

# CAD/CAM용 신소재 컴포지트 블럭의 마모도 평가

이우근, 강동호, 고영무\*

조선대학교 치과대학 치과재료학교실, 노인구강질환제어연구센터\*

〈Abstract〉

## Evaluation of 3-body wear of novel composite blocks for CAD/CAM

Woo-Geun Lee, Dong-Ho Kang, Yeong-Mu Ko\*

Department of Dental materials, School of Dentistry & Research Center for Oral Disease Regulation of the Aged\*,  
Chosun University Gwangju 501-759, Republic of Korea

CAD/CAM generated dental restorations meet standardized manufacturing processes with uniform material quality, reproducibility of restorations and reduction in production costs. CAD/CAM systems in dentistry have rapidly gained importance and popularity, then various types of composite block were introduced as novel material. The purpose of this study were to evaluate the wear resistance of dental novel composite blocks for CAD/CAM.

Four composite resin blocks (Lava Ultimate, Block HC, Cerasmart, KZR-CAD HR) and one composite ceramic block (Vita Enamic) for CAD/CAM were tested. Wear was simulated with an OHSU oral wear simulator, which simultaneously incorporates the wear mechanism of attrition and abrasion in three-body wear mode. Composite specimens were subjected to 50,000 cycles of wear against a steatite antagonist. Mixture of poppy seeds (2 g) and PMMA beads (1 g) in DW (10ml) was used for 3-body abrasive medium. After wear simulation, average wear depths for abrasion wear and attrition wear were measured with the use of a 3D profilometer. Ten specimens were tested each group.

Composite blocks showed excellent abrasion wear resistance (1,74-3,45  $\mu\text{m}$ ). Cerasmart showed the lowest attrition wear (5,85  $\mu\text{m}$ ), there were no significantly difference in attrition wear (12,28-14,07  $\mu\text{m}$ ) for the other four composite blocks ( $p>0.05$ ). Composite ceramic block showed the similar wear behavior to composite resin blocks. Correlation between fraction of ceramic and wear resistance was very low ( $R^2 = 0.1684$ ).

*Key words* : CAD/CAM block, Composite resin, Composite ceramic, 3-body wear, Wear depth

## I. INTRODUCTION

1980년대에 CAD/CAM 기술이 치의학에 도입된 이후 빠르게 성장하여 치과 진료에서 보편적이고 중요한 술식이 되고 있다. CAD/CAM 시스템을 적용하면 균일한 재료의 특성, 수복

물의 재현성 및 제조비 절감 등 표준화된 제조과정을 만족시킬 수 있는 치과 수복물을 제작할 수 있다. 1-step 영구 수복물 제작용 CAD/CAM 소재로는 장식 실리케이트 세라믹, 장식계 백류석-강화형 글라스-세라믹, 새로 개발된 나노형 컴포지트 레진 및 컴포지트 세라믹 (interpenetrating network) 등이 있으며, 1-step 임시 수복물 제작용 CAD/CAM 소재로는 초미세 입자형 컴포지트 레진과 무충전 PMMA 레진 블럭이 사용되고 있다. 2-step CAD/CAM용 재료로는 리튬-다이실리케이트 글라스-세라믹과 반투명한 지르코니아 세라믹 블럭 등이 사용되

\* Correspondence: Yeong-Mu Ko

광주광역시 동구 필문대로 309번지 (우 501-759) 조선대학교  
치의학전문대학원 치과재료학교실

Tel: +82-62-230-6876, E-mail: ymgo@chosun.ac.kr

Received: Apr 08, 2015; Revised: Apr 21, 2015; Accepted: Apr 21, 2015

\* 본 논문은 2014년도 조선대학교 학술 연구비 지원을 받았음.

고 있다 (Giordano, 2006; Conrad 등, 2007; Fuster-Torres 등, 2009; Fasbinder, 2012). 점차 CAD/CAM 시스템을 이용한 수복물 제작에 관심을 가지는 임상들이 증가하면서 심미성이 우수하고 사용이 용이한 신소재 개발이 요구되고 있다.

현재 임상에서 사용하고 있는 대표적인 CAD/CAM용 치과 재료로는 세라믹과 컴포지트 레진이 있는데, 먼저 도입된 CAD/CAM용 세라믹 블록 (Cerec System)은 1985년에 처음으로 소개되어 인레이, 온레이 및 비니어 제작에 적용되고 있다. 치과용 세라믹의 물성은 지속적으로 개선되어 심미성, 마모저항성, 생체적합성 및 색 안정성 등은 만족스럽지만, 취성 파괴에 취약하고 대합치를 과도하게 마모시킬 수 있는 문제는 아직 해결되어야 할 과제로 남아 있다 (Kassem, 2012). 반면 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록은 세라믹보다 연질 (soft)이므로 마무리 (finish)와 연마 (polish)가 용이하며, 비록 마모저항성이 다소 부족할 수 있지만 대합치를 적게 마모시키는 장점이 있다 (Rocca 등, 2010). 결과적으로 내구성과 심미성이 우수한 간접 수복물용 재료로 세라믹과 컴포지트 레진의 장점을 결합한 새로운 소재 개발 필요성이 증가하고 있다. 진료실에서 사용하는 CAD/CAM용 수복재료는 가공하기 쉽도록 블록 형태로 출시되며 대부분 CAM 가공이 20 분 내에 완료될 수 있도록 가공 효율성이 있어야 한다. 따라서 post-milling 가공 시간이 장시간 (6-8 시간) 소요되는 지르코니아 세라믹의 경우 진료실에서 사용할 수 있는 CAD/CAM용 수복재료로는 적당하지 않을 수 있다 (Fasbinder, 2010).

2000년에 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록으로 Paradigm MZ100 (3M ESPE)이 최초로 소개되었다 (Giordano, 2006; Fasbinder, 2010). 직접 수복용 컴포지트 레진인 Z100과 동일하게 Bis-GMA와 TEGDMA를 기본 레진으로 사용하지만 추가로 교차-결합을 크게 증가시킨 Paradigm MZ100은 평균 입자 크기가 0.6  $\mu\text{m}$ 인 지르코니아-실리카 필러를 85 wt.% 함유하고 있다. 세라믹 블록의 발전과 함께 컴포지트 레진 블록의 경우도 나노형 또는 나노-혼합형 컴포지트 레진이 소개되는 등 획기적으로 개선되고 있는데, 적절한 강직성 (stiffness)과 마모 특성을 가지는 컴포지트 레진 블록으로 세라믹 블록에 의한 문제를 해결할 수 있다고 한다. 나노형 컴포지트 레진은 장기간 임상 성능이 입증된 혼합형 (hybrid) 컴포지트 레진과 동등한 기계적 특성을 발휘할 수 있어 구치부 수복용으로

도 충분히 추천될 수 있다고 한다 (Takahashi 등, 2011). Kunzelmann 등 (2001)은 chewing simulator로 CAD/CAM용 세라믹 및 컴포지트 레진 블록의 마모도를 비교하였고, Attia 등 (2006)은 CAD/CAM용 소재인 Paradigm MZ100과 Vitablocs Mark II로 크라운을 제작하여 파절강도를 비교하였으며, Fasbinder 등 (2005)은 Paradigm MZ100과 Vitablocs Mark II로 제작한 인레이를 환자에게 적용한 후 3년간 변연적 합도와 색-조화도를 비교하였다. Kassem 등 (2012)은 Vitablocs Mark II와 Paradigm MZ100으로 구치부 크라운의 피로강도와 미세누출을 비교 평가한 바 있다.

