

3종의 임플란트 형태에 관한 연구

한림의대 강남성심병원 치과구강악안면외과

이 용 찬

THE STUDY ON THE IMPLANT GEOMETRY

Yong-Chan Lee, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Department of Dentistry/Oral & Maxillofacial Surgery

Kangnam Sacred Heart Hospital, Hallym University

The purpose of this study was to develop the implant which has superior stress distribution and primary stability to others by using Instron test and finite element method.

The model used in the experiment were cylinder type implant, tapered screw type implant, screw type implants.

Recognizing that the number of samples were small and the lack of applying press-fit conditions to the cylinder type, we can make the following conclusions.

1. *Tapered Screw type implant has the better primary stability under the 10 kgf lateral force.*
2. *Tapered Screw type shows the less relative motion and better stress distribution under 100 N compressive force.*

Keywords : Implant, Shape, Stress distribution, Primary stability

I. 서 론

임플란트의 실패원인들이 다양하게 있고 그 원인이 mechanical 하건 biological 하건 대부분 interfacial zone에서 시작되는 것으로 간주되며 이 interfacial zone이란 임플란트의 가장 바깥쪽표면, threads, coating, ingrown tissue등을 포함한 composite를 지칭한다. 이 interfacial zone내에서 implant surface architecture와

ingrown tissue 사이의 local interaction이 골유합(osseointegration)을 조절하여 임플란트의 성공에 영향을 미친다¹⁾ 골과 임플란트가 angstrom level에서 결합되어 있다는 것은 어떤 하중하에서 골과 임플란트의 계면이 상대적인 운동(relative motion)없이, 모든 계면에 stress를 전달하는 한 단위(unit)로 운동한다는 것을 의미한다²⁾. 임플란트에서 골로의 양호한 mechanical stress의 전달이 임플란트의 성공과

실패에 영향을 미치는 중요한 인자의 하나이다. 골로의 적절한 stress의 전달은 이 stress가 feed back mechanism으로 작용하여 골개조(bone remodelling)과정에서 골세포들을 stimulation하여 적절한 골구조를 유지할수 있게 하기 때문이다. 이처럼 임프란트에서 interfacial zone 내에서의 stress 분산이 대단히 중요한 역할을 하는데 이는 임프란트는 직접 골과 결합함으로써 자연치(natural teeth)가 가지고 있는 치근막(periodontal membrane)의 cushion작용을 기대할 수 없기 때문이다. 따라서 골과 임프란트의 계면에서 적절한 stress의 분산을 위하여 임프란트 형태의 구조적인 문제점에 대한 평가와 역학적 연구 그리고 이를 토대로한 임프란트의 설계가 요구된다.

임프란트는 골에 매식후 외부에서 하중을 받지 않고 일정기간 안정된 치유기간을 거쳐서 골유합을 이루게 된다. Osborn⁹⁾은 물질의 조직에 따른 biocompatibility의 정도에 따라: biotolerant, bioinert, bioactive material로 생체내 매식되는 물질들을 분류하였다. 그러나 최근의 실험 결과에 따르면 임프란트 주위를 connective tissue가 둘러 쌓거나 혹은 osseointegrated 되거나 하는 것은 임프란트의 재료에 의해서만 결정되는 것이 아니라 임프란트매식후 치유기간동안의 mechanical stability에 의해 더 큰 영향을 받는다는 것이 알려졌다⁴⁾. Mechanical stability는 매식된 부위의 골의 질, 임프란트의 외형, 임프란트표면의 micromorphology, 임프란트와 임프란트 매식부위와의 형태상의 조화 및 일치에 의해 결정되며 임프란트의 초기 안정은 임프란트 주변세포들이 osteoblast로 분화되어 신생골의 형성과 성숙골로의 발전을 촉진하는데 중요한 역할을 한다.

Brunski⁵⁾은 임프란트와 osseous bed간의 relative movement로 말미암아 fibrous tissue로 둘러 쌓인다고 하였고 Branemark⁶⁾은 임프란트매식후 4-6개월간 외부 하중없이 치유된 경우 임프란트와 주변골간에 직접 골 결합(광학현미경하)이 발생하였다고 하였다. 현재 사용되고있는 제품들은 표준화된 수술기구를 사용하여 임프란트와 임프란트 매식부와의 거

리를 최소화 하거나, 임프란트의 직경이 매식 부보다 0.1mm 정도 크게하여 매식시 압박을 받아 초기 안정성을 얻는 press-fit 방식이 사용된다.

