

인공치의 표면처리가 3D 프린팅 의치상레진과의 전단결합강도에 미치는 영향

최지혜 · 이영후 · 홍성진 · 백장현 · 노관태 · 배아란 · 권공록 · 김형섭*

경희대학교 치과대학 치의학전문대학원 치과보철학교실

Effect of surface treatment on shear bond strength between artificial resin teeth and 3D printing denture base resin

Jeehye Choi, Younghoo Lee, Seoung-jin Hong, Janghyun Paek, Kwantae Noh, Ahran Pae, Kung-Rock Kwon, Hyeong-Seob Kim*

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Republic of Korea

Purpose: The purpose of this study is to compare the shear bond strength of 3D printing denture base resin according to surface treatment of artificial teeth. **Materials and methods:** 3D printing denture base resin was fabricated as specimens using 3D printer. The experimental group divided the surface treatment of artificial teeth into five groups according to the application of sandblasting and primer (n=10). Shear bond strengths between denture base and artificial teeth were measured by universal testing machine. All measurements were analyzed by one-way ANOVA and Turkey test ($\alpha=.05$). Fracture mode of each specimen was analyzed. Microscopic evaluation was conducted by using a scanning electron microscope. **Results:** Unsurfaced treated group represented the lowest value. The primer groups had significantly higher result values ($P<.05$). Most specimens of the primer groups had cohesive failure. **Conclusion:** In 3D printing denture base resin group, mechanical and chemical surface treatment of artificial teeth has increased the shear bond strength. Therefore, if dentures are produced using 3D printing, proper mechanical and chemical treatment of artificial teeth is necessary for adhesion of dentures and artificial teeth. (*J Korean Acad Prosthodont* 2020;58:300-5)

Keywords: 3D Printing; Artificial teeth; Denture bases; Shear bond strength

서론

총의치는 통상적으로 열중합 polymethylmethacrylate (PMMA)를 이용하여 제작된다. PMMA는 저렴하고 기공 작업이 간편하며, 체적 안정성 및 색 안정성, 강도 등 물리적 성질이 우수하여 널리 사용되어왔다. 그러나 중합 과정 중의 수축으로 인하여 체적의 변형이 일어나며, 이는 의치의 유지력 저하와, 인공치의 변위를 야기하게 된다.¹

최근 의치 제작에 있어 computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM)을 이용하는 방법들이 소개되었다.² 현재 많이 사용하는 가공방식으로는 절삭 가공 방식

(subtractive approach)과 적층 가공 방식 (additive approach)이 있다. 절삭 가공 방식은 제조사가 공급하는 PMMA 블록을 기계적으로 절삭(milling) 하는 방식이다. 고압에서 중합된 PMMA 블록을 사용함으로써 의치상의 높은 강도와 중합 과정에서 발생하는 중합 수축이 없기 때문에 우수한 초기 적합도와 유지력을 얻을 수 있다.³⁻⁵ 적층 가공 방식은 신속조형기법(rapid prototyping) 또는 3D 프린팅으로도 불리며, 재료를 한 층씩 삼차원적으로 쌓아 올리며 제작하는 방식이다.⁶ 적층 가공 방식은 절삭 가공 방식으로 제작하기 어려운 복잡한 형태도 제작 가능하며, 재료의 낭비가 40%정도로 줄어들고, milling bur의 크기보다 작은 부위의 재현이 어려운 절삭 가공 방식에 비교해 세밀한

*Corresponding Author: Hyeong-Seob Kim

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University,
26, Kyunghedae-ro, Dongdaemun-gu, Seoul 02447, Republic of Korea
+82 (0)2 958 9342; e-mail, odontopia@khu.ac.kr

Article history: Received July 9, 2020 / Last Revision September 4, 2020 / Accepted September 29, 2020

©2020 The Korean Academy of Prosthodontics

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

부위의 재현이 용이하다.⁷ 현재 다양한 방식의 3D 프린터가 사용되고 있는데, 그 중 digital light processing (DLP) 방식은 광중합 액체 레진이 담긴 챔버 아래에 위치한 프로젝터에서 빛을 조사해 레진을 한 층씩 중합하여 제작하는 방식이다.⁸ DLP 방식은 고해상도, 빠른 출력 속도, 저렴한 비용 등으로 치의학 분야에서 많이 사용되고 있다. 이전의 연구에서 의치상 제작 시 절삭 가공 방식과 적층 가공 방식 모두 기존의 열중합이나 자가중합 방식과 비교하여 임상적으로 수용할만한 적합도를 보인다고 보고하였다.⁹

