

임플란트 고정체의 형태가 임플란트 초기안정성에 미치는 영향

가톨릭대학교 임상치과대학원 치과 보철학과

오갑용 · 박성화 · 김석규

I. 서 론

나사형 임플란트 고정체의 형태 구조는 크게 cylinder 형과 taper 형으로 나눌 수 있고, 여기에 임플란트의 삽입 속도와 초기 고정력 향상 등을 위해 고정체 자체에 여러 가지 다양한 나선 구조를 갖고 있는 것이 보통이다. 임플란트의 성공적인 골 유착을 얻기 위한 중요한 요소 중의 하나인 초기 안정성(primary stability)은 골질에 맞는 적절한 형태의 임플란트를 선택하여 골질에 따라 식립 술식을 응용함으로써 더 잘 얻을 수 있다.¹⁻⁵⁾

Albrektsson과 Zarb는 임플란트의 안정성은 두 가지로 나누어 볼 수 있다고 하였다. 즉, 임플란트의 안정성이 초기 안정성과 이차적 안정성(secondary stability)으로 나누어지고 초기 안정성은 골의 밀도와 양, 외과적 술식, 임플란트의 디자인 등에 따라 결정된다고 하였다. 이차적 안정성은 초기치유가 진행되면서 형성되는 임플란트의 안정성과 관련이 있는데, 이는 초기 안정성, 임플란트와 골사이 계면에서의 골 생성, 그리고 골의 remodeling 등과 관련이 있다고 하였다.^{1-4,6)}

과거 임플란트 식립시의 초기 안정성측정은 경험적이고 주관적이었으며, 보다 객관적으로 수치화하여 평가하는 방법이 요구되어 왔다. 최근에 객관적이고 정량적이며 재현성 있는 안정성 측정법들이 소개되었는데, Shulte^{7,8)}에 의해 개발된 Periotest (Siemens AG, Benssheim, Germany)를 이용한 측정법, 그리고 Meredith 등⁹⁻¹¹⁾에 의해 소개된 공진주

파수분석법(Resonance Frequency Analysis:RFA)에 따라 제작된 Osstel Mentor(Integration Diagnostics AB, Goteborg, Sweden)를 이용한 측정법 등이 있다. 이 중 Periotest 측정법은 측정 높이나 각도 등에 의해 민감한 반응을 보이므로 재현성이 다소 떨어지는 문제점이 있는 것으로 연구되고 있다.¹²⁻¹⁴⁾

본 연구에서는 공진주파수 분석법을 이용한 Osstell Mentor 기기를 사용하여 임플란트 고정체 거시형태(macrodiesign)별로 임플란트 식립시 초기 안정성에 미치는 영향을 조사 하여, 향후 골질에 따라 적절한 임플란트 형태를 선택하여 초기 안정성을 높이고 하중전달시기에 대한 예견을 할 수 있도록 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 재 료

본 실험에서 사용된 골은 한국산 한우 늑골을 한 마리의 소에서 채득하여 5cm 간격으로 잘라낸 다음, 가로와 세로 모두 5cm씩 크기가 되는 100개의 늑골 조각들을 모았다. 그리고 이 중에서 단면을 육안으로 보아 골질이 비슷한 것으로 다시 40개의 늑골 조각을 고른 다음, 실험군 1은 표층의 피질골을 그대로 두고 두께를 측정하여 기록한 뒤 평균 1.0mm 정도 되는 것으로 20개의 늑골 조각을 골랐으며, 각 피질골 두께차이에 의한 변수는 통계적으로 처리하였다. 실험군 2는 나머지 20개의 늑골조각을 골라 표층의

피질골을 제거하여 내면의 해면골을 완전히 노출시킨 다음 임플란트 식립을 준비하였다. 이렇게 준비된 늑골은 실험 전까지 냉동 보관하였다가 실험 당일 날 8시간 실온에서 녹인 후, 임플란트 고정체 식립골로서 사용하였다. 임플란트 식립시, 식립 시편골의 미세한 움직임도 실험 결과에 영향을 줄 수 있으므로 알루미늄 블록에 가로와 세로, 그리고 높이 모두 5cm인 정육면체 홈을 형성하고 사방에서 나사를 조여 견고하게 식립골을 고정하였다(Fig.1, 2).

