



실험용 3D 프린팅 의치상용 레진의 기계적 성질과 생체적합성

박다령¹, 배지명^{2,*}

¹원광보건대학교 치기공과

²원광대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료·매식연구소

Mechanical properties and biocompatibility of experimental 3D printing denture base resin

Da-Ryeong Park¹, Ji-Myung Bae^{2,}*

¹*Department of Dental Laboratory, Wonkwang Health Science University, Iksan, Korea*

²*Department of Dental Biomaterials and Institute of Biomaterials·Implnat, College of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Korea*

This study was conducted to compare the flexural properties and biocompatibility of experimental 3D printing resins with commercial 3D-printing resins and conventional denture base resin. Auto polymerized pour-type denture base resin (RESS LT; Retec, Germany) was used as a control group. A commercial 3D printing denture base resin, NextDent (Base, Vertex Dental, Soesterberg, Netherlands) and two 3D printing resins, White prototyping resin (PR57-W, Autodesk, USA) and Clear prototyping resin (PR48, Autodesk, USA) were compared. Experimental 3D printing resins (E1, E2, E3) were made with different ratios of dimethacrylates. DLP 3D printer (VIDA, Envisiontec) was used for 3D printing. The specimens (64×10×3.3 mm) were made based on the protocol of ISO 20795-1. The flexural strength and flexural modulus were measured by a universal testing machine (Z020, Zwick, Germany) at a crosshead speed of 5 mm/min. MTT test was performed to evaluate the cell viability. The flexural strength and flexural modulus of E2 were significantly higher than those of other groups ($p < 0.05$). Biocompatibility of all experimental 3D printing resins were not significantly different from negative group ($p > 0.05$). E2 is considered to be a promising material as a denture base resin for 3D printing.

Key words: 3D printing, Denture base resin, Flexural properties, Biocompatibility

Da-Ryeong Park (ORCID: 0000-0002-4801-0908)

Correspondence: Ji-Myung Bae (ORCID: 0000-0002-8607-8604)
460 Iksan-daero, Iksan city, Jeonbuk, 54538, Republic of Korea
Affiliation: Department of Dental Biomaterials and Institute of Biomaterials and Institute of Biomaterials and Institute of Biomaterials, College of Dentistry, Wonkwang University, 54538, Iksan, Korea
Tel: +82-63-850-6859, Fax: +82-63-850-6859
E-mail: baejimy@wku.ac.kr

Received: Dec. 10, 2019; Revised: Dec. 16, 2019; Accepted: Dec. 18, 2019

서론

총의치는 약 70년 전부터 methyl methacrylate (MMA)를 임상에 적용하기 시작하였는데, MMA는 이상적인 기본 재료로서의 요구조건을 모두 충족하여 현재 제작되는 총의치의 95%를 차지할 만큼 선호되는 재료이다. 하지만 의치제작은 치과의사와 치과기공사의 숙련된 기술에 의존하고, 제작시간이 많이 소요되며 매우 복잡하고 번거로운 작업이 많다. 따라서, 3D 프린팅은 총의치를 제작하는데 따르는 복잡성과 기술적 민감성을 줄이는데 많은 도움이 될 수 있다(1, 2). 시간이 많이 소요되는 금속소부도재관, 계속가공의치, 국소의치 등은 기공사의 역량에 따라 왁스 패턴의 질이 좌우된다. 그러나 모델링 소프트웨어를 가지고 있는 CAD와 3D 프린터를 사용하면 일정한 두께의 패턴을 구현해 정교한 제작을 가능하게 되었다. 이에 따라 보철물의 정확성을 높이고, 기존의 제작공정을 단순화시켜 제작시간을 단축시킬 수 있게 되었다(3-5).

CAD/CAM (computer-aided design and manufacture)과 3D 프린팅은 수년 동안 제품 개발 분야에서 광범위하게 사용되었다. 1980년대부터 치과분야에서 CAD/CAM 기술이 보철분야에 적용되기 시작하였고(6, 7). 최근 3D 프린팅으로 임시 크라운, 교정용 모델, surgical 가이드 등을 제작할 수 있다(8-10). 3D 프린팅은 일정한 두께로 연속적으로 적층하여 CAD 모델링 형상과 동일 형상의 제품을 제작하는 적층제조법(additive manufacturing, AM), 쾌속조형(rapid prototyping, RP), 자유형상조형(solid freeform fabrication, SFF), 적층조형(layered manufacturing, LM) 등의 용어로도 불린다(11). 3D 프린팅은 3차원 형상의 2차원 단면 형상을 원료 혹은 재료의 특징에 따라 분말 또는 액상 소재의 재료로 층층이 쌓아 올려 제품을 제작한다. 액체를 사용하는 방식은 광중합 특성을 가진 폴리머에 레이저를 조사하여 얇은 층을 생성하여 적층시키는 방법으로 정밀도가 높다는 장점을 가지고 있다. 통상적으로 3D 프린팅의 광 유도 층 두께는 약 50-200 μm 범위를 갖는다(12). 본 연구에서는 총의치의 가장 중요한 요소 중 하나인 정확도를 높이기 위하여 액체상태의 광경화성 수지에 레이저 등의 빛을 투사하여 적층하는 정밀도가 높은 DLP (digital light processing)방식의 3D 프린터를 사용하였고, 내구성을 고려하여 조밀한 구조를

