

## MDO기법에 의한 임플란트설계에서 요구되는 저작시 상·하악골치아사이의 충격력 계산

권영주\*

### Calculation of the Impact Force Applied on the Tooth of Upper and Lower Jaw-Bones in Masticating for the Design of a Dental Implant System

Kwon, Y.-J.\*

#### ABSTRACT

MDO(Multidisciplinary Design Optimization) methodology is a new technology to solve a complicate design problem with a large number of design variables and constraints. The design of a dental implant system is a typical complicate problem, and so it requires the MDO methodology. Actually, several analyses such as rigid body dynamic analysis and structural stress analysis etc. should be carried out in the MDO methodology application to the design of a dental implant system. In this paper, as a first step of MDO methodology application to the design of a dental implant system, the impact force which is applied on the tooth in masticating is calculated through the rigid body dynamic analysis of upper and lower jaw-bones. This analysis is done using ADAMS. The impact force calculated through the rigid body dynamic analysis can be used for the structural stress analysis of a dental implant system which is needed for the design of a dental implant system. In addition, the rigid body dynamic 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 a slight tangential force.

**Key words :** Impact Force, MDO(Multidisciplinary Design Optimization) Methodology, Jaw-Bones, Masticating, Rigid Body Dynamic Analysis, Structural Stress Analysis, Dental Implant System

#### 1. 서 론

치과에서 영구치 결손시 영구치 대응으로 반영구적으로 사용되고 있는 임플란트<sup>1)2)</sup>(Fig. 1 참조)는 그 설계와 제작에 매우 정교함이 요구된다. 특히 임플란트를 설계할 경우 저작시 임플란트에 가해지는 정확한 힘의 특성을 알아야 임플란트 구조설계에 필요한 임플란트 내에 발생하는 응력 분포<sup>3)4)</sup>를 구할 수 있다. 따라서, 저작시 모든 치아에 작용하는 순간적인 충격력을 계산하는 것은 임플란트 설계 작업에 있어 매우 중

요한 초기작업이다. 지금까지 임플란트 설계에 관련된 대부분의 연구는 저작시 임플란트 또는 임플란트 주위 치아잇몸조직 골에 발생하는 응력해석<sup>5)11)</sup>에 국한되어 있어 응력해석에 선행하여 수행되어야 하는 저작시 치아에 작용하는 충격력계산은 거의 이루어지지 않고 있다. 이의 원인은 복합적인 해석<sup>12)13)</sup>의 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 적용문제는 이미 상세히 고찰된 바 있다<sup>14)</sup>.

본 논문에서는 임플란트 설계문제에 MDO기법적용의 첫 번째 단계로 저작시 치아에 작용하는 충격력을 계산하는 상·하악골 치아에 대한 기구 동역학 해석을 수행하였다. 해석에 요구되는 정확한 고체형상모델

\*정회원, 홍익대학교 기계정보공학과  
- 논문투고일: 2001. 5. 16  
- 심사완료일: 2001. 9. 19

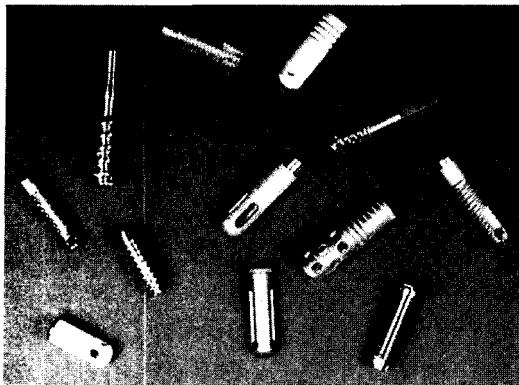


Fig. 1. Osseointegration implants.

