

# 골조직과 임플란트 계면의 최소접촉분율에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실  
강릉대학교 치과대학 치과보철학교실\*

장경수\* · 김영수 · 김창희

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론

참고문헌  
사진부도  
영문초록

## I. 서 론

부분 또는 전부 무치악 환자에서 결손된 치아를 수복하는 데에는 잔존 자연치아 및 연조직에 의한 지지를 받는 보철물이 주로 이용되어 왔으나, 약 30 여년 전부터 점차로 치과 임플란트를 임상에 활용하려는 시도가 진행되어, 최근에는 순수 타이타늄을 이용한 골유착성 임플란트가 매우 효과적이면서도 중요한 보철술식의 하나로 자리매김하였다.

골유착성 임플란트의 성공적 사용은 긴밀하고도 직접적인 골조직과의 접촉 및 연조직과의 기능적 연결을 바탕으로 한다.<sup>2)</sup>

치과 임플란트의 궁극적 목적은 보철물을 지지하여 적절히 기능하게 하는 것이므로 임플란트는 구강내 생리적 하중에 견딜 수 있어야 한다.<sup>48)</sup> 따라서, 골유착은 교합 하중을 견딜 수 있을 정도로 충분해야 하며 하중을 효과적으로

분산시켜야 한다. 만일 과도한 하중이 작용하여 생체역학적으로 문제가 발생하면 보철물이나 임플란트 각 구성요소의 파괴, 치조골의 과도한 흡수, 골조직과 임플란트 계면의 결합 파괴 등 불리한 현상이 나타난다.<sup>12, 28, 30, 32, 34, 38, 40, 48)</sup> 그 중에서도 계면결합 파괴는 임플란트의 실패를 초래하는 심각한 문제 중의 하나이다.

골유착성 타이타늄 임플란트와 골조직간에 긴밀한 접촉이 존재한다는 사실은 1969년에 최초로 관찰되었으며<sup>6)</sup>, 그 후 골유착성 임플란트의 계면에 관한 많은 연구가 진행되어 왔다.

3, 13, 29, 50)

구조적 및 기능적으로 성공적인 골유착이 이루어졌다고 말할 수 있으려면 일정 수준 이상 골조직과의 직접접촉이 요구된다. 그런데, 골수에 지방을 함유한 조직세포 침윤을 나타내는 Erdheim-Chester 질환의 환자에서도 골유착이 성공적으로 이루어졌다는 보고가 있었다.<sup>8)</sup> 아마도, 임플란트를 고정시키기에 충분한 일정 수준의 골유착이, 남아있던 비교적 정상인 골조직에 의해 이루어졌기 때문이 아닌가 사료된다. 여기서 임플란트의 유지에 필요한 골조직과 임플란트 계면의 최소접촉면적에 관한 의문이 제기되지 않을 수 없다. Brånemark 등<sup>9)</sup>이 제시한 1 차 수술후의 치유기간도 골조직의 양과 질, 그리고 그에 따른 골유착 속도 및 정도에 따라 차이가 있을 것으로 본다. 안전성을 위해 치유기간을 가능한 한 길게 하는 것이 좋은

\* 본 연구의 일부는 1994년도 서울대학교병원 임상연구비 지원에 의해 이루어진 것임.

하지만, 환자 입장에서는 시간적 문제가 제기될 수 있다. 신속한 골유착이 이루어지는 경우라면 굳이 교과서적 치유기간을 기다릴 필요가 없을 것이고, 반대로 일정 치유기간이 경과했어도 필요한 정도의 골유착이 아직 제공되지 않았음을 확인한다면, 보다 과학적인 근거로서 치유기간을 연장시킬 수 있게 될 것이다.

본 연구는 골조직과 임플란트 계면의 직접 접촉율을 다양하게 한 3차원 유한요소모형을 제작하고 각 경우에 수직, 수평 및 경사력을 부과한 후, 계면에서의 응력에 관한 연구를 함으로써 골조직과 임플란트 계면에서의 최소 접촉분율을 구하고자 하였으며 그 결과를 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

직경 3.75mm의 나선형 Brånemark 임플란트를 표준으로 하여 단일 임플란트가 골조직에 식립되어 있는 기본적인 3차원 유한요소 모형을 설계하였다(그림 1). 본 연구의 주안점은 골유착의 성패를 구분할 수 있는 계면의 최소접촉분율을 규명하는 것이므로, 골조직과 임플

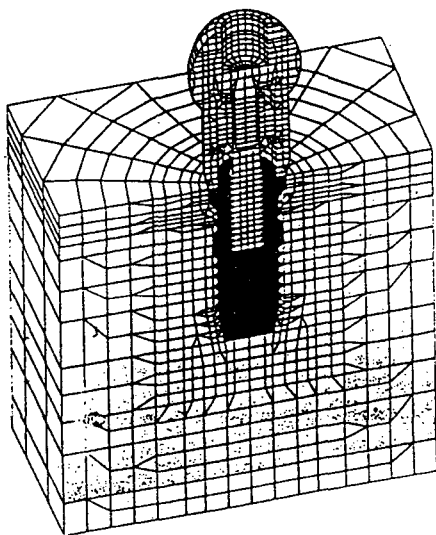


Fig. 1. Finite element model of 3.75mm wide, 10mm long Brånemark implant.

란트 계면이 완전히 유착되어 있는 상태에서부터 연조직 등의 개재로 움직임이 있는 상태에 이르기까지의 다양한 계면 접촉도를 갖는 모형을 설정하였다. 임플란트의 길이는 10mm와 15mm의 두 가지로 하였으며, 골유착을 이루고 있지 않는 부분의 길이를 숫자로 표시하였다. 즉, 10mm 임플란트의 경우에서 계면 전체가 골유착을 이루고 있는 것을 0.0mm로 하고 점차적으로 이를 변화시켜 12 단계로 골유착이 이루어지지 않은 상태를 설정하였고, 15mm 임플란트의 경우에는 완전한 골유착이 이루어진 상태를 0.0mm로 하고 계면을 17 단계로 구분하여 각각의 경우에 대하여 임플란트의 성공에 관련된 많은 요소들을 변수로 작용시킴으로써 이들 모든 경우에 대한 최소접촉분율을 구하고자 하였다.

모형 설계에 사용한 재료의 Young 계수와 Poisson 비는 선현들의 자료<sup>17,33,41-44)</sup>를 기초로 하여 적용하였으며 표 1에 나타내었다.

임플란트의 형태는 나선형과 원통형, 직경은 3.75mm와 5.0mm를 선택하였으며, 두 개의 임플란트가 상부보철물로서 연결된 경우도 포함하였다. 하중은 교합력 분석 자료<sup>12,16)</sup>를 토대로 20kg의 분산하중을 선택하였고 하중의 방향은 수평력, 30도 경사력, 수직력의 세 가지로 하였으며, 임플란트가 식립될 골조직의 치밀도에 따라 골유착 정도와 예후가 영향받을 수 있으므로 Albrektsson과 Zarb의 분류<sup>9)</sup>를 기초로

Table 1. Young's modulus and Poisson ratio of some materials

재 료	Young 계수 (kg/cm <sup>2</sup> )	Poisson 비
피질골	1.4 e+05	0.32
10% 해면골	1.4 e+04	0.3
50%	7.0 e+04	0.3
75%	10.5 e+04	0.3
타이타늄	1.05 e+06	0.3
3형 금합금	6.6 e+06	0.33
아크릴릭 레진	2.743e+04	0.35
도재	6.90 e+04	0.28

각각의 밀도에 따른 응력분포의 차이를 비교하고자 하였다. 마지막으로, 상부 보철물에 사용될 수 있는 재료가 계면의 응력에 미치는 영향을 파악하고자 교합면 재료로는 금합금, 레진, 도재의 세 가지를 취하였다. 임플란트가 식립된 골조직의 높이는 20mm, 피질골의 두께는 2mm, 그리고 치조골의 협설 폭경은 20mm로 정하였다. 상부 보철물의 크기는 자연치아의 소구치 정도가 되도록 근원심간 거리와 협설폭경은 7mm, 높이는 10mm로 하였다.

본 연구에서 사용한 3 차원 유한요소 모형 제작용 컴퓨터 프로그램은 I-DEAS (Structural Research Dynamics Co., Milford, Ohio, USA)이며 응력 분석을 위해서는 ABAQUS/ver 5.5(Hibbitt, Karlsson and Sorensen Inc., Providence, RI, USA)를 사용하였고 컴퓨터는 Indigo-II workstation을 사용하였으며 유한요소 분석이 끝난 결과 나타난 여러 가지 응력값들 중에서 최대주응력값을 취하여 골조직과 임플란트 계면에서의 최소접촉분율을 구하였다.

### III. 연구결과

#### (1) 표준형(표 2, 그림 2~7)

수직하중이 작용된 경우, 응력의 크기는 전반적으로 크지 않았으며 골조직내로 광범위하게 분산되는 소견을 보였다. 최대인장력이 발생한 부위는 임플란트의 경부이며 피질골과 접하는 임플란트의 상단부에는 최대 압축력이 나타났다. 임플란트의 근단부에도 비교적 응력값이 높은 편이었으며 계면을 따라서는 거의 응력이 발생하지 않았다. 30°의 경사하중과 수평하중이 작용된 경우에는 수직하중이 작용된 경우에 비해 현저하게 응력의 크기가 증가하였다.