최근 컴포지트 레진의 용이한 조작성과 세라믹의 심미성을 융합시킨 CAD/CAM용 소재로 Lava Ultimate (3M ESPE)가 소개되었는데, Paradigm MZ100과는 상이하게 높은 온도와 압력 조건에서 중합시켜 굴곡강도와 파괴인성이 개선되었다고 하였다 (Ruse와 Sadoun, 2014). 고압과 고온에서의 컴포지트 레진 중합과정은 일반 재래식 중합과정과는 큰 차이가 있는데, 1 GPa 이상의 고압에서는 폴리머 체인의 이동이 감소하고 상대적으로 낮은 중합도 (12 %)만을 얻는다는 연구 보고가 있지만, 이 경우 중합시키는 온도가 상온에서 120  $^{\circ}\text{C}$ 로 상승될 경우 중합도는 65 %로 증가된다고 한다 (Kaminski 등, 2008). Nguyen 등 (2013)은 고온 및 고압에서 중합할 경우 반응 개시제나 활성제 등 첨가물을 추가하지 않은 순수한 단량체만으로도 중합이 가능하며, 중합된 컴포지트 레진의 최종 구조는 재래식 방법으로 중합된 컴포지트 레진과는 큰 차이를 보인다고 하였다. 이와 같은 다양한 유형의 CAD/CAM용 컴포지트 레진 제품 (Block HC, Shofu, Japan; Cerasmart, GC, Japan; Gradia Block, GC, Japan)이 최근 소개되고 있다 (Lauvahutanon 등, 2014).

또한 CAD/CAM용 세라믹 또는 컴포지트 레진의 물성을 획기적으로 개선하기 위하여 취성이 있는 글라스 상을 폴리머로 대체하여 폴리머 침투 세라믹 망상구조 (PICN, polymer-infiltrated ceramic network)를 가지는 컴포지트 세라믹이 소개되었다. 폴리머 기질에 결합되지 않은 세라믹 입자를 안정된 세라믹 기질로 대체하여 강도, 탄성계수, 인성 (toughness) 및 마모저항성을 개선할 수 있다고 하였다 (Steier 등, 2013). 다공성 세라믹 network 표면을 접착 촉진제 (adhesion promoter)로 처리한 다음 액상의 단량체를 침투

시킨 후 증합하여 interpenetrating 미세구조를 얻을 수 있다. 높은 압력으로 액상의 단량체가 다공성 세라믹 구조에 완전하게 침투해 들어가도록 한 다음 고온의 열-활성화 과정으로 단량체를 교차-결합시키고 증합과정 중에 증합수축이 진행되지 않도록 하여 기포 형성 등의 결합 생성을 억제하면 물성이 획기적으로 개선될 수 있다고 하였다 (Steier 등, 2013). PICN 은 3차원으로 상호 연결된 구조로 interpenetrating phase composites (IPC)라고도 한다.

세라믹 interpenetrating 치과용 재료로 약 30여 년 전에 소개된 In-Ceram 시스템 (Vita, Germany)이 있는데, 다공성 세라믹 구조에 용융된 글라스를 침투시켜 심미성과 기계적 특성을 개선한 세라믹 소재이다. IPC 내에는 2개의 연결된 상 (phase)이 존재하므로 계면 균열 굴절 (crack deflection) 등에 의해 균열 진행이 방해를 받을 수 있으며, 파괴 시에는 변형이 많이 되는 상에 의해 파괴저항성이 향상이 될 수 있다고 하였다 (Nalla 등, 2003; Della Bona 등, 2014). 필러 입자와 레진을 혼합하여 제조하는 기존의 일반 컴포지트 레진과는 제조 공법이 전혀 다른 Vita Enamic (Vita, Germany)이 2013년 소개되었다. 컴포지트 세라믹인 Vita Enamic은 세라믹과 폴리머의 특성을 적절하게 융합한 interpenetrating networks의 hybrid 구조로 DNH (double network hybrid)라고도 하는데, 상아질과 유사한 탄성계수를 가지며, 비커스 표면경도 값은 법랑질과 상아질의 중간 정도로 마모저항성은 치과용 세라믹과 유사하지만 대합치를 마모시키는 정도는 낮았다고 하였다 (Dirxen, 2013; Kurbad와 Kurbad, 2013; Ruse와 Sadoun, 2014). PICN 소재의 제조 공정은 2-단계로 진행되는데, 모세관 작용으로 액상의 레진을 다공성 세라믹 구조에 침투시켜 제조한다. CAD/CAM용 컴포지트 세라믹 신소재는 기존 세라믹과 비교하여 취성, 강직성 (rigidity) 및 경도 등이 감소되었고, 유연성과 파괴인성 등이 개선되었으며 가공성 향상 등도 기대할 수 있다 (Coldea 등, 2013). 이러한 interpenetrating법을 적용하여 소재의 굴곡강도 특성을 개선할 수 있으며, 자연 치아의 물성과 유사한 재료도 개발할 수 있다는 연구가 발표되었다 (He와 Swain, 2011; Petrini 등, 2013).

최근 치과용 CAD/CAM용 컴포지트 레진이 구치부 수복에 사용되고 있지만 컴포지트 레진의 마모 특성은 증합수축과 함께 아직까지는 임상 적용시 고려하여야 할 중요한 요소로

지적되고 있다 (Jandt와 Sigusch, 2009). 구강내에서 자연치의 경우도 약 29  $\mu\text{m}/\text{year}$  정도의 자연적인 마모가 진행되고 있으며, 이상적인 수복재는 자연치와 유사한 마모도를 보여야 한다 (Lambrechts 등, 1989). 컴포지트 레진의 마모는 대부분 2-단계로 진행되는데, 먼저 레진 기질이 마모되고, 세라믹 필러가 노출 또는 돌출될 경우 필러가 탈락되어 손실이 되면서 마모가 진행된다. 임상에서는 관찰되는 마모를 교모 (attrition), 마멸 (abrasion) 또는 침식 (erosion) 등으로 분류하고 있으며, 마모가 진행되는 기전에 따라서는 두 물체의 접촉면이 작거나 가해지는 힘이 강한 경우에 두 접촉면에서 융합이 일어난 후 약한 물체에서 탈락이 진행되는 접착성 마모 (adhesive wear), 두 물체가 sliding될 때 직접 접촉하여 발생하는 마멸성 마모 (abrasive wear) 등으로 분류하고 있다. 마멸성 마모는 다시 두 물체사이에서 발생하는 2-체 마모 (two-body wear)와 그 사이에 음식물 등이 매개되어 일어나는 3-체 마모 (three-body wear)로 세분된다 (Savabi 등, 2011; D'Arcangelo 등, 2014). 구강내에서 컴포지트 레진 수복물은 자연치 보다 마모가 많이 진행될 수 있으므로 시간이 경과함에 따라 교합이 되지 않는 문제가 발생할 수도 있다. 또한 수복물 자체의 내마모성이 중요하지만 수복물에 의한 대합치의 과도한 마모는 기능뿐 아니라 심미성에도 나쁜 영향을 줄 수 있다.

치과 수복물의 마모 정도를 평가하기 위하여 다양한 마모 재현 장치가 소개되었지만, 구강 내에서 진행되는 마모를 정확하게 재현하여 평가하는 것은 매우 어렵다. de Gee와 Pallav (1994)가 소개한 ACTA 마모 시험기는 abrasion 마모는 재현할 수 있지만 attrition 마모를 재현하지 못하는 문제가 있고, Suzuki와 Leinfelder (1993)가 개발한 마모 시험기는 attrition 마모와 abrasion 마모를 각각 재현할 수는 있지만 2 가지 마모를 동시에 시험할 수 없는 문제가 있으며, DeLong과 Douglas (1983)가 소개한 servohydraulic 마모 시험기는 구강 내 상황 재현은 우수하지만 attrition 마모와 abrasion 마모를 동시에 시험할 수 없으며 시험장치가 복잡한 단점이 있다. Condon과 Ferracane (1996)이 개발한 OHSU 마모 시험기(Oregon Health & Sciences University Oral Wear Simulator)는 abrasion 마모와 attrition 마모를 동시에 재현할 수 있으며, 시험법이 상대적으로 간편하여 본 연구에서는 기능이 향상된 OHSU oral wear simulator로 구강 내 마모를 재현하여

CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록의 마모도를 측정하였다.