링을 위하여 상·하악골 및 치아의 구조형태에 대한 문헌조사 연구<sup>11,12)</sup>를 수행하였다. 이를 근거로 충격력 해석에 요구되는 상·하악골 및 치아에 대한 고체형상모델 및 기구선도를 만들었으며 이 고체형상모델을 이용하여 기구동역학해석을 수행하여 각 치아에 작용하는 충격력을 계산하였다. 문헌조사 연구<sup>11,12)</sup>를 토대로 기구동역학해석 시 외력인 저작력은 2N에서 10N까지 2N씩 증가시켜 충격력을 계산하였다. 기구동역학 해석은 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 형성된다는 점에서 하악의 임플란트 기술이 상악보다 쉬운 경향이 있다. 하악의 특징은 수많은 돌출부 근육이 부착된 단단하게 경화된 부위에 있다. 하악은 이용기부 즉 턱의 끝에서 가장 두껍다. 하악골은 마제형의 몸체로 구성되어 있는데, 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 이격절로서 양측에서 돌출하여 있으며 그것의 상승적인 측면은 치열궁을 향

하여 상방으로 경사져 있다. 이경사면의 곡면 내부에는 이와가 있는데 이와는 혈관 및 신경을 위한 작은 구멍으로 관통되어 있다. 하악공은 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 이결절 사이의 턱 내측 표면상에서 끝나며 불규칙하게 돌출되어 있다.

하악관(하치조관)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 적용에 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 상각케도내로 합체된다. '치과상각케도인 상각케도'는 하악골체를 따라 후방으로 주행한 다음, 과두돌기와 하악관절을 향하여 하악지를 통하여 상승 함에 따라 강도와 부피가 증가한다. 그 강도는 하악지의 내면에서 아주 두드러지는 바, 거기서 그것은 하악경부 용선이라 불리는 뚜렷한 용선을 형성한다.

하악의 용선은 인접한 근부착의 영향 때문에 상악의 대응용선보다 더 튼튼하다. 치아가 상실되면 근육의 견인은 압력이 상각케도를 향하도록 전환시킴으로써 치주골이 유지되도록 하는 경향이 있다. 요약하면, 응력에 대한 상악의 적응은 뚜렷한 골성치열궁의 상실을 최소화 하도록 지연시키는 한편, 하악의 상각케도는 치조골체의 유지를 돕는 것이다. 이러한 요소들은 하악이 보다 유리한 임플란트 기술 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



동은 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 관절원판이 관절경절의 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 벌릴 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 내밀때의 운동을 말한다. 하악골의 후퇴운동은 활주운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동이며 입을 앞으로 내밀 때의 운동을 말한다. 하악골의 측방운동은 하악골이 좌우로 움직일 때 움직여 간 작업축의 하악두는 장축을 중심으로 회전운동을 하고, 반대쪽 균형축의 하악두는 전내방으로 활주운동이 일어나 관절경절의 후방경사면에 위치하는 운동이며 입을 좌우로 움직일 때의 운

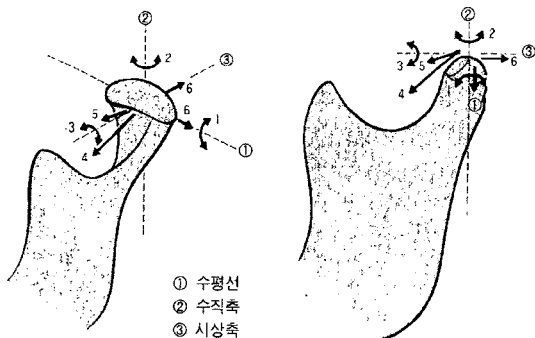


Fig. 4. Movement types of head of mandible.

동을 말한다.