위와 같은 조건을 만족시킬수 있는 임프란트의 설계를 위하여는 생체내부에 발생하는 응력의 분포에 관한 연구와 초기 안정성에 관한 연구가 병행되는 것이 바람직하다. 응력분포에 관한 연구방법으로는 생체조직에 손상을 주지 않는 non-invasive한 방법인 유한요소법이 행해지는데, Tesk⁷⁾, Privitzer⁸⁾, Takahashi⁹⁾등이 Implant Dentistry에 도입한 이래 현재 임프란트의 생체 역학적 연구에 유용한 방법으로 쓰인다. Rieger¹⁰⁾은 screw type의 임프란트에 대한 연구에서 25lb의 수직압을 임프란트에 가했을 때 주변 골로 200psi 이하의 힘이 전달된다고 하였고 Siegele와 Soltesz¹¹⁾는 골과 임프란트사이가 rigidly bonded interface된 경우 non-bonded interface보다 균일하게 응력 분포를 보인다고 하였다. Weinstein¹²⁾은 bonded interface를 가진 임프란트의 근단부에 높은 punching stress를 나타내며 결체조직으로 둘러 쌓인 경우 임프란트 전표면을 따라 균일한 응력분산을 보인다고 하였다. 한편 Cook 등^{13,14)}은 다공성의 치근형 Co-Cr-Mo 임프란트를 대상으로 한 연구에서 직접 골 결합이 임프란트의 actual retention mechanics를 설명하지 못한다고 하였으며 따라서 골 유합이 이루어진 후의 임프란트 변위에 관한 연구는 FEM보다는 실험실에서 직접 측정하는 것이 더 정확하다고 하였다.

본 연구는 임상적으로 널리 쓰이는 다양한 임프란트에 대해 사용 빈도, 임상 실적에 대한 retrospective study등의 정보를 수집 분석하여 3종의 골 유착성 임프란트를 선정 한 후 응력 분산, 초기 안정성에 대해 비교하여 형태에 따른 우열을 알아보기 위해 시도 되었다.

II. 연구 추진 방법

본 연구는 문헌 정보를 통해 임상적으로 널리 쓰이는 임프란트들 중에서 3종을 선택하여 3

가지 모델들(Tab. 1) 설정한 후 다음과 같은 일련의 실험을 시행하였다.

Tab. 1. Implant Models

Model	Type	Size(diameter×length, mm)
Model A	Cylinder type	3.3×10
Model B	Tapered Screw type	3.5×11
Model C	Screw type	3.25×10

실험1

돼지 하악골을 균일한 cortical bone과 cancellous bone을 가진 15개의 10×10×20mm의 particle로 section한 후 정 중앙에 A, B, C 3형의 임프란트를 각 5개씩 매식하고 이 표본을 30×30×40mm의 PMMA에 포매하여 Instron Material Testing Machine(Instron社, USA)을 사용하여 10kg. f의 측방압을 가했을 때의 변위량을 측정하였다.

실험2

Sandwich pannel type의 목재를 30×30×40 mm Sample로 제작한 후 정 중앙에 A, B, C각 5개씩 매식 한 후 실험 1과 같은 방법으로 변위량을 측정하였다.

실험3

Profile Projector Type PJ-250(Mitutoyo 社, Japan)를 이용하여 A, B, C 각 implant의 geometry contour를 Cad로 제도 한 후 visualization하였다. 실험에 사용한 재료들의 material property는 Tab. 2와 같으며 Numerical Method (FEM)에 사용한 elements와 nodal points의 수는 Tab. 3과 같다.

여기서 얻은 data를 토대로 Pre- and Post-Processing은 Hyper-Mesh를, Solver는 Nastro를 이용하였고, Computer는 SGI-Indigo II를 사용하였다.

시료에 가한 3가지 load case는

(1) 100N의 Compressive force를 가한 경우

Tab. 2.

Material	Young's modulus	Poisson's ratio
Titanium	110 GPa	0.3
Cortical bone	17 GPa	0.3
Cancellous bone	300 GPa	0.4

Tab. 3. Number of elements, nodal points

Model	Element	Node
Cylinder type	247	789
Tapered Screw type	481	1496
Screw type	399	1231

(2) 10kg.f의 측방압을 가한 경우

(3) 100N의 Compressive force와 20N의 측방압을 가한 경우(oblique force)로 나누어 연구하였으며 (2)의 결과는 Instron test값과 비교하였다.

