

## 임플란트 매식조건에 따른 상, 하악골의 응력분포 양상에 대한 3차원 유한요소분석 연구

이화여자대학교 의과대학 치과학교실 보철과, 한국항공대학교 기계공학과\*

최정화 · 서기열\* · 최주호\* · 한중석

### I. 서 론

Branemark에 의해 골유착성 임플란트가 보고된 이래로 치과용 임플란트는 많은 실험과 임상적 적용을 통해 발전을 거듭하여 현재는 신뢰할만한 치과치료술식 중의 하나가 되었다<sup>1-3)</sup>. 성공적인 임플란트 치료를 위하여 초기 치유과정 중에 얻어진 골유착(osseointegration)을 장기간 유지하기 위하여 임플란트에 가해지는 하중과 염증반응의 조절이 중요하다. 그 중 하중에 대한 골과 임플란트 계면에서의 생물학적 반응은 수술 후 초기의 치유과정은 물론, 보철 디자인 결정 및 유지관리에 중요하다. 이러한 하중에 대한 골 반응에 관한 연구로 1892년에 Wolff가 "골 변형의 법칙"이라는 저서에서 기능력은 골의 내부 및 외부에 변화를 일으켜 "골적응"이 된다고 보고하였다<sup>4)</sup>. 이와 관련하여 Frost는 1983년에 골적응을 유도하기 위한 "최소유효긴장"을 언급하였고 골적응에 관한 생역학적인 관계를 "mechanostat theory"로 설명하였다<sup>5)</sup>.

하중과 임플란트 주변골과의 반응에 관한 연구로는 Hoshaw와 Isidor가 과도한 교합력이 변연골 소실의 증가를 가져온다는 사실을 동물실험을 통해서 입증하였다<sup>6-8)</sup>. Isidor는 원숭이에서 임플란트에 치태를 침착시킨 군과 과도한 교합력을 가한 군으로 나누어서 실험한 결과, 치태를 침착시킨 군에서는 변연골 소실을 동반한 임플란트 주위염의 증상을 보인

반면 과도한 교합력을 가한 군에서는 골유착이 완전히 소실되거나 부분적으로 소실됨을 조직학적으로 관찰하였다<sup>9)</sup>. 또한 임상적인 보고들도 이와 유사한 결과를 암시하고 있다. 즉, 임플란트에 과부하가 가해지면 이미 골유착이 얻어진 부위에서도 변연골 소실이나 osseointegration이 완전히 소실될 수 있음이 밝혀져 왔으며 심지어는 장기간 사용되고 있었던 경우에서도 이러한 현상이 일어날 수 있음을 보고하고 있다<sup>9-15)</sup>.

이러한 일련의 관찰과 실험을 볼 때 과도한 교합력이 임플란트 주변골로 가해지지 않도록 외과적, 보철학적, 생체공학적인 고려가 중요하다. 따라서 치과용 임플란트를 통해 가해지는 하중이 적절하게 전달되고 분산될 수 있는 조건이 되어야 초기에 형성된 골유착이 장기간 유지된다. 적절한 하중분산 조건을 연구하기 위하여 본 실험에서는 비침습적이며 응력분포를 알아볼 수 있는 3차원 유한요소분석법을 이용하여 임플란트 매식길이에 따른 응력변화 그대로 서로 다른 골질에 고정하는 방법 및 악골형태에 따른 응력변화를 연구하였다.

### II. 재료와 방법

#### 1. 모델형성

직경 4mm의 나선형 implant(Nobel Biocare,

\* 이 연구는 한국과학재단 핵심전문 연구비 지원에 의하여 수행되었음(1998-2000).

Göthenberg, Sweden) 몸체와 그 위에 연결되는 지대 주 및 주변악골을 3차원 형상으로 제작하였다

임플란트 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계부위에 위치하도록 하였고 양측 피질골 고정 모형의 경우는 임플란트 몸체가 피질골 하단에 고정되어야 하므로 피질골의 상단에서 하단까지의 길이를 임플란트 몸체 길이에 맞춰 변화시키고 마지막 나사산이 기저부 피질골에 고정되게 하였다. 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형에서 행해졌다.

1) 상악골 모형 (Fig. 1)

협, 설측과 기저부의 피질골 두께는 1mm로 치조정 피질골 두께는 0.5mm로 설정하였다. 사용된 임

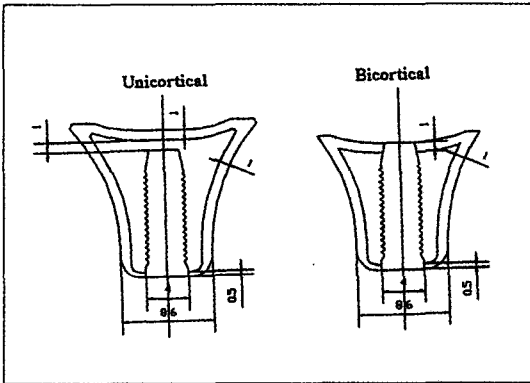


Fig. 1. 상악골 모형의 모식도

플란트는 직경 4mm 이며 편측 피질골 고정 모델에서는 기저부 피질골과 임플란트 하단 사이에 1mm의 해면골이 존재하도록 악골길이를 부여 하였고, 양측성 피질골 고정 모델에서는 기저부 피질골의 상단과 일치하도록 악골의 길이를 정하였다.