인공치의 탈락으로 인하여 의치를 수리하는 경우는 전체 의치 수리의 25 - 33% 비중을 차지하며, 이에 의치상레진과 인공치의 결합강도를 높이는 연구가 이루어져 왔고, 그 결과 인공치에 기계적인 유지구, 스크래치 된 표면, 모노머를 적용한 경우 결합력을 높일 수 있다는 연구결과가 보고되었다.¹⁰ 그러나 dimethacrylate를 주 성분으로 하는 광중합 의치상레진의 경우 인공치와 의치상의 적절한 결합력을 위해서는 인공치의 기계적, 화학적 표면처리가 필요하다고 보고되었다.¹¹ Fletcher-Stark 등¹²은 urethane di-methacrylate (UDMA)가 주성분인 광중합 의치상레진에서 인공치의 sandblasting 표면 처리 후 bonding agent를 적용한 경우 기존 열중합 의치상레진과 비교하여 높은 전단결합강도를 보인다고 하였다.

UDMA와 PMMA를 주 성분으로 하는 3D 프린팅 의치상레진으로 제작된 의치상과 시판되는 인공치아의 접착 방법에 대한 연구는 거의 보고되지 않았으며, 이를 위한 명확한 프로토콜이 없다. 본 연구에서는 다양한 표면처리에 따른 인공치와 3D 프린팅 의치상레진의 전단결합강도를 평가하고자 한다.

재료 및 방법

1. 연구 재료

3D 프린팅 의치상레진(DIONavi-Denture, Dio, Busan, Korea)을 사용하였으며, 인공치는 상악 중절치 인공치 (Endura Anterior®, Shoufu, Kyoto, Japan)를 사용하였다. 3D 프린팅 의치상레진과 인공치의 결합 증진을 위한 프라이머는 2종류가 사용되었다 (Table 1, Table 2).

2. 연구 방법

(1) 시편제작

상악 중절치 인공치를 모델스캐너(Rainbow Mill, Dentium, Seoul, Korea)를 이용하여 스캔 하였다. Open-source CAD 소프트웨어(MeshMixer, Autodesk, San Rafael, CA, USA)를 이용하여 인공치에 의치상과 만나는 부위를 표시하였고, 직육면체 (가로 20 mm × 세로 14 mm × 높이 8 mm) 의 블록을 불러와 디자인 하였다. 디자인된 블록에서 인공치에 offset 0.2 mm 설정하여 분리하여 3D 프린팅 의치상레진으로 3D 프린터(Phrozen Shuffle XL, Phrozen, Taiwan)를 이용하여 50개 출력하였다. 출력된 시편을 초음파 세척기에 에틸알코올로 약 5분간 세척하였다. 그 후 광중합기에서 자외선으로 15분 간 후경화(post curing) 시행하였다 (Fig. 1).

표면처리에 따라 5개로 분류하여 진행하였다. Group N은 인

Table 1. Materials of denture base resin and artificial teeth

Material	Fabrication type	Product name	Manufacturer	Composition
Denture base resin	3D printing	DIONavi - Denture	Dio, Busan, Korea	Urethane di-methacrylate, polymethyl methacrylate
Artificial teeth	-	Endura Anterior®	Shoufu, Kyoto, Japan	Urethane di-methacrylate, polymethyl methacrylate, micro fumed silica

Table 2. Composition and manufacturers' specifications of primer

Product name	Manufacturer	Composition
SR Connect	Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein	Methyl methacrylate (60 - 0%), polymethyl methacrylate (< 10%), dimethacrylate (20 - 0%) and catalysts (3 - %).
Signum connector	Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany	Methylmethacrylate (50 - 75%), polymethylmethacrylate, urethanedimethacrylate, diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide, photo-initiators

