

## ADAMS를 활용한 저작시 임프란트에 가해지는 충격력 계산을 위한 동특성해석

### Rigid Body Dynamic Analysis of Upper and Lower Jaw-Bones for the Calculation of the Impact Force Applied on a Dental Implant System

권 영 주\*  
Kwon, Y.-J.\*

#### ABSTRACT

In this paper, the impact force which is applied on the teeth while masticating is calculated through the rigid body dynamic analysis of upper and lower jaw-bones for the dental implant system design using ADAMS. The impact force calculated through the rigid body dynamic analysis is used for the structural stress analysis of a dental implant system which is needed for the dental implant system design. The analysis results also show that the impact time decreases as the impact force increases, the largest impact force occurs on the front tooth, and the impact force is almost normal to the tooth surface with slight tangential force.

**Key Words** : Impact Force, Upper and Low Jaw-Bones, Masticating, Rigid Body Dynamic Analysis, Structural Stress Analysis, Dental Implant System

#### 1. 서 론

치과에서 영구치 결손시 영구치 대용으로 반영구적으로 사용되고 있는 임프란트<sup>[1-7]</sup>(Fig. 1 참조)는 그 설계와 제작에 매우 정교함이 요구된다. 특히 임프란트를 설계할 경우 저작시 임프란트에 가해지는 정확한 힘의 특성을 알아야 임프란트 구조설계에 필요한 임프란트 내에 발생하는 응력 분포<sup>[8-11]</sup>를 구할 수 있다. 따라서, 저작시 모든 치아에 작용하는 순간적인 충격력을 계산하는 것은 임프란트 설계 작업에 있어 매우 중요한 초기

작업이다. 지금까지 임프란트 설계에 관련된 대부분의 연구는 저작시 임프란트 또는 임프란트 주위 치아잇몸조직 골에 발생하는 응력해석<sup>[8-11]</sup>에 국한되어 있어 응력해석에 선행하여 수행되어야 하는 저작시 치아에 작용하는 충격력계산은 거의 이루어지지 않고 있다. 이의 원인은 복잡한 해석<sup>[12]</sup>상의 어려움에 있다고 볼 수 있다. 이러한 어려움을 해결할 수 있는 신기술이 바로 MDO(Multidisciplinary Design Optimization)기법이다<sup>[12,13]</sup>. 이와 같은 MDO기법의 구조설계에의 적용 문제는 이미 상세히 고찰된 바 있다<sup>[14]</sup>.

본 논문에서는 임프란트 설계문제에 MDO기법 적용의 첫 번째 단계로 저작시 치아에 작용하는 충격력을 계산하는 상·하악골 치아에 대한 기구

\* 홍익대학교 기계정보공학과 부교수  
E-mail : yjkwon@wow.hongik.ac.kr



Fig. 1 Osseointegration implants

동역학 해석을 수행하였다. 해석에 요구되는 정확한 고체형상모델링을 위하여 상·하악골 및 치아의 구조형태에 대한 문헌조사 연구<sup>[1-3]</sup>를 수행하였다. 이를 근거로 충격력해석에 요구되는 상·하악골 및 치아에 대한 고체형상모델 및 기구선도를 만들었으며 이 고체형상모델을 이용하여 기구동역학해석을 수행하여 각 치아에 작용하는 충격력을 계산하였다. 문헌조사 연구<sup>[1-3]</sup>를 토대로 기구동역학해석 시 외력인 저작력은 2N에서 10N까지 2N씩 증가시켜 충격력을 계산하였다. 기구동역학해석은 ADAMS 프로그램을 활용하였다.

## 2. 상·하악골의 구조

### 2.1 하악골의 구조

하악에는 전형적으로 보다 치밀한 골이 있다는 점과 전 후방 치아결손 부위에 치밀한 골판이 특징적으로 재 형성된다는 점에서 하악의 임플란트 시술이 상악보다 쉬운 경향이 있다. 하악의 특징은 수많은 돌출부 근육이 부착된 단단하게 경화된 부위에 있다. 하악은 이용기부 즉 턱의 끝에서 가장 두껍다. 하악골은 마제형의 몸체로 구성되었는데, 이것의 각 유리단은 하악지로서 몸체로부터 예각을 이루며 후상방으로 올라간다. 그 몸체의 상부가 치주골제인 바, 이것은 고경, 폭경 경사도에 있어 다양하다. 그것의 하측 경계부는 몸체의 다른 부분들 보다 두터우며, 부드럽고 둥글다. 하악지는 두 개의 돌기로써 끝난다.

