

지대주 각도와 연결방식이 지르코니아 지대주의 파절강도에 미치는 영향

김호성 · 조혜원*

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

Effects of abutment angulation and type of connection on the fracture strength of zirconia abutments

Ho-Seong Kim, Hye-Won Cho*

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

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the fracture strength of straight and angled zirconia abutments for internal hex and external hex implants. **Materials and methods:** Twenty internal hex implants and 20 external hex implants were prepared. The prefabricated straight zirconia abutments and 17-degree-angled zirconia abutments were connected to those 40 implants. The specimens were classified into 4 groups depending on the connection type and abutment angulation; internal hex implant/straight abutment, group INS; internal hex implant/angled abutment, group INA; external hex implant/straight abutment, group EXS; external hex implant/angled abutment, group EXA. All specimens were loaded at a 30-degree angle with a crosshead speed of 1 mm/min using universal testing machine. The fracture loads were analyzed using 2-way ANOVA and independent t-test ($\alpha = .05$). **Results:** The mean fracture load for INS was 955.91 N, 933.65 N for INA, 1267.20 N for EXS, and 1405.93 N for EXA. External hex implant showed a significantly higher fracture load, as compared to internal hex implant ($P < .001$). No significant differences in fracture loads were observed between the straight and angled abutment in internal hex implants ($P = .747$) and external hex implants ($P = .222$). Internal hexes of abutments were fractured horizontally in internal connection implants, while lingual cervical neck portions were fractured in external connection implants. **Conclusion:** The zirconia abutments with external hex implants showed significantly higher fracture strength than those with internal hex implants. However there was no difference in fracture strength between the straight and 17-degree-angled zirconia abutment connected to both implant systems. (*J Korean Acad Prosthodont 2017;55:9-17*)

Keywords: Zirconia; Implant abutment; Angled abutment; Implant abutment connection

서론

임플란트 지지 고정성 보철물은 생물학적·기능적 요소 뿐 아니라 심미적인 요소를 고려해서 제작해야 한다.¹ 특히 상악 전치부에서의 보철 수복은 심미성이 중요하며, 그에 따른 지대주 재료와 제작 방법이 연구되어 왔다.² 일반적으로 사용되는 티타늄 지대주는 우수한 물성과 높은 임상적 성공률을 보이고 있으나, 연조직이 퇴축되거나 thin biotype인 전치부에서는 심미성에 문제가 발생할 수 있다.³ 이러한 문제를 극복하기

위해 지르코니아 지대주가 개발되어 사용되고 있다. 지르코니아 지대주는 기존의 세라믹 지대주에 비해 화학적·체적 안정성이 우수하고 굴곡 강도와 파절 강도가 높다. 그러나 지르코니아 지대주의 임플란트-지대주 연결 방식과 구조, 두께, 각도 등이 파절 강도에 미치는 영향은 아직 많은 연구가 이루어져 있지 않아 지대주로 사용할 때 주의가 필요하다.^{1,3}

Sailer 등⁴과 Truninger 등⁵은 외부연결형 임플란트와 내부연결형 임플란트에 연결되는 지르코니아 지대주의 굽힘 모멘트는 금관 장착 전과 후, 피로 시험 후에 차이가 없었다고 보고하였

*Corresponding Author: Hye-Won Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University,

460 Iksan-Daero, Iksan 54538, Republic of Korea

+82 (0)63 859 2938: e-mail, hwcho@wku.ac.kr

Article history: Received December 5, 2016 / Last Revision December 23, 2016 / Accepted January 4, 2017

※ This study was partially supported by Wonkwang University 2017.

