

치밀골 두께 변화에 따른 임플란트 1차안정성과 즉시하중부담능 평가

강릉대학교 치과대학 치과보철학교실

이양진 · 박찬진 · 조리라

1. 서 론

임플란트를 이용한 치료시 치유기간동안의 불편함이 줄고 치유기간이 단축되어 환자와 의사 모두에게 유리한 즉시하중 (immediate loading)의 시도는 이미 보편적인 현상이다. 즉시하중의 적용도 완전무치악 환자에서 시작되어 부분무치악 환자의 수복과 단일치 수복에까지 확대되고 있으며 즉시하중의 성공률도 일반적인 2 회법 수술의 임플란트 성공률과 비교될 정도로 매우 높은 편이다.¹⁾

즉시하중 임플란트를 비롯한 임플란트의 성공률은 1차 안정성이 클수록 높으며 예후도 좋다.²⁾ 또한 1차 안정성은 상악보다는 하악에서, 무른 골질보다는 단단한 골질에서 더 크다.^{3,5)} 임플란트의 1차 안정성은 임플란트의 형태, 수술기법에 따라 차이가 있으므로 같은 임플란트를 같은 술식으로 식립하였는데도 임플란트의 예후가 골질이 좋은 곳에서 더 좋다면 치밀골이 임플란트 1차안정성에 미치는 영향을 생각해 볼 수 있다.

Niimi 등⁶⁾은 피질골 두께가 다른 cadaver의 여러 부위에 식립한 임플란트의 removal torque 평가에서 removal torque와 치밀골 두께간에 매우 큰 유의성이 있음을 보고하였는데 이는 토끼의 경골에서 removal torque를 측정 한 Sennerby 등⁷⁾의 연구결과와 일치한다. 한편 Holmes 등⁸⁾은 유한요소분석을 이용한 simulation에서 치밀골이 두꺼울수록 임플란트의

미세동요 (micromotion)가 적었다고 한 바 있다. 따라서 치밀골의 두께가 증가하면 임플란트 / 골계면의 interfacial strength가 증가하여 1차 안정성이 증가할 수 있음을 예상할 수 있다. 아울러 골유착에 방해받지 않는 범위에서의 미세동요만이 일어나는 식립즉시 하중부담능 (immediate load-bearing capacity)도 치밀골 두께가 증가함에 따라 늘어나라 예측할 수 있다. 하지만 아직까지 치밀골 두께 차이에 따른 즉시하중 부담능은 측정된 바 없다.

식립부위의 임플란트 1차 안정성을 평가하는 방법은 임플란트의 예후에 영향을 미치지 않는 비파괴적인 방법이어야 한다. 여러 가지 비파괴적인 방법 중의 하나인 공진주파수법 (Resonance frequency analysis, RFA)은 임플란트 / 골 계면의 stiffness를 bending에 의해 측정하는 방식이다.⁹⁾ RFA를 이용한 임플란트의 1차안정성 측정 실험에서 공진주파수 (RF) 값이 식립된 fixture 길이에 비례하여 증가하지 않음으로써^{4,5,10,11)} 해면골이 1차 안정성에 기여하는 바는 낮다는 것이 나타났고, 변연 치밀골이 흡수됨에 따라 RF 값이 낮아짐으로써 transducer beam의 유효길이와 치밀골의 두께 변화가 1차 안정성 획득에 더 중요하다는 것이 알려졌다.⁹⁻¹¹⁾ 이것은 치밀골이 적은 상악에서는 골이 성숙됨에 따라 RF 값이 증가하였다는 결과에서도 증명된다.⁴⁾ 그러나 RFA는 removal torque 실험에서처럼 임플란트 / 골 계면의 강도에 대한 정보를 주지 못하므로⁵⁾ interfacial stiff-

ness를 측정한다고 알려진 공진주파수법에서의 높은 수치가 즉시하중에 실질적인 영향을 미치는 임플란트 / 골 계면의 interfacial strength와 비례하는지는 의문이다. RFA에서 악과 골질에 따라 1차 안정성이 달라진다는 보고는 있었지만 RF 값 역시 하중 부담능과 마찬가지로 치밀골의 두께 변화에 따른 영향이 아직까지 구체적으로 밝혀진 바 없다.