사용된 임플란트는 Table I, Fig. 3 그리고 Fig. 4와 같이 Oneplant System(Warantec Co., Ltd, Seoul, Korea)과 Osstem Implant System(Osstem Implant Co., Ltd, Seoul, Korea)이며 표면처리가 되지 않은 machined surface 고정체를 사용하였다. Oneplant System은 External Hexplant(universal형)의 taper형태(TH) 및 straight형태(SH, 경부 microthread 부분 직경 4.3mm, body thread 부분 직경 4.1mm) 두 가지 종류를 각각 5개씩 준비하였으

며, 실험군 1 및 실험군 2의 골 시편에 각각 20번씩 총 40번을 식립하였다. Osstem Implant System은 USII(straight), USIII(tapered) GSII(straight), 그리고 SSIII(tapered, non-submerged)의 네 가지 형태를 각각 10개씩 준비 하였으며 실험군 1 및 실험군 2의 골 시편에 각각 40번씩 총 80번을 식립하였다.

2. 수술 및 측정 방법

가. 수술방법

실험군 1 골 시편은 D1 bone 혹은 hard bone 으로, 실험군 2 골 시편은 D3 bone 혹은 soft bone 으로 간주하였다. 실제, 실험군 2 골 시편은 피질골이 하나도 없으므로 D4 bone에 해당하며 따라서 Osstem 임플란트 식립술 지시서대로 하려면 Osteotome 을 이용해야 하였다. 그러나, 일반 드릴사용에 비해 Osteotome을 사용할 경우 이에 따른 식립기술의 변수가 너무 커서 D4 bone 대신 D3 bone 으로 간주하



Fig. 1. Aluminum block for stabilizing bone specimen.



Fig. 2. Bone specimen fixed in aluminum block.

Table I. Implant types used in this study

Implant type	Number	Size	System	Characteristics
Tapered hexplant(TH)	5	4.3×10	Oneplant	tapered, submerged
Straight hexplant(SH)	5	4.3×10	Oneplant	straight, submerged
US II	10	4.0×10	Osstem	straight, submerged
US III	10	4.0×10	Osstem	tapered, submerged
GS II	10	4.0×10	Osstem	straight, submerged
SS III	10	4.0×10	Osstem	tapered, non-submerged



Fig. 3. Tapered (TH:left) and straight (SH:right) implants in Oneplant system.



Fig. 4. SSIII, USIII, USII, GSII in AVANA system.

Table II. Surgical manual of Osstem Implant System

(USII, USIII, SSIII : D3 bone)
(1) guide drill, (2) ϕ 2.0 twist drill, (3) depth gauge, (4) parallel pin, (5) ϕ 2.0/3.0 pilot drill, (6) ϕ 3.0 twist drill, (7) ϕ 4.0 implant
(USII : D1 bone)
(1)~(6) \Rightarrow (7) ϕ 3.3 marking drill, (8) countersink, (9) ϕ 4.0 tap drill, (10) ϕ 4.0 implant
(USIII, SSIII : D1 bone)
(1)~(6) \Rightarrow (7) shaping drill, (8) tapered drill (9) ϕ 4.0 implant
(GSII : D3 bone)
(1)~(6) \Rightarrow (7) ϕ 3.3 marking drill, (8) ϕ 4.0 implant
(GSII : D1 bone)
(1)~(6) \Rightarrow (7) ϕ 3.6 marking drill, (8) ϕ 3.8 step drill (9) ϕ 4.0 implant