후방으로는 과두돌기가 있는바, 이는 측두골의 악관절와에 놓이게 되어 반원연골 (악관절)에 의하여 측두골과 분리된다. 그리고 전방으로는 근돌기가 있는바, 측두근은 여기에 부착되어 있다. 이용기부는 하악의 가장 두터운 부분이며 삼각형 모양이고 그 기저부는 이격질로서 양측에서 돌출하여 있으며 그것의 상승적인 측면은 치열궁을 향하여 상방으로 경사져있다. 이경사면의 곡면 내부에는 이와가 있는데 이와는 혈관 및 신경을 위한 작은 구멍으로 관통되어 있다. 하악골은 치열궁아래 제1소구치와 제2소구치 아래에 있다. 여기서 한 다발의 이혈관이 하악관을 지나 연조직내로 들어간다. 하악각은 매우 강화된 부위로서 불규칙적인 형태이며 교근 그리고 내측의 익상근 부착부위이다. 악설골근선은 제3대구치 부위에서 시작하여 전방으로 연장되어 이복근와와 이 결절 사이의 턱 내측 표면상에서 끝나며 불규칙하게 돌출되어 있다.

하악관(하지조관)은 임플란트 수술 중 피해야할 하악의 특징으로서 하악지의 중간면에 있는 하악으로부터 보통 소구치 부위인 하악체 측면에 있는 이공까지 하악지와 악체를 통과하는, 골내의 크고 뚜렷한 구멍이며 하악관은 하악신경을 포함한다.

상악은 안면부의 다른 골격에 융합되어 있는 반면 하악은 분리되어 있다. 즉, 안면골 중 유일한 움직일 수 있는 골이다. 이러한 특징과 하악이 저작시 작업의 대부분을 한다는 사실이 압력과 장력에 대한 형태학적인 적응에 반영된다. 치아에 가해지는 압력은 치주인대에 의하여 장력으로서 전달되어 소주상조직이 장력의 선을 따라 배열하게 된다. 분리된 객체로서 하악은 그 몸체 내부에서 저작압에 적응해야만하며 저작압이 분산되도록 만들어야 한다. 따라서 소주상조직골은 하악의 내부체를 구성하는 실질골로 계속된다.

소주상조직은 압력을 치열궁으로부터 벗어나게 하는 강력한 상각궤도내로 합체된다. ‘치과상각궤도인 상각궤도’는 하악골체를 따라 후방으로 수행한 다음, 과두돌기와 하악관절을 향하여 하악지를 통하여 상승 함에 따라 강도와 부피가 증가한다. 그 강도는 하악지의 내면에서 아주 두드러지는 바, 거기서 그것은 하악경부 융선이라 불리는 뚜렷한 융선을 형성한다.

하악의 융선은 인접한 근부착의 영향 때문에 상악의 대응융선보다 더 튼튼하다. 치아가 상실되면 근육의 견인은 압력이 상각궤도를 향하도록 전환시킴으로써 치주골이 유지되도록 하는 경향이 있다. 요약하면, 응력에 대한 상악의 적응은 뚜렷한 골성치열궁의 상실을 최소화 하도록 지연시키는 한편, 하악의 상각궤도는 치조골제의 유지를 돕는 것이다. 이러한 요소들은 하악이 보다 유리한 임플란트 시술 부위임을 말한다.

## 2.2 상악골의 구조

한 개의 쌍을 이룬 두 개의 돌기에 의해 상악치열궁이 형성된다. 그러나 치아를 유지하는 것은 상악의 기능중 하나 일 뿐이다. 각 상악골은 공으로 채워진 방 즉 상악동을 포함하고있는 바, 이는 안면 상부의 다른 동들과 연속적인 막으로 연결되어 있다. 두 상악골은 함께 융합되어 이 융합부위에서 이들은 비강의 전하벽과 비강저를 형성한다. 이 융합점에 대하여 거의 정반대편에 있는 돌기는 협골과 결합하는 바, 이 두골-상악골과 협골-은 안저, 그리고 내측두와 전방벽을 형성한다. 또한 치열궁의 근원이 되는 상악의 하부역시 구개골과 결합한다.

