

3D 프린팅을 이용해 간접-직접법으로 제작한 단일 임플란트 임시관의 파절강도에 대한 셸(shell) 두께의 영향

Effect of shell thickness on fracture strength of single implant provisional crowns fabricated by indirect-direct technique using 3D printing

황선우·오상천*

Seonwoo Hwang, Sang-Chun Oh*

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Republic of Korea

ORCID iDs

Seonwoo Hwang

<https://orcid.org/0009-0003-1499-9812>

Sang-Chun Oh

<https://orcid.org/0000-0001-5496-126X>

Purpose. This study aimed to evaluate the effect of shell thickness on the fracture strength of provisional crowns fabricated by indirect-direct technique. **Materials and methods.** The study simulated the application of a provisional crown on a maxillary first molar implant abutment. A titanium metal die was milled by replicating a ready-made implant abutment. Using CAD software, shells for provisional crown was designed with varying thicknesses of 0.5 mm, 1.0 mm and 1.5 mm with different internal spaces for relining. These shells were 3D printed using photosensitive liquid resin and relined with PMMA resin to fabricate provisional crown specimens using indirect-direct technique. Ten specimens per each group were prepared. Fracture strength was measured by applying compressive loads vertically to the occlusal center of the specimens at a crosshead speed of 1.0 mm/min using a universal testing machine, and the maximum load value (N) at fracture was recorded. To compare the fracture strength between experimental groups, a one-way ANOVA followed by Tukey's post hoc test was conducted ($\alpha=.05$). **Results.** The fracture strength was observed in the following order: Group 1.5 (1504.5 ± 141.30 N), Group 1.0 (1420.2 ± 182.05 N), and Group 0.5 (1083.1 ± 178.90 N). Group 1.5 was not significantly different from group 1.0, but was significantly different from group 0.5, and group 1.0 was also significantly different from group 0.5. **Conclusion.** The fracture strength of provisional crowns fabricated by the indirect-direct techniques were significantly different depending on the thickness of the shell. The fracture strength of the indirect-direct method was significantly lower when the shell thickness was 0.5 mm compared to 1.0 mm and 1.5 mm. This finding indicates that the shell should not be too thin when fabricating provisional crowns using the indirect-direct technique. (J Korean Acad Prosthodont 2024;62:253-61)

Corresponding Author

Sang-Chun Oh

Department of Prosthodontics,
School of Dentistry, Wonkwang
University, 321 Sanbon-ro, Gunpo,
Gyeonggi 15865, Republic of Korea
+82-31-390-2875
scoh@wku.ac.kr

Keywords

Temporary dental prosthesis; 3D printing; Fracture strength; PMMA

Article history Received June 10,
2024 / Last Revision July 11, 2024 /
Accepted July 29, 2024

© 2024 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.

서론

고정성 임시 보철물은 자연치나 임플란트에 최종 보철물이 장착되기 전까지 지대치와 치주조직을 보호하고 지대치와 주변 치아의 불필요한 이동을 방지하며 교합의 유지 및 회복을 도모하기 위해 사용된다.¹ 전통적인 임시 보철물 제작 방법으로 구강 내에서 직접 제작하는 직접법, 모형 상에서 제작하는 간접법, 그리고 두 가지 방법이 접목된 간접-직접법이 사용된다.² 직접법은 술식이 간단하고 비교적 완성도가 높은 반면 술자의 숙련도에 민감하고 제작 과정 시 중합 수축에 의한 변형 적합도의 저하 및 발열반응, 불쾌한 냄새와 잔류 단량체에 대한 유해한 조직반응 등의 단점이 보고된다.³ 간접법은 미반응 잔류 단량체에 의한 조직반응을 피할 수 있으나 중간 가공 과정을 위한 보조인력이 필요하고, 당일 진료시간이 길어지는 단점이 있다.⁴ 반면에 전통적인 석고모형상이나 CAD-CAM 시스템을 통해 구강외에서 간접법으로 미리 제작한 외관 즉, 셸(shell)을 구강 내에서 직접 침상하는 간접-직접법은 특히 임플란트 보철에서 직접법의 치수에 대한 위해 작용이 없고 간접법의 짧은 진료실 시간, 단순한 과정, 향상된 적합도 등의 장점으로 인해 다수의 임시관 또는 큰(multi-unit) 임시 고정성 국소의치 적용 시 유리하다.^{3,4}

