- 대한치과턱관절기능교합학회지 22권 4호, 2006 -

2차원유한요소분석을 이용한 임플란트 보철물의 적합도분석

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과학교실 보철과 및 보존과*

권호범·박찬제*·이석형

Ⅰ. 서 론

보철물의 정확한 적합도는 임플란트지지 보철물의 장기적인 성공을 위해서는 필수적인 요소로 생각되어져 왔다.[1-3] 보철물의 부정확한 적합도는 여러가지 생물학적 부작용과 보철적인 부작용을 가져온다고 제안되어져 왔다.[3-6] 직관적으로는 골에 유착된 임플란트 사이에 나사로 조여진 잘 맞지 않는 보철물이 임플란트의 장기간의 안정성에 좋지 않은 영향을 미칠 것 같지만, 현재까지 이 가정을 지지하는 증거는 없는 것으로 보인다.[7] 여러 연구자들의 연구결과는 골유착된 임플란트는 계속 가해지는 하중에 악영향이 없다는 것을 보여주고 있다.[8-10] 즉, 골유착에 관해 잘 맞지 않는 보철물의 해로운 효과를 보여주는 실험적 증거는 없다. 그러나 임플란트의 골유착화 과정 시 성공에 대한 생물학적 위험요소로서 잘 맞지 않는 보철물의 문제는 주요한 의문으로 남아있다. 보철물의 부정확함은 기계적인 구성요소들의 헐거워짐 또는 파절의 빈도를 증가시킬 수 있다고 가정할 수 있다. 보철적 문제점에 대해 기술하고 있는 문헌들을 살펴보면 부정확한 보철물의 적합도는 구성요소들의 여러 가지 기계적인 문제의 원인이 될 수 있다는 증거가 존재한다.[11,12] 기계적 안정성의 관점에서 정확히 그리고 수동적으로 들어맞는 상부구조에 대한 필요는 정당화될 수 있다.

임플란트 보철물의 부정확성이 문제점이라고 하면 어느 정도의 보철물의 정확성이 임상적으로 중요한가 하는 것과 임상적 환경에서 이것을 어떻게 측정할 수 있는가 하는 두 가지 점이 중요한 사안이 된다. 이 질문들은 다음과 같은 이유에서 매우 중요하다. 만일 보철물의 부정확성이 해로운 것이라면 임상가는 이 해로운 점을 피할 수 있기 위해, 즉 적어도 손상이 일어나는 수준을 알기 위해 측정하는 방법이 있어야 한다. 또한 만일 어느 정도 보철물의 부정확성의 허용이 장기적인 임플란트의 성공에 실제로는 중요한 위험 요소가 아니라고 하면, 임상에서 허용되는 임플란트 상부 보철물을 만드는데 필요한 방법은 지극히 정확하고 고가의 방법일 필요가 없다. 임플란트 보철물의 부정확성이 골유착된 계면의 건강과 안정에 영향을 미칠지 안 미칠지 모르지만, 이는 기계적 구성요소 실패의 지속적 원인인 것으로 판단된다.[11] 구성요소의 헐거워짐과 파절의 원인은 다양하지만, 보철물의 부정확성은 보철물 나사와 지대주나사의 파절과 같은 문제점들에 중요한 역할을 한다고 여겨진다.[11] 그러므로 임상에서 임플란트 보철물의 적합도를 측정할 수 있는 방법이 존재하는 것은 중요하다고 할 수 있다. 골유착성 임플란트가 수십년간 사용되었지만, 임상적으로 임플란트 보철물과 지대주, 또는 임플란트 보철물과 임플란트 고정체 간의 적합도를 확인하는 신뢰성있는 방법은 아직 개발되지 않았다. 임플란트 구성요소의 제작에 관련된 많은 인자와 치료실과 기공실에서의 과정들이 얻어지는 적합도에 기여를 한다. 어느 인자 또는 이런 인자들의 조합이 적합도에 기

여를 하는가를 밝혀내는 것, 궁극적으로는 이런 중요한 기계적, 생물학적인 문제에 대한 보철물의 적합도의 역할의 비밀을 푸는 것은 매우 어려운 과제이다. 그러나 이런 의문이 해결되기 전에, 실험실과 궁극적으로는 구강 내에서 직접적인 측정방법으로 사용될 수 있도록 하는 유효하고 신뢰성 있는 과학적인 방법이 확립되어져야 한다. 현재까지 보고된 보철물의 적합도를 측정하는 방법으로는 3차원 좌표측정기를 이용한 방법, 사진측량법을 이용한 방법 등이 있다. 이들은 마이크로미터 수준에서 측정이 가능하다고 하지만, 현재까지는 모두 한계점을 지니고 있다.[13-15)]