건강한 치조골제의 부피는 내외측의 화학적 물리적 자극이 상당히 민감한 유형의 골인 치조골로 구성되어 있다. 건강한 치아가 완전히 있는 상악궁의 치조골제는 전방부위에 외측으로 뚜렷하게 벌어져 있다. 구개측보다는 더 적은 골이 순측/협측으로 치아를 접한다. 절치위로 골은 대단히 얇은 판막을 형성한다. 치아가 안전성이 적어지면 치아의 외측 경사는 치아가 빠져나가는 주방향의 소인을 미리 만들어 놓는다.

상악동은 신생아의 경우 작은 완두콩 크기가 안 된다. 그러나 성장함에 따라 동은 확대되어 이들이 존재하는 골의 상당 부분을 차지하게 된다. 성장이 끝날 때쯤, 상악동은 대략 전후 34mm, 상하 33mm, 양측으로 23mm로 15ml의 평균 액체 용적을 갖는다. 상악동의 형체와 크기는 사람에 따라 심지어 동일인에서도 양쪽이 다른 경우도 있다. 상악동의 형태는 피라미드형으로 묘사된다. 벽들은 다른 두 개의 구조물에 적합하도록 굴곡을 이루고 있으며 서로 결합하기 위하여 경사져

있다. 최저부는 비기저부 높이보다 약 1cm 아래 위치한다. 동의 확대는 어느 방향이든 간에 골이 상실되며 발생한다. 동 기저부와 치열궁 사이가 임프란트에서 주목 지점이다. 구강으로부터 동을 분리시키는 골벽을 천공 또는 파절시키지 않기 위해 상악동의 골 기저부는 몇 가지 이유로 인하여 얇을 수 있다.

구개는 구강의 천정을 형성하며, 비강과 구강을 분리시킨다. 상악의 구개 돌기와 구개골의 수평 골판에 의하여 구성되는 경구개, 그리고 유동적이며 두터운 점막성막의 층인 구개범(연구개)으로 구개가 구성되어 있다.

경구개는 하방으로 아치를 이루어 상악의 치조돌기와 만나는, 비교적 좁은 골판이다. 대구치 부위에서 경구개와 치조돌기가 거의 직각으로 만난다. 경구개의 구성과 둥근 아치형은 상악골격의 3대 주요 응력 분산주가 시작되는 치조돌기를 위한 연결 버팀대 역할을 하도록 경구개를 보조한다. 아무리 얇은 경구개일지라도 어떤 임플란트 시술 과정 동안 천공될 위험성은 거의 없다. 동의 함입은 제1소구치를 넘어까지 진행되는 일

