전기도금도재관과 금속도재관의 파절강도

단국대학교 치과대학 보철학 교실

박원주·임주환·조인호·임헌송

Fracture Strength of Porcelain Fused to Gold Crown & Gold Electroformed Crown

Won-Ju Park, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho, Heon-Song Lim

Department of Prosthodontics College of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to evaluate the fracture strength of porcelain fused to gold crown and gold electroformed crown according to incisal and incisal under 3mm.

In this study, 28 gold electroformed crown and 28 porcelain fused to gold crown were fabricated.
Fracture strength testing was carried out using an Instron 8871(Instron Corporation, U.S.A) at a cross head speed of 5mm/min.

All of the measurements were statistically analyzed by Independent t-testing, and k-s testing.

Statistical significance was set in advance at the probability level of less than 0.05.

All measurements were analized with Windows SPSS® Version 10.0 software for the personal computer.

The results of this study were as follows;

1. Comparison by location
   ① A compared fracture strength of incisal and incisal under 3 mm, there was statistical significant difference between gold electro -formed crown and porcelain fused to gold crown ($p<0.05$).
2. Comparison by loading
   ① When compared fracture strength of incisal, there was no significant difference between gold electroformed crown (619.90±53.54N)and porcelain fused to gold crown(674.68±87.42N).
   ② When compared fracture strength of incisal under 3 mm, there was significant difference between gold electroformed crown(688.29±14.88N) and porcelain fused to gold crown(1931.81 ±29.64N) ($p<0.05$).
3. Mode of fracture
   When compared of fracture mode, gold electroformed crown showed mode of fracture and fracture line reaching coping region and porcelain fused to gold crown showed only in porcelain region.

전기도금도재관과 금속도재관의 파절강도

단국대학교 치과대학 보철학 교실

박원주·임주환·조인호·임헌송

Ⅰ. 서 론

최신 치과 보철물이 추구하는 경향은 심미성을 증진시키는 시술이 강조되는 추세이며, 그 중에서 전치부 단일치 수복에 있어 심미성이 우수한 치과용 도재는 사회의 경제적 수준이 높아짐에 따라 그 활용범위가 점차 넓어지고 있는 추세이다.

도재는 심미성은 뛰어나지만 강도에 있어서 많은 문제점을 가지고 있다. 그래서 심미성을 유지 시키면서 강도를 향상 시키려는 노력이 많은 선학에 의해 연구되어 왔다.

도재의 개발과 도재관의 제작 기술을 살펴보면 1886년 Land[1]에 의해 도재 인레이와 도재관의 제작법이 소개되면서 최초로 치과용 도재가 소개되었으나, 강도가 약한 단점이 있었다. 그 후 1965년 McLean과 Hughes[2]는 알루미나 강화형 장석계 도재를 소개하였고, 전치부 심미 수복재로써 많이 이용되었다. 그러나 장석계 도재는 제작과정이 복잡하고 강도가 충분하지 못하여 극히 제한적으로 사용되었다[3].

이에 금속 하부 구조물로 강화된 수복물을 사용하게 되었는데, 이런 하부의 금속 구조물은 빛의 불투과성으로 자연치와 유사한 투명도를 얻는데는 많은 어려움이 있었다[4]. 이러한 단점들을 극복하기 위해 여러 종류의 도재관이 연구되고 개발되게 되었다.

그 중 전기도금술식(Electroformed technique)을 사용한 금속관 제작은 1840년에 치과에 처음 사용되기 시작하였다[5]. 이것은 금속성 물체를 전기 성형적 방법으로 제작하기 위해 금속을 전기 분해적인 방법을 이용하여 석출하는 방법으로써, 기존의 금속 도재관의 제작 방법은 여러 단계의 금속 코핑 제작 과정이 필요하지만 전기도금술식(Electroformed technique)을 이용한 전기도금도재관은 상대적으로 손쉽게 금속코핑의 제작이 가능하며, 임상적으로 전치부 수복에 사용 가능하다고 알려져 있었다.

1961년 Roger[5,6]는 전기도금술식으로 gold inlay를 제작하였으며, 본격적인 금속코핑의 제작은 1991년 Gramm[7]이 전기도금술식시스템(electroformed technique system)을 소개하면서부터 시작 되었는데 이 시스템은 작은 규모의 치과 기공소에서 제작이 용이하게 만들어 졌었다.

이것의 원리는 양극과 음극을 전해질 용액 속에 넣고 전류를 흘리게 되면 전해질내의 양이온과 음이온이 각각에 상응하는 극에 가서 붙게 되어 금속 구조물과 같은 물체를 형성해 준다는 이론을 이용한 것으로, 비교적 간단한 과정으로 제작된다[8,9].