흔히 골질 분류의 기준으로 사용하는 Lekholm / Zarb의 4단계 골질 분류는 방사선 평가에 바탕을 둔 해면골 양에 대한 치밀골 양을 따지는 골량 평가법이다.¹²⁾ 따라서 평가자에 따라 매우 주관적일 수 있으며 술자의 경험이 많이 요구되는 방법이다.¹³⁾ 뿐만 아니라 단층촬영 (CT)을 이용한 연구에서 Lekholm / Zarb의 방법으로 같은 군이라고 분류된 군내에서도 시편간 골밀도 차이가 크다고 보고된 바 있다.¹⁴⁾ 이를 고려하면 Lekholm / Zarb의 분류법에 따른 골질의 평가는 섬세하지 못한 점이 있으므로 치밀골 두께에 따른 새로운 분석법이 필요할 듯하다.

본 연구의 목적은 즉시하중의 성공에 영향을 미친다고 여겨지는 치밀골의 두께 변화에 따라 임플란트가 실질적으로 부담할 수 있는 즉시하중 부담능과 1차 안정성을 나타내는 RF 값이 어떻게 달라지는가를 평가하고 두 측정치간의 연관성을 검사하는 데 있다. 이를 위해 치밀골 두께를 달리한 우골 (bovine bone) 표준화 시편을 이용하였으며 이를 바탕으로 치밀골 두께에 따른 즉시하중 부담능과 RF 값을 비손상적 방법으로 측정, 비교하여 즉시하중에 따른 임플란트의 1차 안정성과 예후를 예측해 보고자 하였다.

II. 재료 및 방법

치밀골과 해면골이 확연히 구분되는 도축 1일 내의 소의 늑골 (bovine rib bone)을 대상재료로 사용하였다. 늑골을 일정 길이로 자르고 상부의 치밀골을 평평하게 조심스럽게 갈아내며 계측하여 대략 0, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 mm의 고른 분포가 되도록 48개의 시편을 제작하였다. 측정시 안정성을 얻기 위하여 하부 치밀골을 상부 치밀골과 평행하게 조정하고 block bone을 15 × 30 mm의 고무 몰드에 넣고 하부 치밀골을 제외한 측면을 레진 (Technovit 4000,

Heraeus Kulzer, Germany)으로 포매하였다. 이 때 해면골에 레진이 침투하여 골밀도를 변화시키는 것을 막기 위하여 단면을 wax로 처리하였으며 하부 치밀골은 노출되도록 하여 하중의 영향이 뼈에만 발생되도록 하였다. 통법에 따라 screw type의 타이타늄 임플란트 (Neoplant, Neobiotech, Korea)를 완성된 골시편에 주의 깊게 식립하였다. 이 때 대부분의 시편은 self tapping으로 식립하였으며 insertion torque가 self tapping 한계를 벗어난 시편은 tapping 후 식립하였다. 실험 후 계측결과 tapping이 필요한 시편들의 치밀골 두께는 모두 2.4 mm에서 2.7 mm 사이에 있었다. 골 상부에 노출된 fixture top의 길이를 일정하게 하기 위하여 모든 임플란트를 counter-sinking 없이 neck 까지만 식립하여 RF 값이 영향을 받지 않도록 하였다.

식립 후 fixture top에 transducer를 연결하고 RF 값을 각각 3회 측정 (Osstel, Integration Diagnostics AB, Sweden)하여 평균치를 얻었다 (Fig. 1a). 측정이 끝난 후 5 mm 길이의 치유지대주 (healing abutment)를 연결하였다. Fixture 각도가 5 mm 직경의 rod에 평행하도록 만능시험기 (R&B, Daejeon, Korea)에 시편을 장착하고 0.1 mm/min의 crosshead speed로 골유착 (osseointegration)에 방해받지 않는 미세동요의 범위로 알려진 150 μ m의 수직 변위가 일어난 때까지 수직하중을 가하였다. 50, 100, 150 μ m의 미세동요점에서 임플란트에 걸리는 하중을 각각 기록하였다. 하중 기록이 끝난 후에는 하중 후 RF 값의 변화를 앞의 요령대로 다시 측정하였다.