3. 충격력계산을 위한 동특성 해석

동특성 파악을 위한 기구동역학 해석은 정확한 운동을 유지하는데 소요되는 각 부의 힘을 분석하는 연구 분야로서 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>[12]</sup>에 의해 알 수 있다. 본 연구에서는 임상 치아에 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

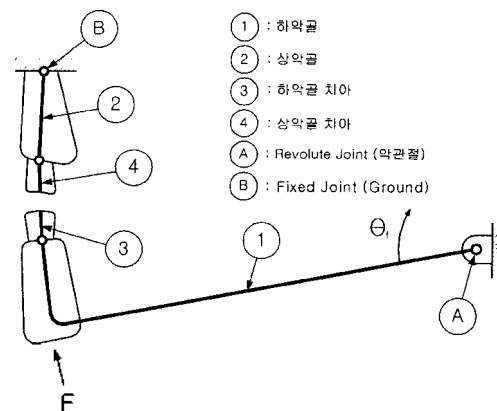


Fig. 5. Schematic kinematic diagram of upper and lower jaw-bones and teeth.

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)(빋금친 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 단계 하중(2N, 4N, 6N, 8N, 10N)을 적용하여 해석을 수행하였다. 치아와 치아 사이에는 Contact Constraints를 사용하여 적절한 Stiffness Coefficient와 Damping

Coefficient를 적용하여 치아의 충격이 반복적으로 발생하지 않도록 해석을 수행하였다.

### 3.2 해석결과 및 분석

앞 절에서는 저작시에 발생하는 상·하악골의 치아 사이에 발생하는 충격력(impact force)을 구하고자 여러 가지 경우의 저작시 발생하는 힘을 고려하여 단계 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 충격시간이 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. 표에서 보는 바와 같이,

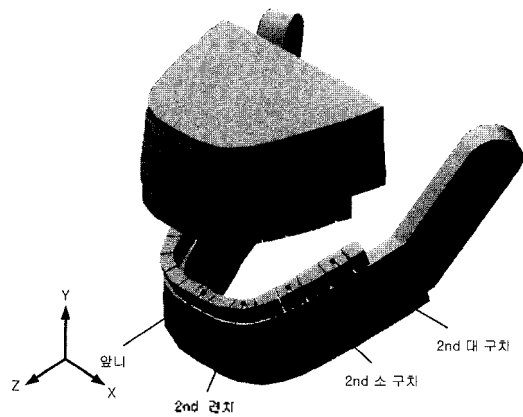


Fig. 6. Solid model of upper & lower jaw- bones and teeth (before impact).

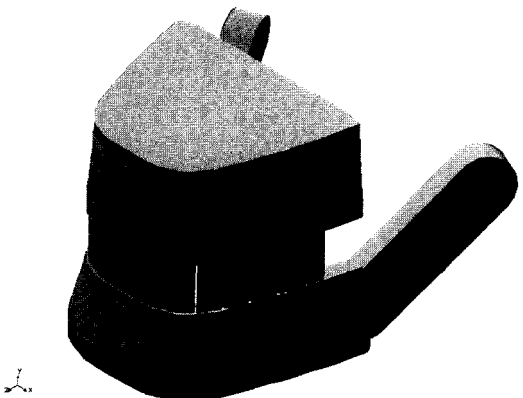


Fig. 7. Solid model of upper & lower jaw-bones and teeth (after impact).

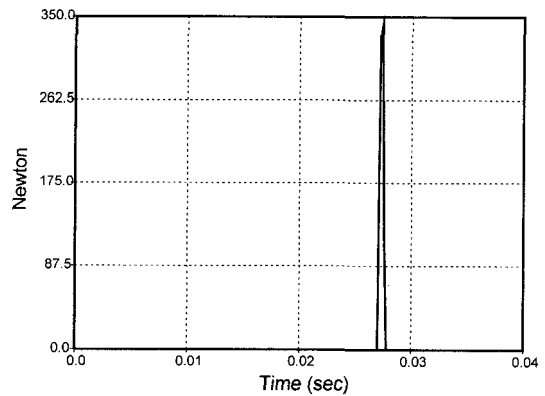


Fig. 8. Impact force on the front tooth.