갖추기 위한 적정 수준인 100 μm 로 적층하여 시편을 제작하였다.

현재까지 CAD/CAM이나 3D 프린팅 기술의 사용은 주로 고정성 보철에 초점을 맞추고 있다. 대조적으로 CAD/CAM이나 3D 프린팅을 이용한 총의치와 같은 가철성 보철물에 대한 논문은 거의 없어서 3D 프린팅과 함께 사용할 수 있는 새로운 의치상용 레진 재료에 대한 개발의 필요성이 대두되고 있다(13-16).

현재 3D 프린팅 레진은 여러 종류가 있지만 색조와 강도에서 많은 부족함이 나타나고 있다. 시중에 판매되고 있는 3D 프린팅 의치상용 레진 중에서 상용되고 있는 것은 아직까지 NextDent라는 제품 한가지이고 많은 회사에서 개발 단계에 있다. 본 실험실에서도 기계적 성질과 생물학적 성질을 만족시키는 3D 프린팅용 의치상용 레진을 개발하기 위한 연구를 수행하여 3가지 실험용 레진을 개발하였다. 이에 본 연구에서는 이 실험용 3D 프린팅용 의치상용 레진을 시중에 판매되고 있는 3D 프린팅 의치상용 레진 및 일반 3D 프린팅 레진과 자가중합형 유동성 의치상용 레진의 기계적 성질과 생체적합성을 비교 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 레진 시편 제작

본 연구에서는 대조군으로 유동성 의치상용 레진(PRESS LT, Retec, Baesweiler, Germany)을 사용하였다. 시중에 판매되고 있는 3D 프린팅 레진인 White prototyping resin (PR57-W, Autodesk, San Rafael, USA)과 Clear prototyping resin (PR48, Autodesk, San Rafael, USA)도 비교하였다. 3D 프린팅 의치상용 레진으로 시판되는 NextDent (Base, Vertex Dental, Soesterberg, Netherlands)도 비교하였다 (Table 1).

실험군으로 단량체인 Bis-GMA (Shin-Nakamura Co., Japan)와 UDMA, 희석제로 TEGDMA, 광중합제로 Ethyl 4-(dimethylamino) benzoate를 넣고, 광개시제인 diphenyl (2, 4, 6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide를 섞어 각각 80 g의 3D 프린팅 resin (E1, E2, E3)을 제작하였다(Table 2). E3는 의치상의 자연스러운 색상을 재현하고자 E2 조성

Table 1. Materials used in the study

Type	Name	Code	Curing mode	Company	Lot No.
Commercial	Press LT	Press	Self-curing	Retec	26632
	White	White	3D printing	Autodesk	L215JD9669
	Clear	Clear	3D printing	Autodesk	1122016-AL-2
Experimental	NextDent Base	NextDent	3D printing	Vertex Dental	XR383N11
	Experimental resin (E1)	E1	3D printing	Experimental	
	Experimental resin (E2)	E2	3D printing	Experimental	
	Experimental resin (E3) (E2+Colorant)	E3	3D printing	Experimental	

Table 2. Components of Experimental 3D printing resins (unit: %)

Contents	E1	E2	E3
Bis-GMA (bisphenol A glycol dimethacrylate)	14	16	16
UDMA (urethane dimethacrylate)	20	30	30
TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate)	19	25	25
pentaerythritol tetraacrylate	22	12	12
di(trimethylolpropane)tetraacrylate	22	15	15
Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide	0.50	0.5	0.5
Ethyl 4-(dimethylamino)benzoate	2	2	2
Titanium oxide	-	-	0.15
Erythrosin B	-	-	0.001

Erythrosin B 색소와 325 mesh 입자 크기를 가진 titanium oxide (Alfa Aesar, USA)를 첨가시켰다(Table 2). Bis-GMA 와 titanium oxide를 제외한 다른 모든 재료는 Sigma-Aldrich (USA) 회사 제품이었다.