하중 후 RF 값 측정이 끝난 임플란트는 block에서 제거한 후 시편골을 CT (SCT-6800 TXL, Shimadzu Co., Japan)로 촬영하고 프로그램 상에서 fixture 주변 피질골 계면의 평균 CT number (Hounsfield unit)를 얻었다.

촬영이 끝난 시편은 low speed diamond band saw (Exakt, Exakt Apparatebau GmbH & Co., Germany)에 장착하고 fixture 식립 부위를 일정 간격으로 잘라내 한 fixture 당 6 곳의 치밀골 단면을 계측할 수 있도록 하였다 (Fig. 1b). 컴퓨터에 연결된 stereomicroscope (SZH-ILLB, Olympus Optical Co., Japan)을 이용하여 치밀골 단면 영상을 얻고 Image Pro 4.0 프로그램 (Mediacybernetics,

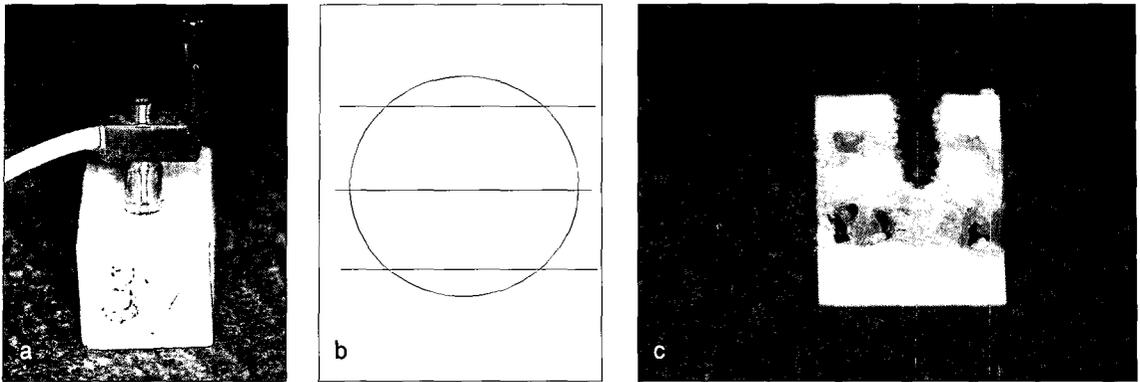


Fig. 1. a) A transducer connection to the fixture placed in the bone block specimen. b) Schematic diagram of measuring points. c) A sectioned specimen for measurement.

Silverspring, USA)으로 치밀골의 두께를 계측하였다. 측정된 6 곳의 치밀골 두께는 평균치로 계산하였다 (Fig. 1c). 이 과정은 blind로 진행되었다.

각 시편은 치밀골 두께에 따라 해면골로만 이루어진 1군, 0.01-1.00 mm (최소 0.47, 최대 1.00 mm)의 치밀골로 이루어진 2군, 1.01-2.00 mm (최소 1.12, 최대 1.99 mm)의 치밀골로 이루어진 3군, 2.01-3.00 mm (최소 2.29, 최대 2.72 mm)의 치밀골로 이루어진 4군으로 나누어 계측치를 비교하였다.

얻어진 결과에서 각 군의 즉시하중 부담능 (Kg)과 하중 전후 RF 값 (ISQ)을 95 % 수준에서 일원분산 분석 (ANOVA)으로 평가하고 Duncan's multiple range test로 사후 검정하였다. 또한 전체 계측치를 대상으로 치밀골 두께 변화에 따른 즉시하중 부담능 (Kg)과 RF 값 (ISQ)의 회귀분석 (regression analysis)을 시행하였다. 치밀골 두께와 즉시하중 부담능, RF 값 각각의 관계는 Pearson's correlation test로 비교하였다.

Ⅲ. 결 과

각 군의 치밀골 평균 두께는 각각 1군 0 mm, 2군 0.66 ± 0.19 mm, 3군 1.50 ± 0.29 mm, 4군 2.45 ± 0.13 mm 였으며 각 군간에 유의성 있는 차이가 있었다 ($P < .01$).

