JKSDH

Journal of Korean Society of Dental Hygiene
2013 April 13(2) : 361-368

Original Article

# 코발트-크롬 합금으로 제작된 금속-도재관의 적합도 평가

김재홍 · 김원수[1] · 김기백
고려대학교 일반대학원 보건과학과 치의기공전공 · [1]대전보건대학 치기공학과

# Evaluation of fitness of metal-ceramic crown fabricated by cobalt-chrome alloy

Jae-Hong Kim · Won-Soo Kim[1] · Ki-Baek Kim
Department of health science specialized in Dental Lab. Science & Engineering, Graduate school, Korea University · [1]Department of Dental Laboratory Technology, Daejeon Health College

**Received** : 15 October, 2012
**Revised** : 20 March, 2013
**Accepted** : 9 April, 2013

**Corresponding Author**
Ki-Baek Kim
Department of health science specialized in Dental Lab. Science & Engineering, Graduate school, Korea University
161, Jeongneung-ro, Seongbuk-gu, Seoul 136-855, Korea.
Tel : +82-2-940-2762
+82-10-3160-8548
Fax : +82-2-940-2849
E-mail : kimkb404@naver.com

## ABSTRACT

**Objectives** : The purpose of this in vitro study was to evaluate the effect of firing cycles on the marginal and internal fit of metal ceramic crown.

**Methods** : Ten same cases of stone models (abutment teeth 11) were manufactured. Ten cobalt-chrome cores were made per each models and the marginal and internal fit was evaluated through a silicone replica technique. The marginal and internal fit of specimens was measured twice. The first measurement was done after manufacturing cobalt-chrome alloy core and the second measurement was done after porcelain firing. T-test of paired sample for statistical analysis was executed with SPSS 12.0K for Windows ($\alpha$ =0.05).

**Results** : Mean(SD) marginal and internal fit were 77.1(23.3) ㎛ for the cobalt-chrome alloy core group and 84.4(21.9) ㎛ for the metal-ceramic crown group. They were statistically significant differences between groups for marginal and internal fit ($p<.05$).

**Conclusions** : All metal ceramic crowns showed marginal and internal fit ranged within the current clinical recommendations.

**Key Words** : cobalt-chrome alloy, internal fit, marginal fit, metal-ceramic crown

**색인** : 금속-도재관, 내면적합도, 변연적합도, 코발트-크롬 합금

Copyright©2013 by Journal of Korean Society of Dental Hygiene
This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in medium, provided the original work is properly cited.

# 서론

치아가 손상되거나 상실되어 치과 진료실을 찾는 대부분의 환자들은 치과 보철치료를 받는다. 보철 치료란 치과 보철물을 이용하여 구강 내 손상 또는 상실된 부분을 수복하여 치료하는 것을 말한다. 금관, 또는 교의치, 심미보철의 도재관 등과 같은 고정성 보철물은 구강 내 손상 또는 상실된 치아를 수복하는 대표적인 보철물이다. 완성도가 높은 보철물을 이용하여 환자를 치료할 경우 구강기능 회복의 역할 뿐 만 아니라 중요한 구강건강의 지표가 되므로[1], 치과 보철 치료 시보다 품질이 높은 보철물을 제작하여 환자에게 수복하는 것은 전체적인 치료 만족도를 향상시킬 수 있는 중요한 요인이다. 현재 보철물의 제작은 치료실에서 근무하는 치과의사와 치과위생사 그리고 치과기공실 또는 치과기공소에서 근무하는 치과기공사들의 협력으로 제작되는 만큼 치과의사, 치과위생사 그리고 치과기공사들의 보철물에 대한 관심과 지식은 환자에게 만족스러운 보철치료를 제공하기 위하여 반드시 필요하다.

최근 보철치료를 위하여 내원하는 환자들의 대부분은 구강건강 외에도 심미적 회복에 대해서도 관심이 높다. 박 등[2]은 치과심미치료 만족도가 높아질수록 구강건강관련 삶의 질이 향상될 것이라고 보고하였다. 심미 보철치료를 위한 보철물로서 치과용 도재를 이용한 보철물인 전부-도재관, 금속-도재관 등이 있다. 전부-도재관(all-ceramic crown)과 금속-도재관(metal-ceramic crown)의 경우 치료실에서 치과의사로부터 적절히 절삭되어 형성된 지대치 위에 적합한 하부 코어를 제작하고, 그 위에 치과용 포세린을 축성한 뒤 고온에서 소성하는 과정을 거쳐 완성된다. 최근 치과용 CAD/CAM이 개발되면서, 지르코니아 코어를 이용한 전부-도재관이 소개되었지만, 금속-도재관은 치과에서 보철 치료 시 여전히 가장 많이 선택되는 심미 보철물 중에 하나다[3].