이런 원리를 이용해 Raigrodski등[10,11]은 금속 도재관과 전부 도재관을 제작 함으로써 임상분야로의 적용을 시도하는 계기가 되었다.

순수한 24K gold를 기초로 한 전기도금도재관은 치밀한 gold구조물로써, 체적 안정성을 갖고 있으며, 특별한 bonding agent의 처리로 오늘날 높은 결합강도를 갖게 되었다.

이것을 토대로 1997년 Vence[9]는 전기도금술식(electroformed technique)을 사용하여 금속도재관의 제작시 20㎛이하의 높은 변연적합도, 0.2mm정도의 얇은 코핑을 제작하게 되었다[8,10,12]. 코핑의 두께가 얇게 제작되므로, 색조측면에서 금속도재관보다 더 높다고 평가되었었다. 이것은 심미적 보철 수복이 필요한 전치부 수복에서 중요한 부분을 차지한다고 볼 수 있다.

Behrend[8]는 인레이, 온레이, 계속가공의치 제작

시, 금속주조관보다 생체친화성이 더 높다고 주장하였다. 일반적으로 치과용 gold alloy는 어떤 치과용 금속보다 생체 친화성이 우수하다. 이런면에서 보면 24k gold의 사용은 큰 장점으로 여겨진다.

변연적합도는 고정성 보철물에 있어 매우 중요한 임상적요소이다. 특히 변연적합도가 결여되면 치태가 축적되어 치아 우식증과 치은염을 유발시키며, 지각 과민증을 유발시켜 보철치료의 실패 원인이 되게 한다. Vence[9]는 이런면에서 전기도금술식(electroformed technique)이 변연 적합도에서 우수함을 보고하였다.

도재관의 강도 또한 임상적으로 매우 중요한데, 이는 하부구조의 두께, 형태, 탄성계수에 영향을 받게 된다.

Erpenstein등[13]은 전기도금도재관과 금속도재관의 오랜 임상실험기간에 걸친 임상적 결과를 발표하기도 하였다. 대략 금속도재관은 일반적으로 520N정도의 압축강도를 갖는 반면 전기도금도재관은 270N정도의 압축강도를 가지고 있으며, 전부도재관은 170N정도의 압축강도를 가진다고 하였다[13,14]. 그래서 전기도금도재관이 전부도재관보다는 강도면에서 우수하며, 이것은 금속코핑의 유무에 따른 결과라고 생각되었으며, 또한 금속도재관의 코핑의 두께와 도재의 두께에 따라 파절강도의 차이가 발생된 것이라고 보여졌다.

본 연구는 임상에서 이용되는 금속도재관과 전기도금도재관을 이용하여 두 종류 보철물의 절단연과 절단연 하부 3mm부위에 따른 파절강도와 반복하중 후의 파절강도를 측정하여, 실제 임상에서 전기도금도재관이 교합력에 견딜수 있는 범위와 상악 전치부의 적용 유무를 알아보기 위해 실험을 하여, 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

1) 치아모형 : 상악 우측 중절치-Dentiform®
(Nissin Dental Prod Inc., Japan)
2) 인 상 재 : 부가중합형 인상재-Panasil® contact
(A. Kettenbach. Gmbh & Co. Kg, Germany)
3) 치아모형복제 : Pattern Resin®
(GC Dental Mfg Co., Japan)
4) 금속모형재료 : New Crown®
(Ruby Dental Mgf. Co., Ltd. Japan)
5) 전기도금도재관(Gold Electroformed Crown)
: Blendgold neu®
(Heraeus kulzer Co., Germany)
6) 금속도재관(Porcelain Fused to Gold Crown)
: (동명합금. Korea)
7) 만능역학시험기 : Instron 8871
(Instron corporation, U.S.A)
8) 시멘트 : 인산아연시멘트-MizzyFleck's®
(Mizzy Fleck's Mfg. Mizzy. Inc, U.S.A)
9) 석고 : 초경석고-GC FujiRock®EP
(GC Europe Interleuvenlaan,13 Leuven, Belgium)

2. 실험방법

1) 금속 주모형 및 작업 모형의 제작

Dentiform®(Nissin Dental Prod Inc., Japan)상에서 상악 우측 중절치에 순면1.2mm, 절단면2.0mm, 설면1,0mm를 삭제하였으며, chamfer 변연을 형성하였다.