최근에는 진동 특성을 이용한 연구방법이 치과에 소개되기 시작했다. 진동 특성을 이용한 방법은 사인파를 임플란트에 가하여 분석하는 방법[16)], 진동수를 이용하는 방법[17)], 고유진동수를 측정하는 방법 등이 사용되어져 왔다.[18,19)] 이들은 대개 임플란트 경계면의 해석, 즉 골유착정도의 분석에 중점을 두고 있다. 최근에 고유진동수를 측정하는 방법이 임플란트 연구에 많이 사용되고 있다. 고유진동수는 구조물의 강성과 질량과 관계되어 있으며 구조물의 경계조건에 밀접한 연관이 있다.[20)] 모달테스트는 비파괴적이고 비침습성 방법으로 구조물의 고유진동수를 구할 수 있는 방법이다. 임플란트 보철물에 부정확성이 존재하고 구강 내에서 기능한다고 가정할 때, 교합 접촉은 진동계에서 가진으로 작용한다. 가진이 될 때, 진동계의 반응은 그 진동계에 고유한 것이다. 그러므로 서로 다른 정도의 보철물의 부정확성을 가진 경우 이들이 서로 다른 진동계라는 것을 생각해 보면 가진이 대한 반응, 즉 변위량, 고유진동수 등이 다르게 나타나리라는 것을 예측할 수 있다.

이 연구의 목적은 2차원 유한요소 분석을 통해 임플란트의 지대주와 보철물의 하방간의 적합도 측정을 위한 방법의 타당성을 검증하기 위한 것이다. 즉, 보철물에 부정확성이 존재할 때는 가진반응으로부터 나오는 진동수, 변위량 등이 달라질 것이라는 가정을 하고 2차원 유한요소분석을 통해 이를 검증하는 것이 이 연구의 목적이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

유한요소분석법은 컴퓨터상에서 실제와 근사한 수학해석을 수행함으로써 물리적인 상태를 시험해 볼 수 있도록 하는 연구 방법이다.[21)] 유한요소분석을 이용한 고유치해석을 통해서 고유진동수와 모드 형상을 구할 수 있다. 모드 형상은 계가 하나의 고유진동수에서 진동할 때 갖게 되는 계의 변형형상을 의미한다.[22)]

수학적으로 모달테스트 분석을 시행하기 위해 다음과 같은 유한요소 모형이 설계되었다. 높이 20 mm와 폭 50 mm 의 골에 4 mm 직경을 가진 3개의 임플란트 유사체가 임플란트 중심부에서 7 mm 간격으로 식립된 유한요소모형을 설계하였다. 이 유한요소모형에서 골부분의 상부에 1 mm의 두께, 그리고 하부에 2 mm 두께의 치밀골을 설계하였다. 높이 3 mm의 지대주가 연결되었다고 설계하고, 지대주 상방에 정확하게 적합도가 맞는 보철물이 연결되었다. 최적의 적합도를 갖는 이 모형을 모형 1로 간주하였다(Fig. 1).

모형 2에서는 모형 1과 다른 조건은 같으나 부정확한 보철물을 가정하기 위해 좌측 임플란트

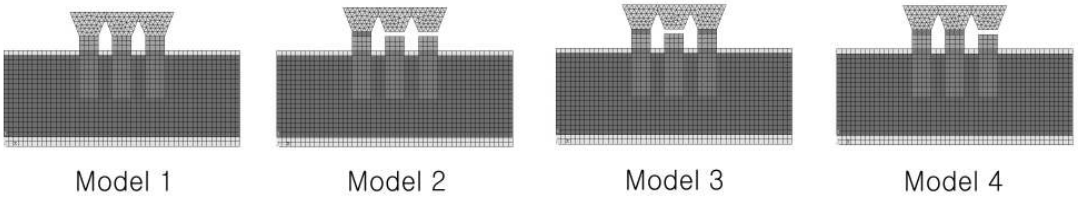

Fig. 1. Two-dimensional finite element models

Table 1. Material property

Material	Young's modulus(Gpa)	Poisson ratio
Cortical bone	15	0.3
Cancellous bone	1.5	0.3
Titanium	110	0.35
Gold alloy	90	0.3

에 티타늄 물체를 위치시킨 모형을 설계하였다. 즉 중앙과 우측 보철물 하방에 간극이 있는 모형을 설계하였다.