금속-도재관의 하부 코어 재료로서 주로 합금이 많이 사용되는데, 합금은 물리적, 기계적 성질 및 화학적 성질이 우수하여 치과 수복재료로 사용된다. 금속-도재관의 하부 재료로서 처음에는 높은 생체적합성과 우수한 기계적 성질, 포세린과의 우수한 결합강도 등의 이유로 귀금속인 금합금이 주로 선택되었으나 최근 금값이 상승함에 따라 금합금에 비해 낮은 가격인 금-은-팔라듐 합금, 팔라듐-은 합금이 사용되었다[4]. 그러나 여전히 비싼 가격 탓에 널리 쓰이진 못하였으며, 그 대안으로서 비귀금속(니켈-크롬, 코발트-크롬) 합금이 사용되기 시작했다[5].

그 동안 금속-도재관의 하부 코어 제작 시 가장 널리 사용되는 합금은 니켈-크롬 합금이다. 비록 니켈이 통상적으로 사용되는 합금이지만 니켈의 구강 내에서의 생체적합성에 대하여 걱정해 볼 필요가 있다. 스웨덴의 보건복지청은 환자의 구강 내 결손된 치아를 회복시킬 때 사용되는 치과용 재료에서 니켈의 함유량을 1%를 넘기지 않도록 권고하였으며[6], Wassel 등[7]은 니켈 알러지 반응에 대하여 실험한 전체 여성의 20%, 남성의 2%가 니켈에 대하여 민감하게 반응하는 알러지 반응을 보였다고 보고하였다. 최근에는 니켈의 이러한 문제 때문에 금속-도재관의 하부 코어 재료로서 코발트-크롬 합금의 사용이 늘어나고 있다. 그러나 새로운 하부 코어 재료인 코발트-크롬 합금을 사용하여 제작한 금속-도재관의 완성도와 관련한 정보는 현재 부족한 실정이다.

전부-도재관이나 금속-도재관 같은 고정성 보철물의 완성도를 평가할 수 있는 요소는 여러 가지가 있겠으나 그 중 가장 중요한 하나는 해당 보철물의 적합도이다[8]. 적합도란 치아와 보철물 사이의 간격을 말하는데 적합도가 우수한 보철물의 경우 그 예후가 좋아 구강 내에서 오랜 시간 동안 제 기능이 가능하다고 선행 연구들을 통하여 보고되었다[9-11]. Foster[12]는 142개의 실패한 고정성 보철물들의 원인을 분석한 결과 적절하지 못한 적합도가 가장 큰 원인이라고 보고하였다. 이와 같은 경우 차후에 2차 우식, 치주의 문제, 치수염 등과 같은 생물학적인 문제를 동반하여[13], 결국 치료 실패와 연결되므로[14], 완성된 보철물이 우수한 적합도를 갖는 것은 매우 중요하다.

금속-도재관 제작 시 하부 코어 위에 상부 도재를 축성하고 소성하는 과정에서 고온의 영향을 받게 되는데, 선행 연구에서는 이때의 고온이 코어의 변형을 야기한다고 보고하였고[15], 완성된 금속-도재관의 적합도에도 영향을 미친다고 보고하였다[16]. Lakhani 등[17]은 이러한 원인을 금속-도재관 제작 시 코어로 사용된 합금의 종류, 주조와 냉간 가공 시 발생되었던 잔류 응력의 해방, 하부 코어와 상부 도재와의 열팽창 계수의 차이 등으로 보고하였다. 그러나 현재 코발트-크롬 합금 코어를 이용하여 제작된 금속-도재관 제작 시 코어 위에 도재를 축성하고 소성하는 과정에서의 고온이 적합도에 영향을 미치는지와 관련한 연구는 부족한 실정이다.

