

구치용 도재소부금관과 전부도재관에 파절을 일으키는 한국음식에 관한 연구

김정호¹ · 이재봉^{2*}

서울대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실, ¹대학원생, ²교수

연구목적: 4종 구치용도재관 (Full-porcelain-occlusal-surfaced PFG, Half-porcelain-occlusal-surfaced PFG, Empress 2, Ice Zirkon)과 선별된 한국음식의 fracture load와 dynamic cyclic load를 측정하여 구치용 도재관에 파절을 일으킬 가능성이 있는 한국음식을 선별하는데 있다.

연구재료 및 방법: 4종의 각 porcelain 보철물 system 당 15개의 축대칭을 이루는 crown을 제작했다. 이때 occlusal reduction은 1.5 - 2.0 mm로 했다 (중심부 1.5 mm, 교두부 2.0 mm). 각 15개의 시편의 교합면 중앙부에 직경 5 mm의 stainless steel ball을 위치시킨 후 Instron 4465 universal testing machine (Instron, Norwood, MA USA)을 이용하여 5 mm/min의 crosshead speed로 수직 부하를 주어 파절을 일으키는 최대 부하(N)를 기록했다. 이후, 한국음식 중 삶은 게, 닭 (뼈포함), 소갈비 (뼈포함), 마른 오징어, 건멸치, 사탕, 호두껍질을 표본으로 설정하고 이들을 파절시키는 최대 부하(N)를 universal testing machine (Instron 4465)에서 측정하여 기록했다. 각 항목당 15번을 측정했다. 음식물을 파절시킬 때 필요한 최대부하와 각 보철물의 파절저항을 비교하여 한국의 식습관과 도재를 이용한 보철물 파절의 상관관계를 조사하였다. fracture loads는 analysis of variance 와 Post Hoc tests를 이용해서 분석하였다 ($\alpha = 0.05$). 차후에 위에서 얻은 결과를 바탕으로 Hydraulic Dynamic Fatigue Testing Machine (858 Bionix II, MTS systems, Eden Prairie, MN USA)를 이용하여 4종의 각 porcelain 보철물 system당 5개의 crown에 14Hz Cyclic Load를 가하여 crown에 파절을 일으키는 masticatory cycle수를 알아 보았다. Load 수치는 41.0 N (건멸치 파절강도), 169.0 N (마른오징어 파절강도), 382.9 N (닭뼈 파절강도), 2224.8 N (사탕 파절강도)로 설정하였다.

결과: 95% confidence intervals for mean fracture load는 2599.3 - 2809.1 N (완전도재교합면 PFG), 3689.4 - 3819.9 N (반도재교합면 PFG), 1501.2 - 1867.9 N (Ice Zirkon), 803.2 - 1188.5 N (Empress 2)로 나왔고 95% confidence intervals for dynamic cyclic load on fracture는 instron 상에서 도재보철물에 파절을 일으키지 않은 load 인 2224.8 N (사탕 파절강도)와 382.9 N (닭뼈 파절강도)로 실험했을 때, 2224.8 N에서 4796.8 - 9321.2 cycles (완전도재교합면 PFG), 2224.8 N에서 881705.1 - 1143565.7 cycles (반도재교합면 PFG), 382.9 N에서 979993.0 - 1145773.4 cycles (Ice Zirkon), 382.9 N에서 564.1 - 954.7 cycles (Empress 2)로 나왔다.

결론: 통계학적으로 유의할 만한 차이가 그룹들 간 fracture load에서 나타났다. 한국음식물 중 소갈비 (뼈포함)와 사탕 (자두맛캔디)은 구치용 도재보철물을 파절시킬 가능성이 있는 음식물로 밝혀졌다. 단일수직부하에서는 파절이 생기지 않는 경우라 할지라도 dynamic cyclic load를 줄 경우 일정 주기 후에 파절이 생기는 결과를 얻을 수 있었다. (*대한치과보철학회지* 2009;47:156-63)

주요단어: 파절저항, 도재소부금관, 전부도재관, 주기적 교합압

서론

현재 구치부의 심미적인 보철 수복을 위해 많은 종류의 많은 종류의 치과 재료와 치과적 기술이 소개되었고, 실제 임상에서 사용되고 있다. 구치부영역에서 세라믹을 이용한 심미보철 치료를 할 때는 높은 강도와 변연 적합성이 요구된다.¹