치과 재료의 마모도를 정량화하기 위하여 다양한 방법이 사용되는데, de Gee 등 (1985)은 마모에 따른 표면 거칠기를 측정하여 비교하였고, Teixeira 등 (2005)은 마모 전후 시편의 두께 차이를 측정하여 비교하였다. Heintze 등 (2006)은 마모에 따른 부피 손실과 최대 수직 길이 손실을 profilometry 장치와 optical sensor 장치로 측정하였고, 시편의 복제품에서 3D laser scanning 장치로 마모로 손실된 정도를 측정하여 비교하였다. Koottathape 등 (2012)은 접촉식 profilometry 장치와 비접촉식 digital CCD microscope 장치를 이용하여 마모도를 정량화하였는데, 본 연구에서는 접촉식 3D profilometry 장치로 마모 깊이를 측정하여 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록의 마모도를 비교하였다.

CAD/CAM 술식의 임상 적용이 빠르게 증가되면서 CAD/CAM용 소재로 다양한 유형의 컴포지트 블록 제품들이 소개되고 있지만, 임상에서 이러한 소재를 선택할 때 도움이 될 수 있는 기본적인 자료들은 많이 부족한 상황이다. 특히 컴포지트 블록의 주요 문제점중의 하나인 마모 저항성을 평가한 연구는 거의 없어서 본 연구에서는 최근에 상품으로 출시된 CAD/CAM용 컴포지트 블록의 마모 저항성을 비교 평가하고자 하였다.

## II. MATERIALS AND METHODS

### 1. 실험재료

본 연구에서는 기존 재래식 방법인 필러와 레진을 혼합하여 제조한 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록 4종 (Lava Ultimate, Block HC, Cerasmart, KZR-CAD HR)과 PICN형 CAD/CAM용 컴포지트 세라믹 블록 1종 (Vita Enamic) 등 총 5종의 컴포지트 블록을 실험군으로 하였다(Table 1).

컴포지트 시편을 제조사의 설명서에 따라 디스크형 (길이 10 mm, 폭 6 mm, 두께 2 mm) 시편으로 제작한 다음 원통형 (지름 25 mm, 두께 15 mm) 아크릴릭 레진 블록에 컴포지트 시편이 중앙에 위치되도록 에폭시 레진으로 포매하였다. 포매한 시편 표면은 #600, #1000, #1200 및 #1500 grit SiC 연마지로 순차적으로 연마하여 각 실험군당 10 개의 시편을 준비하였다. 3-체 마모 시험을 위한 마모 매개물 (abrasion medium)로 증류수 10 ml 에 PMMA 분말 1 g과 poppy seed 2 g을 혼합하여 막자 사발에서 분쇄한 후 사용하였다.

Table 1. Materials used in this study

Brand name	Resin	Ceramic	Ceramic fraction	Manufacturer
Lava Ultimate	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	SiO <sub>2</sub> (20 nm), ZrO <sub>2</sub> (4-11 nm), aggregated SiO <sub>2</sub> + ZrO <sub>2</sub> (0.6-10 μm)	80 wt.%	3M ESPE, USA
Block HC	UDMA, TEGDMA	Silica powder, micro- fumed silica, zirconium silicate	61 wt.%	Shofu, Japan
Cerasmart	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silica (20 nm), barium glass (300 nm)	71 wt.%	GC, Japan
KZR-CAD HR	UDMA, TEGDMA	SiO <sub>2</sub> +Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +ZrO <sub>2</sub> cluster (1-6 μm), submicron filler (200-600 nm), nano filler (20 μm, 100 μm)	79 wt.%	Yamakin, Japan
Vita Enamic	UDMA, TEGDMA	feldspathic crystalline particles in glassy matrix	86 wt.%	Vita, Germany

## 2. 실험방법

구강 내에서 진행되는 마모과정을 유사하게 재현할 수 있는 OHSU 마모시험기 (Oregon Health Science University Wear Simulator; Proto-tech, USA)에 시편을 장착하고 antagonist로 구형 (지름 6 mm) steatite 세라믹 (Proto-tech, USA)을 사용하여 attrition 마모와 abrasion 마모과정을 동시에 재현하였다(Fig. 1). Attrition 마모와 abrasion 마모가 진행되는 시편 부위에 antagonist로 가해지는 힘은 각각 90 N과 20 N이 되도록 설정하였고, antagonist는 분당 60 회의 속도로 약 8 mm 거리를 50,000 회 직선 운동하도록 하였다(Fig. 2). 마모 과정을 재현한 후 마모시험기에서 시편을 제거하여 탐침 스캔 방식의 3-차원 형상 분석기 (3-D Profilometer, MTS, USA)로 시편에서 마모된 부분의 마모 깊이를 측정하였다(Fig. 3).

## 3. 통계 처리

각 실험군 당 10개의 시편을 대상으로 attrition 마모 깊이와 abrasion 마모 깊이의 평균값과 표준편차를 구하였으며, 유의 수준 0.05에서 ANOVA와 Tukey multiple comparisons test (WINKS 4.62)를 통해 분석하였다.

## III. RESULTS

OHSU oral simulator로 구강내 마모를 재현 시편을 3D profilometer로 스캔한 결과는 Fig. 4와 같다. Fig. 4a는 마모된 Lava Ultimate 시편을 스캔한 그림으로 사진으로 깊이 차이에 따라 다른 색으로 표시되었는데, 파란색 부분은 attrition 마모가 진행된 부위로 이 부근 2 지점에서의 평균 마모 깊이를 측정하여 attrition 마모 깊이로 하였고, 하방 3 지점에서의 평균 마모 깊이를 측정하여 abrasion 마모 깊이로 하였다. 각 실험군당 10 개 시편에서 측정된 값으로 abrasion 마모 ( $2.22 \pm 0.87 \mu\text{m}$ )와 attrition 마모 ( $13.51 \pm 2.15 \mu\text{m}$ ) 평균값과 표준 편차를 구하여 Table 2에 정리하였다. Fig. 4b는 마모된 Block HC 시편을 스캔한 그림으로 abrasion 마모 깊이는

$1.74 \pm 0.33 \mu\text{m}$ , attrition 마모 깊이는  $12.28 \pm 1.95 \mu\text{m}$ 로 전반적인 마모 양상은 Lava Ultimate와 유사하였다. Fig. 4c는 마모된 Cerasmart 시편을 스캔한 그림으로 abrasion 마모 깊이는  $1.75 \pm 0.59 \mu\text{m}$ , attrition 마모 깊이는  $5.85 \pm 2.16 \mu\text{m}$ 로 실험군 중에서 유의하게 가장 적은 마모도를 보였다 ( $p < 0.05$ ). Fig. 4d는 마모된 KDR-CAD HR 시편을 스캔한 그림으로 abrasion 마모 깊이는  $3.45 \pm 1.27 \mu\text{m}$ , attrition 마모 깊이는  $14.07 \pm 0.79 \mu\text{m}$ 로 전반적인 마모 양상은 Lava Ultimate와 유사하였다.

실험군 중에서 유일한 컴포지트 세라믹인 Vita Enamic의 마모된 표면을 스캔한 그림은 Fig. 4e와 같으며, abrasion 마모 깊이는  $3.05 \pm 0.95 \mu\text{m}$ , attrition 마모 깊이는  $14.97 \pm 1.24 \mu\text{m}$ 로 컴포지트 레진 실험군과 유사한 양상을 보였다. Fig. 5에는 모든 실험군의 abrasion 마모와 attrition 마모도를 그래프로 비교하였다.

## IV. DISCUSSION

치과에서 사용하고 있는 대표적인 CAD/CAM용 소재로 세라믹과 컴포지트 레진이 있는데, 1985년에 처음 소개된 CAD/CAM용 세라믹 블록은 물성이 지속적으로 개선되고 있지만 취성과 과도한 대합치 마모는 해결되어야 할 과제로 남아 있고, 2000년에 소개된 컴포지트 레진 블록 (Paradigm MZI00)은 세라믹보다 가공이 용이하며 대합치를 적게 마모시키는 장점이 있다. 따라서 내구성과 심미성이 우수한 CAD/CAM용 소재로 세라믹과 컴포지트 레진의 장점을 결합한 새로운 재료가 요구되고 있다.

CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록인 Paradigm MZI00이 소개되면서 세라믹 블록의 기계적 특성과 비교한 연구가 발표되었는데, Kunzelmann 등 (2001)은 구강 내 마모 재현이 가능한 chewing simulator를 이용하여 장식 세라믹 (Vitablocs Mark II), 백류석-강화형 세라믹 (ProCAD, Empress) 및 컴포지트 레진 (Paradigm MZI00) 등 CAD/CAM용 블록의 교합면 마모 (occlusal wear)를 평가하였는데, Paradigm MZI00은 다른 세라믹 소재보다 마모도가 2 배 정도 많았으며, 백류석-강화형 세라믹의 마모도가 가장 적었다고 하였다.



Figure 1, OHSU oral wear simulator.

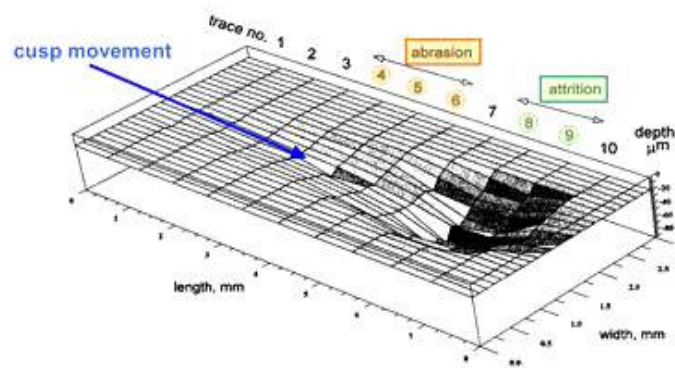
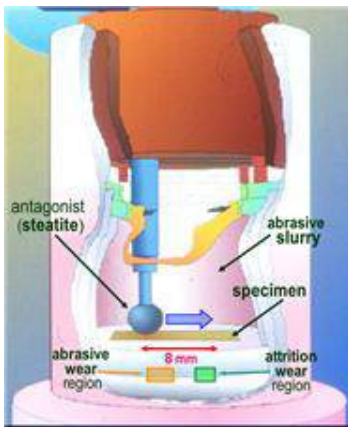
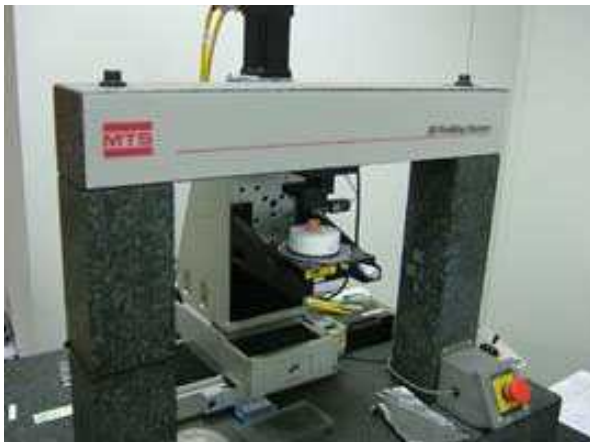


Figure 2, 3-dimensional representation of the wear trace produced on a specimen.

A



B

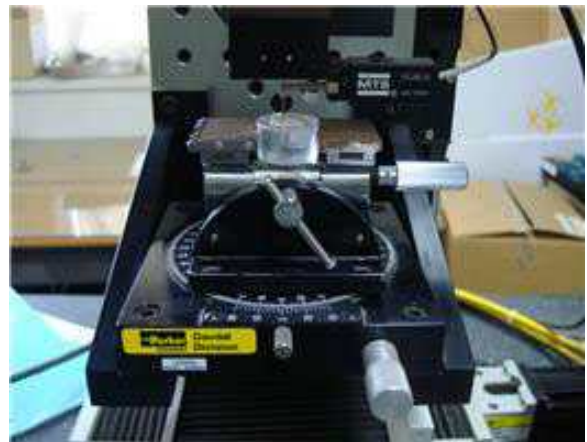
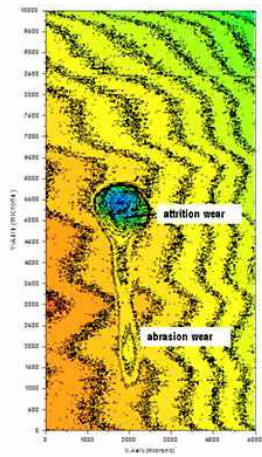
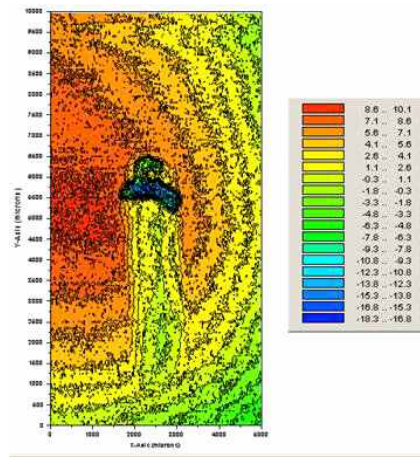


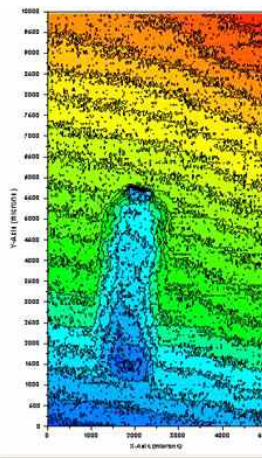
Figure 3, 3-D Profiling system.



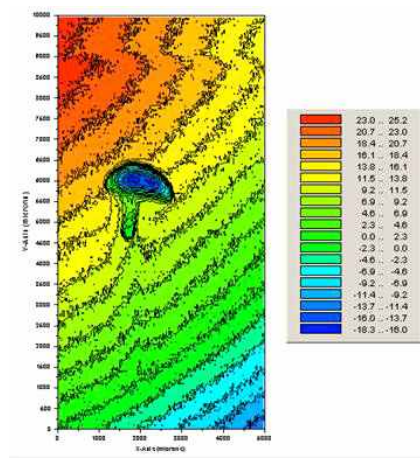
a) Lava Ultimate



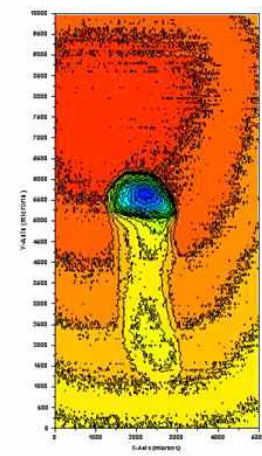
b) Block HC



c) Cerasmart



d) KZR-CAD HR



e) Vita Enamic

Figure 4. Scan data of specimens after wear simulation.

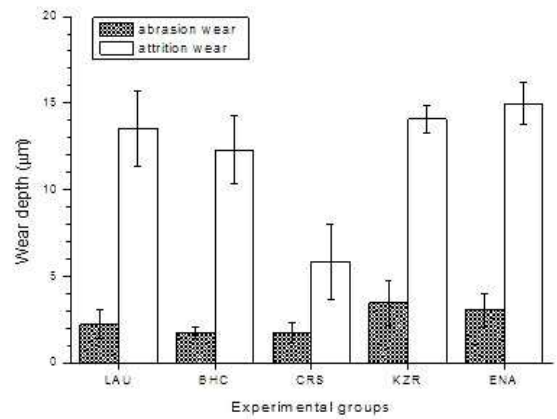


Figure 5. Wear depth results of experimental groups.

**Table 2.** Wear results of experimental groups

Groups	Code	Abrasion wear ( $\mu\text{m}$ )	Attrition wear ( $\mu\text{m}$ )
Lava Ultimate	LAU	2,22 $\pm$ 0,87a	13,51 $\pm$ 2,15c
Block HC	BHC	1,74 $\pm$ 0,33a	12,28 $\pm$ 1,95c
Cerasmart	CRS	1,75 $\pm$ 0,59a	5,85 $\pm$ 2,16d
KZR-CAD HR	KZR	3,45 $\pm$ 1,27a	14,07 $\pm$ 0,79c
Vita Enamic	ENA	3,05 $\pm$ 0,95a	14,97 $\pm$ 1,24c

\* Note: the same superscript letters within the same column are not significantly different ( $p > 0,05$ ).

