

Fracture Strength and Translucency of CAD/CAM Zirconia Crown for Primary Anterior Tooth

Seung-Hwan Ong, Jongsoo Kim, Jongbin Kim, Jisun Shin, Seunghoon Yoo

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Dankook University

Abstract

The purpose of this study is to evaluate the validity of primary anterior zirconia crown made with Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) technology by analyzing fracture strength and translucency parameter.

Zirconia crown was designed with CAD software, using 3D scanned data of #61 tooth model. Crown fabrication was performed with CAM machine using zirconia block. Zirconia crowns were divided into 3 groups according to thickness(0.3, 0.5, and 0.7 mm), and fracture strength was compared with 1.0 mm thickness of resin strip crown. The compressive force was applied with universal testing machine at 30° along the incisal edge at increments of 1 mm/min. For translucency evaluation, 0.3, 0.5, and 0.7 mm thickness of zirconia specimens were fabricated and translucency was measured with spectrophotometer.

Among zirconia groups, there was a significant increase in fracture strength as thickness increased ($p < 0.05$). The fracture strength of zirconia crown was significantly higher than resin strip crown in all groups ($p < 0.05$). Translucency parameter was highest in 0.3 mm group, and significantly decreased as thickness increased to 0.5 and 0.7 mm ($p < 0.05$).

Thin primary anterior zirconia crown can be designed and fabricated according to individual needs by using CAD/CAM. Restoration with thin crown would reduce the amount of tooth reduction, risk of pulp exposure, and make more esthetic restoration possible.

Key words : CAD/CAM, Zirconia crown, Primary teeth, Esthetic restoration

I. 서 론

유치에서의 우식은 성인과는 다른 양상을 가지고 있다[1]. 유치에서는 우식의 진행 속도가 영구치에 비해 매우 빠르고, 인접면에 우식이 잘 발생하며[2], 만 3세 전에는 특히 상악 유전치에 호발하여[3] 유치의 심미성을 직접적으로 악화시킨다. 심미성은 치과 치료 계획 수립 시 고려해야 되는 중요한 요소이지만, 심미

적인 치과 재료들이 많이 개발되고 사용되어 온 영구치와는 달리, 유치에서는 치료 환경 및 해부학적 형태가 달라 영구치와 동일한 치료 계획을 세우기 어려운 한계를 가지고 있다[4].

유전치는 인접면 우식이 잘 생기며 범위가 큰 경우에 전장관을 사용하여 수복해야 한다[2]. 그러나 기성 전장관을 수복하기 위해서는 전장관의 내면에 맞추어 치아가 삭제되어야 하기 때문에 치수 노출의 가능성이 높아지고[5], 치열에 총생이 있거나, 치

Corresponding author : Seunghoon Yoo

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Dankook University, 119 Dandae-ro, Dongnam-gu, Cheonan, 31116, Republic of Korea

Tel: +82-41-550-0223 / Fax: +82-41-550-1999 / E-mail: yoo.seunghoon@gmail.com

Received December 19, 2019 / Revised February 5, 2020 / Accepted February 3, 2020

※The authors declare that there is no conflict of interest.

관 사이에 공간이 없는 경우에는 기성 전장관의 수복이 어렵다. 또한 소아는 수평 피개의 양이 적은 경우가 많고[6], 이같이 습관을 가진 경우가 많아[7], 기성 전장관 수복으로 인해 교합이 달라지면 대합치에 마모를 발생시킬 수 있다[8]. 이러한 이유로 소아에서도 심미성에 대한 요구가 증가하고 있지만[9], 아직 심미성과 강도, 경제성 뿐만 아니라 치수 노출의 가능성이 낮은 이상적인 수복 방법은 제시되지 못하였다.

현재 사용되고 있는 유전치의 전장관에는 기성 금속관, 개창 금속관, 레진 전장관, 폴리카보네이트 전장관, 그리고 지르코니아 전장관 등이 있다[9]. 레진 전장관은 높은 심미성으로 인해 널리 사용되어 왔지만, 파절될 가능성과 술자 민감성이 높다는 단점을 가지고 있어 수복물의 수명이 낮고[2], 최근에 개발된 지르코니아 전장관은 심미적이며 강도가 매우 강하지만, 치아 삭제량이 많고 조절이 불가능하여 치수 노출의 위험성을 높힐 수 있는 단점을 가지고 있다[10].