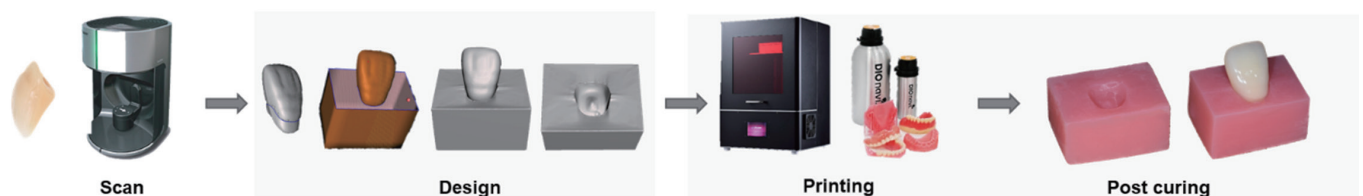


Fig. 1. Schematic illustration of sample fabrication of 3D printing denture base resin.

공치 표면에 아무 처리도 하지 않은 그룹이며, group SB는 인공치에 sandblasting 표면처리만 시행하였고, group M은 인공치에 sandblasting 표면처리 후 모노머를 적용하였다. Group C1은 인공치에 sandblasting 표면처리 후 프라이머(SR Connect, Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein) 적용하여 광중합 실시하였으며, group C2는 인공치에 sandblasting 표면처리 후 프라이머(Signum connector, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) 적용하여 광중합 실시하였다. 각 군의 표면처리는 다음과 같다 (Table 3).

인공치의 표면처리 후 인공치와 의치상시편은 액체상태의 3D 프린팅 의치상레진을 이용하여 후경화를 통해 부착하였다.

(2) 전단결합강도 측정

본 실험에서 전단결합강도는 만능 재료시험측정기(Mod. 1130, Instron Corporation, Canton, MA, USA)를 사용하여 측정

Table 3. Groups of the specimen

Group name	Surface treatments of artificial teeth
N	No treatment
SB	Sandblast
M	Sandblast + monomer (Vertex RS; Dentimax, Zeist, Netherland)
C1	Sandblast + primer (SR Connect; Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein)
C2	Sandblast + primer (Signum connector; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany)

하였다. 인공치가 매몰된 시편의 하단 부위를 고정시킨 후, 인공치 구개측 절단면에서 2 mm 떨어진 위치에 crosshead speed 0.5 mm/min로 파절이 일어날 때까지 힘을 가하였다. 전단결합강도는 파절이 일어날 때의 최대 하중 (N)을 측정하였다 (Fig. 2).

(3) 파절 유형 관찰

파절이 일어난 50개 시편에 백금 코팅한 후 주사전자현미경 (JSM-5200, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

파절 유형은 인공치와 의치상으로부터 깨끗하게 분리된 경우 접착파절(adhesive failure), 의치상이나 인공치 부분에서 파절이 발생한 경우 응집파절(cohesive failure), 접착파절과 응집파절이 동시에 복합적으로 발생한 경우, 복합파절(mixed failure)로 구분하였다.

(4) 통계분석

모든 데이터는 그룹별로 Komogorov-Smirnov test 및 Shapiro-Wilk test를 통하여 정규성 및 등분산 검정을 시행하였다. 그 후 유의수준 95%로 설정하여, one way analysis of variance (ANOVA)를 통해 각 군별 유의성을 확인하였고, Tukey's HSD를 통해 유의성의 차이가 나는지 사후 검정을 시행하였다. 통계 분석은 SPSS 21.0 (IBM, Chicago, IL, USA)을 이용하였다.

결과

1. 전단결합강도

3D 프린팅 의치상레진과의 접착에서 인공치의 표면처리에 따른 전단결합강도를 비교한 결과 group N에서 가장 낮은 값을 나타내었으며, group SB, M과 비교하여 group C1, C2에서 유의하게 높은 결과 값을 나타내었다 ($P < .05$)(Table 4, Fig. 3).