III. 연구 결과 및 고찰

I. Instron Test

1. Displacement graph(Fig. 1)

Screw type의 경우 처음 loading이 가해질 때 임프란트 fixture와 healing screw 나사부의 불완전 접촉으로 생각되는 원인에 의해 load displacement curve initial sitting stage가 존재하였다. 그런 경우 linear region을 중심으로 extrapolation하였다.

2. Pig mandible

돼지하악골에 대한 Instron test 결과는 Tab 4와 같으며 통계에 대한 분석은 t검정으로 유의성을 조사하였다.

3. Sandwich Pannel Type Wood

Sandwich Pannel type wood에 대한 Instron test결과는 Tab. 5와 같다. 변위의 양을 측정하는 방법으로는 Displacement control, Load control, Strain control 방법등이 있는데 본 연구에서는 0.01mm/sec의 displacement control 방법을 사용하였다.

Tab. 4. 10kg. f Data Point Displacement

($P < 0.05$)

	Cylinder type (A)	Tapered Screw type (B)	Screw type (C)
Deformation at 10Kg (Pig mandible)	0.1555 ± 0.0504	0.1500 ± 0.0246	0.1587 ± 0.0324

Tab. 5. 10kg. f Data Point-Displacement

($p < 0.05$)

	Cylinder type (A)	Tapered Screw type (B)	Screw type (C)
Deformation at 10kgf (wood)	0.1778 ± 0.0689	0.1332 ± 0.0258	0.2775 ± 0.0628

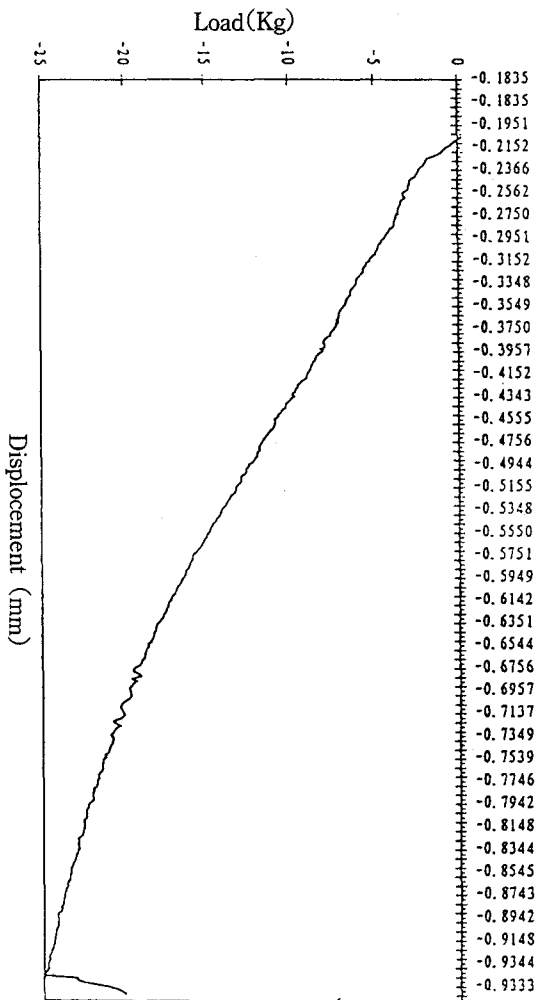


Fig. 1.

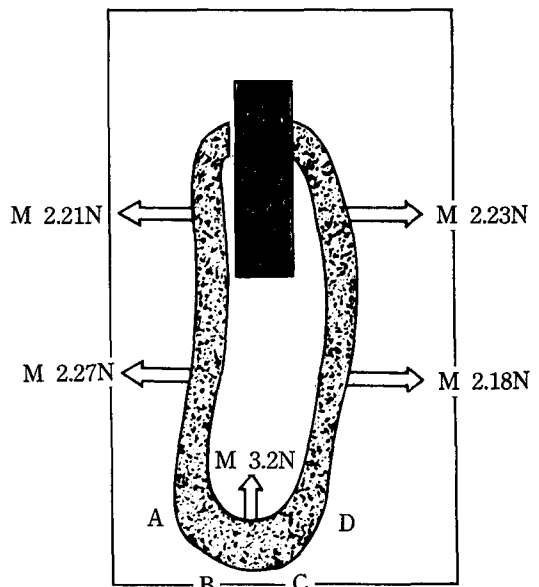


Fig. 2.

