

우식에 이환된 유전치용 3D 프린팅 레진 전장관의 두께에 따른 파절강도 및 반투명도 평가

함영준, 이준행, 김종수, 김종빈, 한미란, 신지선

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

Evaluation of fracture strength and translucency of 3D printing resin crown for carious primary anterior tooth

Young-Jun Ham, Joon-Haeng Lee, Jong-Su Kim, Jong-Bin Kim, Mi-Ran Han, Ji-Sun Shin

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Dankook University, Cheonan, Korea

Received: March 15, 2023

Revised: March 23, 2023

Accepted: March 24, 2023

Corresponding Author: Joon-Haeng Lee

Department of Pediatric Dentistry,
College of Dentistry, Dankook University,
119 Dandae-ro, Dongnam-gu,
Cheonan 31116, Korea
Tel: +82-41-550-0223
Fax: +82-41-550-0118
E-mail: haeng119@naver.com
https://orcid.org/0000-0002-3575-5476

Objectives: The purpose of this study was to compare the fracture strength and translucency of 3D printing resin crowns according to different thicknesses.

Methods: Resin crowns were designed with CAD software and a 3D scanner, using scanned data of the #61 tooth model. Resin Crowns with different thicknesses were printed using a 3D printer, and subsequently divided into four groups according to thickness (0.3, 0.5, 0.7, and 1.0 mm). Fracture strength was compared among groups with a resin strip crown of 1.0 mm thickness. Compressive force was applied using a universal testing machine at 30° along the lingual surface at 1 mm/min cross head speed. For translucency evaluation, thin square specimens were printed of thicknesses 0.3, 0.5, 0.7, and 1.0 mm, and translucency was measured using a spectrophotometer.

Results: As a result of fracture strength measurement, fracture strength increased as thickness increased, and a significant difference was observed solely between thicknesses of 0.3 and 0.5 mm, and the thicknesses of 0.3 and 0.5 mm ($P < 0.05$). Translucency decreased as thickness increased, and similarly, a significant difference was observed only between thicknesses of 0.3 and 0.5 mm and the thicknesses of 0.7 and 1.0 mm ($P < 0.05$).

Conclusions: A 3D printing resin crown can be used as a clinical option for restoring a primary anterior tooth affected by caries.

Key Words: 3D printing resin crown, Fracture strength, Primary anterior tooth, Translucency parameter

서 론

치아 우식은 많은 만성 질환 중에 아이들에게 높은 유병률을 보이는 질환 중 하나이다¹⁾. 일반적으로 유치는 영구치에 비하여 우식에 취약하고, 유치의 높은 우식 유병률은 아이들에게 있어 주요한 구강 건강의 문제로 인식되고 있다^{2,3)}. 특히나 유전치부에 호발하기 쉬운 우식은 적절한 관리와 치료가 시행된다면 멈추거나 진행되지 않고 유지될 수 있지만, 그렇지 않을 경우 우식은 급속도로 진행되어 치아의 상

실과 통증을 유발할 수 있다⁴⁾. 만 3세 이전에 발생하는 우식은 주로 상악 유전치부에 발생하여 통증을 유발할 수 있으며, 직접적으로 심미성을 악화시킬 수 있기 때문에 적절한 치료 계획 및 수복이 필요하다⁵⁾. 뿐만 아니라 단순히 통증을 경감시키기 위한 치료 이외에도 최근 전반적으로 향상된 생활 수준과 함께 소아의 구강 건강 및 관리에 대한 인식이 증가하며 심미성에 대한 요구가 높아졌다⁶⁾.

유치는 상대적으로 치관이 작고 치수강이 크기 때문에 우식에 이환된 치질의 제거가 어렵다. 따라서 기능적인 면과 심미성을 동시에

회복하며 유전치부의 우식을 수복하는 것은 많은 치과의사들에게 어려운 과제로 남아있다^{7,8)}. 뿐만 아니라 협조도와 관련된 어린이의 행동조절 문제로 인하여 수복이 더욱 힘들어질 수 있으며, 수복 이후에도 수복물의 탈락과 파절이 빈번하게 발생할 수 있다⁸⁾. 따라서 일반적으로 유전치부의 우식을 제거하고 심미성을 회복시키는 방법으로 치관을 모두 덮을 수 있는 전장관 수복이 추천된다⁹⁾. 현재까지 유전치 전장관 수복에는 많은 방법들이 소개되고 있으며, 그 중에서도 strip crown은 레진을 이용한 전장관 수복 방법 중 빠른 술식 시간과 높은 심미적 만족도를 보여 자주 사용되고 있다¹⁰⁾. 그러나 이러한 strip crown은 술자의 기술에 매우 민감하고 비교적 적절한 위치에 적합시키기 어렵다는 단점을 가지고 있다¹¹⁾. 최근에 널리 사용되고 있는 지르코니아 크라운의 경우 적절한 심미성을 회복시킬 수 있으며 매우 강한 강도를 보여주지만, 치아 삭제량이 비교적 많고 전장관의 형태를 조절하기 어려워 치료 부위의 치수 노출 가능성이 높아질 수 있다는 단점이 존재한다¹²⁾.

