

치과용 임플란트 구조설계 (1): 구조해석 비교연구

Structural Design of a Dental Implant (I): Comparative Structural Analysis

권 영 주†

Kwon, Young-Joo

요 지

본 논문은 두 편으로 구성된 치과용 임플란트 구조설계에 대한 논문 중 첫 번째 논문으로 먼저 치과용 임플란트의 종류 및 특징에 대하여 조사 분석을 수행하였다. 이를 통하여 현재 사용 중인 대표적인 치과용 임플란트들의 장단점들을 비교분석하였다. 그 결과를 토대로 새로운 임플란트 구조모델을 제안하였다. 특히 제안된 새로운 구조형상의 임플란트에 대하여 기존의 대표적인 임플란트들과 유한요소해석 기법을 이용한 구조해석 비교연구를 수행하였다. 구조해석 비교연구를 수행한 결과 본 논문에서 제안한 치과용 임플란트의 구조적 성능의 우수성이 확인되었다. 본 연구에서 구조해석 비교연구를 수행한 치과용 임플란트 제품은 3i 임플란트 제품과 Sargon 임플란트 제품이다. 이들은 모두 수입 제품들인데 임플란트 종류 및 특징 조사 결과 현재 임상으로 사용 중인 임플란트들은 대부분 골내식립형인데 이들도 그들 중 하나임을 알 수 있었다.

핵심용어 : 치과용 임플란트, 구조설계, 구조해석 비교연구, 유한요소해석, 임플란트 종류

Abstract

This paper is the first paper among two papers which constitute the paper about the structural design of a dental implant. This paper surveyed types and characteristics of dental implants. Merits and shortcomings of clinically used dental implants were analysed through this survey. A new structural model of dental implant was proposed on the basis of survey results. Especially, a comparative structural analysis of the new dental implant and the well known dental implants has been performed using the finite element analysis method. The analysis results confirm that the newly proposed dental implant has a good structural performance. The well known dental implants used for the comparative structural analysis are 3i implant and Sargon implant. These implants are imported dental implants and we could know that most implants clinically used are endosteal implants and these two implants(3i implant and Sargon implant) are also endosteal implants.

Keywords : dental implant, structural design, comparative structural analysis, finite element analysis, implant type

1. 서 론

최초의 치과용 임플란트는 돌과 상아로 되었으며 고대 중국과 이집트에서 사용되었다고 보고된 바 있다. 1809년 Maggiolo가 골 내에 이물질 이식을 시도한 이래 1970년대 후반까지는 골막하 임플란트와 blade-vent형 임플란트가 주로 사용되어 왔으나, 1969년 스웨덴의 브레네막(Branemark)이 생체와 금속간의 직접적인 결합현상을 발견하고 골유착이란 개념에 대해 보고한 후 장기간의 실험과 임상자료를 통하여 1980년대 이후 골유착성 치근형 임플란트가 치과수복 분야에 널리 이용

되고 있다(이철원, 1989). 초기 골유착성 임플란트의 적용대상은 대합치가 중의치인 하악의 의치였으나 근래에는 자연치아와 연결된 유리단 최후방지대치, 중간지대치 및 단일결손치 수복 등의 부분 무치악 증례에도 광범위하게 적용되고 있다. 골유착성 임플란트 보철물이 구강 내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체적합성, 골조직의 양과 질, 외과 시술식 및 상부보철물의 설계 등 여러 요소에 달려 있지만 특히 골유착성 임플란트 보철물은 생체기능성의 측면에서 구강이라는 특수한 환경 내에서 저작 시 발생하는 교합력에 대해 적절히 지지할 수 있도록

† 책임저자, 정회원 · 홍익대학교 기계정보공학과 교수
Tel: 044-860-2484 ; Fax: 044-866-6598
E-mail: yjkwon@hongik.ac.kr

• 이 논문에 대한 토론을 2012년 12월 31일까지 본 학회에 보내주시면 2013년 2월호에 그 결과를 게재하겠습니다.

록 생체역학적으로 설계되어야 한다. 보철물에 영향을 주는 구강내의 온도, 습도, 하중, 화학반응 등 여러 가지 환경요인 중 골유착성 임플란트 보철물에서 가장 중시되는 것은 교합력을 비롯한 외부 하중에 의해 발생하는 지대치, 치근막 및 치조골 내의 응력과 변위 등과 같은 역학적 반응이다(Lang 등, 1993). 보철물에 외력을 가하면 변위를 야기하며 이에 따라 내부에서는 응력이 발생한다. 그 응력이 생리적 한계를 벗어나면 치근막이 파괴되고 치조골의 흡수가 발생한다. 따라서 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 발생한 응력이 과도하여 보철물이나 지대치가 파절되지 않아야 할 뿐만 아니라 치주조직 내에 발생하는 응력도 생체의 생리적 지지능력 범위 내에 오도록 설계되어야 한다(권영두 등, 2008; Borchert 등, 1983; Lavernia 등, 1981; Tesk 등, 1973). 이와 같은 관점에서 임플란트에 관한 연구는 임플란트 및 주변 골조직에 발생하는 응력을 분산시켜 최소화시키는 형상최적화 연구(Siegel 등, 1989; 한중석 등, 2003) 및 장시간 사용에 따른 피로·파괴에 대한 연구(손정훈, 2005; 김민건 등, 2009)에 집중되어 있다. 본 논문은 기존의 임플란트에 대한 종류 및 특징에 대한 조사 분석을 수행하였다. 이를 통하여 새로운 구조형상의 치과용 임플란트를 제안하였고, 그 성능 비교를 위하여 이 새로운 임플란트와 기존의 대표적인 임플란트인 3i 임플란트와 Sargon 임플란트에 대하여 삼차원 유한요소해석 기법을 이용하여 골유착성 임플란트 보철물에서 하중 조건의 변화에 따른 보철물과 임플란트 및 지지조직에서의 응력분포와 변위양상을 비교·분석하였다.

2. 치과용 임플란트 종류 및 특징 조사

2.1 치과용 임플란트의 개념

사전적 의미로의 임플란트는 상실된 인체 조직을 회복시켜 주는 대체물을 의미하지만 치과에서는 주로 인공치아 이식을 말한다. 상실된 치아의 치근을 대신할 수 있도록, 인체 거부반응이 없는 Titanium(티타늄; Parr 등, 1985)으로 만들어진 인공치근을 이가 빠져나간 치조골에 심어서 유착시킨 후 인공치아를 고정시켜 치아의 원래 기능을 회복하도록 하는 첨단 기술을 의미한다. 1951년 스웨덴의 정형외과 의사인 브레네막은 부러진 뼈의 고정을 위해 사용한 나사못(Titanium이라는 금속)이 뼈에 단단하게 부착되어 제거되지 않는 골 유착 현상을 발견하게 되었다. 그는 이러한 유착현상을 치과에 응용할 수 있다고 판단하여 턱뼈에 Titanium 나사못을 박는 신 개념의 골융합(Osteointegration)원리를 소개하고 정립하였다. 이는 치아가 상실된 부위에 순수