모형 3에서는 모형 1과 같은 형태이나 중앙의 보철물과 임플란트 사이에 간극이 있는 모형을 제작하였다.

모형4에서는 모형 1과 같은 형태이지만 좌측과 중앙의 임플란트 보철물 하방은 정확히 맞고, 우측 임플란트 보철물 하방에 간극이 존재하는 모형을 설계하였다.

모든 모형에서 직육면체 형태의 골의 하부가 고정된 것으로 가정하였다. 모든 유한요소 모형은 균질성, 등방성, 그리고 선형탄성을 가진 것으로 가정하였다. 임플란트 유사체와 간극을 만드는 물질은 티타늄으로, 보철물은 금합금으로, 그리고 임플란트 유사체가 식립되어있는 곳은 치과용경석고로 가정되었다. 유한요소 해석에 필요한 물성치는 선학의 연구를 참조하였고 Table 1에 표시되어 있다.[23)]

가진은 좌측의 임플란트 보철물상부에 수직하중 200 N이 가해졌다. 가운데 식립된 임플란트 보철물의 최상부과 우측의 임플란트 보철물의 최상부에서 주파수응답함수를 구하였다. 주파수응답함수로 변위를 구하였다. 간극의 크기를 25 ㎛, 50 ㎛, 100 ㎛, 150 ㎛, 그리고 200 ㎛으로 증가

Table 2. Frequency response function at the center crown

모형 \ 고유진동수	1차	2차	3차	4차	5차
모형1	220	290	490	530	665
모형2 25㎛	75	185	230	285	355
모형2 50㎛	70	140	260	405	435
모형2 100㎛	70	140	260	405	435
모형2 150㎛	70	135	260	405	435
모형2 200㎛	70	135	260	405	435
모형3 25㎛	220	290	440	485	600
모형3 50㎛	235	535	555	745	830
모형3 100㎛	235	535	555	745	830
모형3 150㎛	235	535	555	745	830
모형3 200㎛	235	540	555	745	835
모형4 25㎛	155	180	215	240	265
모형4 50㎛	110	145	200	290	425
모형4 100㎛	110	145	200	290	425
모형4 150㎛	110	145	200	290	425
모형4 200㎛	110	145	200	290	425

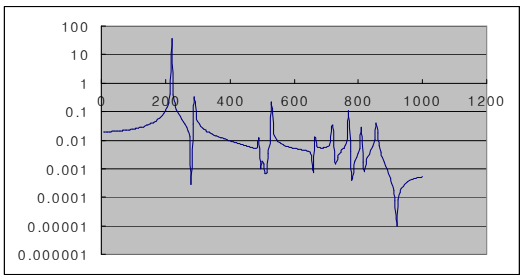

Fig. 2. Representative plot of Frequency Response Function

시켜가며 주파수 응답함수를 측정하였다. 주파수 응답함수는 5 Hz 단위의 진동수마다 구해졌으며, 진동수와 주파수응답함수 값을 각각 x축, y축으로 정하여 그래프상에 나타내었다. 이렇게 진동수에 대해 나타내어진 그래프상에서 최고점들을 찾아서 여기에 해당하는 진동수를 고유진동수로 간주하였다.

Ⅲ. 연구성적

본 연구에서 대표적인 주파수응답함수의 그래프는 다음과 같다(Fig. 2).

이 그래프는 보철물이 정확할 때, 가운데 보철물에서의 응답을 진동수에 대해 나타낸 그래프이다. 모든 그래프에서 진폭이 갑자기 높아지는 피크점을 찾기는 어렵지 않았다. 이론상 노드 수만큼의 고유진동수를 찾을 수 있지만, 본 연구에서는 5차의 고유진동수로 제한하였다.

