

임프란트설계를 위한 저작시 상·하악골치아 사이의 충격력 계산

권영주*(홍익대 기계정보공학과)

Calculation of Impact Force between Teeth of Upper and Lower Jaw-Bones while Masticating for Dental Implant System Design

Y. J. Kwon(Dept. of Mechano-Informatics & Design Engr., Hongik Univ.)

ABSTRACT

In this paper the impact force which occurs on each tooth of jaw-bones while masticating is calculated through the rigid body dynamic analysis. This analysis is done by ADAMS. The impact force calculated in this paper is required for the structural stress analysis of implant system which is needed for the implant system design. The analysis results 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 together with slight tangential force.

Key Words : Implant(임프란트), Impact Force(충격력), Jaw-Bones(악골), Masticating(저작), Rigid Body Dynamic Analysis(기구동역학해석)

1. 서론

치과에서 영구치 결손시 영구치 대응으로 반영구적으로 사용되고 있는 임프란트^{(1),(3)}(그림 1 참조)는 그 설계와 제작에 매우 정교함이 요구된다. 특히 임프란트를 설계할 경우 저작시 임프란트에 가해지는 정확한 힘의 특성을 알아야 이 외력에 의해 임프란트내에 발생하는 응력분포^{(4),(6)}를 구할 수 있다. 이 응력분포는 임프란트설계에 매우 필요하다. 따라서, 저작시 모든 치아에 작용하는 순간적인 충격력을 계산하는 것은 임프란트설계 작업에 있어 매우 중요한 초기작업이다. 지금까지 임프란트 설계에 관련된 대부분의 연구는 저작시 임프란트 또는 임프란트 주위 치아잇몸조직 골에 발생하는 응력해석^{(4),(6)}에 국한되어 있어 응력해석에 선행하여 수행되어야 하는 저작시 치아에 작용하는 충격력계산은 거의 이루어지지 않고 있다. 이의 주된 원인은 해석상의 어려움에 있다고 볼 수 있다.

본 논문에서는 저작시 치아에 작용하는 충격력을 계산하는 해석을 수행하였다. 해석에 요구되는 정확한 고체형상모델링을 위하여 상·하악골 및 치아의 구조형태에 대한 문헌조사 연구^{(1),(2)}를 수행하였

다. 이를 근거로 충격력해석에 요구되는 상·하악골 및 치아에 대한 고체형상모델 및 기구선도를 만들었으며 이 고체형상모델을 이용하여 기구동역학 해석을 수행하여 각 치아에 작용하는 충격력을 계산하였다. 기구동역학해석시 외력은 2N에서 10N까지 2N씩 증가시켜 충격력을 계산하였다. 기구동역학해석은 ADSAMS 프로그램을 활용하였다.

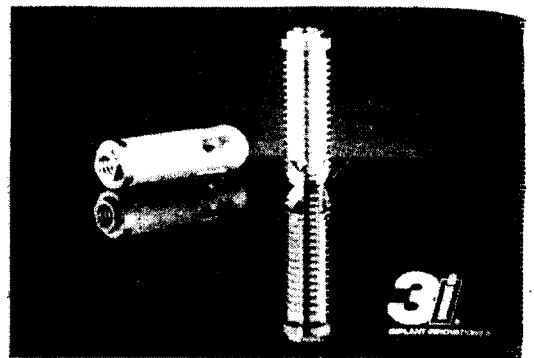


Fig. 1 3-i implant system

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 기술이 상악보다 쉬운 경향이 있다. 하악의 특징은 수많은 돌출부 근육이 부착된 단단하게 경화된 부위가 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 치주골제인바, 이것은 고경, 폭경 경사도에 있어 다양하다. 그것의 하측 경계부는 몸체의 다른 부분들 보다 두터우며, 부드럽게 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 향하여 상방으로 경사져 있다. 이경사면의 곡면 내부에는 이와가 있는데 이와는 혈관 및 신경을 위한 작은 구멍으로 관통되어 있다. 하악공은 치열궁아래 제1소구치와 제2소구치 아래 있다. 여기서 한 다발의 이혈관이 하악관을 지나 연조직내로 들어간다. 하악각은 매우 강화된 부위로서 불규칙적인 형태이며 교근 그리고 내측의 익상근 부착부위이다. 악설골선은 제3대구치 부위에서 시작하여 전방으로 연장되어 이복와 이 결절 사이의 턱의 내측 표면상에서 끝나며 불규칙하게 돌출되어 있다.

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

2.2 상악골의 구조

돌출부 즉 상악인, 두 개의 쌍을 이룬 두 개의 돌기에 의해 상악치열궁을 형성된다. 그러나 치아를 유지하는 것은 상악의 기능중 하나 일 뿐이다. 각 상악골은 공으로 채워진 방 즉 상악동을 포함하고 있는바, 이는 안면 상부의 다른 동들과 연속적인 막으로 연결되어 있다. 두 상악골은 함께 융합되어 이용합부위에서 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.