2) 하악골 모형 (Fig. 2)

협, 설측의 피질골 두께는 2mm, 기저부의 피질골 두께는 3mm, 치조정은 1.5mm로 설정하였다. 편측 피질골 고정 모델에서는 잔존치조제 높이를 20mm, 양측 피질골 고정 모델에서는 임플란트 하단 1mm가 피질골에 고정되게 잔존치조제의 높이를 조정하였다.

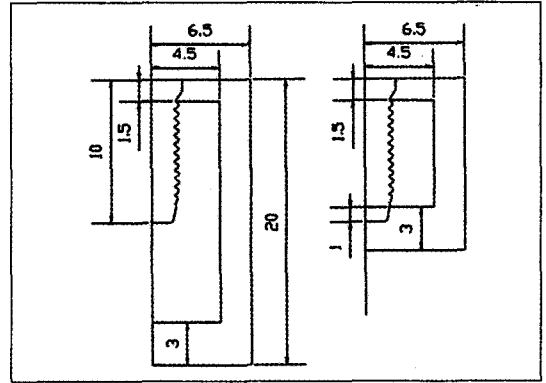


Fig. 2. 하악골 모형의 모식도

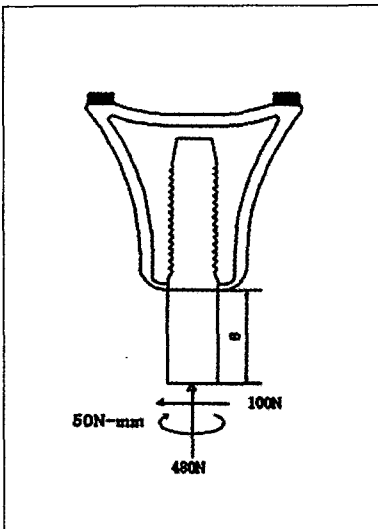


Fig. 3. 상악골에서의 부하 및 경계조건

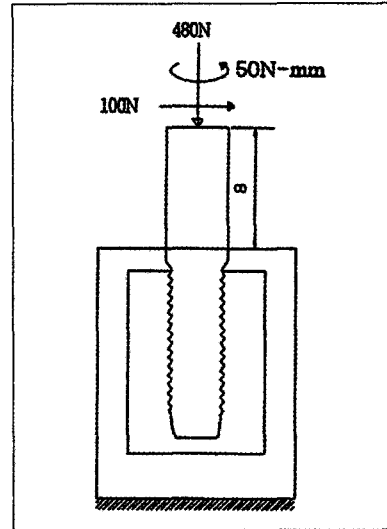


Fig. 4. 하악골에서의 부하 및 경계조건

Table 1-A. 골의 물성치

	Young의 계수	Poisson의 비
치밀골	13.7GPa	0.3
해면골	1.37GPa	0.3

Table 1-B. 임플란트 부분품의 물성치

	Young의 계수	Poisson의 비
임플란트	117GPa	0.3
골드스크루	100GPa	0.3
지대주	117GPa	0.3

3) 사용된 임플란트 몸체길이

편측 피질골 고정모델에서는 7, 10, 13mm 양측 피질골 고정모델에서는 5, 7, 10, 13mm 길이의 임플란트가 사용되었다.

2. Meshing

한 요소(element)가 20개의 절점으로 이루어진 Solid 95 3D Element로 형태를 부여하였다. 각 요소와 절점 수는 모델에 따라 차이가 있었으나 개략 9264개에서 14448개의 요소와 38338개에서 58270개의 절점이 사용되었다.

3. 부하와 경계조건

가해진 힘의 크기는 수직력/480N, 수평력/100N, 토크는 50N-mm이며 힘의 방향은 하악골은 협측에서 설측으로 상악골은 구개측에서 협측으로 작업측에서의 저작양상을 묘사하였다. 하중은 임플란트 몸체상부 8mm에서 가했다. 경계조건은 상, 하악골의 피질골 하단부가 고정되도록하여 하중에 의한 변위가 없는 것으로 하였다(Fig. 3, 4).

4. 재료와 골의 특성

연구에서 사용된 임플란트 재료 및 골의 물성치를 Table 1에 표시하였다<sup>24)</sup>.