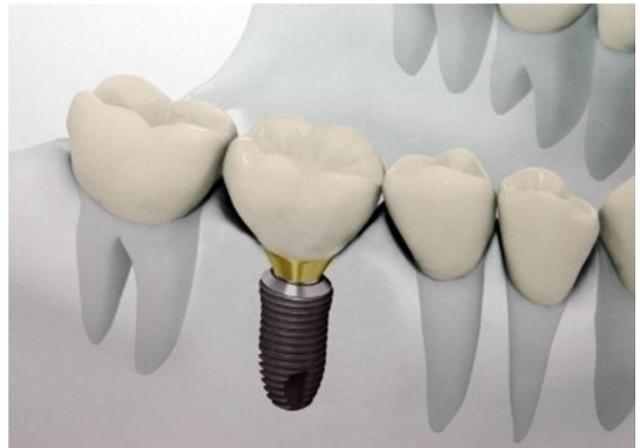


Fig. 1 Dental implant installed in human mandible

Titanium으로 만든 인공의 치근을 턱뼈에 외과적 수술로 식립하여 그 위에 새로운 치아의 머리를 만들어 주는 방법이다. 이는 치아가 상실되기 이전의 상태로 회복시켜 줌으로써 저작기능과 발음기능 그리고 심미성이 향상되고, 주위 건강한 치아를 삭제할 필요가 없는 치아재건의 한 방법이다. 임플란트의 장점은 무엇보다도 인접치아를 손상시키지 않고 시술하므로 다른 치아를 보호한다는 것이다. 임플란트는 또한 건강한 자연치에 필적하는 강력한 저작력 회복을 가능케 한다. 섬세하게 시술된 임플란트는 잇몸 속에 이가 묻혀 있는 것과 같이 자연스러운 모양을 갖는다(Fig. 1). 이가 없는 틀니 환자인 경우에도 몇 개의 임플란트를 통해 틀니의 안정을 도모할 수 있다. 심지어는 임플란트에 고정하여 사용할 수도 있다. 틀니와 잇몸과의 마찰로 생기는 상처로 인한 통증도 없앨 수 있으며 틀니의 장기간 사용으로 발생하는 잇몸의 소실도 방지하는 효과가 있다(Fenton, 1992; Rosenquist, 1996).

2.2 치과용 임플란트의 종류 및 특징

2.2.1 치과용 임플란트의 종류

임플란트는 시술형태에 따라 임상적으로 골내식립형, 골막하매식형, 골관통형으로 구분되고 치내관통형, 점막하매식형, 골대치형 등이 부가적으로 사용된다(Manski, 1982). 골내식립형 임플란트에는 Screw형, Blade형, Cylinder형 임플란트가 있고 Cr-Co, Carbon, Ceramic, Titanium 등으로 만들어 독립적으로 매식되거나 자연치에 연결하여 사용되고 있다. Carbon 임플란트는 생체 조직학적으로 친화성이 좋으나 물리적 강도가 약하다. Blade형 임플란트는 1966년 개원가에서 급격하게 보급되었던 크롬, 니켈, 및 Titanium 합금 등으로 제작되었고, 1회에 점막에서 골 내로 매식된다.



Fig. 2 Various types of dental implant

Ceramic 임플란트는 불활성 생체적합재료로서 치근형태로 골 내에 삽입되나 물리적 강도가 취약하다. 성공률은 높은 편이지만 보철구조와 물리적 강도 때문에 임상에서 보편적으로 사용되는 문제점이 있다고 평가된다. Titanium 임플란트는 1960년대에 생체적합이 좋아 골과의 융합-일체가 가능하면서 충분한 강도를 가진 인공치의 적합재료로 개발되어, Titanium 나사 구조의 TPS, ITI, Core-vent 등 주로 속이 빈 원주형으로 개발된 것과 브레네막(Nobelpharma, 스웨덴), Steri-Oss(Denar, 미국), 3i(Biomet, 미국) 등의 나사형(thread) 구조, 원주형(cylinder)형의 IMZ, Integral 등이 사용되고 있다. 골막하 임플란트는 Vitallium, Carbon, Titanium 등으로 된 안장(saddle) 형태의 구조를 가지고 1948년 Gershkoff와 Goldberg 등에 의해 처음 소개되어 현재까지 개원 및 대학병원에서 사용되고 있다. 골관통 임플란트인 Mandibular Staple Bone 임플란트는 무치악의 하악 하연에서 5~7개의 지주(post)를 구강내로 평행하게 하는 것으로 Small(1973), Metz(1974) 등이 개발하였다. 이외에도 많은 골유착성 임플란트가 개발되거나 약간씩 변형되어 높은 성공률이 주장되고 있지만 분명한 과학적 근거 및 통계자료의 부족으로 유형별, 재료별 교합조건 등에 따라 장기간의 성적을 비교·평가하기가 쉽지 않다. 미국 NIH에서 1973, 1975(Chicago), 1978(Harvard), 1988년 평가회의를 가짐으로서 개관적 평가를 시도하였다. 그 결과 골막하 임플란트와 골관통형 임플란트는 5~10년 정도의 사용에는 무리가 없으나, 기존의 Blade 형 골내식립형 임플란트는 단독 또는 연계 보철물의 인공 지대치로서 10년 이상 장기간 사용하는데 회의적임을 보여 주었다. 현재까지 임상 결과 Titanium으로 된 골내식립형 임플란트 중 Screw형과 Cylinder형이 무리없이 가장 보편적으로 사용되고 있으며 현재 약 34종의 제품이 개발되어 보급되고 있다(Fig. 2).

2.2.2 주요 골내식립형 임플란트의 특징

현재 임상에 사용되고 있는 Titanium으로 된 치근형의 골내식립형 임플란트 중 국내에서 임상에 가장 널리 사용되고 있는 몇 개의 대표적 임플란트들의 특징을 간략히 비교해 본다(Barzilany, 1993).

(1) 브레네막 임플란트(Branemark Implant)

스웨덴의 Nobelpharma사가 개발하였으며 1981년에 전 무치악환자의 15년간 치험성적을 보고한 이래 현대적 의미의 골유착임플란트(Osseo-Integrated Implants)를 주도하고 있다. 순수 Titanium(Ti-CP)으로 된 나선상 구조의 2단계 분리 치근형으로 되어 있으며, 3.75mm 굵기에 7, 10, 13, 15, 18mm의 길이를 기본으로 4.0mm 굵기 및 self-tapping형(MKII)이 개발되어 있다. 주요 특징은 내부 냉각없이도 2000rpm이하의 골함요형성과 15~20rpm의 식립으로 나선상 Titanium 임플란트의 골유착을 이론적으로 증명하여 30년간 임상성적으로 우수성이 입증되고 있다. 특히 전치부의 심미성을 살리기 위해 Estheticone abut, 단일 치아의 회전률 막기 위해 Cera-one abut, 치관 방향을 맞추기 위한 30도 및 17도 경사의 Angulated abut, 약간의 공간이 좁을 때 gold cylinder를 사용하지 않는 Mirus-cone abut, overdenture용의 O-ringball abut 등이 개발되어 있다. 드릴방향을 잡아주는 장치, 보철연결부의 심미성, 단일치아의 회전 방지성 등이 현저히 개선되었다. 3i 등 최근에 개발된 임플란트 보철부분과 호환성을 갖고 간단하면서도 정확성과 심미성을 보강한 보철 연결부가 개발되어 있다.