0.8mm 분리된 경우에는 수직하중시 0.0mm 분리된 경우보다 응력의 절대값이 다소 증가하였으며 임플란트 경부, 피질골과의 접촉부에 최대 인장응력이 발생하였다. 경사력과 수평력이 작용된 경우에는 임플란트 경부와 계면에 비교적 높은 인장력이 나타났고 근단부로 갈수록 응력의 크기는 감소하였다.

6.1mm 분리된 경우에는 계면 유착부의 인

장력(2.61 kgf/mm<sup>2</sup>)보다도 접촉을 이루고 있지 않은 피질골 상단에 더 높은 인장력(2.95kgf/mm<sup>2</sup>)이 발생하였으며 임플란트의 근단부에도 응력이 많이 증가되었다.

#### (2) 원통형(표 3, 그림 8,9)

전반적으로, 나선형의 경우보다 응력이 집중되는 소견을 보였으며 인장력이 나타나는 부분이 넓고 압축력이 나타나는 부분은 상대적으로 좁게 나타난 것도 특징적이다. 6.1mm를 경계로 계면이 많이 분리된 경우일수록 나선형에 비하여 인장력이 크게 발생하였고 표준 나선형의 경우와는 달리 계면 유착부보다 피질골 상부에 더 높은 응력이 발생하기 시작한 경계부위는 4.8mm와 5.4mm 사이였다.

#### (3) 15mm(표 4, 그림 10~13)

나선형 임플란트의 길이를 15mm로 증가시킨 모형의 경우에서 응력의 크기는 전반적으로 10mm의 경우와 유사하였으나 다소 덜 집중되는 소견을 보였다. 계면 유착부에서의 인장력보다 피질골 상부에서의 인장력이 더 크게 나타나는 위치는 계면이 6.7mm 분리된 경우로 나타났다. 수평력이 가해진 경우에는 6.7mm에서도 최대주응력이 해면골상에 발생하였다. 그리고, 7.4mm 이상 계면이 분리된 경우에는 하중이 가해진 반대측 계면부와 임플란트의 근단부에도 비교적 높은 응력이 발생하였으며 8.4mm 이상 분리된 경우에는 임플란트 주변골조직 전체에 인장력이 발생하는 소견도 보였다.

수직하중 작용시 나선형 임플란트의 경우에서보다 더 큰 응력값이 발생하였고 경사력과 수평력하에서는 7.4mm 분리점을 기준으로 응력값이 더 크게 발생하였다. 계면 유착부보다 피질골 상부의 응력이 더 커지는 위치는 6.1mm 분리점으로서 같은 길이의 나선형 임플란트보다 더 빨리 나타났다.

#### (4) 직경 5mm 나선형 임플란트(표 5, 그림 14, 15)

수직하중시 최대 인장력은 피질골과 해면골의 경계부, 경사력과 측방력이 작용한 경우에는

피질골 상단부에서 최대 인장력이 나타났다. 3.75mm의 직경을 갖는 임플란트의 경우에 비해서 응력의 크기가 현저히 감소하였으며 광범위하게 분포하는 양상을 보였다. 계면 유착부의 응력보다 피질골 상단의 비접합 부위의 응력이 더 커지는 위치는 5.4mm 분리된 경우로서 표준 나선형 임플란트의 경우보다 작았다.

(5) 두 개의 임플란트가 연결된 경우(표 6, 그림 16, 17)

직경 3.75mm, 길이 10mm의 나선형 임플란트가 상부 보철물에 의하여 연결된 경우에서, 경사력이나 수평력이 작용될 때의 응력 크기는 한 개의 임플란트에 작용하는 경우와 유사하였다. 골유착이 이루어진 해면골부에서의 응력보다 골유착이 이루어지지 않은 임플란트

Table 2. Maximum principal stress of 3.75mm wide, 10mm long Brånemark implant(kgf/mm<sup>2</sup>)

방향 분리도	수 직 력	해면골내 수 직 력	30° 경사력	해면골내 30° 경사력	수 평 력	해면골내 수 평 력
0.0	0.471	0.378	14.1	5.25	32.3	12.0
0.8	0.563	0.412	10.8	6.30	24.3	14.5
1.2	0.755	0.510	18.0	7.23	42.1	16.8
1.6	0.660	0.573	15.5	7.70	36.0	17.7
2.2	0.554	0.505	8.13	8.13	18.8	18.8
3.5	0.583	0.408	6.98	6.98	16.9	16.9
4.8	0.627	0.436	4.17	4.17	10.8	10.8
5.4	0.648	0.451	3.33	3.33	9.07	9.07
6.1	0.670	0.465	2.95	2.61	8.00	7.25
7.4	0.717	0.497	2.93	1.12	8.02	3.11
8.6	0.765	0.700	2.91	1.40	8.07	2.23
9.6	0.796	0.552	2.91	1.21	8.12	2.18

Table 3. Maximum principal stress of 10mm long screw and cylinder implants(kgf/mm<sup>2</sup>)

방향 분리도	수 직 력	해면골내 수 직 력	30° 경사력	해면골내 30° 경사력	수 평 력	해면골내 수 평 력
0.0	0.523	0.405	14.2	4.40	32.5	9.97
0.8	0.610	0.444	8.82	5.29	19.7	12.1
1.2	0.704	0.558	14.8	6.22	34.7	14.3
1.6	0.991	0.611	12.3	6.54	29.2	15.2
2.2	0.596	0.461	7.16	7.16	16.9	16.9
3.5	0.642	0.333	5.98	5.98	15.2	15.2
4.8	0.686	0.347	3.42	3.43	9.73	9.73
5.4	0.710	0.357	2.97	2.74	8.36	8.23
6.1	0.736	0.375	2.96	2.13	8.42	6.63
7.4	0.801	0.491	2.95	0.88	8.56	3.04
8.6	0.890	0.580	2.94	0.974	8.81	2.90
9.6	0.952	0.588	2.94	1.12	9.00	2.06

상단의 피질골부에서 발생한 응력이 더 커지는 위치는 단일 임플란트의 경우와 마찬가지로 6.1 mm 분리된 지점이다.

(6) 해면골 치밀도에 따른 변화(그림 18~23)  
수직하중이 작용할 때, 해면골의 밀도가 치

Table 4. Maximum principal stress of 15mm long screw and cylinder implants(kgf/mm<sup>2</sup>)

분리도	형태	방향		30° 경사력	해면골내 30° 경사력	수 평 력	해면골내 수 평 력
		수 직 력	해면골내 수 직 력				
0.0	나선형	0.324	0.248	14.3	5.31	32.2	12.4
	원통형	0.358	0.269	14.4	4.41	32.5	10.2
0.8	나선형	0.458	0.273	10.9	6.46	24.5	15.0
	원통형	0.498	0.298	8.84	5.38	19.8	12.4
1.2	나선형	0.548	0.350	18.4	7.44	41.9	17.3
	원통형	0.512	0.391	15.1	6.33	34.5	14.5
1.6	나선형	0.459	0.402	15.8	7.85	36.0	17.9
	원통형	0.755	0.432	12.6	6.66	29.1	15.3
2.2	나선형	0.414	0.368	8.32	8.32	19.0	19.0
	원통형	0.416	0.339	7.40	7.40	17.2	17.2
3.5	나선형	0.435	0.300	7.35	7.35	17.7	17.7
	원통형	0.495	0.248	6.31	6.31	15.6	15.6
4.8	나선형	0.464	0.318	4.77	4.77	12.3	12.3
	원통형	0.524	0.257	3.89	3.89	10.5	10.5
5.4	나선형	0.478	0.327	4.01	4.01	10.7	10.7
	원통형	0.539	0.263	3.25	3.25	9.20	9.20
6.1	나선형	0.491	0.335	3.37	3.37	9.12	9.12
	원통형	0.554	0.269	3.01	2.68	7.80	7.72
6.7	나선형	0.503	0.343	3.02	2.75	7.65	7.65
	원통형	0.570	0.276	3.01	2.15	7.83	6.37
7.4	나선형	0.514	0.351	3.01	2.22	7.49	6.43
	원통형	0.586	0.284	3.01	1.69	7.85	5.28
8.7	나선형	0.536	0.365	3.01	1.39	7.49	4.54
	원통형	0.619	0.301	3.02	1.01	7.90	3.62
10.0	나선형	0.556	0.379	3.01	1.13	7.50	3.18
	원통형	0.657	0.337	3.02	0.842	7.95	2.47
11.3	나선형	0.577	0.393	3.00	1.14	7.52	2.20
	원통형	0.701	0.404	3.02	0.848	8.01	1.71
12.6	나선형	0.601	0.410	2.98	1.15	7.54	2.15
	원통형	0.760	0.526	3.01	0.856	8.09	1.39
13.8	나선형	0.662	0.662	2.96	1.16	7.57	2.16
	원통형	0.848	0.650	2.98	0.867	8.23	1.41
14.6	나선형	0.642	0.440	2.94	1.17	7.60	2.16
	원통형	0.895	0.719	2.96	0.873	8.32	1.41