5. 해석

유한요소 프로그램인 Ansys 5.5로 해석하였으며 해석환경은 Pentium 266MHz, 256Mbyte memory computer를 사용했으며 조건 당 약 2.9 - 4.8시간이 소요되었다.

Ⅲ. 결 과

1. 골고정 유형 및 임플란트 길이에 따른 하악골의 응력분포 양상.

하악골에서 편측 피질골 고정시 피질골 및 해면골에 가해지는 최대응력은 임플란트 매식길이가 증가함에 따라 감소하였으나 양측 피질골 고정 경우는 매식길이에 따른 응력의 차이가 미미하였다(Table 2).

2. 골고정 유형 및 임플란트 길이에 따른 상악골의 응력분포 양상.

상악골에서 편측 피질골 고정시 피질골 및 해면골에 가해지는 최대응력은 임플란트 매식길이가 증가함에 따라 감소하였고 양측 피질골 고정 경우에도 매식길이에 따라 최대응력이 감소하였다(Table 3).

3. 상악골과 하악골의 골질에 따른 응력분포 비교

1) 길이에 따른 응력비교

(1) 피질골내에서의 최대응력 비교(Table 4)

편측성 피질골 고정모델의 경우 7mm에서 가장 큰 수치를 보였으며 13mm에서 가장 작은 수치를 보였다. 또한 상악골에서 18.8 - 30.1% 정도 하악골보다 최대응력이 크게 나타났다(Fig. 5).

양측성 피질골 고정모델의 경우, 하악골에서는 길이에 따른 응력차이는 크게 없었으나 상악에서는 차이가 있었다. 즉, 5mm에서 가장 큰 응력을 보였으며 13mm에서 가장 작은 응력값을 보였다. 상, 하악골 간에는 33.1 - 104.8% 정도 상악골의 최대응력이 크게 나타났고 임플란트의 길이가 짧을수록 차이가 많았다(Fig. 6).

(2)해면골내에서의 최대응력 비교(Table 5)

편측 피질골 고정모델의 경우 7mm에서 가장 큰 수치를 보였으며 13mm에서 가장 작은 수치를 보였다. 그러나 상, 하악골 사이의 비교에서는 7mm의 임플란트를 식립시 상악골에서 하악골에서보다 3.8% 더 큰 최대응력을 보였으나 10mm와 13mm에서는 오히려 하악골에서 상악골보다 14.4-15.0% 더 큰 최대응력을 보였다(Fig. 7).

양측 피질골 고정모델경우에 하악골에서의 응력값은 차이가 없었으나 상악골에서는 짧은 임플란트를 사용한 경우가 긴 임플란트보다 최대응력이 높았으며 상, 하악골 비교시 상악골에서 하악골보다 113.4 - 177.8% 정도 최대응력이 크게 나타났으며 임플란트의 길이가 짧을수록 그 차이는 크게 나타났다(Fig. 8).

Table 2. 골고정방법 및 매식길이에 따른 하악골에서의 응력분포

	길이	5mm	7mm	10mm	13mm
피질골	Unicortical	-	134.1	122.8	117.3
	Bicortical	108.7	102.4	104.3	105.3
해면골	Unicortical	-	26.6	20.6	18.2
	Bicortical	8.6	7.2	7.3	7.3

Table 3. 골고정방법 및 매식길이에 따른 상악골에서의 응력분포

	길이	5mm	7mm	10mm	13mm
피질골	Unicortical	-	174.5	150.2	139.4
	Bicortical	222.6	164.9	148.9	140.1
해면골	Unicortical	-	26.9	17.5	15.6
	Bicortical	22.9	18.4	16.5	15.7

Table 4. 피질골내에서의 최대응력

		Maxilla	Mandible	상악골에서의 증가비율	
Unicortical	7mm	174.5	134.1	30.1%	(+)
	10mm	150.2	122.8	22.3%	(+)
	13mm	139.4	117.3	18.8%	(+)
Bicortical	5mm	222.6	108.7	104.8%	(+)
	7mm	164.9	102.4	61.1%	(+)
	10mm	148.9	104.3	42.8%	(+)
	13mm	140.1	105.3	33.1%	(+)

Table 5. 해면골내에서의 최대응력

		Maxilla	Mandible	상악골에서의 증가비율	
Unicortical	7mm	26.9	26.6	3.8%	(+)
	10mm	17.5	20.6	15.0%	(-)
	13mm	15.6	18.2	14.4%	(-)
Bicortical	5mm	22.9	8.6	177.8%	(+)
	7mm	18.4	7.2	155.3%	(+)
	10mm	16.5	7.3	127.5%	(+)
	13mm	15.7	7.3	113.4%	(+)