유전치에서도 치아 외형에 맞추어 심미 수복이 이루어질 수 있다면, 개별 치아에 맞추어 수복이 이루어질 수 없는 기성 전장관의 한계를 줄이고 더 보존적이고 심미적인 치료가 가능해질 수 있을 것이다. 이에 소아치과 영역에서도 Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) 기술의 활용이 고려될 수 있다. CAD/CAM은 1980년대에 치과계에 처음으로 도입된 이후 지난 30여 년간 치과 보철물 제작에 널리 사용되어 왔다[11]. 초기에는 과도한 장비 비용과 정밀도가 수작업의 주조 작업에 미치지 못하였지만, 꾸준한 기술 및 장비의 발달로 CAD/CAM 장비 비용도 저렴해지고 다양한 재료들을 가공 제작할 수 있게 되었으며, 그중 지르코니아는 높은 심미성과 강도를 보여

심미 수복에 널리 사용되고 있다[12]. 그러나 아직 소아치과 영역에는 CAD/CAM의 활용이 적고 이에 따라 관련 연구 및 CAD/CAM을 이용한 유치 전장관 제작 프로토콜도 제시되어 있지 않은 상황이다. 최근 유전치에서 CAD/CAM을 이용한 수복물에 관한 연구가 있었지만, 지르코니아가 아닌 세라믹과 레진을 대상으로 하였고 전장관이 아닌 비니어였다[9].

따라서 이 연구에서는 CAD/CAM을 이용하여 치아의 외형을 기준으로 기성 전장관보다 얇은 유전치 지르코니아 전장관을 디자인 및 제작하고, 두께에 따른 파절강도와 반투명도를 비교하여 강도와 심미성을 통해 임상적 적용 가능성을 확인해보고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 지르코니아 전장관 디자인 및 두께 설정

CAD/CAM을 이용하여 제작할 지르코니아 전장관의 외형은 기성 유전치 모형(model A4AN-900, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan) 중 #61을 기준으로 하였다. 유전치 모형을 3shape Trios[®] (3Shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark) 구강 스캐너로 스캔하고 3차원 형상 데이터를 획득하여, 3shape dental designer (3Shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark) CAD 소프트웨어로 전장관을 디자인하였다(Fig. 1A).

지르코니아 전장관의 두께에 따른 파절강도를 레진 전장관과 비교하기 위하여 지르코니아 전장관은 외형을 기준으로 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm의 3가지 두께로 나누었고(Fig. 1B, 1C, 1D), 레진 전장관의 두께는 1.0 mm로 설정하였다(Table 1).

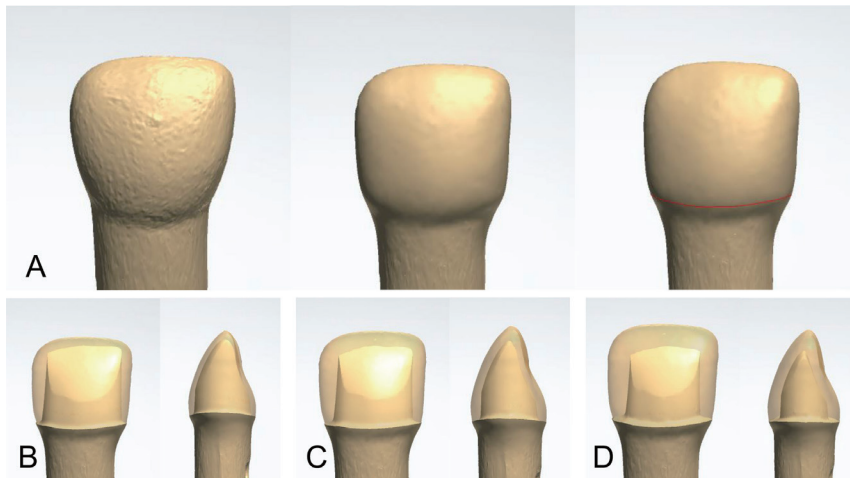


Fig. 1. CAD design protocols for primary anterior zirconia crown. (A) Outline form setting of zirconia crown with scanned #61 tooth model. Cervical portion was expanded mesiodistally, while maintaining total mesiodistal width. (B) 0.3 mm, (C) 0.5 mm, (D) 0.7 mm thickness setting based on outline form.