Table 5. Comparison of maximum principal stress of 3.75 and 5.0mm wide implants(kgf/mm<sup>2</sup>)

방향 분리도	수 직 력	해면골내 수 직 력	30° 경사력	해면골내 30° 경사력	수 평 력	해면골내 수 평 력
0.0	0.409	0.409	4.79	1.81	11.4	4.14
0.8	0.401	0.401	2.89	2.08	6.58	4.63
1.2	0.406	0.406	4.09	2.51	9.46	5.66
1.6	0.409	0.409	2.62	2.62	5.90	5.90
2.2	0.259	0.259	2.65	2.65	6.16	6.16
3.5	0.181	0.181	2.65	2.65	6.32	6.32
4.8	0.185	0.185	1.67	1.67	4.30	4.30
5.4	0.197	0.197	1.66	1.34	4.29	3.63
6.1	0.228	0.228	1.70	1.03	4.38	3.02
7.4	0.360	0.360	1.78	1.05	4.55	3.14
8.6	0.381	0.381	1.79	0.97	4.85	3.36
9.6	0.528	0.528	1.81	1.77	5.00	4.34

Table 6. Maximum principal stress of two splinted implants(kgf/mm<sup>2</sup>)

방향 분리도	수 직 력	해면골내 수 직 력	30° 경사력	해면골내 30° 경사력	수 평 력	해면골내 수 평 력
0.0	0.471	0.378	14.1	5.25	32.3	12.0
0.8	0.563	0.412	10.8	6.30	24.3	14.5
1.2	0.755	0.510	18.0	7.23	42.8	16.8
1.6	0.660	0.573	15.5	7.70	36.0	17.7
2.2	0.554	0.505	8.13	18.3	18.8	18.8
3.5	0.583	0.408	6.98	6.98	16.9	16.9
4.8	0.627	0.436	4.17	4.17	10.8	10.8
5.4	0.648	0.451	3.33	3.33	9.07	9.07
6.1	0.670	0.465	2.95	2.61	8.00	7.25
7.4	0.717	0.497	2.93	1.12	8.02	3.11
8.6	0.765	0.700	2.91	1.40	8.07	2.23
9.8	0.796	0.552	2.91	1.21	8.12	2.18

밀해질수록, 임플란트 경부에 발생하는 응력의 크기는 작았으며 근단부에는 비교적 높은 인장력이 발생하였다. 반대로, 골조직의 치밀도가 낮은 경우에는 임플란트의 경부 주변 피질골에서 많은 응력을 감당해 내는 소견을 보였다. 또, 골조직의 밀도가 높을수록 전반적인 응력의 크기는 감소하였으며, 압축성분의 응력이 많이 나타났다.

경사하중이 작용된 경우에는 3.5mm 분리된 점을 기준으로 골유착 정도가 낮아짐에 따라 골조직 밀도가 치밀할수록 응력값이 작게 나타났다. 2.2mm 이하 분리의 비교적 높은 골유착이 발생한 경우에는 다소 불규칙한 소견을 보이고 있다.

수평하중이 작용된 경우에서도 경사하중의 경우와 유사한 소견을 보였다.

### (7) 교합면 재료에 따른 변화

교합면의 종류는 통상적으로 널리 사용되고 있는 재료들인 제 3 형 금합금, 레진, 도재의 세 가지로 나누어 조사하였지만, 골조직내부에 작용되는 응력에는 별다른 차이점이 없었다.

## IV. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트 지지형 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체 적합성, 골조직의 양과 질, 외과적 술식 및 상부 보철물의 적절한 설계 등 여러 요소가 영향을 미치는데, 특히 지속적 하중이 작용하고 있는 구강내에서는 저작력에 대해 적절히 지지할 수 있는 생체역학적 설계가 고려되어야 한다.

임플란트를 식립한 후, 골조직과 임플란트 계면에서 골유착 과정이 진행중이거나 골조직과의 결합을 이루고 있지 않는 부분의 조직학적 소견은 골양조직, 골조직성 결합조직, 소수의 섬유성 결합조직 등으로 구성되어 있다.

임플란트를 식립한 초기에 임플란트와 골조직은 아직 충분히 긴밀한 접촉을 이루고 있지 못하다. 특히 나선형 임플란트의 경우에 나선이 식립되면서 힘을 가한 부분만이 초기에 접촉을 이루고 있으며, 골조직에는 응력이 발생되어 잔류한다. 치유기간 동안 초기에 발생한 응력이 점차 없어지고, 임플란트와 골조직간 계면이 긴밀해지면서 골유착 과정이 진행된다.<sup>46)</sup> 임플란트에 작용되는 하중에 대한 반응양식이 피질골과 해면골 및 골조직의 각 부위별로 차이가 날 수 있기 때문에 전체 계면에 관한 종합적 생체역학을 정량화할 필요가 있다. 계면에서의 최소접촉분율의 사용은 이에 유용한 방법이 될 수 있는데, 최소접촉분율이란 기능적 하중에 견딜 수 있는 최소한의 접촉길이분율이며, 접촉길이분율이란 임플란트와 골조직간 계면의 전체면적 중에서 임플란트의 표면과 신생 골조직이 직접 접촉하고 있는 면적의 백분율을 뜻한다. 골조직과 임플란트 계면의 접촉길이분율 및 기계적 강도는 임플란트의 표면처리,

식립후 경과기간, 골조직의 성질, 기타 요소들에 의해 좌우된다.

Borchers와 Reichart<sup>7)</sup>는 10개의 Brånemark 임플란트를 돼지의 구치부에 식립하고 주사전자현미경과 디지털 분석기로 관찰한 결과, 성공적으로 골유착이 발생한 임플란트에서의 접촉길이분율이 19.2~58.5% (평균 34%)라고 하였으며, Albrektsson 등<sup>3)</sup>은 광학 현미경하에서, 피질골에서는 임플란트의 표면과 최소한 90~95%의 직접적 접촉이 필요하다고 하고, Bauer 등<sup>5)</sup>은 계면에서의 골조직 형성양이 32~78%, De Porter 등<sup>19)</sup>은 다공성 타이타늄 임플란트에서 35%의 접촉길이분율을 관찰하였으며, 하중을 가하지 않은 상태에서 하악골에 식립된 Brånemark 임플란트에서 Hipp 등<sup>26)</sup>은 59%, Meffert 등<sup>35)</sup>은 50%의 접촉길이분율을 각각 보고하였다.

Schulman<sup>47)</sup>은 “골유착”이란 골조직과 임플란트 계면에서 25~75% 범위의 직접적 접촉이 있어야만 의미가 있는 용어라고 주장하였으며, Sumner 등<sup>51)</sup>은 계면의 최대 접촉도가 80% 정도이며 임플란트의 기저부에서, 그리고 장기간 경과된 경우에서 더욱 높았다고 하였다. Roberts 등<sup>45)</sup>은 임상적으로 성공적인 골유착성 임플란트의 골조직과의 계면 접촉도가 평균 23.6%로서 50%를 넘지 않는 경우가 많다고 하였고, Jensen 등<sup>31)</sup>은 20~82%까지의 다양한 계면접촉도를 관찰하였으며, Satomi 등<sup>46)</sup>은 최대 74.5%의 계면 접촉도를, Yavari 등<sup>54)</sup>은 50~65%의 접촉길이분율이 존재하였다고 각각 주장하였다. 한편, Thomas와 Cook<sup>52)</sup>은 순수 타이타늄 임플란트 주변에 소량의 섬유성 조직이 있어도 전체 기계적 강도에 영향을 미치지 못할 정도로 무시할 수 있으면 성공적 골유착에는 무관하다고 하여 최소접촉분율의 의미를 확인한 바 있다.

그런데, 이상에서 연구된 접촉길이분율의 측정값들은 대부분 성공적으로 기능하고 있는 임플란트를 실험동물, 또는 드물게는 인체로부터 분리하여 조직학적으로 관찰함으로써 그 순간의 골유착 정도를 관찰한 것이다. 과연 기능적 하중을 견딜 수 있는 최소로 필요한

골유착 정도는 얼마인지, 조직학적 연구방법으로는 조사가 불가능하다. 유한요소법적 분석이 실체를 이상화하여 근사치를 구한다는 단점을 갖긴 하지만 어느 시점에서 성공과 실패의 갈림길이 발생하는지에 관한 정보를 제공할 수 있다는 데에 본 연구의 의미가 있다고 본다.

골유착성 임플란트의 실패는 동요도에서 찾을 수 있다. 미세동요는 계면에서의 골조직 형성을 방해하므로 계면에서 발생하는 조직의 종류에도 영향을 줄 수 있다. 즉 골조직과 임플란트 계면에서 섬유성 조직이 형성될 수 있는데 Soballe 등<sup>49)</sup>은 계면에서의 미세동요량이 150 $\mu$ m 이상일 경우에 신생 골조직의 형성이 불가능하다고 하였으며, Pillar 등<sup>39)</sup>은 동요도가 28 $\mu$ m 이하인 경우에만 성공적인 골조직 재형성이 가능하다고 하였다.