세라믹은 자연치의 특성을 재현해낼 수 있다. 그러나, 세라믹은 compressive force에는 잘 견디나, tensile 또는 torsional stress에 놓여지면 깨지기 쉽다.² 현재까지는 세라믹을 지지하는 금속구조물 부분이 부하를 많이 받는 부위에서 세라믹보철물의 사용을 가능하게 했다. 최근에는 심미적인 요구에 따라 구치부에 알맞은 전부도재관이 개발되고 있다.³ 예를 들면, Empress 2 (Ivoclar, Vivadent, Schann, Principality of Liechtenstein), a lithium disilicate

reinforced glass ceramic 또는 Ice Zirkon-a partially yttrium-stabilized zirconium dioxide (Ice Zirkon, ZirkonZahn, Gais, Italy) 등이 있다.⁴ Lithium disilicate-reinforced glass ceramic의 휨강도 (flexural strength)는 300 - 400 MPa⁵, zirconia의 경우는 680 - 1140 MPa⁶이다.

세라믹 보철의 강도는 미시적인 crack과 pore의 크기에 영향을 받는다. 이 결합은 항상 존재하며 이는 재료자체의 성질이기도 하지만, polishing 등과 같은 기공과정 중에 발생하기도 한다. Kelly 등²⁴과 Thompson 등²⁵은 임상적으로 실패한 all-ceramic crown (Dicor와 Cerestore)를 분석했는데, Dicor crown의 경우는 core-luting agent 경계선에서, Cerestore crown의 경우는 veneer-core 경계선에서 많은 실패가 일어났다고 보고했다.

만족스러운 구치부 도재전장관을 만들기 위해, 강한 alumina 또는 zirconia core가 만들어졌다. 이런 세라믹재료

교신저자: 이재봉

110-749 서울시 중로구 연건동 28-22 서울대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실 02-2072-3026: e-mail,swallow@smu.ac.kr

원고접수일: 2008년 8월 28일 / 원고최종수정일: 2009년 1월 21일 / 원고채택일: 2009년 2월 5일

들은 파절없이 높은 정도의 stress를 견딜 수 있다. 평균적으로, IPS Empress 2는 400 MPa,²² Procera AllCeram은 687 MPa,²³ In-Ceram Zirconia는 620 MPa²⁴ 를 견딜 수 있다고 보고되어있다.

특히, 구치용 도재 보철물의 경우에는 교합압에 대한 파절에 대항하기 위해 보다 큰 강도를 요하게 된다. 일반적으로 보통 사람의 경우 교합압이 522 N에 이른다고 보고되고 있다.²⁵

실제로 임상 연구에 따르면 도재보철물의 파절은 10년 동안 사용 시 5 - 10%에 이른다고 보고되고 있다.⁹

임상에서 도재의 파절은 심각하며 많은 비용을 요구하는 문제가 될 수 있다.

Josephson 등은 metal-ceramic restoration이 aluminous porcelain crown이나 molded-core crown (Cerestore)에 비해 교합력에 더 잘 저항한다고 보고했다.¹⁰

본 연구에서는 실제로 한국 음식 섭취시 필요한 파절 강도를 측정하여 이를 임상에서 사용하는 치과용 도재 보철물의 파절저항과 비교하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

Full-porcelain-occlusal-surfaced PFG crown, Half-porcelain-half-gold-occlusal surfaced PFG crown, Empress 2, Ice Zirkon 4개의 각 system 당 20개의 crown을 제작하였다.



Fig. 1. Zirconia Die.

1. Crown 제작

Zirconia를 도재전장관의 지대치 형성법을 기준으로 하여 삭제하여 축대칭을 이루도록 형성하였다. 순설측변연은 1 mm modified shoulder, 교합면 삭제는 교합면중심에서는 1.5 mm, 교두부위에서는 2.0 mm를 시행하였다. 양쪽 측벽 (axial wall)은 수직선에 대해 3°의 각도를 이루도록 형성하였다.

이후 epoxy resin을 이용하여 zirconia die의 복제를 80개 만들었다.

각 crown은 RelyX™ Unicem Aplicap™ (3M ESPE AG, Seefeld, Germany)를 이용해 die에 합착하였다.

도재전장관 (Empress 2, Ice Zirkon)의 경우, Core의 두께는 동일하게 0.5 mm 로 설정한 후 Fig. 2의 수치와 동일하게 기공을 하였으며, 도재전장금관의 경우, 금코핑의 두께를 0.5 mm로 한 후, 위와 동일한 수치로 크라운 기공을 하였다.

2. 한국음식 선별 및 준비

한국음식이 도재전장관 및 도재전장금관을 파절시키는 정도를 알아보기 위해 한국음식 중 파절 강도가 높을 것으로 예상되는 것들을 선별하였다.