II. Numerical Method(FEM)

Fig. 3은 Uejo¹⁵⁾의 이론에 따른 하악 제2소 구치부위의 physical dimension을 나타낸 것이며, 하악골을 지지하는 근육이 협축으로는 2.23 N과 2.18N의 힘으로, 설축으로는 2.21N과 2.27 N의 힘으로, 상방으로는 3.2N의 힘이 작용하는 것으로 가정하였으며 bounding condition(경계 조건)은 A, B, C, D 4곳중 A, B, D는 Y축 변위가 C는 모든 방향의 변위(X, Y, Rz)가 0으로 설정하였다(Fig. 2).

Tab. 6.

힘	변위부위	CYLINDER (mm)	TAPERED SCREW (mm)	SCREW (mm)
Compression	Implant tip	7.951×10^{-2}	7.958×10^{-2}	7.910×10^{-2}
	Cortical bone과 Implant 경계	7.915×10^{-2}	7.929×10^{-2}	7.879×10^{-2}
Shear	Implant tip	1.035	1.025	1.032
	Cortical bone과 Implant 경계	1.017	1.011	1.014
Oblique	Implant tip	1.412×10^{-1}	1.390×10^{-1}	1.405×10^{-1}
	Cortical bone과 Implant 경계	1.379×10^{-1}	1.366×10^{-1}	1.374×10^{-1}

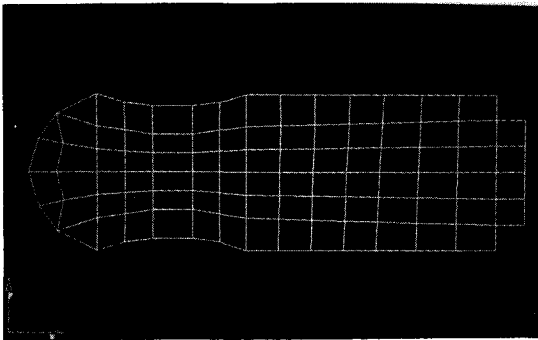


Fig. 3.

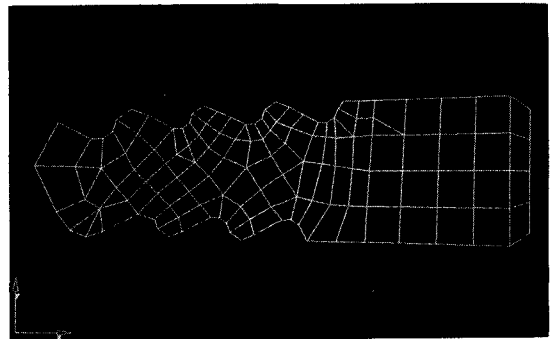


Fig. 4.

Model A, B, C에 대한 유한요소, model은 각각 Fig. 3, 4, 5와 같으며 실험 결과는 다음과 같다(Tab. 6).

FEM해석 결과 축방압으로 인한 Implant tip에서의 변위는 Model B(Fig. 7), C(Fig. 8), A(Fig. 6)의 순으로 증가하였다. Instron실험에 의하면 Model A가 Model B보다 적은 변위를 보여주어 FEM해석과는 상반된 결과를 보여주는데 이는 Model A가 가지는 Press-fit condition을 부여하지 않은 결과 Model A의 변위가 과장되어 나타난 것이라 하겠다.

임플란트와 골사이의 relative motion은 일반적으로 compression 상태에서 관찰하는데 Model B(Fig. 10), C(Fig. 11), A(Fig. 9)의 순으로 변위가 증가하였고, Oblique force가 작용할 경우 Model A(Fig. 12), C(Fig. 14), B(Fig. 13)의 순으로 변위가 증가하였다. 이

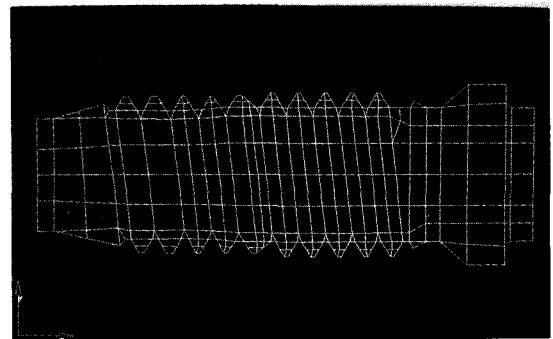


Fig. 5.

