

3D printing으로 제작된 금속 코어와 치과용 도재 간의 전단결합강도 평가

정재관¹, 이수옥², 김기백^{3*}

¹대전보건대학교 치기공과, ²충북보건과학대학교 치위생과, ³고려대학교 보건과학연구소

Evaluation of shear bond strength between metal core fabricated by 3D printing and dental porcelain

Jae-Kwan Jung¹, Su-Ok Lee², Ki-Baek Kim^{3*}

¹Dept. of Dental Laboratory Technology, Daejeon Health Sciences College

²Dept. of Dental Hygiene, Chungbuk Health Sciences University

³Research Institute of Health Sciences, Korea University

요 약 3D 프린팅 기술은 최근 치과용 보철물 제작 기술로 도입이 되었다. 본 연구의 목적은 3D 프린팅 기술에 의해 제작된 금속 코어와 상부 도재와의 전단결합강도를 평가하는 것이다. 본 연구를 위해 30개의 금속 코어를 제작하였다(cast 15개, 3D printing 15개). 금속 코어에 치과용 도재를 축성하여 시편 제작을 완료하였다. 완성된 시편의 전단결합강도는 crosshead speed 1mm/min으로 하중을 가하여 측정하였으며, 두 그룹의 전단결합강도 값 사이에는 통계적으로 유의한지 알아보기 위하여 Mann-Whitney test를 이용하였다(유의수준 0.05). 측정이 끝난 후 시편을 대상으로 파절양상을 분석하였다. 본 연구를 위한 실험 설계, 금속 코어 제작, 도재 축성 등의 시편 제작부터 실험 수행과 수행 후 실험 데이터 분석과 통계 분석 그리고 파절된 시편을 대상으로 한 파절 양상 분석까지 총 6개월이 소요되었다. 실험 결과 cast 50.14, 3D printing 54.36 MPa를 갖는 것으로 조사되었고, 통계적으로도 유의하였다. 파절양상은 두 집단 모두 시편의 대부분이 혼합형 파절양상을 보였다. 이와 같은 결과들로 미루어볼 때 3D 프린팅에 의해 제작된 금속도재관 제작을 위한 금속 코어는 임상적으로 허용이 가능할 것으로 사료된다.

Abstract The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength between metal core fabricated by 3D printing and dental porcelain. Thirty metal cores were fabricated(cast 15ea, 3D printing 15ea). The porcelain for each group was builded to the metal core. Sample was loaded to shear force(crosshead speed 1mm/min) in a universal material testing machine. The fracture samples were analyzed failure aspect. The means were statistical analyzed using by Mann-whitney test($\alpha=0.05$). The period of experimental(metal cores fabrication, dental porcelain build up, data analysis, statistical analysis, failure aspect analysis and others) for this study took six months. The mean \pm SDs of shear bond strength was 50.14 \pm 1.60MPa for the cast group, and 54.36 \pm 3.18MPa for the 3D printing group($p=0.035$). The failure aspect showed mixed failure. As a results, metal cores fabricated by 3D printing method were clinically acceptable range.

Key Words : 3D printing, Metal-Ceramic crown, Shear bond strength

1. 서론

최근 창조경제의 일환으로 제조업이 눈부시게 발전하

고 있다. 산업 부분 전반적으로 아날로그 시대에서 디지털 시대로 전환되는 요즘 의료분야 또한 발전을 거듭하고 있다. 치과 의료분야도 이런 사회적 분위기를 반영하

이 논문은 2014년도 대전보건대학교 교내연구비 지원에 의한 논문임.

*Corresponding Author : Ki-Baek Kim(Korea Univ.)

Tel: +82-10-3160-8548 email: kimkb@korea.ac.kr

Received January 6, 2015

Revised (1st February 10, 2015, 2nd February 13, 2015, 3rd February 26, 2015)

Accepted April 9, 2015

Published April 30, 2015

듯 진료 방식이 빠른 속도로 바뀌어 가고 있으며[1], 그 중에서도 보철물 제작 방식의 발전이 가장 두드러진다.

치과 보철물 제작 재료로서 금속은 그들의 뛰어난 물리적 성질, 구강 내 안정적인 화학적 성질, 체내 무해한 생물학적 성질 등의 이유로 지난 수십 년간 사용되어 왔다. 그 동안 금속을 이용하여 치과 보철물을 제작할 경우 처음부터 끝까지 모두 수작업에 의했다. 그러나 최근 제작 기술의 발전과 함께 제작이 자동화되어가고 있다[1].

오로지 술자의 손에 의하여 제작되던 치과 보철물이 CAD-CAM(computer aided design-computer aided manufacturing) 기술이 도입되면서 보철물의 설계는 물론 제작까지 컴퓨터를 이용한 자동화 방식에 의해 제작이 가능해졌다.