최근에는 치과 임상에 computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD-CAM) 시스템이 도입되면서 임시 보철물의 제작 방식이 다양화되고, 술자의 숙련도에 따른 오차를 최소화하여 높은 정밀도를 가진 임시 보철물 제작이 가능하게 되었다.⁵ CAD-CAM 기술을 통한 임시 보철물 가공방식은 크게 절삭 가공법(밀링)과 적층 가공법(3D 프린팅)으로 구분된다. 절삭 가공법은 사전 중합된 polymethylmethacrylate (PMMA) 블록을 밀링 머신을 이용하여 버와 같은 절삭 기구로 기계적으로 삭제하는 방법으로 색안정성과 광학적 성질이 우수하지만 버의 가공 범위와 직경에 영향을 받고 재료의 소모가 많은 단점이 있다. 적층 가공법은 스캔 데이터를 다중 슬라이스 이미지로 변환하고, 디자인된 해당 부분을 자외선 등의 광원으로 광중합체에 조사하여, 3D로 얇은 층을 쌓는 방식으로, 필요 부위에만 적층하여 결과물을 제작하기 때문에 재료의 낭비를 감소시킬 수 있고 미세한 부분의 재현성이 우수한 반면, 사용되는 액상 레진의 취급이 까다롭고 후처리 과정이 별도로 필요한 단점이 있다.⁶⁻⁸ 통상 제작 원리에 따라 stereolithography apparatus (SLA) 방식과

digital light processing (DLP) 방식, liquid crystal display (LCD) 방식 등이 치과 임시 보철물 제작에 활용된다.^{9,10}

최근 CAD-CAM 기술이 발전하면서 특히 임플란트 보철에서 3D 프린팅으로 임시 보철물을 제작하는 경우가 증가하면서, 최종보철물로 수복되기 전까지 장기간의 임시 보철물 사용을 위해 적절한 유지력과 기계적 특성을 지닌 고정성 임시 보철물을 비교적 간편하면서도 효율적으로 제작하기 위해서 간접-직접법이 많이 활용된다. 특히 프린팅 기법에 따라 다수 유닛 임시보철물 제작 시 정확도가 감소하여 임상적 적용을 위해 제작된 임시 보철물의 진료실에서의 내면 조정 또는 크기가 큰 STL 파일을 디자인하는 것이 고려되기도 한다.⁹ 즉, 다수 유닛의 고정성 국소의치 형태의 임시 보철물에서는 체적 정확성이 저하될 수 있으며, 구강악습관을 가지고 있거나 전악수복, 수직고경 증가 등의 광범위한 치료를 진행하는 경우 임시 보철물의 파절이나 탈락이 빈번하게 발생하므로 외부 표면을 수리하거나 내부 침상을 할 수 있어야 한다.^{11,12} 그러나 그간 절삭 가공법과 적층 가공법을 이용해 간접법으로 제작된 임시 보철물의 강도에 대한 연구^{5,13-15}는 많이 진행되었으나, 이러한 절삭가공법, 적층가공법으로 임시치관의 셸(shell)을 제작하고 내면을 자가중합형 레진으로 침상하는 간접-직접법으로 제작된 임시 보철물의 기계적 강도에 대한 연구는 부족한 실정이다. 본 연구는 CAD-CAM 기술을 활용해 3D 프린팅으로 제작된 서로 다른 두께의 임시치아의 외관, 즉 셸(shell)의 내면에 PMMA 계열의 자가중합형 레진을 침상하여 간접-직접법으로 제작한 임시관의 파절강도를 측정하여 셸의 두께가 파절강도에 미치는 영향을 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

실험군은 간접-직접법으로 제작시 필요한 외관, 셸의 두께에 따라 0.5 mm (0.5군), 1.0 mm (1.0군), 1.5 mm (1.5군)의 3가지 군으로 분류하였다. 모든 시편은 같은 형태의 상악 제1대구치의 외형에 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm 두께의 셸을 광경화성 액상 레진(C&B temporary; ODS, Incheon, Korea)을 사용하여 3D 프린팅으로 제작하고 각기 다른 공간의 내면을 PMMA 레진(Tokuso curefast; Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japan)을 사용해 침상하였다. 각 군 당 10개의 임시관 시편을 제작하여 총 30개의 임시관을 제작하였다 (Table 1).

임시관 파절강도의 측정을 위해 측면경사각 6°, 0.5 mm의 chamfer finish line을 가진 직경 5 mm, 높이 5.5 mm의 임플란트 기성 지대주(GSTA5640TH; Osstem, Busan, Korea)를 lab analogue (GSRLA560; Osstem, Busan, Korea)에 연결하여 투명 레진(Orthodontic resin; Dentsply/Caulk, Milford, DE, USA)에 포매하였고, 이를 치과용 탁상 스캐너(3Shape E3; 3Shape, Copenhagen, Denmark)로 스캔하여 Stereolithography (STL) 파일을 추출하여 티타늄 금속 다이를 밀링 제작하였다 (Fig. 1).