(2) 3i 임플란트(3i Implant)

미국 Implant Innovations사에서 개발된 3i 임플란트는 기본적으로 브레네막 표준형 임플란트와 IMZ의 cylinder형태에 Titanium 플라즈마를 입힌 것으로 구조와 크기가 같고 연결부와 상부보철도 기본적으로 유사하다. 1999년 구강 임플란트 및 잇몸 뼈 재생분야의 선두기업인 Biomet사에 인수되면서 연구 및 개발자원의 성장이 크게 향상되었다. 순수 Titanium의 순도와 물리적 강도가 보장되었다고 알려져 있다. 임플란트의 상부구조가 hex-top으로 연결되어 적합이 매우 정확하고 안정되어 있다고 UCLA에서 보고한 바 있다. 3.75mm직경의 나선형은 기본적으로 브레네막에 비하여 다양한 연결부와 보철이 개발되어 있고 경제적이다. Cylinder형은 IMZ 임플란트와 같다. 주요 특징은 브레네막 임플란트의 기구와 보철 등의 호환성을 가진다. 또한 보철 구조가 다양하다. 2.9mm직경의 소형 임플란트는 상하악전치 등 좁은 치주골에 사용되고, 임플란트 상부가 다소 넓어지며 보철이

internal hex screw로 연결된다. 나사구조에 self-tapping 형이 개발되어 있다. 브레네막과 IMZ의 형태와 구조를 모방한 것으로 볼 수 있다.

(3) IMZ 임플란트(IMZ Implant)

1974년에 개발되어 Kirsch, Axel(1980, 1983)에 의해 처음 소개되었다. Titanium spray로 표면을 처리한 원통형 임플란트로서 나선을 갖고 있지 않고 TMI와 IME로 상부보철이 연결된다. 주요 특징은 Titanium CP로 제작되어 있고, 나선이 없는 2단계 Cylinder형으로 Titanium plasma spray의 표면을 가지며 골함요의 형성 후 press fit으로 식립 된다. 3.3mm 직경의 8, 10, 13, 15mm와 4.0mm의 굵기가 있다. 임플란트 내의 IME가 임플란트를 통하여 뼈에 미치는 교합력을 감소하며, 자연치의 치근막에서와 같은 미세한 생리적 이동이 임플란트 내에서 허락되므로 임플란트 치아 및 보철을 자연치와 연결할 수 있다. TIE는 고도로 연마된 Titanium cylinder로서 건강한 치은이 임플란트에 부착케 하고 임플란트 주변 연조직을 긴밀하게 유지한다. 또한 그 상단은 다소 경사져 있어 보철물이 긴밀하게 접촉되게 한다. 1993년 플라스틱으로 된 IME대신에 파손에 저항하는 Titanium으로 된 IMC(intramobile connector system)을 개발했고 그 후 TIE와 IME를 한 덩어리로 한 여러 크기의 abutment complete를 선택할 수 있게 되었다. 발치 후 즉시 식립하는 치근형 다단계(steped cylinder) 임플란트로서 "Frialit-2"가 개발되었다. 17° Angulated abut, mirus-cone system, 지대치 선택 kit, 임플란트 위치정립 고안 등이 필요하다. 플라스틱 IME의 잦은 파손과 정기적 교체 및 비위생성이 그 효용성을 감소하고 있으며, 이를 극복하기 위해 IMC 및 abutment complete가 개발되었으나 임플란트 내부의 충격흡수라는 장점이 그 만큼 약화되었다고 볼 수 있다. 골피질이 얇고 골수질이 치밀하지 못한 경우 Cylinder형 임플란트의 일차적 안정이 약하고, 지나치게 단단한 골질에서는 Press-fit의 식립이 쉽지 않다.

(4) Integral 임플란트(Integral Implant)

미국 Calcitek사가 개발한 Hydroxyapatite를 입힌 Cylinder형으로 보철의 다양함을 특징으로 한다. 4mm, 3.25mm 직경에 8,10,13,15mm의 길이를 갖는 Cylinder형으로서 2~5mm 높이의 치은 연결부를 가진 지대치에는 상부보철이 시멘트로 접착될 수도 있고 screw로 고정될 수도 있다. 지대치는 shouldered abut, coronal screw, overdenture abut이 있다. Omniloc지대치는 8각형 연결부를 갖고, 회전에 저항할 수 있는 잠김기능을 가지고 있다. 단일

치아의 수복을 위해 Integral Omniloc abut으로 개발하였으나 근본적으로 나선구조에 external hex연결을 갖는 3.7mm 폭에 8,10,13,15,18mm길이의 Thread-Lock을 개발하여 다른 나선구조의 치근형 임플란트와 유사하다. 최초의 Cylinder형 형태와 구조가 나선형 구조로 바뀌고 보철연결이 보편화되었다.

(5) Steri-Oss 임플란트(Steri-Oss Implant)

미국 Denar Affiliate Co. 제품으로 HA-coated thread 구조를 가진 Screw형 및 Cylinder형 임플란트로서 긴 목을 가진 상부보철이 다양하다. 3.25mm 직경에 hydroxyapatite 또는 Titanium plasma spray를 입힌 Cylinder형, 3.8mm 직경의 Cylinder형과 완전한 나선구조에 hydroxyapatite를 입힌 Thread형, 임플란트의 연결부가 external hex를 갖는 HL Thread형 및 Cylinder 형과 HA를 입힌 3.25mm와 3.8mm 굵기 등 거의 모든 형태와 구조를 갖고 있다. 8mm부터 2mm 간격으로 18mm길이까지 있다. 보철에 있어서도 Angulated abut를 포함하여 보철연결이 다양하다. 3.25mm와 3.8mm의 굵기를 가진 hex 구조가 없는 임플란트에는 2~6mm cuff을 가진 PME abut가 screw로 고정되어 전악보철과 고정형 보철 등 모든 곳에 사용할 수 있다. 전치부 단일치아의 수복에는 수직, 15도, 25도로 Hexlock fixed abut가 coping screw에 의해 고정되고 상부보철은 시멘트(cement)로 접착된다. 골함요의 형성에 골내세척(internal irrigation system)이 가능하고 골질에 따라 Titanium표면과 HA표면, Thread형과 Cylinder형의 것을 선택할 수 있다. PME, coronal screw, overdenture, fixed abut, angulated abut(ASI abut)은 임플란트의 경사 및 각도에 다양하게 적용할 수 있다. 2단계 골막하 매식 Blade형 임플란트, 4.5mm 나선형의 Titanium 및 HA-coated 임플란트가 개발되었다. 임플란트의 종류와 형태가 너무 많아 복잡하다.

(6) ITI 임플란트(ITI Implant) : Bone-Fit 임플란트

TPS(Titanium Plasma Sprayed Implant)로 1976년 독일의 Schroeder에 의해서 개발되었으며 유럽과 아시아에 많이 보급되고 있다. 미국에서는 Sutter(1983)등에 의해 소개되어 Straumann회사에 의해 보급되고 있다. 순수 Titanium spray 표면의 Hollow-Basket구조로서 일체형과 분리형으로 나누어지는데 국내에는 Bone-Fit 임플란트로 보급되고 있다. 구강점막을 뚫고 cover screw가 노출된 채 골과의 융합을 기다림으로 임플란트를 노출하기 위한 2차수술이 필요없는 non-submerged 임플란트이다.

