

## 중형견(犬) 치과 보철물 제작을 위한 소재의 기계적 강도 관찰

박유진, 최성민  
부산가톨릭대학교 치기공학과

### Observation of Mechanical Strength of Materials for Dog Dental Prosthesis Production

Yujin Park, Sungmin Choi

Department of Dental Laboratory Science, Catholic University of Pusan

#### [Abstract]

**Purpose:** This study is making a dog dental prosthesis using digital dental technology. The mechanical strength of the prosthetic material was observed in terms of compressive strength and fracture pattern.

**Methods:** The experiment was performed using dog mandibular molars. The teeth were scanned and modeled. The specimens were made of zirconia, PMMA and Ni-Cr. The specimens were subjected to a vertical compression test with an artificial cancellous bone in UTM tester. Vertical compressive strength and fracture behavior of specimen were observed.

**Results:** The result of observing the compressive load between specimen and artificial bone were  $184.8 \pm 5.7$  N in the zirconia specimen,  $185.6 \pm 8.9$  N in the PMMA specimen, and  $184.4 \pm 4.0$  N in the Ni-Cr alloy specimen. Compression marks of artificial bones were observed. The fracture strength of specimen was observed. The fracture strength of the zirconia specimen was an average of 1,381.4N. The fracture strength of the PMMA specimen was an average of 572.2N.

**Conclusion:** The crown made of three kinds(zirconia, PMMA, Ni-Cr alloy) of materials has the strength to chew about the artificial bone. zirconia and PMMA have vertical compressive strength applicable to medium dog dental prosthetic materials.

◉ **Key words:** dog tooth, dog restoration, animal tooth, zirconia, pmma, dental cad/cam

Corresponding author	Name	최 성 민	Tel.	051-510-0594	E-mail	smchoi@cup.ac.kr
	Address	부산광역시 금정구 오륜대로 57 부산가톨릭대학교				
Received	2019. 5. 2	Revised	2019. 6. 14	Accepted	2019. 6. 24	

## 1. 서론

반려동물의 관심이 높아지면서 관련산업이 변화하고 있으며, 수의학 또한 변화하고 있다. 이러한 변화에는 수의 치과학도 포함된다.

동물의 특성상 통증을 적극적으로 표현하지 못해 수의 사나 보호자는 아픈 동물의 통증을 판단하기에 어려움이 있다. 하지만 동물의 통증을 이해하고 적극적인 진단을 통하여 치료를 행하여야 한다(Kim, 2009). 반려동물의 치과영역의 질환이 이에 해당될 것이다.

반려동물이 치과질환이 심한 경우 영양장애 등을 일으키는데 이를 관심 있게 진단하지 못하면 치과질환으로 인식하지 못하게 될 것이다(Gang, 2007). 이러한 반려동물의 관심과 적극적인 치료를 위한 노력이 수의 치과의 발전에 기여하였다. 최근에는 반려동물을 위한 스케일링 등의 예방치료와 신경치료 및 보존치료의 수요가 증가되고 있다.

대표적 반려동물인 개(犬)는 역할이나 크기, 두개골의 크기 등에 의해 분류된다. 크기에 따라 소형견, 중형견, 대형견으로 분류한다. 그리고 두개골의 크기에 따라 장두종(dolicocephalic), 중두종(mesocephalic), 단두종(brachycephalic)으로 분류된다. 수의 치과의 관점에서 두개골의 크기와 모양 사이에는 상호작용이 존재하며, 두개골 모양에 의한 교합력의 차이는 작은 두개골보다 큰 두개골에서 더 분명할 수 있다(Ellis et al., 2009). 악궁의 크기와 움직임, 치아의 크기의 차이는 음식물의 섭취에 영향을 준다. 개는 견치나 구치처럼 기능적인 치아가 소실되는 경우 저작능력을 상실하여 편측 저작을 하게 되고 치아가 소실된 반대측에 치주질환이 발생할 위험성이 높아지게 된다. 이러한 치주질환의 발생을 감소시켜 건강한 저작 기능을 유지할 수 있도록 노력해 왔다. 초기의 수의치과에서는 심미성을 보다는 치아의 파절을 방지하기 위하여 금속치관을 제작하였으며(Foreest and Roester, 1997), 이후 수의치과에서는 치아가 결손 된 경우 이를 수복하기 위한 노력이 이어지고 있다(Kim, 2007). 하지만 개와 같은 동물의 치과치료에 고려해야 할 사항 중 하나는 개의 전신건강상태이다. 치과치료를 위해서는 마취를 하게 되는데 건강상태에 따

라 건강에 영향을 미칠 수 있기 때문이다. 이러한 이유로 마취 회수와 마취 시간을 줄일 수 있다면 성공적인 치과진료를 수행할 수 있고 보고되고 있다(Kim, 2007). 이러한 수의 치과분야의 선행보고들에 따르면 마취에 의한 위험성을 줄이고 단기간에 치과치료를 할 수 있다면 적극적인 치과치료가 될 것으로 판단된다.

