

교합력의 방향에 따른 소형견 치과보철물의 압축파절강도 비교

박유진, 최성민
부산가톨릭대학교 치기공학과

Comparison of compressive fracture strength of small dog dental prosthesis along the direction of bite force

yujin Park, sungmin Choi
Catholic University of Pusan

[Abstract]

Purpose: The aim of this study is to observe the compressive fracture strength of the crown according to the direction of the occlusal force of the mandibular canine and carnassial of the small dog.

Methods: The abutment models of mandibular canine and carnassial were prepared, specimens of zirconia, PMMA and Ni-Cr alloy were produced. The experimental jig was fabricated with Co-Cr alloy and buried in acrylic resin after make tilt to specified angle. The specimen was attached to a jig and loaded using a universal testing machine until the specimen fractured.

Results: The compressive fracture strengths of CXZ and CXP specimens were found to be 999.21 ± 31.15 N on average and 731.42 ± 59.13 N on average. And CZZ and CZP specimens were 730.48 ± 70.14 N on average and 377.65 ± 11.87 N on average. CXN and CZN specimens were not fractured. In addition, MZZ and MZP specimens were 746.46 ± 50.75 N and 258.64 ± 31.86 N on average. The MZN specimens were not fractured.

Conclusion: Zirconia has compressive fracture strength that can be applied to small dog's canine and Carnassial prosthetics, while PMMA has inadequate strength to small dog's carnassial prosthesis.

◉ **Key words:** Bite force, Canine, Carnassial, Small dog, Veterinary dental prosthetics

Corresponding author	Name	최 성 민	Tel.	051-510-0594	E-mail	smchoi@cup.ac.kr
	Address	부산광역시 금정구 오륜대로 57 부산가톨릭대학교 치기공학과				
Received	2020. 4. 30	Revised	2020. 6. 22	Accepted	2020. 6. 24	

I. 서론

수의 치과치료에서 치관의 파절과 마모가 일어나 치수가 노출된 경우 치아의 상태와 보호자의 선택에 따라 발치치료나 신경치료를 진행한다. 신경치료와 보존치료를 진행할 경우 마취 전 검사와 1차 전신마취, 신경치료, 인상 채득 및 임시치아 장착, 보철물 제작, 2차 전신마취, 보철 장착 단계로 진행된다(Hong, 2004). 이러한 수의 치과치료는 긴 시간동안 전신마취를 반복해서 시행하며 진료한다. 그러나 동물의 전신건강 상태가 양호하지 못한 경우 마취에 대한 위협으로 인해 치과 진료를 어쩔 수 없이 포기하게 된다. 따라서 마취 횟수와 시간을 줄일 수 있다면 성공적인 치과 진료를 수행할 수 있을 것으로 생각된다(Kim, 2007).

최근 치과영역에서는 구강스캐너를 이용한 인상 채득과 CAD/CAM(computer-aided design/ computer-aided manufacturing) system을 이용한 치과 보철물의 제작이 활성화 되고 있다. 구강스캐너의 활용은 인상 채득 과정의 생략, 환자의 내원 횟수 감소, 치료 시간의 단축과 같은 이점이 있다. 그리고 치과용 CAD/CAM system은 미리 가공되고 조절된 재료의 사용으로 수복물의 품질을 향상시킬 뿐만 아니라 데이터 저장에 의한 재현성과 정밀한 치료계획에 의한 진료의 효율성까지 증가시키게 되었다. 이러한 치과 CAD/CAM system을 수의 치과치료에 적용할 수 있다면 마취와 진료에 소요되는 시간을 단축시켜 치과 진료의 선택을 적극적으로 확대할 수 있을 것으로 보인다.

치과 CAD/CAM system에서 사용되는 다양한 소재 중에서 최근 가장 대표적으로 사용되는 소재인 zirconia는 높은 강도와 우수한 생체친화성을 가지며, 마모저항성이 높은 특징이 있다. 그리고 단시간 내에 빠르게 완성할 수 있는 장점을 가져 임시치아의 제작 등에 활용되고 있는 PMMA(polymethyl methacrylate)도 완전중합된 상태의 블록으로 제작되어 임상에서 활용도가 높은 소재이다. 그러나 치과 CAD/CAM system에 활용되는 소재는 주조 등을 이용한 금속 재료의 보철물과 비교했을 때 간단하고 편리하게 보철물을 제작할 수 있는 장점이 있으나 기계적 강

도가 낮은 단점이 있다.