Table 2에 중앙부 보철물에서 응답을 보았을 때의 고유진동수 값들이 정리되어 있다. 중앙과 우측 보철물의 하방에 misfit이 있는 모형 2의 경우 모형1과 비교하여 1차 고유진동수에서 매우 큰 차이를 보였다. 모형 2에서는 간극이 커짐에 따른 고유진동수의 변화는 관찰되지 않았다. 모형 2에서는 25 ㎛의 간극이 있을 때 고유진동수가 감소하였고, 이후 변화가 크지 않은 양상을 보였다. 중앙보철물에 간극이 존재하는 모형 3의 경우 모형 1과 비교하여 1차 고유진동수는 비슷한 곳에서 관찰되었다. 간극이 커짐과 함께 1차 고유진동수는 큰 변화가 없었으나, 2차 이후는 변화를 보였다. 25 ㎛의 간극이 있을 때는 고유진동수가 감소하였고, 이것은 차수가 높아질 수록 더욱 큰 변화를 보였으며, 50 ㎛에서 고유진동수는 증가하였다. 50㎛ 이후는 큰 변화를 나타내지 않았다. 우측 보철물 하방에만 misfit이 존재하는 모형 4의 경우 전반적으로 모형 1과는 다른 양상을 보였다. 25 ㎛ 까지는 고유진동수가 감소하였다. 50 ㎛ 부터는 고차의 고유진동수 즉, 4차 이후는 증가하였고 3차 이하의 고유진동수에서는 감소하였다. 50 ㎛ 이후의 간극에서는 변화를 보이지 않았다.

Table 3에는 우측 보철물에서 응답을 보았을 때의 고유진동수 값에 대해 정리되어 있다. 보철물의 부정확함이 존재하지 않는 모형 1 에서도 고유진동수의 값은 가운데 보철물에서 응답을 보았을 때와 차이를 보였다. 우측 보철물에서 응답을 본 경우 가운데 보철물에서 응답을 본 경우보다 고유진동수 증가폭이 작았다. 모형 2에서는 2차 이하의 고유진동수에서는 감소하다가 변화가 없는 결과를 보였고, 3차 이상의 고유진동수에서는 50 ㎛ 까지 증가하다가 변화가 없어지는 결과를 보였다. 모형 3에서는 고유진동수의 변화 양상은 모형 2와 비슷하였고, 변화량에서 차이가 있었다. 2차 이하의 고유진동수에서는 50 ㎛ 까지 감소하다가 변화가 없어지는 결과를 보였고, 3차에서는 간극의 변화에 따른 변화가 거의 없었으며, 4차 및 5차의 고유진동수에서는 50 ㎛까지 고유진동수가 증가하다가 이후 변화가 없는 결과를 나타내었다. 모형 4의 경우는 모형3과 전반적으로 비슷한 양상을 나타내었다. 2차의 고유진동수 까지는 50 ㎛의 간극까지 감소하다 변화없는 결과를 보였고, 4차 이상에서는 50 ㎛의 간극까지 증가하다가 변화가 없어지는 결과를 나타내었다.

Ⅳ. 고 찰

진동을 이용한 분석은 치의학과 의학에서 광범위하게 사용되어오고 있다. 모달분석이란 구조물이 진동수, 댐핑, 그리고 모드형상에 의해

Table 3. Frequency response function at the right crown

고유진동수 / 모형	1차	2차	3차	4차	5차
모형1	180	200	220	240	245
모형2 25㎛	75	185	230	285	355
모형2 50㎛	70	140	260	405	435
모형2 100㎛	70	140	260	405	435
모형2 150㎛	70	140	260	405	435
모형2 200㎛	70	140	260	405	435
모형3 25㎛	175	195	220	240	260
모형3 50㎛	120	165	235	345	535
모형3 100㎛	120	165	235	345	535
모형3 150㎛	115	165	235	345	535
모형3 200㎛	115	165	235	345	535
모형4 25㎛	180	215	240	265	305
모형4 50㎛	55	145	200	290	425
모형4 100㎛	50	145	200	290	425
모형4 150㎛	50	145	200	290	425
모형4 200㎛	50	145	200	290	425