임플란트 지지형 보철물은 구강내에서 수시로 다양한 하중하에 놓이게 된다. 어떠한 종류의 자극도 간질 조직의 발생과 분화에 영향을 줄 수 있으며 특히 교합력과 골조직의 동적 역학 관계는 매우 복잡하다.<sup>22)</sup>

일단 골유착이 이루어지면 비생리적인 과도한 외력이 작용하지 않는 한, 충분히 장기간 동안 골유착은 그대로 유지된다.<sup>4, 10)</sup> 그러나, 골유착성 임플란트에서의 교합력은 골조직과 임플란트 계면을 거쳐 직접 골조직으로 전달되기 때문에 과도한 하중이 작용되거나 골유착이 충분히 이루어지지 않은 시점에서 조기에 하중에 노출시킬 경우에는 실패를 야기할 수 있다.

본 연구에 사용된 모든 모형의 경우에서 수직하중은 그 크기에 관계없이 응력값이 매우 작게 나타났다. 응력은 단위 면적당 작용된 하중의 크기이기 때문에<sup>98, 99)</sup> 수직 방향의 하중은 가장 양호한 방향의 외력임을 다시 한번 확인할 수 있다. 수직면에 대해 30°의 경사를 갖는 경사하중 및 수평하중에서는 응력값이 기하급수적으로 증가함으로써 수평 성분의 하중은 임플란트를 비롯한 모든 보철물의 예후에 바람직하지 않음을 알 수 있다.

수직하중시, 임플란트의 경부와 피질골에는 높은 응력이 전달된다. 측방하중시에는 임플

란트의 경부에 높은 응력이 전달된다. 수직하중과 달리 수평하중은 한 부분, 특히 임플란트의 경부에 응력을 집중시켜 골조직의 흡수를 일으키는 경향이 있을 뿐만 아니라<sup>25, 57)</sup>, 휨 모멘트를 발생시킨다. Wright와 Yettram<sup>53)</sup>은 교합력의 방향과 치조골의 높이가 하중의 분산 형태에 미치는 영향에 관한 연구를 하였고, Borchers와 Reichart<sup>7)</sup>는 수평하중시의 최대응력은 치조정 부근에서 집중된다고 하였다. 본 연구에서는 골조직과 임플란트 계면의 분리가 피질골내에 있는 경우에서는 경사하중이나 수평하중시 임플란트의 경부에 응력이 집중되는 소견을 보였으나 계면이 점차로 많이 분리되어 해면골상에 위치하는 경우에는 임플란트의 축방향, 특히 계면의 접촉과 분리가 구분되는 부위에 높은 응력이 발생하였다. 수직하중의 경우에는 그 응력의 크기가 작기 때문에 하중에 따른 임플란트의 골유착 실패는 가져오기 힘들다고 판단된다. 문제는 경사력이나 축방향에 의한 수평성분의 힘인데, 본 연구에서는 일단 골유착이 이루어진 부분이 파괴될 가능성은 비교적 적으므로 골유착이 진행되고 있는 부분, 또는 골유착이 아직 이루어지지 않고 있는 부분에서의 현상을 관찰하는데 주의를 기울였다. 일정 수준 이상으로 골유착이 이루어진 경우에는 치밀한 피질골이 대부분의 하중을 감당하였고, 골유착 정도가 점차 감소함에 따라 최대 주응력이 발생하는 부위는 피질골에서 해면골내의 유착-분리 경계부로 이동하여 골유착이 이루어진 최상단부의 해면골에 최대 주응력이 발생하였다. 골유착 정도가 더욱 감소하면, 해면골 내부의 골유착부위에서 최대 주응력이 발생하는 것이 아니라 상부의 피질골 부위에 최대 주응력이 발생한다. 이 부위는 골유착이 아직 이루어지지 않고 있는 부분이다. 따라서, 골유착이 이루어져 있는 부분이 견딜 수 있는 응력보다 더 큰 응력이 임플란트의 상부에 작용되는 셈이므로 임플란트는 동요를 피하기가 어렵게 된다. 전술한 바, 임플란트의 동요는 골유착의 파괴, 즉 임플란트의 실패와 직결되므로 이 때의 접촉길이분율을 그 임플란트가 필요로 하는 최소접촉분율로 간주하였



다.

본 연구에서는 길이 10mm, 직경 3.75mm의 Brånemark 임플란트를 기본 모형으로 설정하여 3 차원 유한요소법을 이용한 접촉길이분을 관찰 결과, 36.5~43.7% 로 나타났으며, 원통형에서는 다소 증가하여 43.7~50.0%의 최소 접촉분율을 필요로 하는 것으로 나타났다. 길이가 15mm인 나선형 임플란트의 경우에는 54.1~58.2%, 길이 15mm의 원통형 임플란트의 경우에는 58.2~63.0%의 더 높은 최소접촉분율을 나타내었다.

나선형 임플란트는 나선의 경사면을 통해 인장 및 압축력을 축방향으로 주변 골조직에 전달하고 전단력을 그 계면에서 압축력으로 변환시켜 상당한 압축응력을 발휘하기 때문에 골유착이 비교적 불완전한 상태에서도 어느 정도 견딜 수 있어서 원통형보다 응력의 분산 효과가 우수하다.<sup>48,56)</sup> 나선형 임플란트가 갖는 골극은 macrointerlocking을 이용함으로써 골조직의 성장과 고정에 기여하고 골조직과 최대의 접촉면적을 가짐으로써, 임플란트 및 주변 골조직에 가해지는 응력의 양을 최소화하는 데 유리하다. 반면에, French 등<sup>21)</sup>은 나선형 임플란트가 치조정 부위에서는 응력 분산효과가 우수하지만 골조직과 임플란트 계면에서는 오히려 원통형이 더욱 우수한 응력 분산효과를 보인다고 하였다. 또한, 나선형 임플란트는 식립시에 작용되는 힘에 의해서 변연부 골조직이 지속적인 압박을 받기 때문에 변연부 골손실을 피할 수 없다는 단점이 있다.<sup>1,24)</sup>

한편, 원통형 임플란트에는 상대적으로 전단력이 많이 발생하며 나선과 같은 구조의 도움없이 계면에서 미끄러지지 않고 자체가 전단력을 견딜 수 있어야 하기 때문에 보다 강력한 골조직과의 결합을 필요로 한다는 점에서 나선형보다 다소 불리한 형태라고 할 수 있다.<sup>46)</sup> 본 연구 결과, 원통형보다 나선형에서의 응력 분포가 비교적 균등하였으며 최소접촉분율에서도 차이가 발생하여 원통형 임플란트가 나선형보다 다소 불리한 형태라고 판단된다.

임플란트의 길이를 15mm로 증가시킨 경우, 최소접촉분율은 오히려 다소 증가하였지만,

응력은 감소하는 현상을 보였다. 이것은 하중을 감당하는 접촉면적이 증가함에 따른 현상으로 쉽게 해석될 수 있다.<sup>57)</sup> 최소접촉분율이 증가된 것은 임플란트의 길이가 길어진 만큼 그것을 기계적으로 안정시키는데 더욱 많은 양의 골유착이 필요함을 의미한다. Desjardin<sup>20)</sup>은 골조직과 임플란트간 유착을 증가시키고 응력의 분산을 더욱 양호하게 하는데 길이가 긴 임플란트가 도움이 된다고 하였다. 그러나, Meijer 등<sup>36)</sup>은 이와 다른 견해를 보이고 있다. 본 연구에서도 길이가 긴 임플란트 자체에 의한 장점은 발견되지 않았다. 하지만, 길이가 긴 임플란트를 사용해야 하는 근거는 일단 골유착이 이루어지면 계면에서 발휘하는 결합력이, 길이가 짧은 경우의 그것보다 훨씬 강력할 것이기 때문에 그만큼 임플란트의 실패 가능성이 적으며 더욱 튼튼한 상부 보철물을 제작할 수 있다는 데에서 찾아야 할 것이라고 본다.

본 연구에서는 3.75mm의 직경을 갖는 경우와 5.00mm의 직경을 갖는 두 가지 형태를 선정하여 임플란트의 직경 증가가 골조직과 임플란트 계면에서의 응력에 어떤 영향을 미치는 가에 관한 조사를 시행하였다. 응력은 하중을 전달하는 면적에 반비례하기 때문에<sup>56)</sup> 상식적으로 직경이 큰 임플란트는 직경이 작은 경우보다 응력을 적게 발생시킨다는 추측이 가능하다. 그러나, 임플란트의 직경 변화시, 응력값의 변화가 나타나기는 하였지만 계면에서의 응력 분포도는 그다지 변화하지 않았고 따라서 임플란트의 직경은 응력의 분포와는 밀접한 관계가 없다고 한다.<sup>41)</sup> 그러나, 이것은 직경의 증가가 골유착 정도에 아무 영향을 미치지 않는다는 뜻이 아니다. 광폭의 임플란트를 사용한 경우에는 그렇지 않은 경우보다 훨씬 빠른 속도로 골조직과 임플란트 계면의 골유착이 완성될 것이라고 예측할 수 있다. 단, 여기서 강조하고자 하는 것은 골유착의 속도가 얼마나 신속한가에 관계없이 임플란트의 길이나 직경의 증가가 단순히 골조직의 치유기간을 줄여주지는 못한다는 점이다. 다시 말하자면, 길이가 길고 직경이 큰 임플란트라고 해서 최소접촉분율이 상대적으로 적어도 된다는 생각이 매우 위험

하다는 의미이다.