Table 1. Sample grouping and materials for fracture strength analysis

Group	n	Material	Thickness (mm)	Manufacturer
Control	10	Composite Resin	1.0	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
I	10	Zirconia	0.3	Neobiotech Co., Seoul, Korea
II	10	Zirconia	0.5	Neobiotech Co., Seoul, Korea
III	10	Zirconia	0.7	Neobiotech Co., Seoul, Korea

디자인된 전장관의 내외면은 기성 지르코니아 전장관인 Nusmile사의 #61 A1을 Maestro 3D scanner (AGE Solutions, Pisa, Italia)로 스캔하고 비교하였다(Fig. 2).

2. 지르코니아 전장관 및 지대치 제작

디자인된 지르코니아 전장관은 montblanc® 지르코니아 블록(Neobiotech Co., Seoul, Korea)으로 CAD/CAM 밀링기계인 CAMEleon cs (Neobiotech Co., Seoul, Korea)를 이용하여 제작하였다. 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm 두께의 전장관을 각각 10개씩 밀링한 뒤, 제조사의 지시에 따라 소결하였다.

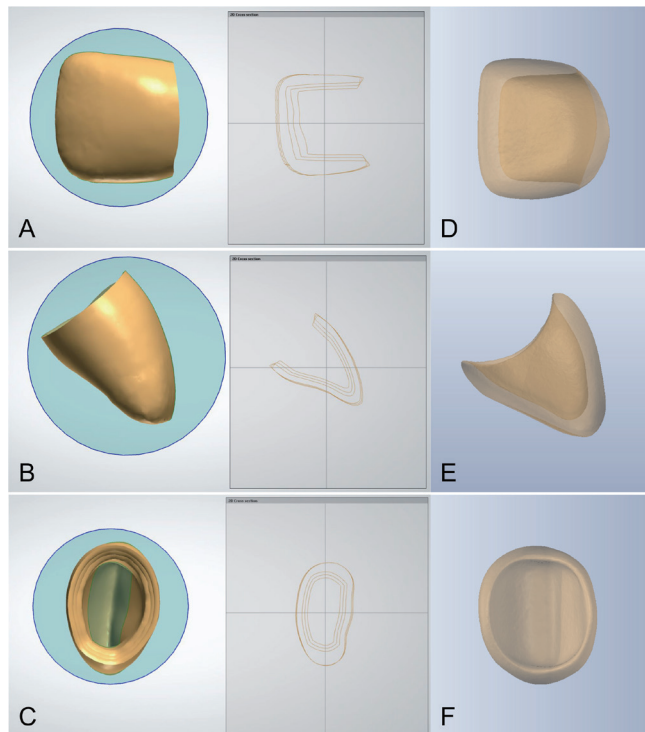


Fig. 2. Inner and outer surface comparison between designed zirconia crown with ready made zirconia crown. (A, B, C) Designed zirconia crown view from buccal, lateral, and below (0.3, 0.5, and 0.7 mm thickness of zirconia crowns are overlaid). (D, E, F) Ready-made zirconia crown view from buccal, lateral, and below.

파절강도 측정을 위한 지대치 제작은, 제작된 각 두께의 전장관 내면을 왁스로 복제한 후 니켈-크롬 합금(VeraBond 2V, Aalbadent Inc., USA)으로 각 두께의 전장관에 맞게 3가지 크기의 금속 주 모형을 제작하였다(Fig. 3A). 지대치는 100 um glass microbeads로 샌드블라스터(Basic classic, Renfert, Hilzingen, Germany)를 이용하여 표면처리 하였다.

3. 지르코니아 전장관 접착 및 레진 전장관 제작

제작된 지르코니아 전장관은 RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) 레진시멘트로 제조사 지시에 따라 제작된 지대치에 합착하였다. 2초간의 Tack Cure로 여분의 시멘트를 제거한 뒤 전장관의 순면과 설면에서 광중합기(B&LiteS, B&L Biotech, Ansan, Korea)를 이용하여 각각 20초씩 중합하였다(Fig. 3B).

레진 전장관의 celluloid crown form은 Pediatric strip crowns UL2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 사용하였다. 레진 전장관의 지대치는 0.7 mm 두께의 지르코니아 전장관 내면에 맞추어 형성된 지대치를 이용하였고, 레진 전장관의 절단면 레진 두께가 1.0 mm가 되도록 celluloid crown form을 조절하였다. 이후 Filtek Z350XT, A2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 celluloid crown form에 넣고 전장관 순면과 설면에서 광중합기(B&LiteS, B&L Biotech, Ansan, Korea)를 이용하여 각각 20초씩 중합하였다(Fig. 3C).