선행연구에서 Foreest 등(1997)은 수의 치과 보철의 제작 시 파절의 방지를 위하여 강도가 높은 금속으로 치관을 제작하는 것이 필수적이라고 하였다. 그러나 Soukup 등(2011)에 따르면 지대치 형태에 따라 치관의 유지와 저항성에 영향을 줄 수 있다고 하였고, 후속연구에서 치관의 높이/직경의 비율에 따라 파절강도에도 영향을 미친다고 하였다(Soukup et al., 2015). 치열궁 내에서 접촉이 일어나는 치아에 따라 다른 교합력은 보철물의 파절강도에 영향을 주고, 접촉부위에 가해지는 하중의 방향에 따라 보철물의 유지력과 저항성은 영향을 받게 된다. 그러므로 파절과 같은 실패없이 보철을 완성하기 위해서는 교합 하중의 방향 등을 고려하여 지대치를 형성하고, 치아에 가해지는 교합하중의 크기를 확인하여 소재를 선택해야 한다. 그리고 파절이 일어나더라도 재제작이 용이한 보철의 제작 방법을 고려할 필요성이 있다.

Park과 Choi(2016)는 zirconia와 PMMA를 소재로 선택하여 치과 CAD/CAM system으로 제작된 치관 시편에 수직압축하중을 가하여 파절 강도를 측정하였으나 지대치의 형태나 높이 등은 고려하지 않았다. 그리고 교합 시 접촉하는 부위에 하중을 가하지 않았고 교합력의 방향도 고려하지 않았다. 개(犬)의 치아는 가위 교합(Scissors bite) 형태로 협면에서 접촉하므로 방향성을 고려하여 하중을 가했을 때 파절강도를 확인할 필요성이 있을 것으로 판단된다.

따라서 본 연구에서는 치과 CAD/CAM system에 사용되는 소재인 zirconia와 PMMA를 이용하여 소형견(犬)의 하악 견치와 열육치의 치관 형태의 시편을 제작하고, 교합력의 방향에 따른 치관의 압축파절강도를 관찰하고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 실험 재료

본 연구에서는 교합력의 방향에 따른 소형견 치

과보철물의 압축파절강도를 비교하기 위하여 치과용 CAD/CAM system에서 가공 가능한 소재인 zirconia(Zircen, Kuwotech, Korea)와 PMMA DISK(YAMAHACHI DENTAL MFG., Co., Japan)을 실험군으로 설정하고, 전통적인 치과보철의 제작 방법과 비교하기 위해서 Ni-Cr alloy(Newcrown, Rubydental, Japan)을 대조군으로 설정하여 3종의 소재를 사용하여 시편을 제작하였다(Table 1).

Table 1. Mechanical properties of materials

Properties	Zirconia (Bending)	PMMA (Bending)	Ni-Cr (Tensile)
Mechanical Strength	1,100	120	937

(unit: MPa)

2. 실험모형 제작

실험모형은 소형견의 머리뼈를 스캔한 3차원 모형을 3D 프린터(Form2, Form labs, USA)로 프린팅하여 연구모형을 제작하고, 실리콘 인상재(Peak, Noesil, Korea)를 이용하여 복제하였다. 하악 좌측 견치부터 구치까지 모두 포함하여 복제하고, 초경석고(Snowrock, DK MUNGYO Co., Korea)를 이용하여 실험모형을 제작하였다. 하악의 견치와 열육치인 1대구치를 지대치로 선택하여 1.0 mm 폭의 round shoulder 형태를 가진 margin을 형성하였다. 지대치 축벽의 경사각은 치아외형과 유사한 각도로 견치는 근심축 10°, 원심축 30°로 형성하였고, 1대구치는 근원심축 모두 10°로 형성하였다. 지대치의 높이는 견치 10 mm, 1대구치 6 mm로 형성하였다(Fig. 1).



Figure 1. Model of abutment teeth.

