 2배로 증가한다. 여섯째로, 상부 보철물이 passive하게 적합되도록 한다. 일곱번째로, Skalak⁵¹⁾는 매식체 인접 골조직에 손상을 줄 수 있는 높은 충격력을 부분적으로 감소시키기 위해 매식체와 함께 아크릴릭 치아를 사용할 것을 제안하였고, Weiss⁵²⁾는 섬유성 조직과 매식체 계면이 기능시 치주인대와 유사하게 생리적인 충격 흡수 기능을 제공한다고 하였으며 최소한 한개의 매식체에서 나머지와 비교해서 낮은 경도의 IME(intramobile element)를 사용함으로써 설계 자체에서 충격흡수 능력을 도입하도록 시도하였다⁵³⁾. Misch⁵⁴⁾는 Brenemark 임플란트에서 최종 수복시 교합설계와 저작력이 임플란트에 전달되기 전에 매

식체와 골계면의 유착을 개선시킬 목적으로 가능한 한 점진적인 교합력을 주는 아크릴릭 임시 수복물을 추천하였다.

포괄적인 유지 관리

일반적으로 성공적인 매식체주위의 치은연하 미생물은 Actinomyces actinomycetemcomitans, P gingivalis, P intermedium, Capnocytophaga sp, 및 Candida sp가 최소거나 거의 발견되지 않는다^{55, 56)}. 기능하고 있는 동안 인공치아매식을 흔히 성공과 실패로 분류하고 있지만, 임상적으로는 크게 compromised successful implant, failing implant 및 failed implant의 3가지 중간 단계가 나타날 수 있다. compromised successful implant는 완전한 골유착이 있지만 연조직의 변화를 동반한 경우이며, failing implant는 점진적으로 골의 유착을 소실하고 있지만 아직 기능하고 있는 경우이며, failed implant는 기능을 할 수 없을 정도로 골 유착을 상실한 경우로 분류한다⁵⁶⁾. 이러한 3가지의 중간 단계를 유지하고 관리하기 위해, 유치악 환자에서 적어도 첫 1년동안 매 3개월마다 기계적인 처치가 필요함을 알 수 있다^{56, 57)}.

흔히, 가정에서 시행할 수 있는 방법에는 전기 칫솔⁵⁸⁾, Water Pik, 단강모 및 다강모 칫솔, 치간칫솔, 칫솔등 정규적인 구강위생 기구와 Post Care같은 임플란트 위치 생기구를 사용하며, 전문가⁵⁹⁾에 의해 플라스틱 혹은 나무 스크러로 치석을 제거하고 낮은 마모도의 러브컵에 의해 매식체위의 지대치를 연마한다. 또한 수시로 상부 보철물의 적합도와 고정나사의 풀림 및 교합을 점검한다.