임시관 제작을 위해 치과용 CAD software (3 Shape dental designer, 3Shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark) 상에서 일반적인 해부학적 형태(교합면-지대주간 두께 2.0 mm, 측면중앙-지대주간 두께 2.0 mm), 시멘트 공간 30 μ m의 상악 제1대구치 치관을 디자인하였다 (Fig. 2A). CAD 프로그램(Rhinoceros Rhino 3D; Washington DC, USA) 상에서 디자인된 상악 제1대구치 임시관의 외형을 유지한 채, 침상 공간 부여를 위해 내면을 조정하여 교합면 및 측면의 두께가 각 0.5, 1.0, 1.5 mm인 3가지 형태의 셸을 디자인하였다 (Fig. 2B, Fig. 3).

Table 1. Information about fabrication method and thickness of shells used in this study

Fabrication Method	Group	Thickness of 3D printed layer (mm)	N
Indirect-direct	0.5	0.5	10
	1.0	1.0	10
	1.5	1.5	10



Fig. 1. Titanium jig used in this study.

3가지 두께의 임시관 셸을 LCD 3D프린터 (Phrozen Sonic Mighty 8K Resin 3D Printer; Phrozen Tech Co. Ltd., Hsinchu, Taiwan)로 광경화성 액상 레진(C&B temporary; ODS, Incheon, Korea)을 적층 가공하여 제작하였다. 시편의 출력각도는 플랫폼의 수평면과 평행하도록 하였고, 층 두께는 100 μ m으로 설정하였다. 모든 시편은 출력 후 세척기를 사용하여 100% 이소프로필 알코올 용액에서 10분 동안 세척을 진행하였다. 세척이 완료된 시편은 자외선 후중합기(ODS Cure box; ODS, Incheon, Korea)를 이용해 6분 동안 최종 경화를 시행하였다. 3D 프린팅이 완료된 시편의 변연 부위에 fit checker (Fit Checker; GC Corporation, Tokyo, Japan)를 도포하고 금속 다이에 시적하여 모든 시편이 금속 다이에 완전하게 시적되는 것을 확인하였다.

침상 과정을 위해 금속 다이에 petroleum gel (Vaseline; Covidien Dental Product)을 균일한 두께로 얇게 도포하고 PMMA 레진(Tokuso curefast, Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japan)을 제조사의 지시에 따라 혼합하여 시편의 내면에 채우고 표면 광택이 사라진 직후 금속 다이에 조심스럽게 적합시켜 교합면을 1인이 일정한 손가락 힘으로 눌러 고정하였다.¹⁶ 과잉의 레진을 즉시 브러시로 닦아내고 10배율 현미경 하에서 임시관이 다이에 완전히 적합된 것을 확인한 후 3분 30초 간 경화 후 분리하였다.¹⁷ 침상 과정은 모든 시편에 대해 동일한 실험자가 동일한 양의 침상재를 혼합하여 진행하였다. 침상 전후 임시관의 두께를 교합면 중앙과 측면의 협설면 및 근원심면의 중앙에서 측정하여 침상재의 두께가 일정하게 유지되었음을 확인하였다.

파절강도 측정을 위해 시편을 별도의 합착 과정 없이 티타늄 지그에 완전히 적합시키고, 만능 시험기(Instron model 4484 Universal Testing Machine; Instron Co., Norwood, MA, USA) 상에서 끝이 6.42 mm 직경인 구 형상의 금속 지그를 분당 1 mm의 속도로 시편의 교합면 중심에 90° 각도로 힘을 가하여 임시관의 파절이 일어날 때 수직 하중값을 기록하였다 (Fig. 4).

통계분석은 IBM SPSS Statistics 28 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 프로그램을 이용하여 Shapiro-Wilk로 정규성을 검정하였다 ($P > .05$). 셸의 두께 차이에 따른 파절강도를 비교하기 위해 일원배치분산분석(one-way ANOVA)으로 통계 처리하고, 사후검정으로 Tukey test를 실시하였다 ($\alpha = .05$).