때문에 본 연구에서는 코발트-크롬 합금으로 코어를 제작하여 적합도를 측정하고, 제작된 코어 위에 도재를 축성하고 소성하여 금속-도재관을 완성한 후 적합도를 측정하여 코어와 비교하고자 한다. 그리하여 도재를 축성하여 소성하는 과정에서의 고온이 코발트-크롬 합금을 이용하여 제작된 금속-도재관의 적합도에 영향을 미치는지 알아보고, 임상적 허용수치와 비교 평가하여 치과 진료실에서 환자에게 적용하는데 있어 임상적으로 허용이 가능한지 가늠해보고자 한다.

# 연구대상 및 방법

## 1. 연구대상

본 연구를 위하여 상악 우측 중절치가 지대치인 모형을 연구대상으로 선택하였다(Frasaco GmbH, Tettnang, Germany). 그 이유는 중절치의 경우 구강 내 치아 중에서 심미의 영향을 가장 많이 받는 치아이기 때문에[18], 심미 보철물인 금속-도재관의 지대치로 선정하였다. 지대치로 삭제하기 전 본 모형을 치과용 스캐너(Sensable, Wilmington, NC USA)로 스캐닝을 한 후 디지털 모형을 만들었다. 디지털 모형을 CAD 프로그램으로 삭제하여 디지털 상에서 지대치를 제작하였다. 변연부의 형태는 챔퍼 (Chamfer)형태로 깊이 1.2㎜, 둘레 360°로 부여하였으며, 축벽의 각도로 6°를 부여하였다. 저장된 디지털 지대치 모형의 파일을 공업용 가공장비(Arum DEG 5X100, Daejeon, Korea)를 이용하여 티타늄 블록을 절삭하는 공정으로 주 모형을 제작하였다〈Fig. 1〉.

Fig. 1. The master model of titanium

완성된 주 모형을 실리콘(Deguform, DeguDent GmbH, Hanau-wolfgang, Germany)을 이용하여 몰드를 제작하였다. 제작된 몰드에 치과용 석고(SnowRock, DK Mungyo corp, Kimhae, Korea)를 이용하여 연구 모형 10개를 제작하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1. 시편 제작

시편을 제작하기 위하여 lost wax 기술과 주조방법을 이용하였다. Lost wax 기술과 주조방법에 의하면 몰드에 기공사가 모형재를 이용하여 조심스럽게 모형을 제작한다. 제작된 모형에 치과용 왁스를 이용하여 해당 보철물의 납형을 완성하고, 완성된 납형은 주입선 부착, 매몰, 소환의 과정을 거친다. 납형이 제거되고 형성된 주형에 해당 합금을 용융시켜 주입로를 통하여 금속 보철물이 완성된다. 연구 모형 10개에 치과용 왁스(YETI Dentalprodukte GmbH, Industriestrasse, Germany)를 이용하여 숙련된 기공사가 코어를 제작하였다. 제작이 완료된 후 통법에 따라 주입선 부착, 매몰, 소환 과정을 거쳐 코발트-크롬 합금(Wirobond® 280, BEGO Dental, Bremen, Germany)으로 주조를 하여 금속 코어 총 10개를 제작하였다.

### 2.2. 적합도의 정의와 측정

제작이 완료된 10개의 코발트-크롬 합금을 이용하여 1차로 적합도를 측정하였다. 적합도를 측정함에 있어서 적합도에 대한 정의는 매우 중요하다. 본 연구에서는 Holmes 등[19]의 정의에 따라 지대치와 보철물 간 수직적인 거리를 적합도로 정의를 내렸다. 수직거리가 짧을수록 해당 보철물의 적합도는 우수하다. 측정 부위는 근원심 방향으로 총 8 부위를 선택하였으며〈Fig. 2〉, 8 부위를 부위 별 측정한 후 보다 신뢰도 있는 결과를 얻기 위하여 1, 8번은 변연부; 2, 7번은 경사부; 3, 6번은 축벽부; 4, 5번은 절단부로 정의하였다. 적합도의 측정은 실리콘 복제 기술을 이용하였다.