교합력이 가해지는 방향에 따른 치과 보철물의 압축 파절강도 측정을 위해 만능재료시험기에 적용 가능한 실험 지그는 Co-Cr alloy(BC-CAST R, BUKWANG Inc, Korea)를 이용하여 제작하였다. 지그는 실험 모형의 인상을 채득한 후 인상체에 용융된 wax(GEO Classic, Renfert Dental, Germany)를 주입하여 납형을 제작하였다. 그리고 납형을 인산염계 매몰재(BC VEST P-Plus, BUKWANG Inc., Korea)를 이용하여 매몰하고, 소환하였다. 소환로의 온도는 분당 상승온도를 10℃로 하여 최종온도를 900℃까지 상승시키고, 최종온도에서 30분간 계류시킨 후 고주파 주조기(Formax, BEGO, Germany)를 이용하여 주조하였다. 주조체 표면의 매몰재와 산화막은 sand blaster(Panblaster, Dongyang Dental, Korea)를 이용하여 제거하고 연마하여 지그를 완성하였다. 완성된 실험 지그는 아크릴 레진(Ivolen, Ivoclar vivadent AG, Liechtenstein)을 이용하여 매몰하였다. 실험모형에서 x축은 전후방, y축은 상하방, z축은 내외방으로 설정하였다(Fig. 2).

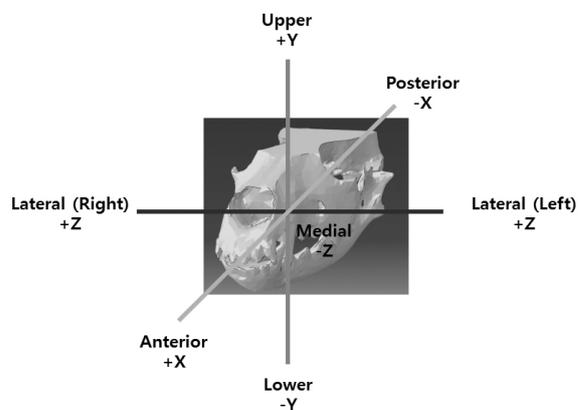
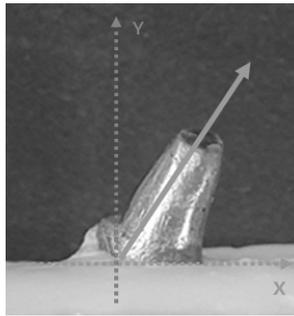
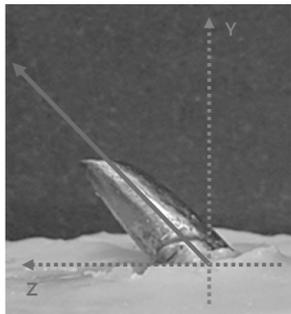


Figure 2. Direction of occlusal contact point.

지그의 경사 방향은 견치는 -x축의 후방과 -z축의 내방으로 기울이고, 열육치의 실험 지그는 -z축의 내방으로 기울여서 매몰하였다(Fig. 3)(Fig. 4).



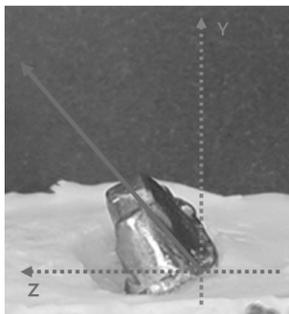
a



b

Figure 3. Canine jig according to direction.

a; -x, b; -z



a

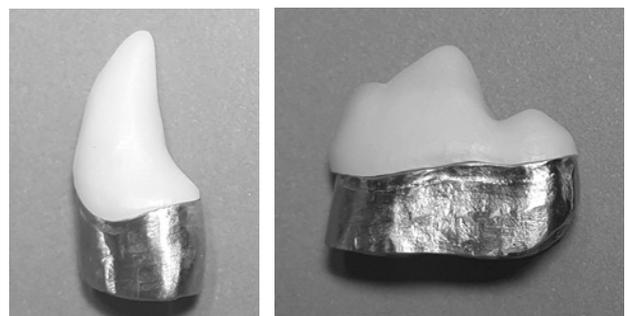
Figure 4. Carnassial jig according to direction.

a; -z.

3. 실험 시편 제작

압축파절강도를 관찰하기 위한 시편을 제작하기 위하여 실험 모형을 광학스캐너 (E1, 3shape, Denmark)로 스캔하여 3차원 모형을 형성하고, 치과용 CAD 프로그램 (3shape, Denmark)을 사용하여 시편을 설계하였다. 시편은 치과용 CAD 프로그램의 이중 스캔 기술을 이용하여 지대치가 삭제되지 않은 모형을 스캔한 파일