Table III. Surgical manual of Oneplant Implant System

(TH : soft bone)
(1) point drill, (2) ϕ 2.0 twist drill, (3) depth probe, (4) ϕ 3.3 step drill, (5) ϕ 4.3 implant
(TH : hard bone)
(1)~(4) \Rightarrow (5) ϕ 4.3 conical drill, (6) ϕ 4.3 tap drill, (7) ϕ 4.3 implant
(SH : soft bone)
(1)~(3) \Rightarrow (4) ϕ 2.0/3.0pilot drill, (5) ϕ 3.0 twist drill, (6) ϕ 4.3(4.1)implant
(SH : hard bone)
(1)~(3) \Rightarrow (4) ϕ 2.0/3.0 pilot drill, (5) ϕ 3.0 twist drill, (6) ϕ 3.5twist drill, (7) ϕ 4.1 cortical drill, (8) ϕ 4.1 tap drill (9) ϕ 4.3(4.1) implant

고 여기에 맞는 식립술을 적용하였다. 실험군 1 골 시편도 실제로는 D2 bone 정도에 해당하나 사람 악골에 비해 소의 늑골은 피질골이 매우 단단하여 임플

란트 식립술 지시서대로 마지막 tapping을 안 쓰고는 임플란트 고정체의 식립이 불완전한 경우가 있어 D1 bone 으로 간주한 식립법을 사용하였다. 각 임플

랜트 시스템의 골질에 따른 식립법은 임플란트 식립술 지시서 대로 행하였으며 한명의 술자에 의해 진행되었다(Table II, III).

나. 공진주파수 분석(Resonance frequency analysis)

공진 주파수 분석기인 Osstell Mentor를 사용하였다. 각 임플란트 고정체 상부에 임플란트 시스템별로 Osstell Mentor 제조회사에서 추천 상품화 되어 있는 Smart-peg이라는 작은 변환기를 고정시킨 뒤 Osstell mentor를 작동 시켜서, 골의 횡단면방향으로 각각 같은 자리에서 3번씩 측정하여 평균 ISQ (implant stability quotient)값을 측정하였다. Oneplant system에서는 taper 및 straight 형태 모두 제조사의 지시대로 Type 1의 Smart-peg을 적용하였고, Osstem Implant system에서는 USII와 USIII는 Type 1, SSIII는 Type 4, 그리고 GSII는 Type 6의 Smart-peg를 적용하였다.

3. 통계 분석

실험에서 얻어진 모든 계측항목에 대해 평균값과

표준편차를 구하고 각 군 간의 비교분석은 paired t-test와 ANOVA-다중비교 Tukey분석등을 이용하였으며, 실험군 1에서 cortical bone 두께에 따른 변수를 없애고자 ANCOVA-다중비교 Tukey분석을 이용하였다.

Ⅲ. 결 과

실험군 1 및 실험군 2에서 각각 Oneplant system과 Avana system을 사용한 ISQ 평균값 결과는 Table IV 및 V와 같았다. 실험군 2에서 Osstem Implant system의 4가지 임플란트 형태 비교에서 USIII가 USII에 비해서 통계적으로 유의한 높은 값을 보여 주었다(P=0.0251). 그러나 Oneplant system에서는 SH와 TH간에 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(P=0.1565).

실험군 1에서 Osstem Implant system의 4가지 임플란트간 비교 결과에서 유의한 차이를 보여 주었다. 즉, SSIII와 USII, 그리고 GSII와 USII간에 통계적으로 유의한 차이를 보여주었다(P=.0141). 그러나, cortical bone의 두께(Table VI)를 고려한 공분산 분석(Ancova)에 의해서는 유의한 차이를 보여 주지

Table IV. Mean ISQ values in the experimental group 1

Implant	N	Mean	SD
SH	10	54.30	11.73
TH	10	58.83	7.52
GSII	10	64.83	8.88
SSIII	10	65.00	5.47
USII	10	57.70	5.89
USIII	10	60.30	9.45

Table V. Mean ISQ values in the experimental group 2

Implant	N	Mean	SD
SH	10	53.73	9.38
TH	10	59.80	11.46
GSII	10	47.27	11.09
SSIII	10	50.63	11.85
USII	10	45.17	9.65
USIII	10	55.97	11.72