CAD-CAM 기술은 환자의 구강이 재현된 모니터 상의 디지털 모형에 전용 프로그램을 이용하여 보철물을 설계하고 가공 장비를 이용하여 보철물을 제작하는 순서에 의해 완성한다. 보철물 제작하는 방식으로서 처음에는 삭제법(subtractive method) 중에 하나인 CNC(computer numerical control)기법이 이용되었는데, 이 방법에 의한 제작 방식은 다음과 같다. 컴퓨터를 이용하여 설계된 보철물의 디자인 정보를 토대로 블록형태로 공급된 재료를 삭제하여 원하는 결과물을 얻는다. 이 방법의 경우 자동화방식에 의해 보철물이 제작되므로 기존의 수작업보다 편리한 장점이 있으나 원하는 결과물을 얻기 위해 나머지 재료의 낭비가 심하다는 점 그리고 치아와 같이 함몰 부위가 심한 형태를 갖고 있는 대상의 경우 재현능력이 우수하지 못한 단점이 있다[2].

이런 삭제법의 단점을 보완코자 첨가법(additive method)이 도입되었다. 첨가법은 흔히 3D 프린팅 기법으로 정의되며, 이 기술에 의하면 블록형태로 재료가 공급되던 삭제법과는 달리 액상 혹은 가루 형태로 공급되며, 공급된 재료를 대상으로 원하는 만큼 원하는 부위에 고온의 레이저를 이용하여 소성 시킨다[3]. 특히 이 기술들 중 하나인 레이저 선택 용융 기술(selective laser sintering)은 최근 최과용 보철물 제작 기술로 도입되었는데, 이 기술도 티타늄 혹은 코발트 크롬 합금 가루를 대상으로 필요한 부위에 레이저를 선택적으로 조사하면 조사된 부분의 분말이 소결된다. 소결된 분말은 약 20 μm 의 두께로 얇은 층을 이루는데, 이런 공정이 반복되면 얇은 층들이 쌓이고 쌓여 원하는 결과물이 완성되는 적층기법이다[4].

이 기술들은 현재 금속도재관 제작을 위한 금속 코어 제작을 위해 주로 이용되고 있다. 금속도재관의 구조는 하부 금속 코어 위에 상부 도재가 축성된 형태의 보철물로서 물리적, 화학적, 생물학적 성질은 물론 심미적 요인까지 환자에게 만족감을 제공하고 있어 현재 가장 널리 이용되는 보철물 중에 하나이다[5]. 금속도재관의 임상적 성공여부를 가능하는 요인에는 여러 가지가 있겠으나 가장 중요한 요인 중에 하나는 하부 금속 코어와 상부 도재와의 결합력이다[6,7].

이러한 이유 때문에 최근에도 금속도재관을 구성하고 있는 하부 금속 코어와 상부 도재와의 결합력과 관련한 연구는 활발히 이루어지고 있는 실정이다. 하부 금속 코어 재료로서 그 동안 주로 니켈-크롬 합금이 사용되었는데[8], 이 합금의 경우 성분 중 포함되어 있는 니켈과 베릴륨의 생물학적 문제로 인해 몇몇 유럽 국가들에서는 사용을 제한하고 있는 실정이다[9,10]. 때문에 최근에는 코발트-크롬 합금이 하부 금속 코어 재료로서 사용되고 있으며[11], 이 합금과 상부 도재와의 결합력을 평가한 연구결과가 보고되고 있다.

한 연구에서는 코발트-크롬 합금과 상부 도재와의 결합강도가 평균 58.4 MPa이라고 보고하였으며[12], 그 외에도 다른 연구들을 살펴보면 평균 57.1-63.8 MPa[13], 41.7-54.6 MPa[14] 등으로 보고되었다. 그러나 이들 연구는 기존의 제작 방식인 수작업에 의해 제작된 하부 금속 코어와 상부 도재와의 결합력을 평가한 연구로서 기존의 방식에 의하면 전부 수작업에 의존하므로 시간과 재료의 낭비가 심한 단점이 있다. 때문에 본 연구에서는 기존의 제작 방식이 아닌 최근 도입된 3D 프린팅 기술에 의해 코발트-크롬 합금 기반의 하부 금속 코어를 제작하고자 한다.

3D 프린팅 기술에 의한 치과 보철물 제작은 많은 장점을 제공한다. 기존의 제작 방식의 노동집약적, 경험의존적, 시간의 낭비 등의 단점을 보완하여주며, 치과 보철물을 규격화, 표준화할 수 있는 장점이 있다. 그러나 현재 이 방식에 의해 제작된 보철물의 임상적 성공여부를 평가한 연구는 제한적이다. 이에 본 연구에서는 3D 프린팅에 의해 제작된 금속 코어(코발트-크롬 합금)와 상부 치과 도재와의 전단결합강도를 평가함으로써 이 기술에 의해 제작된 금속 코어의 임상적 허용 가능성을 전단결합강도를 중심으로 가능하여 보고자 한다.