과 지대치 모형의 스캔 파일을 정합시킨 후 원래의 치아 형태로 재현하여 설계하였다. 설계된 시편은 가공기계 (DWX-520, Roland, Japan)를 이용하여 zirconia (Zircen, Kuwotech, Korea), PMMA (YAMAHACHI DENTAL MFG., CO., Japan), wax (Upcera dental, China)로 밀링하였다. Zirconia 시편과 PMMA 시편은 각각 5개씩 밀링하였고, 대조군으로 사용될 Ni-Cr alloy 시편 제작을 위한 wax pattern은 1개씩 밀링하였다. 밀링된 Zirconia는 건조 후 소결로 (Duotronpro, Add-in, Korea)를 이용하여 분당 상승온도 8°C, 최종 온도 1,530°C에서 120 분간 계류시킨 후 냉각시켜 소결을 완료하였다. PMMA 블록은 중합이 완료된 상태이므로 밀링 후 세척하여 준비하였다. 그리고 대조군은 Ni-Cr alloy (New crown, Ruby dental, Japan)를 사용하여 주조법으로 제작하였다. Wax 블록을 밀링하여 준비된 납형은 인산염계 매몰재 (BC-VEST CB-PLUS, Bukwang, Korea)를 이용하여 매몰하고, 소환로에서 최종온도를 900°C까지 높여 소환시킨 후 Ni-Cr alloy를 원심주조하였다. 주조체는 매몰재를 제거하고 표면의 산화막을 제거한 후 연마하여 시편을 준비하였다 (Fig. 5).



a

b

Figure 5. Specimens for test of mechanical strength.

a; Zirconia, b; PMMA.

4. 압축파절강도 관찰 실험

하악의 견치와 열육치인 1대구치의 치관 형태로 제작된 3종 소재의 시편은 만능재료시험기 (UTM, STM-10, USA)를 사용하여 압축강도를 측정하였다 (Table 2). 시편은 아크릴 레진에 매몰된 금속 지그에 치과용

시멘트 (Premier Implant Cement, Premier Dental Co., USA)를 이용하여 접착하였다. 접착제의 경화 후 변연부의 과잉된 접착제를 제거하고 실험을 실시하였다. 만능재료시험기에 지대치 금속 지그를 위치시키고, 시편이 파절될 때까지 하중을 가하여 최대 압축강도를 측정하였다. 견치는 근심측 첨두의 교합 접촉부위에 하중을 가하였고, 열육치는 중앙측 교두 협면의 교합 접촉부위에 압축을 가하였다. 그리고 압축하중은 분당 5 mm의 속도로 가하고, 만능재료시험기와 연결된 컴퓨터를 이용하여 최대 압축강도를 측정하였다. 대조군으로 사용된 Ni-Cr alloy의 경우 기계적 강도가 높아 파절이 일어나지 않으므로 1,500 N까지만 하중을 가하였다 (Fig. 6). 압축파절강도관찰실험의 결과는 파절강도의 비교분석이 아닌 정량적 관찰 실험으로 통계분석법을 실시하지 않았으며, 결과에서 기술통계의 평균과 표준편차만 제시한다.

Table 2. The specimens used in this study

	Canine		Carnassial	n
	axis X	axis Z	axis Z	
Zirconia	CXZ	CZZ	MZZ	5
PMMA	CXP	CZP	MZP	5
Ni-Cr	CXN	CZN	MZN	1

III. 실험 결과

1. 견치의 압축파절강도실험

후방으로 경사시킨 견치지그에서 실험된 CXZ 시편은 평균 999.21 ± 31.15 N의 하중을 가했을 때 파절되었고, CXP 시편은 평균 731.42 ± 59.13 N의 하중을 가했을 때 파절되었다. 그리고 CXN 시편에 1,500 N의 하중을 가했을 때 시편은 파절되지 않고 접촉부위와 볼의 이동 경로가 압흔으로 나타났다(Fig. 7)(Fig. 8).

설측으로 경사시킨 견치지그에서 실험된 CZZ 시편은 평균 730.48 ± 70.14 N의 하중을 가했을 때 파절되었고, CZP 시편은 평균 377.65 ± 11.87 N의 하중을 가했을 때 파절되었다. 그리고 CXN 시편에 1,500 N의 하중을 가했을 때 시편은 파절되지 않고 접촉부위에 압흔이 발생하였다(Fig. 9)(Fig. 10).

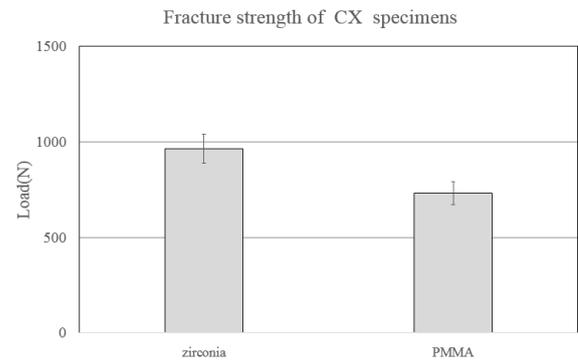


Figure 7. Fracture strength of CX specimens.