기술되는 과정을 말한다.[22] 진동을 이용한 분석은 1940년경에 항공기의 동적 행동의 더 나은 이해를 위해 최초로 적용되었다. 1960년대 말까지 이 분야의 발전은 매우 느렸고 실험적 방법은 고가의 실험장비에 의해 운용되어왔다. 현대적인 모달 분석은 1970년대에 시작되었는데, 더 작아지고 저렴해진 컴퓨터의 발달과 더불어 Fast Fourier Transform 스펙트럼 분석기의 이용에 기초를 두고 있다.[24] 유한요소분석법을 사용하는 것은 여러 가지 면에서 의미가 있는데, 이 방법은 실험적 관찰에 대한 더 깊은 이해를 제공할 수 있고, 실제 사용 시 비윤리적이거나, 매우 고가인 방법인 경우, 그리고 실제로는 수행하기 불가능한 상황에서 실제실험을 대치할 후 있다.[20] Williamson 등은 수학적인 방법은 임플란트 골유착의 평가에 대한 시험적인 평가방법을 나타낸다고 하고 또한 실제임상에서의 진동수와 변위를 측정하는데 실험장치의 지침을 제공할 수 있다고 하였다.[25]

실제 모달테스팅에서는 고차의 고유진동수를 구하는 것이 노이즈 등으로 인해 쉬운 과정은 아니지만, 본 연구에서 유한요소 분석을 통해서 5차 이상의 고유진동수를 구하는 것은 어려운 과정은 아니었다. 진동계의 고유진동수의 수는 자유도의 수와 일치하기 때문에, 분포파라미터를 가진 탄성계의 자유도는 무한대가 되고, 결국은 무한한 수의 고유진동수와 이에 해당되는 고유모드를 갖게 된다. 본 연구에서는 고유진동수를 5차까지 제한하여 결과를 관찰하였다. 진동수에 대한 진폭의 그래프의 최고점은 명확하였다. 주파수 응답함수를 가운데 보철물에서 측정한 경우와 우측 보철물에서 측정한 경우에 고유진동수의 차이가 있었다. 간극의 크기가 증가함에 따라 대부분 고유진동수의 변화가 없는 곳이 많았다. 변화를 보였던 부분은 고유진동수가 증가하는 경우도 있었고, 감소하는 경우도 있었다. 1차

고유진동수의 경우 중앙 보철물에서 응답을 본 경우 모형 3에서 증가했고, 나머지 모형들에서는 감소하였다. 2차 이상의 고유진동수도 다양한 결과를 나타내었다.

모형 3에서 간극이 25 ㎛인 경우 가운데 보철물에서 응답을 본 경우나 우측 보철물에서 주파수 응답을 본 경우 모두 정확한 보철물을 가정한 모형1과 비슷한 고유주파수의 분포를 보였다. 이것은 양쪽 끝은 정확하고 중간부분이 부정확한 보철물의 경우 진동을 이용한 방법으로는 차이를 나타내기 어렵다는 것을 보여준다. 반면 한쪽은 정확하고 반대쪽에 부정확한 부분이 존재하는 모형2와 모형4의 경우 모형1과 매우 큰 차이를 보여, 이런 경우에 진동을 이용한 방법이 매우 유효할 수 있음을 보여준다.

가운데 보철물에서 응답을 본 경우와 가진한 곳에서 멀리 떨어진 우측 보철물에서 응답을 본 경우 고유진동수의 절대값에서 차이를 보였다. 가진한 곳과 가까운, 가운데 보철물에서 응답을 본 경우 더 큰 고유진동수 값을 나타내었는데, 진동분석의 원리를 임상에 응용할 경우, 가능한 가진을 한 곳에서 가까운 위치에서 측정하는 것이 측정하고자 하는 목적에 더 부합된다고 할 수 있다. 저차의 고유진동수와 고차의 고유진동수의 결과값이 상이한 경우, 즉 저차의 고유진동수에서는 고유진동수의 변화가 없었으나, 고차의 고유진동수에서는 고유진동수 변화가 큰 경우가 있었는데, 이는 진동 분석의 임상적용 시 1차의 고유진동수만 해석하지 않고, 가능한 고차의 고유진동수를 구하여 이용하는 것이 도움이 될 것이라는 것을 나타낸다. 고유진동수는 질량에 반비례한다. 본 실험에서 사용된 간극게이지에 의한 질량의 변화가 결과에 영향을 미쳤을 것으로 보이고, 간극이 커져서 보철물과 임플란트가 분리된 경우, 모형 2, 4의 경우는 외팔보와 같은 진동계로 작용했을 것으로 생각된다.

