

## 공진 주파수 분석법에 의한 임플란트의 안정성 측정에 관한 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

박 철 · 임주환 · 조인호 · 임현송

### I. 서 론

골지지성 골내 임플란트는 악안면, 치과 및 정형외과 영역에서 점차 사용이 증가되고 있다. 식립 후 이러한 임플란트는 주위의 골과 밀접한 결합(union)이 형성되며 이것을 골유착(osseointegration)이라 한다.<sup>1-4)</sup> 임상적으로 임플란트는 90%의 높은 성공률을 보이지만 골질이 나쁘거나, 조직이 손상된 곳에서는 임플란트는 현저한 성공률의 감소를 보인다.<sup>65,6-9)</sup>

임플란트의 안정성과 골 유착의 임상적 측정은 임플란트의 성공 여부를 평가하는데 중요하다.<sup>10-13)</sup> 임플란트의 안정성은 식립 시 일차 안정성과 골 치유와 골 형성 결과에 의한 이차 안정성으로 구분할 수 있으며, 일차 안정성은 임플란트 식립 부위의 골질과 골량, 임플란트의 길이, 직경, 형태, 식립 방법에 따라 영향을 받는다.<sup>5-7)</sup>

지금까지 임플란트 식립 시 초기 안정성의 측정은 경험적이고, 주관적이었다. 따라서 매식체 식립 시에 초기 안정성과 기능 시 임플란트의 상태를 모니터링하는 것이 가능하고, 정량적으로 정확하게 측정할 수 있다면 임플란트의 디자인을 각각의 환자에게 최적으로 적합하게 개량해 줄 수 있으며 임플란트의 실패율을 줄일 수 있을 것으로 사료된다. 이러한 임플란트의 안정성을 객관적으로 수치화하여 평가하는 방법으로 Shulte<sup>14,15)</sup>에 의해서 Periotest<sup>®</sup>가 개발되어 임플란트의 동요도를 측정함으로써 보철물을 장착하기 전, 치유기간이 더 필요한지의 여부를 결정하는데 도움을 줄 수 있었다. 그러나 이 기술은 지

대치에 대한 각도와 높이, 임플란트와 측정 rod 사이의 거리에 민감하다.<sup>16)</sup> 따라서 생체 내에서 임플란트의 안정성을 정량적으로 측정하기 위한 가역적인 실험법을 개발하기 위해 Meredith 등<sup>10-13)</sup>은 특정 주파수 범위에서 주파수를 고주파에서 저주파 혹은 저주파에서 고주파로 연속적으로 변화시킨 정현파(sine wave)를 일정한 진폭으로 가진하는 공진 주파수 분석 장치를 개발하였다. 이 방법은 지대주 혹은 지대치에 부착된 작은 변환기를 이용하여 공진 주파수를 측정하게 된다. 공진 주파수는 임플란트-조직 계면의 견고도와 유효 지대주 길이에 영향을 받고, 식립 시기의 골질, 치유기간 동안 골의 견고도의 변화, 임플란트 주위 변연골 높이의 변화를 반영하며, 임플란트 식립 후의 안정성 변화 측정을 가능하게 해준다고 보고하였다.<sup>10,12)</sup>

본 연구에서는 Meredith에 의해 개발된 공진 주파수 측정 장치가 가지는 단점을 극복하고 균일한 측정치를 반복적으로 재현 가능하면서 안정된 측정 데이터가 빠른 시간 내에 처리될 수 있는 공진 주파수 측정 장치를 개발하였다.

또한 변환기에 가해진 잔류 응력이 균일한 측정에 방해로 주는 요소이므로 잔류 응력의 제거 여부를 확인할 수 있는 장치를 부착하여 측정장치의 안정성을 증가시켰다. 이 공진 주파수 측정 장치를 이용한 생체 외 실험을 통해 다른 가역적 안정성 측정 방법과 비교하여 측정 장치의 안정성을 분석하였고, 임플란트-조직 계면의 견고도와 유효 지대주 길이가 공진 주파수와 상관관계가 있음을 검증하였으며, 생

체 내 실험을 통해 임플란트 식립 후 시간 경과에 따른 안정성 변화 측정을 하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료 및 기구

#### (1) 임플란트

전체가 선반 가공되어 평활한 표면을 가지고 있는 CP Titanium(Grade II) Machined Screw Implant(SooMin Co., KOREA)를 총 72개 사용하였다. 직경은 모두 3.75 mm 이었고, 길이는 10mm 가 38개, 13mm가 22개, 7mm, 8.5mm, 11.5mm, 15mm, 18mm, 20mm가 각각 2개씩으로 12개가 사용되었다.

#### (2) 임플란트 포매 재료

- 1) Epoxy Resin JRA-323 (Jung Do Co., KOREA)
- 2) PL-2 Photoelastic Resin  
(Photoelastic Division Measurement Group Inc. N.C., USA)
- 3) Hot Melt Adhesive (EVA)(Oh Sung Co., KOREA)

#### (3) 골 시편

신선한 우늑골을 폭경 10~15mm, 길이 60~70mm 로 10개의 시편을 제작 한 후 임플란트 식립 부위의 피질골 두께가 2~3mm가 되도록 조절하였다(Fig.1).

#### (4) 골 천공에 사용된 Drill Kit

임상에서 통상적으로 사용되는 다음과 같은 Drill 을 사용하였다.

#### (5) 실험 동물

체중 4kg 이상의 성숙한 뉴질랜드산 가토 16마리를 사용하였다. 가토들은 분리된 장소에서 표준 식이로 사육되었다.

#### (6) Dynamometrical Contra Angle & Torque Driver (Anthogyr CO., FRANCE)

트랜스듀서를 지대주에 연결시 항상 일정한 실험

조건을 부여하기 위해 20 Ncm의 torque driver를 이용하여 고정하였다.

#### (7) 지대주

유효 지대주 길이에 따른 공진 주파수의 변화량을 측정하기 위해 지대주의 길이 차이를 실제 임상에서 사용되고 있는 3, 4, 5.5, 7, 8.5, 10mm로 조건을 부여하여 트랜스듀서의 연결이 가능하도록 지대주 나사 상부의 형태를 변형하였고 CP Grade II 타이타늄 (Dynamet Specialty Metal Products, USA) 재질로 제작하였다(Fig. 2).

#### (8) Periotest® (Siemens AG, Bensheim, Germany)

치주인대의 damping 효과를 기본 원리로 하고 contact time을 정량적으로 측정하여 치아 동요도를 나타내기 위해 고안된 전자기구로 임플란트 안정성 연구에도 많이 이용된다(Fig. 3).<sup>14,15)</sup>

본 실험에서는 공진 주파수 측정 장치의 측정 데이터에 대한 신뢰성을 검증하기 위해 사용되었다.

#### (9) 공진 주파수 측정 장치 (Resonance Frequency Analyser)

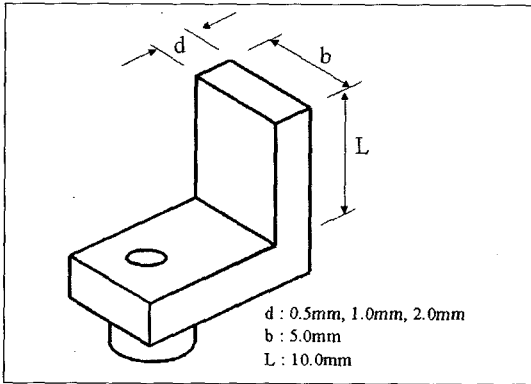
##### 1) 트랜스듀서 (Transducer)

트랜스듀서는 CP Grade II 타이타늄 재질로 지대주와 연결이 용이하도록 캔틸레버 빔을 변형, 응용하여 폭 5mm, 높이 10mm 그리고 두께는 각각 0.5mm, 1.0mm, 2.0mm를 갖는 타이타늄 zig를 밀링 기계(HASEGAWA-HPF, Hasegawa Machine Works., JAPAN)를 이용하여 정밀 선반 가공한 후 타이타늄 zig 두께의 정확성 검증을 위해 Profile Projector V-12A(Nikon Co., JAPAN)로 정밀도 검사를 시행하였다(Fig. 4).

타이타늄 zig의 상부와 동일한 크기 (폭 5mm, 높이 10mm)로 가공된 Piezo ceramic element를 Metech(Silver Epoxy) Conductive Adhesive 6090 A & B(Electronic Materials Technology., USA)를 이용하여 타이타늄 zig의 상부 앞 뒷면에 접착하였다. 제조회사의 지시에 따라 실온에서 24시간의 adhesive의 소성기간을 거친 후 타이타늄 zig와 piezo ceramic element 간의 비전도성 테스트를 시행하였다. 완성된 트랜스듀서의 두께 차이에 따른 공진 주파수 영역을 분석하여 효과적이고 안정된 측정

**Table I.** Material Properties of FEM.

Materials	Density(g/mm <sup>3</sup> )	Young's Modulus of Elasticity(kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's Ratio
Cancellous Bone(75%)	9.75E-4	5.8E+1	0.30
Compact Bone(75%)	9.75E-4	1.4E+3	0.32
Titanium	4.51E-3	1.05E+04	0.30



**Fig. 7.** Design of Transducer.

치 영역을 재현할 수 있도록 고안하였다.

## 2) Piezo ceramic element

Piezo ceramic element는 전기적 신호를 주었을 때 그것을 물리적 신호인 진동으로 바꾸거나 물리적 신호인 진동이 들어왔을 때 전기적 신호인 전하로 바꾸는 특성을 가진 ceramic 물질이다. Plate를 가진할 때 경량 구조물에 대해 가진하는 경우는 piezo ceramic element를 사용하고 큰 물체에 대해서는 shaker를 사용한다(Fig. 5).

## 3) NI-DAQ Version 6.51 (National Instruments, USA)

Data Acquisition Driver Software를 이용하여 개인용 컴퓨터에서 발생한 디지털 신호를 아날로그 신호로 변환하거나, 증폭기에서 발생한 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시키는 장치이다.

특히 고유 진동수를 알기 위한 가장 좋은 방법은 망치로 대상물을 치는 것인데, 이에 가장 근접한 방식이 impulse 방식으로 사료되어 본 논문에 채택하였다.

## 4) Power & Charge Amplifier

개인용 컴퓨터에서 발생한 디지털 신호를 증폭하거나 트랜스듀서에서 발생한 전하량을 증폭시키기 위한 장치를 제작하였다(Fig. 6).

## 2. 유한 요소법을 이용한 예비 실험

해석적인 방법을 이용하여 체적 형상의 설계변수를 예측하기 위한 목적으로 유한 요소법을 이용하게 되는데 본 연구의 실험에 앞서 제작할 트랜스듀서에 대한 설계를 하였다. 진동학 분야에서 일반적으로 알려져 있는 mechanical vibration model중에 하나인 cantilever beam의 형태를 응용하여<sup>20)</sup> 물성체의 특성을 잘 반영할 수 있도록 높이 10mm, 폭 5mm 그리고 두께는 0.5mm, 1mm, 2mm로 각기 다르게 설계하였다. 인체의 하악에 임플란트가 식립된 상태를 가상하여 mesh 구조를 modeling하여 유한 요소 모델을 설계하였다(Fig. 7).<sup>20)</sup> 분석에 필요한 탄성 계수와 Poisson's ratio 등의 물리적 성질은 선학들의 보고를 기초로 하여 사용하였다(Table I).