상의 결과를 종합하면 Rieger등¹⁶⁾과 Adams가¹⁷⁾ Tapered한 형태가 응력분산에 유리하다고 한 연구 결과와 유사한 점을 찾을 수 있다.

Implant의 길이에 따라 Implant tip에서의 변위는 크게 영향을 받지 않을 것으로 여겨진다.

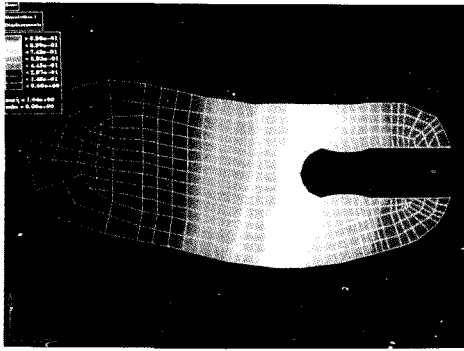


Fig. 6.

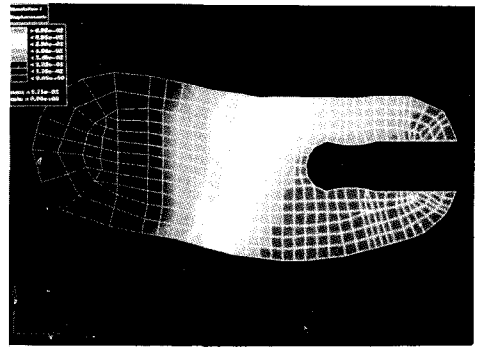


Fig. 9.

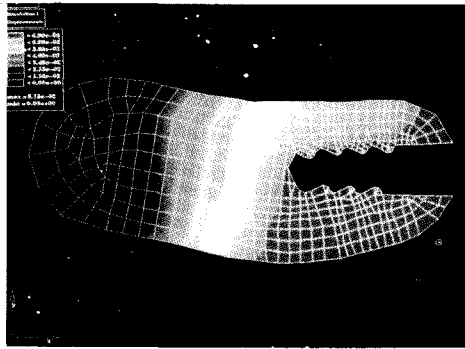


Fig. 7.

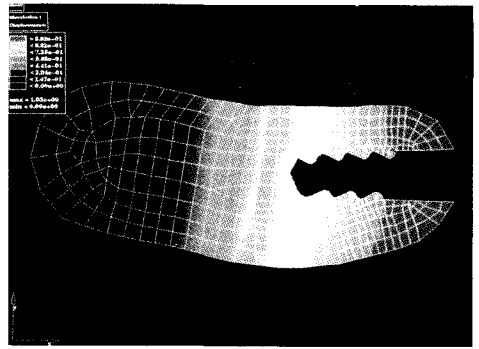


Fig. 10.

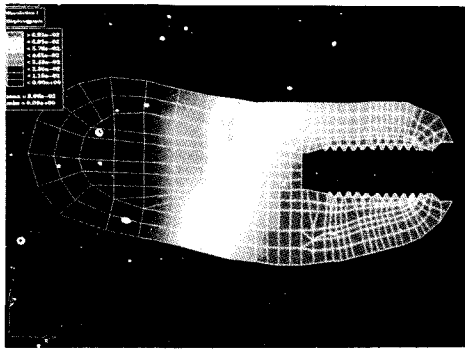


Fig. 8.

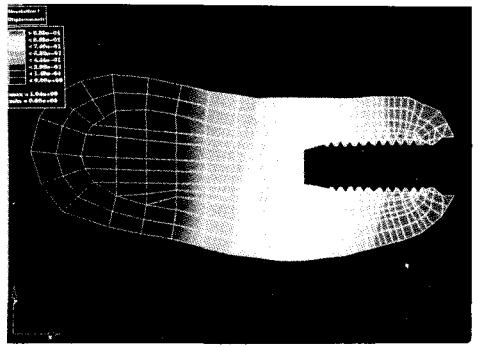


Fig. 11.

이는 cancellous bone에 비해 상대적으로 단단한 cortical bone이 지렛대 역할을 맡고 있어 길이에 따른 차이를 어느 정도 보상을 해주고 있기 때문이다.