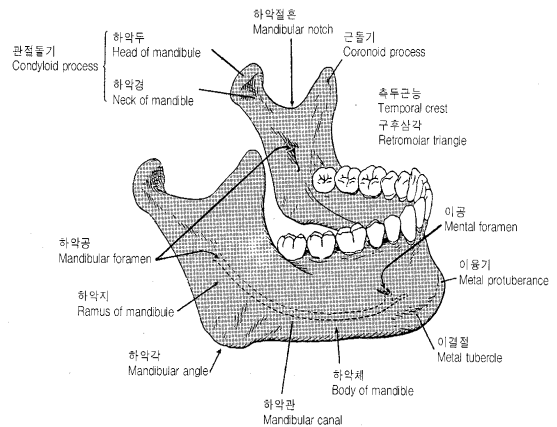


Fig. 2 Lower jaw-bone and teeth

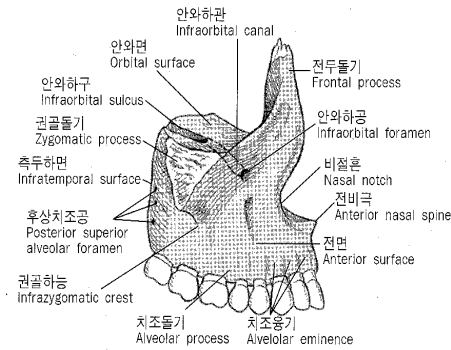


Fig. 3 Upper jaw-bone and teeth

거의 없다. 상악은 안면상부의 다른 골과 두개골에 견고하게 융합되어 있는 바 이들과 기계적 응력을 분담한다. 역학적 힘의 주 원천은 저작이다. -1평방인치당 200파운드의 힘이 가해질 수 있다. 상악케도의 유지를 돕기도 하는 근 부착은 상악에서는 그 수와 힘에 있어 더 적다. 연하, 입의 개폐, 발음 등을 위한 근육을 지닌 하악에서는, 상당한 양의 힘이 치열궁 부근 골에 가해져 치열궁이 이로 인하여 부차적인 이익을 본다. 상악에서 골형성 자극의 주 원천은 저작에 의한 응력이다. 일단 치아가 기능상 그 대합치를 상실하거나 그 부위에서 상실되면, 자극의 주 원천이 상실되어 골이 이 상실을 반영하게 된다.

**2.3 악관절의 운동**

악관절은 관절두로서 하악골의 하악두와 관절와로서 측두골의 하악와 사이에 이루어진 두개골 유일의 활동성 관절을 말한다. 일명 T.M.J라고도 한다.

악관절의 운동은 기본운동과 기능운동으로 나눈다. 기본운동은 접변운동과 활주운동으로 나누고, 기능운동은 하악골의 개구운동, 폐구운동, 전진운동, 후퇴운동, 측방운동 등으로 구분한다.

**2.3.1 기본운동**

접변운동은 하악두가 좌우 하악두를 연결한 가상의 수평축을 중심으로 경첩과 같이 전하방으로 내려가거나 다시 전상방으로 되돌아오는 일정 반경내에서의 회전운동을 말한다. 접변운동은 하관절강내에서 이루어지며 기능운동 중 개구운동과 폐구운동이 해당된다. 활주운동은 하악두와 관절

원판이 관절결절의 후방경사면을 따라 미끄러지는 운동을 말한다. 활주운동은 상관절강 내에서 이루어지며 기능운동 중 전진운동과 후퇴운동이 해당된다.

**2.3.2 기능운동**

기본운동에서 나타난 하악두의 운동 방향에 따라 하악골이 움직이는 형태를 구분한 운동을 말한다. 하악골의 개구운동은 접변운동 중 하악두가 전하방으로 회전하는 운동이며 입을 열 때 초기의 운동을 말한다(참고적으로 입을 크게 벌

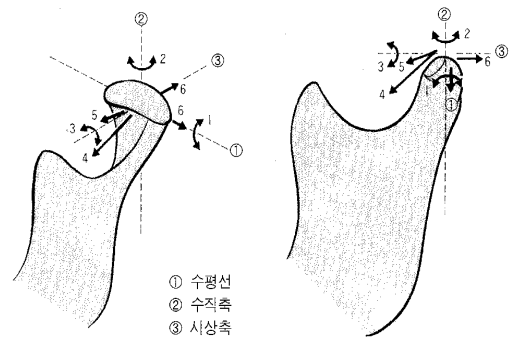


Fig. 4 Movement types of head of mandible

릴 때에는 활주운동으로 바뀐다). 하악골의 폐구운동은 접변운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동이며 입을 앞으로 내밀 때의 운동을 말한다. 하악골의 전진운동은 활주운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동을 말하며 입을 앞으로 내밀 때의 운동을 말한다. 하악골의 후퇴운동은 활주운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동이며 입을 앞으로 내밀 때의 운동을 말한다. 하악골의 측방운동은 하악골이 좌우로 움직일 때 움직여간 작업측의 하악두는 장축을 중심으로 회전운동을 하고, 반대쪽 균형측의 하악두는 전내방으로 활주운동이 일어나 관절결절의 후방경사면에 위치하는 운동이며 입을 좌우로 움직일 때의 운동을 말한다.

**3. 충격력계산을 위한 동특성 해석**

동특성 파악을 위한 기구동역학 해석은 정확한 운동을 유지하는데 소요되는 각 부의 힘을 분석

하는 연구분야로서 기구를 구성하는 각 링크나 조인트들의 정확한 위치, 속도 및 가속도를 규명하고 외력 및 관성력에 의한 동적 힘의 상태를 결정하는 것이다. 기구동역학 해석에 관한 대부분의 지식들은 그 성격상 도해적인 경향을 갖는 기법으로 오랜 시간동안 수작업으로 해석해 오다가, 최근 컴퓨터의 고속발전에 의해 보다 보편적이고 정밀도가 높은 기구동역학 해석용 프로그램을 사용하게 되었다.