상기 조건을 사용하여 3개의 삼차원 유한 요소 모형을 설계하였으며, 설계된 모형은 8절점 입방체 요소(8 node brick element)로 이루어지는 선형(linear) 및 등방성(isotropic) 물체로 간주하여 분석을 시행하였다. 상기조건인 구조물의 역학적 해석을 위한 유한요소 프로그램은 workstation용 프로그램인 ANSYS V5.5(ANSYS Co., USA)를 사용하여 Workstation HP C240 (Hewlett Packard Co., USA) 상에서 시행하였다. Cantilever beam에 impulse 기법으로 가진하여 물성의 변화에 따른 진동모드와 그에 따른 주파수를 측정하였다.

예비 실험의 결과를 보면 두께 0.5mm의 트랜스듀서에서는 진동 모드가 약하게 변화하였고, 주파수 영역이 5,000Hz미만에서 분포하는 양상을 보였다(Fig. 8, 9).

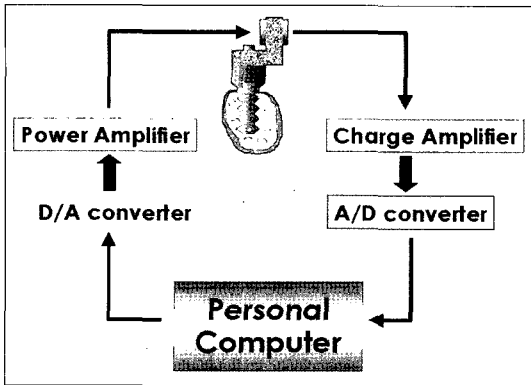


Fig. 14. Components and flow chart of resonance frequency analyser.

두께 1mm 트랜스듀서에서는 진동 모드가 확연히 변화하였고, 주파수 영역이 5,000Hz에서 10,000Hz 사이에 분포하는 양상을 보였다(Fig. 10, 11).

두께 2mm 트랜스듀서에서는 진동 모드가 심하게 변화하였고, 주파수 영역이 10,000 Hz 이상의 영역에 분포하는 양상을 보였다(Fig. 12, 13).

이상의 결과를 바탕으로 선학들의 보고를 참조하여 1mm 두께의 트랜스듀서가 공진 주파수 측정에 적합한 영역을 나타내는 것으로 사료되며, 본 논문의 실험에서 트랜스듀서의 두께를 0.5mm, 1mm, 2mm로 제작후 생체의 실험의 시편 상에서 예비 실험 결과와 유사한 공진 주파수가 측정되는지를 비교 검토하였다.

### 3. 실험 장치 구성

공진 주파수 측정 장치를 제작하기 위해 실험 장치 구성도를 설계하였다. 구성도의 원리를 보면 개인용 컴퓨터가 가진 방법을 선택해서 컴퓨터 내에서 디지털 파형을 발생시키고 이를 D/A Converter로 보낸다. D/A Converter는 디지털 파형을 전압인 아날로그 파형으로 변화시킨다. 이를 Power Amplifier를 통해 전압을 증폭시키고 증폭된 전압을 piezo ceramic element로 보낸다. Piezo ceramic element는 전기적 신호를 진동으로 바꿔서 그 진동이 가진을 하게 되고 가진된 상태에서 진동이 트랜스듀서를 흔들게 된다. 트랜스듀서의 주변 환경에 따라 특정한 반응으로서 진동의 진폭 변화를 일으킨다.

진폭 변화가 된 진동은 다시 piezo ceramic element

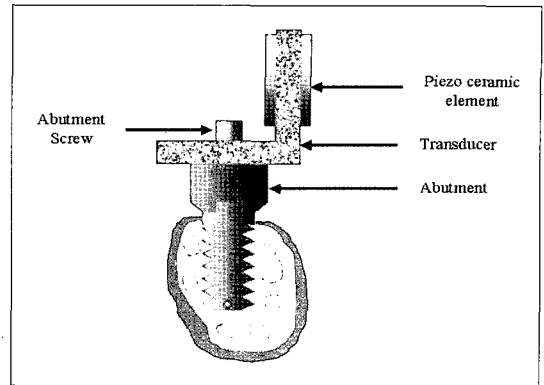


Fig. 15. Components of transducer.

가 감지해서 진동을 전기적 신호로 바꾼다. 전기적 신호가 전하(charge)이기 때문에 이를 voltage로 바꾸기 위해 Charge Amplifier로 입력된다. Voltage로 바뀌어진 신호는 A/D Converter를 통해서 디지털 신호로 바뀌게 된다. 이 디지털 신호를 개인용 컴퓨터가 인식해서 주파수 분석 또는 진폭을 추출하게 된다(Fig. 14). 트랜스듀서는 매식체 위에 지대주 나사를 이용하여 지대주와 연결한다(Fig. 15).

가진 방식으로는 큰 물체(집이나 교량 등)에 대해서 가진기 혹은 impact machine이 이용되고, 2~3m 이내의 작은 물체에 대한 가진 방식으로는 다음과 같은 세 가지가 있고<sup>17-20,52)</sup> 본 논문에서는 impulse (impact) 가진 방식을 적용하였다.

#### (1) Sine Sweep

특정 주파수 범위에서 주파수를 고주파에서 저주파 혹은 저주파에서 고주파로 연속적으로 변화시킨 sine wave를 일정한 진폭으로 가진한다. 그 응답으로서 각각의 가진 주파수에 대하여 진동 고유 응답으로서 진폭 변화를 일으키게 되고, 그 진폭 변화를 측정하여 주파수 응답으로 사용한다(Fig. 16).

장점은 한 주파수에 대하여 가진 파위를 가장 크게 낼 수 있다는 점이고, 단점은 전원 노이즈나 외부 노이즈에 매우 민감하기 때문에 외부 노이즈를 제거시키기 위하여 여러 번의 평균을 취하게 됨으로써 시간이 많이 걸리게 된다. 외부 노이즈를 제거하기 위한 다른 방법은 측정치에 대한 curve fitting과 filtering 과정이며, 이 또한 시간이 많이 소요되고, 최종적인 측정치를 불안정하게 만드는 요소가 된다.<sup>17-20,52)</sup>

## (2) White Noise

모든 주파수 성분을 갖는 노이즈를 발생시켜 진동의 신호원으로 사용한다. 그 응답으로서는 각 주파수에 해당되는 진폭 변화를 일으킨 white noise가 된다. 처리는 측정된 white noise를 Fast Fourier Transform (FFT)를 통하여 주파수 data로 변환시킨다 (white noise의 의미는 모든 광원을 혼합하면 백색광이 된다는 의미이다)(Fig. 17).

장점은 짧은 시간에 다양한 주파수를 가진할 수 있다는 점이고, 단점은 FFT로 처리하는 과정이 시간이 걸리고, 가진하는 white noise의 주파수 성분이 일정치 않기 때문에 측정 평균 횟수를 sine wave에 비해서는 적지만 많이 취해야 한다는 점이다.<sup>17-20,52)</sup>

## (3) Impulse (Impact)

본 논문에 적용한 방식으로 가진 원은 폭이 매우 적은 pulse 신호를 사용한다. Impact pulse 신호는 주파수로 변환시키면 완전하게 평탄한 주파수 특성을 얻을 수 있다. 또한 pulse 신호 하나를 보내면 전 주파수로 가진된다. 그 응답은 impulse response로 트랜스듀서와 그 주변 환경을 모두 포함한다. Impulse response를 가지고 주파수 변환을 시키게 되면 트랜스듀서 및 주변 환경의 물성체 특성을 정확히 분석할 수 있다(Fig. 18).

장점은 주변 noise에 매우 강하기 때문에 측정치가 정확하다. 따라서 관측된 데이터가 세 가지 가진 방법 중 가장 뛰어나지만, 많은 파워를 낼 수 없어 파워 앰프가 반드시 필요하다는 점과 impulse 방식을 사용하기 위한 프로그래밍이 까다롭다는 단점을 가지고 있다.<sup>17-20,52)</sup>

## 4. 실험 방법

트랜스듀서는 지대주와 연결이 용이하도록 캔티레버빔을 변형, 응용하여 제작하였다. 캔티레버 빔은 폭 5mm, 높이 10mm로 두께는 0.5mm, 1.0mm, 2.0mm로 제작하여 트랜스듀서의 두께 차이에 따른 공명주파수 영역을 분석하여 안정된 측정치를 재현할 수 있도록 하였다. 타이타늄 zig의 상부 앞 뒤면과 동일한 크기로 가공된 piezo ceramic element를 Metech (Silver Epoxy) Conductive Adhesive 6090 A&B를 이용하여 부착하였다.

나사형 골유착 티타늄 임플란트와 지대주를 연결한 상부에 트랜스듀서를 장착하여 공진 주파수를 측정하였다. 측정된 공진 주파수는 임플란트 계면에서의 강직도(stiffness)의 변화와 그것에 대항하는 감쇠(damping) 측정치와의 관계를 나타내고 입력된 힘에 대한 출력 응답의 비율을 측정하여 진동수 응답 곡선을 그려낼 수 있다.

다른 실험 조건으로는 지대주의 길이 차이를 실제 임상에서 사용되고 있는 3.0, 4.0, 5.5, 7.0, 8.5, 10.0mm로 조건을 부여하여 노출된 길이 즉 effective length에 따른 공진 주파수의 변화량을 측정하고자 하였다.

### (1) *in-vitro* 실험

#### 1) 에폭시레진 시편

공진 주파수 분석장치의 검증을 위한 실험 시편은 각 3종류의 포매 재료를 이용하고, 5가지의 다른 실험 조건을 부여하기 위해 다음과 같이 실험 시편을 제작하였다.

직경 3.75mm, 길이 13.0mm의 선반 가공된 나사형 임플란트를 노출량이 동일하게 포매하기 위해 알루미늄 소재를 이용하여 금속 주형을 선반 가공하여 제작하였다(Fig. 19).

공진 주파수 분석 장치의 성능 검증과 측정치에 대한 정확성과 일정성을 검증하기 위해 동일한 크기의 임플란트 9개를 상부의 노출량이 동일하도록 Hot Melt Adhesive(EVA)에 포매하였다(Fig. 20).

공진 주파수 분석을 시행하는데 정확한 동일 실험 조건 부여를 위해 Contra Angle & Torque Driver를 이용하여 20Ncm로 트랜스듀서와 지대주를 임플란트에 고정하였고 각 지대주에 대해 10회씩 측정하였다.

또한 가로 40mm, 세로 10mm, 높이 30mm의 금속시편을 선반 가공하여 제작한 후 시편 제작시 필요한 silicone mold (Extrude Polyvinyl siloxane Impression Material Type 2 : KERR Co., U.S.A.)를 제작하여 PL-2 Photoelastic Resin (Photoelastic Division Measurement Group Inc. N.C., USA) 시편을 제작하였다. PL-2는 인체의 피질골 경도와 유사한 물성치를 가진다. 완성된 블록에 통법에 따른 천공을 시행한 후 지름 3.75mm, 길이 13.0mm의 선반 가공된 나사형 임플란트 9 개를 0~8mm가 각각

노출되도록 식립하여 10 회씩 측정하였다(Fig. 21).