임플란트와 골과의 접촉을 넓히기 위한 Titanium sprayed 표면을 가지고 치은에 접한 부분은 고도로 연마되어 있다. 속이 빈 Cylinder형 임플란트와 그 후에 개발된 나사를 가진 치근형으로 구분되는데, 보철을 연결하는 상부가 다소 넓어지면서 지재부를 위한 shoulder가 형성된다. 기본적으로 solid screw, hollow cylinder, 15도 angled의 4형이 있고 6, 8, 10, 12mm의 길이를 갖고 있다. 외과시술이 비교적 간단하고 식립 후 골막하에 완전히 덮히지 않으므로 임플란트 노출을 위한 2단계 수술(2nd phase)이 필요없다. 임플란트 경부가 넓어져 자연스럽게 emergence profile을 가지므로 치은의 건강도 유지에 유리하다. 상악전치부에 각이 진 지대치의 연결대신에 끝이 경사진 angled 임플란트는 경부의 미세한 틈과 힘의 집중을 피할 수 있다. 보철물은 시멘트 혹은 screw 유지형 중에서 선택할 수 있다. 보철물의 screw 고정형과 회전방지를 위해 8각 구조를 가진 Octabutment를 개발하여 보철의 다양성이 향상되었다. 골함유의 형성이 간단한 만큼, drill path의 수정으로 임플란트와 골과의 간격이 넓어 질 수 있다. 골막하에 묻히지 않으므로 상피부착(epithelial attachment)이 비교적 하방에서 일어날 수 있고, 임플란트 경부에 초기 골 흡수가 있기 쉽다. 초기 일체형, 나선이 없는 hollow basket형 때의 경험과 치료성적이 비판적이다.

(7) Sargon 임플란트(Sargon Implant)

Sargon 임플란트는 미국의 치과 의사인 Sargon박사에 의하여 1992년 개발되었으며 Sargon사에 의하여 판매되고 있다. 역시 골유착개념의 골내식립형 임플란트이다. Sargon 임플란트의 주요 특징은 일반적으로 임플란트 식립 시 필요



Fig. 3 Sargon Dental Implant

한 환자의 치주골 그림이 필요없다. 따라서 임플란트 식립에 소요되는 많은 시간(약 1년)과 환자의 고통을 단축시켜 준다. 이를 위하여 Sargon 임플란트는 Fig. 3에서 보는 바와 같이 임플란트 하단부가 갈라져 있으며, 식립 후 이를 팽창시켜 골과의 유착을 극대화시키면서 치주 골에 신속한 고착을 유도한다.

지금까지 주로 외국의 유명 임플란트 제품들을 알아 보았는데 국산 임플란트인 오스텀, 텐티움, 디오 등도 외국산에 손색이 없는 성능을 갖고 있다고 알려져 있다.

3. 새로운 임플란트 구조모델

제 2절에서 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 임플란트에 대하여 그 종류와 특징에 대하여 조사하였다. 그 결과 임플란트의 시술에 중요한 것은 첫째 임플란트 시술 후 임플란트와 치주 골과의 융합이 좋아야 하며, 둘째 첫 번째 임플란트 이식 후 치주 골과의 융합을 확인 한 후 골막하에 완전히 묻힌 임플란트에 인조 치아를 고정하기 위하여 임플란트 상부 노출을 위한 이차 시술을 하기에 용이하여야 하며, 셋째로 완전한 임플란트 시술 후 저작 시 임플란트와 주위 치주 골에 응력이 분산되어 최소로 발생하도록 임플란트가 설계되어야 한다는 것이다. 마지막으로 임플란트 시술 기간이 짧아야 하며, 무엇보다도 경제적인 시술비용과 시술 시 환자의 불편을 최소화하는 것이다. 이 모든 것을 다 동시에 만족시키는 임플란트를 설계한다는 것은 매우 어려운 작업임에 틀림없다. 따라서 본 논문에서는 구조역학적 측면에서 임플란트 시술 후 저작 시 임플란트와 주위 치주 골에 발생하는 응력을 분산시켜 최소화시키는 관점에서 Fig. 4에서와 같은 구조의 치과용 임플란트를 제안하였다. 이와 같은 성능을 확인하기 위하여 다음 절에서 현재 임상적으로 사용되고 있는 대표적인 치과용 임플란트와 본 논문을 통하여 제안된 임플란트에 대하여 유한요소 해석기법을 이용하여 구조해석 비교연구를 수행한다. 이와 같이 유한요소 해석기법을 이용한 비교연구는 최근의 논문에서도 찾아 볼 수 있다(권영주, 2010; 2012).

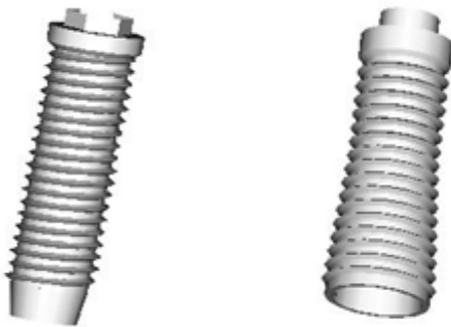
4. 구조해석 문제의 구성

4.1 구조해석 모델

본 연구에서 구조해석을 수행하고자 하는 치과용 임플란트 모델의 구조형상은 Fig. 4와 Fig 5와 같다. Fig. 4는 본 논문을 통하여 새로이 제안하는 치과용 임플란트 구조 모델이

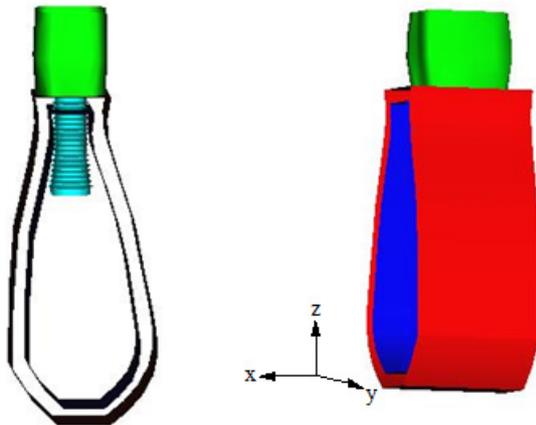


Fig. 4 New Dental Implant structure proposed in this paper



(a) 3i Dental Implant (b) Sargon Dental Implant

Fig. 5 Typical Dental Implant structural models



(a) Inside model view (b) Outside model view

Fig. 6 Structural model and coordinate system for structural analysis

며 Fig. 5는 구조해석 비교연구를 위하여 사용하는 현재 임상으로 널리 사용되고 있는 3i 임플란트와 Sargon 임플란트 구조형상이다. 구조해석 비교연구는 Fig. 4와 Fig. 5에 나타나 있는 임플란트 모델이 치주골에 식립되어 치주골과 융합된 후 저작 시 인공치아에 가해지는 교합력에 대하여 구조해석을 수행하여야 하므로 구조해석 모델은 임플란트와 임플란

트가 식립된 치주골 또 임플란트에 고착된 인공치아 모두를 한꺼번에 모델링하여야 한다. 따라서 해석에 사용되는 구조해석 모델은 이들이 모두 함께 식립된 형태로 Fig. 6과 같다. 치주골이 내부의 스폰지 골(sponge bone)과 이를 감싸고 있는 외피 골(cortical bone)로 이중으로 구성되어 있으므로 구조해석 모델도 이를 고려하여 이중 골 형태로 되어 있다. 이러한 이중 골 형태에 임플란트가 식립되고 여기에 인공치아가 고정되고 부착되어 있다.