2. 연구대상 및 방법

2.1 연구대상

2.1.1 연구재료

본 연구를 위해 금속도재관 제작을 위한 금속 코어 재료를 선정하였다. 실험군인 3D 프린팅에 의해 제작된 금속 코어를 비교평가하기 위한 대조군 선정은 현재 이용되고 있는 주조용 금속(Wirobond® 280, BEGO GmbH, Bremen, Germany)을 선정(Cast group)하였다. 실험군 제작을 위하여 치과용 3D 프린팅 장비(EOS M270, EOS GmbH, Munich, Germany)를 이용하였으며, 치과용 전용 재료(SP2, EOS GmbH, Munich, Germany)를 실험군 제작을 위한 재료로 선정(3D printing group)하였다. 대조군과 실험군 제작을 위해 선정된 재료 모두는 코발트를 주성분으로 한 치과용 금속도재관 제작을 위한 금속 코어용으로 사용되는 금속들이며, 성분은 Table 1과 같다.

Table 1. The composition of materials (unit: %)

Groups	Co	Cr	W	Mo	Si	Fe	Mn	Ga
Cast	60.2	25	6.2	4.8	max 1.0		max 1.0	2.9
3D printing	63.8	24.7	5.4	5.1	1.0	max 0.50	max 0.10	

금속코어 재료들을 선정된 후 상부 도재부분 제작을 위한 치과용 도재로서 금속 코어 재료 제조 회사에서 권장하는 재료(VITA VM13, Bad Säckingen, Germany)를 선정하였다. 또한 해당 도재 재료의 선정 이유는 대조군과 실험군의 금속 코어 제작을 위해 선정된 재료들과의 열팽창 계수를 고려함이다. 금속과 도재의 열팽창 계수는 도재 소성 후 냉각 시 압축 응력이 발생되는데 이 때 두 재료의 열팽창 계수의 차이가 클 경우 미세 크랙이 발생될 수 있다. 때문에 열팽창계수는 금속 코어와 상부 도재의 결합력에 영향을 미치는 가장 중요한 요인[15,16] 중에 하나로서 두 재료의 열팽창 계수는 가급적 유사하되 금속이 미세하게 높은 것이 좋다고 보고되었다[17]. 사용된 재료들의 열팽창 계수는 Table 2와 같다.

Table 2. The coefficient of thermal expansion of materials.

Groups	Coefficient of thermal expansion
Cast core	14.0-14.2 x 10 ⁻⁶ °C
3D printing core	14.0-14.6 x 10 ⁻⁶ °C
Porcelain	13.1-14.0 x 10 ⁻⁶ °C

2.1.2 시편제작

대조군과 실험군을 제작 순서의 첫 번째로 금속 코어를 제작하였다. 금속 코어의 디자인은 전단결합강도 평가를 위한 디자인으로 제작하였으며[18,19], 선행연구를 참고하여 Fig. 1과 같이 설계하였다. 대조군의 경우 주조에 의하여 제작을 하였는데, 정확한 규격의 시편 제작을 위하여 주조 전 치과용 캐드 프로그램을 이용하여 정확한 시편의 크기를 디자인 하였다. 디자인이 완료된 파일을 토대로 필요한 정보를 1차적으로 3차원프린팅장비(ProJet®3510, 3D systems, Rock Hill, SC, USA)를 이용하여 레진 목업(mock up) 코어 15개를 제작하였다. 제작된 15개의 레진 코어는 통상적인 치과 왁스소각기술에 의하여 매몰 소환 과정을 거쳐 최종적으로 고주파 주조기를 이용하여 주조를 하였다. 주조가 끝난 후 제작된 금속 코어의 상부 도재가 축성될 면은 직경 50 µm의 산화 알루미늄 분말을 이용하여 샌드블라스팅을 수행하였다. 샌드블라스팅 목적은 주조 시 발생한 산화막 제거와 상부 도재와의 물리적 결합력 증진을 위해서 수행하였다.

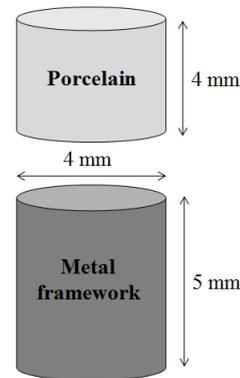


Fig. 1. The design of specimen

완성된 금속 코어 위에 앞서 선정된 치과용 도재를 축성하였는데, 축성은 샌드블라스팅 처리된 면 위에 반복 축성법에 의해 Fig. 1과 같이 높이 4 mm, 직경 4 mm의 크기로 축성하는 방식으로 대조군 시편 총 15개를 완성하였다.