삶은 게, 닭 (뼈포함), 소갈비 (뼈포함), 마른 오징어, 건멸치, 자두맛 사탕, 호두껍질을 표본으로 설정하였다.

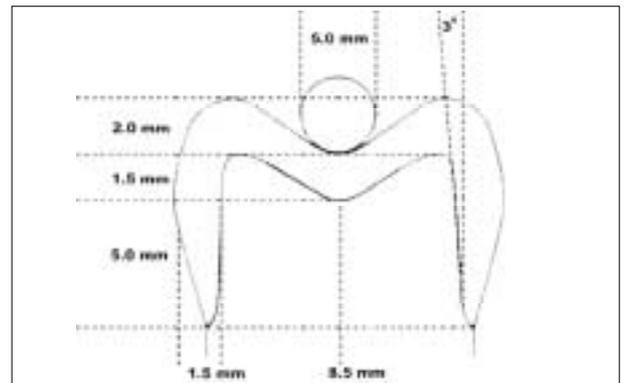


Fig. 2. Specimens for fracture testing consisted of epoxy resin die and all-ceramic crown loaded with stainless steel ball bearing (5.0 mm diameter).

Table I. Ceramic systems evaluated

Products	Manufacturer
Ice Zirkon	Ice Zirkon, ZirkonZahn
Empress 2	Ivoclar, Vivadent
Full-porcelain-occlusal surfaced PFG Crown	VM13, VITA/V-Gnathos Plus, Metalor
Half-porcelian-half-glod-occlusal surfaced PFG Crown	VM13, VITA/V-Gnathos Plus, Metalor

3. Instron을 이용한 파절시험

일단 각 ceramic system당 epoxy resin die에 RelyX™ Unicem Aplicap™ 으로 합착한 15개의 crown을 가지고 파절시험을 시행하였다. 파절 강도시험은 Instron 4465 Universal testing machine (Instron, Norwood, MA USA)을 이용하여 시행하였다. 직경 5 mm stainless steel ball bearing을 각 crown 시편의 교합면 중심에 위치시킨 후, 5 mm/min의 crosshead speed로 치아 장축을 따라서 부하를 가해서 시편의 파절을 유도하였고, load-displacement trace로부터 완전파절이 생기는 시점의 부하값을 측정하였다.

각 음식물 시편도 음식물 위에 직경 5 mm stainless steel ball bearing을 고정시킨 후 crosshead speed 5 mm/min으로 해서 장축방향으로 하중으로 가해 음식물에 파절이 일어나는 최대부하를 기록하였다. 단, 마른오징어와 같이 충분히 단단하지 않아서 Instron 상에서 fracture load 인식

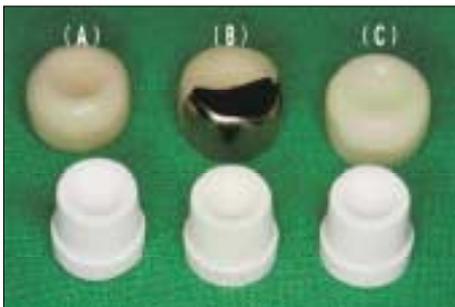


Fig. 3. Empress 2 crown (A), PFG crown (B), Ice Zirkon crown (C).

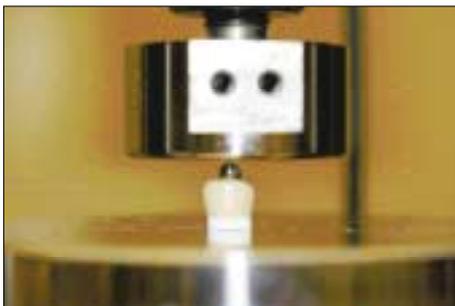


Fig. 4. Load applied with stainless steel ball bearing (5 mm in diameter) on the Instron 4465.



Fig. 5. Load test of food on the Instron 4465.

이 불가능한 경우는 시편 특정 부위의 두께를 측정한 후 ball bearing이 그 두께를 다 뚫고 들어갈 때의 load를 기록하였다.

4. MTS 858 Bionix II의 주기적 부하 하에서의 파절 실험

MTS 858 Bionix II (MTS systems, Eden Prairie, MN USA)를 이용하여 PFG Crown (Full porcelain occlusal surface), PFG Crown (Half porcelain occlusal surface), Ice Zirkon, Empress 2 4개의 system 별로 5개의 Crown에 아래 수치의 cyclic load를 가하여 fracture 발생여부와 fracture 발생시 cycle수를 기록한다. 아래 수치는 Instron 실험 기준으로 도재보철물에 파절을 일으키지 않을 Load 수치로 설정했다.