그러나 Paradigm MZ100은 다른 세라믹보다 대합치 범랑질을 가장 적게 마모시켜 임상 적용 시에는 중요한 장점이 될 수 있다고 하였다. Attia 등 (2006)은 Paradigm MZ100과 Vitablocs Mark II로 크라운을 제작하여 파절강도를 비교한 결과 유의한 차이가 없었다고 하였는데, 일반적으로 세라믹 크라운의 파절강도가 더 우수할 것이라고 예측할 수 있지만 컴포지트 레진의 높은 resiliency 특성과 우수한 응력 흡수성 등 향상된 탄성 특성에 의해 컴포지트 레진 크라운이 세라믹 크라운과 대등한 파절강도를 보였다고 하였다. Fasbinder 등 (2005)은 Paradigm MZ100과 Vitablocs Mark II로 제작한 인레이 각각 40 개씩을 환자에게 적용한 후 3 년간 변연적합도 (margin adaptation)와 색-조화도를 비교 평가한 결과, 초기의 변연적합도는 모두 우수하였으나 시간 경과에 따라 컴포지트 레진이 마모되면서 변연적합도 차이가 관찰되었으며, 색-조화도의 경우 Paradigm MZ100은 91,4 %를 Vitablocs Mark II는 58,8 %를 보여 컴포지트 레진 인레이의 색 안정성이 더 우수하였다고 하였다. Kassem 등 (2012)은 Vitablocs Mark II와 Paradigm MZ100으로 각 16 개씩 제작한 구치부 크라운의 피로저항성 (백만회)과 미세누출을 비교 평가하였는데, 컴포지트 레진으로 제작한 크라운의 경우 모든 시편이 1,000,000 회 반복하중시험 후에도 파괴되지 않았으나, 세라믹 크라운의 경우 교합부 중앙부위에서 균열이 발견되어 Paradigm MZ100의 피로저항성이 Vitablocs Mark II보다 우수하게 관찰되었다고 하였으며, 특히 세라믹 크라운의 경우 접착에 사용한 시멘트 유형이 피로 저

항성에 영향을 줄 수 있다고 하였다.

혼합형, 나노형 및 나노-혼합형 등 다양한 유형의 컴포지트 레진을 고온과 고압의 조건에서 중합하여 기계적 특성을 개선시킨 방법을 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블록에 적용하려는 연구가 발표되었다 (Nguyen 등, 2012; Nguyen 등, 2014; Phan 등, 2014; Ruse와 Sadoun, 2014). Nguyen 등 (2013)은 300 MPa 압력과 200 °C에서 중합한다면 컴포지트 레진에 다른 반응 개시제나 활성제 등 첨가물을 추가하지 않은 순수한 단량체만으로도 중합이 가능하다고 하였는데, 이렇게 중합된 컴포지트 레진의 최종 구조는 기존 재래식 방법으로 중합된 컴포지트 레진 기질과 전혀 다를 수 있다고 하였다. 최근에는 나노기술과 세라믹을 융합시켜 컴포지트 레진의 용이한 조작성과 세라믹의 심미성을 융합시킨 새로운 CAD/CAM용 소재로 Lava Ultimate (3M ESPE)가 소개되었는데, Paradigm MZ100과는 상이한 온도와 압력 조건에서 중합시켜 굴곡강도와 파괴인성을 개선할 수 있었다고 하였다 (Ruse와 Sadoun, 2014). Lava Ultimate는 실리카 입자 (20 nm), 지르코니아 입자 (4-11 nm) 및 실리카와 지르코니아 나노-입자가 응집된 응집체 (cluster) 등 3 종의 세라믹 필러 입자 (80 wt.%)가 교차 결합도가 매우 높은 폴리머에 함유된 신소재 나노-세라믹으로 분류되고 있다. 제조사에서 제시한 Lava Ultimate의 굴곡강도는 200 MPa로 백류석-강화형 세라믹 블록 (140-160 MPa) 보다 우수한 기계적 특성을 갖는다고 하였고, 파괴인성 값도 우수하여 세라믹 보다 수복물 두께를 0.5 mm 정도 감소시켜 얇게



제작할 수 있다고 하였다. 또한 첨가된 나노-입자들은 Lava Ultimate 블럭의 가공성과 심미성 향상에 크게 기여하여 컴포지트 레진 블럭의 문제점인 칫솔질에 의한 마모 및 광택 소실 저항성도 글라스-세라믹과 유사하게 개선되었다고 하였다 (Fasbinder, 2012). 그럼에도 불구하고 세라믹 필러 입자와 레진 단량체를 혼합하는 재래식 방식으로 제조하여 중합시켜 사용하는 컴포지트 레진의 물성은 아직 레진 기질, 필러 유형, 필러 형태, 필러 크기 및 필러 계면결합제 등에 크게 영향을 받을 수 있다고 한다 (Ferracane 등, 1998; Ferracane, 2013). Yamakin (Japan)사에서 최근에 출시한 컴포지트 레진 (KZR-CAD HR) 블럭은 UDMA와 TEGDMA 혼합 단량체에  $\text{SiO}_2+\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$  입자의 응집체 (1-6  $\mu\text{m}$ ), 초미세입자 (200-600 nm) 및 나노입자 (20  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ )를 첨가하여 광중합한 다음 110  $^{\circ}\text{C}$ 까지 가열하여 2차 열-중합시켜 심미성과 기계적 특성을 크게 향상시켰다고 하였다 (Kato 등, 2012; Imai 등, 2013).

CAD/CAM용 세라믹의 단점을 획기적으로 개선하기 위하여 취성이 있는 글라스 상을 폴리머로 대체하는 폴리머 침투 세라믹 망상구조 (polymer-infiltrated ceramic network, PICN)인 컴포지트 세라믹이 소개되었다. 컴포지트 레진에서 폴리머 기질에 결합되지 않은 세라믹 입자를 안정된 세라믹 기질로 대체하여 강도, 탄성계수, 인성 (toughness) 및 마모저항성을 개선할 수 있다고 하였다. 다공성 세라믹 network 표면을 접착 촉진제 (adhesion promoter)로 처리한 다음 액상의 단량체를 침투시킨 후 중합하여 interpenetrating 미세구조를 얻는다. 특히 높은 압력으로 액상의 단량체가 다공성 세라믹 구조에 완전하게 침투해 들어가도록 한 다음 고온으로 열-중합하고 단량체를 교차-결합시키며 중합과정 중에 중합수축이 진행되지 않도록 하여 기포 형성 등의 결합이 생성되는 것을 억제하면 물성이 획기적으로 개선될 수 있다고 하였다 (Steier 등, 2013). 이러한 방법을 적용하여 자연치아의 물성과 유사한 재료를 개발할 수 있다고 한다 (He와 Swain 2011; Petrini 등, 2013).

필러 입자와 레진을 혼합하여 제조하는 기존의 컴포지트 레진과는 제조 공법이 전혀 다른 컴포지트 세라믹인 Vita Enamic (Vita, Germany)은 세라믹과 폴리머의 특성을 적절하게 융합한 interpenetrating networks의 hybrid 구조로 DNH

(double network hybrid)라고도 한다. 2013년에 소개된 Enamic은 알루미늄으로 강화된 장석-세라믹 86 wt.%와 치과용 레진 (UDMA+TEGDMA) 14 wt.%로 구성된 interpenetrating network 구조를 가지며 Lava Ultimate 보다 세라믹 함량도 높아 우수한 기계적 특성을 얻을 수 있다고 하였다 (Kurbad와 Kurbad, 2013). 또한 CAD/CAM용 컴포지트 소재로 제작한 수복물은 일반 세라믹으로 제작한 수복물 보다 수리 (repair)가 용이한 장점이 있다 (Rocca 등, 2010; Nguyen 등, 2014).