다른 시편에서는 각기 길이가 다른 임플란트 (지름 3.75mm, 길이 7, 8.5, 10, 11.5, 13, 15, 18, 20mm)를 역시 통법에 따라 천공을 시행한 후 식립하여 10 회씩 측정하였다(Fig. 22).

임플란트의 길이에 따른 차이를 측정하기 위해 길이 7, 8.5, 10, 11.5, 13, 15, 18, 20mm인 선반 가공된 나사형 임플란트를 선반 가공된 알루미늄 금속 주형에 고정시킨 후 Epoxy Resin JRA-323에 포매하여 공진 주파수를 각 10회씩 측정하였다(Fig. 23).

또한 임상에서 문제가 되는 임플란트의 노출량에 따른 안정성 영향 평가를 위해 지름 3.75mm, 길이 13.0mm의 선반 가공된 나사형 임플란트 9개를 0~8mm가 각각 노출되도록 주형을 제작하여 Epoxy Resin JRA-323에 포매하여 공진 주파수를 각 10회씩 측정하였다(Fig. 24).

## 2) 희생된 동물뼈 시편

희생 즉시 채취한 신선한 우늑골을 피질 골 두께 2~3mm, 폭경 10~15mm, 길이 60~70mm의 조건에 맞도록 10개의 시편을 준비하였다. 선학들의 보고를 참조하여, 각 시편들은 골 조직의 영계수 (Young's modulus)감소를 2% 이내로 하기 위해서 50% ethanol/ saline 용액에 담가두었다.<sup>26,27)</sup> 23℃ 실온에서 3시간 동안 유지하였으며, 수분을 유지하기 위해 식염수를 적신 거즈로 덮어두었다. 인체에서 피질골이 얇은 상악 구치부의 골질을 재현하기 위하여 식립 부위의 피질골을 균일하게 2~3mm를 남기고 삭제하였다.

임플란트 식립 부위는 제조회사의 지시에 의해 표준화된 수술방법에 따라 우늑골에 천공하였다. 각 시편당 선반 가공된 임플란트를 1개씩 총 10개의 임플란트를 식립하여 트랜스듀서를 수직, 수평 방향으로 장착하여 공진 주파수를 10회씩 측정하였다(Fig. 25).

Periotest® value (PTV)의 측정은 임플란트 식립시 골 시편 상부에서 4mm 상방 지점의 fixture mount에서 시행하였으며, Tricio 등<sup>27)</sup>의 보고를 참조하여 Periotest®의 핸드피스를 수평으로 유지하였고 손잡이는 fixture mount에 수직으로, 4mm이상 떨어지지 않도록 하였으며 각각의 임플란트에 대하여 같은 높이에서 수직, 수평 두 방향으로 3회 반복 시행하였

다. 측정값이  $\pm 1$ 이상 벗어나지 않은 경우 그 값의 평균값을 얻었고 그렇지 않은 경우에는 반복 측정하였다(Fig. 26).

## (2) in-vivo 실험

분리된 장소에서 표준 식이로 사육된 4kg 이상의 성숙한 뉴질랜드산 가토 16마리를 사용하였다. 가토의 경골에 지름 3.75mm, 길이 10mm의 machined surface의 나사형 임플란트 16개를 마리당 1개씩 식립하였다(Fig. 27). 식립 직후 트랜스듀서를 수직, 수평 방향으로 장착하여 각 3회씩 측정하였다(Fig. 28). 시간의 경과에 따른 공진 주파수의 변화를 측정하기 위해 식립 즉시, 4주, 8주, 12주, 16주에 식립된 부위를 절개하여 공진 주파수를 측정하였다.

## (3) 통계 처리

본 논문의 통계 처리는 Windows용 SPSS V8.0 (SPSS Inc., USA)을 사용하였다. 각 측정값들이 정규분포를 이루는지 조사하기 위하여 K-S test를 시행하였고, 조건에 따른 각 군의 유의성 ( $p < 0.01$ ,  $p < 0.05$ )을 조사하기 위해 one-way ANOVA test와 Correlation test를 시행하였다.

# Ⅲ. 실험 결과

## 1. in-vitro 실험 결과

### (1) 에폭시레진 시편

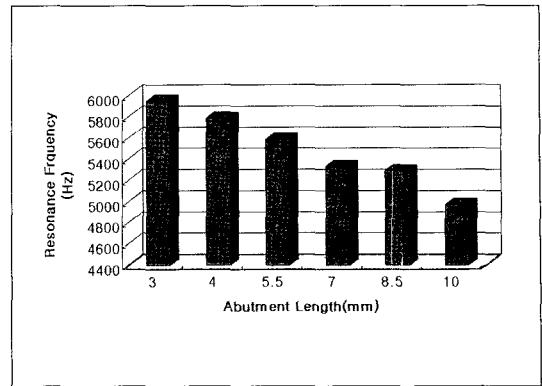
1) 실험조건 1 : 동일 길이에 따른 비교 (Hot Melt)  
길이 10mm 임플란트를 동일한 노출량으로 포매하여 각 임플란트, 지대주에 대해 10회씩 공진 주파수를 측정하였다( $n=9$ ).

지대주의 길이가 3mm인 경우 공진 주파수가 5953.00Hz를 나타내었고, 지대주의 길이 증가에 따라 공진 주파수가 점차 감소되는 경향을 보였으며, 지대주 길이가 10mm인 경우 4967.56Hz를 나타내었다(Table II, Fig. 29).

One-way ANOVA test와 Scheffe® test 결과 지대주의 길이가 증가함에 따라 공진 주파수가 유의성있게 감소되는 양상을 보였다( $p < 0.01$ ) (Table III, IV).

**Table II.** The mean & standard deviation of resonance frequency value according to abutment length. (unit : Hz)

Abutment Length	Mean (Unit : Hz)	N	Std. Deviation
3.0mm	5953	9	99
4.0mm	5784	9	175
5.5mm	5587	9	157
7.0mm	5333	9	113
8.5mm	5289	9	110
10.0mm	4967	9	43



**Fig. 29.** The value of resonance frequency according to abutment length (Hot Melt).

**Table III.** The result of one-way ANOVA test of resonance frequency according to abutment length(Hot Melt).

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	5838276.31	5	1167655.26	75.749	.000
Within Groups	739910.222	48	15414.796		
Total	6578186.54	53			

(p<0.01)

**Table IV.** The result of Scheffea test of resonance frequency according to abutment length(Hot Melt).

Abutment Length	N	Subset for alpha = .01			
		1	2	3	4
10	9	4967.5556			
8.5	9		5289.2222		
7	9		5333.000		
5.5	9			5587.7778	
4	9			5784.8889	5784.8889
3	9				5953.0000
sig.		1.000	.989	.062	.165

2) 실험조건 2 : 노출량에 따른 비교 (PL-2, JRA Epoxy Resin)

길이 13mm 임플란트를 0mm에서 8mm까지 1mm씩 증가시키며 노출하여 포매 및 식립 후 각 임플란트, 트랜스듀서, 지대주에 대해 10회씩 공진 주파수를 측정하였다.

트랜스듀서의 두께가 0.5mm인 경우 지대주 길이가 증가되고 임플란트의 노출량이 증가할 수록 주파수 영역이 주로 5,000Hz 미만에서 분포하는 양상을 보였고, 공진 주파수가 유의성있게 감소하였다

(p<0.01)(Table V, Fig. 30).

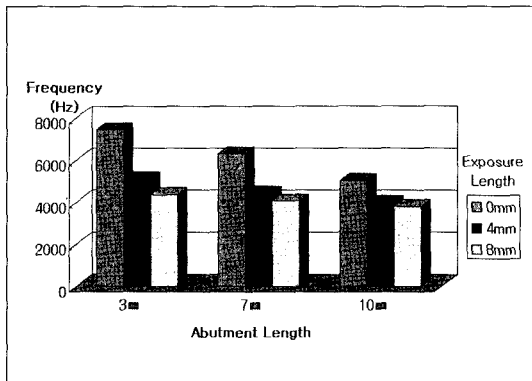
트랜스듀서의 두께가 1mm인 경우 지대주 길이가 증가되고 임플란트의 노출량이 증가할수록 주파수 영역이 주로 5,000Hz에서 10,000Hz 사이에 분포하는 양상을 보였고, 공진 주파수가 유의성있게 감소하였다(p<0.01)(Table V, Fig. 31).

트랜스듀서의 두께가 2mm인 경우 지대주 길이가 증가되고 임플란트의 노출량이 증가할수록 주파수 영역이 주로 10,000Hz 이상에서 분포하는 양상을 보였고, 공진 주파수가 유의성있게 감소하였다

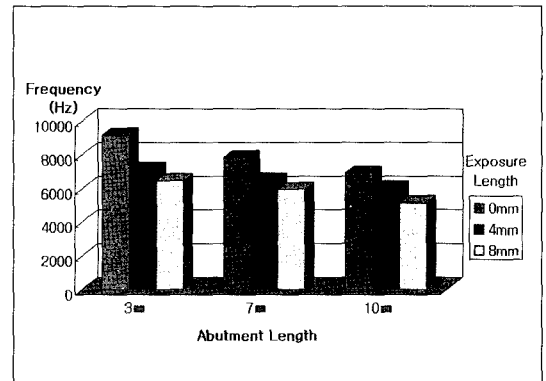
**Table V.** The result of correlation test of resonance frequency according to abutment length, exposure length of implant embedded into epoxy resin and transducer thickness.

		Transducer Thickness	Abutment Length	Fixture Exposure Length	RF
Transducer Thickness	Pearson Correlation	1.000	0.000	0.000	0.907**
	Sig. (2-tailed)	.	1	1.000	0.000
	N	27	27	27	27
Abutment Length	Pearson Correlation	0.000	1.000	0.000	-0.183
	Sig. (2-tailed)	1.000	.	1.000	0.360
	N	27	27	27	27
Fixture Exposure Length	Pearson Correlation	0.000	0.000	1.000	-0.280
	Sig. (2-tailed)	1.000	1.000	.	0.157
	N	27	27	27	27
RF	Pearson Correlation	0.907**	-0.183	-0.280	1.000
	Sig. (2-tailed)	0.000	0.360	0.157	.
	N	27	27	27	27

(p<0.01)



**Fig. 30.** The value of resonance frequency according to abutment length and exposure length of implant embedded into epoxy resin with 0.5mm thickness transducer.



**Fig. 31.** The value of resonance frequency according to abutment length and exposure length of implant embedded into epoxy resin with 1mm thickness transducer.

(p<0.01)(Table V, Fig. 32).

따라서 실험에 적합한 트랜스듀서의 두께는 유한 요소법을 이용한 예비 실험에서의 결과에서와 마찬가지로 1mm인 것으로 사료된다.