4.2 물질상수

비교연구를 위하여 본 논문에서 수행한 구조해석은 선형구조해석이다 선형구조해석에 필요한 물질상수는 구조모델을 구성하는 각 구성 재질들의 탄성계수(Young's modulus)와 포와송비(Poisson's ratio)이다. Table 1은 본 구조해석에서 사용한 구조모델을 구성하고 있는 각 구성 재질들의 물질상수 값들이다(Borcher, 1983).

Table 1 Material property values used for analysis

Material Properties	Implant	Sponge Bone	Cortical Bone	Tooth
Young's Modulus E(GPa)	110	11.5	14	90
Poisson's ration ν	0.33	0.3	0.3	0.33

4.3 구속조건

Fig. 6의 모델에 대하여 구조해석을 수행하기 위해서는 적당한 구속조건을 가해주어야 한다. 구속조건은 구조물의 외곽 경계에 가해지는 변위에 대한 구속조건과 저작에 의해 가해지는 외력인 교합력에 대한 구속조건으로 이루어져 있다. 지금 Fig. 6의 구조모델은 구조해석을 수행하기 위하여 임플란트가 식립된 아래턱뼈를 양단면과 밑면으로 절단한 모델이기 때문에 양 절단면 방향은 일종의 대칭면으로 이 면에서는 면에 수직인 방향(Fig. 6에서 x방향)으로의 변위는 없다($U_x=0$)고 가정한다. 또한 밑면은 아래턱 하단 부분으로 이는 아래턱 하단에 고정되어 있다. 따라서 아랫면($z=0$ 인 면)에서의 모든 변위는 없다($U_x=U_y=U_z=0$)고 가정한다. 외력에 대한 구속조건은 저작 시 교합력은 대부분 치아의 상단에서 수직으로 작용하기 때문에 인공치아의 중심에 수직력(본 논문에서는 1,000N)을 작용시키지만 종종 접선 방향의 힘도 작용하는 경우도 있으므로 본 논문에서는 두 가지 외력 조건을 모두 고려하였다. 따라서 하나는 수직력(1,000N)만

작용하는 경우(load case 1)와 수직력(1,000N)과 약간의 접선력(200N)이 동시에 작용하는 경우(load case 2)로 나누어서 구조해석을 수행하였다(Fig. 8). 저작 시 실제 치아(혹은 임플란트)에 가해지는 교합력은 선행연구(권영주, 2002)를 통하여 치아에 수직으로 작용하는 힘은 최대 340N 수평으로 작용하는 힘은 최대 25N정도임을 알 수 있다. 그러나 본 연구는 교합력에 의한 실제 임플란트와 지지 치주골 구조물에 발생하는 변형거동을 연구하는 목적보다는 본 연구를 통하여 새로 제안하는 임플란트모델과 현재 시제품으로 사용되고 있는 임플란트들과의 구조해석 비교연구이기 때문에 정확한 교합력을 적용시켜 구조해석을 수행함이 바람직하지만 그러면 많은 교합력조합들에 대한 비선형 구조해석을 수행해야 되는 번거로움이 발생할 수 있기 때문에 비교적 적용하기 쉬운 1,000N의 수직력과 200N의 수평력을 조합하여 구조해석을 수행하였다. 이와 같은 교합력을 적용하여도 본 연구에서 사용하는 구조해석기법이 선형구조해석이기 때문에 구조해석 비교연구 결과에는 영향이 전혀 없다고 사료된다.

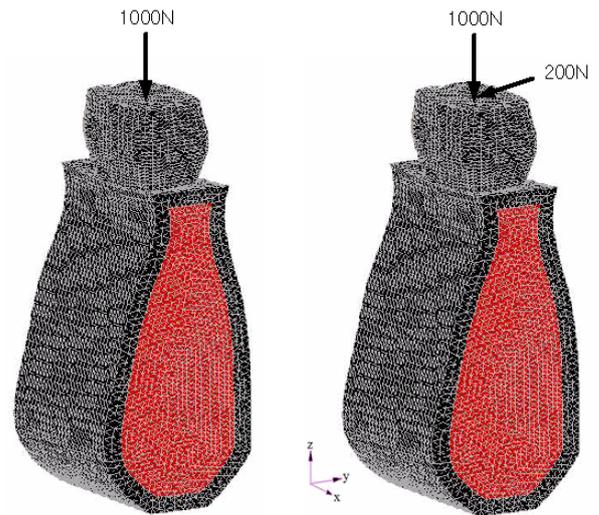
5. 처분용기에 대한 유한요소 수치해석

5.1 수치해석 유한요소 모델

Fig. 6에 표시된 치과용 임플란트의 구조모델에 대한 고체형상의 복잡함으로 인하여 초기 고체형상 모델링은 모델링 전문 Tool인 MDT(Mechanical Desk Top)를 사용하여 모델링하였다. 이는 각 임플란트 모델링 시 임플란트의 나사산을 정확하게 모델링하여 구조해석에 반영하기 위함이다. 왜냐하면 유한요소전용 그래픽포드에서 임플란트의 나사산들을 정확하게 모델링하는 데에는 한계와 어려움이 있다고 사료되기 때문이다. 해석을 위한 전처리 작업(pre-processing) 시 유한요소모델링은 Mesh 전문 Tool인 Hyper Mesh를 이용하였다. 역시 유한요소 수치해석 작업 결과를 보기 위한 후처리 작업(post-processing) 역시 Hyper Mesh를 이용하여 작업을 수행하였다. 따라서 Fig. 6의 임플란트 구조모델은 MDT를 이용하여 모델링한 것이다. Fig. 7과 Fig. 8은 Hyper Mesh를 이용하여 모델링한 유한요소모델이다. Mesh 작업은 Hyper Mesh의 자동요소분할기능을 이용하여 수행하였다. Hyper Mesh의 자동요소분할기능을 사용함으로써 MDT로 작업한 각 임플란트 구조모델들을 정확하게 유한요소 모델링할 수 있다. 그렇지 않으면 복잡한 각 임플란트들의 나사산들을 유한요소모델링하는 것은 매우 어렵다고 사료된다. 생성된 유한요소는 모두 4면체 요소인 Tetrahedron 유한요소이며 각 임플란트 구조모델에 생성된 총 유한요소 개



Fig. 7 Finite element model for dental implant analysis



(a) Load case 1 (b) Load case 2

Fig. 8 Load conditions for dental implant analysis

수 및 절점의 개수는 Table 2에 나타나 있다. 본 구조해석 비교연구에서 모델링한 구조물들은 네 가지 각기 다른 물체(implant, sponge bone, cortical bone, tooth)의 복합체이다. 이들은 생체조직들로서 서로 밀착 접합되어 있다고 사료된다. 따라서 구조해석 시 이들 사이에는 어떤 간극도 없다고 가정하여 하나의 일체된 연속체로 모델링하여 해석을

Table 2 Element and Node Number for FE Model

Implant type	3i Implant	Sargon Implant	New Implant
Element No.	15,711	15,178	15,189
Node No.	75,831	74,912	75,057

수행하였다.