Table VI. Mean thickness of cortical bone in the experimental group 1

Implant	N	Mean	SD
SH,TH	10	0.9	0.3
GSII,SSIII,USII,USIII	10	1.25	0.5

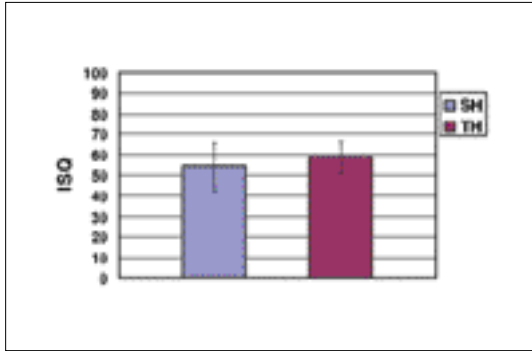


Fig. 5. Mean ISQ values of Oneplant implants in the experimental group 1.

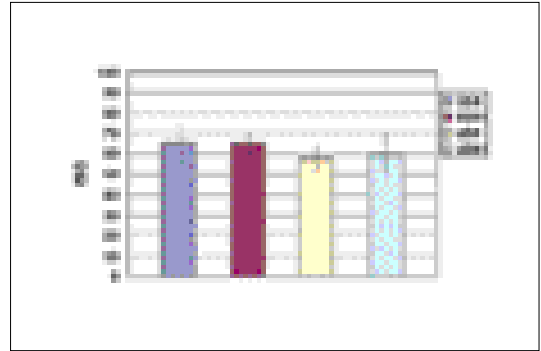


Fig. 6. Mean ISQ values of Osstem implants in the experimental group 1.

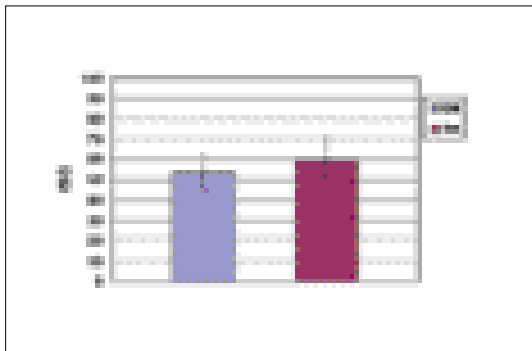


Fig. 7. Mean ISQ values of Oneplant implants in the experimental group 2.

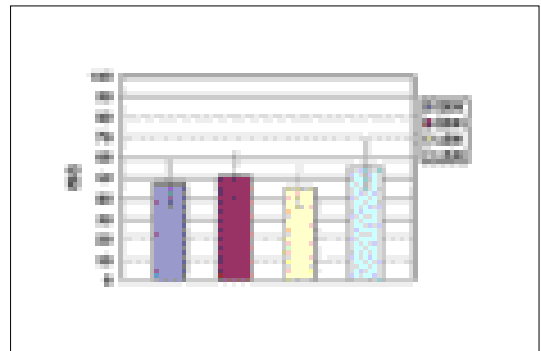


Fig. 8. Mean ISQ values of Osstem implants in the experimental group 2.

않았다($P=0.07$). 또한 실험군 1 에서 측정 한 Oneplant system 임플랜트 간의 ISQ 값 비교에서도 유의한 차이를 보이지 않았다($P=0.330$).

IV. 고 찰

임플랜트의 안정성 정도를 파악하기 위한 검사들 중 타진검사(Percussion Test)는 잘 알려진 방법으로 치과용 기구등으로 임플랜트 고정체의 마운트나

지대주를 두드려서 나는 소리의 성질로 임플랜트의 상태를 짐작해 내는 방법이다.²⁾ 반면, Periotest 측정법은 치아나 임플랜트 주위조직의 반응을 계측하는 방법으로서, 금속 막대가 등속운동을 하여 치아나 임플랜트의 표면에 닿아 정지 되었다가 다시 돌아오는 시간, 즉 접촉시간을 측정하여 이를 변환한 장치를 이용하는 방법이며, 접촉 순간이 증가함에 따라 Periotest value 는 +1증가하며, -8부터 +50까지의 값으로 주위조직의 damping capacity를 측정한다