Lauvahutanon 등 (2014)은 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블럭 4 종 (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate), 컴포지트 세라믹 1 종 (Vita Enamic), 장석계 세라믹 (Vitablocs Mark II)의 기계적 특성 (굴곡강도, 굴곡탄성계수, 표면경도), 세라믹 필러 함량 및 형상 등을 비교하였다. 세라믹 필러 함량은 Vita Enamic이 86.4 %로 가장 많았으며, 다음으로 Lava Ultimate가 73.1 %, Gradia Block이 70.5 %, Cerasmart는 65.0 %였고, Block HC는 61.9 %로 가장 낮은 값을 보였다고 하였다. 이중에서 Lava Ultimate, Gradia Block 및 Cerasmart의 필러 함량은 제조사가 제시한 값 보다 유의하게 낮은 값을 보였다. 건조 상태에서 CAD/CAM용 블럭의 굴곡강도는 126.6-242.0 MPa 범위를 보였으나, 세라믹 함량과의 상관성은 보이지 않았다. 또한 7일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관하거나, 7일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관한 후 10,000 회 열-순환처리한 경우 컴포지트 레진 블럭의 굴곡강도는 유의하게 감소하는 양상을 보였으나, 컴포지트 세라믹과 장석 세라믹의 경우는 유의한 변화를 보이지 않았다고 하였다. 건조 상태에서 블럭의 굴곡탄성계수는 9.6-51.5 MPa 범위로 세라믹 함량과의 상관성을 보였다. 또한 7 일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관하거나, 7 일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관한 후 10,000 회 열-순환처리한 경우에도 굴곡탄성계수는 급격하게 감소되지 않았다. 표면경도 값의 경우도 세라믹 필러 함량과 상관성을 보였으며, 7 일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관하거나 7 일간 증류수 (37  $^{\circ}\text{C}$ )에 보관한 후 10,000 회 열-순환처리한 경우에도 유의하게 감소되지 않았다고 하였다. 컴포지트 레진의 표면경도 값은 마모 저항성을 예측하는데 사용될 수 있다고 하였는데 (Mandikos 등, 2001), 표면경도와 마모저항성의 상관성을 연구한 많은 연구에서는 애매한 결과가 보고되기도 하였다 (Peutzfeldt와

Asmussen, 1996; Cao 등, 2010; Hahnel 등, 2011).

심미성이 우수하고 사용이 간편하여 구치부 수복에도 자주 사용되고 있는 컴포지트 레진의 경우 부족한 마모 저항성은 중합수축과 함께 임상 적용시 고려하여야 할 중요한 요소로 지적되고 있다 (Jandt와 Sigusch, 2009). 이상적인 수복물은 자연치와 유사하게 마모되어야 하지만, 컴포지트 레진 수복물은 자연치보다 많이 마모될 수 있으므로 수복물 장착 후 시간이 경과함에 따라 교합에 문제가 발생할 수 있다. 수복물 자체의 내마모성이 중요하지만, 수복물에 의한 대합치의 과도한 마모는 지각과민증, 교합접촉 상실, 치주조직 파괴, 저작효율 감소, 저작근 피로 및 수평과 수직 악골관계 변화 등의 기능장애 뿐 아니라 심미적인 면에도 나쁜 영향을 줄 수 있다 (Yip 등, 2004; D'Arcangelo 등, 2014). 컴포지트 레진의 마모는 먼저 레진 기질이 마모되고 노출된 세라믹 필러가 탈락되는 과정으로 진행된다. 따라서 균일하게 분포된 세라믹 필러는 레진 기질을 보호하여 전체적인 마모저항성을 증가시킬 수 있기 때문에 레진 기질에 강하게 결합된 많은 양의 미세한 필러 입자를 분포시킨 새로운 유형의 컴포지트 레진들이 개발되었다. 즉, 초미세-입자형 컴포지트 레진 (37-40 vol.%) 보다 필러를 더 많이 함유하는 나노-입자형 컴포지트 레진 (60 vol.%)이 소개되어 입자간 거리 (interparticle spacing)가 감소되면서 컴포지트 레진의 마모 저항성은 크게 향상되었다. D'Arcangelo 등 (2014)은 최근에 소개된 컴포지트 레진 (Enamel plus HRI, Filtek Supreme XTE, Ceram, X duo)은 치과용 금-합금 또는 법랑질과 유사한 마모저항성을 갖는다고 하였다.

구강 내에서 진행되는 마모를 정확하게 재현하여 치과 수복물의 마모 정도를 평가하는 것은 매우 어렵다. 국제표준규격인 ISO/TS 14569-2에서는 DIN, ACTA, Zürich, Alabama, Freiburg, Minnesota, OHSU 및 Newcastle 등에서 제시한 8 가지 마모 재현방법 (antagonist, abrasive medium, antagonist movement, reference material)과 마모된 시편의 측정법을 상세하게 설명하고 있으며, 각 연구자들은 제시된 8 가지 방법 중에서 자유롭게 선택하여 마모도 평가에 적용할 수 있다고 하였다. Heintze 등 (2012)은 6 가지 마모 재현방법 (ACTA, Zürich, Alabama, Ivoclar, Munich 및 OHSU) 중에서 OHSU 방법이 임상 결과와 가장 근접한 결과를 보였다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 abrasion 마모와 attrition 마모를 동시에 재현할 수 있는 OHSU oral wear simulator (Condon과 Ferracane, 1996)로 구강내 마모를 재현하여 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블럭의 마모도를 비교 평가하였다.

구강 내에서 abrasion 마모는 대부분 음식물 등을 매개로 하는 3-체 마모로 진행되는 반면, 접촉성 마모 또는 피로성 마모에 밀접한 관련된 attrition 마모는 주로 2-체 마모로 진행되며 antagonist에 의해 강하게 충격 받는 부위에서 원형으로 마모된다 (Heintze, 2006). 구강 내에서 abrasion 마모 부위에는 15-20 N 정도의 힘이 적용되고 (de Gee와 Pallav, 1994), attrition 마모 부위에는 50-150 N 범위의 힘이 적용되는 것으로 추정하여 (Lavelle, 1972), 본 연구에서는 abrasion 마모 부위와 attrition 마모 부위에 각각 20 N과 90 N 힘을 가하며 구강내 마모를 재현하였다. 실제 구강 내에서의 유사한 3-체 마모를 재현하기 위하여 마모 매개물 선택이 중요하다 (Lawson 등, 2012). de Gee 등 (1986)은 마모 매개물로 millet seed나 PMMA 분말 또는 두 가지 혼합물을 물과 함께 사용하거나 물만 사용하여 마모 실험을 비교한 결과 millet seed와 PMMA 분말을 혼합하여 사용한 경우가 임상 결과와 더욱 유사하였다고 하였다. 국제 표준규격인 ISO/TS 14569-2에서는 마모 매개물 입자로 poppy seed 등과 같은 천연 곡물과 PMMA 분말 사용을 제안하였고, OHSU oral wear simulator에서는 PMMA와 poppy seed 혼합물을 사용하여 마모과정을 재현한 시험결과가 임상실험으로 분석한 실제 마모도와 매우 높은 상관성을 보였다고 하였다 (Condon과 Ferracane, 1996). 본 연구에서는 poppy seed와 PMMA 분말을 증류수에 혼합하여 마모 매개물로 사용하였다.