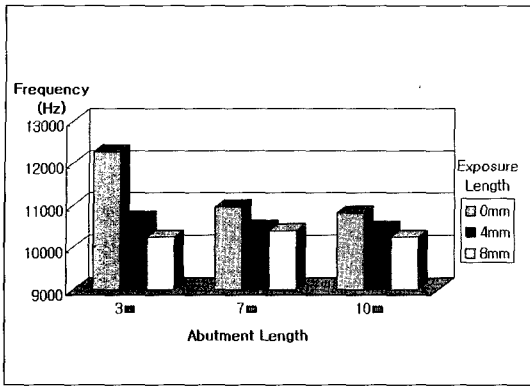
트랜스듀서의 두께가 1mm인 경우 PL-2에 노출량이 다르게 식립된 임플란트의 공진 주파수 측정시 공진 주파수가 4069Hz에서 7142Hz까지 분포하였고 (Table VI, Fig. 33), correlation test 결과 지대주 길이와 임플란트의 노출량이 증가함에 따라 공진 주파수가 유의성 있게 감소하였다(p<0.01)(Table VII). 또한 트랜스듀서의 두께가 1mm인 경우 에폭시레진

에 노출량이 다르게 식립된 임플란트의 공진 주파수 측정시 공진 주파수가 5135Hz에서 9151Hz까지 분포 하였고 (Table VIII, Fig. 34), Correlation test 결과 지대주 길이와 임플란트의 노출량이 증가함에 따라 공진 주파수가 유의성 있게 감소하였다(p<0.01)(Table IX).

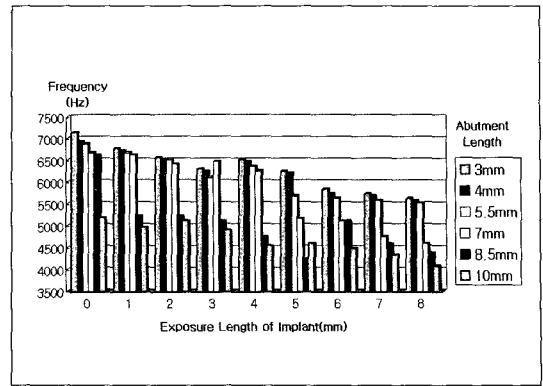
3) 실험조건 3. : 재료의 물성 차이에 따른 비교 (Hot Melt, PL-2, JRA Epoxy Resin)

7, 8.5, 10, 11.5, 13, 15, 18, 20mm의 임플란트를 동일한 노출량으로 포매 및 식립하여 각 임플랜

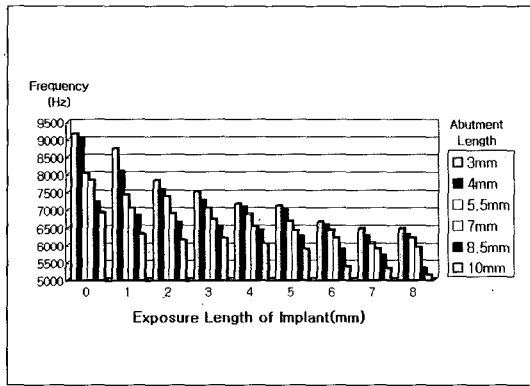




**Fig. 32.** The value of resonance frequency according to abutment length and exposure length of implant embedded into epoxy resin with 2mm thickness transducer.



**Fig. 33.** The value of resonance frequency according to abutment length, exposure length of implant and transducer thickness(PL-2).



**Fig. 34.** The value of resonance frequency according to abutment length, exposure length of implant and transducer thickness (Epoxy Resin).

트, 트랜스듀서, 지대주에 대해 10회씩 공진 주파수를 측정하였다.

트랜스듀서의 두께가 0.5mm인 경우 물성체의 경도 차이와 지대주의 길이가 증가함에 따라 correlation test 결과 공진 주파수가 유의성 있게 감소되었다( $p < 0.05$ ) (Table X, Fig. 35).

또한 트랜스듀서의 두께가 1mm인 경우 물성체의 경도 차이와 지대주의 길이가 증가함에 따라 correlation test 결과 공진 주파수가 유의성 있게 감소되었다( $p < 0.05$ ) (Table X, Fig. 36).

트랜스듀서의 두께 차이에 따른 공진 주파수의 correlation test 결과는 유의성있는 차이를 보였다 ( $p < 0.01$ ) (Table X).

## (2) 희생된 동물뼈 시편

희생된 동물뼈 시편의 공진 주파수 측정 결과 지대주의 길이가 증가 함에 따라 6355Hz에서 8515Hz의 분포를 보였고 one-way ANOVA test 결과 공진 주파수가 유의성 있게 증가 되었고 ( $p < 0.05$ ), PTV 결과도 지대주의 길이가 증가함에 따라 -5.18에서 4.50의 분포를 보였으며 측정치가 유의성 있게 증가 되었다 ( $p < 0.05$ ).

트랜스듀서의 측정 방향에 따른 공진 주파수 측정치와 PTV 결과는 유의성있는 차이를 보이지 않았다 (Table XI-XIII, Fig. 37,38).

## 2. in-vivo 실험

가토의 경골에 임플란트 매식 후 식립 즉시, 4주에서 16주까지 4주 간격으로 트랜스듀서를, 우측골과 평행 및 직각되는 두 방향으로 장착하고 공진 주파수를 측정 한 결과 5885Hz에서 6452Hz까지의 측정 범위를 나타냈으며, one-way ANOVA test와 Scheffe<sup>®</sup> test 결과 4주에서 8 주간을 제외하고 시간의 경과에 따른 공진 주파수의 유의성 있는 차이를 보였다 ( $p < 0.05$ ) (Table XIV~XVI, Fig.39).

공진 주파수 측정 장치의 모니터에 나타나는 피크의 최대치가 측정하고자 하는 대상물의 고유 진동수이고, 트랜스듀서를 장착시 가해지는 조임력의 잔류 응력이 공진 주파수에 영향을 미치게 되므로 응력의 제거 여부를 알기 위한 장치를 프로그래밍하여 측정

**Table VI.** The mean & standard deviation of resonance frequency value according to abutment length (PL-2). (unit : Hz)

		Abutment Length						Mean	Standard Deviation
		3mm	4mm	5.5mm	7mm	8.5mm	10mm		
Exposure Length of Implant	0mm	7142	6938	6886	6678	6625	5178	6574	709
	1mm	6782	6730	6678	6625	5217	4956	6164	840
	2mm	6573	6521	6525	6417	5217	5112	6060	696
	3mm	6312	6252	6104	6478	5112	4904	5860	674
	4mm	6521	6469	6365	6260	4747	4539	5816	916
	5mm	6260	6208	5686	5165	4226	4591	5356	842
	6mm	5843	5739	5634	5112	5112	4486	5321	515
	7mm	5739	5686	5582	4747	4591	4330	5112	626
	8mm	5634	5582	5530	4591	4382	4069	4964	697
	Mean	6311	6236	6110	5785	5025	4685		
	Standard Deviation	504	480	522	862	704	374		

**Table VII.** The result of correlation test of resonance frequency according to abutment length, exposure length of implant and transducer thickness (PL-2).

		Abutment Length	Fixture Exposure Length	RF
Abutment Length	Pearson Correlation	1.000	0.000	-0.932
	Sig. (2-tailed)	.	1.000	0.000
	N	54	54	54
Fixture Length	Pearson Correlation	0.000	1.000	0.142
	Sig. (2-tailed)	1.000	.	0.306
	N	54	54	54
RF	Pearson Correlation	-0.932	0.142	1.000
	Sig. (2-tailed)	0.000	0.306	.
	N	54	54	54

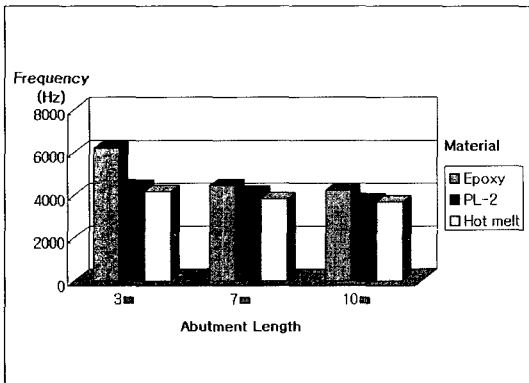
(p<0.01)

**Table VIII.** The mean & standard deviation of resonance frequency value according to abutment length (Epoxy resin). (unit : Hz)

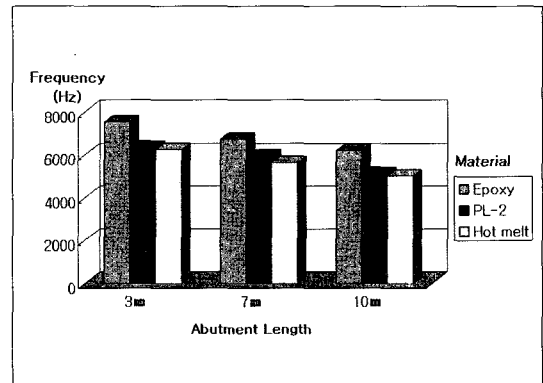
		Abutment Length						Mean	Standard Deviation
		3mm	4mm	5.5mm	7mm	8.5mm	10mm		
Exposure Length of Implant	0mm	9151	9007	8033	7829	7219	6914	8025	911
	1mm	8745	8084	7423	7040	6833	6315	7406	883
	2mm	7829	7575	7372	6884	6626	6152	7073	631
	3mm	7524	7270	7040	6729	6522	6203	6881	490
	4mm	7169	7067	6864	6522	6419	6050	6681	427
	5mm	7118	6988	6677	6407	6253	5898	6556	461
	6mm	6660	6574	6419	6203	5898	5389	6190	479
	7mm	6470	6263	6056	5901	5694	5338	5953	405
	8mm	6470	6304	6203	5948	5338	5135	5899	544
	Mean	7459	7236	6898	6607	6311	5932		
	Standard Deviation	965	888	640	603	586	562		

**Table IX.** The result of correlation test of resonance frequency according to abutment length, exposure length of implant and transducer thickness(Epoxy Resin).

		Abutment Length	Fixture Exposure Length	RF
Abutment Length	Pearson Correlation	1.000	0.000	-0.607**
	Sig. (2-tailed)	.	1.000	0.000
	N	54	54	54
Fixture Exposure Length	Pearson Correlation	0.000	1.000	-0.747**
	Sig. (2-tailed)	1.000	.	0.000
	N	54	54	54
RF	Pearson Correlation	-0.607**	-0.747**	1.000
	Sig. (2-tailed)	0.000	0.000	.
	N	54	54	54



**Fig. 35.** The value of resonance frequency according to abutment length and stiffness of embedding material with 0.5mm transducer thickness.



**Fig. 36.** The value of resonance frequency according to abutment length and stiffness of embedding material with 1mm transducer thickness.

**Table X.** The result of correlation test of resonance frequency according to abutment length, stiffness of specimen and transducer thickness(Epoxy Resin).