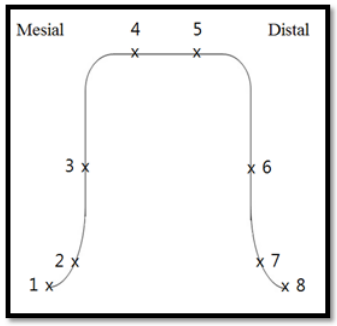


Fig. 2. Sites of marginal and internal fit evaluation

실리콘 복제 기술에 의하면 연질 실리콘으로 보철물의 내면을 채운 후 치아 장축의 방향으로 힘을 가한다〈Fig. 3〉. 연질 실리콘의 경화가 끝난 뒤 보철물만을 조심스럽게 제거하면, 연질 실리콘은 지대치 위에 위치하게 된다. 내면의 거리가 복제된 연질 실리콘은 형태 유지가 어렵기 때문에 연질 실리콘 위에 경질 실리콘을 덮는 방식으로 연질 실리콘을 지지하여 준다. 경질 실리콘을 덮기 위하여 치과용 기초상 왁스를 이용하여, 사각 바구니 형태의 트레이를 제작한 뒤 트레이 안에 경질 실리콘을 채운 후 연질 실리콘이 덮여져 주 모형을 트레이 안에 있는 경질 실리콘에 묻는 방식으로 연질 실리콘을 보강하였다.

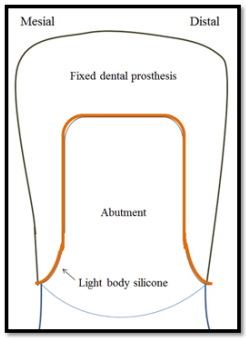


Fig. 3. Silicone replica (Light body silicone)

경질 실리콘의 경화가 끝나면 조심스럽게 왁스 트레이를 제거 한 후 실리콘을 지대치에서 제거한 후 매스를 이용하여 절단을 하는데, 본 연구에서는 근원심 방향으로 절단하여 실리콘 조각을 두 조각으로 분할하였다. 분할된 실리콘 조각에서 연질 실리콘의 두께가 적합도이기 때문에, 실리콘 조각의 단면을 전자 현미경(KH-7000, HIROX, Japan)을 이용하여 160배 확대 후 연질 실리콘의 두께를 정해놓은 적합도의 정의를 준수하며 측정하였다〈Fig. 4〉.

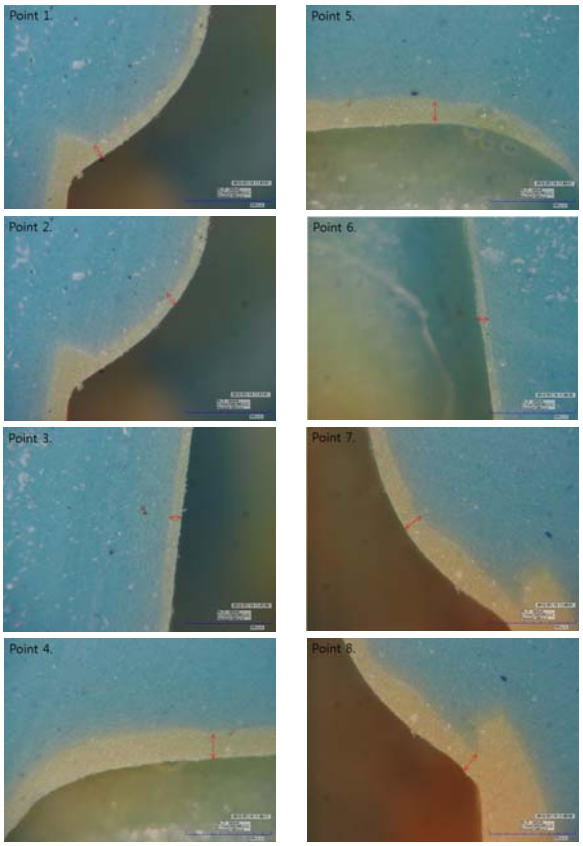


Fig. 4. Measurements of marginal and internal fit (Digital microscope x160)

### 2.3. 금속-도재관 제작

1차 측정이 끝난 후 코발트-크롬 합금 코어에 치과용 포세린 파우더를 이용하여 회사의 권장사항에 따라 통법에 맞게 축성하였다. 완성된 금속-도재관은 1차 측정 때와 마찬가지로 8부분 측정하였으며(Fig. 2), 측정 방법도 실리콘 복제 기술을 이용하였다. 측정된 실리콘의 단면은 디지털 전자 현미경을 이용하여 160배 확대하여 측정하였다. 측정된 8 부위를 코발트-크롬 합금 코어와의 비교하기 위하여 똑같이 1, 8번은 변연부; 2, 7번은 경사부; 3, 6번은 축벽부; 4, 5번은 절단부로 분류하였다.