비교적 오랜 기간 사용하지 않는 유전치부의 전장관 수복에 있어 수복 재료의 경제성은 중요하며 아이들의 협조도 특성상 빠른 수복 시간이 필요하다⁷⁾. 하지만 유전치부의 충생이 존재하거나, 기성 전장관에 맞지 않는 근원심 공간을 보여주는 경우 해당 방법으로의 수복이 어려울 수 있다. 기존의 많은 기성 전장관의 경우 한국 소아 환자들의 치아에 기반을 두고 있지 않아 다양한 아이들의 유전치부 수복에 있어 정확한 적합을 이루어지지 않을 수 있다⁸⁾. 아이들의 다양한 치열과 치아 형태에 따른 적절한 전장관의 형태를 디자인하여 수복할 수 있다면 효과적으로 술식 시간을 줄이고 심미성을 회복시킬 수 있지만, 아직 모든 부분을 만족시키는 이상적인 방법은 제시되지 않고 있다.

최근 3D 프린터를 이용한 레진 전장관 수복 방법이 소개되고 있다. 해당 방법의 가장 큰 장점으로 레진 전장관으로서 훌륭한 심미성을 지니며, 한번에 여러개의 전장관을 출력할 수 있다는 점이다. 또한 술자의 기술에 따라 좌우될 수 있는 레진 전장관의 오차를 3D 프로그램을 통하여 줄일 수 있다^{13,14)}. CAD 프로그램(Computer Aided Design)을 사용하여 아이들마다 서로 다른 유치 형태에 따라 적절한 전장관의 모양을 디자인하고, 3D 프린터를 이용하여 빠른 시간 내에 전장관을 출력하여 접착할 수 있다면 개별 치아에 맞추어 형태 조절이 어려운 기성 전장관의 한계를 극복하고 더욱 효과적인 치료가 가능할 것이다. 그러나 현재 소개되고 있는 3D 프린터를 이용한 유전치부 레진 전장관의 물성과 임상적으로 유의한 강도를 지니는지에 대한 연구

는 부족하다. 또한 CAD를 이용한 유전치 전장관에 대한 연구가 있었지만, 3D 프린팅 방식이 아닌 CAM (Computer Aided Manufacturing) 방식을 이용한 연구가 많았다¹⁴⁾.

이 연구에서는 3D 프린터를 이용하여 전장관의 두께를 서로 다르게 디자인하여 제작하고, 두께에 따른 파절 강도와 반투명도를 측정하여 유의한 차이가 존재하는지 평가하였다. 3D 프린팅 이후 추가적인 광중합을 시행하였을 때 파절 강도의 차이가 있는지 비교 분석하였다.

연구대상 및 방법

1. 레진 전장관 디자인 및 두께 설정

기성 유전치 모델(model A4AN-900, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan) 중 상악 좌측 유중절치를 모형 상에서 기존의 레진 전장관을 위한 치아 삭제 방법에 따라 지대치를 형성하였다. 이후 완성된 지대치 모형을 Medit Link 3D scanner (Medit, Seoul, Korea)를 이용하여 3차원 영상 데이터를 획득하고, 3 Shape dental designer (3Shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark) 소프트웨어를 이용하여 레진 전장관의 외형을 디자인하였다(Fig. 1).

레진 전장관의 순면은 1.0 mm, 절단면은 1.5 mm로 형성하였으며, 절단면에서 설측면까지의 두께에 따른 파절 강도를 측정하기 위하여 해당 부분은 각각 0.3, 0.5, 0.7, 그리고 1.0 mm의 4가지 두께로 디자인 하였다(Fig. 2).

2. 레진 전장관 및 지대치 제작

CAD 프로그램으로 디자인한 레진 전장관은 A desktop (Sindoh, Seoul, Korea) 소프트웨어를 이용하여 스텐트를 부착하고 슬라이싱 과정을 진행하여 출력을 준비하였다. 스텐트는 제조사의 지시에 따라 절단면에서 약 45° 정도의 각도로 전장관 순면에 부착하였다. 이후 Neo Speed 10 (Sindoh, Seoul, Korea) 3D 프린터와 Tera harz (Neo Biotech, Seoul, Korea) 레진을 이용하여 앞서 0.3, 0.5, 0.7, 그리고 1.0 mm 두께로 디자인한 레진 전장관을 각각 20개씩 출력한 뒤, Veltz MP300 (Hephzibah, Incheon, Korea) 중합기를 이용하여 중합하였다. 이후 각 두께의 전장관 20개 중 10개씩은 광중합기(B&LiteS, B&L Biotech, Ansan, Korea)로 추가적인 중합을 순, 설측에서 20초씩 진행하였다.