빛이 투과되지 않도록 알루미늄 호일로 덮은 갈색병에 각 성분을 0.05 g의 정확도를 가진 저울(BH-3000, Excell, Hsinchu, Taiwan)로 측정하였다. 열이 가해지는 교반기 (RCH-3, Tokyo Rikakikai co., Ltd., Tokyo, Japan) 위에 비커의 물을 40°C로 맞추어 240 rpm의 over-head stirrer (RW20DZM,n, Ika-Werke GmbH & Co.KG, Breisgau, Germany)로 1시간 동안 혼합하였다.

기성품과 실험군으로 제작한 3D 프린팅 레진은 DLP type

3D 프린터(Vida printer, Envisiontec., Germany)를 이용하여 100 μ m씩 적층하여 출력하였고, 모든 시편은 ISO 20795-1 규격에 따라 64 mm×10 mm×3.3 mm로 제작하였다(17). Digital Light Processing-UV (LC-3DPrint[®], NextDent, Soesterberg, Netherlands)를 이용하여 20분 동안 후중합 처리를 시행하였다(Figure 1).

유동성 의치상용 레진(Press LT)은 퍼티 인상재로 65 mm×11 mm×4 mm 크기의 몰드를 제작하여 시편을 제작하였다. 몰드에서 제거한 시편은 SiC 연마지 200, 600, 800, 1,200번으로 시편의 양면을 순차적으로 연마하여 ISO 규격인 64 mm×10 mm×3.3 mm 크기로 최종시편을 제작하였다.

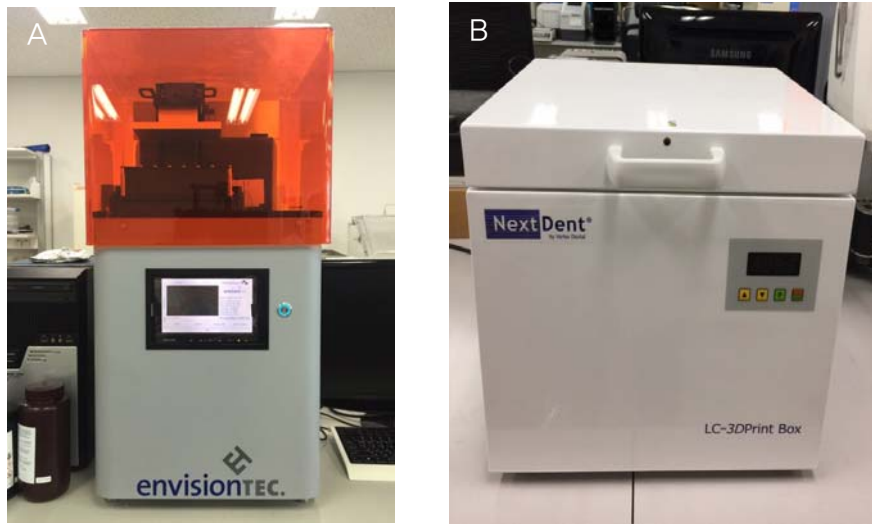


Figure 1. (A) DLP type 3D printer, (B) post-cure UV-light curing unit.



Figure 2. Viscometer to measure the viscosity of resin tested in the experiment.

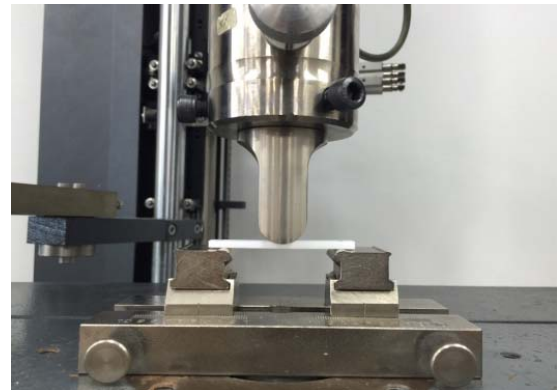


Figure 3. Testing of flexural strength and flexural modulus using a universal testing machine.

2. 점도 측정

시판되는 3D 프린팅 레진과 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진 모두 3D 프린터로 출력하기 전 점도계(DV2T Rheometer, Brookfield, USA)를 이용하여 점도 측정을 시행하였다(Figure 2). Cooling system을 이용하여 시편의 온도를 25℃로 유지시켰다. 점도계의 No. 21 spindle을 사용하여 150 rpm의 속도로 점도를 측정하였다. 각 시편당 3번씩 측정하여 평균값을 계산하였다.