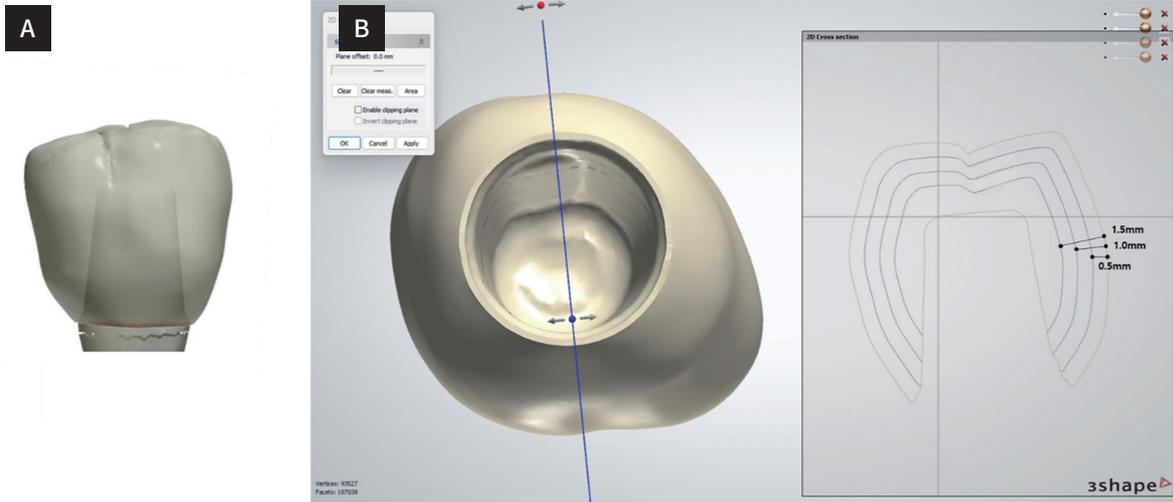


Fig. 2. Specimen design on CAD. (A) Maxillary first molar fixed temporary prosthesis, (B) Longitudinal section of the shells along the vertical axis.

Fig. 3. Distal and lingual view of experiment design of tested groups on CAD software. (A) Group 0.5, (B) Group 1.0, (C) Group 1.5.

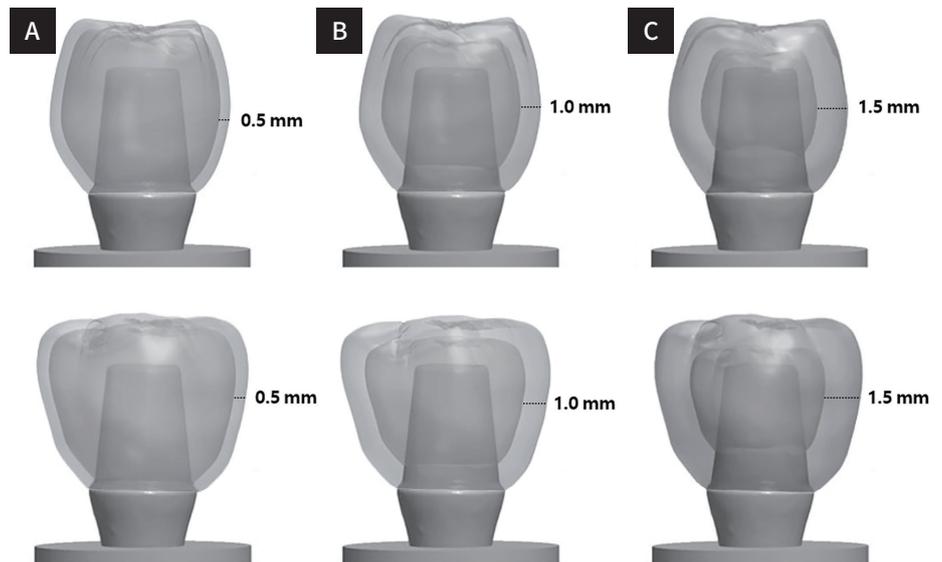
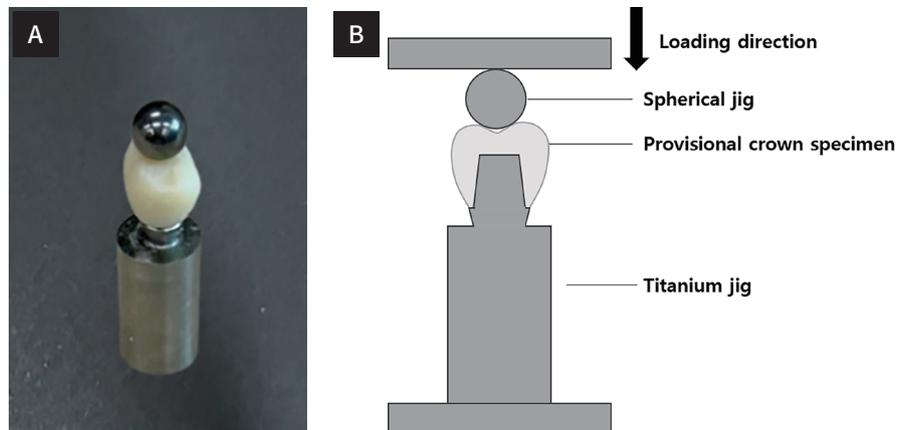


Fig. 4. Experiment design of tested groups. (A) Specimen set up with provisional prosthesis and spherical jig prior to fracture strength test, (B) Schematic diagram of fracture strength test.



결과

실험 후 파절강도의 평균값과 표준편차는 Fig. 5 및 Table 2와 같다. 파절강도는 1.5군(1504.5 ± 141.30 N), 1.0군(1420.2 ± 182.05 N), 0.5군(1083.1 ± 178.90 N)순으로 나타났다. 일원배치 분산분석 결과 쉘의 두께에 따른 임시관의 파절강도에는 유의한 차이가 있었다 ($P < .001$).