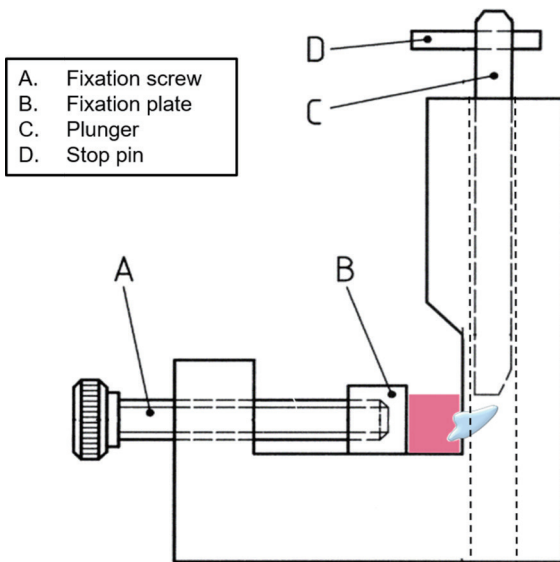


Fig. 2. Apparatus for testing shear bond strength according to ISO 10477.

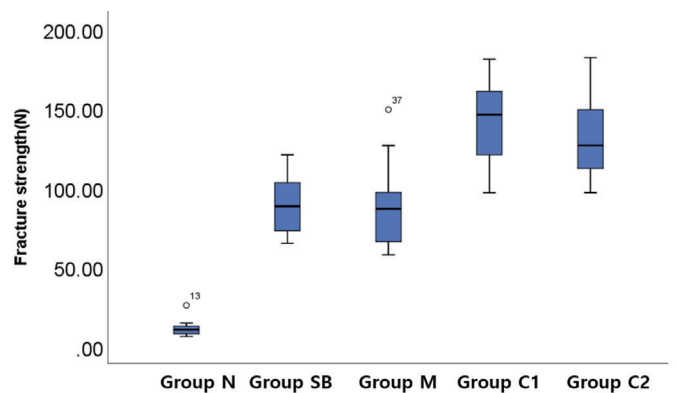
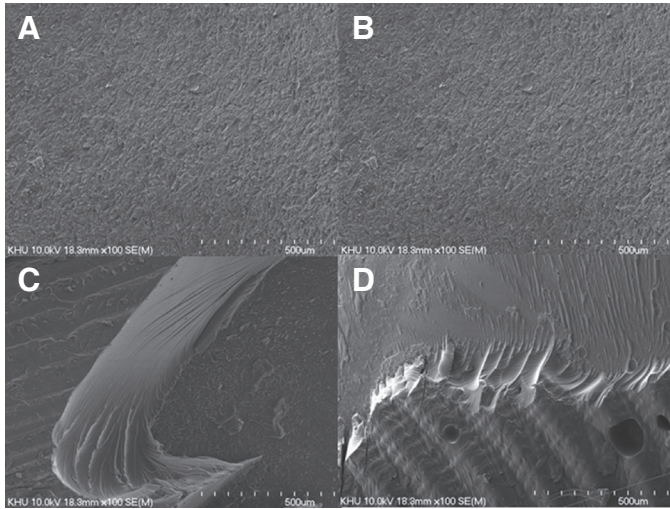


Fig. 3. Mean shear bond strength of all tested group.

Table 4. Mean shear bond strength (MPa) and Failure types

Group	N	Mean (SD)	Adhesive failure	Cohesive failure	Mixed failure
N	10	11.405 (7.311)	10	0	0
SB	10	90.008 (20.770)	0	0	10
M	10	89.514 (28.754)	0	0	10
C1	10	142.540 (26.199)	0	10	0
C2	10	132.547 (27.734)	0	9	1

**Fig. 4.** Fractured surface by FE-SEM images (magnification $\times 100$); (A) group SB, (B) group M, (C) group C1, (D) group C2.

2. 파절유형

시편의 파절양상은 Table 4와 같다 (Fig. 4). Group N에서 접착파절이 100% 일어났다. Group SB, M에서 혼합파절이 100% 일어났으며, group C1은 응집파절이 100%, group C2는 응집파절이 90% 일어났다.

고찰

본 연구에서는 인공치의 표면처리에 따른 인공치와 3D 프린팅 의치상레진과의 전단결합강도를 측정하여 표면처리방법에 따른 접착강도의 차이를 비교하여 이를 임상적으로 참고하고자 하였다.