5.2 유한요소 수치해석 및 해석 결과

수치해석은 유한요소해석 전문 코드인 ANSYS를 이용하여 수행하였다. Fig. 8에 표시된 두 가지 외력 조건에 대하여 선형구조해석을 수행하였다.

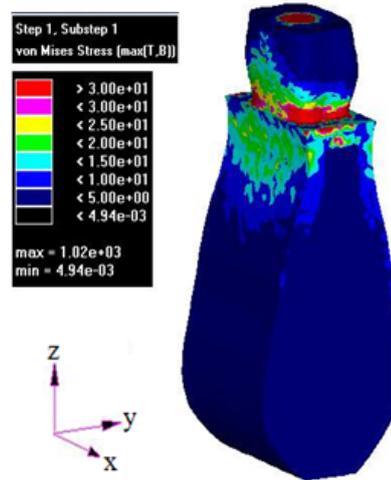
수치 해석결과는 Table 3과 Table 4 또 Fig. 9~Fig. 14에 나타내었다. 해석결과를 검토하여 보면 전반적으로 3가지 임플란트 모델 모두 정도의 차이는 있지만 인공치아와 치주골이 접합하는 경계부근에서 응력이 많이 발생함을 알 수 있다. 또 전반적으로 load case 2보다 load case 1인 경우가 더 큰 응력이 발생함을 알 수 있다. 이와 같이 차이의 상단에 수직력만 작용하는 경우(load case 1)보다 접선력이 동시에 작용하는 경우(load case 2)가 구조물 내부에 더 작은 응력이 발생하는 이유는 접선력이 작용하는 방향(y 방향)의 변위구속이 풀려있기 때문이라고 사료된다. 교합력이 직접 작용하는 인공치아에 많은 응력이 발생하며 상대적으로 치주골과 임플란트에는 적은 응력이 발생함을 알 수 있다. 또한 임플란트와 치주골이 접하는 일부 부위에도 응력이 많이 발생함을 알 수 있다. 세 가지 모델을 비교 검토하면 본 논문에서 제안한 새로운 임플란트의 경우가 모든 외력조건에 대하여 가장 적은 응력 및 변형이 발생하고 내부응력분포도 균일함을 알 수 있다(Fig. 10, Fig. 13참조). 그에 비하여 3i 임플란트에는 상대적으로 많은 응력 및 변형이 발생하고 있다. 따라서 새로운 임플란트의 구조적 성능이 우수함을 알

Table 3 Structural analysis results for load case 1

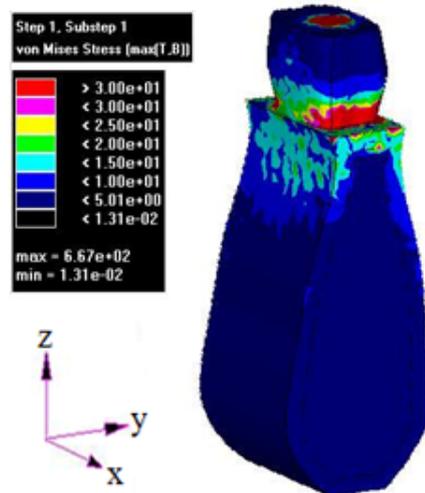
			3i Implant	Sargon Implant	New Implant
Maximum von Mises Stress (MPa)	Bone	Sponge Bone	58.21	26.14	19.96
		Cortical Bone	30.12	16.21	10.11
	Implant		104.5	52.81	42.59
	Tooth		1020	677	638
Maximum Deflection (mm)			0.0598	0.0275	0.0221

Table 4 Structural analysis results for load case 2

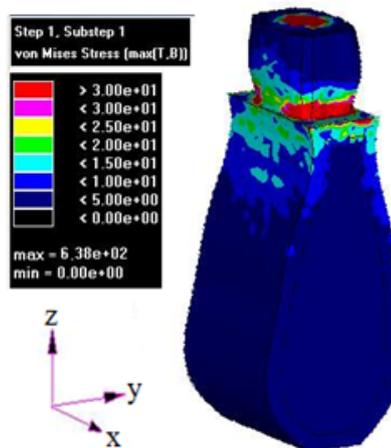
			3i Implant	Sargon Implant	New Implant
Maximum von Mises Stress (MPa)	Bone	Sponge Bone	45.15	21.42	17.21
		Cortical Bone	25.24	12.15	9.48
	Implant		86.72	46.13	37.16
	Tooth		948	647	618
Maximum Deflection (mm)			0.0473	0.0246	0.0213



(a) 3i Implant

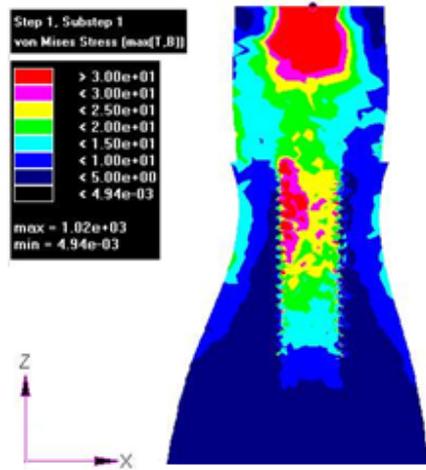


(b) Sargon Implant

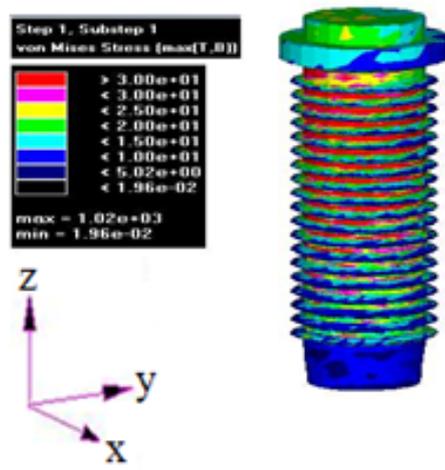


(c) New Implant

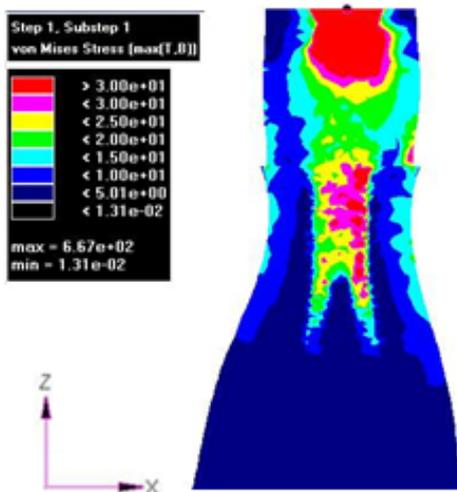
Fig. 9 von Mises stress contour occurring in whole structure for load case 1(unit: MPa)