치과 재료의 마모된 정도를 정량화하기 위한 측정 장치는 정확도 (accuracy)와 정밀도 (precision)를 갖추고 있어야 한다. “정확도”는 참 (true) 값과 관련되고, “정밀도”는 재현성 (reproducibility)에 해당된다고 한다. 컴포지트 레진의 마모저항성을 정량적 및 정성적으로 평가하기 위하여 de Gee 등 (1985)은 마모된 시편의 표면 거칠기를 측정하여 마모도를 비교하였고, Teixeira 등 (2005)은 마모된 시편의 두께 감소를 micrometer caliper로 측정하여 비교하였는데, 이 방법들은 마모도가 매우 적고 표면 거칠기가 매우 적은 컴포지트 레진의 마모저항성 평가에는 제한이 있을 수 있다고 하였다

(Suzuki 등, 2009). 다른 방법으로 마모된 시편의 무게 감소를 측정하여 마모도를 평가하려는 시도가 있었는데, 마모저항성이 큰 재료 또는 칫솔질 횟수 등은 평가에 제한이 될 수 있다고 하였다 (Prakki 등, 2007). 마모된 시편의 접촉식 표면단차 측정법 (profilometric method)과 컴퓨터를 이용한 현미경으로 마모된 깊이와 부피를 측정하여 분석하는 방법이 소개되었는데 (Wonglamsam 등, 2008), 이러한 분석법은 동일한 장비를 이용하여 연속적으로 마모된 표면의 거칠기와 마모 깊이를 평가할 수 있는 장점이 있어 많은 연구자들이 연구에 적용하고 있다. 또한 접촉식 측정 장치의 문제점을 개선한 비접촉식 3D optical profilometer 측정 장치가 소개되었다 (Cao 등, 2013). Heintze 등 (2006)은 치과용 컴포지트 레진의 마모 정도를 분석하기 위하여 시편에서 직접 손실된 부피와 손실된 최대 수직 깊이를 profilometry (Perthometer C5D, Germany)와 optical sensor (FRT MicroProf, Germany)로 측정하였고, 시편의 복제품에서 3D laser scanning 장치 (Laserscan 3D, Germany)로 마모로 손실된 정도를 측정하여 마모도 정량화법을 비교하였는데, 3가지 방법 모두 정량화법으로 사용하기에 적절한 것으로 보였지만, 특히 laser scanning법이 속도가 빠르며 사용이 간편한 장점이 있다고 하였다. Koottathape 등 (2012)은 컴포지트 레진의 마모도를 평가하는 방법으로 접촉식 profilometry 장치 (TalyScan 150, UK) 또는 비접촉식 digital CCD microscope (VHX1000, Japan) 장치로 마모도를 측정하고, 측정된 결과 측정 장치에 따른 유의한 차이 없이 유사한 값을 보였다고 하였다. 본 연구에서는 접촉식 3D-profilometer로 마모된 시편의 마모 깊이를 측정하여 비교하였다.

Stawarczyk 등 (2013)은 실험군으로 5종의 CAD/CAM용 레진 (Zeno PMMA, Wieland Dental+Technik, Germany; artBloc Temp, Merz Dental, Germany; Telio CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Blanc High-class, Creamed, Germany; CAD-Temp, Vita, Germany), 음성대조군으로 일반 중합형 레진 (Integral Esthetic Press, Merz Dental, Germany), 양성대조군으로 실리카계 글라스-세라믹 (Vita Mark II, Vita, Germany)을 선택하여 범랑질 antagonist로 2-체 마모 시험을 실시한 결과, 양성 대조군인 글라스-세라믹의 마모율이 레진 블럭보다 유의하게 낮았지만 범랑질 antagonist를 가장 많이 마모시킨 것으로 관찰되었다고 하였다. 또한

글라스-세라믹과 유사하게 마모율이 낮은 Telio CAD를 제외한 4종의 레진 블럭의 마모율은 유의한 차이가 없었으며, CAD/CAM용 레진 블럭의 마모율은 일반 중합 레진보다 유의하게 낮았다고 하였다. 이들의 연구 결과에서는 레진 블럭의 화학 성분 보다는 레진 블럭의 제조 공정과 중합도가 마모율에 더 큰 영향을 주는 것이 관찰되었다고 하였다. Kon 등 (2006)은 컴포지트 레진의 마모 시험에서 시편에 가하는 교합력이나 칫솔질 응력의 영향을 평가한 결과 마모 시험의 조건 보다는 컴포지트 레진의 구성 성분인 필러 시스템에 따라 상이한 마모 특성을 보였다고 하였다. Lawson과 Burgess (2015)는 필러 함량이 적은 경우 (25 wt.% 미만)에는 피로 파괴 (fatigue fracture)에 취약할 수 있고, 필러 함량이 많은 경우 (50 wt.% 이상)에는 abrasion 마모에 취약할 수 있기 때문에 나노형 컴포지트 레진에서 적절한 필러의 함량은 25-50 wt.% 범위라고 제안하였다.

본 연구에서 평가한 컴포지트 레진 블럭의 abrasion 마모도는 4종 (Block HC, Cerasmart, Lava Ultimate 및 KZR-CAD HR)에서 유의한 차이를 보이지 않았다 ( $p > 0.05$ ). 컴포지트 레진의 세라믹 필러 함량과 abrasion 마모도의 상관성 ( $R^2 = 0.1099$ )은 매우 낮은 값을 보였다. 일반적으로 컴포지트 레진의 abrasion 마모 저항성은 필러 입자간 거리에 영향을 받는 것으로 알려져 있다. Lauvahutanon 등 (2014)은 CAD/CAM용 컴포지트 레진 블럭 4종 (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate), 컴포지트 세라믹 1종 (Vita Enamic), 장식계 세라믹 (Vitablocs Mark II)의 미세구조를 SEM으로 관찰한 결과 Block HC의 경우는 실리카와 지르코늄-실리케이트로 구성된 2가지 유형의 구형 (spherical) 입자, Cerasmart의 경우는 상대적으로 작고 균일하게 분포된 알루미늄-바륨-실리케이트 입자, Gradia Block의 경우는 2가지 유형의 입자 (상대적으로 크고 불규칙한 형태의 주로 실리카로 구성된 입자, 상대적으로 작고 불규칙한 형태의 포타슘-알루미늄-실리케이트 입자), Lava Ultimate는 다양한 크기의 지르코늄-실리케이트 입자, Vita Enamic의 경우는 포타슘-알루미늄-실리케이트로 구성된 dense network 구조와 작은 이트륨-실리케이트 입자가 관찰되었다고 하였다. 즉, 미세한 필러 입자가 균일하게 분포된 Cerasmart가 다른 컴포지트 레진 블럭 보다 우수한 abrasion 마모 저항성을 보인 것으로 보였다.

본 연구에서 평가한 컴포지트 레진 블럭 중에서 Cerasmart의 attrition 마모도가 가장 적었고, 나머지 3종 (Block HC, Lava Ultimate 및 KZR-CAD HR)의 마모도는 유의한 차이를 보이지 않았다 ( $p > 0.05$ ). 또한 세라믹 필러의 함량과 attrition 마모도의 상관성 ( $R^2 = 0.1684$ )은 낮아서 필러 함량은 마모 저항성에 영향을 주지 못하였다. 일반적으로 컴포지트 레진의 attrition 마모 저항성은 기계적 강도에 영향을 받는 것으로 알려져 있지만, 본 연구 결과 제조사에서 제시한 굴곡강도 값과 attrition 마모 저항성과는 상관성이 없는 것으로 나타났다. 즉, 굴곡강도 값이 300 MPa 정도로 가장 굴곡강도가 큰 KZR-CAD HR의 attrition 마모도는 14.07  $\mu\text{m}$ 로 두 번째 순위 그룹이었고, 굴곡강도가 231 MPa로 알려진 Cerasmart의 attrition 마모도는 5.85  $\mu\text{m}$ 로 가장 낮았다. Tamura 등 (2013)은 컴포지트 레진에 첨가된 다양한 필러가 마모와 기계적 특성에 주는 영향을 평가하였는데, 교합면 마모의 경우 필러 함량이 증가될수록 증가하는 것이 관찰된 반면, 칫솔질에 의한 마모의 경우는 필러 유형에 따라 필러 함량이 주는 영향이 상이하게 관찰되었다고 하였다.