본 연구자는 선행연구를 통해 개의 적극적인 치과보철 치료를 위하여 디지털 치과기공기술이 적용 가능할 것으로 판단하였다. 그 연구결과 치과용 구강스캐너를 활용하여 개의 구강을 모델링하고 치과용 CAD/CAM 시스템으로 단일치관 또는 간단한 교의치가 제작이 가능하며 정확도 또한 양호한 것으로 보고하였다(Park, 2016). 하지만 치아의 파절을 방지하기 위하여 금속치관을 제작하여야 된다는 보고(Foreest and Roester, 1997)와 같이 치관제작 시 치관의 기계적 강도에 대한 고려가 되어야 할 것으로 판단되었다.

기존의 개의 치과보철은 금속으로 제작하였으나 치과용 CAD/CAM 시스템을 활용한다면 다양한 소재의 적용이 가능할 것이다. 일반적으로 치과용 CAD/CAM 시스템에 적용되는 대표적인 소재는 세라믹 소재인 zirconia와 고분자 소재인 PMMA가 있다. zirconia는 우수한 생체친화성과 우수한 기계적 강도 및 내마모성으로 인하여 다양한 보철에 적용되고 있다(Lee, 2008, Oh, 2012). 그리고 PMMA 또는 생체친화성과 기계적 강도가 우수하여 치과용 고분자로 널리 사용되고 있으며 심미성이 우수하고 가공이 용이하다(Ha, 2009).

선행연구와 같이 기존의 치과영역에서 사용되는 디지털 치과기공기술이 개의 치과치료를 위한 치과보철에 적용될 것으로 판단되나 현재 소재에 따른 기계적 강도에 관련된 연구 자료가 부족한 것으로 판단된다.

따라서 본 연구에서는 치과 CAD/CAM 기술을 이용한 치과 보철물 제작 시 적용 가능한 소재의 기계적 강도를 관찰하고자 한다. 그리고 이러한 연구결과는 개의 치과 보철 제작 시 고려해야 하는 기초 자료로 활용하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 재료

개의 치과치료를 위한 치과보철 소재의 기계적 강도 관찰을 위한 치과용 CAD/CAM 시스템에서 가공이 가능한 소재인 zirconia(Cherry, D-max, Korea)와 PMMA(Yamahachi, Japan)을 실험군으로 설정하였으며, 이를 비교하기 위하여 Ni-Cr alloy(SUPER 1, USA)을 대조군으로 설정하여 3종의 소재를 준비하였다(Table 1).

Table 1. Mechanical Properties of Material

Properties	zirconia (Bending)	PMMA (Bending)	Ni-Cr (Tensile)
Mechanical Strength	1,160	120	937

(Unit: MPa)

### 2 실험 모형

개의 치과보철 제작을 위하여 사용된 모형은 선행 연구에 사용된 중형견 치아 모형을 이용하였다(Park, 2016). 실험모형을 rubber 인상재를 이용하여 복제하고, 석고모형을 제작하였다. 지대치는 하악 제1구치를 2 mm 두께로 삭제하여 형성하였다. 준비된 모형은 scissors bite의 교합상태로 재현하여 교합기에 부착하였다(Figure 1).



Figure 1. Model of abutment teeth.

### 3. 실험 지그

하중에 의한 기계적 강도 측정을 위하여 만능재료시

험기에 적용이 가능한 합금소재의 지그(jig)를 제작하였다. 지그는 실험모형을 복제하여 납형을 제작하고 매몰 후 주조하여 제작하였다(Figure 2).



Figure 2. Compression test jig.