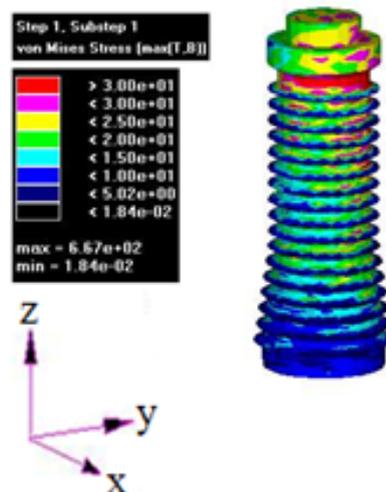
(a) 3i Implant



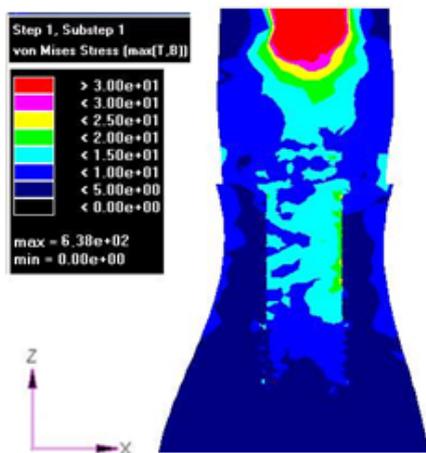
(a) 3i Implant



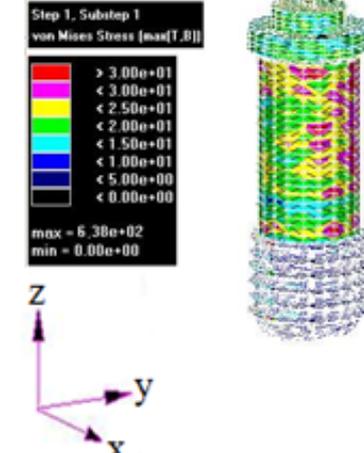
(b) Sargon Implant



(b) Sargon Implant



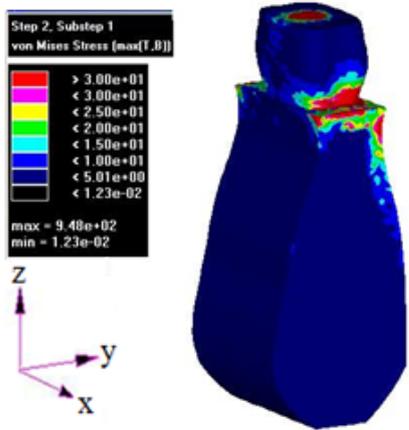
(c) New Implant



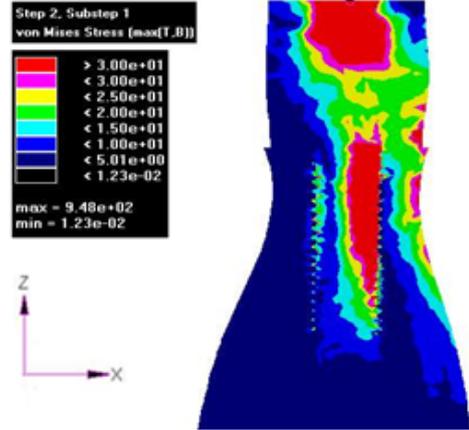
(c) New Implant

Fig. 10 von Mises stress contour occurring in inner vertical section for load case 1(unit: MPa)

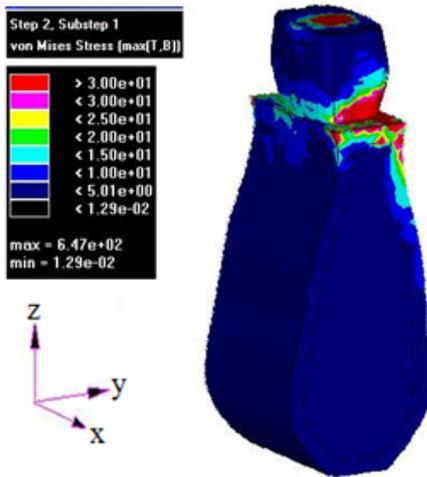
Fig. 11 von Mises stress contour occurring in implant for load case 1(unit: MPa)



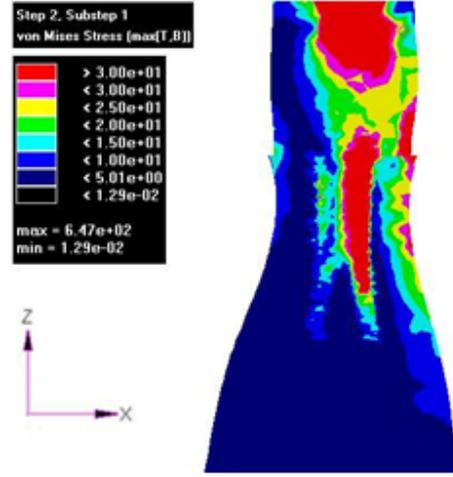
(a) 3i Implant



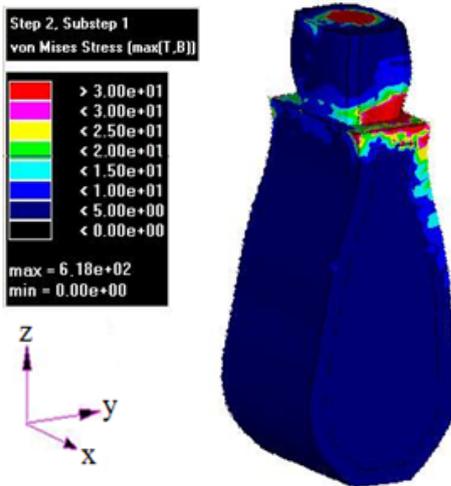
(a) 3i Implant



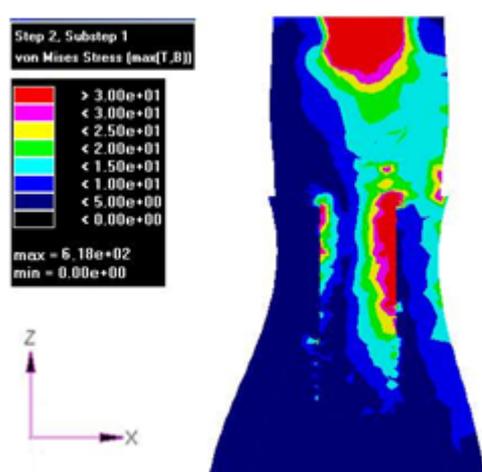
(b) Sargon Implant



(b) Sargon Implant



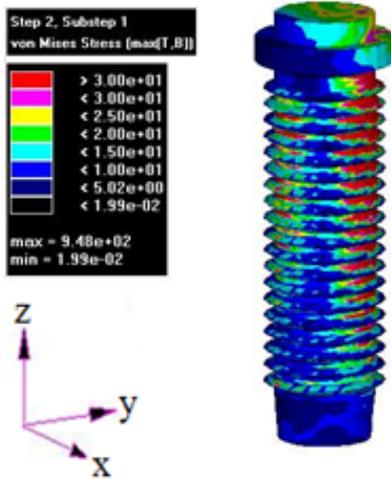
(c) New Implant



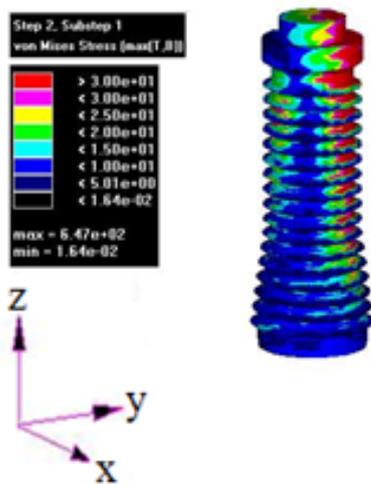
(c) New Implant

Fig. 12 von Mises stress contour occurring in whole structure for load case 2(unit: MPa)