출력된 각 두께의 전장관의 내면을 왁스로 복제하고 니켈-크

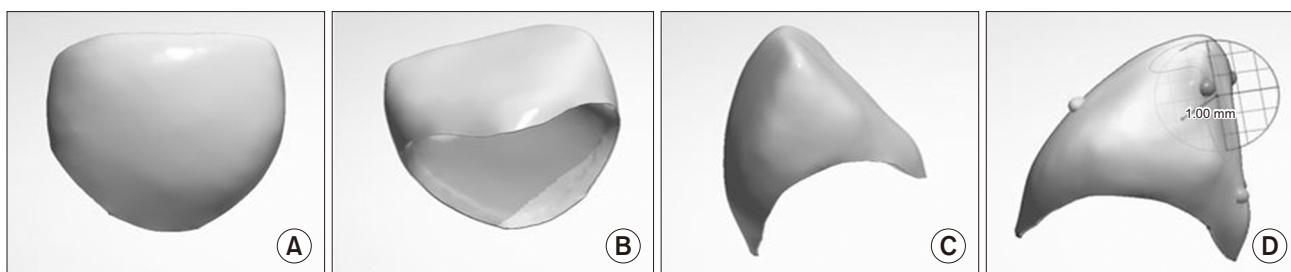


Fig. 1. CAD design for primary anterior 3D printing resin crown. (A-C) Designed resin crown view from buccal, below, and lateral. (D) 1.0 mm thickness of resin crowns design protocol.

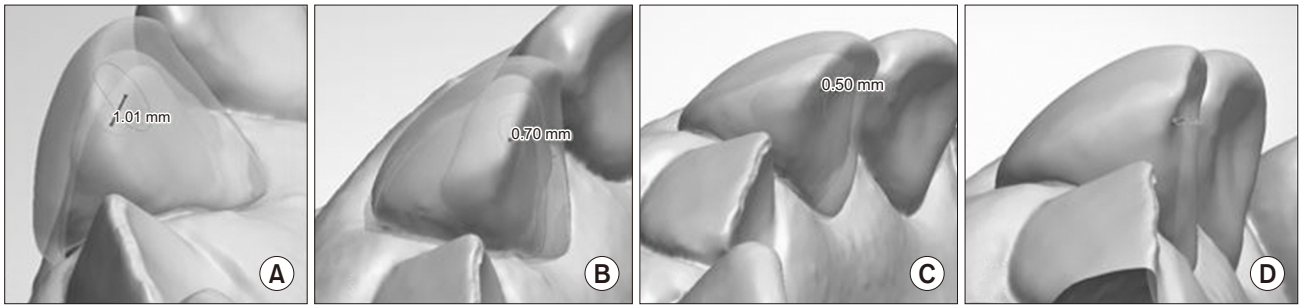


Fig. 2. Designed resin crown for different lingual surface thickness. (A) 1.0 mm, (B) 0.7 mm, (C) 0.5 mm, (D) 0.3 mm.

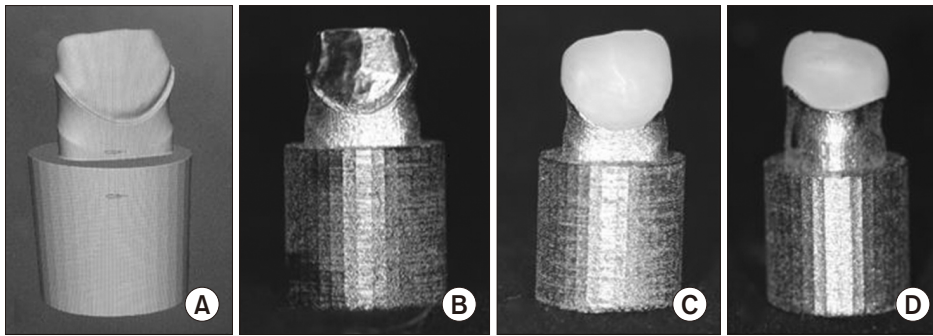


Fig. 3. Design of metal abutment and crown cementation. (A) Design protocol of metal abutment for 1.0 mm thickness 3D printing resin crown, (B) Metal abutment of 1.0 mm thickness 3D printing resin crown, (C) Image of 3D printing resin crown cemented to the abutment (buccal), (D) Image of 3D printing resin crown cemented to the abutment (lingual).

Table 1. Materials and restoration methods for fracture strength analysis

Group (n=10)	Material	Restoration method	Thickness (mm)	Manufacturer
Control	Filtek Z350XT, A2	Celluloid Strip Crown	1.0	3M ESPE, ST. Paul, MN, USA
I	Tera harz	3D printing Crown	1.0	Neo Biotech, Seoul, Korea
II	Tera harz	3D printing Crown	0.7	Neo Biotech, Seoul, Korea
III	Tera harz	3D printing Crown	0.5	Neo Biotech, Seoul, Korea
IV	Tera harz	3D printing Crown	0.3	Neo Biotech, Seoul, Korea

롬 합금을 이용하여 4가지 종류의 금속 주 모형을 만들어 파절 강도 측정을 위한 지대치를 제작하였다(Fig. 3A, 3B). 또한 Strip Crown Form-Pedo (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 사용하여 내면을 Filtek Z350XT A2 resin (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)으로 채우고 모델 스캐너를 통하여 외형 데이터를 획득한 뒤, 절단면에서 설측면까지의 두께가 1.0 mm가 되도록 지대치 모형을 디자인 하였다. 앞서 언급한 방법과 같은 방법으로 파절 강도 측정을 위한 금속 주 모형 지대치를 만들고 총 10개의 균일한 strip crown form을 제작하였다(Table 1).