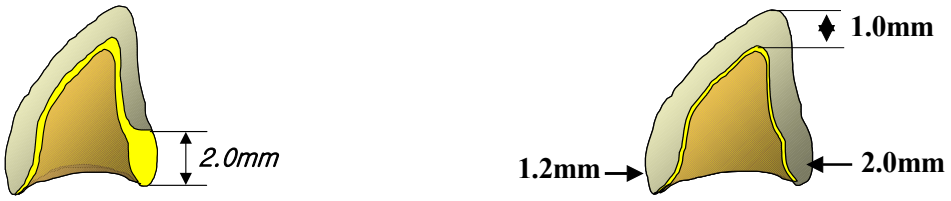
형성된 레진 지대치를 부가중합형 인상재인 Panasil® heavy body와 Panasil® light body를 사용하여 인상채득한 후 Pattern Resin®(GC Dental Mfg Co., Japan)으로 복제하였다.

resin pattern을 매몰재에 매몰하고 소환한 후 New Crown®(Ruby Dental Mfg. Co. Ltd, Japan)을 사용하여 주조하고, stone point와 rubber point를 사용하여 연마를 시행하여 56개의 금속 주모형 28쌍을 제작하였다.

금속 주모형을 부가중합형 인상재로 인상을 채득한 후 초경석고인 Fuji Rock®(GC Dental Mfg. Co., Japan)을 주입하여 개별모형을 제작하였다.

2) 금속도재관의 제작.

Stone die에 die spacer를 제조회사의 지시대로 바르고 왁스를 사용하여 금속도재관의 코핑을 위한 납형조각을 시행하였다.



Porcelain fused to gold crown　　Gold electroformed crown

Fig. 1. Schematic illustration of experimental specimen

납형의 두께는 순면은 0.3mm로, 설면의 변연부위는 1.0mm로 납형을 제작하였다. 납형을 매몰 후 주조하여 금속 코핑을 완성 후 제조사의 지시에 따라 도재분말을 축성하여 소성시켰다(Fig. 1).

3) 전기도금도재관의 제작.

석고모형 제작과정까지는 금속도재관의 코핑 제작과정과 같으며, 제작된 석고모형을 복제형 용기에 복제재료를 붓고 계면활성제인 Hera SWE 2000(Heraeus kulzer co., Germany)을 도포하였다.

인상채득 후, Octa-Stone(Heraeus Kulzer Co., Germany)으로 작업모형을 제작하였다.

작업모형 전체에 석고 경화제인 Gipshorter를 골고루 도포한 후 15분간 건조시켰다.

구리선인 Contactrods를 작업모형에 부착시킨 뒤, 작업모형상에 전도성 실버액인 silver leitlack을 도포하였다. 그리고 trocken block에서 30분간 건조 시킨후, Preciano Combilabor CL-GF®(Heraeus Kulzer Co., Germany)에 장착시켰다.

Gold-Bath와 activator를 100:1로 혼합하여 주입하고, 9시간 정도 전류를 흘려 24K gold로된 코핑이 완성되어 나오면, 다시 작업모형을 인상채득하여 내화복제모형을 제작하였다.

내화복제모형이 완성되어 나오면, 110-250㎛의 샌드로 1.5-2bar의 압력을 사용하여, 샌드블라스팅하고 스팀클리너로 세척하여 표면의 유기오염물을 제거하였다. 그리고 코핑을 모형상에 위치 시킨후, Blend-gold를 코핑에 얇게 도포한 후 1분간 스며들도록 기다렸다. Furnace내 온도가 400°C가 되었을 때, 개방된 상태로 건조되도록 5분간 위치시킨 후, 분당 상승온도가 55°C로 조절하고, 820°C까지 가열하였다. 코핑을 Furnace에서 제거하고 상온에서 냉각시켰다. 그리고 도재분말은 제조사의 지시사항에 따라 도재를 축성하여 소성시켰다(Fig. 1).

4) 실험군의 분류

전기도금도재관과 금속도재관의 2가지 측정위치인 절단연, 절단연하부 3mm에 따라 각 측정위치당 7개씩, 전기도금도재관 28개, 금속도재관 28개씩, 총 56개의 시편을 제작하였다(Table 1).

5) 파절강도 측정방법

(1) 반복하중 전의 파절강도의 측정

전기도금도재관 14개와 금속도재관 14개의 시편을 임의로 추출하여 Instron8871(Instron Corporation,

Table 1. Classification of experimental groups.