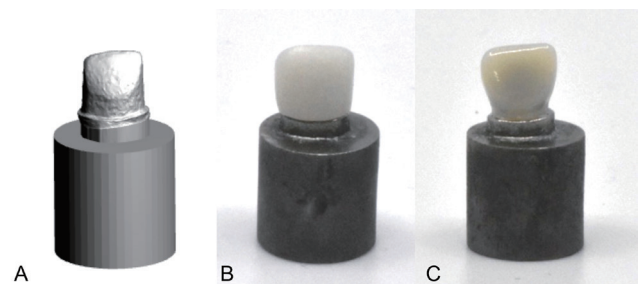


Fig. 3. Design of metal abutment and crown cementation. (A) Metal abutment of 0.3 mm thickness zirconia crown, (B) Image of zirconia crown cemented to the abutment, (C) Image of resin strip crown cemented to the abutment.

4. 파절강도 측정

합착된 지르코니아 전장관과 레진 전장관은 장축으로부터 30° 경사진 상태로 유지할 수 있도록 제작된 금속 지그에 고정하였다. 이후 제작된 직경 10 mm의 원형 금속봉을 이용하여 만능시험기 QM100TS (Universal Testing Machine, Qmesys, Korea)에서 1 mm/min의 속도로 하중을 가하여 시편이 파절된 시점에서의 최대값을 기록하였다.

5. 반투명도 측정을 위한 시편 제작

반투명도는 파절강도 비교를 위해 설정된 지르코니아 전장관과 같은 두께의 판으로 측정하였다. 가로와 세로 7.0 mm, 그리고 각각 0.3, 0.5, 0.7 mm의 두께를 가진 사각형의 얇은 판을 디자인하고, montblanc® 지르코니아 블록으로 CAMeleon cs 를 이용하여 각 두께당 10개씩 밀링한 후 소결하였다.

6. 반투명도 측정

반투명도(Translucency Parameter, TP)는 분광측색장치(CM-3500d, Konica Minolta, Tokyo, Japan)를 이용하여 측정하였다. 광원은 CIE (Commission Internationale de l'Eclairage)의 표준광인 D65를 채택하였으며, 백색 배경판(L* = 96.61, a* = -0.16, b* = -0.15)과 흑색 배경판(L* = 0, a* = 0, b* = -0.2)에서 각 시편의 CIE-Lab 값을 측정하였다. CIE L*a*b* 시스템은 3차원 좌표로서 L* 값은 y축으로 대상의 밝기를 나타내고, a* 값은 x축으로 적색(+) 또는 녹색(-) 색도를 나타내며, 마지막으로 b* 값은 z축으로 노란색(+) 또는 파란색(-) 색도를 나타낸다.

반투명도는 다음과 같은 식으로 계산하였다[9].

$$TP = [(L_b^* - L_w^*)^2 + (a_b^* - a_w^*)^2 + (b_b^* - b_w^*)^2]^{1/2}$$

아래 첨자 B는 흑색 배경에서, W는 백색에서 측정되었음을 의미한다. 반투명도는 검은색과 흰색 배경에서 각각 측정된 L*, a*, 그리고 b* 값 차이로 결정되며, 반투명도가 0 이면 완전 불투명하고, 반투명도가 증가할수록 더 투명해지는 것을 의미한다[9].

7. 통계

각 두께에 따른 파절강도와 반투명도의 비교를 위한 통계처리는 IBM SPSS Statistics ver. 25 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA)를 이용하여 Mann-Whitney U test로 분석하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 파절 강도 (Fracture strength)

지르코니아 전장관의 파절강도는 III 군에서 평균 1268 N으로 가장 높게 나타났으며, II 군에서는 평균 776 N, 그리고 I 군에서는 평균 431 N으로 나타났다. 대조군에서는 평균 278 N로 가장 낮은 수치를 보였다. 파절강도는 각 군간 모든 경우에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다(Table 2, Fig. 4).