		Transducer Thickness	Abutment Length	Stiffness	RF
Transducer Thickness	Pearson Correlation	1.000	0.000	0.000	0.919**
	Sig. (2-tailed)	.	1.000	1.000	0.000
	N	27	27	27	23
Abutment Length	Pearson Correlation	0.000	1.000	-1.000**	-0.456*
	Sig. (2-tailed)	1.000	.	1.000	0.029
	N	27	27	27	23
Stiffness	Pearson Correlation	0.000	-1.000**	1.000	0.456*
	Sig. (2-tailed)	1.000	1.000	.	0.029
	N	27	27	27	23
RF	Pearson Correlation	0.919**	-0.456*	0.456*	1.000
	Sig. (2-tailed)	0.000	0.029	0.029	.
	N	23	23	23	23

(\*\* :  $p < 0.01$ , \* :  $p < 0.05$ )

**Table XI.** The mean & standard deviation of resonance frequency according to abutment length at bovine bone specimen. (unit : Hz)

Abutment Length	Direction	Mean±S.D.	Mean
3mm	V	8506.00±210.79	8514.57
	H	8523.13±140.13	
4mm	V	8397.03±246.93	8397.37
	H	8361.70±247.88	
5mm	V	8000.47±226.14	7913.67
	H	7826.87±396.89	
6mm	V	7053.97±496.60	7082.17
	H	7110.37±344.01	
7mm	V	7073.17±314.78	6812.62
	H	6552.07±284.21	
8mm	V	6631.33±268.47	6354.92
	H	6078.50±236.32	

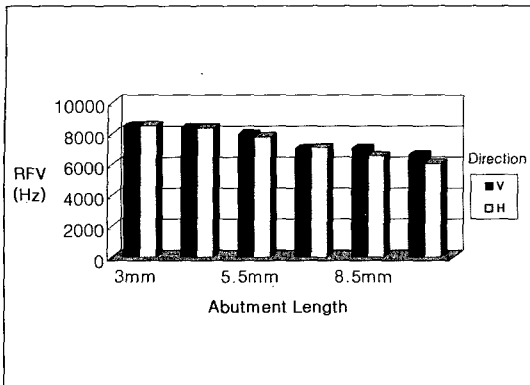
**Table XII.** The mean & standard deviation of Periotest according to abutment length & measuring direction at bovine bone specimen.

Abutment Length	Direction	Mean±S.D.	Mean
3mm	V	-4.47±0.51	-5.18
	H	-5.90±0.48	
4mm	V	-3.13±0.68	-3.95
	H	-4.77±0.43	
5mm	V	-1.33±0.48	-2.20
	H	-3.07±0.58	
6mm	V	0.47±0.57	-0.48
	H	-1.43±0.50	
7mm	V	3.30±0.70	2.65
	H	2.00±0.59	
8mm	V	5.33±0.61	4.50
	H	3.67±0.48	

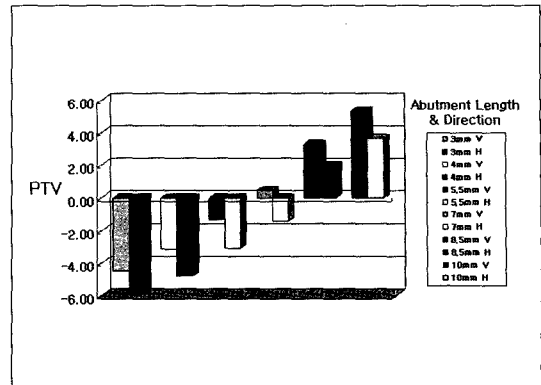
**Table XIII.** The result of one-way ANOVA test of resonance frequency and Periotest according to abutment length, stiffness of specimen (bovine bone).

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
RFA	Between Groups	2.35E+08	5	47178006	415.972	0.000*
	Within Groups	4.01E+08	354	113416		
	Total	2.76E08	359			
PTV	Between Groups	4.27E+03	5	854	876.346	0.000*
	Within Groups	3.45E+02	354	0.975		
	Total	4.62E+03	359			

(p<0.05)



V: Transducer installed perpendicular to the bone  
H: Transducer installed parallel to the bone  
**Fig. 37.** The value of resonance frequency value according to abutment length and measuring direction with 1mm transducer thickness (bovine bone).



V: Transducer installed perpendicular to the bone  
H: Transducer installed parallel to the bone  
**Fig. 38.** The value of Periosteal Test Value according to abutment length and measuring direction with 1mm transducer thickness (bovine bone).

**Table XIV.** The mean & standard deviation of resonance frequency according to time at rabbit tibiae. (unit : Hz)

Period	Mean	N	Std. Deviation
0 Weeks	5885	96	488
4 Weeks	6316	96	458
8 Weeks	6434	96	360
12 Weeks	6642	96	378
16 Weeks	6982	96	446
Total	6451	480	561

**Table XV.** The result of one-way ANOVA test of resonance frequency value of implants inserted into rabbit tibia according to the time elapse.

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	18138732.43	15	1209248.829	4.240	0.000
Within Groups	132322085.9	464	285176.9093		
Total	150460818.3	479			

(p<0.05)

**Table XVI.** The result of Scheffea test of resonance frequency value of implants inserted into rabbit tibia according to the time elapse.

Period	N	Subset for alpha = .05			
		1	2	3	4
0 Week	96	5884.9792			
4 Weeks	96		6315.9583		
8 Weeks	96		6434.1771		
12 Weeks	96			6642.0313	
16 Weeks	96				6981.5104
Sig.		1.000	0.457	1.000	1.000

(p<0.05)

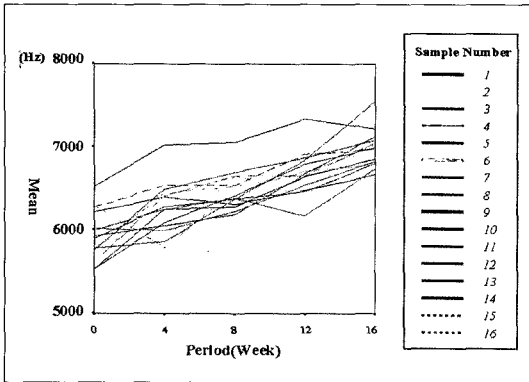


Fig. 39. The change of resonance frequency value of implants inserted into rabbit tibia according to the time elapse.

치에 대한 정확도에 영향을 미치는 요소를 차단하였다 (Fig. 40).

#### IV. 총괄 및 고안

질량과 탄성을 갖는 모든 물체는 진동할 수 있다. 따라서 대부분의 기계나 구조물은 정도의 차이는 있지만 진동하게 된다. 특히 기계나 구조물의 고유 진동수가 외부 가진 주파수와 일치하면 과도한 변형이나 파손을 일으키는 공진 현상이 발생하기도 한다.

예전에는 자연현상의 이해 측면에서 물리계의 진동을 기술하기 위한 수학적 이론을 개발하여 왔으나 요즘에는 많은 연구들이 기계, 기초, 구조물, 엔진, 터빈 및 제어계의 설계와 같은 진동의 공학적 응용에 역점을 두고 있다.<sup>17-20,52)</sup>

일반적으로 진동은 자유진동과 강제진동으로 구분한다. 자유진동은 외력이 없는 경우에 계의 자체에 내재하는 힘에 의해 발생한다. 자유진동인 경우 계는 하나 또는 그 이상의 고유 진동수를 가지고 진동하며 이 고유진동수는 질량과 강성의 분포에 의해서 결정되는 동적계의 고유한 특성이다. 이러한 계에 외부에서 고유 진동수와 같은 주파수로 가진이 되면 진폭이 매우 커져서 위험 상태에 도달하게 된다. 교량, 빌딩 또는 비행기의 날개와 같은 구조물의 파괴는 공진에 의한 경우가 상당히 많다. 따라서 고유진동수의 해석은 진동 연구에서 매우 중요하다.<sup>20)</sup>

물체의 한 지점에서 일정한 진폭의 정현파 힘으로

가진되며, 물체를 통과하여 다른 위치에서 변위나 속도 가속도로서 감지된다. 이때 경로에 따라 전달되는 비율이 바뀐다. 그리고 그 전달률은 주파수에 따라서도 바뀐다. 그러므로 한점에서 다른 한점으로의 전달되는 전달률  $H$ 는 주파수에 대한 함수이다.

$$H=H(f)$$

그리고 이상적인 물리계에서는 전달률  $H$ 는 입력과 출력 사이에서 선형적인 관계를 갖는다. 따라서 입력  $X(f)$ , 출력  $Y(f)$ 과 전달률  $H(f)$ 과의 관계를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$Y(f)=H(f) \cdot X(f)$$

위의 수식을 block diagram으로 표시하면 Fig. 41과 같이 표현된다.

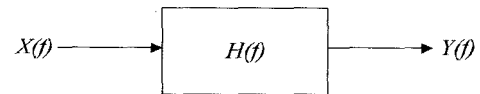


Fig. 41. Transfer function in frequency region.

이러한 주파수 영역의 전달계를 시간영역에서 해석하면, 이상적인 물리계에서 일정 위치에 외력  $x(t)$ 를 가하고 특정위치의 응답 $y(t)$ 를 측정하면 외력과 응답의 관계는

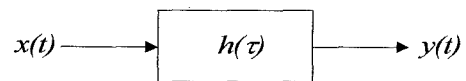


Fig. 42. Transfer function in time region.

여기서  $h(t)$ 는 시스템의 입력과 출력사이의 시간영역에서의 전달 함수로서  $x(t)$ 와  $y(t)$ 의 관계식은 다음과 같다.

$$y(t) = \int_{-\infty}^t x(\tau) \cdot h(t - \tau) d\tau = h(t) * x(t)$$

이 수식은 주파수 영역에서의 전달함수를 시간영역으로 변환시킨 결과이다. 즉 시간 영역에서 convolution은 주파수 영역에서 곱으로 바뀌는 성질에 의하여 단순화된다.

본 논문에서는 전달함수  $H(f)$  또는  $h(t)$ 가 전달경로의 환경에 따라 결정되는 성질을 이용하여 응답  $Y(f)$  또는  $y(t)$ 의 특성을 파악하여 진동환경의 변화

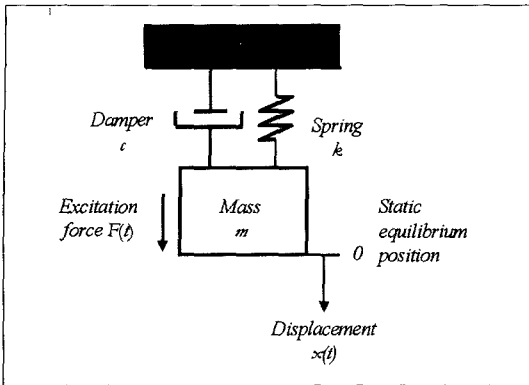


Fig. 43. Degree of freedom (D.O.F.) system.

를 추적하고자 한다.<sup>17-20,52)</sup>

많은 진동문제는 매우 복잡하지만 공학적 측면에서는 복잡한 해석과정을 보다 단순화하여 해석을 용이하게 하면서도 실제계의 중요한 특성을 대변할 수 있는 모형화 기술이 응용된다. 따라서 진동 이론에서는 단순계의 거동에 대한 해석에 역점을 두게 되며 이는 단순계가 실제로 많다고 보다는 실제계를 잘 반영하기 때문이다.

진동계를 가장 이해하기 쉬운 계는 1자유도계 (Degree of freedom (D.O.F.) system)이다. 자유도란 대상계의 거동을 완전히 표현하기 위해 필요한 최소한의 독립적 좌표계 총 수를 의미한다. 1자유도계 진동계는 Fig. 43과 같이 질량, 스프링, 감쇠요소로 구성된다.

운동하는 질량요소는 정지 중이거나 운동 중일 때 현재상태를 계속 유지하려는 관성을 가지며, 스프링 요소는 힘이 가해질 경우 변형되며 공급된 일을 위치에너지로 저장하며, 감쇠요소는 공급된 에너지의 일부를 운동에 의하여 소산시키는 역할을 한다.