- 1) 41.0 N (건멸치 파절부하)
- 2) 169.0 N (마른 오징어 파절부하)
- 3) 382.9 N (닭뼈 파절부하)
- 4) 2224.8 N (사탕 파절부하)

단, Instron을 이용한 수직부하실험 결과를 바탕으로 볼 때 단일 부하에서도 2224.8 N의 힘은 나머지 도재보철물에 파절을 일으키기에 cyclic load 실험에서 동일한 부하는 PFG crown (Full porcelain-occlusal surface), PFG crown (Half porcelain occlusal surface)에만 주었다.



Fig. 6. MTS 858 Bionix II applying cyclic load.



Fig. 7. The moment of fracture during cyclic load.

결과

1. 파절강도

각 보철물과 음식물을 파절시킨 최대 부하는 아래 Table II에 나타내었다. 각 실험군을 파절시킨 평균하중값은 삶은 게에서 331.0 N, 닭뼈에서 382.9 N, 소갈비 (뼈포함)에서 4216.9 N, 마른오징어에서 169.0 N, 건멸치에서 41.0 N, 사탕 (자두맛캔디)에서 2224.8 N, 호두껍질에서 36.1 N, PFG (Full porcelain occlusal surface) crown에서 2704.2 N, PFG (Half porcelain occlusal surface) crown에서 3754.6 N, Ice Zirkon crown에서 1684.5 N, Empress 2 crown에서 995.8 N이었다. 건멸치의 경우 건멸치가 완전 분쇄되는 강도를 파절강도로 측정하였고, 호두껍질의 경우는 호두 껍질이 파절되는 순간의 파절강도를 측정하였다.

통계처리는 SPSSWIN 12.0 프로그램을 이용하여 one-

way ANOVA를 실시하였다. 본 연구의 실증분석은 모두 유의수준 $P < .001$ 에서 검증하였다. 0.05 유의수준에서 LSD 사후검정을 시행하였다.

2. MTS를 이용한 Cyclic Load하에서 파절강도

본 연구를 수행하는데 있어서 사용된 구체적인 실증분석방법은 평균차이 검증인 T test와 일원변량분석 (One way Anova)을 실시하였으며, 사후검증으로 LSD를 사용하였다. 본 연구의 실증분석은 모두 유의수준 $P < .05$ 에서 검증하였으며, 통계처리는 SPSSWIN 12.0 프로그램을 사용하여 분석하였다.

MTS를 사용하여 14 Hz 주기 cyclic load를 120만번 주었을 때 파절이 일어나는 파절강도와 masticatory cycle 수를 정리하면 아래와 같다. load 수치는 41.0 N (건멸치 파절강도), 169.0 N (마른 오징어 파절강도), 382.9 N (닭뼈 파절강도),

Table II. 95% Confidence Interval for Mean Fracture Load (N = numbers of specimens, std. = standard)

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound
Boiled crab	15	331.01	66.71	17.22	294.07	367.95	219.60	415.90
Boiled chicken with bone	15	382.86	46.44	11.99	357.14	408.58	312.30	496.90
Beef rib	15	4216.86	251.31	64.89	4077.69	4356.03	3938.60	4896.10
Dried squid	15	169.01	38.79	10.01	147.53	190.49	121.50	248.90
Dried anchovy	15	41.03	9.87	2.55	35.57	46.50	26.50	58.80
Candy	15	2224.80	610.67	157.67	1886.62	2562.98	1222.10	3892.60
Walnut	15	36.07	6.16	1.59	32.66	39.48	25.50	46.10
PFG (Full)	15	2704.19	189.38	48.90	2599.31	2809.06	2452.90	3109.50
PFG (Half)	15	3754.60	117.78	30.41	3689.38	3819.82	3615.20	3940.50
Ice Zirkon	15	1684.53	331.13	85.50	1501.16	1867.91	1318.10	2251.00
Empress 2	15	995.84	347.92	89.83	803.17	1188.51	294.00	1597.40
Total	165	1503.71	1483.51	115.49	1275.67	1731.75	25.50	4896.10