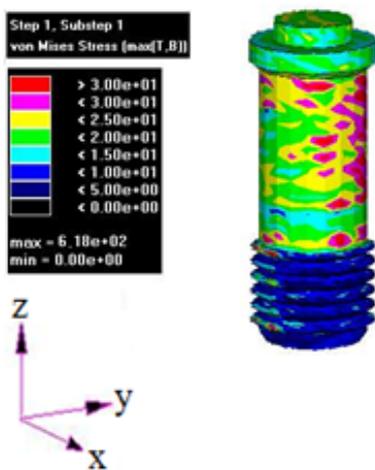
Fig. 13 von Mises stress contour occurring in inner vertical section for load case 2(unit: MPa)



(a) 3i Implant



(b) Sargon Implant



(c) New Implant

Fig. 14 von Mises stress contour occurring in implant for load case 2(unit: MPa)

수 있다. 단 본 연구에서 새로 제안하고 있는 임플란트 모델의 나사산이 현재 시판되고 있는 임플란트 제품들에 비하여 그 숫자가 작기 때문에 임플란트 기술에서 중요한 임플란트와 치주골과의 융합이 시판되고 있는 임플란트 제품들에 비하여 떨어질 가능성이 있다고 사료된다. 이는 기술 시 임플란트가 치주골에서 풀리는 원인이 될 수도 있으나 현 단계에서는 확인하기 어려운 사항이라고 사료된다. 이의 확인을 위해서는 임상실험 및 추가적인 해석과 같은 후속연구가 필요하다고 사료된다.

6. 결 론

본 논문은 치과용 임플란트에 대한 구조설계 논문을 구성하는 두 편의 논문 중 첫 번째 논문으로 현재 임상으로 널리 사용되고 있는 임플란트들에 대한 종류 및 특징 조사를 통하여 새로운 임플란트 구조 모델을 제안하였으며, 제안된 새로운 임플란트의 구조적 성능 평가를 위하여 현재 임상으로 사용되고 있는 대표적인 두 개의 임플란트들과 유한요소기법을 이용한 구조해석 비교연구를 수행하였다. 구조해석 수행 결과 본 논문에서 제안한 새로운 임플란트 구조모델의 구조적 성능이 우수함이 밝혀졌다. 특히 구조해석 비교연구 결과 본 논문에서 제안한 새로운 임플란트인 경우 저작 시 전체적으로 발생하는 응력의 크기도 작을 뿐 아니라 내부 임플란트와 주위 치주골에 발생하는 응력분포도 다른 비교대상 임플란트들에 비해 매우 균일함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

- 권영주, 장석호, 박상현, 이상원 (2008) 유한요소법을 이용한 하이브리드형 임플란트의 응력해석, 대한기계학회 논문집 A 권, 32(3), pp.209~301.
- 권영주 (2002) MDO기법에 의한 임플란트설계에서 요구되는 저작시 상·하악골치아사이의 충격력 계산, 한국 CAD/CAM학회 논문집, 7(1), pp.27~33.
- 권영주 (2010) 고준위폐기물 다발의 배열구조변화에 따른 가압경수로(PWR)용 고준위폐기물 처분용기의 구조해석, 한국전산구조공학회 논문집, 23(3), pp.289~301.
- 권영주 (2012) 고준위폐기물 다발의 단면형상 변화에 따른 가압경수로(PWR)용 고준위폐기물 처분용기의 구조해석, 한국전산구조공학회 논문집, 25(1), pp.37~49.
- 김민건, 이지훈 (2009) 생체유사환경 하에서 치과용 임플란트의 파괴모드에 따른 피로특성, 대한기계학회 2009년도 재료 및 파괴부문 춘계학술대회 논문집, pp.456~464.
- 손정훈, 양영수, 이승영 (2005) 유한요소법을 이용한 치아 임

- 플란트의 피로수명 예측, 대한기계학회 창립 60주년 기념
 춘계학술대회 강연 및 논문 초록집, pp.998~1001.
- 이철원** (1989) 골내 임플란트의 문헌적 고찰, 대한치과임플란
 트 학회지, 9(1), pp.51~58.
- 한중석, 서기열, 최주호** (2003) 다단계 최적화 기법을 이용한
 치과용 골내 임플란트의 형상최적화설계, 대한기계학회논문
 집 A권, 27(1), pp.201~207.
- Barzilany, I.** (1993) Immediate Implants : Their
 Current Status, *Int. J. Prosthodont.*, 6, pp.169~175.
- Borcher, L., Reichart P.** (1983) Three Dimensional
 Stress Distribution around Dental Implant at Different
 Stages of Interface Development, *J. Dent. Res.*,
 62(2), pp.155~159.
- Fenton, A.** (1992) The Role of Dental Implants in
 the Future, *JADA*, 123, pp.37~42.
- Lang, G.D., Putter, C.D.** (1993) Structure of the
 Bone Interface to Dental Implants in Vivo., *J. Oral
 Implantology*, 2, pp.123~135.
- Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M.,
 Klawitter, J.J.** (1981) An Analysis of Stress in a
 Dental System, *J. Biomechanics*, 14(8), pp.555~
 560.
- Manski, R.** (1982) Synopsis of Recent Literature Con-
 cerning the Dental Implant, *J. Oral Implantology*,
 10(2), pp.275~278.
- Parr, G.R., Gardener, L.K., Toth, R.W.** (1985)
 Titanium : The Mystery Metal of Implant Dentis-
 try, *J. Prosth Dent.*, 54(3), pp.410~414.
- Rosenquist, B., Grenthe, B.** (1996) Immediate
 Placement of Implants into Extraction Sockets :
 Implant Survival, *Int. J. Oral Maxillofac Implants*,
 11, pp.205~209.
- Siegel, D., Soltesz, U.** (1989) Numerical Investiga-
 tion of the Influence of Implant Shape on Stress
 Distribution in the Jaw-bone, *Int. J. Oral &
 Maxillofac Implants*, 4(4), pp.333~340.
- Tesk, J.A., Widera, O.** (1973) Stress Distribution in
 Bone Arising from Loading on Endosteal Implants,
J. Biomed. Mat. Res. Symp., 4, pp.251~260.

- 논문접수일 2012년 6월 6일
- 논문심사일
 1차 2012년 6월 18일
 2차 2012년 8월 21일
- 게재확정일 2012년 10월 16일