### 2.4. 통계 분석

통계 분석을 위하여 SPSS 12.0 KO for Windows 프로그램을 사용하였다. 도재 소성 전과 후인 코발트-크롬 합금 코어(CC)와 금속-도재관(MC)의 적합도의 평균을 비교하기 위하여, 대응표본 t-검정을 실시하였고, 제1종 오류수준은 0.05로 하였다. 적합도 평균의 비교는 8 부위 개별적으로 비교한 후 변연부, 경사부, 축벽부, 절단부로 분류하여 비교하였다.

## 연구성적

코발트-크롬 합금 코어 그룹(CC)과 도재 소성을 거쳐 완성된 금속-도재관 그룹(MC)의 적합도를 측정한 결과 각 point에서의 평균은 〈Table 1〉과 같다. 두 그룹에서 각각 측정된 8 부위의 평균을 대응표본 t-검정을 실시하여 평균을 비교한 결과에서는 point 1-6까지는 통계적으로 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), point 7, 8 부위에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

각 측정된 8 부위를 구분 없이 측정한 결과, MC 그룹이 84.4 ㎛로 CC 그룹보다 코어와 모형간의 거리가 더 크게 나타났고, 두 그룹 간의 평균 비교를 위하여 실시한 대응표본 t-검정의 결과 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 즉, CC일 때가 MC일 때보다 적합도가 더 우수한 결과를 보였다.

각 부위별 평균 비교 후 변연부(1, 8), 경사부(2, 7), 축벽부(3, 6), 절단부(4, 5)로 묶어서 비교하였다. 그 결과 각 두 그룹의 평균은 〈Table 2〉와 같다. 두 그룹 간 평균 비교를 위하여 대응표본 t-검정을 실시한 결과 변연부에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나($p>.05$), 경사부, 축벽부와 절단부에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

Table 1. Mean (SD) in ㎛ of light body silicone thickness for all measurement points in cobalt-chrome alloy core group(CC) and metal-ceramic crown group(MC) (unit : ㎛)

| Measurements | CC (n=10) Mean (SD) | MC (n=10) Mean (SD) | p-value |
|---|---|---|---|
| Point 1 | 66.5 (11.8) | 72.1 (12.5) | 0.003* |
| Point 2 | 98.2 (15.0) | 105.1 (6.8) | 0.029* |
| Point 3 | 50.6 (11.8) | 59.5 (11.3) | 0.000* |
| Point 4 | 89.1 (11.0) | 96.3 (8.2) | 0.000* |
| Point 5 | 87.4 (15.4) | 98.8 (9.0) | 0.001* |
| Point 6 | 49.4 (12.0) | 61.9 (15.5) | 0.000* |
| Point 7 | 104.4 (10.0) | 105.2 (7.4) | 0.624 |
| Point 8 | 71.5 (16.5) | 69.7 (11.2) | 0.571 |
| Total (n=80) | 77.1 (23.3) | 84.4 (21.9) | 0.000 |

* $p<.05$

Table 2. Mean (SD) in ㎛ of light body silicone thickness for four parts in cobalt-chrome alloy core group(CC) and metal-ceramic crown group(MC) (unit : ㎛)

| Parts | CC (n=20) Mean (SD) | MC (n=20) Mean (SD) | p-value |
|---|---|---|---|
| Margin | 69.0 (14.2) | 70.9 (11.6) | 0.317 |
| Curved margin | 101.3 (12.8) | 105.2 (6.9) | 0.032* |
| Axial wall | 50.0 (11.6) | 60.7 (13.3) | 0.000* |
| Incisal | 88.3 (13.0) | 100.9 (10.7) | 0.000* |

* $p<.05$

## 총괄 및 고안

본 연구에서는 치과에서 보철 치료를 위한 금속-도재관 제작 시 상부 도재 소성 과정이 완성된 보철물의 적합도에 영향을 주는지에 대하여 조사하여 임상적 허용 가능성을 가늠해 보았다. 최근 치과용 금속-도재관 제작 시 사용되는 재료의 흐름을 볼 때 하부 코어 재료로서 코발트-크롬 합금의 사용이 증가하고 있지만, 코발트-크롬 합금을 이용한 금속-도재관의 품질에 관한 연구는 미비하다는 점에서 본 연구의 의의가 있다. 특히 본 연구에서는 보철물의 품질을 논하기 위하여 절대적으로 중요한 요소인 적합도를 기준으로 코발트-크롬 합금을 이용한 금속-도재관의 임상적 허용 가능성을 가늠해 보았다.