다.^{6,7)} 그러나, Periotest 기기는 원래 자연치의 동요도를 측정하기 위해 고안된 장치로서 이를 임플란트 동요도 측정에 적용할 경우 좁은 범위 만을 사용하게 되므로 지대치에 대한 각도와 높이, 임플란트와 측정 막대사이의 거리에 민감하여 사용함에 있어 한계가 있는 경우가 있고, 민감도가 떨어져, 그 결과가 테스트를 시행할 때 발생하는 방법론적인 요인에 영향을 받을 수 있다고 하였다.¹²⁻¹⁴⁾

임플란트의 안정성을 측정하는 또 다른 방법인 공진 주파수 분석법(Resonance Frequency Analysis)은 변환기(transducer)가 임플란트 고정체나 지대주에 나사로 연결되며, 변환기에는 cantilever small beam이 달려 있고 이 beam에는 2개의 piezoceramic element가 부착되어 있다. 이 중 하나는 신호를 받아 변환기가 떨리도록 되어 있으며, 다른 하나는 이 떨림을 resonance frequency analyzer로 수신하는 역할을 한다. 즉, 이때 발생된 공명주파수는 골과 임플란트가 접촉하는 곳까지의 거리 등에 의해서 결정되며, 신호가 가장 높은 진폭에서 측정하게 된다. 얻어진 output은 수식에 의해 수치화 되고, 최대 진폭값은 임상적 적용이 용이하게 하도록 Osstell에서는 ISQ(Implant Stability Quotient) 값 0에서 100까지의 수치로 표시된다. 이 방법을 인체에 적용시킬 경우 비 침습적이며, 변환기 자체만 진동 할 뿐 임플란트는 진동하지 않아, 임플란트와 조직 사이에 발생하는 어떤 간접 진동도 공명진동수의 진폭을 변화시키지 않고 치유기간 동안 조직에 위해를 가하지 않는다. 그러나, Meredith 등은 이 기계는 골 상방으로 올라와 있는 임플란트의 길이, 임플란트 식립 부위의 골 유형, 골밀도 등이 ISQ 측정값에 미칠 수 있는 영향 요인들이 될 수 있다고 하였다.¹¹⁾

ISQ측정에서 임플란트 전체 길이가 아닌 골 상방으로 올라와 있는 임플란트 길이는 2가지의 의미를 가질 수 있는데, 하나는 임플란트 주위 골 높이의 변화를 민감하게 감지 할 수 있다는 뜻이고, 다른 하나는 연구 등의 목적으로 submerged type과 non-submerged type의 안정성을 비교해야 할 경우 골 상방에 올라와 있는 길이를 보정해줄 수 있는 정확한 변환기 시스템이 중요하다는 것을 의미한다.

기존 기기인 Osstell (Model6 Resonance Frequency Analyser; Integration Diagnostic Ltd. Sweden)은

식립된 임플란트 상단에 작은 L자형 변환기를 스크류로 조여 부착한 후 측정된 주파수가 액정화면에 임플란트 안정지수로서 표시되고 공명진동수 분석기에 의해 4500-8500 Hz 사이의 범위로 표시된다. 이 변환기의 반응은 방향성이 있으며, 그것이 향하는 곳에 따라 반응이 다양하다.

이번 실험에서는 상부에 L자형 변환기 대신 smart-peg이란 장치를 사용하며 치조골 상방에 올라와 있는 임플란트의 길이 및 방향성에 있어서 어느 정도 보정된 Osstell Mentor(Integration-Diagnostics AB, Goteborg, Sweden)기기를 적용 하였다. 이 Osstell Mentor기기로 측정시에 smart-peg 자체 길이의 보정에 의해 6가지의 다른 임플란트들에서 치조골 상방으로 나온 부분의 길이는 모두 11.5mm로 측정되었다.