3. 레진 전장관 접착 및 파절 강도 측정

3D 프린터로 출력하여 제작한 레진 전장관을 RelyX U200 resin cement (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)로 각각 두께에 맞게 제작된 지대치 모형에 제조사의 지시에 따라 접착하였다(Fig. 3C, 3D). 2초간의 중합을 시행한 뒤 여분의 시멘트를 제거하였고, 이후 전장관의 순, 설면에서 각각 20초씩 광중합기를 사용하여 중합하였다.

지대치에 접착된 3D 프린팅 레진 전장관 및 strip crown을 제작된 지그에 고정하여 장축으로부터 30° 경사진 상태로 유지하였고, 이후 만능시험기(Kyung-Sung Testing Machine Corporation, Ansan,

Korea)를 사용하여 50 Kgf의 힘으로 cross head speed 1 mm/min로 하중을 가해 시편이 파절된 시점에서의 최대값을 측정하였다.

4. 반투명도 측정 시편 제작

반투명도 측정을 위한 시편 역시 앞서 설정된 레진 전장관의 두께와 같은 두께로 제작하였다. 가로, 세로 7.0 mm의 사각형 모양의 얇은 시편을 각각 0.3, 0.5, 0.7, 1.0 mm의 두께로 디자인하고(Fig. 4), Neo Speed 10 3D 프린터와 Tera harz 레진을 이용하여 각 두께당 10개씩 출력하고 중합하였다. 이후 각 시편당 20초씩 Enhance® Finishing system (Dentsply/Caulk, Milford, DE, USA)를 이용하여 활택하였다.

5. 반투명도 측정

분광측색장치(CM-3500d, Konica Minolta, Tokyo, Japan)를 이용하여 반투명도(Translucency Parameter, TP)를 측정하였다. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage)의 표준 광원인 D65를 광원으로 선택하였으며, 흑색의 배경판($L^*=0$, $a^*=0$, $b^*=-0.2$)과 백색의 배경판($L^*=96.61$, $a^*=-0.16$, $b^*=-0.15$)을 이용하여 각 시편의 CIE-Lab 값을 측정하였다.

반투명도 계산을 위하여 다음의 식을 사용하였다.

$$TP=[(L_B^*-L_W^*)^2+(a_B^*-a_W^*)^2+(b_B^*-b_W^*)^2]^{1/2}$$

L_B , a_B , b_B 와 L_W , a_W , b_W 는 각각 흑색 배경판과 백색 배경판에서 측정된 값을 의미하며, 반투명도는 해당 값의 차이로 결정된다. 반투명도가 증가할수록 더 투명해지는 것을 나타내며, 반투명도가 0이면 완전히 불투명함을 의미한다.

6. 통계 분석

통계 분석을 위하여 SPSS 프로그램(Version 21.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하여 두께에 따른 파절강도와 반투명도 측정값을 분석하였다. 각 군의 파절강도 측정값을 일원배치분산분석(One-way ANOVA)을 통해 유의성을 검증하고, Tukey HSD를 사용하여 사후 검정을 시행하였다($\alpha=0.05$).

연구 성적

1. 파절 강도

3D 프린터를 이용한 레진 전장관 및 strip crown의 파절 강도는

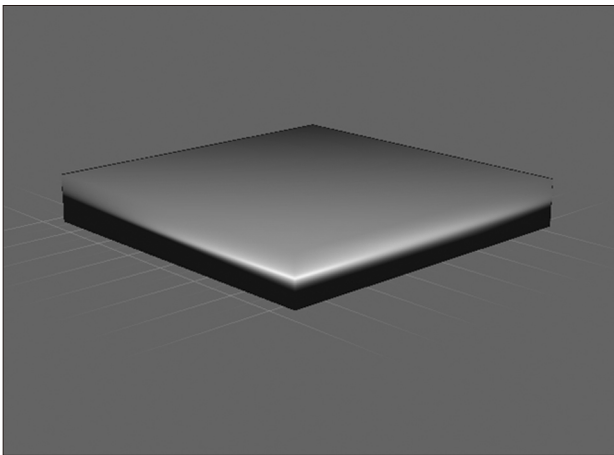


Fig. 4. Design of resin specimens for measuring the translucency parameter.

Table 2. Mean fracture strength of resin strip crown and 3D printing resin crown with no additional light-curing

Group (n=10)	Min (N)	Max (N)	Mean±SD (N)
Control	211.19	331.04	280.37±43.05 ^a
I	241.13	337.61	290.60±33.69 ^a
II	218.59	334.82	275.62±38.18 ^a
III	162.34	277.59	221.95±32.89 ^b
IV	152.44	258.62	211.10±38.79 ^b

SD: standard deviation.

^{a,b}The same character means no statistical difference ($P>0.05$).

Different letters indicate statistically significant results using one-way ANOVA and Tukey test ($P<0.05$).