Groups	Measurement site	State	The number of specimens
Gold electroformed crown	Incisal	cemented	n=7
	Incisal under 3mm	cemented	n=7
	Incisal	cemented	n=7
	Incisal under 3mm	cemented	n=7
Porcelain fused to gold crown	Incisal	cemented	n=7
	Incisal under 3mm	cemented	n=7
	Incisal	cemented	n=7
	Incisal under 3mm	cemented	n=7

U.S.A)로 파절강도를 측정하였다. 가동부분에는 금속으로 제작된 하악 우측 중절치를 수직으로 부착하였으며, 절단부는 치아의 장축에 수직되게 하고, 절단연 하부3mm는 상.하악 치아가 126°가 되게 하여, 5mm/min의 cross-head speed로 수직하중을 가해 파절강도를 측정하였다.

(2) 반복하중 후의 파절강도의 측정

전기도금도재관 14개와 금속도재관 14개의 시편을 임의로 추출하여 Instron8871(Instron Corporation, U.S.A)로 파절강도를 측정하였다. 최대하중은 150N을 가하고, 주파수는 4Hz, 하중양상은 sinewave, 반복하중은 15,000번을 주었다. 그리고 5mm/min 의 cross-head speed로 수직하중을 가해 파절강도를 측정하였다.

6) 통계처리

Windows SPSS® Version 10.0 컴퓨터 프로그램을 사용하였다. 각 군간의 차이를 비교하기 위하여 T-test, K-S test를 시행하였으며, 95% 유의 수준으로 검증하였다.

Ⅲ. 실험결과

본 실험에서 측정한 반복하중 전.후의 파절강도 평균값은 Table 2,3과 같다.

1. 반복하중 적용 전의 파절강도 비교

1) 절단연 파절강도

전기도금도재관과 금속도재관의 절단연 부위의 사이에는 유의한 차이가 있었다(Table 4)($p<0.05$).

2) 절단연 하부 3mm 파절강도

전기도금도재관과 금속도재관의 절단연 하부 3mm 파절강도 부위의 측정된 값 사이에는 유의한 차이가 있었다(Table 5)($p<0.05$).

2. 반복하중 적용 후의 파절강도 비교

1) 절단연 파절강도

전기도금도재관과 금속도재관의 절단연 부위의 측정된 값 사이에는 유의한 차이가 없었다(Table 6).

Table 2. Mean and standard deviation of fracture strength before repeated loding according to loading point (unit : N).

Group	loding point	Results	Group	loading point	Results
Gold electro-formed crown	Incisal	857.69	Porcelain fused to gold crown	Incisal	986.27
		819.08			1014.88
		873.47			944.13
		883.47			968.04
		864.06			992.74
		860.14			817.14
		862.20			991.07
	mean	860.01		mean	959.18
	Incisal under 3mm	1038.80		Incisal under 3mm	2634.82
		967.16			2147.27
		1013.02			2536.24
		1023.12			2409.82
		1022.92			2158.74
		1034.78			2355.82
		1026.84			2389.92
	mean	1018.09		mean	2376.09

Table 3. Mean and standard deviation of fracture strength after repeated loding according to loading point (unit : N).

Group	loding point	Results	Group	loding point	Results
Gold electro-formed crown	Incisal	535.76	Porcelain fused to gold crown	Incisal	654.05
		700.01			791.25
		620.43			695.40
		658.46			581.53
		632.00			559.97
		574.37			668.26
		618.28			772.33
	mean	619.90		mean	674.68
	Incisal under 3mm	674.04		Incisal under 3mm	1966.95
		717.45			1941.28
		685.21			1873.66
		687.86			1939.22
		694.62			1930.69
		673.55			1919.91
		685.31			1950.98
	mean	688.29		mean	1931.81

Table 4. Result of t-test for fracture strength according to incisal before loading (unit : N).

	N	Mean	S.D.	Sig.
Gold electroformed crown	7	860.02	20.13	.007
Porcelain fused to gold crown	7	959.18	66.41	

Table 5. Result of t-test for fracture strength incisal under 3mm before loading (unit : N).

	N	Mean	S.D.	Sig.
Gold electroformed crown	7	1018.09	23.98	.000
Porcelain fused to gold crown	7	2376.09	179.78	

2) 절단연 하부 3mm 파절강도

전기도금도재관과 금속도재관의 절단연 하부 3mm 부위의 측정된 값 사이에는 유의한 차이가 있었다(Table 7)($p<0.05$).

3. 파절양상의 관찰

전기도금도재관의 경우 절단연 부위에선 코핑부위까지 도달하는 파절선이 보였고 절단연 하부 3mm부위에선 코핑과 도재간의 넓은 파절양상이 나타났다. 그리고 금속도재관의 경우 절단연 부위에선 도재 부위의 파절이 보였고 절단연 하부 3mm 부위에선 코핑과 도재간의 파절양상이 나타났다.