이번 실험에서는 전반적으로 실험군 1 이 실험군 2 보다 ISQ 평균값이 높았다. 실험군 1 중에서도 특히, Osstem Implant System의 GSII 및 SSIII 가 높은 ISQ 값을 보여 주었다. 즉, Osstem Implant System에서 USII와 SSIII, USII와 GSII 간에 유의한 차이를 보여 주었다. 그러나 피질골의 두께차이를 고려한 공분산 분석에 의해서는 ISQ 값의 유의한 차이를 보여 주지 않았다. 결국, 실험군 1에서는 Osstem Implant System 임플란트들의 다른 형태에 따른 초기 고정력의 차이를 보여주지 못했다. 그만큼 해면골에 비해 피질골이 초기 고정력에 미치는 영향이 크다는 의미로 해석해 볼 수 있다.

반면, 실험군 2에서는 Osstem Implant System의 USIII가 USII에 비해 유의하게 높은 ISQ값을 보여 주었다. 즉, 같은 external type implant 간의 비교에서 tapered 형태인 US III 가 straight 형태인 US II 보다 더 높은 ISQ 값을 보여 주었다. 이는 O' Sullivan 등에 의한 연구결과와도 일치한다고 볼 수 있다. 즉, 13명 환자들의 다른 골질의 종류에 따른 임플란트 식립시의 ISQ값 비교에서 type 3 골질인 경우는 임플란트 디자인(standard Branemark 와 Branemark Mark IV)에 따른 차이가 거의 없으나 type 4 골질인 경우는 tapered 형태의 Mark IV가 더욱 높은 값을 보였다.¹⁶⁾

Oneplant system에서는 tapered와 straight hex-plant간에 실험군 1은 물론, 실험군 2에서도 ISQ값

의 유의한 차이를 보여주지 못했다. 이 차이는 Oneplant system의 임플란트 식립술 지시서에서 그 원인을 찾아 볼 수 있는데 즉, 실험군 2에서 straight hexplant는 직경 4.3mm 고정체 식립 직전에 최종 드릴직경이 3.0mm인데 반해, tapered hexplant는 직경 3.3mm인 최종 드릴을 사용하므로 초기 고정에서 상대적으로 불리한 여건이 tapered 형태라는 임플란트 디자인의 장점을 살리지 못하고 ISQ값의 약간의 감소를 가져온 것으로 해석된다.

이번 실험에서는 골질에 의한 변수를 줄이기 위해 피질골을 완전히 없앤 해면골로만 이루어진 실험군 2와, 평균 1.0mm 두께의 피질골을 갖고 있는 골 시편만을 따로 모은 실험군 1로 나누어 실험하였고 실험군 1도 두께에 따른 변수를 없애는 통계처리를 하였다. 임플란트 식립도 한명의 술자에 의해 각 임플란트 식립술 지시서 대로 진행하였다. 소 늑골의 골질은 사람 악골에서와는 다소 차이가 날 수 있으나 human cadaver에서 실험한 O'Sullivan 등의 실험에서도 유사한 결과를 볼 수 있다. 다만, O'Sullivan 등의 실험들에서는 cadaver 나 환자의 골질에 따른 분류만 해 놓고 골질이 type 2나 type 3의 경우 다양한 피질골의 두께라는 변수를 고려하지 않았다.^{15,16)}

실험군 1의 경우와 같이 피질골의 영향이 큰 경우는 임플란트 디자인에 따른 초기 안정성의 차이는 거의 없다고 볼 수 있으나 실험군 2에서와 같이 피질골의 영향이 거의 없는 type IV 치조골인 경우는 tapered 형태의 임플란트가 초기 고정에 유리하다고 할 수 있다. 특히, tapered 형태의 임플란트는 임상에서 식립시 이번 실험에서처럼 식립술 지시서대로 심겨지는 것이 아니라 실제 드릴링한 깊이보다 더 깊이 들어갈 수 있기 때문에 식립부위 주변골의 압박을 가져와 높은 insertion torque 값과 높은 초기 안정성을 실제로는 더 보이는 것이 아닌가 판단된다.¹⁵⁾