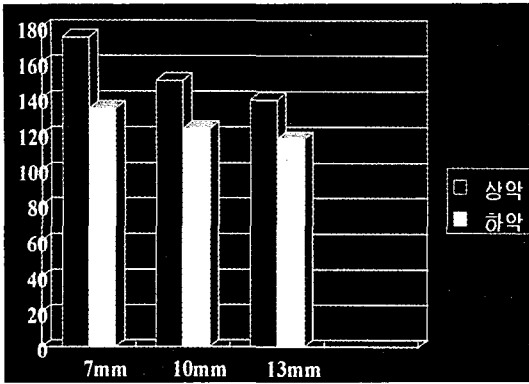


Fig. 5. 변측고정시 피질골의 응력분포

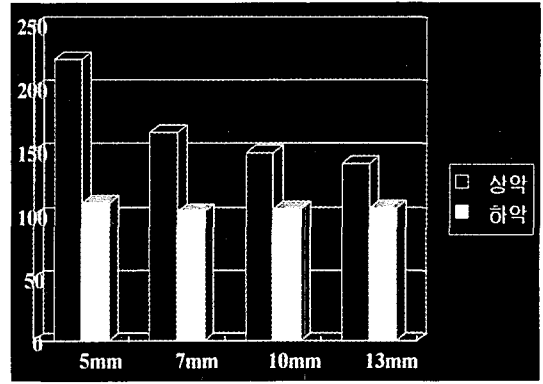


Fig. 6. 양측고정시 피질골의 응력분포

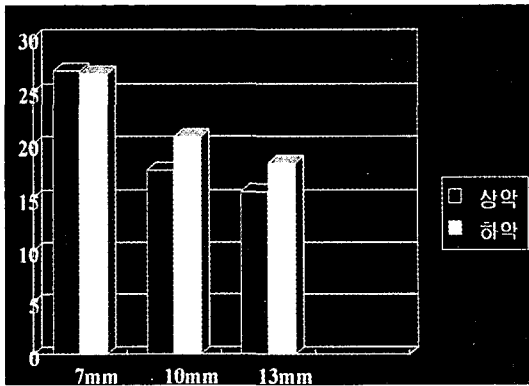


Fig. 7. 변측고정시 해면골의 응력분포

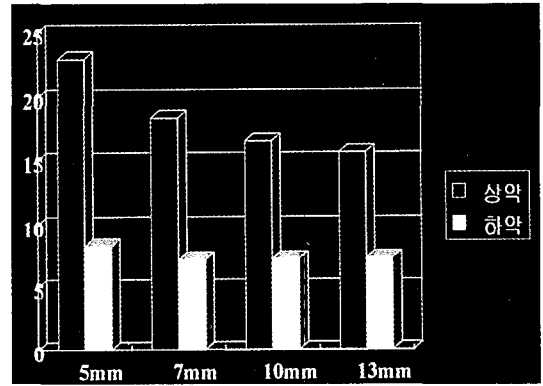


Fig. 8. 양측고정시 해면골의 응력분포

#### 4. 동일 악내에서 고정방법에 따른 최대응력 발생의 비교

상악골에서 10mm 이상의 임플란트를 매식한 경우 고정방법에 따른 응력발생에 차이가 거의 없었으나 7mm에서는 약간의 차이를 보였다(Table 3). 반면에 하악골에서는 고정방법에 따른 최대응력 발생은 양측성 고정방법이 유리하였다(Table 2).

#### IV. 토 의

유한요소분석법은 1956년 이후로 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 항공우주산업 및 공학분야에서 다양하게 이용되어 왔다<sup>9)</sup>. 이 방법은 해석하고자 하는 물체를 유한크기의 요소로 분할한 다음 적절한 경계조건을 만족하는 함수를 이용하여 전체

영역의 미지변수에 대한 근사적인 시스템 방정식을 이용하여 그 해를 수학적 방법으로 구하는 것이다.

각 유한요소는 서로 다른 재료적 특성을 표현할 수 있고 복잡한 기하학적 모양을 비교적 정확하게 분석할 수 있기 때문에 정형외과 및 치과학에서 응용할 수 있는 기법이다<sup>8,9)</sup>. 일반적으로 응력분석을 위하여 2차원과 3차원 분석이 사용되어 왔으며 일반적으로 3차원 유한요소 분석법이 2차원 분석보다 예측이 정확하다<sup>8,10,11)</sup>. 3차원법의 정확도는 수학적 모델에서 결절(node)과 요소(element)의 수에 비례한다<sup>11)</sup>. 이번 실험은 가능한 결절과 요소 수를 증가하여 정확도를 높인 3차원 유한요소분석법을 이용하여 응력분포 및 최대응력 도출에 사용하였다. 골고정 유형과 임플란트 길이에 따른 응력분포 양상을 상, 하악골에서 비교한 결과 상, 하악골 모두에서 최대응력

은 고정방법, 임플란트 매식길이에 관계없이 치밀골 상단에서 나타났다. 이는 최대응력이 임플란트의 경부의 변연골에 집중된다는 다른 연구들과 일치하였다.