대조군 완성 후 실험군 제작을 위하여 대조군 제작 시 사용하였던 시편 디자인 파일을 이용하였다. 동일한 파일 사용 이유는 시편의 크기를 최대한 같게 하기 위함이다. 시편 디자인이 완성된 파일을 토대로 3차원프린팅장비(EOS M270, EOS GmbH, Munich, Germany)를 이용하여

금속 가루를 선택적으로 용융시키는 방법에 의하여 실험군 제작을 위한 금속 코어 15개를 제작하였다. 제작된 15개의 금속 코어 위에 대조군 제작 시 사용하였던 동일한 치과용 도재를 이용하여 Fig. 1과 같이 높이 4 mm, 직경 4 mm의 크기로 축성하여 실험군 15개를 완성하였다.

2.2 연구방법

2.2.1 전단결합강도

제작이 완료된 두 집단의 시편을 대상으로 만능재료시험기(OTU-05S, Oriental TM, Siheung, Korea)를 이용하여 전단결합강도를 측정하였다. 측정 중 시편의 흔들림을 방지하기 위해 금속부분은 Fig. 2와 같이 공업용 예폭시를 이용하여 견고히 고정한 후 금속부분은 측정 장비의 전용 지그를 이용하여 2차적으로 고정하였다.

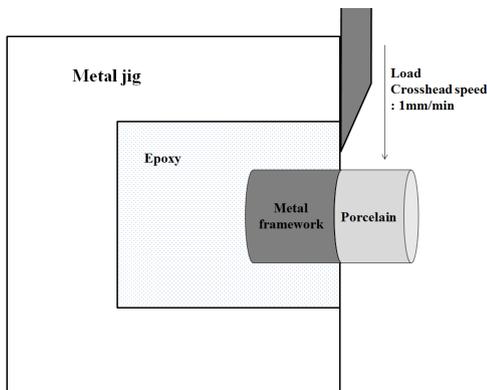


Fig. 2. Measurement of shear bond strength

고정된 시편에서 금속 코어와 상부 도재의 경계면을 대상으로 만능재료시험기의 하중 바를 이용하여 압력을 가하였다. 이 때 압력바의 하강 속도는 1 mm/min의 속도로 금속 코어와 상부 도재가 떨어질 때 까지 압력을 가하였다[Fig. 2].

2.2.2 시편의 파절양상관찰

전단결합강도 측정이 끝난 시편들을 대상으로 파절양상을 관찰하였다. 파단된 시편의 금속 표면을 디지털 전자현미경(KH-7700, Hirox, Kyoto, Japan)을 이용하여 관찰하였는데, 60배율로 확대 고정된 후 도재가 축성되었던 금속면을 관찰하였으며, 파절양상은 총 세 가지로 구분하였다. 첫 번째는 응집성 파절(cohesive failure)인데 이는 하나의 재료에서 파절이 일어나는 경우이며, 두 번째는 접착성 파절(adhesive failure)로서 금속 코어와 상부 도재의 접착면에서 분리가 일어나는 형태이다. 끝으로 세 번째 혼합형 파절(mixed failure)은 앞서 설명한 파절의 두 가지 양상이 복합적으로 일어나는 경우를 말한다 [20].

2.2.3 통계적 분석

두 그룹(Cast, 3D printing)에서 측정된 전단결합강도의 평균을 산출하였으며, 두 집단의 평균은 서로 통계적으로 유의한지 알아보기 위하여 통계적 분석을 수행하였다. 시편의 수를 고려하여 비 모수 검정법인 만 위트니 검정(Mann-Whitney test)을 이용하였으며, 유의수준은 0.05로 설정하였다. 적용된 모든 통계 분석은 IBM SPSS version 20(SPSS, Chicago, IL, USA)를 이용하였다.

3. 연구결과

3.1 전단결합강도

두 집단에서 측정된 전단결합강도의 평균 \pm 표준편차는 Fig. 3과 같이 각각 Cast group 50.14 ± 1.60 , 3D printing group 54.36 ± 3.18 MPa이었다. 두 집단의 평균 사이에는 통계적으로 유의한지 알아보기 위하여 실시한 Mann-Whitney test 결과에서는 두 집단이 통계적으로 유의하였다($p=0.035$), [Fig. 3].