V. 결 론

이번 실험의 한계내에서 골질과 임플란트 형태는 임플란트의 초기 고정성에 영향이 있는 것으로 보이며 특히 좋지 않은 골질에서는 치근형의 임플란트가 초기 고정에 유리한 것으로 보인다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Branemark PL, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implant. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155.
2. Adell R, Lekholm U, Branemark PL. Surgical procedures. In Branemark PL, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 1985:211-232.
3. Albrektsson T. Bone tissue response. In *Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence Co. Chicago 1985:129.
4. Albrektsson T, Jacobsson M. Bonemetal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987;57:597.
5. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurement of maxillary implant: A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surger* 1999;28:297-303.
6. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991; 11:88-91.
7. Shulte W. The Periotest periodontal status. *Zahnartzl Mitt* 1986;76:1
8. Shulte W. A new field of application of the Periotest method The occlusal Periodontal load can now be measured quantitatively. *Zahnarz Mitt* 1988;78:474.
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;7:261-267.
10. Meredith N, Cawley P, alleyne D. The application of modal vibration analysis to study

- bone healing in vivo. *Journal of Dental research* 1994;73:793.
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;8:234-243.
 12. Teerlinck J, Laohapand P, van Steenberghe D, et al. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition towards implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:55-61.
 13. Dehami K, Wolfaardt J, Dent M, et al. Assessments of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:221-229.
 14. Glauser R, Portmann M, Ruhstaller P. Initial implant stability using different implant designs and surgical techniques. *Applied Osseointegration Research* 2001;2:6-8.
 15. O, Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implant. A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85-92.
 16. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:48-57.

Reprint request to:

Seok-Gyu Kim, D.D.S.

Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science,
The Catholic University of Korea
505, Banpo-Dong, Seocho-Gu, Seoul, 137-701, Korea
seokgyu_k@yahoo.com

ABSTRACT

INFLUENCE OF IMPLANT FIXTURE DESIGN ON IMPLANT PRIMARY STABILITY

Gap-Yong Oh, D.D.S., Sung-Hwa Park, D.D.S., Seok-Gyu Kim, D.D.S.

Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea

Statement of problem: Current tendencies of the implant macrodesign are tapered shapes for improved primary stability, but there are lack of studies regarding the relationship between the implant macrodesign and primary stability.

Purpose: The purpose is to investigate the effect of implant macrodesign on the implant primary stability by way of resonance frequency analysis in the bovine rib bones with different kinds of quality.

Material and method: Fifty implants of 6 different kinds from two Korean implant systems were used for the test. Bovine rib bones were cut into one hundred pieces with the length of 5 cm. Among them forty pieces of rib bones with similar qualities were again selected. For the experimental group 1, the thickness of cortical part was measured and 20 pieces of rib bones with the mean thickness of 1.0mm were selected for implant placement. For the experimental group 2, the cortical parts of the remaining 20 pieces of rib bones were totally removed and then implants were placed on the pure cancellous bone according to the surgical manual. After placement of all implants, the implant stability quotient(ISQ) was measured by three times, and its statistical analysis was done.

Results: There are statistically significant differences in ISQ values among 4 different kinds of Avana system implants in the experimental group 2. For the experimental group 1, Avana system implants showed significantly different ISQ values, but when differences in the thickness of cortical parts were statistically considered, did not show any significant differences in ISQ values. Among Oneplant system implants, there are no significant differences in ISQ values for the experimental group 2 as well as for the experimental group 1.

Conclusion: Within the limits of this study, bone quality and implant design have some influences on the primary stability of implants. Especially in the bone of poor quality, tapered shape of implants are more favorable for the primary stability of implants.

Key words : Implant macrodesign, Primary stability, Resonance frequency analysis, Implant stability quotient(ISQ)