총의치 제작 시 사용되는 인공치의 종류는 도재치와 레진치가 있으며, 레진치는 가공된 고분자매트릭스에 PMMA beads와 color pigment로 구성되어있다. 레진치가 임상에서 선호되는 이유는 도재치와 달리 의치상과 미세화학적 결합을 하며, 교합조정이 쉽기 때문이다. 의치상과 레진치의 화학적 결합은 미중합된 의치상의 모노머가 레진치아의 고분자사이에 파고들어 형성되며, 이를 swelling phenomenon이라고 한다.¹⁰ 이렇게 파고들어서 생긴 층을 interpenetrating polymer network layer (IPN layer)

라고 하며, 이 층이 두꺼울수록 의치상과 인공치의 높은 결합강도를 보인다.¹³ 인공치에 기계적인 유지구를 부여하거나, 스크래치를 준 경우, 인공치에 모노머를 적용한 경우 의치상과 인공치아의 결합강도를 증가시킬 수 있다. 그러나 di-methacrylate를 주 성분으로 하는 광중합 의치상레진의 경우 인공치와 화학적 결합이 일어나지 않으며, 따라서 결합강도를 높이기 위한 인공치의 표면처리방법이 연구되었다. 이번 연구에서 사용한 DLP 3D 프린터용 의치상레진의 경우 광중합방식과 같은 방식의 경화방식을 가지기 때문에 의치상레진과 인공치와의 화학적 결합이 일어나지 않았다. 광중합의치상과 인공치와의 결합강도에 대한 기존 연구들에서 Hayakawa 등¹⁴은 광중합의치상에서 bonding agent의 사용이 전단결합강도를 증가시킨다고 하였다. Yanikoglu 등¹⁵은 광중합 의치상레진의 경우 인공치의 산부식 후 bonding agent를 적용한 경우 결합강도가 높게 나왔으며, 인공치의 모노머 적용은 결합강도에 영향을 미치지 않는다고 하였다. Fletcher-Stark 등¹²은 인공치의 기계적인 표면처리와 bonding agent의 사용이 결합강도를 높인다고 하였다.

본 연구에서는 3D 프린팅 의치상레진과 인공치와의 전단결합강도를 높이기 위해 기계적 처리방식인 sandblasting과 화학적 처리방식인 모노머와 2가지 종류의 프라이머를 사용하여 진행하였다. 아무 처리 하지 않은 그룹(group N)과 비교하여 sandblasting 처리한 그룹(group SB)과 sandblasting 처리 후 모노머를 적용한 그룹(group M)에서 유의하게 높은 결합 강도를 나타내었으나, 파절유형은 혼합파절을 보이며, 인공치와 의치상의 화학적 결합이 이루어 지지 않았음을 확인 할 수 있었다. 프라이머를 처리한 그룹(group C1, group C2)에서 통계적으로 유의하게 높은 전단결합강도가 측정되었다. 파절유형 또한 프라이머를 처리한 경우, group C2에서 1개의 시편을 제외하고 모두 응집파절의 양상을 보여 의치상레진과 인공치와 화학적 결합이 이루어졌다고 판단할 수 있으며, 이는 광중합의치상과 인공치와의 접착강도에 대한 선행연구와 유사한 결과이다.

3D 프린팅 의치상레진과 시판되는 인공치아의 접착 시 기계적·화학적 처리가 접착 강도를 유의하게 증가시킴을 확인 할 수 있었으나, loading 환경이 실제 구내 환경과 같지 않다는 점이고, 구강 내 온도변화와 침분비 등의 상황이 고려되지 않았다. 이는 추후 cyclic loading과 thermocycling 등의 방법을 통하여 보완할 수 있을 것으로 생각된다.

결론

인공치의 표면처리방법에 따른 3D 프린팅 의치상레진과 인공치와의 전단결합강도를 비교하였을 때 기계적·화학적 표면처리는 전단결합강도를 증가시켰으며, 특히 프라이머를 처리했을 때 가장 높은 전단결합강도를 확인할 수 있었다.

3D 프린팅 의치상레진에 인공치를 결합 시 인공치의 기계적·화학적 표면처리는 전단결합강도를 증가시켜 3D 프린팅 방식을 사용하여 의치를 제작할 경우 기계적·화학적 표면처리를 통해 인공치의 탈락을 줄일 수 있으며, 특히 sandblasting과 프라이머를 처리하는 방법이 추천된다.