추가적인 광중합을 시행하지 않았을 때 I군에서 평균 290.60±33.69 N으로 가장 높았다. 이어서 대조군에서는 평균 280.37±43.05 N으로 측정되었으며 II군에서는 평균 275.62±38.18 N, III군에서는 평균 221.95±32.89 N, IV군에서는 평균 211.10±38.79 N 순서로 나타났다(Table 2). 대조군, I군, II군과 III군, IV군 사이에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었고($P<0.05$), 같은 두께인 대조군과 I군 사이에서는 유의한 차이가 없었다.

추가적인 광중합을 시행하였을 경우도 마찬가지로 I군에서 평균 298.88±37.42 N으로 가장 높았으며, II군에서는 평균 282.81±36.65 N, III군에서는 평균 232.20±30.94 N 순서로 나타났다 IV군에서 평균 217.67±29.12 N으로 가장 낮은 수치를 보였다(Table 3). I군, II군과 III군, IV군 사이에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었고($P<0.05$), 추가적인 광중합을 시행한 경우에 시행하지 않은 경우보다 측정된 파절강도의 평균값은 약간 더 높았지만 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Fig. 5).

2. 반투명도

3D 프린터로 출력한 레진 시편의 반투명도는 1.0 mm군에서 15.55±0.36으로 가장 낮았으며, 두께가 감소할수록 반투명도는 증가하였고 0.3 mm군에서 20.50±1.66으로 가장 높았다(Fig. 6,

Table 3. Mean fracture strength of resin strip crown and 3D printing resin crown with additional light-curing

Group (n=10)	Min (N)	Max (N)	Mean±SD (N)
Control	211.19	331.04	280.37±43.05 ^a
I	246.72	348.64	298.88±37.42 ^a
II	229.86	351.58	282.81±36.65 ^a
III	177.43	298.46	232.20±30.94 ^b
IV	168.12	269.06	217.67±29.12 ^b

SD: standard deviation.

^{a,b}The same character means no statistical difference ($P>0.05$).

Different letters indicate statistically significant results using one-way ANOVA and Tukey test ($P<0.05$).

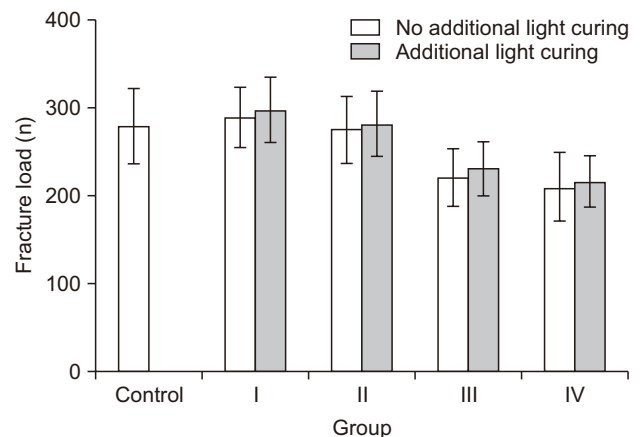


Fig. 5. Comparison of fracture strength between different thickness of 3D printing resin crown and resin strip crown.

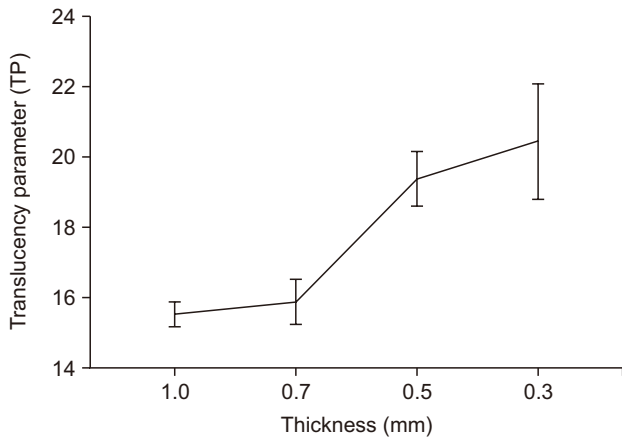


Fig. 6. Comparison of Translucency parameter between different thickness of 3D printing resin specimens.

Table 4). I군, II군과 III군, IV군 사이에서만 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($P < 0.05$).

고 안

치관을 모두 덮는 전장관은 우식이나 외상 등으로 인하여 손상을 받은 유전치부의 수복을 위하여 자주 사용된다. 유전치부의 전장관 수복 방법에는 레진 전장관, 기성 금속 전장관, 지르코니아 전장관 등이 존재한다¹⁵⁾. 레진 전장관은 매우 심미적으로 환아 혹은 보호자의 높은 만족감을 보여주지만, 낮은 유지력과 함께 술자의 기술에 매우 민감하다는 단점이 존재한다^{10,12)}. 뿐만 아니라 기성 지르코니아 전장관의 경우 우수한 내구성과 함께 심미성을 지녀 유전치 심미 수복으로 자주 사용되고 있다. 하지만 기성 지르코니아 전장관은 다른 유전치 전장관 수복 방법에 비하여 치아 삭제량이 많고 외형의 조절이 매우 어렵다¹²⁾. 제조사마다 조금씩 다르지만 일반적으로 지르코니아 전장관 수복을 위하여 부위에 따라서 1.0-2.0 mm의 치아 삭제를 권고하고 있으며, 유치의 평균 법랑질과 상아질의 두께는 1.0 mm이기 때문에 권고사항에 따라 치아를 삭제할 경우 치수 노출의 가능성이 높아진다¹⁶⁾.