결 론

위에서 우리는 성공적인 인공치아매식을 위한 고려 사항에 대해서 살펴보았다. 골유착에 대한 정의가 아직까지 확립되어 있지 않듯이, 미래에는 새로운 혹은 수정된 매식체의 발생과 그것의 디자인, 그것의 물리화학적 성질, 골유착을 촉진하기 위한 소독 및 여러가지 표면처리 방법, 매식체와 숙주사이의 생물학적인 반응, 구강내 세균과 매식체 주위조직의 상호작용, 상부 보철물의 생역학적인 원리 및 유지관리에 대한 전반적인 연구가 점진적으로 이루어짐에 따라 더 나은 인공치아매식을 할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Branemark, P.I., Zarb, G., and Albrektsson, T., *Tissue-Integrated Prostheses*, 1, 11(1985).
2. Johansson, C., and Albrektsson, T., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2, 69(1987).
3. Carlsson, L.V., University of Goteborg, Thesis(1989).
4. Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A., Ivarsson, B., and Jonsson, U., *Adv Biomater*, 4, 167(1982).
5. Roberts, W.E., *J Dent Educ*, 52, 804(1988).
6. Albrektsson, T., *J Prosthet Dent*, 60, 75(1988).
7. Algrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B., and Etiksson, AR., *J Periodontol*, 59, 287(1988).
8. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P.I., and Jemt, T., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 347(1990).
9. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Branemark, P.I., *Int J Oral Surg*, 10, 387(1981).
10. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I., Lindhe, J., Eriksson, B., and Sbordone, L., *Int J Oral Maxillofac Surg*, 15, 39(1986).
11. Adell, R., Lekholm, U., Grondahl, K., Branemark, P. I., Lindstrom, J., and Jacobsson, M., *J Oral Maxillofac Implants*, 5, 233(1990).
12. Smith, D., and Zarb, G.A., *J Prosthet Dent*, 62, 567(1989).
13. Carisson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., and Branemark, P.I., *Acta Orthop Scand*, 57, 285(1986).
14. Smith, D.C., *Int J Prosthodont*, 6, 106(1993).
15. Klauber, T.C., Lenz, L.J., and Henry, P.J., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 264(1990).
16. Binon, P.P., Weir, D.J., and Marshall, S.J., *Int J Oral Maxillofac Implant*, 7, 168(1992).
17. Edwards, B.N., and Gold, B.R., *Biomaterials*, 13, 775(1992).
18. Keller, J.C., Draughn, I.I.A., and Wightman, J.D., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 360(1990).
19. Davies, J.E., *The Bone Biomaterials Interface*, 18(1991).
20. Ducheyne, P., Bianco, P.D., and Kim, C., *Biomaterials*, 13, 617(1992).
21. Donovan, T.E., and Chee, W.L., *CDA J*, 20, 60(1992).
22. Peterson, L.J., Ellis III, E., Hupp, J.R., and Tucker, M. R., *Contemporary Oral Maxillofac Surg*, 15, 372(1993).
23. Jams, R.A., and McKinney, R.V.Jr., *Contemporary Implant Dentistry*, 18, 369(1993)
24. Newman, M.G., and Flemmig, T.F., *J Dent Educ*, 52, 737(1988).
25. Gould, T.R.L., Brunnettem, D.M., and Westbury, L., *J Periodont Res*, 16, 611(1981).
26. Alcoforado, G.A.P., Feik, D., Rams, T.E., Rosenberg, E., and Slots, J., *Abstr Am Soc Microbiol*, 457(1989). Abstr No.C382.
27. Slots, J., Feik, D., and Rams, T.E., *J Dent Res*, 69, 119(1990). Abstr NO.87.
28. Wolinsky, L.E., de Camargo, P.M., Erard, J.C., and Newman, M.G., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 27(1989).
29. Krekeler, G., Kappert, H., Pelz, K., and Graml, B., *Schweiz Mschr Zahnmed*, 94, 647(1984).
30. Quirynen, M., *University of Leuven, Thesis*(1989).
31. Nakazato, G., Tsuchiyz, H., Sato, M., and Yamauchi, M., *Int J Maxillofac Implants*, 4, 321(1989).
32. Quirynen, M., Marechal, M., Busscher, H.J., Weerkamp, A.H., Darius, P.L., and van Steenberghe, D., *J Clin Periodontal*, 17, 138(1990).
33. Joshi, R.I., and Eley, A., *J Med Microbiol*, 27, 105(1988).
34. Listgarten, M.A., *Am Soc Microbiol*, 112(1982).
35. Koth, D.L., Mckinney, R.V., and Stefilk, D.E., *J Dent Res*, 66, 186(1987), Abstr No.639.
36. Sanz, M., Alandez, J., van Steenberghe, D., Quirynen, M., Newman, M.G., and Flemming, T.F., *Am Academy of Periodontol*(1989).
37. Seymour, G.J., Gemmell, E., Lenz, L.J., Henry, P., Bower, R., and Yamazaki, K., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 191(1989).
38. Taubman, MA., Stoufi, ED., Seymour, GJ., Scith, DJ., and Ebersole, JL., *Adv Dent Res*, 2, 328(1988).
39. Seymour, GJ., *J Dent Res*, 66, 2(1987).
40. Oshrain, RL., Lamster, LB., Ephors, H., Celenti, RS., and Grbid, HT., *J Dent Res*, 69, 233(1990). Abstr No.1000.
41. Rae, T., *J Bone Joint Surg(Br)*, 57, 444(1975).
42. Sanz, M., Newman, MG., Machnani, S., Holt, R., Stawart, R., and Flemmig, T., *Int J Maxillofac Implants*, 247(1990).
43. Rams, T.E., Roberts, T.W., Tatum, H. Jr., and Keyes, P.H., *J Prosthet Dent*, 51, 529(1984).
44. Mombelli, A., Ban Oosten, MAC., Schurch, E., and Lung, NP., *Oral Microbiol Immunol*, 2, 145(1987).
45. Krekeler, G., Pelz, K., and Nelissen, R., *Dtsch Zahn-*

- ztl, Z* 41, 569(1986).
46. Bidez, MW., and Misch, CE., *Contemporary Implant Dentistry*, 15, 279(1993)
47. Higdon, A., *Engineering mechanics*, 2(1976).
48. Misch, CE., *Contemporary Implant Dentistry*, 10, 187 (1993)
49. Takayama, H., *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, 14, 265(1989)
50. Peterson, L.J., Ellis III, E., Hupp, J.R., and Tucker, M. R., *Contemporary Oral Maxillofac Surg.* 15, 375(1993)
51. Skalak, R., *J Prosth Dent*, 49, 843(1983).
52. Weiss, C.M., *J Dent Educ*, 52, 706(1988).
53. Kirsch, A., *J Oral Implant*, 11, 197(1983).
54. Misch, C.E., *Periodont Prosthodont.*
55. Flemmig, T.F., Berwick, R.H.F., and Newman, M.G., *Zahnarztl Implantol*, 6, 45(1990).
56. Lekholm, U., Ericsson, I., Adell, R., and Slots, J., *J Clin Periodontol*, 13, 556(1986).
57. Berwick, R.H.F., Flemming, T.F., and Kenney, E.B., *J Dent Res*, 68, 912(1989). Abstr No 365.
58. Thomson-Neal, D., Evans, GH., and Meffert, R.M., *Int J Periodont Rest Dent*, 9, 301(1989).
59. Orton, G.S., Steele, D.L., and Wolinsky, L.E., *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 305(1989).