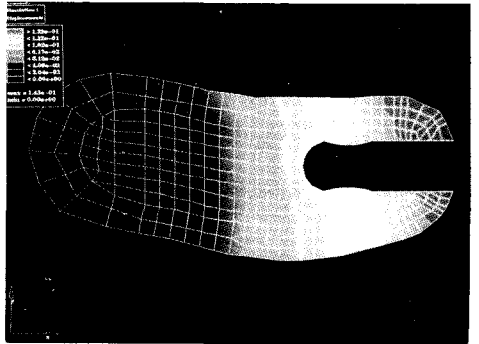


Fig. 12.

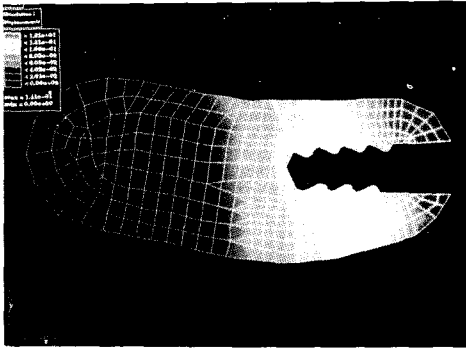


Fig. 13.

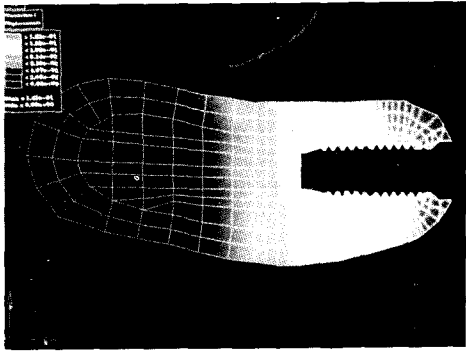


Fig. 14.

IV. 결 론

본 연구는 각 model당 sample의 수가 비교적 적으며 cylinder type의 경우 임플란트 표면에 일정한 pressure를 가하는 loading condition을 부여하는 press-fit조건을 설정하지 않은 점 등의 개선점을 인정하면서 다음과 같은 결과를 얻었다.

Cylinder, Tapered Screw, Screw type의 임플란트중 Tapered Screw type이 전체적으로 가장 안정된 결과를 보여 주었다.

References

1. Ko, C.C., Kohn, D.H., Hollister, S.J., : Micromechanics of Implant/Tissue interface, J. Oral. Implant., 1992.
2. Skalak, R., : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, J. Prosthet.

- Dent., Vol 49, p843, 1983.
3. Osborn, J.E., Kovacz, E, Kallenberger, A., : Hydroxylapatitkermik-Entwicklung eines neuen biowerkstoffes und erate tierexperimentelle Ergebnisse, Dtsch. Zahnarztl. Z., 35, p54, 1980.
4. Donath, K., Kirsch, A.,
5. Brunski, J.B. et al : The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I : histological aspects, J. Dent. Res., 58, p1953-1969, 1979.
6. Branemark, P-I, Zarb, G., Abrektsson, T., : Tissue integrated prosthese, Chicago, 1985, Quintessence, p56.
7. Tesk, J.A., Widera, O., : Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. J. Biomed. Mat. Res. Symp., vol. 4, p252-262, 1973.
8. Privitzer, E., Widera, O., Tesk, J.A., : Some factor affecting dental implant design. J. Biomed. Mater. Res. Symp., Vol. 6, p251-260, 1975.
9. Takahashi, N., Katagami, T., Komori, T., : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. J. Prosthet. Dent., Vol. 40, No. 2, p186-191, 1978.
10. Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O., : Finite element analysis of six endosseous implants, J. Prosthet. Dent., Vol 63 p671-676, 1990.
11. Siegele, D., Soltesz, U., : Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone, Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 4, p333-340, 1989.
12. Weinstein, A. M. Klawitter, J.J., Anand, S. C., Schuessler, R. : Stress analysis of porous rooted dental implants J. Dent., Res., 55, p772-777, 1976.
13. Cook, S.D., Klawitter, J.J., Weinstein, A.M.,

- : A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, J. Dent. Res., 61, p25-29, 1982.
14. Cook, S. D., Klawitter, J. J., Weinstein, A. M., : A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants, J. Dent. Res., 61, p1006-1009, 1982.
 15. 上條雄彦：口腔解剖學， 1 骨學(頭蓋學)，アナト-ム社， 1988.
 16. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., : A finite element survey of eleven endosseous implants, J. Prosth. Dent. 63, p457-465, 1990.
 17. Adams, W.K., : Employing finite element modelling in the design optimization of prosthodontic implants(Master of Science Thesis). Columbus, Ohio : The Ohio State University, 1985.