공진과 공명의 의미가 혼용되고 있는데 공진은 진동이 특정 주파수에 대하여 standing wave를 유발시켜 외부 가진력을 계속 누적시키므로써 진동 반응을 매우 크게 나타내는 현상이고, 공명은 공진에서 진동이 음향으로 바뀐 경우를 의미한다 (초음파는 공명에 해당).<sup>52)</sup>

임플란트의 생존과 성공의 개념은 매우 다르다. 생존은 일반적으로 환자의 악골 안에서 임플란트의 유지에 관계되고 골질의 안정성, 하중 지지 능력 등은 임상 보고에서 자주 거론되지 않는다. Albrek-

sson과 Senneryby<sup>8)</sup>은 정밀하게 임플란트의 성공과 생존에 대한 개념을 언급했고, 최근에 Roos 등<sup>23)</sup>은 다른 임플란트 시스템에서의 여러 가지 임상보고를 발표 보고한 바 있다. 전체적으로 골내 임플란트를 더욱 더 명확히 구분 지을 수 있는 성공의 평가기준을 가능토록 하기 위한 정량적인 측정기술 (quantitative technique)이 분명히 필요하다.

주위 골에 알맞은 임플란트의 안정성은 식립 후 발생하는 방해받지 않는 치유와 골 형성을 가능케 하는데 필수적이며, 임플란트와 조직계면에서 발생하는 저작과 기능시 하중 응력을 적당히 분산시켜주기도 한다. 치유와 기능을 요구하는 안정성은 더욱 다르며, 임플란트 식립에서의 초기 안정성과 기능시의 2차적 안정성을 고려해야 한다. 안정성은 국소적 골질, 골양, 임플란트의 기하학, 식립 기술 (고정체의 사용 등), 길이, 직경 및 형태에 관련된다.<sup>5,6)</sup> 만일 임플란트가 식립되는 곳에서 불충분한 안정성을 갖는다면 미세동요가 발생된 것이다.<sup>28,29,30)</sup> 미세동요는 임플란트의 식립후 즉각적으로 뒤따르는 것일 수 있으며, 이런 경우 정상적인 치유과정은 파괴된 것이고, 임플란트와 조직계면에서 골의 개조와 재생이 발생되기보다는 섬유성 결합조직이 채워지게 된다. 이것은 임플란트의 동요를 유발시키고 실패를 가져온다.

Brunski 등<sup>30)</sup>은 사냥개의 하악골에 임플란트를 식립한 뒤 즉각적인 교합력은 미세 동요에 의해 자극된 비미네랄화된 결합조직 캡슐을 형성한다고 보고한 바 있다.

임플란트의 안정성과 골유착에 대한 측정을 위해서는 가역적인 임상적 실험방법 (Non-invasive clinical test methods)들을 이용하는데 다음과 같은 방법들이 있다.

첫 번째로 타진 반응을 보면, 초기에 임플란트의 골유착은 금속성 기구로 지대치와 임플란트를 타진해서 평가할 수 있다고 생각했었다. 그러나 귀는 음질의 감폭 혹은 증폭된 공명주파수를 감지하는데 불충분하고 임플란트와 지대치를 타진하는 것은 근본적으로 복잡한 계통을 단순화 해야하는 문제점이 있다. "Wheel Tap Test"<sup>20)</sup> (전통적으로 금이 간 기차 바퀴를 검사하는 방법)는 구면 실험이고 한 점에 tap을 가하여 전체 요소를 조사한다. 정상적인 것과 손상된 것을 자연적 주파수 감폭에 의해 찾아내게 된다.

두 번째 방사선 검사는 임상적 기술 중 가장 널리

사용되어진 것이며 임플란트 식립의 술전 평가와 골유착, 지대치의 안착을 평가하는데도 사용된다. 방사선 촬영의 목적은 임플란트 주위의 방사선 투과상을 찾기 위함이며 임플란트 주위골의 높이를 평가하는데 사용된다. 가장 일반적인 것은 임플란트의 내부 치수가 기준으로 사용된다.

Strid<sup>24)</sup>는 임플란트가 치주 접촉으로 덮혀 치유과정에 있거나 후에 지대치와 연결되었을 때 1년 평균 0.1mm의 골높이 소실이 발생한다고 보고하였고, Roos 등<sup>25)</sup>은 계속되는 주변골 소실은 IMZ 임플란트에서 1년 평균 0.5mm 이상으로 발생됨을 보고하였다. 이러한 보조적인 수단을 이용한 측정 결과는 신뢰성이 떨어지는 것으로 사료된다.

세 번째 Periotest® (Siemens AG, Bensheim, Germany)는 치아주위 치주인대의 감폭 성향을 양적으로 측정하고, 그것의 동요도를 수치로 나타내게 설계되어 개발되어졌다<sup>14,15)</sup>. 치주 인대의 damping 효과를 기본 원리로 하고 contact time을 정량적으로 측정하여 치아 동요도를 나타내기 위해 고안된 전자 기구로 임플란트 안정성 연구에도 많이 이용된다.

Periotest®는 전자석을 이용해 치아쪽으로 진척되는 metal slug가 내장된 handpiece로 구성되어 있고, tapping head가 치아에 접촉하는 시간을 accelerometer로 측정한다. 기구에 있는 software는 접촉시간을 치아동요의 기능과 연관시키도록 고안되어 있다. 성공적인 임플란트는 -5에서 +5의 PTV 범위를 갖는다고 보고하였고<sup>14,15)</sup>, Chavez와 Lance<sup>31)</sup>는 56개의 성공한 나사형 임플란트에서 동요도 측정 결과 -6에서 +2의 범위를 가지며 평균 -3.07을 나타낸다고 하였다. Van Steenberghe 등<sup>32)</sup>은 321개의 임플란트를 2차 수술 후 측정시 -6에서 +5의 범위와 평균 -2.39 ± 2.15의 PTV를 보고하였다. 이것은 임플란트가 식립된 위치, 골질, 길이에 의해 영향을 받는다고 보고하였다. Carr 등<sup>33)</sup>은 Periotest® 와 뒤틀럼 제거력 측정에 대해 연구하여 서로 비례관계가 있음을 보고하였고, 조와 임<sup>2)</sup>은 Periotest® 를 이용한 상, 하악 각 부위의 골질 평가에 관해 연구하였다.

본 실험의 생체의 실험에서 PTV 측정 결과는 지대치의 길이 차이에 따라 지대주의 길이가 3mm일 때 -5.18에서 지대주의 길이가 10mm일 때 4.50의 범위를 나타내었다.

본 연구의 생체의 실험에서 동일 길이의 임플란트

를 Hot Melt에 포매하여 지대주의 길이 차이에 따른 공진 주파수를 측정된 결과 3mm의 지대주에서는 5953Hz(n=9, P<0.01), 10mm의 지대주에서는 4968Hz(n=9, P<0.01)의 측정치를 보였다. 이 실험을 통해 공진 주파수 측정 장치의 측정치에 대한 신뢰성과 반복적인 재현성을 얻었다. 또한 유한 요소법을 통한 예비 실험 결과를 확인하기 위해 에폭시 레진에 노출 길이를 다르게 임플란트를 식립하고, 지대주의 길이 차이를 다르게 준 조건하에서 공진 주파수 측정시, 트랜스듀서의 두께가 0.5mm인 경우 공진 주파수 영역이 5,000Hz 미만에 분포하였다(n=9, P<0.01). 트랜스듀서의 두께가 1mm인 경우 공진 주파수 영역이 5,000 Hz에서 10,000Hz 사이에 분포하였고(n=9, P<0.01), 트랜스듀서의 두께가 2mm인 경우 공진 주파수 영역이 10,000Hz를 초과해서 분포하였다(n=9, P<0.01). 유한 요소법을 이용한 예비 실험 결과와 유사한 결과를 보였고, 추가적인 생체의 실험과 동물실험에서는 두께 1mm의 트랜스듀서를 사용하였다.

임플란트가 식립된 물성체의 경도 차이와 지대주의 길이 차이에 따른 비교 실험에서는 물성체의 경도가 증가하고 지대주의 길이가 감소함에 따라 공진 주파수가 증가되었다(n=10, P<0.05). 따라서 골질의 강도는 임플란트의 노출 길이와 지대주의 길이와 함께 공진 주파수에 영향을 미친다고 사료된다.

Meredith<sup>30)</sup>는 임상에서 공진 주파수를 이용한 임플란트 안정성 분석을 하였는데, 임플란트 식립시 모든 임플란트의 평균 공진 주파수는 7437 ± 127Hz(n=56, P<0.05)이고, 8개월 후 지대주 연결시는 7915 ± 112Hz(n=54, P<0.05)로 공진 주파수는 평균 427 ± 88Hz(n=54, P<0.05) 증가하였고 그 차이 범위는 -602에서 1047Hz의 범위를 나타냈다고 보고하였다. 본 실험에서는 16마리의 가토 경골에 식립 직후 공진 주파수 측정 결과 5889 ± 488Hz(n=96, P<0.05)의 측정치를 나타냈고, 16주에 공진 주파수 측정 결과 6982 ± 446Hz(n=96, P<0.05)를 나타냈다. 시간의 경과에 따른 공진 주파수는 평균 1097 ± 112Hz(n=96, P<0.05)의 증가를 보였다.

본 연구에서 채택한 공진 주파수 측정 방법은 트랜스듀서를 임플란트 지대주 혹은 고정체에 직접 연결하는 것으로 Meredith의 정현파를 이용한 공진 주파



수 측정장치와 비교시 트랜스듀서의 연결 방법에 있어서는 유사하지만, 가진 방식에 있어 임펄스 방식을 채택하였다. 트랜스듀서-지대주-임플란트 시스템은 완벽하게 재현가능하고 반복될 수 있는 요소라는 것이 핵심사항이며 이것은 측정과 분석을 간단하게 하기 위해 매개변수를 간단하게 만들어야 한다. 변환기의 디자인은 cabling이 편리하고 임플란트와 지대주에 작은 나사를 이용해 고정되도록 고안되었으며, 캔티레버 빔을 감작시키기 위해서는 piezo ceramic element의 사용이 필수적이었다. 그러나 piezo ceramic element는 고정항 장치이므로 노이즈나 발생된 공진 주파수에 예민하다.<sup>14)</sup> 따라서 트랜스듀서를 임플란트에 결합시 발생하는 응력이 잔류되어 측정치에 영향을 미칠 수 있음을 실험을 통해 입증하였고, 이러한 응력의 제거 여부를 측정할 수 있는 프로그램을 개발, 장착하여 측정치가 균일한 반복성을 가지도록 하였다. 공진 주파수에 대한 트랜스듀서의 조임 토크의 영향은 초기 단계에서 검사되었으며, 변환기가 10Ncm 이상의 토크로 조여있다면 공진 주파수의 변화가 없음을 관찰할 수 있었다.

유한 요소법을 이용한 가상 실험 결과와 생체의 실험을 통해 얻은 결과를 바탕으로 트랜스듀서의 두께를 1 mm로 선택하여 유효 지대주 길이, 임플란트의 노출길이 혹은 임플란트가 식립된 골질에 따라 가장 안정된 공진 주파수 영역을 확보할 수 있었다. 또한 임펄스 가진 방식을 채택하여 정현파의 가장 큰 단점인 외부 노이즈와 전원 노이즈로 인한 측정치의 불안정성을 해소한 것은 적절하고 성공적이었다고 사료된다.