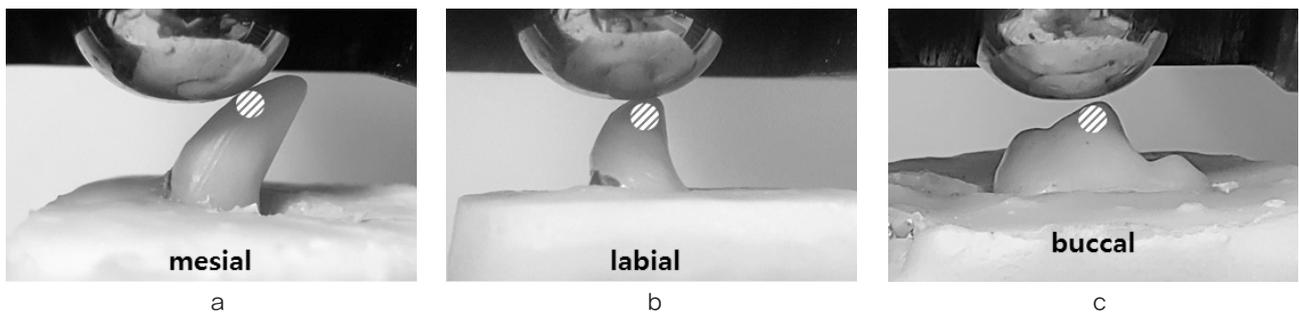


Figure 6. Compression test on UTM.
a: Canine (-x), b: Canine (-z), c: Carnassial (-z).

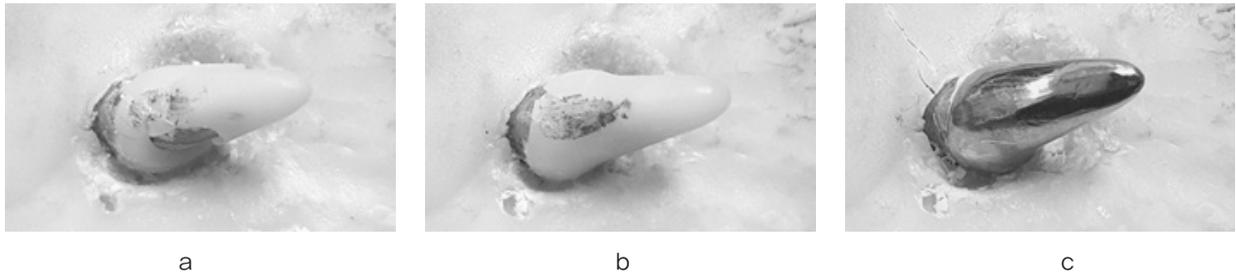


Figure 8. The result of compression test ; -x axis specimens of Canine.
a: zirconia, b; PMMA, c; Ni-Cr.

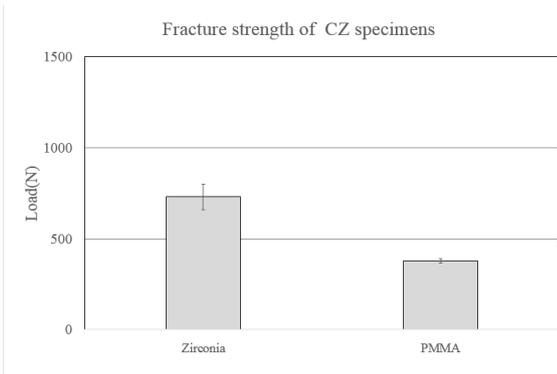


Figure 9. Fracture strength of CZ specimens.

2. 열육치의 압축파절강도 실험

설측으로 경사시킨 열육치지그에서 실험된 MZZ 시편은 평균 746.46 ± 50.75 N의 하중을 가했을 때 파절되었고, MZP 시편은 평균 258.64 ± 31.86 N의 하중을 가했을 때 파절되었다. 그리고 MZN 시편에 1,500 N의 하중을 가했을 때 시편은 파절되지 않고 접촉부위에 압흔이 발생하였다(Fig. 11)(Fig. 12).