3. 기계적 성질

제작된 시편은 실험을 할 때까지 밀폐된 용기 내에 증류수를 담아 37℃ 건조기(FO-600M, Jeio Tech., Kimpo, Korea)에서 (24±2)시간 동안 보관하였다. 만능시험기(Z20, Zwick, Ulm, Germany)를 이용하여 support 간격은 50 mm로 고정시키고, 5 mm/min의 cross-head speed로 굴곡강도와 굴곡계수를 측정하였다(Figure 3).

4. MTT test

RPMI (RPMI-1640 MEDIUM 1X+2,05 mL -Glutamine)에 10% FBS와 항생제(Penicillin Streptomycin, Life technologies corporation, Carlsbad, USA)를 첨가한 배지를 이용하여 37°C, 5% CO₂배양기(MCO175, Sanyo Electric Biomedical Co. Lit., Osaka, Japan)에서 L-929 세포(NCTC clone 929: CCL 1, ATCC)를 배양하였다.

모든 시편은 ISO 10993-5에 따라 표면적이 3 cm²/ml가 되도록 계산하여 배지의 양을 구한 후, 시편과 함께 넣어 37°C 건조기에서 24시간 동안 추출하였다(25). 음성대조군으로 EO gas로 소독한 aluminium oxide ceramic rod (Samhwa Ceramic Company, Seoul, Korea)를 사용하였고, 양성대조군으로는 1% Phenol (OCI Company Ltd, Seoul, Korea)을 사용하였다. L-929 세포를 96 well plate에 1×10⁴ cells/well가 되도록 100 μL씩 분주하고, 37°C의 5% CO₂ 배양기에서 24시간 동안 세포를 부착시켰다. 그런 다음, 90 μL 배지와 10 μL 추출액을 넣어 37°C 유지하는 CO₂ 배양기에서 다시 24시간 배양하였다. PBS buffer에 1 mg/mL 녹인 MTT용액을 50 μL씩 첨가하고, 37°C 유지하는 5% CO₂ 배양기에서 3시간 동안 보관하였다. 그 후 배지를 제거하고, Isopropanol를 100 μL 넣은 후 혼합기로 혼합하였다. Enzyme-linked immuno-assay reader (Spectra MAX250, Molecular Devices Co, USA)로 570 nm에서 흡광

도를 측정하였다. 세포활성도는 음성대조군의 MTT 환원을 100%로 표준화하여 대조군과 비교하여 백분율로 표시하였다. ISO 10993-5:2009(E) 규격에 따라 70% 이상일 경우 독성이 없다고 판단하였다(18).

5. 통계 분석

모든 레진의 굴곡강도와 굴곡계수, 점도, MTT의 평균값은 IBM SPSS 프로그램(SPSS 22.0; IBM Co., Armonk NY, USA)을 이용하여 일원배치분산분석(one-way ANOVA)으로 통계처리하고, 사후검정으로 Scheffé test를 시행하였다($\alpha=0.05$).

결 과

1. 굴곡강도와 굴곡계수

국제표준규격 제 20795-1호(ISO 20795-1:2008)에서는 자가 중합 레진의 기준값은 60 MPa 이상으로 규정되어 있다. 실험용 3D 프린팅용 레진 E1 (98,20±7,88 MPa), E2 (116,10±7,56 MPa), E3 (110,49±6,60 MPa)는 모두 의치상용 열중합 레진의 기준값인 65 MPa를 만족시키는 결과를 보였다. 굴곡강도는 실험용 3D 프린팅으로 제작된 E2가 가장 유의성 있게 높은 굴곡강도를 나타냈고($p<0.05$), E3와는 차이가 없었다($p>0.05$; Figure 4).

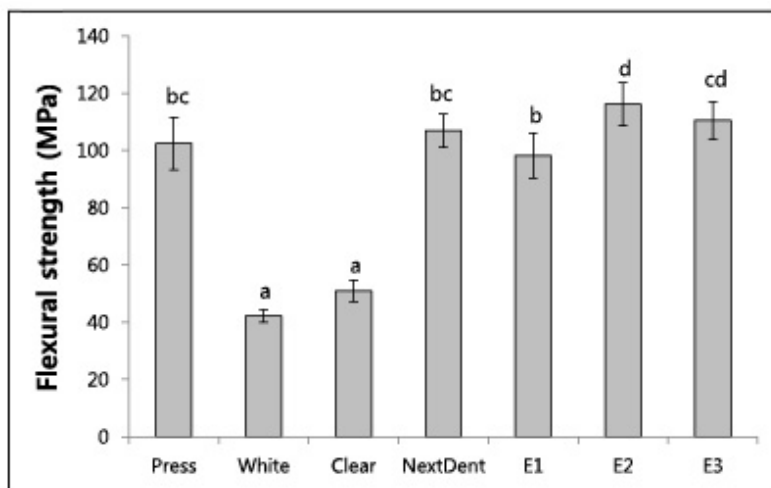


Figure 4. Flexural strengths of experimental 3D printing denture base resins in comparison of commercial 3D printing resins and conventional denture base resin. Different lowercase letters are significantly different among the resins by one-way ANOVA and Scheffé test at $\alpha=0.05$.