50 - 150 μ m에 이르는 미세동요 중 측정된 식립 입

플랜트의 즉시부담능에는 군간에 차이가 있었으나 2군과 3군 사이에서의 유의성은 없었다 ($P > .05$). 치밀골 두께가 증가하면 즉시하중 부담능도 증가하는 경향을 보였으며 1군 (0 mm)은 다른 군들과 유의한 하중 부담능 차이를 보였다 ($P < .05$) (Fig. 2, Table I). RF 값은 하중 전후 측정값 모두에서 1군 (0 mm)에서 유의성 있게 작은 값을 보였으며 ($P < .05$) 치밀골이 존재하지만 하면 임플란트 안정성은 크게 증가하였다 (Fig. 3, Table II). 하중 후 RF 값이 감소하였으나 미세동요한계치까지의 상대적으로 높은 하중이 가해졌음에도 치밀골이 두꺼운 군에서 여전히 높은 값을 보였다.

군 구별 없이 전체 시편을 대상으로 한 치밀골 두께에 대한 즉시하중 부담능과 RF 값의 관계를 나타낸 회귀분석에서 하중 부담능과 RF 값은 모두 치밀골 두께에 따라 직선으로 회귀하는 양의 관계를 보였다 ($P < .0001$) (Fig. 4, 5).

치밀골 두께와 즉시하중 부담능, RF 값의 상호 관계를 분석하는 Pearson's correlation test에서 치밀골 두께와 하중값은 잘 비례하였으며 ($r = 0.706$, $P < .0001$), 치밀골 두께와 RF 값도 높은 상관관계를 나타냈다 ($r = 0.753$, $P < .0001$). 또한 RF 값과 하중값 사이에서도 높은 상관관계가 발견되었다 ($r = 0.755$, $P < .0001$).

Fixture 주변 피질골 계면의 평균 CT number (Hounsfield unit)는 1600 -1800 정도로 각 군간의 유의성은 발견되지 않았다 ($P > .05$).

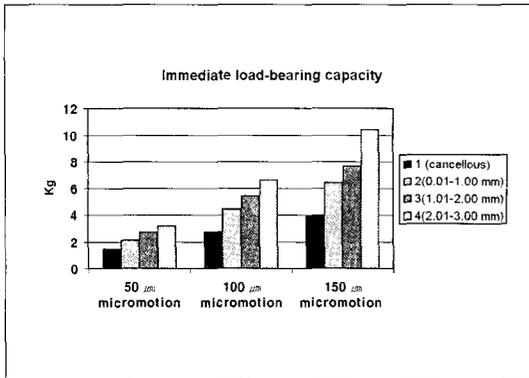


Fig. 2. Load-bearing capacity during the induction of micromotion.

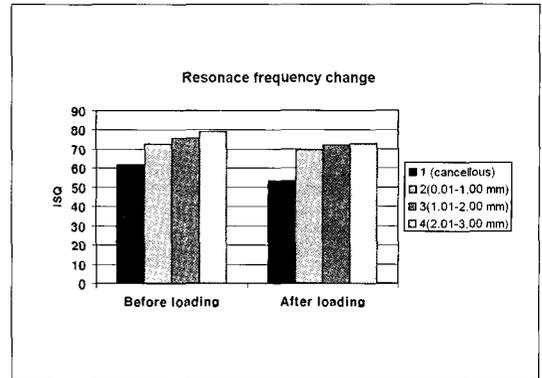


Fig. 3. Resonance frequency change after loading for micromotion.

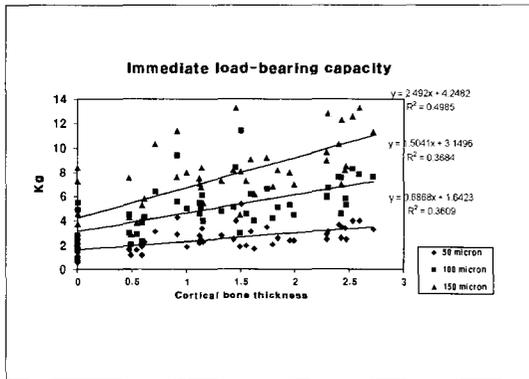


Fig. 4. Immediate load-bearing capacity of the implants (n=48), plotted according to the cortical bone thickness. The linear regression lines are shown ($P < .0001$).