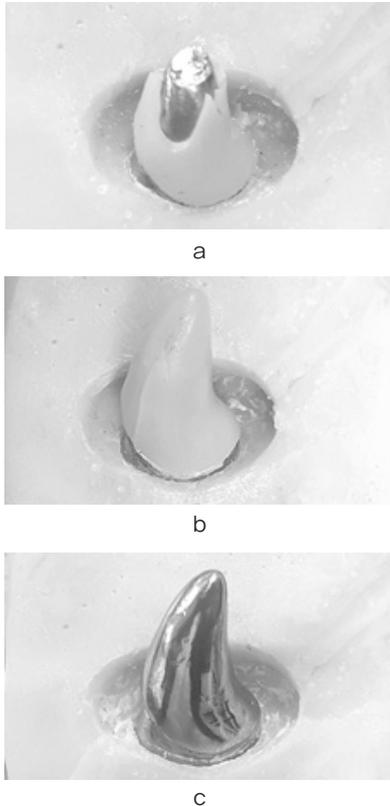


Figure 10. The result of compression test ; -z axis specimens of Canine.
a: zirconia, b; PMMA, c; Ni-Cr.

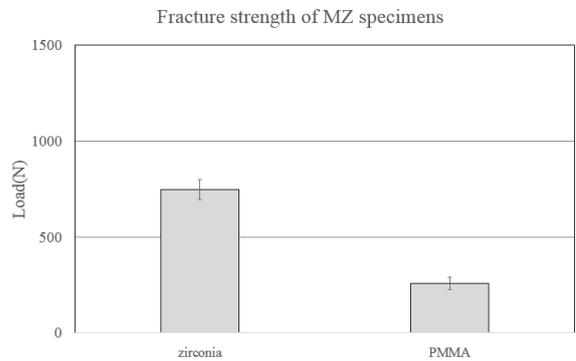


Figure 11. Fracture strength of MZ specimens.

IV. 고찰

반려동물을 관리하는 환경의 변화와 수의학의 발전으로 인하여 반려동물에 대한 의료서비스가 발전하였고, 이로 인해 치과 치료에 대한 수요가 증가하고 있다 (Kim, 2009). 치과 보철물의 제작 기술과 소재가 수의 치과보철에 적용될 것으로 사료되나 현재 관련된 연구 자료가 부족한 것으로 판단된다.

일반적으로 수의치과에서 치과 보철을 제작할 때 진

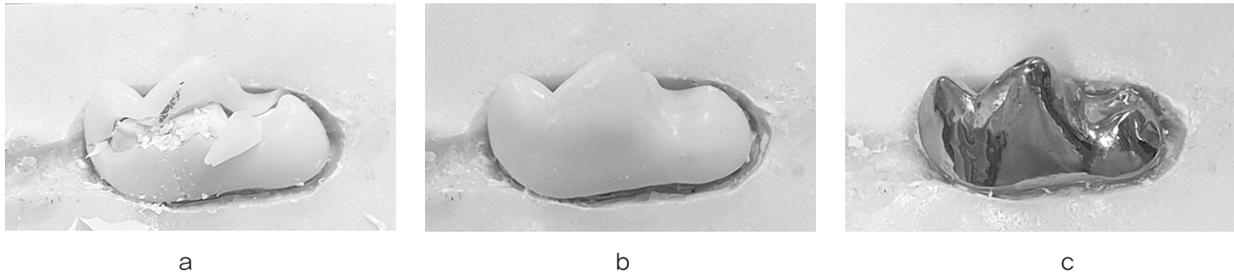


Figure 12. The result of compression test ; -z axis specimens of Carnassial.

a; zirconia, b; PMMA, c; Ni-Cr.

료 과정에서 동물과 보호자는 반복되는 마취와 장시간 소요되는 진료 시간으로 위험성을 감수해야 한다. 본 연구에서는 동물 친화적이며 적극적인 치료를 위하여 마취를 최소화하고 단시간에 보철 치료가 가능한 치과 CAD/CAM 기술을 사용하고자 하였다. 그리고 실험에 사용된 소재는 치과 CAD/CAM에서 적용 가능한 zirconia와 PMMA를 사용하였다. 기존의 연구와 비교하기 위하여 Ni-Cr alloy를 대조군으로 설정하였다.