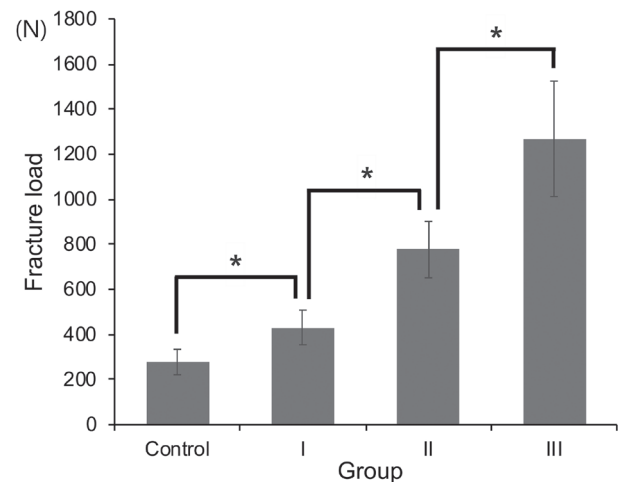


Fig. 4. Comparison of fracture strength between different thickness of zirconia crown and resin strip crown.

Table 2. Fracture strength of zirconia crown and resin strip crown

Group	Min (N)	Max (N)	Mean (N)	SD	p value
Control	197.3	375.6	278.1	56.6	0.000
I	307.5	554.5	431.7	77.05	0.000
II	607.6	948.7	776.8	125.2	0.000
III	983.2	1692.8	1268.1	256.0	0.000

p value from Mann-Whitney test

Table 3. Mean and standard deviation of translucency parameter, L*, a*, and b* values of zirconia specimens

Thickness (mm)	Translucency Parameter	L*	a*	b*	ρ value
0.3	13.57 \pm 0.60	65.7 \pm 0.39	-1.39 \pm 0.09	0.15 \pm 0.17	0.000
0.5	11.12 \pm 0.42	63.5 \pm 0.29	-1.22 \pm 0.07	0.91 \pm 0.15	0.000
0.7	7.09 \pm 0.39	62.5 \pm 0.17	-1.29 \pm 0.11	0.73 \pm 0.37	

The values are the mean \pm standard deviation
 ρ value from Mann-Whitney test

2. 반투명도 (Translucency parameter)

지르코니아 시편의 반투명도는 0.3 mm 군에서 평균 13.57로 가장 높았으며, 0.2 mm 씩 두께가 증가할수록 유의하게 감소하였다. 모든 군은 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 시편의 두께가 증가할수록 L* 값이 감소하였으며, a* 와 b* 값은 차이가 없었다(Table 3).

IV. 총괄 및 고찰

기성 지르코니아 전장관은 우수한 심미성과 내구성을 가져 유전치 심미적인 수복 방법으로 널리 사용되고 있다[13]. 그러나 기성 지르코니아 전장관은 조절이 매우 어렵고 다른 유전치 전장관에 비해 치아 삭제량이 많아 치수 노출의 위험을 동반한다[5,10]. 기성 지르코니아 전장관은 두께가 0.5 mm 정도이지만[14], 전장관에 맞추어 내면을 삭제해야 되기 때문에 실제 삭제량은 그 이상이 되는 부분이 생긴다[5]. 제조사마다 다르지만, 부위에 따라 1.0 - 2.0 mm 까지도 삭제하도록 권고하고 있고[10], Kim 등[5]의 연구에 따르면 한국인의 상악 유중절치 평균 크기로 지르코니아 전장관 내면과 중첩하여 보았을 때 절단부는 1.2 mm, 협면은 0.9 mm 정도의 삭제가 필요하다고 하였다. 또한 Lee 등[15]의 연구에서도 한국 아동에서 유전치 지르코니아 전장관 수복을 위해서는 절단면에서 2.5 - 3.0 mm, 근원심에서 0.8 - 1.0 mm, 순면은 0.5 - 1.0 mm, 그리고 설면은 설면결절을 중심으로 약간 삭제하거나 0.5 mm 추가 삭제할 것을 제시하였다. 유전치는 해부학적으로 영구전치에 비해 치경부가 협착되어 있고 법랑질과 상아질 두께가 1/2 정도이며 치수각이 돌출되어 있는 형태이기에[4,15] 전장관에 맞추어 부위마다 1.0 - 2.0 mm 정도 치아 삭제가 이루어질 경우 치수 노출과 그로 인한 치수 치료의 가능성이 높아진다.