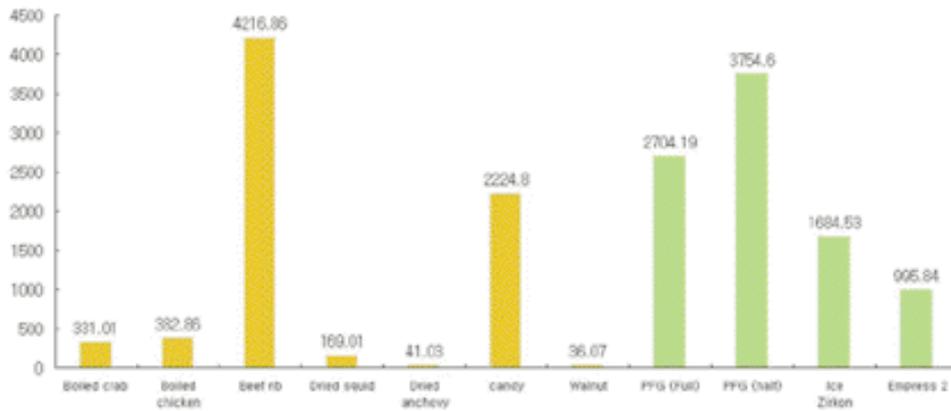


Fig. 8. Fracture loads for specimens.

도), 2224.8 N(사탕의 파절강도) 4가지로 설정하였다.

1. Full porcelain occlusal surfaced PFG crown: 2224.8 N(사탕 파절강도)에서 95% 신뢰구간 4796.8 - 9321.2 cycle에서 파절이 발생. 41.0 N, 169.0 N, 382.9 N에서는 120만번 cyclic load 하에서 파절 발생 없었음.
2. Half porcelain occlusal surfaced PFG crown: 2224.8 N(사탕 파절강도)에서 95% 신뢰구간 881705.1 - 1143565.7 cycle에서 파절이 발생. 41.0 N, 169.0 N, 382.9 N에서는 120만번 cyclic load 하에서 파절 발생 없었음.
3. Ice Zirkon: 382.9 N(닭뼈 파절강도)에서 95% 신뢰구간 979993.0 - 1145773.4 cycle에서 파절이 발생. 41.0 N, 169.0 N에서는 120만번 cyclic load 하에서 파절 발생 없었음.

4. Empress 2: 382.9 N(닭뼈 파절강도)에서 95% 신뢰구간 564.1 - 954.7 cycle에서 파절이 발생. 41.0 N, 169.0 N에서는 120만번 cyclic load 하에서 파절 발생 없었음.

고찰

이 *in vitro* 연구의 목적은 임상에서 구치부를 수복하는데 사용할 수 있는 도재관 4종류 (Full porcelain occlusal surfaced PFG crown, Half porcelain occlusal surfaced PFG crown, Empress 2 crown, Ice Zirkon crown)의 파절저항을 측정 한 후, 한국인들이 실생활에서 흔히 접할 수 있는 음식물의 파절저항을 측정 한 후 둘 사이의 관계를 알아보는 데 있다.

이 실험에서 사용된 방법은 이전 연구들과 비슷하다.²⁷ 실험상 편의를 위해, 시편들의 교합면은 편평하게 고안해서 기공과 실험의 편의성을 도모했으며, 해부학적인 교합면의 형태를 만들지는 않았다.

본 연구에서 duplicate die를 만들 때 epoxy resin을 이용해서 만들었는데, 이는 가능한 human dentin의 elastic modulus (14.7 GPa)에 비슷한 재료로 만들고자 한 의도였다.²⁸ 이는 high modulus of elasticity를 가진 die에서 ceramic의 fracture load가 증가한다는 보고를 한 논문을 고려하였다.²⁸

Table III. Homogeneous Subsets

	Type	N	Subset for alpha = .05	
			1	2
Duncan (a)	4	5	759.4	
	1	5	7059	
	2	5		1012635.4
	3	5		1062883.2
	Sig.		0.875	0.221

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 5.000.

Table IV. 95% Confidence Interval for Mean Dynamic cycles

	N	Load(N)	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
PFG (Full)	5	2224.8	7059.0	1821.9	814.8	4796.8	9321.2	4813.0	8942.0
PFG (Half)	5	2224.8	1012635.4	105447.4	47157.5	881705.1	1143565.7	842759.0	1117019.0
Ice Zirkon	5	382.9	1062883.2	66757.3	29854.8	979993.0	1145773.4	998621.0	1154821.0
Empress 2	5	382.9	759.4	157.3	70.4	564.1	954.7	592.0	928.0
Total	20		520834.3	533753.2	119350.9	271030.1	770638.4	592.0	1154821.0