Soukup 등(2015)은 개(犬)의 치과보철을 위한 지대치 직경/높이의 비율은 1.0 이상일 때 보철물의 유지가 안정적이라고 하였다. 그에 따라 견치의 지대치 높이는 삭제된 지대치의 협설 폭경 0.8 mm보다 큰 1.0 mm로 형성해주었다. 그러나 열육치의 경우 협설 폭경은 좁지만 근원심 폭경이 매우 넓어서 지대치의 높이를 근원심 폭경보다 높게 형성하는데 어려움이 있었다. Weed 등(1984)은 지대치 폭경의 조절이 어려운 경우 지대치의 높이를 높이거나 유지력을 얻기 위한 경사도인 5°~7° 이내로 측벽의 각도를 줄였을 때 보철물의 유지력이 증가한다고 하였다. 그러나 Wiggs 등(1997)은 개(犬)는 측벽의 경사도가 사람보다 큰 원추형이나 입방형의 형태를 가지므로 많은 양의 치질을 삭제하지 않으면 권장된 각도로 지대치를 형성할 수 없다고 하였다. 그러므로 Grove(1990)는 지대치의 경사도를 10°로 권장하였고, Sockup 등(2011)은 이상적인 지대치 경사도를 3°~14°로 권장하고 경사도가 큰 치아는 지대치의 높이를 높게 형성하여 유지력을 상승시키는 방법을 제시하였다. 또한 Holmstrom 등(2004)은 계단 형태로 지대치를 형성하는 방법을 제시하였다. 본 실험에서는 견치의 경우 원심측 측벽의 각도가 30°로 크기 때문에 지대치

폭경보다 높은 10 mm 높이로 지대치를 형성해주고, 계단의 형태는 실험 결과에 영향을 줄 수 있는 계단 형태는 형성하지 않았다. 그리고 열육치는 교두 사이의 구를 없애고 단순화된 형태로 높이 6 mm, 측벽의 각도 10°의 지대치로 형성해 주었다. 지대치 상부의 평면은 편평하게 형성하였다.

치관 시편의 소재는 Park과 Choi(2016)의 연구에서 선택한 소재와 동일하게 선택하였다. PMMA보다 기계적 강도가 개선된 hybrid resin 소재는 시판되는 블록 제품의 높이에 한계가 있어 선택하지 못 하였다. 수의 치과보철을 대상으로 개선된 소재의 활용에 관한 연구가 진행된다면 더욱 빠른 시간 내에 보철 제작이 가능한 소재의 활용 가능성을 확인할 수 있을 것으로 보인다.

본 연구에서는 폐구운동 시 각 치아의 접촉부위에 가해지는 교합력의 방향을 확인하여 지그의 매몰방향을 선택하였다. 견치의 경우 복합적인 방향으로 힘이 작용하여 후방과 내방으로 경사시켜 실험에 적용하였다. 열육치의 경우 복합적인 힘이 작용하였으나 설측으로 가해지는 힘에서 좌우로 힘의 방향이 회전하는 것이 파절 강도에 유의미한 영향을 미치지 않는 것으로 판단되어 설측방향인 내방으로 경사시켜 실험하였다. 또한 각 방향에 가해지는 응력의 값이 각 축에 따라 분류되어 분석되지 않았으므로 교합력 방향의 경사도는 동일하게 45°로 설정하였다. 추후의 연구에서는 교합력의 각 방향에 가해지는 응력의 값을 분석하여 힘의 방향을 세분화하고, 지대치 측벽의 각도에 따른 유지력의 관찰과 유지력을 높이는 방법을 제시하는 연구가 필요할 것이다.

Ellis 등(2009)은 개(犬)를 체중에 따라 분류하여 소형견의 견치에 가해지는 교합력은 25.1~89.8 N, 중형

견의 견치에 가해지는 교합력은 377~527 N, 대형견의 견치에 가해지는 교합력은 661~946 N이라고 보고하였고, 소형견의 대구치에 가해지는 교합력은 294 N, 중형견의 대구치에 가해지는 교합력은 1,006~2,087 N, 대형견의 대구치에 가해지는 교합력은 1,837~4,468 N이라고 보고하였다.

소형견을 대상으로 한 본 연구의 실험 결과, 견치 zirconia 시편의 압축파절강도는 후방으로 경사시켰을 때 평균 999.21 ± 31.15 N, 내방으로 경사시켰을 때 평균 730.48 ± 70.14 N으로 나타났다. 그리고 견치 PMMA 시편의 압축파절강도는 후방으로 경사시켰을 때 평균 731.42 ± 59.13 N, 내방으로 경사시켰을 때 377.65 ± 11.87 N으로 나타났다. 이는 Ellis 등(2009)의 연구 결과에서 나타나는 소형견의 견치에 가해지는 교합력인 25.1~89.8 N보다 높은 압축파절강도가 나타났으므로 zirconia와 PMMA 모두 소형견 견치의 치과보철 소재로 적용 가능할 것으로 판단된다.