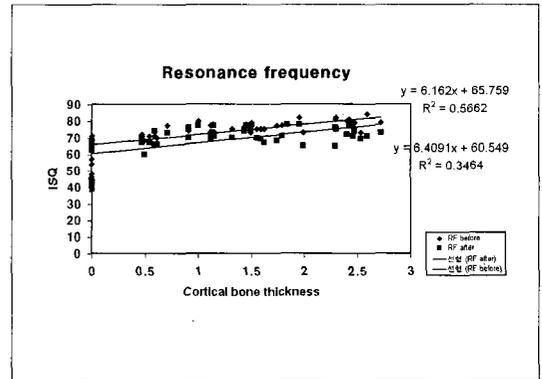


Fig. 5. Resonance frequency of the implants (n=48), plotted according to the cortical bone thickness. The linear regression lines are shown ($P < .0001$).

Table I. Immediate load-bearing capacity under micromotion ($\alpha=0.05$)

GROUP	N	Immediate load-bearing capacity [Kg]					
		50 μ m micromotion (Mean and SD)	Duncan's grouping	100 μ m micromotion (Mean and SD)	Duncan's grouping	150 μ m micromotion (Mean and SD)	Duncan's grouping
1 (cancellous)	8	1.50 (0.77)	A	2.76 (1.62)	A	3.95 (2.67)	A
2 (0.01-1.00 mm)	11	2.15 (0.94)	A,B	4.49 (2.12)	B	6.46 (2.74)	B
3 (1.01-2.00 mm)	18	2.76 (0.89)	B,C	5.47 (1.90)	B,C	7.69 (1.83)	B
4 (2.01-3.00 mm)	11	3.23 (0.56)	C	6.65 (1.20)	C	10.45 (2.14)	C

Table II. Resonance frequency before and after loading for micromotion ($\alpha=0.05$)

GROUP	N	RF values [ISQ]			
		Before Loading (Mean and SD)	Duncan's grouping	After Loading (Mean and SD)	Duncan's grouping
1 (cancellous)	8	61.75 (8.07)	A	53.38 (12.64)	A
2(0.01-1.00 mm)	11	73.00 (3.44)	B	69.64 (5.08)	B
3(1.01-2.00 mm)	18	75.83 (2.68)	B, C	72.33 (4.12)	B
4(2.01-3.00 mm)	11	79.18 (3.09)	C	73.00 (4.05)	B

IV. 고 찰

우골의 표준화된 시편에서 측정된 이번 실험에서 치밀골량의 증가에 대해 즉시하중 부담능과 임플란트 1차 안정성은 양의 관계가 있음이 나타났다.

즉시하중의 성공적인 결과를 위한 경험적 guideline에서 대다수의 경우 하악과 이공사이의 임플란트 식립이 선호된다.¹⁾ 하악 전치부에서 하악 구치부나 상악에 비해 높은 임플란트 성공률이 보고되고 있는 것은 임플란트의 1차 안정성이 보장되는 풍부한 치밀골 때문이다.

Sennerby 등⁷⁾은 가토의 경골에 식립된 임플란트의 removal torque가 임플란트 주위 치밀골의 양과 관련 있음을 보고하였다. Niimi 등⁶⁾은 cadaver의 치밀골 두께가 다른 여러 부위의 골에 식립한 임플란트의 식립 즉시 풀림 저항성을 조사하고 removal torque는 식립부위의 치밀골 두께에 연관 있다고 하였다. 따라서 하악의 높은 성공률의 해석에는 치밀골 골량의 구체적인 측정이 필요하리라 생각된다. 그러나 골질 평가를 위해서 흔히 이용되는 기준인 Lekholm / Zarb의 분류법¹²⁾은 그 기준이 구체적이지 못하여 경험 많은 술자에 의해서도 대략적으로만 파악되며 편차가 큰 아쉬움이 있었다.