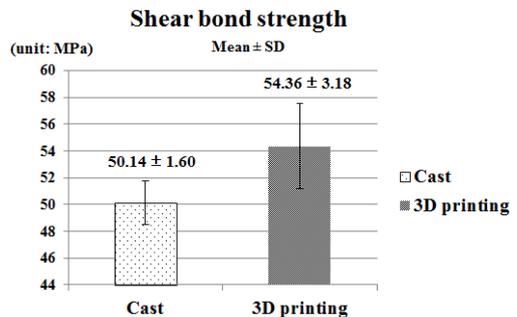


Fig. 3. Mean \pm SDs of the shear bond strength metal core and dental porcelain($p=0.035$), (Cast: metal core fabricated by cast method, 3D printing: metal core fabricated by 3D printing method), (unit: MPa).

자세한 통계분석 결과는 Table 3과 같다. 평균 순위에서도 3D printing group이 Cast group보다 높은 것으로 조사되었으며, 두 집단의 평균 순위의 차이와 평균의 차이

가 거의 일치하였다. Mann-whitney의 U값이 2.0이었으며, 이에 대한 통계 분석 결과 유의한 것으로 조사되었다 ($p=0.035$), [Table 3].

Table 3. The results of statistical analysis of shear bond strength for two groups

Groups ^a	N	Mean	SDs	Mean rank	Mann-whitney U ^b	P value ^b
Cast	15	50.14	1.60	3.4	2.0	0.035
3D printing	15	54.36	3.18	7.6		

^a Cast : metal core fabricated by cast method, 3D printing: metal core fabricated by 3D printing method.

^b Obtained by Mann-Whitney test.

3.2 시편의 파절양상

전단결합강도 측정이 끝난 시편들의 금속 코어에서 치과용 도재가 접착되어 있던 면을 중심으로 파절양상을 관찰하였다. 각 집단의 시편들의 파절양상 분석은 Table 4와 같다. 분석 결과 파절양상은 Fig. 4와 같이 두 집단 모두 대부분 치과용 도재가 잔존하는 형태인 혼합형 파절(mixed failure)양상을 보였다.

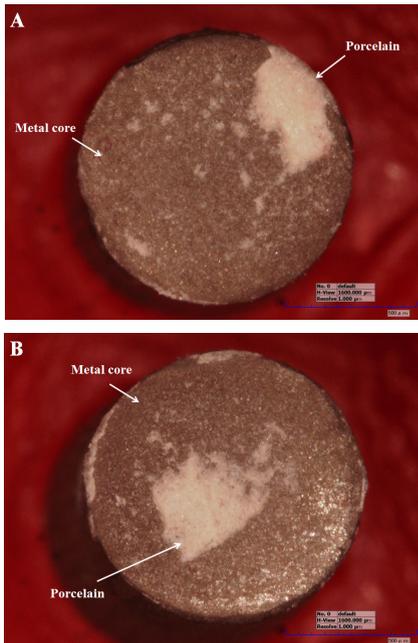


Fig. 4. Fracture aspects of two groups by digital microscope(60x magnification). A: cast group, B: 3D printing group

Table 4. Results of failure aspect of two groups for shear bond strength test

Groups	N	Cohesive failure	Adhesive failure	Mixed failure
Cast	15	Cohesive in porcelain 3	2	10
3D printing	15	Cohesive in porcelain 2	2	11

4. 고찰

본 연구에서는 최근 치과용 보철물 제작 기술로 새롭게 도입된 3D 프린팅 기술에 의해 제작된 금속 코어(3D printing group)와 치과용 도재와의 전단결합강도를 측정하였다. 그리하여 기존의 주조 기술로 제작된 동일한 형태의 금속 코어(cast group)들과 비교 평가함으로써 임상적 허용 가능성을 전단결합강도를 기준으로 가늠하여 보고자 하였다.

실험한 결과 Cast group 50.14 ± 1.60 , 3D printing group 54.36 ± 3.18 MPa로 측정되었다. 즉 3D 프린팅 기술에 의하여 제작된 금속 코어들이 치과용 도재와 높은 전단결합력을 갖는 것으로 조사되었고, 통계적으로도 유의하였다($p=0.035$). 이에 대한 원인으로는 여러 가지가 있겠으나 금속 코어의 제작방법에 따른 차이인 것으로 사료된다. 기존의 주조법의 경우 금속 주괴를 이용하여 주괴를 통째로 녹인 후 미리 형성해놓은 음형의 공간에 채우게 된다. 때문에 주조 후 형성된 금속 코어는 표면이 매끄러운 반면 3D 프린팅 기법에 의해 적층 기술로 제작된 금속 코어의 표면은 제작 과정에서 금속 분말을 부분 용융 시키는 적층기법에 의해 제작되는 만큼 표면이 주조에 의해 제작된 것보다는 다소 거칠다. 표면이 거칠다는 것은 결국 도재와의 접촉되는 면적이 주조에 의한 금속 코어보다 더 넓다는 것을 의미하며 물리적인 결합 효과 또한 증대될 수 있다. 이런 이유로 기존의 주조 방식보다 3D 프린팅에 의해 제작된 금속 코어가 도재와의 결합력이 더 우수한 것으로 사료된다[21,22]. 마찬가지로 이유로 실제 제작된 금속 도재관이 구강 내 적용 시에는 본 연구를 위한 시편 구조 보다 코어와 상부 도재 간의 접촉 면적이 증가할 것으로 보아 결합력은 높아질 것으로 생각된다[21, 22].