### 4. 기계적 강도 시편

기계적 강도 측정 실험에 사용될 치관 시편을 제작하였다. 치관 시편은 실험모형의 지대치 모형과 대합치 모형을 광학스캐너(InEosX5, Sirona, Germany)를 이용하여 스캐닝하여 모델링하였다. 모델링된 실험모형을 CAD 프로그램(Inlab, Sirona, Germany)을 이용하여 삭제 전 치아와 동일한 크기와 형태로 시편을 설계하였다. 지대치의 결합재 공간은 0.03 mm로 설정하였다(Figure 3).

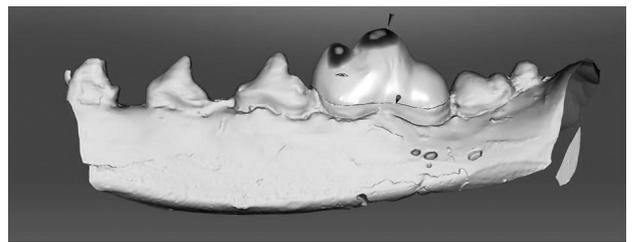


Figure 3. design of specimens.

CAD 프로그램을 이용하여 설계된 시편을 3종의 소재 zirconia, PMMA, Ni-Cr alloy로 각각 10개씩 제작하였다. zirconia(Cherry, Dmax, Korea)는 5축 밀링기(MCX5, Sirona, Germany)로 밀링한 후 초음파 세척기 안에서 세척하였다. 건조기를 사용하여 110°C의 온도에서 1시간 동안 건조하였다. 건조된 zirconia는 분당 상승온도 8°C, 최종 소결온도 1570°C로 설정

하고 최종 소결온도에서 120분간 계류시켜서 소결하였다. 중합이 완료된 PMMA(YAMAHACHI, Japan) 블록은 5축 밀링기(MCX5, Sirona, Germany)로 습식 밀링하여 사용하였다. Ni-Cr은 Super 1 alloy(Dental alloy products, USA)를 이용하여 주조법으로 제작하였다. Wax pattern은 설계된 시편을 Wax 블록(YAMAHACHI, Japan)을 사용하여 5축 밀링기(DWX-50, Roland, Japan)로 밀링하였다. Wax pattern은 인산염계 매몰재로 매몰하여 소환로에서 최종온도 950°C, 계류시간 30분으로 소환시킨 후 주조하였다. Ni-Cr 시편은 표면의 산화막을 제거하고 polishing하여 준비하였다(Figure 4).

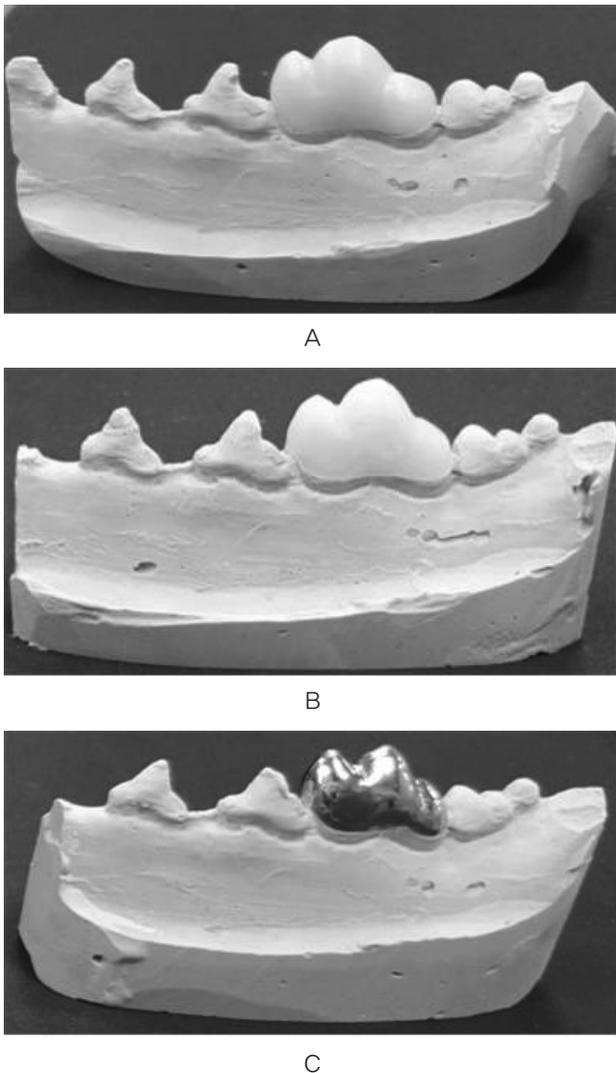


Figure 4. Specimens for test of mechanical strength, a; zirconia, b; PMMA, c; Ni-Cr alloy.