이 연구에서 사용된 지르코니아 전장관은 치관의 근원심 폭경은 유지하면서 치경부의 너비를 넓히는 방식으로 언더컷이 생기지 않도록 디자인하여, 치아의 삭제와 치수 노출을 최소화 할 수 있도록 하였다. 지르코니아 전장관의 두께는 상악 유전치의 평

균 법랑질 두께를 기준으로 설정하였다. 법랑질 두께와 관련한 기존의 연구에서는 Arangannal 등[16]이 상악 유전치의 평균 법랑질 두께가 0.7 - 0.9 mm 라고 하였고 Seow 등[17]의 연구에서는 0.5 mm 라고 주장하였다. 따라서 이 연구에서는 이를 기준으로 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm로 두께를 설정하고 지르코니아 전장관과 판을 제작하여 파절강도와 반투명도를 측정하였다.

파절강도는 수복물의 장기적인 생존율을 위한 중요한 요소 중 하나로[18], 파절강도 측정은 상악 유전치 간 각도인 148도를 참고하여[19] 장축을 기준으로 30도 경사를 기울여 하중을 주었다. 지르코니아 전장관은 0.3 mm의 얇은 두께로도 레진 전장관보다 유의하게 높은 파절 강도를 보였으며, 만 3 - 6세의 평균 교합력인 200 - 250 N과 유전치부의 평균 교합력인 50 N에 비하여도[20,21] 상당히 높은 파절 강도를 보였다. 이는 0.3 mm 두께의 지르코니아 전장관이 영구치를 대상으로 한 연구에서도 450 N의 파절강도를 보인 Nordahl 등[22]의 연구와도 일치한다. 지르코니아는 단단한 물리적 성질로 인해[12] 치아 삭제량을 최소화하여 얇은 두께로 유전치 전장관을 제작하여도 레진 전장관 뿐만 아니라 유치 교합력보다 높은 파절강도를 보여 임상에서의 적용 가능성을 보여주었다. 본 연구의 전장관 디자인 방법처럼 치경부 직경을 늘리는 방식으로 전장관 제작을 고안한다면 언더컷 없이 치아 삭제를 하더라도 절단부의 치수 노출의 위험성이 줄어들 것이다.

반투명도는 재료 표면을 통과하여 전송되는 빛의 상대적인 양으로, 보철물 수복시 자연치의 색조 재현에 고려되는 중요한 요소 중 하나이다. 반투명도는 두께에 영향을 받는다고 알려져 [23], 이 연구에서는 유치 법랑질의 두께 범위 안에서도 전장관의 얇은 두께 차이가 반투명도에 영향을 주는지 알아보려고 하였다. 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm 두께의 지르코니아 시편은 두께가 증가할수록 반투명도가 감소하였으며, 각 군 간에 유의한 차이를 보였다. 이를 통해 지르코니아는 0.2 mm의 얇은 두께 차이로도 반투명도에 유의한 차이를 만들어 환자의 치아 상태에 맞춘 심미적인 전장관의 제작이 가능할 것으로 사료된다. 유전치의 협면에 변색이나 우식이 있는 경우 협측 두께를 비교적 두껍게 제작하고 반투명도를 낮추어 덮어줄 수 있을 것이며, 반대로

유전치의 인접면에만 우식이 있고 협면은 건전한 경우 협측 두께를 얇게 제작하고 반투명도를 높게 유지하여 자연치와 유사한 심미성을 부여할 수 있을 것이다.

이 연구에서는 기존에 유전치 심미 수복에 사용되는 전장관들의 한계점들을 최소화할 방안으로써 CAD/CAM을 이용한 지르코니아 전장관 수복의 가능성을 파절강도와 반투명도 측정을 통해 확인하였다.

임상적으로 CAD/CAM을 이용하여 만든 얇은 전장관의 수복은, 기성 지르코니아 전장관 수복시의 과도한 치아 삭제량의 감소 뿐만 아니라, 기성 전장관 수복 후 치수치료시의 치수강 접근이나 전장관 제거의 어려움을 줄일 수 있을 것이다. 또한 지대치 상태 및 주변 치아에 맞추어 두께 및 외형 설정 뿐만 아니라 염색약으로 색을 부여해준다면 CAD/CAM 기술은 기존의 유전치 심미 수복물들의 한계점을 최소화할 수 있는 유전치 심미 수복 방법으로 사용될 수 있을 것이다.