본 실험을 통한 공진 주파수 측정장치의 개발은 임플란트의 안정성과 골유착 측정을 정량적으로 표준화시키고 측정 데이터의 신뢰성을 보완한 시도였다. 향후 임상에서 쉽고 편리하게 사용할 수 있으며, 이용 효율을 향상시키기 위해 개인용 컴퓨터와 증폭기를 합쳐서 소형화시키는 것이 개발 여지로 남아있다. 또한 지속적인 임상 실험을 거쳐 임플란트 안정성에 대한 표준화된 정량 분석을 시행하고, 이를 통해 임상에서 얻어진 공진 주파수 측정치가 임플란트의 성공 여부를 절대적으로 평가할 수 있고, 향후 새로운 형태의 임플란트 개발에 기본적인 검증 장치가 되도록 지속적이고 집중적인 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

임플란트의 안정성은 식립 후 발생하는 방해받지 않는 치유와 골형성을 가능케 하는데 필수적이며, 임플란트와 조직계면에서 발생하는 저작과 기능시 하중 응력을 적당히 분산시켜주기도 한다. 치유와 기능을 요구하는 안정성은 더욱 다르며, 임플란트 식립에서의 초기 안정성과 기능시의 이차적 안정성을 고려해야 한다. 생체 내에서 임플란트의 안정성을 정량적으로 측정하기 위한 가역적인 실험 방법을 개발하기 위해 본 연구에서는 물성체의 고유 진동수를 측정하기 위한 공진 주파수 측정장치를 개발하였다.

개발된 공진 주파수 분석장치의 자체 안정성을 검증하기 위해 생체 외 실험에서는 인체의 골 경도와 유사한 물성치를 가지는 에폭시 레진과 신선한 우늑골 시편에 임플란트를 식립하여 공진 주파수 측정 후 데이터를 분석하고, 측정치의 검증을 위해 Periotest<sup>®</sup>를 이용한 측정치와 비교 분석하였으며, 생체 내 실험에서는 뉴질랜드산 가토 16마리의 경골에 임플란트를 식립하여 16주까지 4주 간격으로 5회 공진 주파수를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Hot Melt에 식립한 동일한 길이의 임플란트에서는 공진 주파수 측정 시 균일한 측정치를 보였고, 지대주의 길이가 증가함에 따라 유의성 있는 감소를 보였으며( $p < 0.01$ ), 트랜스듀서의 두께가 0.5, 1.0, 2.0mm로 증가됨에 따라 공진 주파수는 유의성 있게 증가되었다( $p < 0.01$ ).
2. PL-2와 에폭시 레진에 노출량을 다르게 식립한 임플란트의 공진 주파수 측정시 노출량이 감소되고 지대주 길이가 감소될 수록 공진 주파수가 유의성 있게 증가되었다( $p < 0.01$ ).
3. 재료의 물성 차이에 따른 비교에서 트랜스듀서의 두께가 증가할 수록 공진 주파수가 유의성 있게 증가하였고( $p < 0.01$ ), 임플란트가 식립된 재료의 강도가 증가하고 지대주의 길이가 감소할 수록 공진 주파수는 유의성 있게 증가하였다( $p < 0.05$ ).
4. 골 시편에서 공진 주파수와 Periotest<sup>®</sup> 측정 시 지대주의 길이가 증가함에 따라 두 가지 측정치 모두에서 유의성 있는 차이를 보였고, 각각의 측정 방향에 따른 비교에서는 유의성 있는 차이를 보이지 않았다.

5. 가토의 생체실험에서는 동일한 길이의 임플란트에 대하여 공진 주파수는 일정한 양상을 보였으며 4주에서 8주간을 제외한 시간의 경과에 따라 공진 주파수가 유의성 있게 증가되었다( $p < 0.05$ ). 이상에서 공진 주파수 측정 장치의 개발은 임플란트의 안정성과 골유착 측정을 정량적으로 표준화시키고 측정데이터의 신뢰성을 보완한 시도이며, 향후 임상에서의 안정된 이용 효율 향상과 임플란트 안정성의 표준화된 정량분석을 위한 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

### 참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399.
2. Brånemark PI. A biomechanical study of osseointegration. Ph.D thesis. Department of Orthopaedics, Institute of Surgical Science and Institute of Anatomy and Cell Biology, University of Gothenburg, Gothenburg, 1996.
3. Brånemark PI, Hansson BO. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Distributed by the Almqvist and Wiksell periodical Co.
4. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry, Chicago, Quintessence Co, 1985;117.
5. Albrektsson T. Bone tissue response. In *Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence Co. Chicago 1985;129.
6. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155.
7. Albrektsson T, Jacobsson M. Bonemetal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987;57:597.
8. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol* 1991; 18:474.
9. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11.
10. Meredith N. On the clinical measurement of implant stability and osseointegration. Ph.D. Thesis, Department of Biomaterials / Handicap Research, Institute for Surgical Sciences, Gothenburg University, Gothenburg, Sweden. 1997.
11. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis : *Clin Oral Impl Res* 1996;7:261.
12. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. *Clin Oral Implant Research* 1997;226.
13. Meredith N, Rasmussen L, Sennerby L, Alleyne D. Mapping implant stability by resonance frequency analysis. *Med Sci. Research* 1996;24:191.
14. Shulte W. The Periotest periodeontal status. *Zahnarztl Mitt.* 1986;76:1.
15. Shulte W. A new field of application of the Periotest method. The occlusal-periodontal load can now be measured quantitatively. *Zahnarztl Mitt.* 1988;78:474.
16. Derhami K, Wolfaardt JF, Dent M, Faulkner G, Grace M. Assessment of the periotest device in base line mobility measurements of craniofacial implants. *Int J oral Maxillofac Implants* 1995;10:221.
17. Theories Practices of Vibration Samsung Institute of Technology of Electron particle. 1991;1.
18. Measurement of Vibration & Frequency 30 analysis International Industiral Information system. 1989.
19. Bruel and Kjaer : Model Analysis 1992

20. Singiresu S R. Determination of natural frequency & mode shape. *Mechanical vibration* 1986:322.
21. Cawley P, Adams RD. The mechanics of the coin-tap method of non-destructive testing. *J Sound Vibration* 1988;122(2):299.
22. Johansson CB, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279.
23. Roos J, Sennerby L, Albrektsson T. An update on the clinical documentation on currently used bone anchored endosseous oral implants. *Dent Update* in press 1997.
24. Strid JG. Radiographic results. In osseointegration in clinical dentistry (Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. eds) Quintessence Publishers, Chicago. 1985; 187.
25. Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength and of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 1988;21:155.
26. Ashman RB. Ultrasonic determination of the elastic properties of cortical bone : techniques and limitations [Thesis]. New Orleans, LA : Tulane University, 1982.
27. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608.
28. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85.
29. Brunski JB, Mocclia Jr AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg D. Investigation of surfaces of retrieved endosseous dental implants of commercially pure titanium. American Society for Testing and Materials. 1983:189.
30. Brunski JB, Mocclia Jr AF, Pollack SR. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I Histological aspects. *J Dent Res* 1979;10:58.
31. Chavez H, Lance FO. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 70 1994:421.
32. van Steenberghe D, Tricio J, Nys A. Damping characteristics of bone to implant interfaces. *Clin Oral Impl Res* 1995;6 :31.
33. Carr AB, Larsen PE, Papazoglou E, McGlumphy. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons : Baseline data for abutment torque application. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:167.
34. Cucchario PJ, DeLuzio A, Dario LJ, Cucchario SJ. Structural analyser in particular for medical implants. United States Patent No. 1996:5:518.
35. Johanson CB, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbits : A 1-yr follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69.
36. Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercial pure nobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Impl Res* 1991: 2:24.
37. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and vitallium implants. *J Oral Maxillofac Implants B* 1991:437.
38. Friberg B. Bone quality evaluation during implant placement. MDS dissertation, University of Gothenburg, Gothenburg, Sweden, 1994.
39. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm

- U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. *Clinical Oral Implant Research* 1995(a):13:213.
40. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography : an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Impl Res* 1995(b):6:164.
  41. Elias JJ, Brunski JB, Scarton HA. A dynamic modal testing technique for non-invasive assessment of bone-dental implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:728.
  42. Chavez H, Lance FO. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* 1994;70:421.
  43. Lim JH, Cho IH : A study on the evaluation of Bone quality of Maxillo and Mandibule by using peroitest. 1994; 32:7,520.
  44. Deutch JE, Brunski JB. Numerical analysis of load distribution among dental implants. AADR Meeting, San Francisco, Calif. 1989:Paper No. 587 .
  45. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ Co. 1989:265.
  46. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In *Osseointegration in clinical dentistry* (Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds). Quintessence Co. Chicago. 1985:199.
  47. Sennerby L., Thomsen P, Ericson LE. Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone, Part 1 Light microscopic observations. *J Mater Sci. : Mater in Med* 1993;4:240.
  48. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone, Part 2 Ultrastructural observations. *J Mater Sci. : Mater in Med* 1993;4:494.
  49. Tsuboi Y, Sennerby L, Mori K, Matsuhisa H. The dynamic of the osseointegrated implant. Part 1: Theoretical analysis of the osseointegrated implant and the natural tooth by the vibration theory. Personal Communication. 1996.
  51. Wennerberg A. On surface roughness and implant incorporation. Ph.D. Thesis. Department of Biomaterials/Handicap Research, Institute for Surgical Sciences, and Department of Prosthetic Dentistry, Gothenburg Universith, Gothenburg, Sweden. 1996.
  52. *Handbook of Noise & Vibration : The Korean Society for Noise & Vibration Engineers.* 1995:221.

---

**Reprint request to:**

**In-Ho Cho**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University  
7-1, Shinpoo-Dong, Chunan, Chungnam, 330-716, Korea  
navydent@kangnung.ac.kr

사진부도 ①

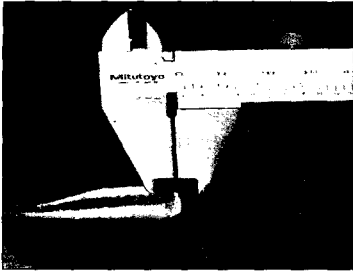


Fig. 1

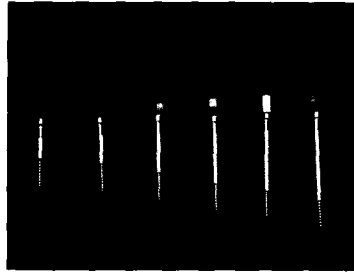


Fig. 2

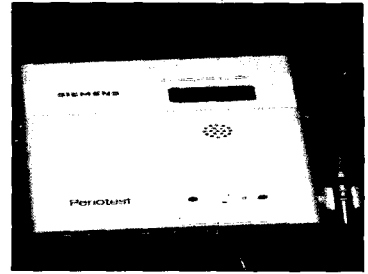


Fig. 3

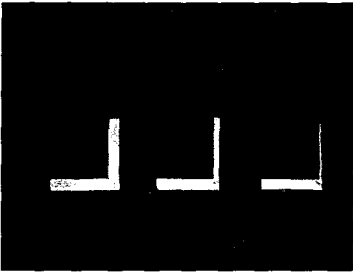


Fig. 4

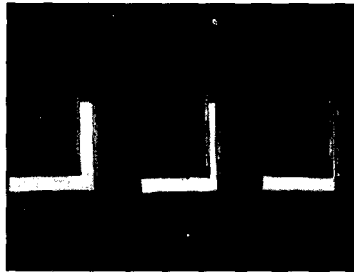


Fig. 5

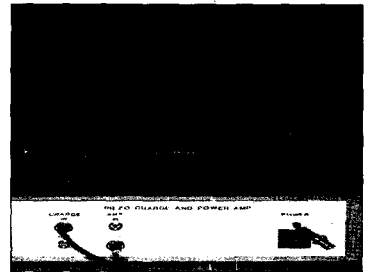


Fig. 6

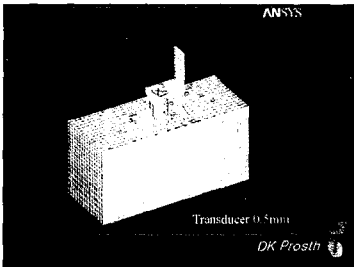


Fig. 8

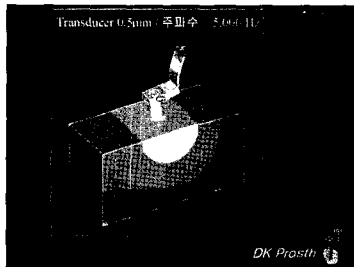


Fig. 9

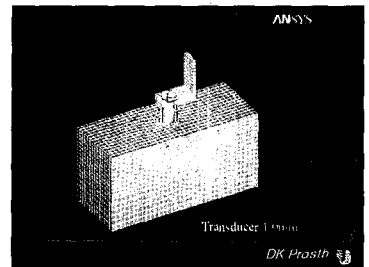


Fig. 10

Fig. 1. Bone specimen for experiment.