본 연구에서 사용된 적합도 측정 방법은 실리콘 복제 기술을 이용하였는데, 현재 치의학에서 보철물의 적합도를 연구하는 많은 연구자 또는 임상가들이 실리콘 복제 기술을 사용하여 측정하였다[20,21]. 본 기술에 의하면 연질의 실리콘을 이용하여 해당 보철물과 지대치 또는 치아 모형과의 거리를 복제하여 복제된 실리콘을 절단하고 현미경을 이용하여 두께를 확인한다. 보철물과 지대치 또는 치아 모형을 파괴하지 않아도 되기 때문에 비파괴적인 방법이라는 장점이 있다[22]. 기존에 보철물을 지대치 또는 치아 모형에 시적한 후 절단하는 방법은 보철물과 지대치 또는 치아 모형이 파괴되기 때문에 필요 시 재측정이 불가능하다. 그러나 실리콘 복제 기술은 비파괴적인 방법이므로, 필요 시 언제든지 재측정이 가능한 장점이 있다. 그러나 보철물과 지대치 또는 치아 모형과의 거리를 복제한 실리콘을 절단하여 측정을 하는 만큼 다양한 방향에서의 측정이 어려운 2차원적인 측정만이 가능한 한계가 있다.

본 실험을 위하여 치과용 코발트-크롬 합금으로 금속-도재관의 하부 구조물인 코어를 제작한 뒤 1차로 적합도를 측정한 후 제조사 권장사항에 따라 치과용 도재를 축성, 소성하는 과정을 거쳐 금속-도재관을 완성한 뒤 2차로 적합도를 측정하였다. 측정은 총 8 부위로 나누어 측정하였으며, 1차 측정과 2차 측정에서 측정된 값을 대응표본 t-검정을 이용한 통계적 비교를 통하여 상부 도재의 소성과정이 영향을 미치는지 알아보았다. 그 결과 완성된 금속-도재관보다 코어 상태일 때의 적합도가 더 우수한 것을 확인할 수 있었다〈Table 1〉, 〈Table 2〉.

비록 금속 코어 위에 도재를 축성하여 소성하는 과정이 적합도를 악화시키는 결과를 보였으나, 치과용 고정성 보철물 적합도의 임상적 허용 수치인 120 ㎛을 넘는 측정값은 없었다. 치과에서 사용되는 고정성 보철물의 적합도의 임상적 허

용 수치에 있어서 규격화된 수치가 없기 때문에 의견이 분분하지만[19,23,24], 대부분의 연구자들이 제시하는 임상적 허용 수치는 McLean과 von Fraunhofer[23]가 제시한 120 ㎛이다. McLean과 von Fraunhofer[23]는 5년 동안 1000개의 보철물을 관찰한 결과 최대 120 ㎛이 임상적 허용 수치로 적당하다고 보고하였다. 그 밖에 Holmes 등[19]은 대부분의 임상가들은 50 ㎛ 또는 그 이하의 적합도를 선호하며, 아마도 100 ㎛을 임상적 허용 수치로 생각할 것이라고 보고하였으며, Fransson 등[24]은 100 ㎛을 넘지 않는 적합도를 가진 보철물이어야만 구강 내에서 장수할 수 있다고 보고하였다.

본 연구 결과와 마찬가지로 하부 코어 위에 상부 도재를 소성하는 과정이 완성된 금속-도재관에 영향을 미친다고 보고한 선행 연구들이 많으며[25-28], Balkaya 등[29]은 금속-도재관 제작 시 뒤틀림 변형은 사용된 합금의 종류, 상부 도재가 소성되는 동안 발생되는 하부 금속과 수축량의 차이, 하부 금속 코어의 디자인, 금속과 도재 간의 열팽창 계수의 차이 그리고 변연부 디자인 등에 영향을 받는다고 보고하였다.

Buchanan 등[26]은 금속과 도재의 수축계수가 다르므로 하부 금속 코어에 상부 도재를 축성하고 소성하는 과정에서 금속-도재관의 변형이 생긴다고 보고하였으며, 상부 도재는 강성의 물질인 반면 하부 금속은 탄성 물질이기 때문에 소성 후 완성된 금속-도재관의 보철물의 적합도보다 코어 상태일 때 적합도가 더 우수하다고 보고하였다. 본 연구에서도 완성된 금속-도재관 상태일 때보다 코어 상태일 때의 적합도가 더 우수한 것을 확인하였으며, 원인은 위와 같은 원인으로 사료된다.