뼈에 식립된 임플란트가 골유착이 되는데 방해받지 않는 미세동요량은 50-150 μ m 사이에 있다고 알려져 있다.¹⁵⁾ 이 이론에 따르면 임플란트 미세동요 한계내의 하중은 안정적인 골유착 과정에 영향을 미치지 않을 것이다. 즉시 기능에는 임플란트가 뼈에 안정적으로 고정될 수 있는 골 / 임플란트 계면의 interfacial strength가 중요하고, 앞서의 보고에서 치밀골의 두께가 interfacial strength를 증가시키는 요소라고 하였으므로 치밀골 두께에 따른 즉시하중

부담능을 측정하는 것은 실제 저작력을 부담할 수 있는 능력을 가늠해 보는 방법이 될 것이다. 이 실험에서 즉시하중 부담능은 치밀골이 두꺼워질수록 유의성 있게 증가하였다. 그러나 두께에 따라 유의성 있는 하중 부담능을 보이기 위해서는 치밀골 차이가 현저하여야 했다. 이것은 적어도 수직력 하에서 약간의 치밀골 두께 차이는 하중부담능에 민감하지 않다는 것을 나타낸다. 실제로 즉시하중의 경우 상악과 하악 등 위치에 상관 없이 성공률은 비슷하다는 보고가 있었다.^{16,17)} 따라서 해부학적 위치보다는 1차 안정성 획득이 성공률에 보다 큰 영향을 미친다고 생각할 수 있었다.¹⁶⁾ 그러나 전반적으로 하악의 성공률이 높은 이유는 치밀골이 두꺼우면 1차 안정성 획득이 상대적으로 쉬워진다는 데 그 의의가 있을 듯하다.

얻어진 회귀식에서 치밀골이 1.2 mm 두께가 되면 약 50 N의 힘을 부담하는 것으로 나타났다. 우골 시편에서의 결과를 사람에게 적용하기는 힘들지만 전치부의 평소 저작력이 10-35 N 정도로 보면¹⁸⁾ 하악 전치부에서 즉시하중 후의 골유착은 상대적으로 쉽게 일어날 것을 알 수 있다.

이 실험의 결과 치밀골 증가는 임플란트 안정성에도 기여하는 것으로 나타났다. 임플란트의 안정성 측정을 위하여 소개된 방법은 Periotest, Dental Fine Tester, modal analysis 등 여러 종류가 있지만 나름대로의 한계를 가지고 있다.²⁾ RFA는 비파괴적 반복 측정이 가능하며 하중이 가해지는 동안의 안정성 변화 기록도 가능한 장점이 있다. 또 최근에는 RF 값의 측정으로 임플란트의 성공기준을 정하고 진단적 측정방법으로의 사용가능성을 살펴보려는 시도가 있었다.^{5,19)} 이 실험에서는 치밀골 두께를 달리할 때 미세동요 한계 내에서의 즉시하중 부담능을

측정하는 동시에 하중 전후의 RF 값 변화 기록치를 비교하여 RF값 측정으로 즉시하중 성공을 예측할 수 있는지 알아보려 하였다. RF 값은 하중 부담능과 마찬가지로 치밀골이 두꺼워질수록 유의성 있게 증가하였으며 치밀골이 존재하는 2군 - 4군에서의 수치가 해면골만으로 구성된 1군과 유의성 있는 차이를 보였다. 하중 후 측정에서도 같은 관계를 보여줌으로써 RF 값은 치밀골의 존재에 영향 받음을 알 수 있었다. 치밀골이 두꺼운 시편에 같은 정도의 미세 동요를 일으키기 위해서는 더 큰 하중이 필요했음에도 RF 값의 순서가 유지된 것을 생각해보면 동일하중 환경에서는 하중 후 RF 값 감소는 훨씬 적으리라 예상된다. 흥미있는 사실은 하중 전 높은 식립 torque의 영향으로 tapping이 필요했던 2.4-2.7mm 사이의 치밀골을 가진 시편에서도 RF 값과 즉시하중 부담능은 4군 전체 측정치와 통계적으로 차이가 없었는데 이것은 RF 값과 즉시하중 부담능이 tapping에 따르는 interfacial strength 감소 환경만큼 치밀골 두께에도 영향 받음을 의미한다.