두 개의 임플란트를 식립하고 상부보철물로서 서로 연결한 경우에는 작용된 하중에 대하여 상호 보완적으로 작용하여 응력의 분산효과를 가져오지만 최소접촉분율은 단일 임플란트의 경우와 동일하게 나타났다. 이것은 약한 자연 치아를 두 개 이상 연결하여 서로 보완적으로 동요도를 감소시켜 주는 효과<sup>60)</sup>와는 달리 임플란트 자체의 동요도는 자연치아의 생리적 동요도 내지는 병적 동요도보다 훨씬 작기 때문에 두 개의 임플란트 연결에 의한 효과는 미약한 것으로 보인다. 따라서, 약한 임플란트의 상호보완을 기대하여 상부 보철물의 연결을 시도하는 것은 바람직하지 않으며, 충분한 골유착을 얻는다면 특별한 목적이 없는 한 상부 보철물의 연결은 불필요하다고 생각된다.

임플란트를 식립하여 골유착을 성공적으로 기대할 수 있는 가장 양호한 부위는 하악 전치부이고 반대로 가장 예후가 불량한 부위는 상악 구치부이다. 이러한 이유는 무엇보다도 구성하고 있는 골조직의 치밀도와 관련이 깊다. 초기 안정성이 임플란트의 성패에 미치는 중요한 요소임을 감안하면 가급적 치밀골에 임플란트를 식립하는 것이 바람직하다.<sup>37)</sup>

Lavernia 등<sup>33)</sup>은 골주의 존재 여부에 따른 유한요소분석에서 통계학적으로 유의한 응력값의 차이가 있음을 보임으로써 골조직의 치밀도가 응력의 크기에 영향을 주고 있음을 확인한 바 있다.

임플란트에 작용하는 하중에 대한 피질골의 반응과 해면골의 반응이 서로 다를 것으로 예상하여, 여러 가지 다른 밀도를 갖는 골조직에서의 비교 조사를 하기 위하여 본 연구에서는 해면골의 밀도를 피질골 밀도의 10%를 갖는 표준형 이외에 50%, 75% 및 전체가 단단한 피질골로 이루어진 경우의 3 가지를 추가로 설계하여 골조직의 밀도가 응력과 접촉길이분율에 미치는 영향에 대해 조사하였는데, 전반적으로 골조직의 밀도가 증가함에 따라 응력값이 조금씩 감소하는 경향을 보였다.

Clift 등<sup>16)</sup>은 임플란트가 완전히 해면골 조직으로만 둘러싸여 있는 경우, 응력의 집중이 약

50%까지 완화될 수 있으며 그 결과, 피로도를 줄이고, 골조직 흡수속도를 지연시킨다고 주장하였는데 이것은 Brånemark 등<sup>9)</sup>이 골조직의 밀도에 근거해서 분류한 기준에 입각할 때, 다소 상반되는 해석이다. 그러나, 계면에서 골조직의 치밀도가 일정하게 이하일 경우 상기한 응력 감소효과 이전에, 골조직의 피로한계를 초과하는 과도한 하중으로 인식되어 임플란트의 동요가 먼저 발생할 것으로 생각된다.

임플란트 주변 골조직은 피질골화하려는 경향이 매우 강하기 때문에 임플란트가 해면골이 아닌 피질골에 식립되는지의 여부는 그다지 중요하지 않다는 견해도 있다.<sup>14)</sup> Brånemark 등은 골조직이 주로 해면골로 구성된 경우에서도 일단 임플란트를 식립한 후에는, 계면에서 피질골화가 일어난다고 주장하였다.<sup>10, 11)</sup>

골유착성 임플란트의 장기적 성공에는 교합면 재료가 한 가지 중요한 요소로 작용하며 재료의 차이에 의한 교합력의 분석과 그것이 골조직과 임플란트 계면의 응력발생에 미치는 영향에 관한 분석이 필수적이라고 할 수 있다.<sup>41, 44)</sup> 교합면 재료로서 아크릴릭 레진은 치주인대의 완충능을 보상하고 도재나 금합금의 경우보다 충격력을 50% 까지 줄일 수 있다고 하였고<sup>23, 48)</sup>, Zarb와 Symington<sup>55)</sup>은 아크릴릭 레진 교합면을 갖는 상부구조에서 심한 치석 형성을 관찰한 후에는 금속 교합면의 사용을 권장하기도 하였다. 그러나, 일부<sup>15, 27, 61)</sup>에서는 교합면 재료의 차이가 계면에 전달되는 힘에 대한 완충효과는 없다고 주장하는 등 임플란트의 상부구조에 사용하는 교합면 재료의 재질에 따른 차이가 골조직과 임플란트 계면에 미치는 효과에 관한 논란은 여전히 상존한다.

본 연구에서는 레진, 도재, 제 3 형 금합금으로 교합면 재료를 달리한 경우에 최소접촉분율의 차이는 물론 계면을 포함한 전체 골조직내에 발생하는 응력의 크기에 아무런 차이가 발생하지 않았다. 다만, 지속적으로 작용하는 동하중을 작용시킨다면 재료의 피로도 축적 등의 현상으로 인하여 결과는 다르게 나타날 가능성이 있다. 그리고, 교합면 재료의 차이는 비교적 거리가 먼 골조직의 내부 응력보다는

보철물 내부와 임플란트의 각 구성요소 내부 및 연결부에 미치는 응력효과가 더욱 중요한 관점일 것으로 생각한다.

본 연구에서 사용한 가정은 계면의 골유착이 임플란트의 기저부로부터 진행되며 계면의 골유착 실패는 외기와 통하는 경부로부터 비롯된다고 한 것이다. 계면의 안정성 내지는 골유착이 임플란트의 기저부일수록 우수하다는 가정이 실제와 일치하지는 않는다고 하더라도 다음과 같은 연구 결과에 비추어 볼 때, 현재로서는 가장 타당한 가정이라고 판단된다. 즉, 성견에 식립한 임플란트에 인위적으로 치주염을 유발시키고, GTR을 이용한 치유 후의 조직학적 관찰 소견에서 임플란트의 기저부는 여전히 치밀골에 둘러싸여 있었으며, 임플란트를 식립한 후 시간 경과에 따른 계면의 밀도변화연구를 통해 보면, 임플란트의 골조직 흡수는 피질골 상단으로부터 시작되었다. 또, Sumner 등<sup>31)</sup>은 임플란트의 형태에 관계없이 골조직과 임플란트 계면의 상부 말단부위에서 가장 많은 미세 이동이 관찰되었으며, 조직학적 관찰 결과에서도 기저부에서 친화지수가 가장 높았음을 확인하였다. 게다가 기저부로부터 연속적으로 골유착이 이루어졌다고 가정하는 것이 하중에 따른 동요도의 측면으로 관찰하고자 할 때, 기계적으로 가장 불리한 형태가 되므로 '최소' 접촉분율을 구하고자 하는 목적에 부합되는 모형이라고 생각한다.

현재, 사람에서 식립한 임플란트의 치유과정중에 임상적으로 골유착 성공여부를 예측할 수 있는 방법은 없지만, 본 연구 결과에서 제시한 최소접촉분율과 동물실험, 방사선학적 검사법, 동요도 측정법등을 연계시켜 골조직의 재형성 및 성숙, 적응의 기전과 시간표에 관한 지식을 얻음으로써 1차 수술후의 치유기간, 2차 수술 시기와 하중 작용 시기, 보철물의 형태에 관한 재평가와 함께 각종 임상적 관찰 결과의 해석을 위한 기초자료로서 활용할 수 있을 것으로 본다.

## V. 결 론

본 연구에서 계면 접촉도의 변화를 시간 경과에 따른 접촉길이분율의 점증현상으로 이해할 수 있다. 따라서, 향후 방사선학적 검사나 동요도 측정등 현재 가능한 각종 임상적 현상과 연계한다면 실제 환자에서 조직학적 표본을 얻지 않고도 필요에 따라 임플란트의 치유기간을 적절히 증감시킴으로써 정확하고 안정적인 시술을 시행함과 동시에 환자로 하여금 불필요한 치료 기간을 단축시킬 수 있는 효과를 가져올 것으로 기대된다.