소아치과 영역에서 이런 CAD/CAM 기술의 단점으로는 초기 비용[11]과 당일 수복 어려움 및 환아의 협조도를 들 수 있다. 지르코니아 전장관의 밀링 과정은 진료실에 구비하지 않아도 기공소에 의뢰가 가능하지만, 치아의 스캔은 진료실에서 이루어져야 할 것이다. 이를 위해 진료실에서는 구강 스캐너가 필요하며, 구강 스캔을 위해서는 환아의 협조도가 필요하다. 또한 소아치과 임상에서는 전장관 합착 시 시멘트의 두께가 일정하지 않아 강도와 색상에 시멘트가 미치는 영향도 고려해야 한다. 지대치의 상태와 시멘트의 종류와 두께는 파절강도에 영향을 미칠 수 있으며[24], 전장관의 최종 색상에는 전장관의 두께, 색, 표면 질감, 표면 염색 뿐만 아니라 시멘트의 색, 두께, 그리고 하방 치아의 색 등 여러 요인이 영향을 미치기 때문에[25] 각 요소의 조합에 따른 고려가 필요하다. 마지막으로, 시판되는 지르코니아 블록은 종류가 다양하며 각각 색상, 강도 등의 물리적 특성이 다르기 때문에[12] 유전치의 색에 맞는 지르코니아 블록과 염색약 및 시멘트의 조합에 대한 후속 연구가 필요할 것이다.

V. 결 론

이 연구는 기성 유전치부 전장관의 한계점을 극복할 방안으로써 CAD/CAM 기술의 임상적 활용 가능성을 알아보고자 기성 지르코니아 전장관보다 얇은 지르코니아 전장관을 제작한 후 파절강도와 반투명도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

CAD/CAM으로 제작한 지르코니아 전장관은 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm 두께의 모든 군에서 1.0 mm 두께의 레진 전장관에 비해 파절강도가 높았다($p < 0.05$). 지르코니아 전장관은 두께가 증가할수록 파절강도가 증가하였으며, 각 군 간에 차이를 보였

다($p < 0.05$). 지르코니아 시편의 반투명도는 0.3 mm 두께에서 가장 높았으며, 0.5 mm, 0.7 mm로 두께가 증가할수록 감소하였다($p < 0.05$). 0.3 mm의 얇은 두께로 제작한 전장관도 레진 전장관과 유치의 교합력보다 높은 파절강도를 보여 임상적으로 사용할 수 있을 것이며 지대치 상태에 따라 두께를 조절하여 반투명도에 변화를 주면 자연치와 유사한 심미적인 수복이 가능할 것이다. 이 연구의 결과를 통해, CAD/CAM을 이용한 유전치 지르코니아 전장관의 제작은 기존의 유전치 수복물들의 한계점을 보완하며 강도와 심미를 갖춘 수복 방법이 될 수 있을 것으로 보인다.

Authors' Information

Seung-Hwan Ong <https://orcid.org/0000-0002-2334-9630>

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

Jongbin Kim <https://orcid.org/0000-0001-8744-9553>

Jisun Shin <https://orcid.org/0000-0003-2147-5163>

Seunghoon Yoo <https://orcid.org/0000-0003-2815-512X>

References

1. Anil S, Anand PS : Early childhood caries: prevalence, risk factors, and prevention. *Front Pediatr*, 5:157, 2017.
2. Waggoner WF : Restoring primary anterior teeth. *Pediatr Dent*, 24:511-516, 2002.
3. O'Sullivan DM, Tinanoff N : Maxillary anterior caries associated with increased caries risk in other primary teeth. *J Dent Res*, 72:1577-1580, 1993.
4. American Academy of Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee-Restorative Dentistry Subcommittee : Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent*, 34:173-180, 2012.
5. Kim SY, Lim YJ, Jih MK, *et al.* : Comparison of crown shape and amount of tooth reduction for primary anterior prefabricated crowns. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 46:64-75, 2019.
6. Hedge S, Panwar S, Bolar DR, Sanghavi MB : Characteristics of occlusion in primary dentition of preschool children of Udaipur, India. *Eur J Dent*, 6:51-55, 2012.
7. Machado E, Dal-Fabbro C, Cunali PA, Kaizer OB : Prevalence of sleep bruxism in children: A systematic review. *Dental Press J Orthod*, 19:54-61, 2014.
8. Choi JW, Bae IH, Huh JB, *et al.* : Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *J*