Table 6. Result of t-test of fracture strength incisal after loading

(unit : N).

	N	Mean	S.D.	Sig.
Gold electroformed crown	7	619.90	53.54	.188
Porcelain fused to gold crown	7	674.68	87.42	

Table 7. Result of t-test of fracture strength incisal under 3mm after loading

(unit : N).

	N	Mean	S.D.	Sig.
Gold electroformed crown	7	688.29	14.88	.000
Porcelain fused to gold crown	7	1931.81	29.64	

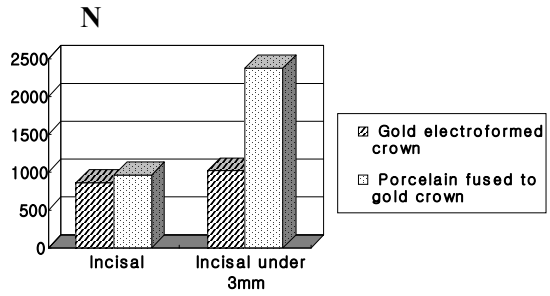


Fig. 2 Comparison of fracture strength before repeated loding according to loding point.

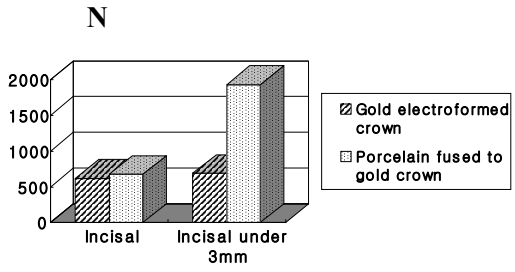


Fig 3. Comparison of fracture strength after repeated loding according to loding point.

Ⅳ. 총괄 및 고안

현대의 치과계는 기술의 개발과 새로운 물질의 연구로 인해 치관과 계속가공의치의 제작시 심미적인 여러 가지 재료들이 등장하게 되었다.

치과용 도재의 약한 파절강도와 소성에 의한 심한 수축율, 색조의 단순함, 제작의 까다로움 등, 여러 가지 단점들을 개선하기 위해 여러 선학들의 노력이 계속 되어져 왔다[15,16].

그 중, 소성시 심한 수축율과 약한 파절강도의 개선을 위해 quarts의 비율을 늘리고, alumina를 기존 도재에 추가하기도 하였다. 전치부 단일치관의 수복에 있어, 심미적으로 우수한 전부도재관이 고려되지만, 제작이 어렵고, 변연적합도가 좋지 않으며, 강도가 취약하다[15,17,18,19].

전기도금도재관은 심미성은 살리면서, 강도를 증가시키며, 변연적합도면에서도 우수하고, 기공과정이 간단하며, 주조시 기포의 발생이 없으며, 다양한 도재와 합착재의 사용이 가능한 도재관이란 장점을 갖고 있다. 그러나 코핑이 일반적인 금속도재관에 비해 약하며, 기술적인 민감성등은 단점으로 꼽힐 수 있다[9].

일반적인 압축강도에서는 전부도재관은 170N이고, 전기도금도재관은 270N이며, 금속도재관의 경우는 520N이라고 하였다[13]. 이렇듯 전부도재관보다는 강도면에서는 우수하다고 볼 수 있다.

Erpenstein[13]은 전기도금도재관과 전부도재관에 관한 7년간의 임상실험에서 구치에선 전기도금도재관의 성공율이 96.5% 이었고, 전부도재관의 성공율은 70% 이었다고 하였으며, 전치부에선 전기도금도재관의 성공율이 92%, 전부도재관의 성공율은 82.7%로, 실험결과에서는 전기도금도재관이 전부

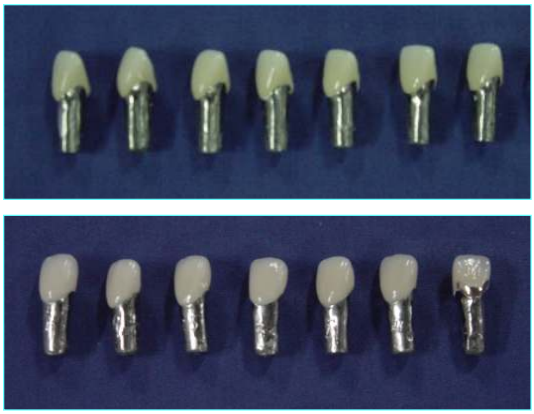


Fig 4. Figure of experimental specimens



Fig 5. Metal master die



Fig 6. Universal test machine (Instron 8871®)



Fig 7. Electroforming unit (Preciano Combilabor CL-GF®)



Fig 8. Measurement of incisal and incisal under 3mm



Fig 9. Fractured experimental specimen

도재관보다 우수하다고 하였다.