1. 길이 10mm, 직경 3.75mm의 나선형 임플란트의 최소접촉분율은 36.5~43.7%이다.
2. 원통형 임플란트는 나선형에 비하여 응력의 분산이 불리하고 최소접촉분율도 증가하였다.
3. 임플란트의 길이가 증가하면 최소접촉분율은 다소 증가하였으나 응력값은 감소하였다.
4. 직경이 큰 임플란트의 경우에서도 최소접촉분율이 다소 증가하였으며 응력값은 감소하였다.
5. 두 개의 임플란트가 서로 연결된 경우에는 최소접촉분율의 변화가 없었다.
6. 해면골의 밀도가 증가할수록 응력값이 감소하였다.
7. 교합면 재료는 골조직과 임플란트 계면의 응력에 별다른 영향을 미치지 않았다.

## VI. 참고문헌

1. Adell R, et al. : Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986 ; 15 : 39-52.
2. Albrektsson T, et al. : Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981 ; 52 : 155-70.
3. Albrektsson T, Jacobsson M : Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet*

- Dent 1987 ; 57 : 597–607.
4. Albrektsson T : Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 1983 ; 50 : 225–61.
  5. Bauer TW, et al. : HA-coated femoral stems. *J Bone Joint Surg Am* 1991 ; 73 : 1439–52.
  6. Bodine RL, Mohammed CI : Histologic studies of a human mandible supporting an implant denture. *J Prosthet Dent* 1969 ; 21 : 203–15.
  7. Borchers L, Reichart P : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983 ; 62 : 155–9.
  8. Brahim JS, Guckes AD, Rudy SF : Implant rehabilitation in Erdheim-Chester disease *J Prosthet Dent* 1992 ; 68 : 399–401.
  9. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T : Tissue integrated prostheses. Chicago, Quintessence Publ Co., 1985 ; 155–63.
  10. Brånemark P-I : Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 ; 50 : 399–410.
  11. Breine U, Brånemark P-I : Reconstruction of alveolar jaw bone. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980 ; 14 : 23–48.
  12. Brunski JB : Biomaterials and biomechanics in the design of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 ; 3 : 85–97.
  13. Budd TW, et al. : Visualization and initial characterization of the titanium boundary of the bone-implant interface of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7 : 151–60.
  14. Buser D, et al. : The influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1991 ; 25 : 889–902.
  15. Cibirka RM, et al. : Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 : 361–4.
  16. Clift SE, Fisher J, Watson CJ : Stress and strain distribution in the bone surrounding a new design of dental implants. *Proceedings of the Institution of Mech. Engineers. Part H-Journal of Engineering in Medicine.* 1993 ; 207 : 133–8.
  17. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM : A model for the implant-bone interface characteristics of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1982 ; 61 : 1006–9.
  18. Craig RG : *Restorative Dental Materials.* 6th ed. St Louis. CV Mosby Co., 1980 ; 60–1.
  19. De Porter et al. : A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous-surfaced, titanium alloy dental implants in dogs. *J Dent Res* 1986 ; 65 : 1064–70.
  20. Desjardin RP : Prosthesis design for osseointegrated implants in the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7 : 311–20.
  21. French AA, et al. : Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodont Rest* 1989 ; 9 : 221–30.
  22. Frost HM : Vital biomechanics : Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tiss Int* 1988 ; 42 : 145–56.
  23. Gracis SE, et al. : Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991 ; 4 : 282–91.
  24. Haraldson T : A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980 ; 14 : 209–14.
  25. Hertel RC, Kalk W : Influence of the di-

- mensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 1993 ; 6 : 18–24.
26. Hipp JA, Brunski JB : Investigation of "osseointegration" by histomorphometric analyses of fixture-bone interfaces. *J Dent Res*(special issue) 1987 ; 66 : 186.
  27. Hobkirk JA, Psarros KJ : The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 ; 7 : 345–52.
  28. Hobo S, Ichida E, Garcia LT : Osseointegration and oral rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989 ; 265–80.
  29. Jarcho M : Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop* 1981 ; 157 : 259–78.
  30. Jemt T, et al. : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. *J Oral Maxillofac Implants* 1989 ; 4 : 211–7.
  31. Jensen OT, et al. : Vertical guided bone-graft augmentation in a new canine mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 ; 10 : 335–44.
  32. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA : Force transfer by osseointegration implant device. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987 ; 2 : 11–4.
  33. Lavernia CJ, et al. : An analysis of stress in dental implant system. *J Biomed* 1981 ; 14 : 555–60.
  34. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ : A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989 ; 62 : 586–93.
  35. Meffert RM, Block MS, Kent JN : What is osseointegration? *Int J Periodont Rest Dent* 1987 ; 4 : 9–21.
  36. Meijer HJA, et al. : A three dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archs Oral Biol* 1993 ; 38 : 491–6.
  37. Misch CE : Contemporary implant dentistry. St. Louis, Mosby Co., 1993.
  38. Naert T, Van Steenberghe D, Darius D : A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 : 236–45.
  39. Pillar RM, Lee JM, Maniatopoulos C : Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 1986 ; 208 : 108–13.
  40. Rangert B, Jemt T, Joerneus L : Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989 ; 4 : 241–7.
  41. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990 ; 63 : 457–65.
  42. Rieger MR, et al. : Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989 ; 61 : 717–22.
  43. Rieger MR, et al. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989 ; 62 : 436–40.
  44. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO : Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990 ; 63 : 671–6.
  45. Roberts WE, et al. : Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984 ; 86 : 95–111.
  46. Satomi K, et al. : Bone-implant interface structures after nontapping and tapping insertion of screw-type titanium alloy endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1988 ; 59 : 339–42.

47. Schulman LB : Surgical considerations in implant dentistry. J Dent Educ(special issue) 1988 ; 52 : 725-36.
48. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983 ; 49 : 843-8.
49. Soballe K, et al. : Tissue ingrowth into titanium and HA-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. J Orthop Res 1992 ; 10 : 285-99.
50. Steflik DE, et al. : Transmission electron microscopic and high voltage electron microscopic observations of the bone and osteocyte activity adjacent to unloaded dental implants placed in dogs. J Periodontol 1992 ; 63 : 443-52.
51. Sumner DR, et al. : Histology of porous-coated acetabular components. 25 cementless cups retrieved after arthroplasty. Acta Orthop Scand 1993 ; 64 : 619-26.
52. Thomas KA, Cook SD : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. J Biomed Mater Res 1985 ; 19 : 875-901.
53. Wright KW, Yettram AL : Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J Prosthet Dent 1979 ; 42 : 411-6.
54. Yavari J, et al. : Histomorphometry of the dental implant bone interface. J Dent Res 1993 ; 72 : 389.
55. Zarb GA, Symington JM : Osseointegrated dental implants J Prosthet Dent 1983 ; 50 : 271-6.
56. 권용원, 조인호 : 치과임플란트 고정체의 형태 및 직경의 차이에 따른 응력 분산의 삼차원 유한요소 분석적 연구. 대한치과이식학회지 1993 ; 13 : 37-59.
57. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. 대한치과보철학회지, 1993 ; 29 : 167-213.
58. 양창현, 이억섭 : 공업역학. 서울, 정문각, 1992.
59. 오세욱 : 재료역학. 서울, 동명사, 1990.
60. 장경수, 김용호, 김영수 : Periotest unit를 이용한 splinting 전, 후의 치아 동요도 비교. 대한악기능교합학회지 1995 ; 11 : 23-30.
61. 홍성기, 조인호 : 치과임플란트 보철시 치관재료의 차이에 따른 응력분산의 이차원 유한요소 법적 연구. 대한치과이식학회지 1993 ; 13 : 23.

## FIGURE LEGENDS

- Fig. 1. Finite element model of 3.75mm wide, 10mm long Brånemark implant.
- Fig. 2-1. Maximum principal stress(MPS) at 5.4mm detached, vertical load of 10mm screw implant
- Fig. 2-2. MPS in cancellous bone at 5.4mm detached, vertical load of 10mm screw implant
- Fig. 3. MPS at 5.4mm detached, 30° load of 10mm screw implant
- Fig. 4. MPS at 5.4mm detached, horizontal load of 10mm screw implant
- Fig. 5-1. MPS at 6.1mm detached, vertical load of 10mm screw implant
- Fig. 5-2. MPS in cancellous bone at 6.1mm detached, vertical load of 10mm screw implant
- Fig. 6. MPS at 6.1mm detached, 30° load of 10mm screw implant
- Fig. 7. MPS at 6.1mm detached, horizontal load of 10mm screw implant
- Fig. 8. MPS at 5.4mm detached, 30° load of 10mm cylinder implant
- Fig. 9. MPS at 5.4mm detached, horizontal load of 10mm cylinder implant
- Fig. 10. MPS at 6.7mm detached, 30° load of 15mm screw implant
- Fig. 11. MPS at 6.7mm detached, horizontal load of 15mm screw implant
- Fig. 12. MPS at 6.1mm detached, 30° load of 15mm cylinder implant
- Fig. 13. MPS at 6.1mm detached, horizontal load of 15mm cylinder implant
- Fig. 14. MPS at 5.4mm detached, 30° load of 5.0mm screw implant
- Fig. 15. MPS at 5.4mm detached, horizontal load of 5.0mm screw implant
- Fig. 16. MPS at 6.1mm detached, 30° load of splinted implant
- Fig. 17. MPS at 6.1mm detached, horizontal load of splinted implant
- Fig. 18. MPS at 5.4mm detached, 100% cortical bone density, 30° load of 10mm screw implant
- Fig. 19. MPS at 6.1mm detached, 100% cortical bone density, horizontal load of 10mm screw implant
- Fig. 20. MPS at 5.4mm detached, 75% cortical bone density, 30° load of 10mm screw implant
- Fig. 21. MPS at 6.1mm detached, 75% cortical bone density, horizontal load of 10mm screw implant
- Fig. 22. MPS at 5.4mm detached, 50% cortical bone density, 30° load of 10mm screw implant
- Fig. 23. MPS at 6.1mm detached, 50% cortical bone density, horizontal load of 10mm screw implant

사진부도 1

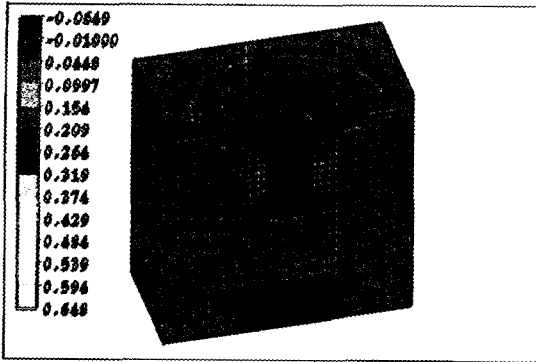


Fig. 2-1.