Table V. Post Hoc Tests for MTS cycles

	(I) Type	(J) Type	Mean Difference (I - J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
LSD	PFG (Full)	PFG (Half)	-1005576.4 (*)	39470.3	0.000	-1089249.7	-921903.1
		Zirkonzhan	-1055824.2 (*)	39470.3	0.000	-1139497.5	-972150.9
		Empress 2	6299.6	39470.3	0.875	-77373.7	89972.9
	PFG (Half)	PFG (Full)	1005576.4 (*)	39470.3	0.000	921903.1	1089249.7
		Zirkonzhan	-50247.8	39470.3	0.221	-133921.1	33425.5
		Empress 2	1011876.0 (*)	39470.3	0.000	928202.7	1095549.3
	Ice Zirkon	PFG (Full)	1055824.2 (*)	39470.3	0.000	972150.9	1139497.5
		PFG (Half)	50247.8	39470.3	0.221	-33425.5	133921.1
		Empress 2	1062123.8 (*)	39470.3	0.000	978450.5	1145797.1
	Empress 2	PFG (Full)	-6299.6	39470.3	0.875	-89972.9	77373.7
		PFG (Half)	-1011876.0 (*)	39470.3	0.000	-1095549.3	-928202.7
		Zirkonzhan	-1062123.8 (*)	39470.3	0.000	-1145797.1	-978450.5

* The mean difference is significant at the .05 level.

도재관의 *in vitro* 파절 저항에 영향을 미치는 요인으로 ceramic 재료의 microstructure¹¹, 가공기술, crown의 최종 표면처리¹², luting 방법¹³, 부하 가하는 위치와 방향^{14,15} 등을 생각할 수 있다.

최근에는 구치부 영역 보철물에서도 심미적 요구가 증가되고 있으며, 이들을 만족시키기 위해 보다 강한 ceramic material 들이 소개되고 있다. 예를 들면, lithium disilicate glass ceramic이나 zirconia 등을 생각할 수 있다.

Lithium disilicate glass ceramic의 toughening mechanism으로는 thermally induced microcracking과 crack deflection 2가지가 소개되고 있다. microcrack toughening은 fine grain size ceramics (20 μm 이하)에서 가능한 mechanism으로 소개되고 있으며 따라서 이는 Empress 2 에도 적용될 수 있다.

Fracture toughness의 증가는 가해지는 tensile stress로부터 멀리 재배치되는 crack plane 때문에 crack driving force가 분산되면서 나타난다.²⁶

Zirconia의 toughening mechanism은 여러 가지의 조합으로 생각할 수 있다. 예를 들면, crack deflection, alumina grain에 부여된 contact shielding, phase transformation, microcrack nucleation 등을 생각할 수 있다.⁶

이번 실험에 쓰인 모든 재료들의 파절저항을 살펴보면 전체 평균은 1503.7 N 으로 나타났다. 좀 더 자세히 살펴보면, 소갈비(뼈포함)가 평균 4216.9 N으로 가장 높게 나타났고, Half-porcelain-occlusal surfaced PFG crown이 평균 3754.6 N, Full-porcelain-occlusal-surfaced PFG crown이 평균 2704.2 N, 사탕(자두맛캔디)이 평균 2224.8 N의 순으로 그 뒤를 이었다. 한편 마른 오징어는 평균 169.0 N, 건멸치는 평균 41.0 N, 호두껍질은 평균 36.1 N으로 비교적 낮은 평균을 보였으며, 이들은 $P < .001$ 수준에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

구치부 영역에서 최대 교합력은 남성의 경우 847 N, 여성의 경우 597 N으로 보고되어 있다.¹⁶ 이 실험의 결과를 직접적으로 *in vivo* 상태에 견주어 비교할 수는 없지만, 이번 실험에 쓰인 4개 system 도재관들은 임상적으로 구치부에 사용하기에 무리가 없을 것으로 사료된다.

여러 한국음식 중 실험군으로 선택한 삶은 게, 삶은 닭(뼈포함), 소갈비(뼈포함), 건멸치, 사탕(자두맛캔디), 호두껍질 등과 위의 4개 system의 구치용 도재관의 파절강도를 비교하면 사탕과 소갈비(뼈포함)을 제외하고는 모든 도재관의 파절강도가 한국 음식물에 비해 높게 나왔다. 사탕의 경우 Ice Zirkon crown과 Empress 2 crown 보다 파절강도가 높게 나왔으며, 소갈비(뼈포함)의 경우 모든 4개 system의 도재관보다 높은 파절강도를 보였다.