또한 ISO에 명시된 금속도재관용 금속 코어 재료로서 상부 도재와의 결합력이 최소 25MPa이상은 되어야 한다

는[20] 기준 수치보다 더 높았으며, 이런 근거들로 유추해보았을 때 3D 프린팅에 의해 금속도재관용 금속 코어를 제작하는 것은 결합력에 있어서는 임상적으로 허용이 가능할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 금속 코어와 상부 도재의 결합력을 측정하는 방법으로 전단결합강도를 측정하였다. 이 방법은 두 재료의 결합력을 측정 시 사용되는 가장 일반적인 방법 중에 하나로서 두 재료가 분리될 때까지 전단력을 가한 후 과단 시의 힘을 면적으로 나누어 결합력을 산출하는 방법이다[23]. 이 때 접촉면 응력이 발생하는 것이 단점이므로 이를 제거한 인장력 시험이 최근에는 결합력을 평가하는 실험 방법으로 사용되는데, 이 방법의 경우 시편의 설계, 결합면 등에 불균일한 힘의 전달 등의 오류로 정확한 측정에 무리가 있는 것으로 보고되었다[24]. 이와 같은 이유로 본 연구에서는 전단결합강도로 두 재료의 결합력을 평가하였으며, crosshead speed 1 mm/min은 ISO 11405에 근거하였다. ISO 규정에 의거하면 0.45~1.05 mm/min이 적절하다고 명시되어 있으며[20], 이보다 높을 경우 결과 값에 영향을 줄 수 있다고 선행 연구를 통해 보고되었다[25].

파절양상을 분석한 결과에서는 두 집단 모두에서 대부분의 시편들이 혼합형 파절 양상을 보였는데, 이는 상부 도재의 파절 강도보다 금속 코어와 도재의 결합력이 더 낮았기 때문인 것으로 사료된다. 만약 이와 반대로 결합력이 더 높았다면 응집성 파절 양상을 보였을 것으로 사료된다[26]. 그러나 이는 실험을 위한 구조로 설계된 시편을 대상으로 분석한 결과로서 실제 임상에서 구강 내 적용된 금속 도재관의 파절양상은 달라질 수도 있다고 사료된다. 그 이유는 구강 내 환경은 정적인 환경이 아닌 동적인 환경으로써 여러 방향의 저작압에 대한 응력 발생을 압축력, 인장력 등과 같이 한 가지로 단정 짓기에는 무리가 있다고 사료된다. 결국 저작압에 대한 응력은 복합력으로 작용하게 되며, 이 밖에도 환자의 개인적인 습관(이갈이 등)에 의해 발생하는 여러 가지 응력에 의해 다양한 형태의 파절 양상 혹은 칩핑(chipping)등이 발생할 수 있다고 사료된다[27]. 이 부분에 대한 정확한 근거 자료를 위하여 실제 금속도재관을 근거로서 치아를 모방한 연구 모형을 대상으로 저작압에 대한 결합력을 평가하는 연구가 후속 연구로 진행되어야 할 것으로 사료된다.

금속도재관은 현재 가장 많이 시술되는 심미 보철물

중에 하나로서[28] 구강 내 장착 후 수명을 결정짓는 요인들로 여러 가지가 있겠으나 그중 가장 중요한 하나는 금속과 도재의 결합력이다. 선행연구에 따르면 금속도재관의 금속과 도재의 파절율이 10% 이내로 비교적 적지 않은 비율이라는 것이 조사되었다[29,30]. 금속과 도재의 결합력에 영향을 미치는 요인에는 두 재료의 열팽창 계수의 차이, 금속표면의 산화막 생성 여부, 도재축성방법, 금속 코어의 제작방법 등이 있으며[31], 본 실험에서는 금속 코어의 제작방법 이외에 다른 변수들을 통제하고자 노력하였고, 측정방법에 있어서도 신뢰도 높은 측정이 되도록 노력하였다.