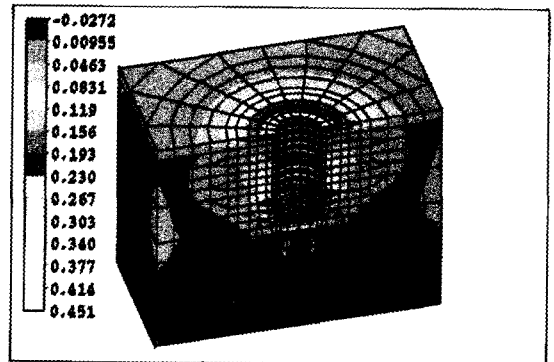


Fig. 2-2.

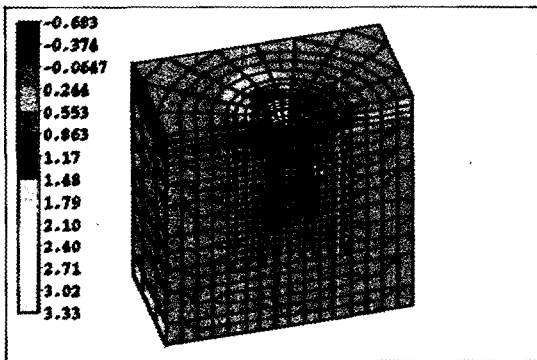


Fig. 3

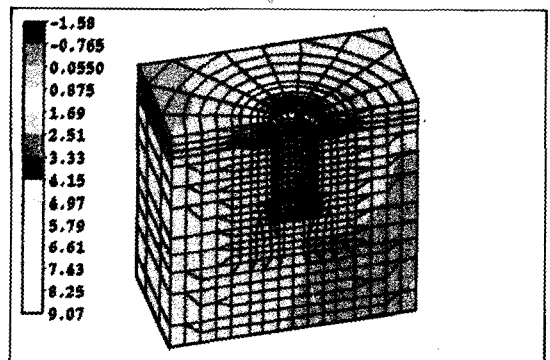


Fig. 4

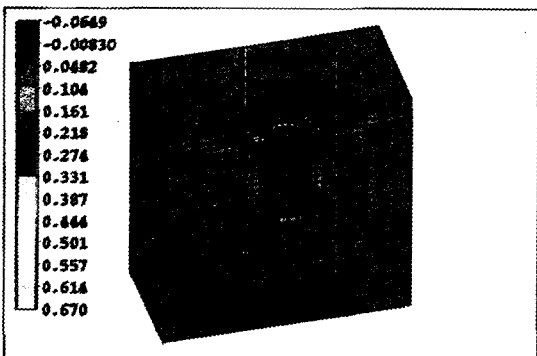


Fig. 5-1.

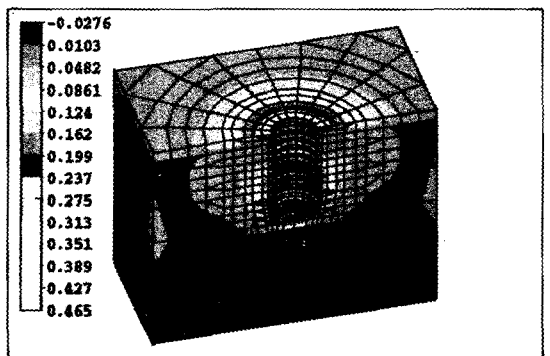


Fig. 5-2.