ORCID

Jeehye Choi <https://orcid.org/0000-0003-1397-0391>
 Younghoo Lee <https://orcid.org/0000-0001-8657-159X>
 Seoung-jin Hong <https://orcid.org/0000-0002-7460-8487>
 Janghyun Paek <https://orcid.org/0000-0002-1286-3140>
 Kwantae Noh <https://orcid.org/0000-0003-3480-7737>
 Ahran Pae <https://orcid.org/0000-0001-8758-0754>
 Kung-Rock Kwon <https://orcid.org/0000-0002-9777-8980>
 Hyeong-Seob Kim <https://orcid.org/0000-0002-0964-0288>

References

1. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J American Dent Assoc* 1960;61:413-30.
2. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107:34-46.
3. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent* 2013;109:361-6.
4. Kattadiyil MT, AlHelal A. An update on computer-engineered complete dentures: A systematic review on clinical outcomes. *J Prosthet Dent* 2017;117:478-85.
5. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2016;116:249-56.
6. Steinmassl PA, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of currently available CAD/CAM denture systems. *Int J Prosthodont* 2017;30:116-22.
7. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry; A review. *Rapid Prototype J* 2009;15:216-25.
8. dos Santos GB, Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:571-6.
9. Hwang HJ, Lee SJ, Park EJ, Yoon HI. Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent* 2019;121:110-7.
10. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture-a survey. *Br Dent J* 1994;176:342-5.
11. Palitsch A, Hannig M, Feger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *J Dent* 2012;40:210-21.
12. Fletcher-Stark ML, Chung KH, Rubenstein JE, Raigrodski AJ, Mancl LA. Shear bond strength of denture teeth to heat- and light-polymerized denture base resin. *J Prosthodont* 2011; 20:52-9.
13. Vallittu P, Ruyter I, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-9.
14. Hayakawa I, Hirano S, Nagao M, Matsumoto T, Masuhara E. Adhesion of a new light-polymerized denture base resin to resin teeth and denture base materials. *Int J Prosthodont* 1991;4:561-8.
15. Yanikoglu DN, Duymus DZ, Bayindir DF. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *Int Dent J* 2002;52:20-4.

인공치의 표면처리가 3D 프린팅 의치상레진과의 전단결합강도에 미치는 영향

최지혜 · 이영후 · 홍성진 · 백장현 · 노관태 · 배아란 · 권공록 · 김형섭*

경희대학교 치과대학 치의학전문대학원 치과보철학교실

목적: 인공치의 표면처리가 3D 프린팅 의치상레진과의 전단결합강도에 미치는 영향을 알아보고 임상적용에 있어 참고하기 위함이다.

재료 및 방법: 3D 프린팅 의치상레진을 3D 프린터를 이용하여 시편을 제작하였고, 인공치의 표면처리는 sandblasting, 프라이머의 적용 유무에 따라 5 가지 군으로 나누어, 각 군마다 10개씩 진행하였다. Universal testing machine을 이용하여 전단 결합 강도를 측정하였고, 측정값은 one-way ANOVA 로 통계분석 후 Turkey test를 통해 사후검정하였다. 이후 파절된 시편을 주사전자현미경을 이용하여 관찰하였다.

결과: 평균전단결합강도는 표면 처리 하지 않은 군에서 가장 낮은 값을 나타내었으며, 프라이머 처리한 군에서 유의하게 높은 결과 값을 나타내었다 ($P < .05$). 또한 프라이머 처리한 군에서 대부분 응집파절을 나타내었다.

결론: 3D 프린팅 의치상레진에 인공치를 결합 시 인공치의 기계적·화학적 표면처리는 전단결합강도를 증가시켜 3D 프린팅 방식을 사용하여 의치를 제작할 경우 기계적·화학적 표면처리를 통해 인공치의 탈락을 줄일 수 있으며, 특히 sandblasting 과 프라이머를 처리하는 방법이 추천된다. (대한치과보철학회지 2020;58:300-5)

주요단어: 3D 프린팅; 인공치; 의치상레진; 전단결합강도

*교신저자: 김형섭

02447 서울 동대문구 경희대로 26 경희대학교 치과대학 치과보철학교실

02 958 9342: e-mail, odontopia@khu.ac.kr

원고접수일: 2020년 7월 9일 / 원고최종수정일: 2020년 9월 4일 / 원고채택일: 2020년 9월 29일

© 2020 대한치과보철학회

이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 4.0 대한민국 라이선스에 따라 이용하실 수 있습니다.