골고정 방법에 따른 차이를 살펴보면 편측 피질골 고정인 경우, 임플란트 길이가 증가할수록 골에 가해지는 최대응력의 수치는 감소하는 양상을 보였다. 그러나 모든 경우에 있어서 임플란트의 길이가 증가한다고 해서 최대응력이 감소하지는 않았다. 예외적으로, 하악골에서 임플란트 하단부가 하부 피질골에 가깝게 근접하는 경우 해면골에서 응력이 약간 증가하는 경향을 보였다. 이는 피질골이 해면골보다 10배정도 탄성계수가 크기 때문에 임플란트가 피질골에 가깝게 위치될때 생기는 반발압 때문인 것으로 추측된다. 하지만 그 수치해보아 임상적으로 크게 의의가 있어 보이지는 않는다.

양측성 피질골 고정의 경우 하악에서 임플란트 매식길이 증가에 따른 최대응력의 변화는 거의 없었으나, 상, 하악골을 비교하면, 대체로 상악골에서 높은 수치를 보였는데 임플란트의 길이가 짧을수록 그 차이가 심했다. 특히 5mm와 7mm의 경우 양측성 피질골 고정의 경우 해면골에 가해지는 최대응력은 하악골에 비해 150%이상 상악골이 큰 것으로 나타났으며 피질골에 가해지는 최대응력도 5mm의 경우 상악골에서 하악골보다 100%이상 집중되는 양상을 보였다. 이는 상, 하악골에서 주로 응력을 받는 피질골의 두께, 위치, 해부학적 형태가 서로 다르므로 상악골에서 응력이 더욱 집중되어 나타난 것으로 보인다.

동일 악내에서 고정방법에 따른 최대응력의 변화를 살펴보면 상악골에서 길이 10mm 이상의 임플란트가 매식되는 경우에 편측성 고정법과 양측성 고정법 사이에 차이가 없었다. 반면에 하악골에서는 고정방법에 따라 피질골 및 해면골에 가해지는 응력에 약간의 차이가 있었다. 이는 통상적으로 긴 임플란트가 응력분산에 유리하다고 하는 주장과는 일치하지 않았다.

이 실험에서 사용된 것과 같은 디자인의 임플란트에 관한 장기간 추적조사에 의하면 골질이 좋지 않은 상악골에 7mm 길이의 짧은 임플란트의 실패율이 높다<sup>12)</sup>. 이 실험에서도 7mm 길이에 대한 분석치를 보면 상악 피질골에서 하악 피질골보다 편측성

고정의 경우 30.1%, 양측성 고정의 경우 61.1%의 최대응력의 증가를 보였다.

통상적으로 임플란트의 성공률은 임플란트의 길이에 비례한다고 하였으나<sup>12-14)</sup> Meijer 등<sup>15)</sup>은 이차원 유한요소분석법을 이용한 실험에서 하악골의 변형을 고려하여 실험한 결과 임플란트 길이보다는 감소된 잔존 하악골의 높이 때문에 하중시 하악골의 변형이 임플란트 주변골에 응력을 더 많이 가한다고 하였다. 또 다른 실험에서 하악골 사이에 2개 또는 4개의 임플란트 매식시 하악골 높이가 응력분포에 어떤 영향을 주는지 알아보았다. 결론적으로 임플란트 수가 증가해도 주 응력의 감소는 없으나 하악골의 높이가 감소함에 따라 응력의 크기가 조금씩 커지는 경향을 보였다<sup>24)</sup>. 이는 주변골의 해부학적인 형태가 응력분포에 더 큰 영향을 미칠 수 있음을 시사한다. 본 실험에서도 잔존 골의 형태 및 구조가 응력분포에 영향을 미칠 수 있다는 결과를 보였다.

양측성 피질골 고정(Bicortical fixation)은 침단에 생기는 응력집중을 완화하고 해면골의 응력과 변형을 감소시킨다<sup>25)</sup>. 이는 하악같이 피질골이 두껍고 그 양이 많은 경우에 효과가 있어 보이나, 상악골같이 피질골이 얇으며 양이 많지 않은 경우는 그 효과가 생각보다 적다. 결과적으로 생각해 볼 때 좋은 골질의 해면골 양이 충분하다면 기저부 피질골에까지 임플란트를 깊이 식립할 필요가 없다. 너무 무리하게 긴 임플란트를 매식하려면 수술부위에 접근하기 어려우며, 골질이 단단한 경우 파열되어 골 치유반응이 방해받기 쉽다.

다른 고려사항은 골이 일률적으로 같은 기계적 성질을 가지지 않는다는 것이다. 하중에 견디기 위하여 골은 적절한 압축강도를 가져야 하는데 여기에는 골의 광화정도(mineralization)가 주로 관여하며 광화밀도(mineral density)가 낮으면 작은 하중에도 파절위험이 증가하나 밀도가 증가되면 압축강도가 커진다<sup>26)</sup>. 골의 기계적 특성을 결정하는 인자들은 여러 가지가 있는데 다공성, 광화도, 밀도, 해면골과 피질골의 구조, 교원섬유 유기화 등이다<sup>27)</sup>.