본 절에서는 기구동역학 해석 프로그램인 ADAMS를 이용하여 강체 요소로 구성된 상·하악골에 있어서 하악골의 운동에 의한 치아 사이의 충격력(impact force)를 구하고자 한다.

### 3.1 해석모델 및 해석

구강 형성에 관여하는 중요한 뼈로는 앞절에서 조사한 바와 같이 하악골과 상악골 그리고 하악골 운동의 관절(조인트)역할을 하는 악관절로 구성되어 있다. 치아에 미치는 힘(충격력)의 대부분은 하악의 운동에 의해 발생되고 최대의 힘은 저작시에 발생한다는 사실을 문헌 조사<sup>[1-2]</sup>에 의해 알 수 있다. 본 연구에서는 임상치아에 발생하는 충격력(impact)을 구하고자 기구동역학 해석을 수행하였다. 치아의 충격을 발생시키는 저작시의 입력은 하악골의 운동을 발생시키는 힘(F)이며 출력은 악관절(조인트)에서의 하악골의 회전운동( $\theta$ )에 대한 상악골과 하악골에서의 각 치아 사이의 충격력이다. 다음 Fig. 5는 구강을 형성하는 하악골, 상악골, 악관절 그리고 치아에 대한 기구선도이다. 그림의 기구선도에 표시된 것과 같이 해석대상 모델은 5개의 링크(link)(빛금친 ground 포함)와 4개의 조인트(joint)로 구성되어 있다. 따라서 하악골의 회전운동에 대한 1개의 허용 자유도(mobility:  $\theta$ )를 가진다.

Fig. 6, 7은 ADAMS 프로그램으로 모델링한 저작시에 관여하는 각 뼈들의 고체형상모델이다. 치아는 앞니, 견치, 소구치 그리고 대구치로 구성되어 있으며, 본 연구에서는 앞니, 두번째 견치, 두번째 소구치 그리고 두번째 대구치에 대하여, 하악골을 운동시키는 힘을 다단계 하중(2N, 4N, 6N, 8N, 10N)을 적용하여 해석을 수행하였다. 치

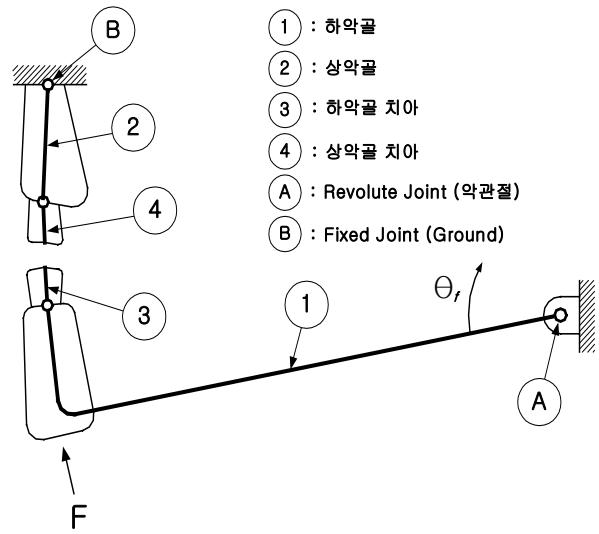


Fig. 5 Schematic kinematic diagram of upper and lower jaw-bones and teeth

아와 치아 사이에는 Contact Constraints를 사용하여 적절한 Stiffness Coefficient와 Damping Coefficient를 적용하여 치아의 충격이 반복적으로 발생하지 않도록 해석을 수행하였다.