두 번째 실험의 주요 목적은 구강 내에서 일어날 수 있

는 주기적인 피로하중의 개념을 도입하고자 하는 것이었다.

인간은 일 년에 250,000 번의 저작주기를 갖는다는 것이 알려져 있다.^{17,18} 따라서 5년의 저작기간을 모의실험하기 위해 1,200,000번의 주기의 저작 운동을 실행시켜야 한다.^{3,19} Instron 파절강도 실험에서 구치용도재관들에 비해 낮은 파절 강도를 나타낸 4개 음식물(건멸치 - 41.0 N, 마른 오징어 - 169.0 N, 닭 뼈 - 382.9 N, 사탕 - 2224.8 N)에 해당하는 부하를 MTS를 이용하여 주기적 부하를 가하였다.

이결과 PFG crown (full porcelain occlusion)의 경우 사탕 파절저항(2224.8 N)으로 저작시 평균 0.03년 후에 파절이 일어나며, PFG crown (half porcelain occlusion)의 경우 사탕 파절저항으로 저작시 평균 4.1년 후 파절하게 된다. Ice Zirkon crown의 경우 닭뼈 파절저항(382.9 N)으로 저작시 평균 4.3년 후 파절하게 되며, Empress 2 crown의 경우 닭뼈 파절저항으로 저작시 평균 0.003년 후 파절이 생기게 된다.

이 실험의 제한요소로는 아래와 같은 것을 생각할 수 있다. 첫째, 측방압이 훨씬 큰 stress를 가하는 요인이나, 본 실험에서는 교합면에 대해 수직방향으로 부하를 가할 수밖에 없었다. 둘째로는, 시편 제작의 정확도를 기하기 위해 회전축 중심으로 대칭의 시편을 만들었다.

결론

본 연구에서는 구치용 도재관을 4군으로 제작한 후, 도재관과 선별된 한국음식물의 파절강도를 측정하였다. 선별된 한국음식은 삶은 게, 닭(뼈포함), 소갈비(뼈포함), 마른 오징어, 건멸치, 자두맛 사탕, 호두껍질이고, 도재관 1군은 Ice Zirkon crown, 2군은 Empress 2 crown, 3군은 PFG (full porcelain occlusal surface) crown, 4군은 PFG (half porcelain occlusal surface) crown 으로 설정하였다. 도재관의 제작은 축대칭 형태로 제작하여 실험의 편의를 도모하였고 교합면에 대해 수직방향으로 단일 부하와 반복 주기부하로 각 도재관과 한국음식물에 파절을 일으키는 방법을 사용했다. *in vitro* 연구의 제한범위 내에서, 아래와 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 한국음식 중 소갈비(뼈포함)의 경우, 단일하중 하에서 4종의 모든 도재관에서 파절을 일으켰으며, 자두맛캔디의 경우는 Ice Zirkon crown과 Empress 2 crown 에서 파절을 일으켰다 ($P < .05$).
2. 1년에 250,000 저작주기를 갖는 인간의 저작모델을 가정하여 반복주기부하를 가할 경우, PFG crown (full

porcelain occlusion)은 사탕 (자두맛캔디) 파절저항 (2224.8 N)으로 반복 저작시 평균 0.03 년 후 파절하게 되고, PFG crown (half porcelain occlusion)은 사탕 (자두맛캔디) 파절저항 (2224.8 N)으로 저작시 평균 4.1년 후 파절하게 된다. Ice Zirkon crown의 경우 닭뼈 파절저항 (382.9 N)으로 저작시 평균 4.3년 후 파절하게 되며, Empress 2 crown의 경우 닭뼈 파절저항 (382.9 N)으로 저작시 평균 0.003년 후 파절하게 된다 ($P < .05$).

참고문헌

1. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16:226-33.
2. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. pp.551-92.
3. Webber B, McDonald A, Knowles J. An *in vitro* study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003;89:154-60.
4. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-8.
5. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-56.
6. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-9.
7. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Shinya A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of intermediate fiber layer on the fracture load and failure mode of maxillary incisors restored with laminate veneers. *Dent Mater J* 2008;27:61-8.
8. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984;51:338-42.
9. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1985;53:301-3.
10. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schäfer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13:468-72.
11. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:468-75.
12. Burke FJ, Watts DC. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1998;29:21-7.
13. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
14. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-38.
15. Webber B, McDonald A, Knowles J. An *in vitro* study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003;89:154-60.
16. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-6.
17. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1986;2:235-40.
18. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26:372-8.
19. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-71.
20. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29:285-96.
21. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:297-303.
22. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-4.
23. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-46.
24. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-40.
25. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824-32.
26. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11:255-62.
27. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73:1205-11.
28. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462-7.