악골에 관한 물리적, 기계적인 자료는 신체의 다른 부위 골에 비해 미미하다. Misch와 Bidez(1999)의 최근 실험에 의하면 사체의 하악골 해면골에서 골밀도, 탄성계수(elastic modulus)와 최대 압축강도(ultimate compressive strength) 간의 관계를 진치

부, 소구치부, 대구치부에서 부위별로 조사한 결과 전치부에서 소구치나 대구치부보다 더 높은 골밀도와 탄성계수, 최대항복강도를 나타냈으며 피질골판이 없는 해면골의 탄성계수는 감소한다고 하였다<sup>28)</sup>. 한편 Goldstein은 과거 연구를 재검토해서 해부학적 위치 및 기능에 따른 해면골의 물리적 성질에 차이가 있음을 보고하였다<sup>29)</sup>. 임플란트가 매식되는 부위의 국소적인 골밀도나 강도는 차이가 있어 일률적으로 평가하기 어려우므로 여러 연구자들이 임상적으로 악골의 골밀도를 분류하였다. Linkow와 Chercheve<sup>30)</sup>는 악골에서의 골밀도를 3종류로 기술하였고 Lekholm과 Zarb<sup>31)</sup>는 악골의 골질을 4종류로 기술하였다. 또한 Misch<sup>32)</sup>는 골밀도에 기초하여 상, 하악을 임상적으로 분류하는 체계를 만들었다.

골과 임플란트의 계면에 관한 연구를 살펴보면 초기 치유반응과 장기간 적응에는 가골(callus)의 형성과 임플란트-골계면의 개조가 관여하며 가골의 형성은 주변골과 임플란트의 안정적이 초기 결합에 중요하다고 하였다<sup>33)</sup>.

Johansson과 Albrektsson이 토끼에서 나사형 임플란트를 이식한 후 제거토크(removal torque)와 골 접촉률의 관계를 연구한 바에 의하면 이식 후 첫 달은 계면이 연조직으로 이루어졌으며 제거토크는 10 - 15Ncm로 낮게 나타났으나 시간이 지남에 따라 계면에 성숙된 골을 관찰할 수 있었다<sup>34)</sup>. 임플란트와 인접한 골계면에서는 빠른 골개조 현상을 보이고<sup>35)</sup> 임플란트 주변골의 미세경도 측정에 의하면 임플란트에 근접한 골은 멀리 떨어진 부위의 피질골과 비교 시 명확히 다른 기계적 성질을 보인다<sup>36)</sup>. 이는 임플란트 주변골이 각 치유과정중에 서로 다른 물리적 성질을 가지며 개조되고 그밖에 주변의 영향, 즉 하중이 어떤 역할을 하고 있는 것을 암시한다. 또한 해면골을 통하여 전달되는 하중은 골소주의 연결방향과 관련이 있으며 최고 주응력 방향(peak principal stress directions)은 실제로 소주계도를 따라서 나타나며 해면골의 구조(architecture)를 결정한다<sup>37,38)</sup>.

즉 골-임플란트 간의 접촉은 매우 긴밀하기 때문에 임플란트에 가해지는 부하는 직접적으로 골에 전달되며 이에 따른 골의 생물학적 반응이 곧 임플란트의 수명을 좌우한다<sup>39-41)</sup>. 즉 가해지는 하중의 크기뿐 아니라 골-임플란트 계면의 조건이 임플란트 주위의 응력분포에 매우 큰 영향을 미친다.

이러한 응력에 대한 골의 반응은 Frost가 mechanostat 이론으로 설명하였고 이는 하중을 받는 골에서 적정 strain보다 낮은 50 - 100 $\mu\epsilon$  정도 때 골 흡수가 증가하고 골침착이 감소하며 높은 strain때 골의 파괴와 흡수가 일어날 수 있다고 하였다<sup>42)</sup>.

결과적으로 작은 크기의 응력은 골개조에 필요하지만 큰 응력이 가해진다면 미세손상을 가져오고 어느 한계를 초과하면 흡수성 골개조와 기계적인 실패를 가져올 수 있다<sup>40,43)</sup>. 골은 재개조를 하는 생체조직인데 이는 곧 그 형태와 밀도, 구조가 변한다는 것을 의미한다. 골의 재개조는 기계적 부하조건이나 호르몬, 영양, 신경과 같은 수많은 인자들에 의해 매개되는 매우 복잡한 상호작용이며 일련의 생물학적 과정으로 요약된다<sup>44)</sup>.