그러나 대조군과 실험군의 금속 코어 제작에 사용된 금속들의 성분이 완전히 같지 않았다는 점은 통제하지 못한 변수로 지적될 수 있겠으나 진행될 후속 연구에서 해결해야할 과제로 사료된다. 또한 실험을 위한 시편 디자인으로서 구강 내 보철물의 디자인과는 다소 거리가 먼 점, 시편의 개수의 부족 등은 본 연구의 한계점으로 사료된다. 또한 3D 프린팅 기술에 의해 제작된 보철물의 유용성을 보다 타당성 있게 논하기 위해서는 앞으로도 다양한 여러 요인들에 대한 평가 및 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

5. 결론

최근 치과용 보철물 제작 기술로서 3D 프린팅 기술이 도입되었으나 이 기술에 의해 제작된 보철물의 평가에 관한 연구는 부족한 실정이다. 때문에 본 연구에서는 3D 프린팅에 의해 제작된 금속 코어의 임상적 허용 가능성을 상부 도재와의 전단결합강도를 근거로 가능해 봄으로써 해당 종사들에게 참고자료를 제시하고자 하였다. 그 결과 3D 프린팅에 의해 제작된 금속 코어는 기존의 주조 방식에 의해 제작된 것보다 더 높은 전단결합강도를 갖는 것으로 조사되었으며, ISO 기준치보다도 높은 것으로 조사되었다. 이런 결과들로 미루어 볼 때 3D 프린팅 기술로 제작된 금속도재관 제작을 위한 금속 코어는 임상적으로 허용이 가능할 정도의 도재와의 결합력을 갖고 있는 것으로 평가된다.

References

- [1] J. H. Kim, J. K. Jung, K. B. Kim, "Evaluation of validity of three dimensional dental digital model made from blue LED dental scanner", *Journal of Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 15, No. 5, pp. 3007-3013, 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2014.15.5.3007>
- [2] J. R. Strub, E. D. Rekow, S. Witkowski, "Computer aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities", *Journal of the American Dental Association*, Vol. 137, No. 9, pp. 1289-1296, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>
- [3] A. S. Bidra, T. D. Taylor, J. R. Agar, "Computer aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 109, No. 6, pp. 361-366, 2013.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60318-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60318-2)
- [4] R. van Noort, "The future of dental devices is digital", *Dental Materials*, Vol. 28, No. 1, pp. 3-12, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- [5] R. P. O'Conner, J. R. Mackert Jr, M. L. Myers, E. E. Parry, "Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 75, No. 4, pp. 367-374, 1996.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90027-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90027-X)
- [6] K. B. Kim, J. H. Kim, "A study on the shear bond strength of veneering ceramics to the lithium disilicate (IPS e.max CAD) core", *Journal of Dental Hygiene Science*, Vol. 13, No. 3, pp. 290-295, 2013.
- [7] K. B. Kim, J. H. Kim, "Influence of low temperature degradation on bond strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal core to veneering ceramic", *Journal of Dental Hygiene Science*, Vol. 14, No. 1, pp.29-34, 2014.
- [8] K. J. Anusavice, "Phillips' science of dental materials. 11th ed", pp.621-654, Philadelphia:W.B. Saunders, 2003.
- [9] L. H. Pierce, R. J. Goodkind, "A status report of possible risks of base metal alloys and their components", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 62, No. 2, pp. 234-238, 1989.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90320-X](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(89)90320-X)
- [10] R. W. Wassell, A. W. G. Walls, J. G. Steele, "Crowns and extra-coronal restorations: materials selection", *British Dental Journal*, Vol. 192, No. 4, pp. 199-211, 2002.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4801334>
- [11] J. H. Kim, W. S. Kim, K. B. Kim, "Evaluation of fitness of metal-ceramic crown fabricated by cobalt-chrome alloy", *Journal of Korean Society of Dental Hygiene*, Vol. 13, No. 2, pp. 361-368, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.13065/jksdh.2013.13.2.361>
- [12] T. Korkmaz, V. Asar, "Comparative evaluation of bond strength of various metal - ceramic restorations", *Materials & Design*, Vol. 30, No. 3, pp. 445-451, 2009.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2008.06.002>
- [13] N. Nieva, C. Arreguez, R. N. Carrizo, C. Saborido Molé, G. M. Lagarrigue, "Bonding strength evaluation on metal/ceramic interfaces in dental materials", *Procedia Materials Science*, Vol. 1, pp. 475-482, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mspro.2012.06.064>
- [14] T Külünk, M Kurt, Ç Ural, Ş Külünk, S Baba, "Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength", Vol. 6, No. 3, pp. 140-146, 2011.
- [15] M. J. Reyes, Y. Oshida, C. J. Andres, T. Carco, S. Hovijitra, D. Brown, "Titanium-porcelain system. Part III: effects of surface modification on bond strengths", *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 11, No. 2, pp. 117-136, 2001.
- [16] P. J. Steiner, J. R. Kelly, A. A. Giuseppetti, "Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics", *The International Journal of Prosthodontics*, Vol. 10, No. 4, pp. 375-380, 1997.
- [17] R. G. Craig, M. L. Ward, "Restorative dental materials. 10th ed", pp. 484-99, St. Louis: Mosby, 1997.
- [18] M. Ishibe, A. J. Raigrodski, B. D. Flinn, K. H. Chung, C. Spiekerman, R. R. Winter, "Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 106, No. 1, pp. 29-37, 2011.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60090-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60090-5)
- [19] R. M. Joias, R. N. Tango, J. E. Junho de Araujo, M. A. Junho de Araujo, S. Ferreira Anzaloni Saavedra Gde, T. J. Paes-Junior, E. T. Kimpara, "Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 99, No. 1, pp. 54-59, 2008
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60009-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60009-8)
- [20] International Organization for Standardization, "Dental Materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure, ISO/TR 11405", International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1994.
- [21] A. V. Gusarov, T. Laoui, L. Froyen, V. I. Titov, "Contact thermal conductivity of a powder bed in selective laser sintering", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 46, No. 6, pp. 1103-1109, 2003.

- DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0017-9310\(02\)00370-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0017-9310(02)00370-8)
- [22] D. D. Gu, Y. Shen, "Balling phenomena during direct laser sintering of multi-component Cu-based metal powder", *Journal of Alloys and Compounds*, Vol. 432, No. 1-2, pp. 163-166, 2007.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jallcom.2006.06.011>
- [23] R. G. Craig, J. M. Powers, "Restorative dental materials. 11th ed", pp. 85, St. Louis: Mosby, 2002.
- [24] A. A. El Zohairy, A. J. De Gee, M. M. Mohsen, A. J. Feilzer, "Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks", *Dental Materials*, Vol. 19, No. 7, pp. 575-583, 2003.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00107-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00107-0)
- [25] A. T. Hara, L. A. Pimenta, A. L. Rodrigues Jr, "Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength", *Dental Materials*, Vol. 17, No. 2, pp. 165-169, 2001.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00060-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00060-9)
- [26] H. M. Al-Dohan, P. Yaman, J. B. Dennison, M. E. Razzoog, B. R. Lang, "Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 91, No. 4, pp. 349-355, 2004.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.02.009>
- [27] K. J. Anusavice, "Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal - ceramic fixed dental prostheses" *Dental Materials*, Vol. 28, No. 1, pp. 102-111, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.012>
- [28] D. Petteno, G. Schierano, F. Bassi, M. E. Bresciano, S. Carossa, "Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study" *The International Journal of Prosthodontics*, Vol 13, No. 5, pp. 405-408, 2000.
- [29] B. E. Pjetursson, I. Sailer, M. Zwahlen, C. H. Hammerle, "A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns", Vol. 19, No. 3, pp. 326-328, 2008.
- [30] G. Libby, M. R. Arcuri, W. E. LaVelle, L. Hebl, "Longevity of fixed partial dentures", Vol. 78, No. 2, pp. 127-131, 1997.
- [31] R. M. de Melo, A. C. Travassos, M. P. Neisser, "Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys", *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 93, No. 1, pp. 64-69, 2005.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.10.017>

정 재 관(Jae-Kwan Jung)

[정회원]



- 2007년 2월 : 건양대학교 보건대학원 보건학과 (보건학석사)
- 2012년 8월 : 충북대학교 의과대학원 의공학과 (의학박사)
- 1999년 9월 ~ 2008년 2월 : 건양대학교병원 치과진료부 실장
- 2008년 3월 ~ 현재 : 대전보건대학교 치기공(학)과 교수

<관심분야>

치과재료, 치과기공, 치과보철, 의공학

이 수 옥(Su-Ok Lee)

[정회원]



- 2005년 2월 : 충남대학교 보건대학원 보건학과 (보건학석사)
- 2015년 2월 : 충북대학교 의과대학원 의공학과 (의학박사)
- 2000년 10월 ~ 2005년 12월 : 건양대학교병원 치과진료부 책임치과위생사
- 2010년 3월 ~ 현재 : 충북보건과학대학교 치위생과 교수

<관심분야>

예방치과, 치과보철, 치위생학, 의공학

김 기 백(Ki-Baek Kim)

[정회원]



- 2011년 2월 : 고려대학교 일반대학원 보건과학과 치의기공전공 (보건과학석사)
- 2014년 2월 : 고려대학교 일반대학원 보건과학과 치의기공전공 (의학박사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 대전보건대학교 치기공(학)과 겸임교수
- 2014년 3월 ~ 현재 : 고려대학교 보건과학연구소 연구교수

<관심분야>

치과재료, 치과기공, 치과보철, 의공학