1840년에 처음 치과에 도입된 후, 점차 발전하여 1991년에는 치과기공소에 설치와 사용이 가능한 작은 electroformed system이 Gramm[7]에 의해 처음 개발되어 현재에 이르고 있다.

Vence[9]는 전기도금도재관의 전기도금법을 이용한 코핑 제작 실험에서 금속코핑의 두께가 0.2mm이고, 또한 변연적합도가 20㎛이하가 되도록 제작하였다고 보고하였다[8,11,12]. 이것으로 일반적인 금속도재관의 금속코핑의 두께인 0.3mm보다 얇고 정밀하다는 것을 알 수 있었다.

Setz[11]는 또한 전기도금도재관의 cement접착시 접착제의 피막도 검사에서 약 0.1mm정도의 간격만이 존재한다고 하였으며, 변연적합도면에서도 전기도금도재관은 다른 치과보철물보다는 매우 우수하다는 것을 보고하였다[12]. 그리고 한 단계 발전하여 치과 전반에 걸쳐 전기도금도재관의 여러 가지 실험이 이루어졌다. 이러한 결과의 주된 열쇠는 전기도금법에서는 순도가 높은 금속을 재료로 사용한다는 것이다[9].

Elina[20]는 금속도재관의 도재와 금속 코핑간의 결합력 실험에서 gold의 순도가 증가할수록 결합력은 증가 한다고 하였다[21]. 그래서 전기도금도재관은 blend-gold를 접촉을 증가시키기 위해 사용한다. 이런 코핑의 표면 처리는 금속도재관의 금속코핑에 대한 처리법과는 약간의 차이가 있다고 여겨진다.

색상에 대해서는 Raigrodski[10]가 전기도금법을 이용해 도재가 올라가는 inlay와 crown의 제작 실험에서 치경부 부위에서 gold색이 연하게 비춰 보이는 것을 심미적인 장점이라고 지적하였다. 이러한 실험결과로 볼 때 전기도금도재관의 심미성은 전부도재관에 필적할 수 있다고 생각된다. 금속도재관에 있어서의 파절원인을 살펴보면, McLean[19,22]은 도재와 금속간의 결합력 부족을 들었고, Jones와 Wilson[23]은 도재 및 금속자체의 강도등, 재료자체의 문제를 말하였다[24]. Faucher와 Nicolls[8] 는 개인의 교합형태를 고려하지 않은 금속코핑의 설계를 파절의 원인이라 하였다[19,25,26,27,28].

도재와 금속간의 결합력에 대한 연구는 이미 많이 실행 되었으며, 도재자체의 강도에 대해서는 Hodson[29], McLean 그리고 Huges[2]등이 도재의 강도를 측정하였는데, glazing의 유무에 따른 강도의 차이가 있었고, 강도와 기포는 독립적인 것이라고 보고하였다[11,29].

Warpeha와 Goodkind [28]는 치아의 해부학적 형태와 유사하게 시편을 제작하여 교합압이 미치는 부분에 일정한 힘을 가한 연구에서 금속코핑의 설계가 도재의 파절강도에 영향을 미친다고 보고하였다[26].

본 연구에서는 금속도재관과 전기도금도재관을 이용하여 두 보철물간의 파절강도를 비교하여 임상적으로 전기도금도재관의 전치부 사용여부를 확인하고자 실험을 실행하게 되었다.

실험을 위한 시편제작에 있어 절단연과 절단연하부 3mm부위에 따른 파절강도와 반복하중 후의 파절강도를 측정하기 위해 금속코핑의 제작, 처리, 도재의 축성등의 모든 기공 과정을 지시서 대로 시행하여 시편을 제작하였다.

치아의 최대교합력은 각 치아의 위치에 따라 다르게 나타나는데, 평균적으로 대구치에선 564N, 소구치에선 288N, 견치에선 208N, 전치에선 155N으로 나타난다고 하였다[14].

이것을 자료로 하여 Instron 8871에 최대하중 150N, 주파수는 4㎐, 하중양상을 sine wave, 반복횟수를 15000번 주었다. 삭제량은 상악 우측 중절치를 순면1.2mm, 절단면2.0mm, 설면1.0mm로 charmfer margin을 주어 모두 동일하게 삭제하였다. 파절강도는 파절전의 최대에너지 흡수율로써 삭제된 치아의 외형, 삭제량, 도재관의 재료, 치아와 수복물간의 접착방법 및 전달되는 힘의 상태에 따라 영향을 받는다. 치아 수복물로써, 기능을 충분히 발휘하기 위해서는 무엇보다 교합력이 견딜수 있는 적절한 강도를 지녀야 한다. 본 실험결과에서는 금속도재관이 전기도금도재관 보다 평균적으로 높은 파절강도를 나타내었다.