사진부도 2

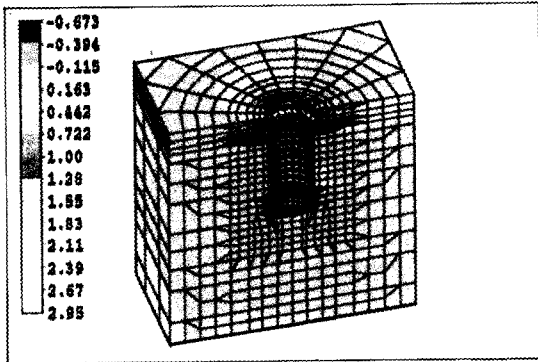


Fig. 6

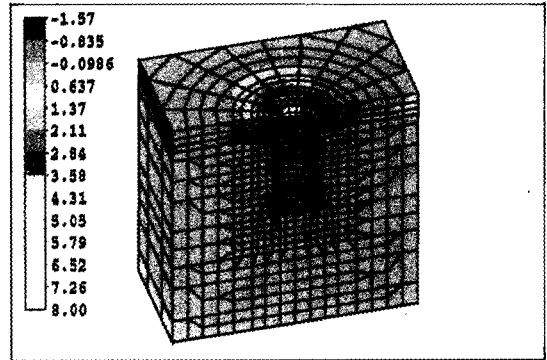


Fig. 7

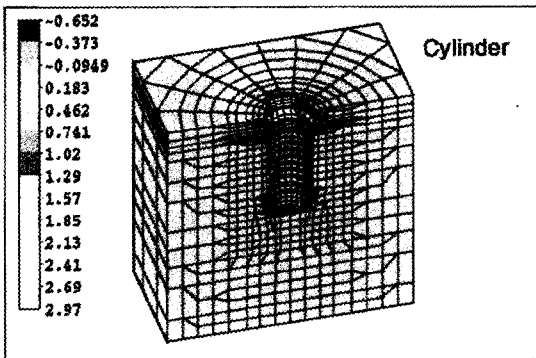


Fig. 8

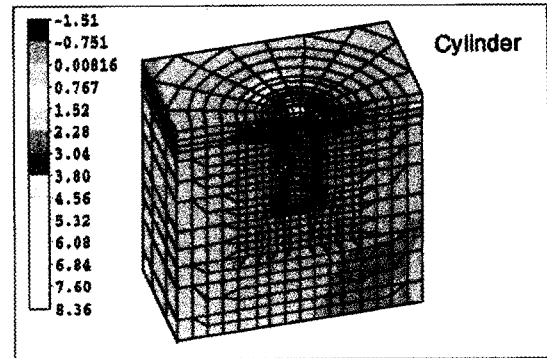


Fig. 9

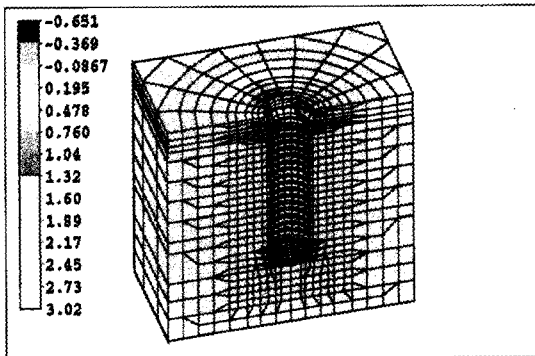


Fig. 10

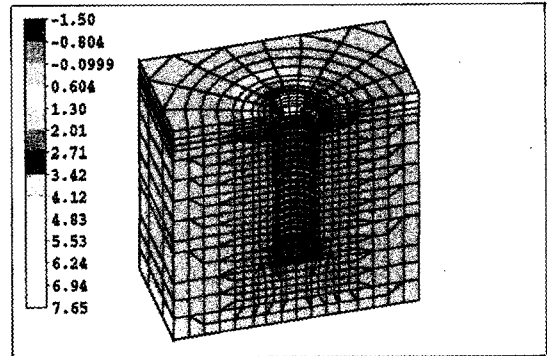


Fig. 11

사진부도 3

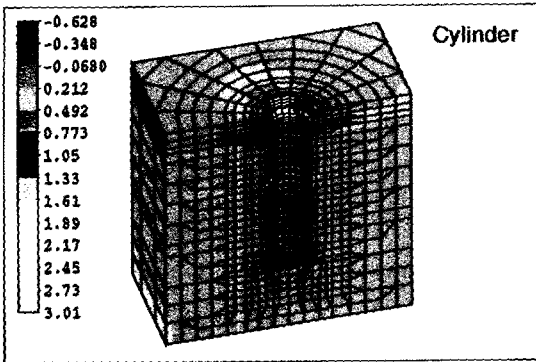


Fig. 12

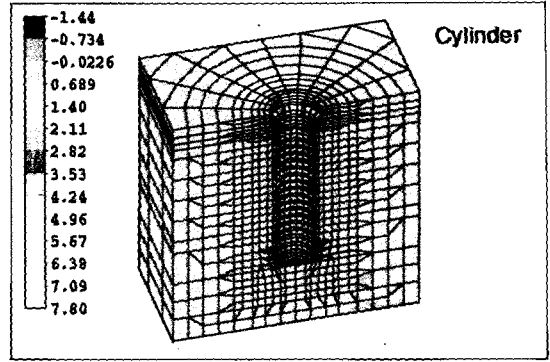


Fig. 13

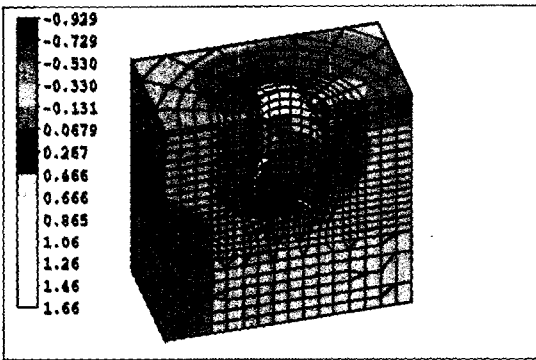


Fig. 14

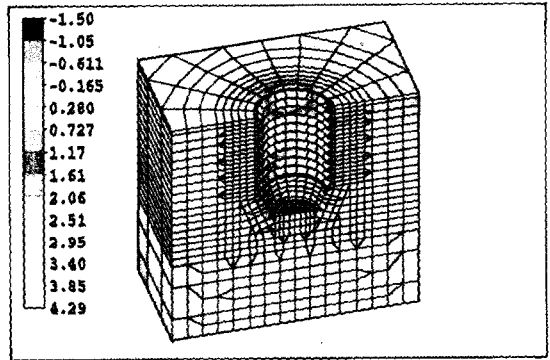


Fig. 15

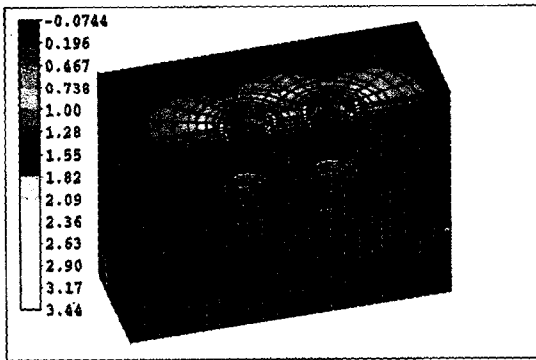


Fig. 16

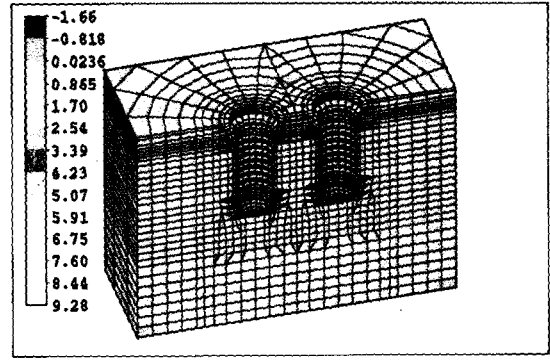


Fig. 17

사진부도 4

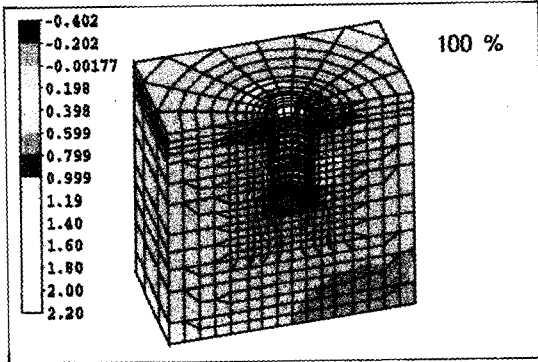


Fig. 18

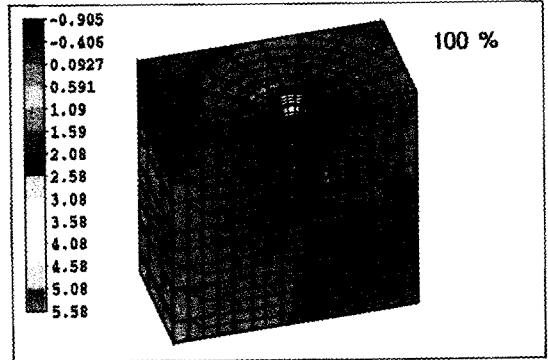


Fig. 19

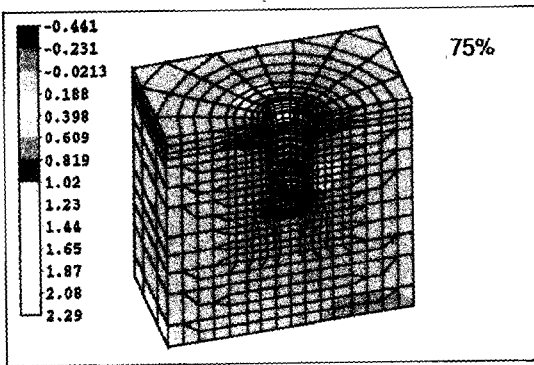


Fig. 20

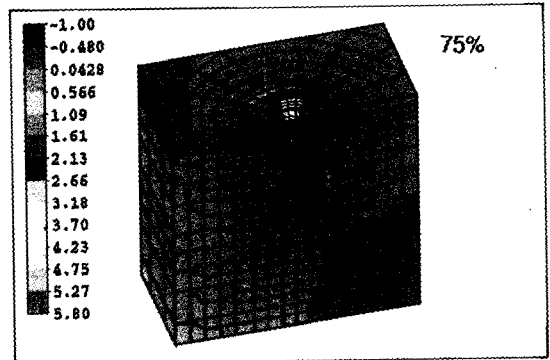


Fig. 21

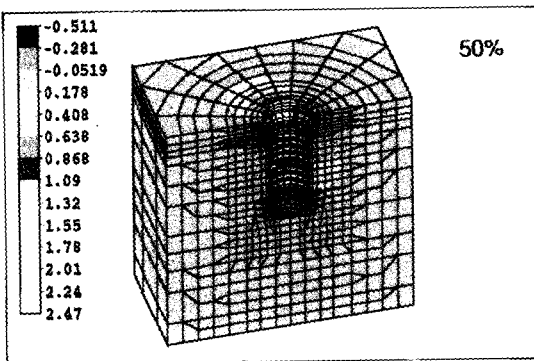


Fig. 22

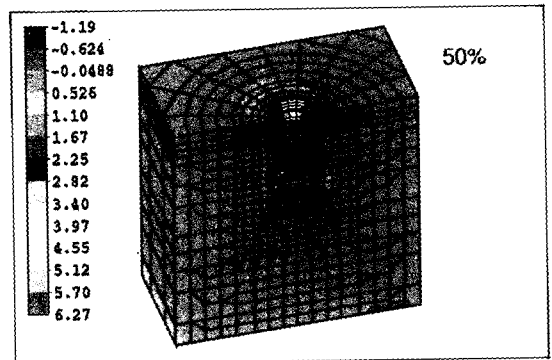


Fig. 23

## ABSTRACT

### THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE MINIMUM CONTACT FRACTION OF BONE-IMPLANT INTERFACE

*Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University*

Kyoung-Soo Jang, D.D.S., M.S.D.,  
Yung-Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., M.Sc(O.S.U.)  
Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

In order to find the degree of osseointegration at bone-implant interface of clinically successful implants, models including the 3.75mm wide, 10mm long screw type Brånemark implant as a standard and cylinder, 15mm long, 5.0mm wide, two splinted implants, and implants installed in various cancellous bone density were designed. Also, the amount of load and material of prostheses were changed. The stress and minimum contact fraction were analyzed on each model using three-dimensional finite element method(I-DEAS and ABAQUS version 5.5).

The results of this study were as follows.

1. 10mm long, 3.75mm diameter-screw type implant had 36.5~43.7% of minimum contact fraction.
2. Cylinder type implant showed inferior stress distribution and higher minimum contact fraction than screw type.
3. As implant length was increased, minimum contact fraction was increased a little, however, maximum principal stress was decreased.
4. Implants with a large diameter had lower stress value with slightly higher minimum contact fraction than standard screw type.
5. Two splinted implants showed no change of minimum contact fraction.
6. The higher bone density, the lower stress value.
7. The material of occlusal surface had no effect on the stress of the bone-implant interface.

---

Key words : bone-implant interface, three dimensional finite element analysis, minimum contact fraction