금속-도재관 제작 시 금속 코어 위에 도재를 각 단계별로 여러 번 소성하게 된다. 그 중에서 Buchanan 등[26]은 금속 코어의 산화막 처리를 위한 소성 단계와 금속-도재관 완성 후 글레이즈 처리를 위한 소성 단계에서 가장 많은 변형이 발생된다고 보고하였으며, 그 이유로는 산화막 처리와 글레이즈 처리 단계가 가장 고온으로 소성하기 때문이라고 보고하였다. 같은 이유로 Campbell과 Pelletier[28]는 금속-도재관의 뒤틀림 변형의 대부분은 금속-도재관의 산화막 소성 과정에서 발생한다고 보고하였다.

그 밖에 치료실 내 prep 디자인과 관련한 연구로 Komine 등[30]은 변연부를 shoulder 형태로 디자인할 경우가 rounded shoulder 또는 deep chamfer 보다 변연부의 뒤틀림 변형이 크다고 보고하였고, Prakash 등[31]은 보철물의 길이의 경우 단일 보철물의 금속-도재관일 때 보다 길이가 긴 교의치 금속-도재관의 경우가 도재 소성에 의한 뒤틀림 변형의 영향을 덜 받는다고 보고하였다.

위의 사례들과 본 연구에서는 변연부의 디자인을 chamfer 형태로만 삭제하였으며, 시편 수가 10개이긴 하였으나 한 가지 증례만을 가지고 실험하였다는 한계점이 있었다. 때문에 추후에 수행될 적합도와 관련한 연구에서는 보다 길이가 긴 교의치를 포함한 다양한 증례와 다양한 변연부의 디자인 그리고 코어의 디자인도 다양하게 시편을 제작하여 각각의 변수에 따른 소성 과정이 적합도에 영향을 미치는가에 대한 연구가 추가적으로 수행될 필요가 있으며, 치료실 내에서 치과의사의 prep 디자인 등의 변수 등이 적합도에 영향을 미치는지 조사되어야 할 필요가 있다. 또한 코발트-크롬 합금을 이용한 금속-도재관이 치과에서 적절히 사용될 수 있는지에 대한 임상적 허용 가능성을 더욱 자세히 논하기 위해서는 적합도 뿐만 아니라 해당 합금의 생체친화성 실험, 합금의 부식정도와 하부 코발트-크롬 합금 코어와 상부 치과용 도재와의 결합강도 등과 같은 연구도 추가적으로 수행되어야 할 필요가 있다. 이러한 연구들이 수행되어진다면 치과 내 보철 치료를 위한 보철물 선택 시 치과의사, 치과위생사, 치과기공사가 해당 보철물의 품질을 참고할 수 있는 중요한 참고자료가 될 수 있을 것으로 사료된다.

## 결론

본 연구에서는 치과 보철 치료에서 사용되는 금속-도재관 제작 시 하부 금속 코어 위에 상부 도재를 축성하고 소성하는 과정이 완성된 보철물의 적합도에 영향을 미치는지 조사하기 위하여 코어상태일  때의 적합도와 금속-도재관 제작을 완료한 후의 적합도를 비교하였다. 본 연구에서는 상악 우측 중절치가 지대치인 모형을 선택한 뒤 코발트-크롬 합금을 이용하여 하부 코어를 제작하였으며, 실리콘 복제 기술에 의하여 1차로 적합도를 측정하였다. 측정이 끝난 후 코어 위에 상부 도재를 축성, 소성하여 금속-도재관을 최종 완성하고, 완성된 금속-도재관의 적합도를 2차로 측정한 뒤 비교 평가한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 측정된 8 부위에서 point 8을 제외한 나머지 point 1-7에서 코발트-크롬 합금 코어의 적합도 보다 완성된 금속-도재관의 적합도가 더 큰 값을 보였으며, point 1-6에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).
2. 변연부, 경사부, 축벽부, 절단부로 분류하여 비교한 결과에서는 4 부위 모두에서 금속-도재관의 적합도가 더 큰 값을 나타냈으며, 경사부, 축벽부와 절단부에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).
3. 부위 별 구분 없이, 두 그룹에서 측정된 모든 값의 평균을 비교한 결과 코발트-크롬 합금 코어는 77.1(23.3) ㎛이었