Friberg 등³⁾은 치밀골이 풍부한 하악에 식립된 RF 값이 증가하지 않고 시간이 지남에 따라 오히려 약간 감소하는 것을 보고 하악은 치유 후에도 임플란트 안정성이 식립시와 크게 달라지지 않으므로 하악 임플란트가 즉시기능을 할 수 있다고 제안하였다. 그러나 RFA는 interfacial strength가 아닌 interfacial stiffness를 측정하는 원리이다.⁹⁻¹¹⁾ Watanabe 등²⁰⁾에 따르면 bone stiffness는 bone strength와 다른 것으로 stiffness가 회복되어도 strength는 crack propagation과 geometry에 민감하여 strength의 회복은 훨씬 후에 일어난다고 하였다. 그러나 아직까지 interfacial strength와 stiffness의 관계에 대해서는 명확하게 밝혀진 바 없었으며 RFA의 측정기전도 명확하지 못하다. 실제로 RFA는 임상에서 동요도가 있는 임플란트를 찾아내지 못했으며¹⁹⁾ 이는 임플란트 / 골 복합체 상부의 bending으로 RF 값을 얻는 탓이다. 이 실험에서 RF 값은 치밀골 두께뿐 아니라 즉시하중부담능과도 유의성있는 상관관계가 있는 것으로 나타났다. 따라서 임플란트가 치밀골이 충분한 곳에서 안정적으로 식립된 경우 RF 값은 식립직후의 interfacial strength도 어느 정도 반영하는 것으로 생각할 수 있었다.

본 실험에서 사용한 시편은 인체의 골이 아니라 단순화된 이중골 시편이며 회귀식에서 치밀골이 존재하지 않는 1군에서도 RFA 수치는 60이 넘었는데 이것은 사람에서 즉시하중에 필요하다고 제안된 RF 값의 최소 기준과 비슷하며 Branemark 임플란트의 상악 평균 54를 넘는 수치이다.^{10,21)} 또한 Nedir 등¹⁹⁾이 ITI 임플란트의 즉시하중 1년 후 성공기준으로 제시한 54를 넘는 수치이다. 따라서 실험에서 사용된 시편과 사람 골과의 골밀도 비교가 필요하였다. 시편의 fixture 주변 피질골 계면의 평균 CT number (Hounsfield unit)는 1600 - 1800 정도로 사람의 1000 - 1600 보다 높았다.⁴⁾ 치밀골의 CT number는 기계적인 성질과 관련이 없다는 보고²²⁾를 참고하더라도 이 실험에서는 실험군의 상대적인 비교로만 해석되어야 할 것이다.

또한 본 실험에서는 구강 내에서 이루어지는 동하중 대신 하중방향이 수직인 단순화된 정하중에서 측정하였으며 하악의 굽힘현상(flexure) 같은 요소도 반영되지 못하였다. 무엇보다 앞의 모든 요소에 영향을 미치며 즉시기능에 가장 큰 영향을 미친다고 알려진 연결고정(splinting) 요소가 반영되지 않았다.²³⁻²⁵⁾ 치밀골이 적은 상악에서의 즉시하중 성공이 유가 연결고정 효과인 것을 고려하면²⁶⁾ 연결고정 후 결과는 달라질 수 있을 것이다. 이 실험은 언급한 한계 내에서 시행되었기 때문에 임상에 그대로 적용하기는 어려우나 치밀골 양에 따른 즉시하중 부담능과 임플란트 안정성 변화경향과 두 요소 사이의 관계를 밝힌 데 그 의의가 있다고 하겠다.

V. 결 론

제한된 수의 우골시편에서 in vitro로 측정한 한계 내에서 다음의 결론을 얻을 수 있었다. 치밀골 양은 즉시하중 부담능과 임플란트 안정성에 유의한 영향을 미치며 치밀골이 두꺼워질수록 즉시하중 부담능과 임플란트 안정성은 증가한다. 그러나 치밀골 두께 변화에 민감하지는 않았다. RFA는 임플란트 / 골 계면의 interfacial stiffness를 측정하는 방식이지만 즉시하중 부담능과도 높은 상관관계를 보이므로 안정적으로 식립된 경우 식립 직후의 interfacial strength도 반영할 수 있는 것으로 보인다. 치밀골 두

께가 두꺼워질수록 임플란트의 즉시 하중시 성공률이 높아질 수 있는 경향을 보였으므로 RF 값과 수술 중 혹은 수술 전, 후 방사선 촬영을 통해 치밀골 두께 측정을 병행하는 방법은 즉시하중 임플란트의 성공을 예측할 수 있는 하나의 진단적 측정방법이 될 수 있을 것 같다.