사후 검정 결과, 1.5군은 1.0군과는 유의한 차이가 없었으나 ($P > .05$) 0.5군과는 유의한 차이가 있었다 ($P < .001$). 1.0군과 0.5군 사이에는 유의한 차이가 있었다 ($P < .001$).

고찰

본 연구의 귀무가설은 3D 프린팅 기술을 활용하여 임플란트 지대주에 대하여 간접-직접법으로 임시관 제작 시 쉘 두께에 따른 파절강도의 차이가 없다는 것이다. 실험 결과, 두께가 0.5 mm인 쉘의 내면을 침상한 임시관의 파절강도는 1.5 mm와 1.0 mm 두께의 쉘의 내면을 침상한 임시관의 파절강

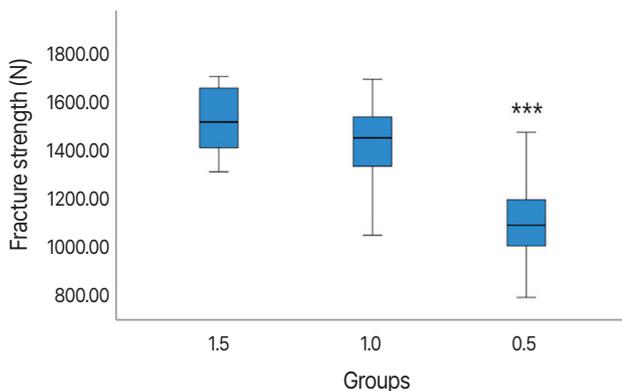


Fig. 5. Fracture strength values of tested group (unit: N).
***: Significant difference, $P < .001$.

Table 2. Fracture strength values (mean ± SD) of tested groups (unit: N)

Group	N	Mean ± SD	F value	P value
1.5 ^a	10	1504.5 ± 141.30	17.525	< .001 (a > b)
1.0 ^a	10	1420.2 ± 182.05		
0.5 ^b	10	1083.1 ± 178.90		

SD: standard deviation. Different letters indicate significantly different results ($P < .001$).

도에 비해 통계적으로 유의하게 낮은 파절강도를 보였다 ($P < .001$). 이에 귀무가설은 기각되었다 ($P < .001$).

고정성 임시 보철물은 다양한 구강환경 내에서 교합력을 견디고 기능과 심미적 역할을 수행할 수 있어야 한다.¹⁸ Waltimo와 Könönen^{19,20}은 구치부 최대 교합력이 남성에서 847 N, 여성에서 597 N이며, 심한 교합면 마모를 보이는 환자들의 평균 최대 교합력이 구치부에서 911 N의 높은 수치를 보인다고 보고하였다. 더욱이 고우 수용성 감각이 저하된 임플란트 지지 보철물 환자의 경우 생리적 힘이 더 클 수 있기 때문에 임시 임플란트 지지 보철물의 파절저항성은 중요한 성질이다. 본 실험에서 3D 프린팅을 이용하여 임플란트 지대주에 대해 제작한 상악 제1대구치 단일 임시관의 한계 파절강도는 모든 군(1.5군 1504.5 N, 1.0군 1420.2 N, 0.5군 1083.1 N)에서 상기 제시한 구치부의 최대 교합력보다 높았으나, 쉘의 두께가 감소할수록 한계파절강도가 감소하였다. 이는 간접-직접법으로 임시관 제작 시 내면 공간을 과도하게 부여하여 쉘이 지나치게 얇아지면 침상을 하여도 구치부에 적용 시 파절 발생 가능성이 증가할 수 있음을 시사한다.

치과용 보철물 제작을 위해 활용되는 3D 프린팅 기술 중 광경화성 액상수지경화 방식을 이용한 방식인 SLA, DLP, LCD 등이 임시 보철물 제작에 활용되고 있다. SLA 방식은 광경화성 액상 레진이 담겨 있는 수조 위로 UV 레이저를 점(point) 단위로 조사하여 경화하며, 특정 단일 지점의 중합체 사슬을 완성하고 다른 지점으로 이동하여 중합하는 방식을 반복한다. DLP 방식은 digital micromirror (DMD)로 레이저 신호를 제어하여 수조에 담긴 광경화성 액상 레진을 면(face) 단위로 조사한다. LCD 방식은 DLP 방식과 유사한 원리로 각 층을 면(face) 단위로 조사하여 광중합하지만 imaging system으로 LCD 패널을 사용한다. 본 연구는 치과용 보철물 제작에 사용하는 적층 가공 방식 중 LCD 프린팅을 활용하였다. LCD 프린팅은 광경화방식 3D 프린터 중 LED를 통해 나오는 광원으로 출력 영역을 광중합 시키는 방식으로, 층내 가장자리와 가운데 부분의 광원 세기 차이로 인해 플랫폼 위치에 따라 출력물의 완성도가 달라질 수 있다.⁸ Moon 등⁹은 DLP와 LCD 프린팅을 이용한 고정성 임시 보철물의 체적 정확도에 대한 연구에서 DLP 프린팅과 LCD 프린팅으로 5-unit 이상의 임시 보철물 제작 시 수축으로 인해 3-unit 이하의 임시 보철물에 비해 정확도가 유의하게 감소하였으며, 이들 기술의 임상적 적용을 위해 제작된 임시 보철물의 진료실에서의 내면 조정 또는 크