- Adv Prosthodont*, 8:43-52, 2016.
9. Zilich C : Fracture resistance of CAD/CAM restorations on anterior primary teeth. PhD Thesis, UCSF, 2015.
 10. 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*, 38:42-46, 2016.
 11. Davidowitz G, Kotick PG : The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55:559-570, 2011.
 12. Miyazaki T, Nakamura T, Kobayashi T, *et al.* : Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57:236-261, 2013.
 13. Planells del Pozo P, Fuks AB : Zirconia crowns-an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*, 38:193-195, 2014.
 14. Edelweiss dentistry : Fact sheet - pediatric crown. Available from URL: <https://www.edelweissdentistry.com/downloads> (Accessed on December 10, 2019).
 15. Lee JM, Lee HS, Choi SC, *et al.* : Three dimensional analysis of primary maxillary central and lateral anterior zirconia crown. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 43:176-186, 2016.
 16. Arangannal P, Chandra B, Vijayaprabha, *et al.* : Enamel thickness in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*, 37:177-182, 2012.
 17. Seow WK, Young WG, Tsang AKL, Daley T : A study of primary dental enamel from preterm and full-term children using light and scanning electron microscopy. *Pediatr Dent*, 27:374-379, 2005.
 18. Fernandes NA, Vally ZI, Sykes LM : The longevity of restorations-a literature review. *SADJ*, 70:410-413, 2015.
 19. Waggoner WF : Fracture strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent*, 17:36-40, 1995.
 20. Mountain G, Wood D, Toumba J : Bite force measurement in children with primary dentition. *Int J Paediatr Dent*, 21:112-118, 2011.
 21. Gaviao MBD, Raymundo VG, Rentes AM : Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Braz Oral Res*, 21:146-152, 2007.
 22. Nordahl N, von Steyern PV, Larsson C : Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*, 57:255-261, 2015.
 23. Al-Juaila E, Osman E, Farghaly EA, *et al.* : Comparison of translucency for different thicknesses of recent types of esthetic zirconia ceramics versus conventional ceramics (in vitro study). *Future Dent J*, 4:297-301, 2018.
 24. Sagsoz NP, Yanikoglu N : Evaluation of the fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing monolithic crowns prepared in different cement thicknesses. *Niger J Clin Pract*, 21:417-422, 2018.
 25. 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*, 123:149-154, 2020.

국문초록

CAD/CAM으로 제작한 유전치 지르코니아 전장관의 두께에 따른 파절강도와 반투명도 비교

옹승환 대학원생 · 김종수 교수 · 김종빈 교수 · 신지선 교수 · 유승훈 교수

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

이 연구의 목적은 파절강도와 반투명도 측정을 통해 Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)으로 제작한 유전치 지르코니아 전장관의 임상적 적용 가능성을 확인하는 것이다.

기성 유전치 모형 중 #61을 스캔하여 얻은 3차원 형상 데이터로 CAD 디자인 프로그램을 이용하여 전장관을 디자인하고, 지르코니아 블록으로 CAM 밀링 기계를 이용하여 전장관을 제작하였다. 지르코니아 전장관은 두께에 따라 0.3, 0.5, 그리고 0.7 mm의 3군으로 나누어 1.0 mm 두께의 레진 전장관과 파절강도를 비교하였다. 파절강도는 만능시험기를 이용하여 30° 각도에서 1 mm/min 속도로 절단면에 하중을 가하여 측정하였다. 반투명도는 가로와 세로가 7.0 mm, 그리고 두께가 각각 0.3, 0.5, 0.7 mm 인 사각형 지르코니아 시편을 제작하여 분광측색장치로 측정하였다.

파절강도 측정 결과 지르코니아 전장관은 두께가 증가할수록 파절강도가 높아졌으며 모든 두께의 지르코니아 군에서 대조군인 레진 전장관보다 파절강도가 높았다($p < 0.05$). 반투명도는 0.3 mm 군에서 가장 높았으며 0.5, 0.7 mm로 두께가 증가할수록 감소하였다($p < 0.05$).

CAD/CAM으로 제작한 지르코니아 전장관은 개별 치아에 맞추어 얇게 디자인 및 제작 가능하며, 얇은 전장관을 이용한 수복은 임상적으로 치아 삭제량과 치수노출 위험성 감소 뿐만 아니라, 더 심미적인 수복을 가능하게 해줄 것이다.