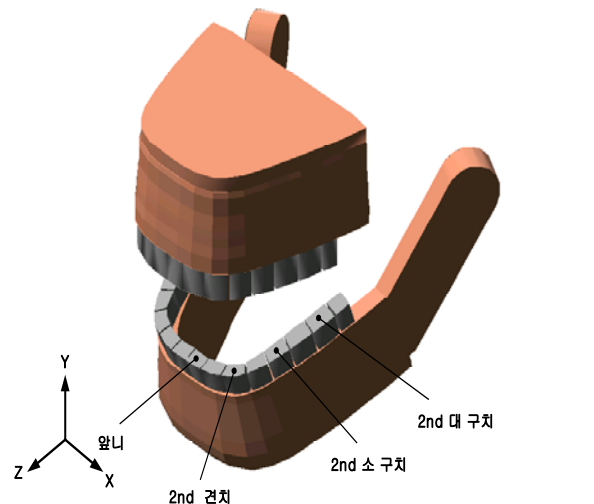


Fig. 6 Solid model of upper & lower jaw-bones and teeth (before impact)

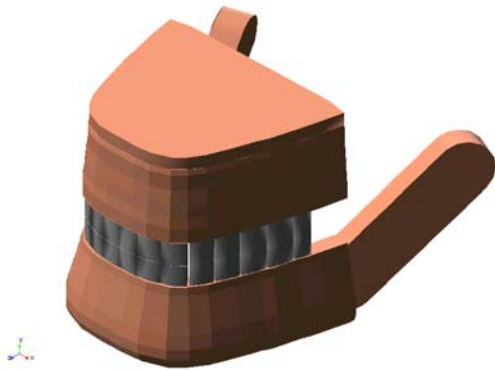


Fig. 7 Solid model of upper & lower jawbones and teeth (after impact)

### 3.2 해석결과 및 분석

앞 절에서는 저작시에 발생하는 상·하악골의 치아 사이에 발생하는 충격력(impact force)를 구하고자 여러 가지 경우의 저작시 발생하는 힘을 고려하여 다단계 하중을 적용하여 해석을 수행하였다.

Fig. 8-11은 저작력을 10N으로 가정하였을 때 저작시에 상·하악골 치아 사이에 발생하는 충격력을 나타낸다. Table 1에 요약된 해석결과를 분석하면 저작력이 증가할수록 치아 사이의 충격 시간이 짧아짐을 알 수 있으며, 관절(조인트)에서 먼 거리에 위치하는 앞니에서 보다 큰 충격력이 발생함을 알 수 있다. 또한 Table 1은 각 하중에 대하여 치아 사이에서 발생하는 충격 시간과 치아 사이의 충격력을 X, Y, Z 및 각 방향 힘의 합력을 나타내었다.