## 5. 기계적 강도 관찰

### 1) 인공뼈 교합 압축강도 측정

3종의 시편은 만능재료시험기(STM-10, Canada)를 사용하여 압축강도를 측정하였다. 실험은 지그에 장착한 시편과 만능재료시험기 압자 사이에 인공뼈를 위치시켜 압축하중을 가하여 측정하였다. 사용된 인공뼈는 직육면체 형태로(10 mm × 20 mm × 10 mm) 가공하여 준비하였으며, 압축하중은 하중 시작점에서 수직하방 5mm를 이동하여 압축하중을 측정하였다. 인공뼈 교합 압축강도 실험은 일반적으로 중형견의 저작 환경을 고려하여, 구치부의 해면골(cancellous bone) 저작을 단순 재현한 실험이다. 실험에 사용된 인공뼈는 압축강도 18 MPa의 PCF30(Sawbones, Sweden)를 사용하였다(Figure 5).

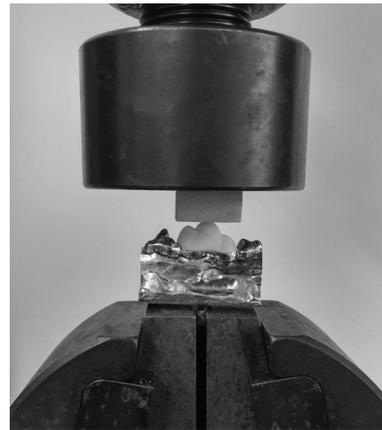


Figure 5. Sawbone bite test on UTM.

### 2) 치관 파절 강도 측정

치관 시편을 이용하여 파절강도 실험을 실시하였다. 실험은 치관시편을 지그에 위치하고 만능재료시험기(STM-10, Canada)를 사용하여 압축하중을 가하여 파절강도를 측정하였다. 치관 파절 강도는 중형견 저작 시 파절 가능성에 대한 강도를 관찰하기 위한 실험이다. 따라서 기계적 강도가 높은 Ni-Cr alloy 치관은 제외하고 zirconia, PMMA 치관 시편의 파절 강도를 측정하였다(Figure 6).

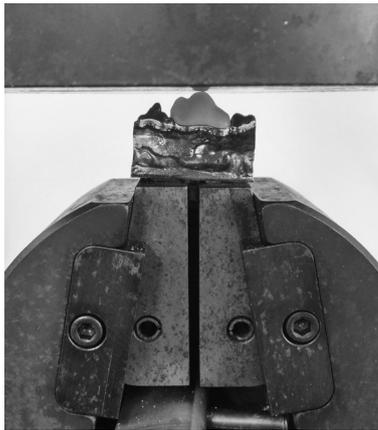


Figure 6. Fracture test on UTM.

### III. 결 과

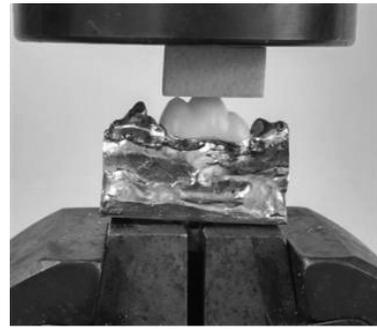
#### 1. 인공뼈 교합 압축강도

만능시험기에 지그에 치관 시편을 고정하고 인공뼈를 위치시켜 하중을 관찰하였다. 그 결과 zirconia 시편에서  $184.8 \pm 5.7$  N, PMMA 시편에서  $185.6 \pm 8.9$  N, Ni-Cr alloy 시편에서  $184.4 \pm 4.0$  N의 하중이 측정되었다(Table 4). 그리고 3종의 치관형태 시편이 인공뼈 조각에 압입되는 것을 관찰하였다.