한편 유한요소분석방법은 실제실험과 같다고 보기는 어렵다는 것이 본 연구의 한계이다. 이 실험에 사용된 구성요소의 밀도, 포와송비, Young's 계수가 고유진동수를 결정하였는데, 이들 성질은 정확하다고 보기 어렵고 또한 균질성, 등방성, 선형탄성 등의 가정이 올바르다고 할 수 없기 때문이다. 실제상황에서 일어날 수 있는 감쇠 또한 실제실험에서는 영향을 미칠 것으로 생각된다. 또한 현실에서는 3개의 보철물이 연결된 경우 한쪽 끝에 간극게이지를 넣고 나사로 체결을 하게 되면, 나사의 체결력에 의해서 보철물 및 악골의 굽힘현상이 일어 날 수 있어 반대쪽에 있는 보철물이 임플란트와 계속 접촉을 할 수 있다. 또한 이 현상은 임플란트가 거리, 보철물의 재료, 보철물의 형태 등에 따라 달라지게 된다. 향후 실제 상황에서 행해지는 실험적 모드해석 연구 등 부가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

Ⅴ. 결 론

연결된 3개의 임플란트 지지 금관의 임플란트 유사체에 대한 적합도의 분석이 2차원 유한요소분석을 통하여 이루어졌다. 2차원 유한요소분석을 이용하여 보철물의 적합도가 간극게이지의 두께의 증가함에 따라 달라지는 유한요소 모형을 4가지 설정하고 주파수 응답함수를 이용하여 고유진동수를 구하였다. 유한요소분석을 이용한 모달분석은 임플란트 보철물의 적합도가 변화함에 따라 고유진동수가 변화함을 보여주어 적합도 분석에 유용한 방법임을 보여주었다. 고유진동수의 변화는 고차의 고유진동수에서는 저차와는 다른 결과값을 보여, 진동분석을 이용한 임플란트 보철물의 적합도 분석시 고차의 고유진동수도 함께 고려하는 것이 추천된다.

참 고 문 헌

1. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:270-276.
2. Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontic superstructure designs. Swed Dent J Suppl 1985;28:71-75.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the

treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
4. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am 1986;30:151-174.
5. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79:74-78.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-848.
7. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi, T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral and Maxillofac Implants 2000;15:66-75.
8. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 1984; 86:95-111.
9. Carr AB, Garard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent 1996;76:500-509.
10. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:620-625.
11. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:169-178.
12. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71:592-599.
13. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. Clin Oral Implants Res 1995;6:172-180.
14. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:151-158.
15. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosthet Dent 1997;78:596-604.
16. Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. Biomaterials 1991;12:555-560.
17. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A dynamic modal testing technique for noninvasive assessment of bone-dental implant interfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:728-734.
18. 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;7:261-267.
19. Huang HM, Pan LC, Lee SY, Chiu CL, Fan KH, Ho KN. Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;90:285-291.
20. Thomson WT. Theory of vibration with applications. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall; 1997:128-135.
21. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. Implant Dent 1998;7:355-368.
22. The Korean Society of Noise and Vibration Engineering. Handbook of noise and vibration. Seoul; 1995:279-291.
23. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:450-458.
24. Silva J, Maia N. Modal analysis and testing. Splinger; 1989:430-446.
25. Williams KR, Williams AD. Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis. Biomaterials 1997;18:715-719.

Reprint request to : Seok-Hyoung Lee, D.D.S., M.S.D. Ph.D.
Department of Prosthodontics, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, 50 Ilwon-dong, Gangnam-gu, Seoul, Korea, 135-710
Tel: 02-3410-2520, Fax: 02-3410-0038
E-mail:leesh8@smc.samsung.co.kr

- ABSTRACT -

Analysis of Implant Prosthesis using 2-Dimensional Finite Element Method

Ho-Beom Kwon, Chan-Je Park, Seok-Hyoung Lee

Department of Prosthodontics and Department of Conservative Dentistry*,
Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

Accurate fit of the implant prosthesis is important in ensuring long term success of osseointegrated implant. Inaccurate fit of the implant prosthesis may give rise to complications and mechanical failure. To evaluate fite of the implant prosthesis, the development of the methods of analyzing the degree of misfit is important in clinical practice. To analyze the degree of the misfit of implant prosthesis, modal testing was used. A 2-dimensional finite element modal testing was accomplished. Four 2-dimensional finite element models with various levels of misfit of implant prostheses were constructed. Thickness gauges were simulated to make misfit in the implant prostheses. With eigenvalue analysis, the natural frequencies of the models were found in the frequency domain representation of vibration. According to the difference of degree of misfit, natural frequencies of the models were changed.

Key words : Modal testing, finite element method, natural frequency, fit