굴곡계수는 3D 프린팅용 레진으로 제작된 E2가 가장 유의성있게 높은 굴곡계수를 보였다($p < 0.05$). 국제표준규격 제 20795-1호(ISO 20795-1:2008)에 따르면 의치상용 열중합 레진의 굴곡계수 기준값은 2 GPa 이상, 자가중합 레진의 기준값은 1.5 GPa 이상으로 규정되어있다. 실험용 3D 프린팅 레진 E1 (2.50 ± 0.10 GPa), E2 (2.96 ± 0.09 GPa), E3 (2.51 ± 0.01 GPa)은 모두 의치상용 열 중합 레진의 기준을 만족시키는 결과를 나타내었다(Figure 5).

2. 점도

기성품 3D 프린팅용 의치상용 레진인 NextDent가 가장 높은 점도를 보였고, 실험용 3D 프린팅용 의치상용 레진은 E3>E1>E2 순의 점도를 나타내었다($p < 0.05$; Figure 6).

3. MTT test

양성대조군과 White 군을 제외한 모든 레진 군이 세포활성도 70% 이상을 나타내었다. White 군을 제외한 모든 레진 군이 음성대조군과 유의성 있는 차이를 나타내었다($p > 0.05$; Figure 7).

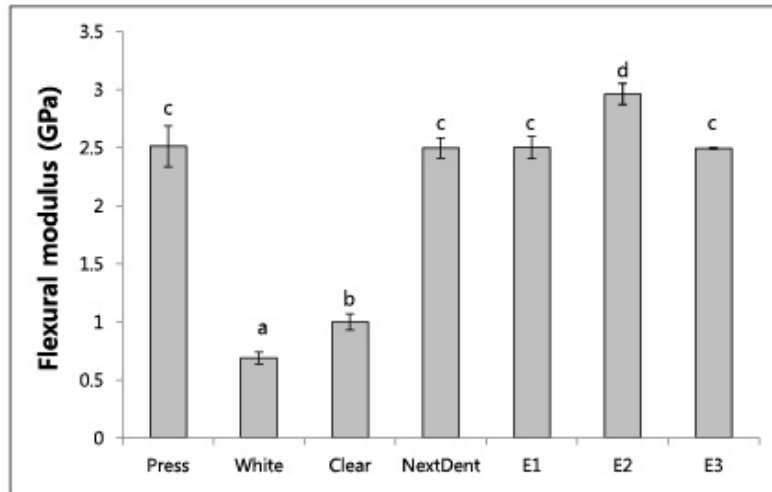


Figure 5. Flexural modulus of experimental 3D printing denture base resins in comparison of commercial 3D printing resins and conventional denture base resin. Different lowercase letters are significantly different among the resins by one-way ANOVA and Scheffé test at $\alpha = 0.05$.

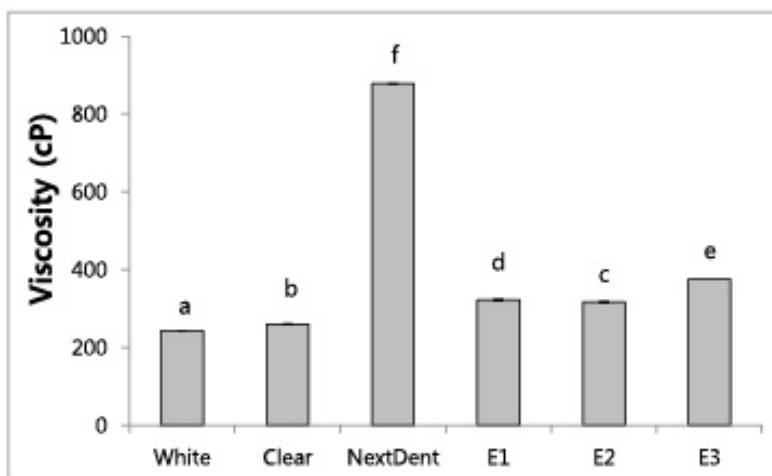


Figure 6. Viscosity of 3D printing resins. Different lowercase letters are significantly different among the resins by one-way ANOVA and Scheffé test at $\alpha = 0.05$.