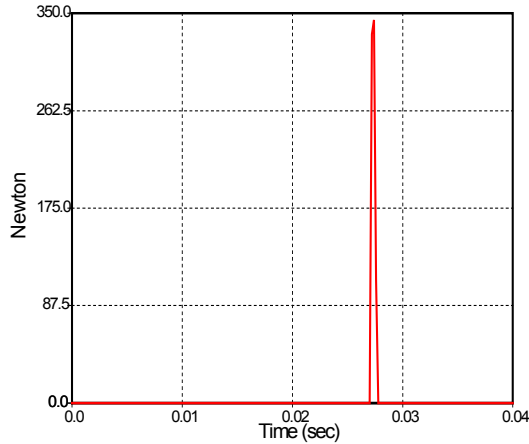


Fig. 8 Impact force on the front tooth

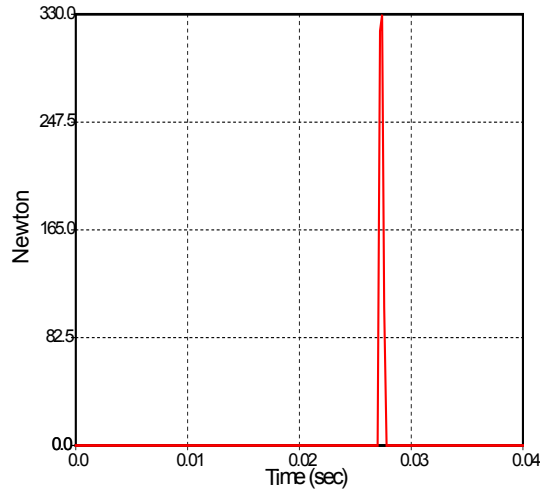


Fig. 9 Impact force on the second canine tooth

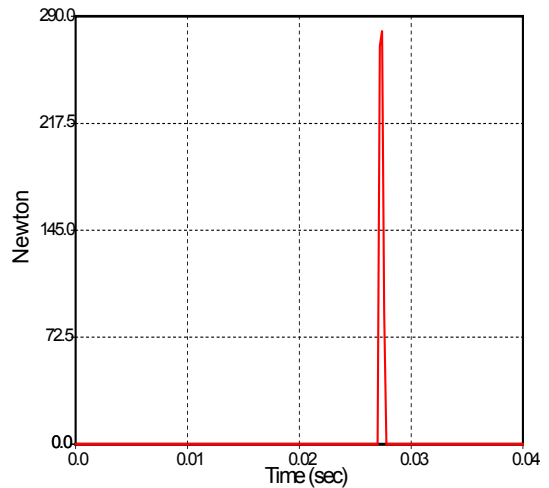


Fig. 10 Impact force on the second small molar tooth

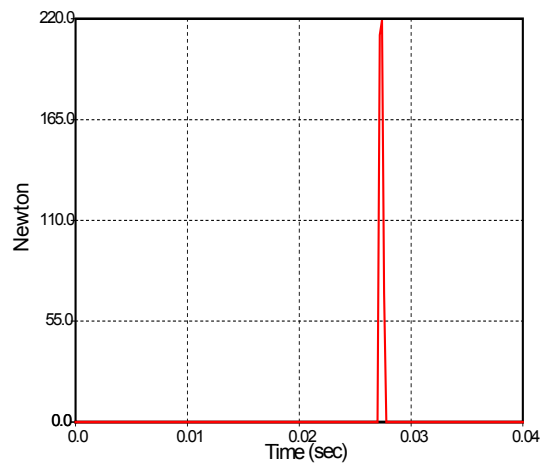


Fig. 11 Impact force on the second large molar tooth

표에서 보는 바와 같이, 충격력은 대부분 Y방향(치아 표면의 수직(normal)방향)으로 발생함을 알 수 있으며, Z방향(치아 표면의 접선(tangential)방향)으로도 약간의 힘이 발생함을 알 수 있다.

Table 1 Impact force on each tooth for applied force and time

Applied Force		2N	4N	6N	8N	10N
Impact Time (sec)		0.061	0.04305	0.03525	0.0304	0.0274
Impact force (front tooth) (Newton)	X	-1.65E-05	-3.0E-07	-9.41E-06	-2.41E-05	-2.65E-04
	Y	-126.71	-196.84	-237.7	-343.05	-343.23
	Z	-12.384	-16.139	-18.667	-25.067	-24.332
	Resultant	127.31	197.5	238.43	343.96	344.05
Impact force (second canine tooth) (Newton)	X	-2.53E-05	-1.58E-06	-2.48E-06	-3.17E-05	3.35E-04
	Y	-121.38	-188.57	-227.71	-328.63	-328.8
	Z	-11.861	-15.465	-17.894	-24.048	-23.329
	Resultant	121.96	189.2	228.41	329.51	329.59
Impact force (second small molar tooth) (Newton)	X	-6.91E-05	-3.92E-06	-4.66E-06	-1.97E-05	-6.71E-06
	Y	-103.24	-160.39	-193.67	-279.49	-279.63
	Z	-10.081	-13.166	-15.25	-20.548	-19.897
	Resultant	103.74	160.93	194.27	280.25	280.32
Impact force (second large molar tooth) (Newton)	X	-9.41E-07	-1.12E-06	-3.44E-06	-1.40E-05	-1.12E-05
	Y	-80.805	-125.52	-151.56	-218.71	-218.81
	Z	-7.8829	-10.316	-11.964	-16.167	-15.624
	Resultant	81.189	125.95	152.04	219.31	219.36

#### 4. 결 론

본 연구에서는 임상 치아의 대응으로 사용되는 임플란트의 설계문제에 MDO기법을 적용함에 있어서 임플란트의 구조해석에서 요구되는 상·하악 골 치아 사이의 충격력을 얻고자 저작시 상·하악 골 치아에 대한 기구동역학 해석을 수행하였다. 문헌 조사를 통해서 치아에 미치는 힘(충격력)의 대부분은 하악의 운동에 의해 발생되고 최대의 힘은 저작시에 발생한다는 사실을 알 수 있었다.