반복하중 적용 전의 절단연에 있어서는 금속도재관의 경우 959.18±66.41N 이었고, 전기도금도재관의 경우 860.02±20.13N 이었다. 절단연 하부 3mm에 있어서는 금속도재관의 경우 2376.09±179.78N 이었고, 전기도금도재관의 경우 1018.09±23.98N이었다. 반복하중 적용후의 절단연에 있어서는 금속도재관의 경우 647.68±87.42N 이었고, 전기도금도재관의 경우 619.90±53.54N 이었다. 절단연 하부 3mm에 있어서는 금속도재관의 경우 1931.81±

29.64N 이었고, 전기도금도재관의 경우 688.29±14.88N 이었다.

본 연구에서 측정된 파절강도는 절단연 부위에선, 두 시편간의 차이는 있었지만 큰 차이는 보이지 않았다. 그러나 절단연 하부 3mm에선 금속도재관이 전기도금도재관보단 높은 파절강도를 보였다. 특히 반복하중 적용후의 절단연의 파절강도 측정에서는 금속도재관과 전기도금도재관 사이에 유의한 차이가 없었다는 결과를 얻은 것은 실험에서 반복적인 하중으로 전기도금도재관의 금속코핑이 연성과 전성이 우수한 24K gold로 제작되어, 지대치와 적합도면에서 밀접해지는 효과를 얻은 것이라 생각된다. 즉 구강내 장착시, 체온과 반복적인 저작압이 가해졌을 때, 점진적으로 지대치에 밀착된다고 생각되어진다. 그러나 이 점에 대해서는 좀 더 많은 연구와 실험이 요구된다.

파절양상을 살펴보면, 금속도재관과 전기도금도재관에 있어서 반복하중 전.후에 있어서 비슷한 양상이 관찰되었다.

절단연 부위에 있어서 전기도금도재관은 금속코핑과 도재간의 파절이 아닌 금속코핑과 도재는 밀접하게 붙어 있으며, 금속코핑까지 도달하는 파절양상이 나타난데 비해, 금속도재관은 도재와 도재사이에서만의 파절양상이 관찰되었다.

이것은 전기도금도재관이 금속코핑과 도재간의 접착력이 blend-gold에 의해 증가되었다는 것을 알 수 있다. 또한 절단연 하부 3mm부위에 있어서는 전기도금도재관은 금속코핑과 도재간의 넓은 파절이 관찰 되었고, 금속도재관은 금속코핑과 도재간의 파절이 관찰되었다.

이것으로 볼 때 전기도금도재관은 금속도재관보다는 설측면이 파절강도에 대하여 취약하다는 것을 알 수 있었다.

도재의 강도는 재료의 강도이외에 표면처리, 소성횟수, 표면마무리, 수분노출등에 영향을 받는다고 하였다[21,30].

실제임상에서는 glazing등을 통해 이러한 도재표면의 흠을 많이 감소시키게 된다. 이렇듯 전기도금도재관의 경우에 있어서, 선별된 환자의 전치부에 사용하는 것은 큰 무리가 없을 것으로 생각된다. 따라서, 앞으로도 적절히 고안된 비교연구와 임상실험이 계속되어져야 할 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 전기도금도재관과 금속도재관을 각각의 군으로 나누어 각 군당 절단연과 절단연 하부 3mm로 나누었고, 각 군당 28개씩의 시편을 제작하였다. 반복하중 적용 전과 적용 후로 나누어 실험을 시행하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 반복하중 적용 전 절단연 파절강도 비교시, 전기도금도재관(860.02±20.17N)과 금속도재관(959.18±66.41N)사이에 유의한 차이가 있었다($P<0.05$).
2. 반복하중 적용 전 절단연 하부 3mm 파절강도 비교시, 전기도금 도재관(1018.09±23.98N)과 금속도재관(2376.09±179.78N)사이에 유의한 차이가 있었다($P<0.05$).
3. 반복하중 적용 후 절단연 파절강도 비교시, 전기도금도재관(619.90±53.54N)과 금속도재관(674.68±87.42N)사이에는 유의한 차이를 나타내지 않았다.
4. 반복하중 적용 후 절단연 하부 3mm 파절강도 비교시, 전기 도금도재관(688.29±14.88N)과 금속도재관(1931.81±29.64N)사이에 유의한 차이가 있었다($P<0.05$).
5. 파절양상은 절단연부위에서는, 전기도금도재관은 도재-코핑부위까지 도달하는 파절선이 관찰되었고, 금속도재관은 도재-도재간의 파절이 관찰되었다. 그리고 절단연 하부 3mm에서는, 전기도금도재관은 도재- 코핑간의 넓은 파절이 관찰되었으며, 금속도재관은 도재 - 코핑간의 작은 파절양상이 관찰되었다.