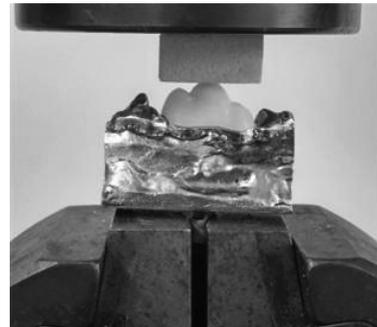
Table 2. Load of sawbone bite

(unit : N)

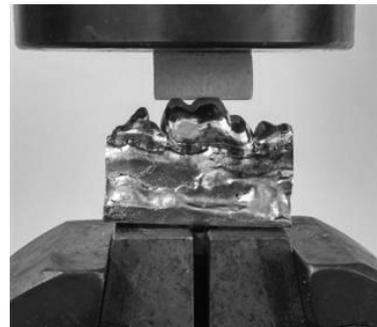
Specimens	zirconia	PMMA	Ni-Cr alloy
Load	184.8 ( $\pm 5.7$ )	185.6 ( $\pm 8.9$ )	184.4 ( $\pm 4.0$ )



A



B



C

Figure 7. Result of sawbone bite test, a; zirconia, b; PMMA, c; Ni-Cr alloy.

#### 2. 치관 파절 강도 실험

파절 가능성에 대한 강도를 관찰하기 위하여 zirconia, PMMA 치관시편을 이용하여 파절강도를 측정하였다. zirconia 시편의 압축강도는 평균 1,381.4 N으로 이때 시편은 여러 조각으로 파절되었다. 그리고 PMMA 시편의 압축강도는 평균 572.2 N으로 초기에는 짓눌리다가 파절시 협설측을 기준으로 절반으로 나누어졌다(Table 5).

Table 3. Fracture strength of crown specimens.

Specimens	zirconia	PMMA
Load	1,381.4(±58.1)	572.2(±46.2)

(unit : N)



A



B

Figure 9. Fracture pattern of crown specimen, a; zirconia, b; PMMA.

#### IV. 고찰

최근 반려동물을 관리하는 환경의 변화와 수의학의 발전으로 인하여 반려동물의 의료서비스가 발전하고 있다. 이에 치과치료 대한 요구도 증가하고 있다(Kim, 2009). 치과보철의 기술과 소재들이 동물 치과보철에 적용될 것으로 사료되나 현재 관련된 연구 자료가 부족하다. 따라서 본 연구자는 반려동물 중 개의 치과보철 제작 시 활용될 기초자료 제시를 위하여 연구를 진행하였다.

본 연구에서는 동물 친화적이며 적극적인 치료를 위하여 마취를 최소화하고 단기간에 보철치료가 가능한 치과 CAD/CAM 기술을 사용하고자 하였으며, 따라서 사용된 소재 또한 치과 CAD/CAM에서 적용 가능한 zirconia와 PMMA를 사용하였다. 기존의 연구와 비교하기 위하여 Ni-Cr alloy 치관을 대조군으로 설정하였

다. 3종의 치관 시편으로 기계적 강도를 측정하여 개의 치과 보철에 적용 가능성을 관찰하고자 하였다.

개와 같은 동물의 교합력을 분석한 연구는 많지 않다. Brady(2005)는 사람의 교합력이 약 54 kg이라고 할 때 일반적인 개의 교합력이 약 145 kg이라 하였다. 그리고 Kim 등(2018)은 개의 치아별 교합력을 관찰한 연구에서 견치에 가해지는 교합력은 220~560 N이며, 열육치에 가해지는 교합력은 310~1,100 N의 범위로 계산되며 교합력에 미치는 요인으로 체중과 두개골의 형태와 크기라고 보고하였다. 일반적으로 사람 치아는 각 치아의 위치에 따라 전치 155 N, 견치 208 N, 소구치 288 N, 대구치 555 N의 최대 교합력을 가진다(Craig, 1989). 이상의 연구들에 따르면 체중과 두개골의 형태에 따라 차이는 있을 수 있으나 개의 교합력이 사람보다 2배 이상인 것으로 판단할 수 있다.

본 연구에서 인공뼈 압축강도 측정 결과 3종의 치관시편 모두 파절이 나타나지 않아 18 MPa 이상의 강도의 가지는 음식물을 저작할 수 있는 강도를 가지는 것으로 관찰되었다.

치관 파절강도 측정결과 zirconia 치관시편은 약 1,381 N에서 파절이 되었으며, PMMA 치관시편은 약 572.2 N에서 파절되는 것으로 측정되었다. 개의 교합압에 대한 선행연구를 기준으로 치관 시편의 파절강도 결과를 관찰하였을 때 zirconia 치관의 파절강도는 개의 견치와 열육치의 교합력에 저항할 수 있는 강도를 가지는 것으로 판단할 수 있다. PMMA 치관의 파절강도는 개의 견치의 교합력에 저항할 수 있으나 열육치에 가해지는 교합력은 충분하지 않은 것으로 판단된다. 이러한 결과는 개의 치과 보철 제작 시 교합력이 높은 열육치는 zirconia 소재가 적용가능하며, 견치에는 zirconia, PMMA 소재가 적용가능 할 것으로 판단된다.