A comparative study on the correlation between Korean foods and the fractures of PFG and all ceramic crowns for posterior applications

Jeong-Ho Kim¹, DDS, MSD, Jai-Bong Lee^{2*}, DDS, MSD, PhD

¹Graduate Student, ²Professor, Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University

Statement of problem: Recently, there have been increased esthetic needs for posterior dental restorations. The failure of posterior dental ceramic restoration are possible not only by the characters of the component materials but also by the type of food. **Purpose:** The research aim was to compare the *in vitro* fracture resistance of simulated first molar crowns fabricated using 4 dental ceramic systems, full-porcelain-occlusal-surfaced PFG, half-porcelain-occlusal-surfaced PFG, Empress 2, Ice Zirkon and selected Korean foods. **Material and methods:** Eighty axisymmetric crowns of each system were fabricated to fit a preparation with 1.5- to 2.0-mm occlusal reduction. The center of the occlusal surface on each of 15 specimens per ceramic system was axially loaded to fracture in a Instron 4465, and the maximum load (N) was recorded. Afterwards, selected Korean foods specimens (boiled crab, boiled chicken with bone, boiled beef rib, dried squid, dried anchovy, round candy, walnut shell) were prepared. 15 specimens per each food were placed under the Instron and the maximum fracture loads for them were recorded. The 95% confidence intervals of the characteristic failure load were compared between dental ceramic systems and Korean foods. Afterwards, on the basis of previous results, 14Hz cyclic load was applied on the 4 systems of dental ceramic restorations in MTS. The results were analyzed by analysis of variance and Post Hoc tests. **Results:** 95% confidence intervals for mean of fracture load 1. full porcelain occlusal surfaced PFG Crown: 2599.3 to 2809.1 N 2. half porcelain occlusal surfaced PFG Crown: 3689.4 to 3819.8 N 3. Ice Zirkon Crown: 1501.2 to 1867.9 N 4. Empress 2 Crown: 803.2 to 1188.5 N 5. boiled crab: 294.1 to 367.9 N 6. boiled chicken with bone: 357.1 to 408.6 N 7. boiled beef rib: 4077.7 to 4356.0 N 8. dried squid: 147.5 to 190.5 N 9. dried anchovy: 35.6 to 46.5 N 10. round candy: 1900.5 to 2615.8 N 11. walnut shell: 85.7 to 373.1 N under cyclic load (14Hz) in MTS, fracture load and masticatory cycles are: 1. full porcelain occlusal surfaced PFG Crown fractured at 95% confidence intervals of 4796.8 - 9321.2 cycles under 2224.8 N (round candy)load, no fracture under smaller loads. 2. half porcelain occlusal surfaced PFG Crown fractured at 95% confidence intervals of 881705.1 - 1143565.7 cycles under 2224.8 N (round candy). no fracture under smaller loads. 3. Ice Zirkon Crown fractured at 95% confidence intervals of 979993.0 - 1145773.4 cycles under 382.9 N (boiled chicken with bone). no fracture under smaller loads. 4. Empress 2 Crown fractured at 95% confidence intervals of 564.1 - 954.7 cycles under 382.9 N (boiled chicken with bone). no fracture under smaller loads. **Conclusion:** There was a significant difference in fracture resistance between experimental groups. Under single load, Korean foods than can cause fracture to the dental ceramic restorations are boiled beef rib and round candy. Even if there is no fracture under single load, cyclic dynamic load can fracture dental posterior ceramic crowns. Experimental data with 14 Hz dynamic cyclic load are obtained as follows. 1. PFG crown (full porcelain occlusion) was failed after mean 0.03 years under fracture load for round candy (2224.8 N). 2. PFG crown(half porcelain occlusion) was failed after mean 4.1 years under fracture load for round candy (2224.8 N). 3. Ice Zirkon crown was failed after mean 4.3 years under fracture load for boiled chicken with bone (382.9 N). 4. Empress 2 crown was failed after mean 0.003 years under fracture load for boiled chicken with bone (382.9 N).

Key words: fracture resistance, PFG, all ceramic crown, cyclic load, masticatory load

Corresponding Author: **Jai-Bong Lee**

Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University 28-22, Yeongun-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, S. Korea
+82 2 2072 3026: e-mail, swallow@snu.ac.kr

Article history

Revised August 28, 2008 / Last Revision January 21, 2009 / Accepted February 5, 2009