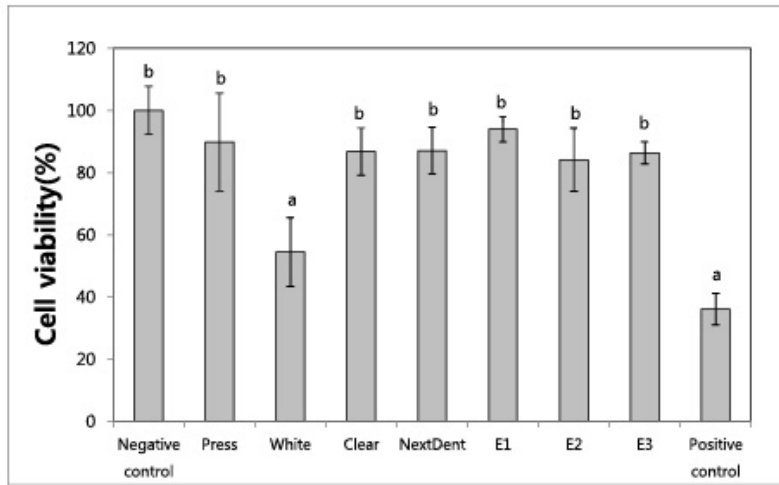


Figure 7. Cell viability was expressed as percentage means and standard deviations of MTT conversion, normalized to the 100% conversion of negative control. Different lowercase letters are significantly different among the 3D printing resins by Scheffé test at $\alpha = 0.05$.

고 찰

본 연구는 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진, 기존에 사용되고 있는 자가중합형 유동성 의치상용 레진, 그리고 시판되는 의치상용 3D 프린팅 레진과 공업용 3D 프린팅 레진의 기계적 성질과 생체적합성을 비교 평가하였다. 실험 결과, 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진 중 E2는 시판되고 있는 유동성 의치상용 레진과 일반 3D 프린팅 레진보다 굴곡강도와 굴곡계수가 뛰어났고, 세포활성도는 차이가 없었다.

SLA 또는 DLP 공정에 사용되는 광 중합체는 올리고머, 단량체 및 광개시제의 화합물로서 고품질의 입체 3D 대상을 출력한다. 치과용 resin의 제조에 가장 널리 사용되는 단량체는 Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, 그리고 bisphenol A ethoxylated dimethacrylate (Bis-EMA)가 있다. 일반적으로 이러한 단량체들을 혼합하여 사용한다. 단량체의 선택은 단량체의 반응성, 점도 및 중합속도뿐만 아니라 resin의 기계적 성질, 물 흡수 및 팽창에 많은 영향을 미친다(19, 20).

본 연구에서는 3D printing으로 사용 가능한 광경화성 단량체 중 Pentaerythritol tetraacrylate와 di(trimethylolpropane) tetraacrylate를 선택하였고, 가장 널리 사용되고 있는 치과용 레진 단량체인 bis-GMA, UDMA를 혼합하여 레진을 제작하였다. 광개시제 또한 DLP printer의 통상적인 광파장대인 395~410 nm의 범위를 갖는 diphenyl(2, 4,

6-trimethyl benzoyle) phosphine oxide를 적용하였고, 보다 높은 중합률을 위하여 광증감제인 ethyl 4(dimethylamino) benzoate를 혼합하였다. 이러한 성분의 차이가 다른 3D 프린팅용 레진에 비해 높은 굴곡강도와 굴곡계수를 보인 요인 중의 하나일 것이다.

레진의 단량체는 점도에도 큰 영향을 미친다. 점도는 출력률의 강도와 정밀도에 영향을 미치게 된다. 본 실험에서도 3D 프린팅에 적합한 점도를 가지는 레진을 제작하기 위해 실험에 사용된 모든 레진의 점도를 측정 한 결과를 보면 시판되고 있는 3D 프린팅 레진 중 NextDent의 점도가 가장 높은 값(877 ± 1.5 cP)을 나타내었고, White가 가장 낮은 값(242 ± 0.6 cP)을 나타내었다($p < 0.05$). 점도가 낮은 White와 Clear는 굴곡강도와 굴곡계수 또한 낮은 측정값을 나타내었다. NextDent는 이보다 높은 굴곡강도와 굴곡계수를 나타내었지만, 높은 점도로 인해 출력 후 과잉 중합된 슬러리들이 남아있는 단점이 있었다. 실험용 3D 프린팅용 레진 군들의 점도는 NextDent보다는 낮았지만 White보다는 높았는데, 이는 3D 프린팅에 적절한 흐름성으로 인해 높은 출력 정밀도와 높은 굴곡강도와 굴곡계수를 나타낸 것으로 사료된다.