교합력에 따른 치관의 기계적 강도는 교합력을 측정하는 방법과 면적 그리고 위치 등 다양한 변수로 인하여 영향을 미칠 수 있다. Lee(2008)은 전부도재관 교합면의 삭제량이 파절강도에 유의한 영향을 주었으나 측면 경사도는 파절강도에 영향을 주지 않는다고 하였다. 그리고 Jeong(2006)은 zirconia 단일전부도재관은 두께가 두꺼울수록 파절에 대한 저항성이 높다고 하였다.

그리고 치관에 교합 하중을 가하는 위치를 치관의 최상단으로 하였을 때 하중에 따른 역학적 요인들이 변화되어 하중에 취약해 진다(Soukup et al., 2015). 본 연구에서 설정된 하중 위치는 개의 교합 시 발생할 수 있는 조건을 감안하여 하중에 가장 취약한 위치에 설정하였다. 선행연구에 따르면 개의 교합 시 접촉되는 교합점은 측면에서 관찰되었다(Park, 2016). 따라서 zirconia와 PMMA 소재의 치관 적용 시 이를 감안하여 설계한다면 개의 치과보철에 적용 할 수 있는 범위는 확대될 것으로 판단된다.

본 연구 결과는 치과 CAD/CAM 기술로 개의 치과보철 제작을 시 소재선정을 위한 기계적 강도의 기초자료로 활용 될 것으로 판단된다.

## V. 결론

치과 CAD/CAM 기술을 이용하여 중형견의 치관 보철을 설계하였다. 설계된 시편으로 zirconia, PMMA, Ni-Cr alloy 3종의 보철물 시편을 제작하였다. 시편을 이용하여 인공뼈 교합 강도와 치관의 수직압축파절강도를 관찰하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. zirconia, PMMA, Ni-Cr alloy 3종의 소재로 제작된 치관은 해면골 물성의 물체를 저작 할 수 있는 강도를 가진다.
2. zirconia, PMMA는 중형견의 치과 보철물 제작 소재로 적용 가능한 수직 압축강도를 가진다.

## REFERENCES

Brady Barr, Dangerous Encounters Bite Force, National Geographic, 2005.  
 Craig RG. Restorative dental materials, CV Mosby, St Louis, 65, 1989.  
 Ellis JL, Thomason, Kebreab E, Zubair K, France J. Cranial dimensions and forces of biting

in the domestic dog. J. Anat, 214, 362-373, 2009.  
 Gang SS. Veterinary Dentistry case studys. Journal of veterimary clinics, 24(2), 505-516, 2007.  
 Ha JY. Mechanical Properties and Exothermic Behavior of Provisional Restoration Materials. Department of Medical& Biological Engineering Graduate School, Kyungpook National University, 2009.  
 Jason W. Soukup, Caitlyn Collins, Heidi-Lynn Ploeg. The Influence of Crown Height to Diameter Ratio on the Force to Fracture of Canine Teeth in Dogs. J Vet Dent, 32(3), 155-163, 2015.  
 Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont, 244(2), 157-164, 2006.  
 Kim CG. Local anesthesia for dental disease treatment. Autumn Seminar, 2009.  
 Kim JH. Osseointegration following immediate and delayed implantation in dog. Chungbuk national university, 2007.  
 Kim SE, Boaz Arzi, Tanya C. Garcia, Frank J. Bite Forces and Their Measurement in Dogs and Cats. Frontiers in Veterinary Science, 76(5), 2018.  
 Lee IS. Fracture strength of zirconia ceramic crowns according to tooth position. Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University, 2008.  
 Oh KC, Moon KC, Kim JH, Shim JS. Full mouth rehabilitation of the patient with worn dentition using full-contour monolithic zirconia prostheses at an increased vertical dimension of occlusion: a case report. The journal of Korean academy of prosthodontics, 50(3), 198-202, 2012.

- Park YJ, Dental Crown of Shape and Materials for Production to Dental Prosthetics of medium Sized Dogs. Graduate School Catholic University of Pusan, 2016.
- Van Foreest AW, Roeters F.J.M. Long-Term success rate of resin-bonded metal crowns on the canine teeth of working dogs. Vet Quart, 19, 23-28, 1997.