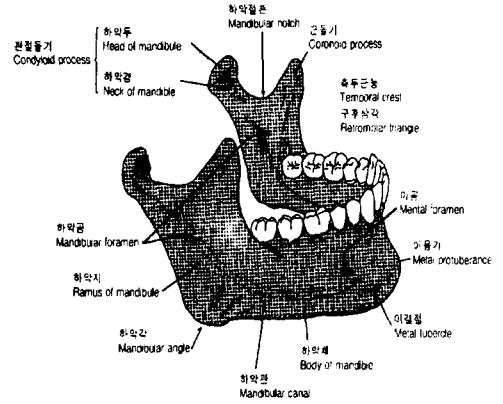


Fig. 2 Lower jaw-bone and teeth

2.3 악관절의 운동

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

2.3.1 기본운동

점변운동은 하악두가 좌우 하악두를 연결한 가상의 수평축을 중심으로 경첩과 같이 전하방으로 내려가거나 다시 전상방으로 되돌아오는 일정 반경내에서의 회전운동을 말한다. 점변운동은 하관절강내에서 이루어지며 기능운동 중 개구운동과 폐구운동이 해당된다. 활주운동은 하악두와 관절원판이 관절경절의 후방경사면을 따라 미끄러지는 운동을 말한다. 활주운동은 상관절강내에서 이루어지며 기능운동 중 전진운동과 후퇴운동이 해당된다.

2.3.2 기능운동

기본운동에서 나타난 하악두의 운동 방향에 따라 하악골이 움직이는 형태를 구분한 운동을 말한다. 하악골의 개구운동은 점변운동 중 하악두가 전하방향으로 회전하는 운동이며 입을 열 때 초기의 운동을 말한다(참고적으로 입을 크게 벌릴 때에는 활주운동으로 바뀐다). 하악골의 폐구운동은 점변운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동이며 입을 앞으로 내밀 때의 운동을 말한다. 하악골의 전진운동은 활주운동 중 하악두가 미끄러져 내려가는 운동

을 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 움직여 간 작업축의 하악두는 장축을 중심으로 회전운동을 하고, 반대쪽 균형축의 하악두는 전내방으로 활주운동이 일어나 관절결절의 후방경사면에 위치하는 운동이며 입을 좌우로 움직일 때의 운동을 말한다.

3. 충격력 계산을 위한 기구동역학 해석

본 절에서는 기구동역학해석 프로그램인 ADAMS를 이용하여 강제 요소로 구성된 상·하악골에 있어서 하악골의 운동에 의한 치아 사이의 충격력(Impact force)을 구하고자 한다.

3.1 기구동역학 해석 모델

구강 형성에 관여하는 중요한 뼈로는 하악골과 상악골 그리고 하악골 운동의 관절(조인트)역할을 하는 악관절로 구성 되었다. 치아에 미치는 힘(충격력)의 대부분은 하악의 운동에 의해 발생되고 최대의 힘은 저작시에 발생한다는 사실을 문헌 조사⁽¹⁾에 의해 알 수 있다. 본 연구에서는 임상치아에 발생하는 충격력(Impact force)을 구하고자 기구동역학 해석을 수행하였다. 치아의 충격력을 발생시키는 저작시의 입력은 하악골의 운동을 발생시키는 힘(F)에 대하여 출력은 악관절(조인트)에서의 하악골의 회전운동(θ)에 대한 상악골과 하악골에서의 각 치아 사이의 충격력이다. 다음 그림 3은 구강을 형성하는 하악골, 상악골, 악관절 그리고 치아에 대한 기구선도이다.

그림의 기구선도에 표시된 것과 같이 5개의 link(빋금친 ground 포함)이며, 4개의 joint로 구성되어 있다. 따라서 하악골의 회전운동에 대한 1개의 허용자유도(mobility: θ)를 가진다.

그림 4는 ADAMS 프로그램으로 모델링한 저작에 관여하는 각 뼈들의 고체형상모델이다. 치아는 앞니, 견치, 소 구치 그리고 대 구치로 구성되어 있으며, 본 연구에서는 앞니, 두번째 견치, 두번째 소 구치 그리고 두번째 대 구치에 대하여, 하악골을 운동시키는 힘을 다단계 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.