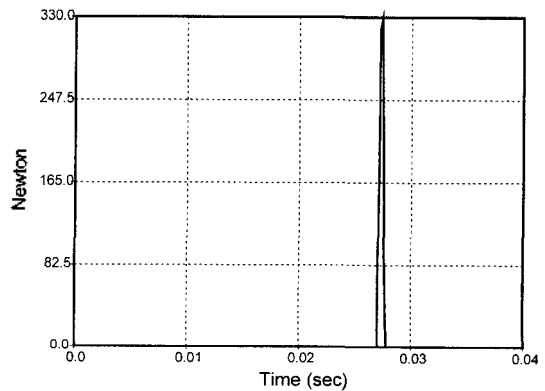


Fig. 9. Impact force on the second canine tooth.

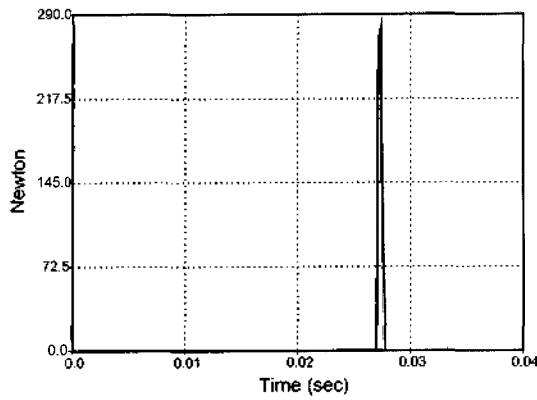


Fig. 10. Impact force on the second small molar tooth.

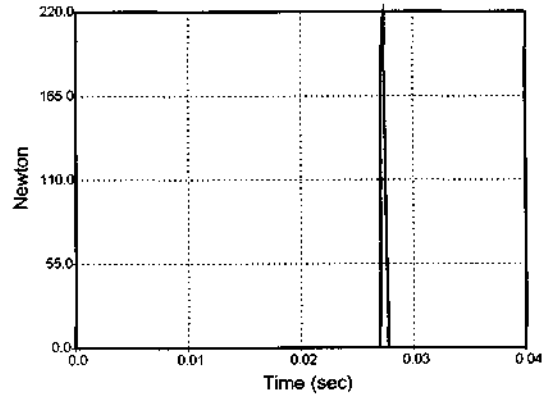


Fig. 11. Impact force on the second large molar tooth.

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

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.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 임상 치아의 대응으로 사용되는 임프란트의 설계문제에 MDO기법을 적용함에 있어서 임프란트의 구조해석에서 요구되는 상·하악골 치아 사이의 충격력을 얻고자 저작시 상·하악골 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 다단계 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," 대한 치과임플란트 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. and 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. and 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 Sockets : 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. and 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 : 플랜 구동장치의 구조설계에의 적용," 한국CAD/CAM학회 논문집, 제5권 제2호, pp. 184-195, 2000.
15. 권영주, 방혜철, 김창녕, "기계식 인공심장판의 경량화 구조설계를 위한 혈액유동과 상호 작용하는 판막 거동의 구조역학적 특성연구," 한국CAD/CAM학회 논문집, 제6권, 제1호, pp. 59-68, 2001.



### 권 영 주

1979년 서울대학교 공과대학 기계공학과 학사  
 1981년 서울대학교 대학원 기계공학과 석사  
 1987년 미국 미시간대학교(The University of Michigan, Ann Arbor) 대학원 공학박사  
 1987년~1988년 미국 ADAPCO 엔지니어  
 1988년~1990년 미국 EMRC(기계공학연구소) 수석연구원  
 1990년~1996년 한국과학기술연구원(KIST) 선임연구원  
 1996년~현재 홍익대학교 기계정보공학과 부교수  
 관심분야 : 박판고체구조물 구조해석(Structural Analysis of Plate & Shell), 탄성/소성 대변형 구조해석(Large Elastic & Plastic Structural Deformation Analysis), 좌굴해석(Buckling Analysis), 열탄성해석(Thermal Elasticity Analysis), 유한요소법개발(Finite Element Method Development), MDO에 의한 통합구조해석기술개발