참고문헌

1. Gapski R, Wang H, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:515-27.
2. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11(5):491-501.
3. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(4):266-72.
4. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(4):297-303.
5. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(5):529-39.
6. Niimi A, Ozeki K, Ueda M, Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):286-9.
7. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):62-71.
8. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23(3):104-11.
9. 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(3):261-7.
10. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(3):226-33.
11. Meredith N, Shagaldi 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(3):234-43.
12. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T., eds. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985:199-209.
13. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(3):164-71.
14. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessment of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:224-231.
15. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and

- effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43(2):192-203.
16. Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(1):116-23.
 17. Buchs AU, Levine L, Moy P. Preliminary report of immediately loaded Altiva Natural Tooth Replacement dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(2):97-106.
 18. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry *J Prosthet Dent*. 1978;40(3):326-33.
 19. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(5):520-8.
 20. Watanabe Y, Takai S, Arai Y, Yoshino N, Hirasawa Y. Prediction of mechanical properties of healing fractures using acoustic emission. *J Orthop Res* 2001;19(4):548-53.
 21. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):428-34.
 22. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys* 1995;17(5):347-55.
 23. Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark system implants in edentulous mandibles: Clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:250-57.
 24. Nkenke E, Lehner B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer J, Steveling H et al. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:312-21.
 25. Levine R, Rose L, Salama H. Immediate loading of root-form implants: Two case reports 3 years after loading. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18(4):333-43.
 26. Olsson M, Urde G, Anderson JB, Sennerby L. Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: Results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 Suppl 1:81-5.

Reprint request to:

Yang-Jin Yi, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kangnung National University
123 Jibyun-Dong, Kangnung, 210-702, Korea
navydent@kangnung.ac.kr

ABSTRACT

AN EVALUATION OF THE PRIMARY IMPLANT STABILITY AND THE IMMEDIATE LOAD-BEARING CAPACITY ACCORDING TO THE CHANGE OF CORTICAL BONE THICKNESS

Yang-Jin Yi, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D., Chan-Jin Park, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.,
Lee-Ra Cho, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.

*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Kangnung National University,
and Research Institute of Oral Science*

Statement of problem. Cortical bone plays an important role in the primary implant stability, which is essential to immediate/early loading. However, immediate load-bearing capacity and primary implant stability according to the change of the cortical bone thickness have not been reported.

Purpose. The objectives of this study were (1) to measure the immediate load-bearing capacity of implant and primary implant stability according to the change of cortical bone thickness, and (2) to evaluate the correlation between them.

Material and methods. 48, screw-shaped implants (3.75 mm×7 mm) were placed into bovine rib bone blocks with different upper cortical bone thickness (0-2.5 mm) and resonance frequency (RF) values were measured subsequently. After fastening of healing abutment, implants were subjected to a compressive load until tolerated micromotion threshold known for the osseointegration and load values at threshold were recorded. Thereafter, RF measurement after loading, CT taking and image analysis were performed serially to evaluate the cortical bone quality and quantity. Immediate load-bearing capacity and RF values were analyzed statistically with ANOVA and post-hoc method at 95% confidence level ($P<0.05$). Regression analysis and correlation test were also performed.

Results. Existence and increase of cortical bone thickness increased the immediate load-bearing capacity and RF value ($P<0.05$). With the result of regression analysis, all parameters of cortical bone thickness to immediate load-bearing capacity and resonance frequency showed significant positive values ($P<0.0001$). A significant high correlation was observed between the cortical bone thickness and immediate load-bearing capacity ($r=0.706$, $P<0.0001$), between the cortical bone thickness and resonance frequency ($r=0.753$, $P<0.0001$) and between the immediate load-bearing capacity and resonance frequency ($r=0.755$, $P<0.0001$).

Conclusion. In summary, cortical bone thickness change affected the immediate load-bearing capacity and the RF value. Although RF analysis (RFA) is based on the measurement of implant/bone interfacial stiffness, when the implant is inserted stably, RFA is also considered to reflect implant/bone interfacial strength of immediately after placement from high correlation with the immediate load-bearing capacity. RFA and measuring the cortical bone thickness with X-ray before and during surgery could be an effective diagnosis tool for the success of immediate loading of implant.

Key words : Cortical bone, Thickness, Immediate load-bearing capacity, RFA, Primary stability, Correlation