컴포지트 세라믹 블럭인 Vita Enamic의 경우 abrasion 마모도는 컴포지트 레진 블럭 4종 (Block HC, Cerasmart, Lava Ultimate 및 KZR-CAD HR)과 유사한 값을 보여 가장 우수한 그룹에 속하였지만, attrition 마모도는 Cerasmart 보다는 낮고, 다른 컴포지트 레진 블럭 3종 (Block HC, Lava Ultimate 및 KZR-CAD HR)과 유사한 값을 보여 두 번째 순위 그룹에 속하였다. Mörmann 등 (2013)은 CAD/CAM용 심미수복재의 2-차 마모시험으로 마모 특성을 비교하였다. 컴포지트 세라믹인 Vita Enamic의 경우 지르코니아를 제외한 다른 세라믹 보다 적은 마모도를 보여 법랑질의 마모도와 유의한 차이가 없었으며, 나노형 컴포지트 레진인 Lava Ultimate와는 유사한 마모 양상을 보였다고 하였다. 또한 CAD/CAM용 컴포지트 레진의 탄성 특성은 세라믹 보다 임상적용에 중요한 장점이 될 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 4종의 컴포지트 레진 블럭 및 컴포지트 세라믹 블럭의 마모도는 법랑질과 유사하게 낮은 값을 보여 구치부 수복용으로는 적용에 문제가 없으므로 보였다.

## V. CONCLUSION

본 연구에서는 최근에 상품으로 출시된 CAD/CAM용 컴포지트 블럭의 마모 저항성을 측정하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 컴포지트 레진 블럭의 abrasion 마모도는 1.74-3.45  $\mu\text{m}$ 으로 유의한 차이 없이 ( $p < 0.05$ ) 우수한 마모 저항성을 보였다.
2. 컴포지트 레진 블럭의 attrition 마모도는 Cerasmart가 5.85  $\mu\text{m}$ 으로 유의하게 낮았으며 ( $p < 0.05$ ), 나머지 컴포지트 블럭은 12.28-14.07  $\mu\text{m}$ 으로 유의한 차이는 없었고 ( $p > 0.05$ ), 모두 우수한 마모 저항성을 보였다.
3. 컴포지트 세라믹 블럭의 마모저항성은 컴포지트 레진 블럭과 유사하였다.
4. 컴포지트 블럭의 세라믹 함량과 마모저항성과의 상관성은 낮았다 ( $R^2 = 0.1684$ ).

## VI. REFERENCES

1. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*, 95:117-123.
2. Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *Int J Clin Exp Med*, 6:423-430.
3. Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29:419-426.
4. Condon JR, Ferracane JL (1996). Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater*, 12:218-226.
5. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98:389-404.
6. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, De Angelis F (2014). Wear properties

- of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent*, 39:612-618.
7. de Gee AJ, Pallav P (1994). Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent*, 22(Suppl, 1): S21-27.
  8. de Gee AJ, Pallav P, Davidson CL (1986). Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res*, 65:654-658.
  9. de Long R, Douglas WH (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62:32-36.
  10. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 30:564-569.
  11. Dirxen C, Blunck U, Preissner S (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 7:118-122.
  12. Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31:702-709.
  13. Fasbinder DJ (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*, 33:50-58.
  14. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, 136:1714-1723.
  15. Ferracane JL (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater*, 29:51-58.
  16. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR (1998). *In vitro* aging of dental composites in water-Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*, 42:465-472.
  17. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M (2009). CAD/CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14:E141-145.
  18. Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137:14S-21S.
  19. Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G (2011). Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4:237-244.
  20. He LH, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*, 27:527-534.
  21. Heintze SD (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22:712-734.
  22. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater*, 22:1051-1062.
  23. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater*, 28:961-973.
  24. Imai H, Koizumi H, Sasaki K, Matsumura H (2013). The influence of polymerization conditions on color stability of three indirect composite materials. *J Oral Sci*, 55:51-55.
  25. ISO/TS 14569-2 (2001) Dental materials - Guidance on testing of wear - Part 2: Wear by two- and/or three body contact.
  26. Jandt KD, Sigusch BW (2009). Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater*, 25:1001-1006.
  27. Kaminski K, Paluch M, Wrzalik R, Ziolo J, Bogoslovov R, Roland CM (2008). Pressure-induced polymerization of tetraethylene glycol dimethacrylate. *J Polym Sci Part A: Polym Chem*, 46:3795-3801.
  28. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*, 21:28-32.
  29. Kato T, Saigo K, Tsuneishi M, Yamada B, Yamamoto S (2012). Highly esthetic and toughened dental composite resins. *Kobunshi Ronbunshu*, 69:113-121.

30. Kon M, Kakuta K, Ogura H (2006). Effects of occlusal and brushing forces on wear of composite resins. *Dent Mater J.* 25:183-194.
31. Koottathape N, Takahashi H, Finger W, Kanehira M, Iwasaki N, Aoyagi Y (2012). Quantification of in vitro produced wear sites on composite resins using contact profilometry and CCD microscopy: a methodological investigation. *J Med Dent Sci.* 59:53-56.
32. Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ (2012). Two- and three-body wear of composite resins. *Dent Mater.* 28:1261-1270.
33. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R (2001). Wear evaluation of MZI00 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 4:171-184.
34. Kurbad A, Kurbad S (2013). A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent.* 16:69-79.
35. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* 68:1752-1754.
36. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 33:705-710.
37. Lavelle CL (1972). Maxillary and mandibular tooth size in different racial groups and in different occlusal categories. *Am J Orthod* 61:29-37.
38. Lawson NC, Burgess JO (2015). Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 103:424-429.
39. Lawson, NC, Cakir D, Beck P, Litaker MS, Burgess JO (2012). Characterization of third-body media particles and their effect on in vitro composite wear. *Dent Mater.* 28:e118-e126.
40. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent.* 85:386-395.
41. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 20:113-125.
42. Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO (2003). Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms. *Biomaterials.* 24:3955-3968.
43. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 28:529-534.
44. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2013). Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dent Mater.* 29:535-541.
45. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 93:62-67.
46. Petrini M, Ferrante M, Su B (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater.* 29:375-381.
47. Peutzfeldt A, Asmussen E (1996). In vitro wear, hardness, and conversion of diacetyl-containing and propanal-containing resin materials. *Dent Mater.* 12: 103-108.
48. Phan AC, Tang ML, Nguyen JF, Ruse ND, Sadoun M (2014). High temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate - mechanical properties and monomer release. *Dent Mater.* 30:350-356.
49. Prakki A, Cilli R, Amarante de Araújo P, Navarro MF, Mondelli J, Mondelli RF (2007). Effect of tooth-brushing abrasion on weight and surface roughness of pH-cycled resin cements and indirect restorative materials,

- Quintessence Int.* 38:544-554.
50. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I (2010). A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 104:273-275.
51. Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 93:1232-1234.
52. Savabi O, Nejatidanesh F, Shabani M, Anbari Z (2011). Two-body wear resistance of some indirect composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 19:81-84.
53. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent.* 109:325-332.
54. Steier VF, Koplín C, Kailer A (2013). Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics. *J Mater Sci.* 48:3239-3247.
55. Suzuki S, Leinfelder KF (1993). Localized wear and marginal integrity of posterior resin composites. *Am J Dent.* 6:199-203.
56. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A, Hisamitsu H, Komatsu M (2009). Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J.* 28:708-716.
57. Takahashi H, Finger WJ, Endo T, Kanehira M, Koottathape N, Komatsu M, Balkenhol M (2011). Comparative evaluation of mechanical characteristics of nanofiller containing resin composites. *Am J Dent.* 24:264-270.
58. Tamura Y, Kakuta K, Ogura H (2013). Wear and mechanical properties of composite resins consisting of different filler particles. *Odontology.* 101:156-169.
59. Teixeira EC, Thompson JL, Piasecik JR, Thompson JY (2005). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent.* 17:172-182.
60. Wonglamsam A, Kakuta K, Ogura H (2008). Effects of occlusal and brushing cycles on wear of composite resins in combined wear test. *Dent Mater J.* 27:243-250.
61. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA (2004). Differential wear of teeth and restorative materials: Clinical implications. *Int J Prosthodont.* 17:350-356.