서로 다른 유치의 치수강의 형태와 치질의 두께는 개인차가 크게 존재한다¹⁷⁾. 따라서 기성 전장관의 수복을 시행할 경우 아이들의 유치의 형태는 매우 다양하기 때문에 근심과 원심, 혹은 협측과 설측에 적합하지 않은 외형의 전장관을 수복할 가능성 및 전장관 접착을 위한 과도한 치아 삭제가 불가피한 상황이 초래되기 쉽다¹⁸⁾. 따라서 다양한 유치의 형태에 맞추어 상황에 따라 적절한 외형의 전장관을 디자인할 수 있다면 임상적으로 높은 만족도와 함께 매우 유용하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 3D 프린터를 이용한 레진 전장관이 기존의 전장관들과 비교하여 적절한 파절 강도와 심미성을 보일 수 있는지 확인해보고자 하였다. Kim 등⁶⁾의 연구에 따르면 strip crown이 다른 전장관들보다 기존의 유전치 형태와 가장 유사하다고 하였으며, 지르코니아 전장관이나 개장 금속관과는 다르게 온전히 레진으로 구성되어 있기 때문에 대조군으로서 strip crown을 선택하였다. 또한 실험군 전장관의

Table 4. Mean and standard deviation of translucency parameter of resin specimens

Thickness (mm)	Translucency parameter \pm SD
1.0	15.55 \pm 0.36 ^a
0.7	15.92 \pm 0.65 ^a
0.5	19.43 \pm 0.76 ^b
0.3	20.50 \pm 1.66 ^b

SD: standard deviation.

^{a,b}The same character means no statistical difference ($P > 0.05$).

Different letters indicate statistically significant results using one-way ANOVA and Tukey test ($P < 0.05$).

두께는 선행한 연구의 상악 유전치 법랑질 평균 두께를 참고하여 설정하였다. Gillings 등¹⁹⁾의 연구에 따르면 유전치의 평균 법랑질 두께는 0.5-1.0 mm라고 하였고, 다른 선행한 연구에서는 0.7-0.9 mm라고 주장하였다²⁰⁾. 따라서 본 연구에서는 0.5, 0.7, 그리고 1.0 mm로 전장관의 설측 두께를 설정하였고, 3D 프린터 제조사가 권장하는 최소 출력 두께인 0.4 mm보다 얇을 경우 물성의 차이가 존재하는지 알아보기 위하여 0.3 mm의 실험군을 추가적으로 설정하였다.

전장관 수복에 있어 수복물의 파절 강도는 중요하다²¹⁾. 이는 장기적인 수복물의 생존을 위해 반드시 고려되어야 하고, 구강 내에서의 교합력을 견딜 수 있을 정도의 파절 강도를 지녀야 한다^{22,23)}. 평균 이상의 파절 강도를 지니더라도 부위에 따라 교합력의 최대값은 매우 높아질 수 있기 때문에 전장관의 파절 강도는 충분히 높아야 한다²³⁾. Gaviao 등²⁴⁾에 따르면 3-5세의 유구치부 평균 교합력은 남아에서 186.2 N, 여아에서 203.4 N이라고 하였다. 또한 Mountain 등²³⁾의 연구에서는 3-6세의 유전치부 평균 교합력은 약 50 N 정도라고 하였으며, 유구치부 평균 교합력은 약 200-250 N 정도라고 하였다. 본 연구에서는 Waggoner 등²⁵⁾의 연구에 따라 상, 하악 유전치 간 평균 각도인 148도를 참고하여 지대치 장축을 기준으로 30도 각도를 기울여 파절 강도를 측정하였다. 측정 결과 모든 군에서 유전치부 평균 교합력인 50 N을 넘는 파절 강도를 보여주었으며, 0.7, 1.0 mm에서는 유구치부 평균 교합력보다 높은 파절 강도를 나타내었다. 이를 통해서 3D 프린팅 레진 전장관은 전치부 수복물로서 충분한 물성을 지닐 수 있으며, 이는 3D 프린터를 이용한 유구치부 레진 전장관의 파절강도를 실험한 Kim 등²⁶⁾의 연구에서도 마찬가지로 3D 프린팅 레진 전장관은 유전치부와 유구치부에서 모두 임상에서의 적용 가능성을 보여주었다.

3D 프린팅 수복물의 경우 장비의 특성상 모든 면이 고르게 중합되지 않아 크기 안정성이 부족하고 전반적인 중합의 부족은 물성의 하락으로 이어질 수 있다^{27,28)}. 따라서 본 연구에서는 수복물 출력 이후 추가적인 광중합의 여부가 물성의 차이에 영향을 주는지 알아보하고자 하였다. 실험 결과 추가적인 광중합을 시행하였을 경우 기존에 비하여 약간 증가한 파절 강도를 보여주었으나, 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았다. 따라서 임상적으로 적용할 경우, 추가적인 광중합은 기존의 3D 프린팅 수복물의 한계점을 어느정도 보완하여 좀 더 강한 파절 강도를 지닌 수복물을 얻을 수 있으나, 짧은 술식 시간이 필요한 소아 환자의 특성상 빠른 장치가 필요한 경우라면 접착제 중합을 위한

광중합 과정으로 해당 부분을 보완할 수 있을 것으로 사료된다¹²⁾.