실제 임상에서 흔히 관찰되는 임플란트 상부 변연골의 감소는 치태와 관련되거나 부하와 관련된 소실로 설명된다. 이에 관하여 Isidor는 과부하가 골유착을 파괴하는 주요인자임을 원숭이에서 행한 실험에서 보고하였고<sup>7)</sup>, Hoshaw 등도 동물실험을 통해 교합 과부하가 변연골 소실의 증가를 가져온다는 사실이 입증하였다<sup>6)</sup>. 반면 Ogiso 등은 치밀한 인회석을 도포한 임플란트에 증가된 교합부하를 가한 경우 골유착의 소실은 일어나지 않았으며 오히려 그러한 부하가 주위골의 재개조와 부피의 증가를 가져왔다고 보고하였다<sup>45)</sup>. Ogiso와 Isidor 연구의 차이점은 두 가지 정도가 있는데 첫째로 임플란트 재료를 다른 것으로 사용하였다. 전자는 치밀한 인회석 임플란트를 사용했고 후자는 순수 타이타늄 임플란트를 사용했다. 그러나 이것은 직접적으로 서로 다른 결과를 나타냈다고 보이지는 않는다. 두 번째는 가해진 부하의 방향이 다르다는 것이다. 전자의 경우는 splinting을 하고 교합력이 수직장축방향으로 가해졌지만 후자의 경우는 측방력이 많이 작용하였다. 측방력이 장축방향으로 가해지는 힘보다 훨씬 유해하다는 것은 주지하는 사실이다.

구강내 임플란트 주위 골적응에 대한 동물실험 보고는 다수이지만 사람에게서는 실패한 경우에만 분석이 가능하다. 실패한 임플란트의 조직학적 소견은 임플란트 끝 부위에서 골흡수와 연조직 형성을 관찰할 수 있다<sup>46)</sup>.

임플란트-골 복합체는 구강내에서 발생하는 힘에 의한 응력을 견뎌야 장기적으로 성공할 수 있다. 비

정상적으로 증가되거나 반복되는 하중은 주변골의 생물학적 파괴와 임플란트 구성요소들의 파절을 가져올 수 있다<sup>2,47-9)</sup>. 이를 방지하기 위하여 실제 구강 상황과 가능한 비슷한 조건을 부여하여 발생할지 모르는 부작용이나 생물학적 반응을 예견하는 것이 필요하며 이를 위한 자료로서 더 많은 기초적인 지식이 필요하다.

## V. 결 론

이상의 3차원 유한요소분석법을 통한 응력분포의 분석 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 피질골과 해면골의 두께와 형태에 따라 응력분포 양상이 다르게 나타났다.
  2. 최대응력은 골고정 유형 및 길이에 관계없이 피질골의 상부에서 나타났다.
  3. 일반적으로 양측 피질골 고정이 편측 피질골 고정보다 응력분산에 유리하다.
  4. 임플란트 매식길이가 길수록 피질골에 가해지는 응력은 줄어드나 하악골에서 양측 피질골 고정시 길이에 따른 응력변화는 없었다.
  5. 상악에서 양측 피질골 고정은 하악만큼 효과가 없으며 10mm 이상이 매식되면 고정방법에 따른 응력분산은 차이가 없었다.
- 골의 응력분포와 그 측정방법 및 응용에 대한 연구는 광탄성 모델을 이용한 실험이나 유한요소분석을 통한 연구 등 그 동안 많은 진보와 발전이 있어왔으나 아직도 더 많은 부분에 있어서 추가적인 연구와 실험이 필요하다.

## 참 고 문 헌

1. Branemark P-I Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
2. Adell R. et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Albrektsson T. et al. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
5. Frost, H.M. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. *Clinical Orthopaedics* 1983;175:286-292.
6. Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. & Cochran, G.V.B.(1994) Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;9:345-360.
7. Isidor, F.(1996) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:143-152.
8. Isidor, F.(1997a) Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:1-9.
9. Block M.S. and Kent J.N. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implants. *J Oral & Maxillofac Surg* 1990;48:1153-1160.
10. Jemt T. Lekholm U. Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J. Oral & Maxillofac Impl* 1989;4:211-217.
11. Lindquist L.W. Rockler B. Carlsson G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
12. Naert I. Quirynen M. van Steenberghe D. Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. ( II ) Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:949-956.
13. Quirynen M. Naert I. van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Impl Res.* 1992;3:104-111.
14. Rosengerg E.S. Torosian J.P. Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types