기가 큰 STL 파일을 디자인하는 것을 고려해야 한다고 보고 하였다. 즉, 단일 치아나 짧은 고정성 보철물 제작 시 우수한 적합도와 기계적 특성을 보이지만, 다수 유닛의 고정성 국소 의치 형태의 임시 보철물에서는 체적 정확성이 저하되며, 적합이 부적절한 경우에는 침상이 필요하다.²¹

고정성 임시 보철물의 간접-직접법을 위한 다양한 침상 방식이 소개되었으나²¹ 침상을 위한 공간은 셸을 지대주나 지대 치에 시적할 때 완전히 장착될 때까지 셸의 내면을 삭제하고 조절하여 부여하게 되므로 적절한 공간부여량에 대한 확실적인 원칙은 부재한다.²² Libeck이 등²¹은 고정성 보철물에서 각각 300 μ m, 500 μ m 깊이 그리고 술자의 편의대로 내면을 삭제한 후 침상을 시행한 결과, 세가지 방법 모두 임상적으로 허용 가능한 범위의 수직 및 수평적 오차를 보였으며, 침상을 하지 않은 경우와 비교 시 임시 보철물의 수축이 감소하여 지대치의 위치를 유지하는 데 도움이 되었다고 보고하였다. 직접법과 간접-직접법으로 제작한 임시관의 파절강도를 비교한 Sadid-Zadeh 등²³은 CAD-CAM으로 셸의 내면을 0.5 mm 되깎기(cutback)하여 밀링 제작한 후 내면을 침상하여 간접-직접법으로 제작한 임시 보철물이 직접법에 비해 기계적 강도가 우수하다고 보고하였다. Donker 등²⁴은 상악 전치부 단일 임플란트에 대하여 밀링을 이용한 간접법과 간접-직접법으로 제작한 임시관의 기계적 성질을 비교한 결과, 두 방법으로 제작한 임시관의 기계적 성질에 유의한 차이가 없다고 밝혔으나 내면 공간 부여량에 대한 언급은 없었다. 내면 공간을 각기 달리 부여한 본 실험의 결과는 0.5 mm 두께의 셸은 1.0 mm와 1.5 mm의 셸보다 유의하게 낮은 침상 후 파절강도 값을 보여 침상을 위한 공간 부여 시 셸의 두께가 0.5 mm까지 지나치게 얇아지는 것은 경계해야 할 것으로 사료되었다.

고정성 임시 보철물의 제작 방식 및 재료에 따른 기계적 특성에 대한 많은 연구들도 진행되어왔다. CAD-CAM 기술로 제작한 임시 보철물의 기계적 성질을 조사한 여러 선행 연구들이 3D 프린팅으로 제작된 임시 보철물이 밀링 방식으로 제작된 임시 보철물보다 높은 파절 강도를 보인다고 보고하였으며,^{5,14,15,25,26} 반대로 밀링 방식이 더 우수한 파절 강도를 보이는 연구들도 있었다.²⁷⁻³⁰ 이같이 상반된 연구 결과는 밀링 방식에서 사용되는 밀링 블록의 종류, 강도 및 3D 프린팅 방식에서 사용되는 레진의 조성, 프린팅 기술, 출력 각도, 층 두께, 출력물의 길이, 후경화 처리 방법 등 여러 요소가 출력물의 기계적 강도에 영향을 미친 결과로 해석된다. Cho와 Choi⁵는

3D 프린팅으로 제작한 고정성 임시 보철물은 밀링 및 전통적 방식으로 제작한 고정성 임시 보철물보다 높은 파절 강도를 가진다고 보고하였고, 이는 사용되는 레진의 종류와 관련이 있다고 언급하였다. 3D 프린팅에 사용되는 광중합형 레진은 자가중합형 레진보다 기계적 성질이 높다고 알려져 있으며,³¹ 이는 침상제인 자가중합형 레진에 비해 3D 프린팅에 사용되는 광중합형 레진의 비중이 높을수록 파절강도가 높게 나타난 본 연구의 결과와도 일치하였다.