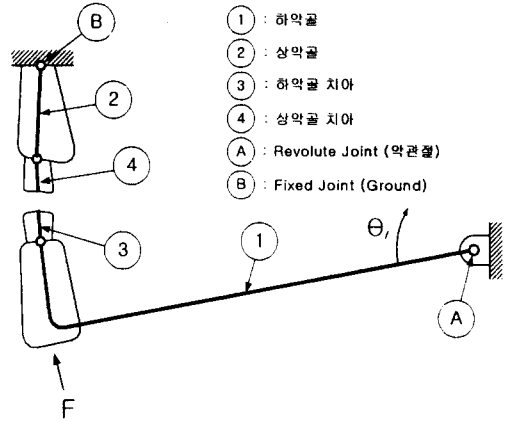


Fig. 3 Kinematic diagram of upper and lower jaw-bones and teeth

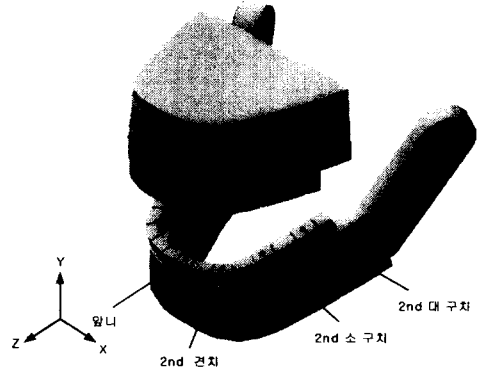


Fig. 4 Solid model of upper & lower jaw-bones and teeth(before impact)

3.2 기구동역학 해석 및 결과 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. 그림 5, 6은 저작시에 발생하는 상·하악골 치아 사이에 발생하는 충격력을 나타낸다. 이때 저작력은 10N으로 가정하였다. 해석결과 저작력이 증가 할수록 치아 사이의 충격 시간이 짧아짐을 알 수 있으며, 관절(조인트)에서 먼 거리에 위치하는 앞니에서 보다 큰 충격력이 발생함을 알 수 있다. 표 1은 각 하중에 대하여 치아 사이의 발생하는 충격 시간과 치아 사이의 충격력을 X, Y, Z 및 세 방향의 힘의 합력을 나타내었다. 표에서 보는 바와 같이, 충격력은 대부분 Y방향(치아 표면의 수직방향)으로 발생함을 알 수 있었으며, Z방향(치아 표면의 접선방향)으로도 약간의 힘이 발생함을 알 수 있다.

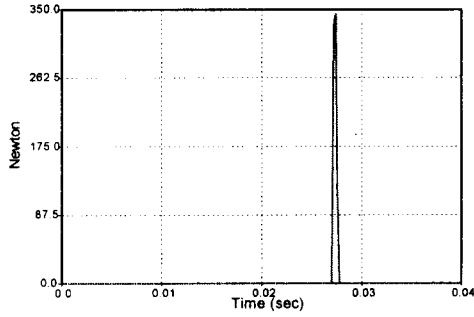


Fig. 5 Impact force on front tooth

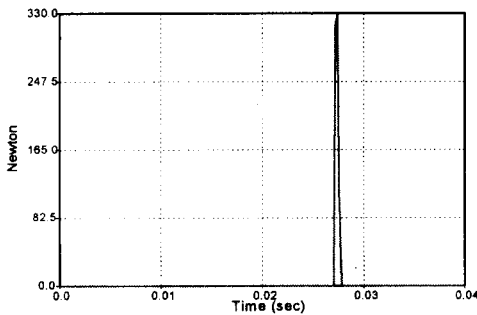


Fig. 6 Impact force on the 2nd canine tooth

4. 결론

본 연구에서는 임상 치아의 대응으로 사용되는 임플란트 안전성을 고찰하기 위한 구조역학 해석을 수행함에 있어서 상·하악골 치아 사이의 충격력을 얻고자 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 저작시를 고려하기 위하여 다단계 하중(2N, 4N, 6N, 8N, 10N)을 적용하였으며, 앞니, 두번째 견치, 두번째 소구치 그리고 두번째 대구치에서의 충격력을 구하였다. 해석결과 힘이 증가 할수록 충격시간(Impact time)도 짧아짐을 알 수 있었으며, 관찰에서 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 요구되는 임플란트와 치아 복합구조에 대한 구조역학 해석을 수행함에 있어서 보다 정확한 구속조건 및 설계변수를 제시하였다

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

Force		2N	4N	6N	8N	10N
Impact Time (sec)		0.061	0.04305	0.03525	0.0304	0.0274
Impact force (앞니) (N)	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
	합력	127.31	197.5	238.43	343.96	344.05
Impact force (두번째 견치) (N)	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
	합력	121.96	189.2	228.41	329.51	329.59
Impact force (두번째 소구치) (N)	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
	합력	103.74	160.93	194.27	280.25	280.32
Impact force (두번째 대구치) (N)	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
	합력	81.189	125.95	152.04	219.31	219.36

참고문헌

1. 이철원, 골내 임플란트의 문헌적 고찰, "대한치과 임플란트 학회지, 제9권, 제1호, pp.51-58, 1989
2. Manski R., "Synopsis of recent literature concerning the dental implant," J. Oral Implantology, Vol. 10, No. 2, pp.275-278, 1982
3. Barzilany I., "Immediate implants : Their current status," Int. J. Prosthodont, Vol. 6, pp.169-175, 1993
4. 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
5. 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
6. Siegel D., Soltész 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