- of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Impl Res.* 1991;2:135-144.
15. Sanz M, Alandez J, Lazaro P, Calvo J.L, Quirynen M, van Steenberghe D. Histopathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Branemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. *Clin Oral Impl Res.* 1991;2:128-134.
  16. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H: Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62:82-86.
  17. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983;16:385-409.
  18. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF: Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol* 1987;4:25-31.
  19. Malekmadani G, Sheikhezai R: Analyzing multibody contact in 3-D Mech Eng 1989;7:47-51.
  20. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-6.
  21. Moy PK, Bain CA. Relation between the fixture length and implant failure. [Abstract]. *J Dent Res* 1992;72:637.
  22. 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.
  23. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
  24. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994;7:271-279.
  25. Oosterwyck HV, Duyck J, Sloten JV, Perre G, Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Impl Res* 1998;9:407-418.
  26. Lotz, J.C., Gerhart, T.N. and Hayes, W.C. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1990;14, 107-114.
  27. Martin, R.B. Determinants of the mechanical properties of bones. *J. Biomech.* 1991;24 suppl 1:79-88.
  28. Misch, C.E.; Qu, Z.; Bidez, M.W.: Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-706.
  29. Goldstein SA: The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *J Biomech* 1987;20:1055-1061.
  30. Linkow LI, Chercheve R: The tissues involved in implant procedures, in Linkow LI(ed): *Theories and techniques of oral implantology*, St Louis, MO, Mosby, 1970, p39.
  31. Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation, in Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T(eds): *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, IL, Quintessence, 1985, pp 199-209.
  32. Misch CE: Bone character: Classification and treatment options of the completely edentulous arch *Dent Today in implant dentistry.* 1990;9:28-30.
  33. Roberts WE. Bone tissue interface. *J Dent*

- Educ 1988;52:804-809.
34. Johansson CB and Albrektsson T: Integration of screw implants in the rabbit. A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1987;2: 69-75.
  35. Garetto LP, Chen J, Parr JA, Roberts WE. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: A histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 1995;4:235-243.
  36. Huja SS, Katona TR, Moore BK, Roberts WE. Microhardness and anisotropy of the vital osseous interface and endosseous implant supporting bone. *J Orthop Res* 1998;16:54-60.
  37. Lanyon, L.E. Experimental support for the trajectorial theory of bone structure. *J. Bone Jt Surg.* 1974;56B, 160-166.
  38. Hayes, W.C. and Snyder, B. Toward a quantitative formulation of Wolff's law in trabecular bone. In *Mechanical properties of Bone*(Edited by Cowin, S. C.), 1981:pp.43-68. ASME, New York.
  39. Brunski J. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.
  40. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992;10:153-201.
  41. Warren Bidez M, Misch C. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-294.
  42. Frost, H.M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and Mineral* 1992;19:257-271.
  43. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T(eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago:Quintessence, 1985:117-128.
  44. Bertram, J. and Swartz, S. The "Law of bone transformation": A case of crying Wolff? *Biological Review* 1991;66: 155-159.
  45. Ogiso M, Tabata T, Kuo P.T, Borgese D. A histological comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. *J Prosthet Dent* 1994;71:581-588.
  46. Tsuboi, N., Tsuboi, Y., Sennerby, L., Albrektsson, T., Roos, J. & Johansson, G.B. Bone remodelling around osseointegrated implants retrieved from patients. *Proceedings of the Fifth World Biomaterials Congress Toronto:1996:456.*
  47. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-635.
  48. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
  49. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:409-414.

ABSTRACT

**EFFECTS OF BONE ENGAGEMENT TYPE & IMPLANT LENGTH ON  
STRESS DISTRIBUTION: A THREE DIMENSIONAL FINITE  
ELEMENT ANALYSIS**

Jeong-Hwa Choi, Ki-Youl Seo\*, Joo-Ho Choi\*, Jung-Suk Han

*Department of Prosthodontics, College of Medicine, Ewha Womans University*

*\*Department of Aeronautical & Mechanical Engineering, Hankook Aviation University*

A finite element analysis has been utilized to analyze stress and strain fields and design a new configuration in orthopedics and implant dentistry. Load transfer and stress analysis at implant bone interface are important factors from treatment planning to long term success.

Bone configuration and quality are different according to anatomy of expecting implantation site. The purpose of this study was to compare the stress distribution in maxilla and mandible according to implant length and bone engagement types. A three dimensional axi-symmetric implant model (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) with surrounding cortical and cancellous bone were designed to analyze the effects of bone engagement and implant length on stress distribution. ANSYS 5.5 finite element program was utilized as an interpreting tool.

Three cases of unicortical anchorage model with 7, 10, 13 mm length and four cases of bicortical anchorage model with 5, 7, 10 and 13 mm length were compared both maxillary and mandibular single implant situation.

Within the limits of study, following conclusions were drawn.

1. There is a difference in stress distribution according to cortical and cancellous bone thickness and shape.
2. Maximum stress was shown at the top of cortical bone area regardless of bone engagement types.
3. Bicortical engagement showed less stress accumulation when compared to unicortical case overall.
4. Longer the implant fixture length, less the stress on cortical bone area, however there is no difference in mandibular bicortical engagement case.

---

**Key words** : Implant, FEA, Stress, Implant length, Bone type