본 연구에서는 금속 다이에 임시관을 합착하는 과정이 제외되었다.³²⁻³⁴ 일반적으로 시멘트 합착은 힘을 고르게 분산시켜 외력에 대한 고정성 보철물의 저항력을 증가시키는데 본 연구에서는 임시 보철물 자체의 강도를 집중 평가하기 위해 임시관을 금속 다이에 합착하지 않고 진행하였다. 그러므로 추후 실제 임상과 유사한 임시 합착 상태의 임시관의 강도를 평가하는 연구도 필요할 것으로 생각된다. 또한 간접-직접법으로 임시 보철물 내면을 침상 시 우수한 적합을 얻기 위해 교합면 또는 설면에 round bur로 vent hole을 뚫거나 내면을 충분히 삭제함을 추천하기도 하는데³⁵ 본 실험에서는 vent hole의 파절 강도에 대한 영향³⁶을 고려하여 해당 과정을 생략하였으나 더욱 종합적인 실험 결과를 얻기 위해 venting을 시행한 추후 실험도 필요할 것으로 보인다.

결론

본 연구의 실험조건 내에서 임플란트 지대주에 대하여 CAD-CAM 기반의 3D 프린팅으로 각각 1.5 mm, 1.0 mm, 0.5 mm 두께의 셸을 제작하고 내면에 PMMA 레진으로 침상을 시행한 간접-직접법으로 제작된 임시관 파절 강도를 비교 평가한 결과, 셸 두께에 따라 간접-직접법으로 제작한 임시관의 파절강도는 유의한 차이를 보였다. 특히 0.5 mm 셸 두께의 임시관은 1.0 mm와 1.5 mm 셸 두께의 임시관보다 유의하게 낮은 파절강도를 보여, 기계적 강도면에서 셸 두께가 지나치게 얇아짐은 경계해야 할 것으로 사료되었다.

References

1. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed., Quintessence Publishing Company; Chicago,

- IL, USA; 1997. p. 225-7.
2. Burns DR, Beck DA, Nelson SK; Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003;90:474-97.
 3. Mendes JM, Botelho PC, Mendes J, Barreiros P, Aroso C, Silva AS. Comparison of fracture strengths of three provisional prosthodontic CAD/CAM materials: laboratory fatigue tests. *Appl Sci* 2021;11:9589.
 4. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR. Techniques of fabrication of provisional restoration: an overview. *Int J Dent* 2011;2011:134659.
 5. Cho WT, Choi JW. Comparison analysis of fracture load and flexural strength of provisional restorative resins fabricated by different methods. *J Korean Acad Prosthodont* 2019;57:225-31.
 6. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:E141-5.
 7. Dimitrov D, Schreve K, de Beer N. Advances in three dimensional printing – state of the art and future perspectives. *Rapid Prototyp J* 2006;12:136-47.
 8. Yoon GW, Park EJ. Fracture strength of six-unit anterior fixed provisional restorations fabricated using various dental CAD/CAM systems. *Int J Prosthodont* 2024;37:49-54.
 9. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials (Basel)* 2021;14:1487.
 10. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med* 2021;10:2010.
 11. Palavicini J, Quin SL, Zakkour W, Zakkour K, Manafi Varkiani S, Xu X, Lawson NC, Nejat AH. Bond strength of reline materials to 3D-printed provisional crown resins. *Polymers (Basel)* 2023;15:3745.
 12. Zinner ID, Trachtenberg DI, Miller RD. Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1989;33:355-77.
 13. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent* 2020;124:780-6.
 14. Suralik KM, Sun J, Chen CY, Lee SJ. Effect of fabrication method on fracture strength of provisional implant-supported fixed dental prostheses. *Prosthesis* 2020;2:325-32.
 15. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2020;24:701-10.
 16. Abdullah AO, Pollington S, Liu Y. Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns. *Dent Mater J* 2018;37:957-63.
 17. Galli F, Deflorian M, Testori T. Simplified protocol for relining provisional prosthesis on natural abutments: a technical note. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2018;38:e25-8.
 18. Peng CC, Chung KH, Yau HT, Ramos V Jr. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *J Prosthet Dent* 2020;123:514-22.
 19. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171-5.
 20. Waltimo A, Könönen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand* 1995;53:254-8.
 21. Libeck W, Elsayed A, Freitag-Wolf S, Kern M. Reducing the effect of polymerization shrinkage of temporary fixed dental prostheses by using different materials and fabrication techniques. *Dent Mater* 2016;32:1464-71.
 22. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics (E-Book). Elsevier Health Sciences; 2015.
 23. Sadid-Zadeh R, Zirkel C, Makwoka S, Li R. Fracture strength of interim CAD/CAM and conventional partial fixed dental prostheses. *J Prosthodont* 2021;30:720-4.