내방으로 경사시킨 열육치 zirconia 시편의 압축파절강도는 평균 746.46 ± 50.75 N, PMMA 시편의 압축파절강도는 258.64 ± 31.86 N으로 나타났다. Ellis 등(2009)의 연구에서 보고된 소형견의 대구치에 가해지는 교합력인 294 N보다 zirconia는 높은 압축강도가 나타났고 PMMA는 낮은 압축강도가 나타났다. 따라서 zirconia는 소형견 열육치의 치과보철 소재로 적용 가능한 압축파절강도를 가지지만, PMMA는 적용하기에 부적절한 압축파절강도를 가지는 것으로 판단된다.

Park과 Choi(2016)의 연구에서 zirconia 시편은 중형견의 하악 열육치에 수직적인 힘을 가했을 때 적용 가능성이 있는 압축파절강도를 나타내었고, 본 실험에서 소형견의 하악 열육치에 전후방과 내외방의 힘을 가했을 때도 적용 가능한 압축파절강도를 보였다. 따라서 Zirconia 소재는 모든 방향에서 적용 가능한 결과 값을 보이므로 소형견의 치과보철 제작 시 적용 가능할 것으로 보인다.

본 연구의 소형견을 대상으로 한 실험에서 zirconia 소재의 적용 가능성을 확인하였으나, 중형견이나 대형견과 같이 교합력이 높은 개(犬)의 치과보철 소재로 적용하기 위해서는 다양한 지대치 형태와 삭제량을 가진

치과보철의 기계적 강도를 확인하는 후속 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

치과 CAD/CAM 기술을 이용하여 소형견의 하악 견치와 열육치의 치관 형태를 가진 zirconia, PMMA, Ni-Cr alloy 3종 소재의 보철물 시편을 설계하고 제작하였다. 후방과 내방으로 경사시켜 매물한 실험 지그에 시편을 위치시키고 교합 접촉부위에 하중을 가하여 최대압축강도를 관찰한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 소형견의 견치를 후방으로 경사시켜 하중을 가했을 때, zirconia와 PMMA는 치과보철 소재로 적용 가능한 압축파절강도를 가진다.
2. 소형견의 견치를 설측으로 경사시켜 하중을 가했을 때, zirconia와 PMMA는 치과보철 소재로 적용 가능한 압축파절강도를 가진다.
3. 소형견의 열육치를 설측으로 경사시켜 하중을 가했을 때, zirconia는 치과보철 소재로 적용 가능한 압축파절강도를 가지지만, PMMA는 치과보철 소재로 적용하기에 부적절한 압축파절강도를 가진다.

REFERENCES

Baez RJ, Weed RM. A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. *J Prosthet Dent.* 52(3), 330-334, 1984.

Christopher J, Jason WS, Karis TL, Synder JR. Achievable convergence angle and the effect of preparation design on the clinical outcome of full veneer crowns in dogs. *J Vet*

- Dent, 28(2), 72–82, 2011.
- Collins C, Jason WS, Ploeg HL. 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.
- Ellis JL, France J, Kebreab E, Thomason JJ, Zubair K. Cranial dimensions and forces of biting in the domestic dog. *J. Ant*, 214, 362–373, 2009
- Ellis JL, France J, Kebreab E, Thomason JJ. Calibration of estimated biting forces in domestic canids: comparison of post-mortem and in vivo measurements. *J. Anat*, 212, 769–780, 2008..
- Eisner E, Fitch PF, Holmstrom SE. Restorative dentistry. *Veterinary dental techniques for the small animal practitioner*. Philadelphia, 3, 415–49, 2004.
- 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.
- Grove TK. Functional and esthetic crowns for dogs and cats. *Vet Med Rep*, 2, 409–420, 1990.
- Hong YJ. Endodontic treatment and crown restoration using post and core on fractured canine teeth in a dog. *With CAP(Companion Animal Practice)*, 2(3), 50–53, 2004.
- 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.
- Lobprise HB, Wiggs RB. *Operative dentistry: crowns and prosthodontics. Veterinary dentistry principles and practice*. Philadelphia, Lippincott–Raven, 1, 395–434, 1997.
- Park YJ, Choi SM. Observation of occlusal relations for production to dental prosthetics of dogs. *J Korean Acad Dent Tech*, 38(3), 203–208, 2016.