이상의 결과로 보면 전기도금도재관에 의한 전치부 수복 환자의 경우, 절단면보다 설측면에서 파절위험이 더 많으므로 사용에 주의를 요해야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Land, C.H. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. Independent practioner 1886; 7:407-9.

2. McLean J W, Hughes T H. The Reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Brit Dent J 1965; 119 :251-67.
3. Milton Silver A B, Klein G, Haward C. Porcelain bonded to a cast metal understructure. J Prosthet Dent 1961; 11:1342-6
4. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure. Dent Mater 1988; 4:187-90.
5. Rogers OW, Armstrong BW. Electoforming a gold matrix for indirect inlays. J Prosthet Dent 1961; 11:959-66.
6. Rogers OW. Porosity in gold cast against an electroformed gold matrix in an inlay technique. Aust Dent J 1977; 22: 100-6.
7. Triani T. Electroforming technology for ceramometal restorations. Quintessence Dent Technol 1995; 18:21-8.
8. Behrend F. Gold electroforming system: ges restorations. J Dent Technol 1997; 14:31-7.
9. Vence BS. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. J Prosthet Dent 1997; 77:444-9.
10. Raigrodski AJ, Malcamp C, Rogers WA. Electroforming technique. J Dent technol 1999; 16:24-9.
11. Setz J, Diehl J, Weber H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns. Int J Prosthodont 1989; 2:61-4.
12. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. J Prosthodont 1996; 5:111-4.
13. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaum T. Long-term cli nical results lf galvano-ceramic and glass-ceramic individ ual crowns. J Prosthet Dent 2000; 83:530-534.
14. Dicknson AJ Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1986; 61:297-304.
15. Shillingburg H. Fundamentals of fixed prosthodontics 2nd edition. 1981
16. Sillness J. Fixed prosthodontics and periodontal health. Dent Clin North An 1980; 24:317-29.
17. 구재용.임주환.조인호: 전부도재관의 변연형태에 따른 변연적합도에 관한 연구, 대한 치과보철 학회지. 1997; 35:445-57.
18. 양재호 : 도재소부 전장 수복물의 제작에 관한 기술직 고찰(I), 대한 치과의사 협회지. 1980; 18:927-33.
19. McLean J W. Surface characterisation of the porcelain veneer crown (I). Quintessence Int. 1979; 10:65-9.
20. Elina K. Uusalo, D.D.S., Veijo P. Lassila, D.M.P., and Antti U. Yli-urpo, D.M.P. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloy. J Prosthet Dent 1987; 57:26-28.
21. Gilde H, Lenz P, Samara V, Follinger M. Study of pressure resistance of galvano-ceramic crowns. [in German] Zahnartl Welt 1991; 100:634-5.
22. McLean J W. The science and art of dental ceramics Vol 1. Quintescence Pub Co Inc Chicago 1991; 16:149-56.
23. Jones D W and Wilson H J. Porsity in dental ceramics. Brit Dent J 1975; 138:16-21.
24. Tylman S D. Theory and practice of crown and bridge prosthodontics 5th. St Louis The C V Mosby Co Chicago 1965; 23-4
25. Hobo S and Shillingburg H T. Porcelain fused to metal. Tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent 1973; 30:28-36.
26. Miler L L. Framework design in ceramometal restorations. Dent Clin North Am 1967; 21:699-702.
27. Shelby D S. Practical considerations and design of porceliain fused to metal. J Prosthet Dent 1962; 12:542-5.
28. Warpeha W S and Goodkind R J. Design and technique varialbles affecting fracture resistence of metal-ceramic restorations. J Prosthet Dent 1976; 35:291-8.
29. Hodson J T. Some physical properties of three dental por celains. J Prosthet Dent 1959; 9:235-8.
30. Brukl CE, Ocampo PR. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. J Prosthet Dent 1987; 57:404-10.
31. Faucher R R and Nicholls JI. Distortion related to margin d esign in porcelain fused to matel restorarions. J Prosthet Dent 1980; 43:149-55.