24. Donker VJJ, Janss PEA, Pol CWP, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJA. Mechanical performance of patient-specific prefabricated temporary shell versus laboratory-fabricated CAD/CAM provisional implant-supported single-tooth restorations: A laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2024 Jun 5.
25. Ibrahim A, El Shehawy D, El-Naggar G. Fracture resistance of interim restoration constructed by 3D printing versus CAD/CAM technique (In vitro study). *Ain Shams Dent J* 2020;23:13-20.
26. Reepomaha T, Angwaravong O, Angwarawong T. Comparison of fracture strength after thermo-mechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *J Adv Prosthodont* 2020;12:218-24.
27. Abad-Coronel C, Carrera E, Mena Córdova N, Fajardo JI, Aliaga P. Comparative analysis of fracture resistance between CAD/CAM materials for interim fixed prosthesis. *Materials (Basel)* 2021;14:7791.
28. Henderson JY, Koriotoh TVP, Tantbirojn D, Versluis A. Failure load of milled, 3D-printed, and conventional chairside-dispensed interim 3-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2022;127:275.e1-7.
29. Martín-Ortega N, Sallorenzo A, Casajús J, Cervera A, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *J Prosthet Dent* 2022;127:267-74.
30. Mayer J, Stawarczyk B, Vogt K, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clin Oral Investig* 2021;25:5987-96.
31. Matsumura H, Leinfelder KF. Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. *Quintessence Int* 1994;25:425-30.
32. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont* 2015;7:27-31.
33. Naveen KS, Singh JP, Viswambaran M, Dhiman RK. Evaluation of flexural strength of resin interim restorations impregnated with various types of silane treated and untreated glass fibres. *Med J Armed Forces India* 2015;71(Suppl 2):S293-8.
34. Park SM, Park JM, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials (Basel)* 2020;13:3970.
35. Heboyan AG, Movsisyan NM, Khachatryan VA. Provisional restorations in restorative dentistry. *World Science* 2019; 3:11-7.
36. Sallustio FW, Waskewicz GA, Billy EJ. The effect of venting on the strength of dicor and hi-ceram ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:463-8.

3D 프린팅을 이용해 간접-직접법으로 제작한 단일 임플란트 임시관의 파절강도에 대한 셸(shell) 두께의 영향

황선우·오상천*

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

목적: 본 연구는 간접-직접법으로 임시관 제작 시, 외관, 즉 셸(shell)의 두께가 파절강도에 미치는 영향을 평가하고자 하였다. **재료 및 방법:** 상악 제1대구치 임플란트 지대주 위에 임시관 적용을 가정하였다. 임시관의 파절강도 측정을 위해 임플란트 기성 지대주를 복제하여 티타늄 금속 다이를 밀링 제작하였고, CAD 프로그램 상에서 임시관을 디자인하고 내면에 각기 다른 첩상 공간이 부여되는 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm의 서로 다른 두께의 셸을 광경화성 액상 레진을 이용하여 3D 프린팅한 후 PMMA 레진으로 첩상하여 간접-직접법으로 제작한 임시관 시편을 0.5군, 1.0군, 1.5군으로 나누어 10개씩 준비하였다. 파절강도 측정을 위해 만능시험기를 사용하여 1.0 mm/min crosshead speed로 시편의 교합면 중심좌에서 수직으로 압축 하중을 가하였으며, 파절 시 최대 하중 값(N)을 기록하였다. 실험군 간 파절강도를 비교하기 위해 일원배치 분산분석 후 사후검정으로 Tukey test를 실시하였다 ($\alpha = .05$). **결과:** 파절강도는 1.5군 (1504.5 ± 141.30 N), 1.0군 (1420.2 ± 182.05 N), 0.5군 (1083.1 ± 178.90 N)순으로 나타났다. 1.5군은 1.0군과 유의한 차이가 없었으나 ($P > .05$), 0.5군과 유의한 차이가 있었고 ($P < .001$), 1.0군은 0.5군과 유의한 차이가 있었다 ($P < .001$). **결론:** 간접-직접법으로 제작한 임시관의 파절강도는 셸의 두께에 따라 유의한 차이가 있었다. 간접-직접법으로 임시관 제작 시 셸의 두께가 0.5 mm인 경우 셸의 두께가 1.0 mm, 1.5 mm일 때보다 유의하게 낮은 파절강도를 보였으며, 이는 간접-직접법으로 임시관 제작 시 셸이 너무 얇아지는 것을 경계해야 함을 의미한다. (대한치과보철학회지 2024;62:253-61)

주요단어

치과용 임시 보철물; 3D 프린팅; 간접-직접법; 파절강도; PMMA

교신저자 오상천
15865 경기도 군포시 산본로 321
원광대학교 치과대학 치과보철학교실
031-390-2875
scoh@wku.ac.kr

원고접수일 2024년 6월 10일
원고최종수정일 2024년 7월 11일
원고채택일 2024년 7월 29일

© 2024 대한치과보철학회
이 글은 크리에이티브 커먼즈
코리아 저작자표시-비영리
4.0 대한민국 라이선스에
따라 이용하실 수 있습니다.