고, 금속-도재관은 84.4(21.9) ㎛로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

이와 같은 결론들을 토대로 치과용 금속-도재관 제작 시 코발트-크롬 합금으로 제작된 코어 위에 상부 도재를 축성하고 소성하는 과정이 금속-도재관의 적합도를 악화시킨다는 결론을 얻었으나, 본 실험에서 측정된 금속-도재관의 적합도가 McLean과 von Fraunhofer가 제시한 임상적 허용 수치인 120 ㎛을 벗어나는 값은 없는 것으로 보아 코발트-크롬 합금 코어를 이용한 금속-도재관이 적합도를 기준으로 품질을 평가 하였을 때, 치과에서 환자를 치료하기 위한 임상적인 허용이 가능한 것으로 사료된다.

## 참고문헌


1. Kim YS, Jun BH. A study of comparative the mastication capability and life quality of elderly people using dentures or implants. J Korean Soc Dent Hyg 2011; 11(5): 629-636.
2. Park EM, Yu SY, Jang JH. The effect of satisfaction of dental esthetics on life quality related to oral health(OHIP-14). J Korean Soc Dent Hyg 2011; 11(6): 863-870.
3. Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an *in vitro* study. Int J Prosthodont 2000; 13(5): 405-408.
4. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. St. Louis:Mosby. 2006. pp.606-608.
5. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th ed. Philadelphia:W.B. Saunders. 2003. pp.621-654.
6. Pierce LH, Goodkind RJ. A status report of possible risks of base metal alloys and their components. J Prosthet Dent 1989; 62(2): 234-238.
7. Wassell RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. Br Dent J 2002; 192(4): 199-211.
8. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. J Prosthodont 2008; 17(8): 621-626.
9. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. J Prosthet Dent 2005; 93(2): 138-142.
10. Mejia R, Tobon SM. Marginal fit of metal ceramic restorations subjected to a standardized postsoldering technique. J Prosthet Dent 2000; 83(5): 535-539.
11. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. J Prosthodont 2007; 16(4): 233-237.
12. Foster LV. Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases. Br Dent J 1990; 168(5): 199-201.
13. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. J Prosthet Dent 1991; 66(2): 157-164.
14. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in Ni-Cr, Ni-Cr-Be and commercially pure titanium. Braz Dent J 2007; 18(3): 225-230.
15. Campbell SD, Pelletier L. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I-metal collar width. J Prosthet Dent 1992; 67(5): 603-608.
16. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium copings. Dent Mater 2003; 19(7): 686-691.
17. Lakhani SA, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant supported metal ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2002; 88(2): 159-169.
18. Hasanreisoglu U, Berksun S, Aras K, Arslan I. An analysis of maxillary anterior teeth: facial and dental proportions. J Prosthet Dent 2005; 94(6): 530-538.
19. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989; 62(4): 405-408.
20. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of fourunit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci 2008; 116(6): 579-584.
21. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci 2008; 116(3): 272-279.
22. Harris IR, Wickens JL. A comparison of the fit of sparkeroded titanium copings and cast gold alloy copings. Int J Prosthodont 1994; 7(4): 348-355.
23. McLean JM, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971; 131(3): 107-111.
24. Fransson B, Olio G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater 1985; 1(5): 197-199.
25. Strating H, Pameijer C, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations: part I. J Prosthet Dent 1981; 46(1): 59-65.

26. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. J Prosthet Dent 1981; 45(5): 502-506.
27. Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. J Prosthet Dent 1981; 45(5): 507-514.
28. Campbell SD, Pelletier L. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I—metal collar width. J Prosthet Dent 1992; 67(5): 603-608.
29. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2005; 93(4): 346-355.
30. Komine F, Shiratsuchi H, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of porcelain-firing procedures on the marginal distortion of electroformed metal-ceramic restorations. Quintessence Int 2007; 38(10): E583-E588.
31. Prakash P, DSJ D'Souza, Manjit Kumar, M Viswambaran. Effect of firing cycle and surface finishing on the sag resistance of long-span metal ceramic framework using base metal alloys—an *in vitro* study. MJAFI 2012; 68(2): 142-150.