높은 해상도와 정확성이 DLP 프린팅의 장점이지만, 액체 포토 폴리머가 통 내부에서 완전히 경화되지 않기 때문에 대부분의 경우 후중합 과정이 필요하다. 그러나 후중합 과정

은 제품의 상대적으로 얇은 영역에서 뒤틀림이나 말림 현상을 일으킬 수 있다(20, 21). 따라서, 본 연구에서도 보다 높은 중합도를 위하여 3D 프린팅된 시편을 후중합 처리하였다. 두께가 일정한 직사각형의 시편을 후중합 처리하였을 때 뒤틀림이나 말림현상은 관찰되지 않았다. 그러나 임상 적용 시 3D 프린터로 출력된 의치에서는 치간유두와 같이 비교적 얇거나 예리한 부분이 있으므로 후중합 처리 시 변형되는지 확인하고 그에 따른 대책을 마련해야 할 것으로 사료된다.

3D 프린터로 제작된 의치는 기존의 자가중합형 의치상용 레진에 비해 낮은 심미성을 나타내었다. 앞으로 재료가 더욱 향상되어 치아와 치은색과 비슷한 3D printing 재료의 개발이 이루어져야 할 것이다. 이러한 재료가 올바르게 적용되면 심미성이 크게 향상될 것이다(22, 23). 따라서, 본 연구에서는 3D 프린팅 의치상용 레진을 제작과 더불어 자연스러운 치은의 재현을 위하여 붉은 계열 색소와 불투명도를 높일 TiO₂를 첨가하여 실험을 진행하였다. 그 결과 색소와 TiO₂를 첨가한 실험군인 E3은 굴곡강도(110.49±6.60 MPa), 굴곡계수(2.51±0.01 GPa), MTT test 모두 ISO 기준에 적합한 결과값을 나타내었다. 치은색과 유사한 색을 재현하여 제작된 의치상용 레진(E3)은 기계적 물성과 생물학적 성질, 그리고 심미성까지 고루 갖추어 전반적인 판단 결과 임상적 사용도 가능할 것으로 사료된다. 또한, 실험군 E2와 E3의 굴곡강도와 굴곡계수를 비교 시, 색소와 불투명도를 위한 TiO₂가 첨가된 E3의 굴곡강도와 굴곡계수는 E2보다 낮은 결과값을 나타내었다. 이는 레진 혼합 시 색소와 TiO₂의 입자 크기나 레진과의 접착성, 용해도 등이 기계적 성질에 영향을 미쳤을 것으로 사료된다. 생체적합성 평가를 위해 MTT test 시행 결과, 본 실험에서 사용된 모든 실험용 3D 프린팅용 레진군들이 음성대조군과 유의성있는 차이가 없어서 구강 내에 사용할 수 있는 충분한 안정성을 가지고 있어 임상적으로 사용가능 할 것으로 사료된다.

3D 프린팅은 치과 임상에 광범위하게 사용되기 전에 많은 절차를 필요로 한다. 적용 가능한 소재의 혁신뿐 아니라 가공 기술의 향상이 중요하다. 그러므로 치아와 치은에 대한 실물 같은 색상과 질감을 재현할 수 있는 재료의 고안과 보다 나은 정확도와 해상도, 그리고 3D printer의 인쇄 속도의 발전 등이 함께 이루어져야 할 것이다.

결론

본 연구에서는 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진의 기계적 성질과 생체적합성을 자가중합형 유동성 의치상용 레진과 시중에 판매되고 있는 3D 프린팅용 의치상용 레진 및 일반용 레진과 비교평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 굴곡강도와 굴곡계수 모두 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진(E2)가 가장 유의성있게 높았다(p<0.05).
2. 점도는 NextDent가 가장 높았으며, 실험용 레진군에서는 E2의 점도가 유의하게 가장 낮았다(p<0.05).
3. MTT Test에서 White를 제외한 모든 실험군은 음성대조군과 생체적합성 차이가 없었다(p>0.05).

실험용 3D 프린팅 의치상용 레진 세가지 모두 현재 시판되고 있는 의치상용 레진들보다 굴곡강도와 굴곡계수가 높거나 같고, 점도는 낮으며, 생체적합성은 높아서 치은의 자연스러운 색상에 대한 연구 등이 더 진행된다면 임상에도 사용 가능하며 3D 프린터를 이용한 총의치 제작 시 효과적으로 적용할 수 있을 것으로 사료된다.