반투명도는 여러 보철물 수복시 자연치와 유사한 색조를 재현하기 위해서 참고되는 중요한 요소이다. 일반적으로 두께에 따라 반투명도의 값이 달라진다고 알려져 있으며, 수복물 제작 재료의 표면을 통과하는 빛의 상대적인 양에 따라 결정된다²⁹⁾. 특히나 전치부 수복물의 경우 반투명도를 포함한 심미성을 결정하는 요소들은 중요한데, 본 연구에서는 3D 프린터로 출력한 레진 시편들에서 두께에 따른 반투명도의 차이가 유의하게 존재하는지 알아보고자 하였다. Lee 등³⁰⁾에 따르면 1.0 mm 법랑질 두께에서 나타내는 전치부 평균 반투명도는 약 15-19라고 하였다. 본 연구에서 측정된 모든 두께의 군에서 15 이상의 반투명도를 나타내었고, 0.5, 0.3 mm에서는 20에 가까운 반투명도를 보여주었다. 뿐만 아니라 Ong 등¹⁴⁾의 선행한 연구에서는 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm 두께의 지르코니아 시편의 반투명도는 각각 13, 11, 그리고 7 정도라고 하였으며, 이와 비교하였을 때 3D 프린팅 레진 전장관은 지르코니아에 비하여 훌륭한 반투명도를 보여줄 수 있었다. 이를 통하여 파절 강도와 함께 심미성 부분에서도 3D 프린팅 레진 전장관의 임상적 적용 가능성이 있음을 확인할 수 있었으며, 강도가 중요한 설측면의 경우 0.5 mm 이상의 두께로 제작하여 상대적인 물성을 확보할 수 있을 것이며, 심미성이 중요한 순면의 경우 비교적 얇게 제작하여 자연치와 유사한 반투명도를 확보할 수 있을 것이다.

3D 프린터는 여러 개의 시편을 한번에 출력할 수 있는 것은 장점이지만, 반대로 지나치게 많은 양의 시편을 출력할 경우 각각의 시편들의 정확성이 떨어질 수 있다는 한계가 존재한다. 또한 진료실 내에서 당일 수복을 진행하기 위해서는 구강 스캐너, 3D 프린터 등 장비를 위한 공간이 따로 마련되어야 하며 이를 위한 초기 비용이 필요하다. 뿐만 아니라 본 연구는 실제 구강 내에서 진행한 것이 아니므로 임상적으로 적용할 경우 반투명도 이외에도 레진 전장관의 접착용 시멘트, 표면 오염, 질감 등 색조에 미칠 수 있는 영향들을 충분히 복합적으로 고려해야 한다¹⁷⁾. 앞으로 개선된 정밀도를 지닌 재료와 함께 지속적인 3D 프린터의 발달이 이루어진다면 기존의 기성 전장관의 단점을 보완할 수 있을 것으로 사료되나, 본 연구에서는 한 가지 3D 프린터용 레진만을 사용하여 비교하였기 때문에 앞으로 다른 3D 프린터용 레진 재료들과 물성 및 심미성을 비교하는 추가적인 연구가 필요하다.

결론

본 연구는 기존의 유전치 전장관 수복 방법들과 비교하여 3D 프린팅 레진 전장관의 파절강도와 반투명도를 평가하고 임상적으로 적용이 가능한지 확인해보고자 하였으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

3D 프린팅 레진 전장관의 경우 두께가 증가할수록 파절강도도 증가하였으며, 1.0 mm 두께에서 평균 290 N, 추가적인 광중합을 시행한 경우 평균 298 N으로 가장 높았다. 대조군, 1.0 mm, 0.7 mm군과 0.5 mm, 0.3 mm군 사이에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었다($P<0.05$). 반투명도의 경우 두께가 감소할수록 증가하였으며, 0.3 mm 두께에서 20.5로 가장 높은 값을 나타내었다. 0.3, 0.5 mm 그리고 0.7, 1.0 mm 사이에서만 유의한 차이가 있었다($P<0.05$). 파절강

도의 경우 모든 군에서 유전치부 평균 교합력보다 높은 수치를 보여 주었으며 반투명도 역시 전치부 평균 반투명도보다 높은 값을 나타내어 3D 프린팅 레진 전장관은 임상적으로 적용 가능할 것으로 판단된다. 이 연구의 결과를 통해 앞으로 다양한 3D 프린팅 레진 재료가 개발되고, 물성과 심미성을 비롯하여 추가적인 연구가 지속적으로 이루어진다면 3D 프린터를 이용한 유전치부 수복은 기존의 기성 전장관 수복의 단점을 보완할 수 있을 것으로 사료된다.