Fig. 2. Abutment for experiment.

Fig. 3. Periotest.

Fig. 4. Transducer.

Fig. 5. Piezo ceramic element.

Fig. 6. Power & Charge Amplifier.

Fig. 8. Finite element model (transducer thickness : 0.5 mm).

Fig. 9. Stress distribution due to impulse (transducer thickness : 0.5 mm).

Fig. 10. Finite element model (transducer thickness : 1 mm).

## 사진부도 ②

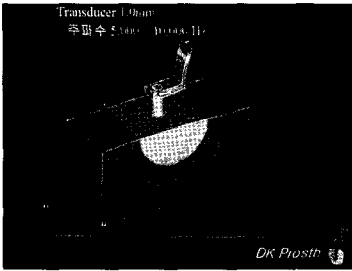


Fig. 11

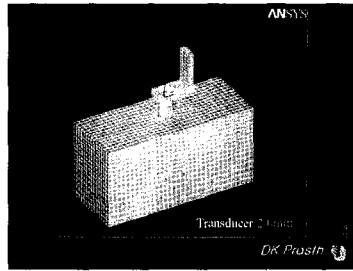


Fig. 12

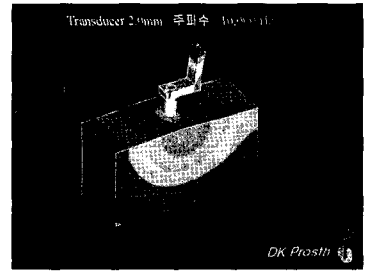


Fig. 13

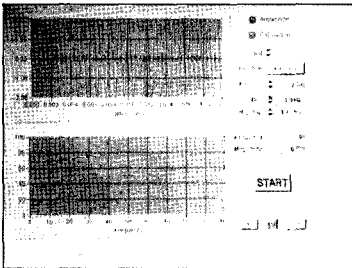


Fig. 16

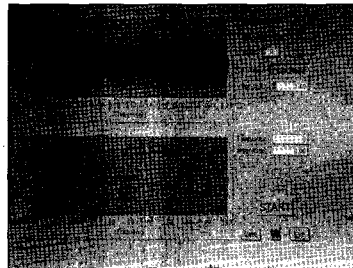


Fig. 17

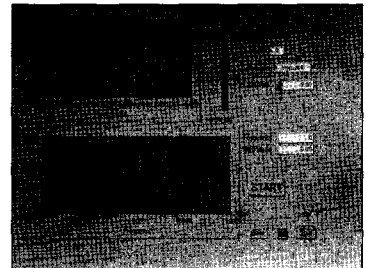


Fig. 18

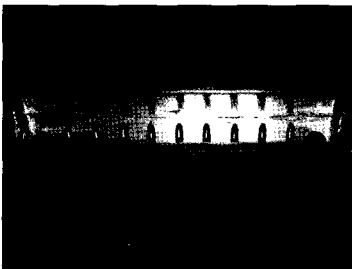


Fig. 19

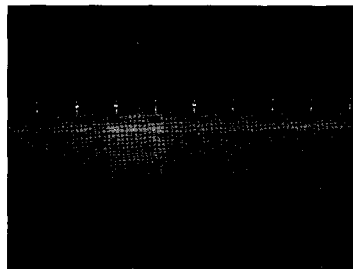


Fig. 20

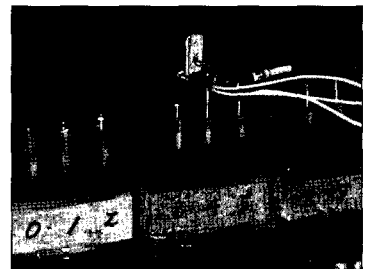


Fig. 21

Fig. 11. Stress distribution due to impulse(transducer thickness : 1 mm).

Fig. 12. Finite element model (transducer thickness : 2 mm).

Fig. 13. Stress distribution due to impulse(transducer thickness : 2 mm).

Fig. 16. View of sine sweep.

Fig. 17. View of white noise.

Fig. 18. View of impulse (impact).

Fig. 19. Metal mold for fabricating of specimen.

Fig. 20. Specimen of Hot Melt Adhesive.

Fig. 21. Specimen of PL-2 Photoelastic Resin.

사진부도 ③



Fig. 22



Fig. 23

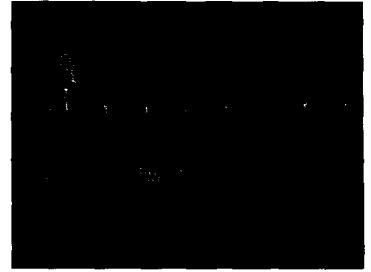


Fig. 24



Fig. 25

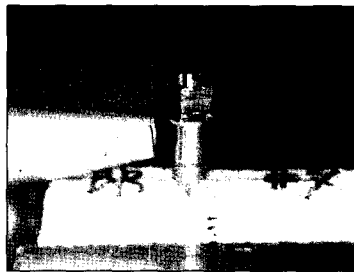


Fig. 26



Fig. 27

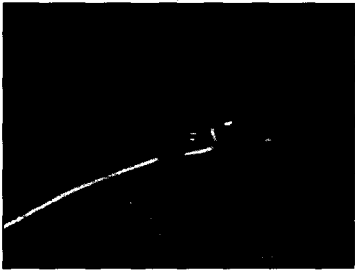


Fig. 28

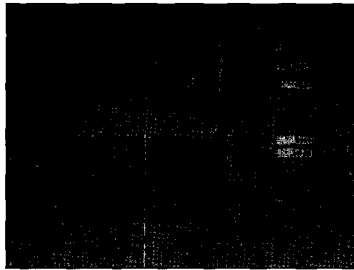


Fig. 40

Fig. 22. Specimen of PL-2 Photoelastic Resin.

Fig. 23. Specimen of Epoxy Resin JRA-323.

Fig. 24. Specimen of Epoxy Resin JRA-323.

Fig. 25. Measuring of resonance frequency at bone specimen.

Fig. 26. Measuring of Periotest value (PTV) at bone specimen.

Fig. 27. Implantation on rabbit tibia.

Fig. 28. Measuring of resonance frequency at rabbit tibia.

Fig. 40. Monitor view of resonance frequency.

## ABSTRACT

# A STUDY ON THE MEASUREMENT OF THE IMPLANT STABILITY USING RESONANCE FREQUENCY ANALYSIS

Cheol Park, D.D.S., M.S.D., Ju-Hwan Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.  
In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Heon-Song Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics College of Dentistry, Dankook University*

**Statement of problem** : Successful osseointegration of endosseous threaded implants is dependent on many factors. These may include the surface characteristics and gross geometry of implants, the quality and quantity of bone where implants are placed, and the magnitude and direction of stress in functional occlusion. Therefore clinical quantitative measurement of primary stability at placement and functional state of implant may play a role in prediction of possible clinical symptoms and the renovation of implant geometry, types and surface characteristic according to each patients conditions. Ultimately, it may increase success rate of implants.

**Purpose** : Many available non-invasive techniques used for the clinical measurement of implant stability and osseointegration include percussion, radiography, the Periotest<sup>®</sup>, Dental Fine Tester<sup>®</sup> and so on. There is, however, relatively little research undertaken to standardize quantitative measurement of stability of implant and osseointegration due to the various clinical applications performed by each individual operator. Therefore, in order to develop non-invasive experimental method to measure stability of implant quantitatively, the resonance frequency analyzer to measure the natural frequency of specific substance was developed in the procedure of this study.

**Material & method** : To test the stability of the resonance frequency analyzer developed in this study, following methods and materials were used:

- 1) In-vitro study: the implant was placed in both epoxy resin of which physical properties are similar to the bone stiffness of human and fresh cow rib bone specimen. Then the resonance frequency values of them were measured and analyzed. In an attempt to test the reliability of the data gathered with the resonance frequency analyzer, comparative analysis with the data from the Periotest was conducted.
- 2) In-vivo study: the implants were inserted into the tibiae of 10 New Zealand rabbits and the resonance frequency value of them with connected abutments at healing time are measured immediately after insertion and gauged every 4 weeks for 16 weeks.

**Results** : Results from these studies were such as follows:

The same length implants placed in Hot Melt showed the repetitive resonance frequency values. As the length of abutment increased, the resonance frequency value changed significantly ( $p < 0.01$ ).



As the thickness of transducer increased in order of 0.5, 1.0 and 2.0 mm, the resonance frequency value significantly increased ( $p < 0.05$ ). The implants placed in PL-2 and epoxy resin with different exposure degree resulted in the increase of resonance frequency value as the exposure degree of implants and the length of abutment decreased. In comparative experiment based on physical properties, as the thickness of transducer increased, the resonance frequency value increased significantly ( $p < 0.01$ ).

As the stiffness of substances where implants were placed increased, and the effective length of implants decreased, the resonance frequencies value increased significantly ( $p < 0.05$ ).

In the experiment with cow rib bone specimen, the increase of the length of abutment resulted in significant difference between the results from resonance frequency analyzer and the Periotest®. There was no difference with significant meaning in the comparison based on the direction of measurement between the resonance frequency value and the Periotest® value ( $p < 0.05$ ).

In-vivo experiment resulted in repetitive patterns of resonance frequency. As the time elapsed, the resonance frequency value increased significantly with the exception of 4th and 8th week ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion :** The development of resonance frequency analyzer is an attempt to standardize the quantitative measurement of stability of implant and osseointegration and compensate for the reliability of data from other non-invasive measuring devices.

It is considered that further research is needed to improve the efficiency of clinical application of resonance frequency analyzer. In addition, further investigation is warranted on the standardized quantitative analysis of the stability of implant.

---

**Key words :** Non-invasive, Resonance frequency, Resonance frequency Analyzer