사사

이 논문은 2018학년도 원광대학교의 교비지원에 의해 수행됨.

참고문헌

1. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention—a review. Part 1. Aust Dent J. 1993;38(3):216-9.
2. Duncan JP, Taylor TD. Teaching an abbreviated impression technique for complete dentures in an undergraduate dental curriculum. J Prosthet Dent. 2001;85(2):121-5.

3. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):85-8.
4. Wu M, Tinschert J, Augthun M. Application of laser measuring, numerical simulation and rapid prototyping to titanium dental castings. *Dent Mater*. 2001;17(2):102-8.
5. Bibb R, Williams RJ, Eggbeer D. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*. 2006;96(2):96-9.
6. Mitsuhiro T, Nobuhiro N, Koichiro I. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. *J Prosthodontics*. 2004;13(3):179-83.
7. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56.
8. Al Mardini M, Ercoli C, Graser GN. A technique to produce a mirror-image wax pattern of an ear using rapid prototyping technology. *J Prosthet Dent*. 2005;94(2):195-8.
9. Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):454-9.
10. Subburaj K, Nair C, Rajesh S, Meshram SM, Ravi B. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(10):938-43.
11. Jardini AL, Larosa MA, Maciel Filho R, Zavaglia CA, Bernardes LF, Lambert CS, Calderoni DR, Kharmandayan P. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014; 42(8): 1877-84.
12. Liska R, Schuster M, Infuhr R, Tureeek C, Fritscher C, Seidl B, et al. Photopolymers for rapid prototyping. *J Coatings Technol Res*. 2007;4(4):505-10.
13. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):466-71.
14. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(4):48-54.
15. Kelly JR. Developing meaningful systematic review of CAD/CAM reconstructions and fiber-reinforced composites. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(3): 205-17.
16. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J*. 2012;31(1):40-6.
17. International Organization for Standard. ISO 20795-1: 2008(E). Dentistry—Base polymers—Part 1: Denture base polymers. Geneva: ISO; 2008.
18. International Organization for Standard. ISO 10993-5:2009. Biological evaluation of medical devices -- Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. Geneva: ISO; 2009.
19. Crivello JV, Reichmanis E. Photopolymer materials and processes for advanced technologies. *Chem Mater*. 2014;26(1):533-48.
20. Moszner N, Ulrich S. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*. 2001;26(4):535-76.
21. Chandramohan D, Marimuthu K. Rapid prototyping/rapid tooling—a over view and its applications in orthopaedics. *Int J Adv Eng Tech*. 2011;2(4):435-48.
22. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32(1):54-64.
23. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J*. 2012;31(1):40-6.

실험용 3D 프린팅 의치상용 레진의 기계적 성질과 생체적합성

박다령¹, 배지명^{2,*}

¹원광보건대학교 치기공과

²원광대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료·매식연구소

본 연구에서는 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진을 시판되는 3D 프린팅 의치상용 레진과 유동성 의치상용 레진 그리고 일반적인 3D 프린팅 레진의 기계적 성질과 생체적합성을 비교하였다. 대조군으로 자가중합형 유동성 의치상용 레진(Press LT, Retec, Germany)을 사용하였다. 3D 프린팅 의치상용 레진으로 제작된 NextDent (Base, Vertex Dental, Netherlands)과 두 가지 일반 3D 프린팅 레진인 White prototyping resin (PR57-W, Autodesk, USA)과 Clear prototyping resin (PR48, Autodesk)도 비교하고자 하였다. 실험용 3D 프린팅 의치상용 레진(E1, E2, E3)이 조성의 비율을 다르게 하여 제작되었다. 3D 프린팅에는 DLP 3D 프린터(VIDA, Envisiontec)를 사용하였다. 모든 시편은 ISO 20795-1 규격에 따라 64 mm×10 mm×3.3 mm로 제작하였다. 굴곡강도와 굴곡계수는 만능시험기(Z020, Zwick, Ulm, Germany)를 이용하여 cross-head speed 5 mm/min으로 측정하였다. 생체적합성에 대한 평가방법으로서 MTT 시험을 수행하였다. E2의 굴곡강도 및 굴곡계수는 다른 그룹보다 유의하게 높았고($p < 0.05$), white를 제외한 모든 실험군의 생체 적합성은 음성대조군과 유의차가 없었다($p > 0.05$). E2는 3D 프린팅용 의치상 레진으로 응용될 가능성이 높은 재료로 사료된다.

색인 단어 : 3D 프린팅, 의치상용 레진, 굴곡강도, 생체적합성