ORCID

Young-Jun Ham, <https://orcid.org/0000-0001-5587-7713>

Jong-Su Kim, <https://orcid.org/0000-0001-8752-332X>

Jong-Bin Kim, <https://orcid.org/0000-0001-8744-9553>

Mi-Ran Han, <https://orcid.org/0000-0003-0312-6023>

Ji-Sun Shin, <https://orcid.org/0000-0003-2147-5163>

References

- Li Y, Wang W. Predicting caries in permanent teeth from caries in primary teeth: an eight-year cohort study. *J Dent Res* 2002;81:561-566.
- Ram D, Fuks AB. Clinical performance of resin-bonded composite strip crowns in primary incisors: a retrospective study. *Int J Paediatr Dent* 2006;16:49-54.
- Margolis FS. Esthetic restoration of discolored primary incisors. *CDS Review* 2005;98:28-31.
- Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet* 2007;369:51-59.
- O'Sullivan DM, Tinanoff N. Maxillary anterior caries associated with increased caries risk in other primary teeth. *J Dent Res* 1993;72:1577-1580.
- Choi WS, Lee SH, Jih MK, Sung MA, Lee NY. Color comparison of maxillary primary anterior teeth and various composite resins using a spectrophotometer. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2022;49:1-13.
- Waggoner WF. Restoring primary anterior teeth. *Pediatr Dent* 2002;24:511-516.
- Kim SY, Lim YJ, Lee SH, Lee NY, Jih MK. Comparison of crown shape and amount of tooth reduction for primary anterior prefabricated crowns. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2019;46:64-75.
- Alaki SM, Abdulhadi BS, AbdelBaki MA, Alamoudi NM. Comparing zirconia to anterior strip crowns in primary anterior teeth in children: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health* 2020;20:1-11.
- Souza MIAV, Cavalheiro JP, Bussaneli DG, Jeremias F, Zuanon ACC. Aesthetic rehabilitation with strip crowns in pediatric dentistry: a case report. *Odontologia* 2018;31:66-75.
- Kupietzky A. Bonded resin composite strip crowns for primary incisors: clinical tips for a successful outcome. *Pediatr Dent* 2002;24:145-148.
- Clark L, Wells MH, Harris EF, Lou J. Comparison of amount of primary tooth reduction required for anterior and posterior zirconia and stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2016;38:42-46.
- Corbani K, Hardan L, Skienhe H, Ozcan M, Alharbi N, Salameh Z. Effect of material thickness on the fracture resistance and failure pattern of 3D-printed composite crowns. *Int J Comput Dent* 2020;23:225-233.
- Ong SH, Kim JS, Kim JB, Shin JS, Yoo SH. Fracture strength and translucency of CAD/CAM zirconia crown for primary anterior

- tooth. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2020;47:205-212.
15. Vignesh KC, Eswar K, Muthu MS. A comparative evaluation of fracture toughness of composite resin vs protemp 4 for use in strip crowns: an in vitro study. *Int J Clin Pediatr Dent* 2020;13:57-60.
 16. McDonald RE, Avery DR, Dean JA. *Dentistry for the child and adolescent*, 11th ed. Elsevier 2022.
 17. Bayindir F, Koseoglu M. The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucent monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2020;123:149-154.
 18. Pozo P, Fuks AB. Zirconia crowns-an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2014;38:193-195.
 19. Gillings B, Buonocore M. An investigation of enamel thickness in human lower incisor teeth. *J D Res* 1961;40:105-118.
 20. Arangannal P, Chandra B, Hariharan VS, Vishnurekha, Jeevarathan, Vijayaprabha. Enamel thickness in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2012;37:177-182.
 21. Shobber MZA, Alkhadra TA. Fracture resistance of different primary anterior esthetic crowns. *Saud Dent J* 2017;29:179-184.
 22. Fernandes NA, Vally ZI, Sykes LM. The longevity of restorations-a literature review. *S Afr Dent J* 2015;70:410-413.
 23. Mountain G, Wood D, Toumba J. Bite force measurement in children with primary dentition. *Int J Paediatr Dent* 2011;21:112-118.
 24. Gaviao MBD, Raymundo VG, Rentes AM. Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Braz Oral Res* 2007;21:146-152.
 25. Waggoner WF. Fracture strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 1995;17:36-40.
 26. Kim NY, Kim H, Kim IH, Lee JH, Lee KE, Lee HS et al. Novel 3D printed resin crowns for primary molars: in vitro study of fracture resistance, biaxial flexural strength, and dynamic mechanical analysis. *Children* 2022;9:1-13.
 27. Tiwary VK, Ravi NJ, Arunkumar P, Shivakumar S, Deshpande AS, Malik VR. Investigations on friction stir joining of 3D printed parts to overcome bed size limitation and enhance joint quality for unmanned aircraft systems. *J Mechanical Engineering Sci* 2020;20:1-15.
 28. Alsandi Q, Ikeda M, Arisaka Y, Nikaido T, Tsuchida Y, Sadr A et al. Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors* 2021;21:1-10.
 29. Al-Juaila E, Osman E, Segaan L, Shrebaty M, Farghaly EA. Comparison of translucency for different thickness of recent types of esthetic zirconia ceramics versus conventional ceramics: in vitro study. *Future Dent J* 2018;4:297-301.
 30. Lee YK. Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restor Dent Endod* 2016;41:159-166.