여러 가지 경우의 저작을 고려하기 위하여 단단계 하중(2N, 4N, 6N, 8N, 10N)을 적용하였으며, 앞니, 두번째 견치, 두번째 소구치 그리고 두번째 대구치에서의 충격력을 구하였다.

해석결과 힘이 증가할수록 충격시간(Impact time)도 짧아짐을 알 수 있었으며, 관절에서 먼 거리에 위치해 있는 앞니에서 보다 큰 힘이 발생됨을 알 수 있었다. 치아에 발생하는 대부분의 힘은 치아면에 수직 방향인 Y방향으로 발생되며, 치아면에 접선방향인 Z방향으로도 약간의 힘이 발생됨을 알 수 있었다.

본 연구를 통해서 임플란트 설계시 필히 수행해야 되는 임플란트와 치아 복합구조에 대한 구조역학 해석에서 요구되는 보다 정확한 구속조건인 각 치아에 작용하는 충격력의 크기 및 방향을 구하였고 또 이를 이용하여 이에 상응하는 임플란트의 설계변수인 임플란트 크기 및 구조형태를 결정할 수 있다.

#### 참고문헌

1. 이철원, “골내 임플란트의 문헌적 고찰,” 대한치과임플란트 학회지, 제9권, 제1호, pp. 51-58, 1989.
2. Fenton, A., “The Role of Dental Implants in the Future,” *JADA*, Vol. 123, pp. 37-42, 1992.
3. Lang, G.D., Putter, C.D., “Structure of the Bone Interface to Dental Implants in Vivo.,” *J. Oral Implantology*, Vol. 2, pp. 123-135, 1993.
4. Manski, R., “Synopsis of Recent Literature Concerning the Dental Implant,” *J. Oral Implantology*, Vol. 10, No. 2, pp. 275-278, 1982.
5. Parr, G.R., Gardener, L.K., Toth, R.W., “Titanium : The Mystery Metal of Implant Dentistry,” *J. Prosth Dent.*, Vol. 54, No. 3, pp. 410-414, 1985.
6. Barzilany, I., “Immediate Implants: Their Current Status,” *Int. J. Prosthodont*, Vol. 6, pp. 169-175, 1993.
7. Rosenquist, B., Grenthe, B., “Immediate Placement of Implants into Extraction

- Sodkets: Implant Survival,” *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Vol. 11, pp. 205-209, 1996.
8. Borchert, L., Reichart P., “Three Dimensional Stress Distribution around Dental Implant at Different Stages of Interface Development,” *J. Dent. Res.*, Vol. 62, No. 2, pp. 155-159, 1983.
  9. Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J., “An Analysis of Stress in a Dental System,” *J. Biomechanics*, Vol.14, No. 8, pp. 555-560, 1981.
  10. Siegel, D., Soltesz, U., “Numerical Investigation of the Influence of Implant Shape on Stress Distribution in the Jaw-bone,” *Int.J. Oral & Maxillofac Implants*, Vol. 4, No.4, pp.333-340, 1989.
  11. Tesk, J. A., and Widera, O., “Stress Distribution in Bone Arising from Loading on Endosteal Implants,” *J. Biomed. Mat. Res. Symp.* Vol. 4, pp. 251-261, 1973.
  12. Sobieszczanski-Sobieski, J., “ Multidisciplinary Design Optimization: An Emerging New Engineering Discipline,” *Advances in Structural Optimization*, edited by J. Herskovitz, Kluwer, Dordrecht, The Netherlands, pp. 483-496, 1995.
  13. Alexandrov, N. and Hussaini, Y., (eds), *Multidisciplinary Design Optimization: State of the Art*, SIAM Publications, Philadelphia, PA, 1997.
  14. 권영주, 방혜철, “MDO기법에 의한 새로운 구조해석 및 설계기법 고찰: 플랩 구동장치의 구조설계에의 적용,” 한국CAD/CAM학회 논문집, 제5권 제2호, pp. 184-195, 2000.
  15. 권영주, 방혜철, 김창녕, “기계식 인공심장판의 경량화 구조설계를 위한 혈액유동과 상호작용하는 판막거동의 구조역학적 특성연구,” 한국CAD/CAM학회 논문집, 제6권 제1호, pp. 59-68, 2001.