© 2017 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/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

다. 내부연결형 임플란트는 외부연결형 임플란트에 비해 안정적인 구조로 응력분산에 유리하며,⁶ 지대주의 재료나 각도에 따라 내부구조나 지지골조직에 발생하는 응력이 차이가 난다고 하였다.^{7,9}

상악 전치부의 치조골 흡수가 심한 경우, 임플란트는 비이상적인 각도로 식립되기 쉬우며, 이러한 경우 임플란트의 장축과 보철물의 장축 간 불일치로 인하여 심미적인 보철물을 제작하기 어렵다.⁶ 즉 흡수된 치조골에 식립되는 임플란트는 인접치와 비교했을 때, 종종 지대주의 순측 출현(facial emergence)을 유발하며, 이는 그대로 보철물의 심미성에 영향을 미친다.¹⁰ 이러한 경우 이상적인 임플란트 식립 각도를 허용할 수 있도록 치조골 증대술을 시행하거나 경사형 지대주를 사용하여 수복할 수 있다. 경사형 지대주의 장점은 직선형 지대주에 비해 보철 수복이 용이하므로 보다 큰 직경과 길이의 임플란트를 선택할 수 있고, 골유도재생술을 시행할 필요가 없으며, 식립 각도나 위치의 제한이 적어, 치료 기간과 비용이 감소한다는 것이다.^{6,11}

그러나 경사형 지대주에 가해지는 하중은 임플란트의 장축과 다른 방향으로 가해지며, 이렇게 사선 방향으로 가해지는 하중은 임플란트 지지골조직의 응력 분산에 불리할 것으로 예상된다.¹² Papavasiliou 등¹³은 유한요소 분석을 통해, 직선형 지대주에 비해 경사형 지대주가 단일 임플란트 주변의 지지골조직에 과도한 응력을 발생하였다고 보고하였다. 또한 경사형 지르코니아 지대주가 주로 사용되는 상악 전치부는 전방운동이나 측방운동 시 하악 전치를 유도하는 지지대의 역할을 해야 하므로, 대부분의 교합 하중은 상악 전치의 장축에 경사 방향으로 가해진다.⁶ 그동안 티타늄 지대주에 대한 연구는 많이 이루어져 왔으나, 지르코니아 지대주의 파절 강도에 관한 연구는 그리 많지 않다. 이에 본 연구의 목적은 내부연결형과 외부연결형의 두 가지 임플란트에서 직선형 지르코니아 지대주와 경사형 지르코니아 지대주의 파절 강도와 양상을 비교 분석하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 재료

1) 임플란트

내부육각 연결형 임플란트(TS III regular, Osstem, Pusan, Korea) 20개와 외부육각 연결형 임플란트(OS II regular, Osstem) 20개를 사용하였다. 임플란트는 술더 부위까지 자가중합형 아크릴릭 레진(Ortho-Jet, Lang Dental Manufacturing Co., Inc., Wheeling, IL, USA)에 포매하였다.

2) 지르코니아 지대주

내부육각 연결형 임플란트에 맞는 기성 직선형 지르코니아 지대주(ZioCera Abutment, Osstem) 10개와, 17° 경사형 지르코니아

지대주(ZioCera Angled Abutment, Osstem) 10개, 외부육각 연결형 임플란트에 맞는 기성 직선형 지르코니아 지대주(ZioCera Abutment, Osstem) 10개와, 17° 경사형 지르코니아 지대주(ZioCera Angled Abutment, Osstem) 10개를 사용하였다 (Fig. 1).

2. 방법

1) 실험군의 분류

20개의 내부육각 연결형 임플란트와 20개의 외부육각 연결형 임플란트를 10개씩 나누어, 10개의 직선형 지르코니아 지대주와 10개의 경사형 지르코니아 지대주를 각각 연결하였다. 임플란트의 연결 방식과 지르코니아 지대주 각도에 따라 총 4개의 군으로 나누었다: 내부육각 연결형 임플란트/ 직선형 지대주, INS; 내부육각 연결형 임플란트/ 경사형 지대주, INA; 외부육각 연결형 임플란트/ 직선형 지대주, EXS; 외부육각 연결형 임플란트/ 경사형 지대주, EXA (Table 1).

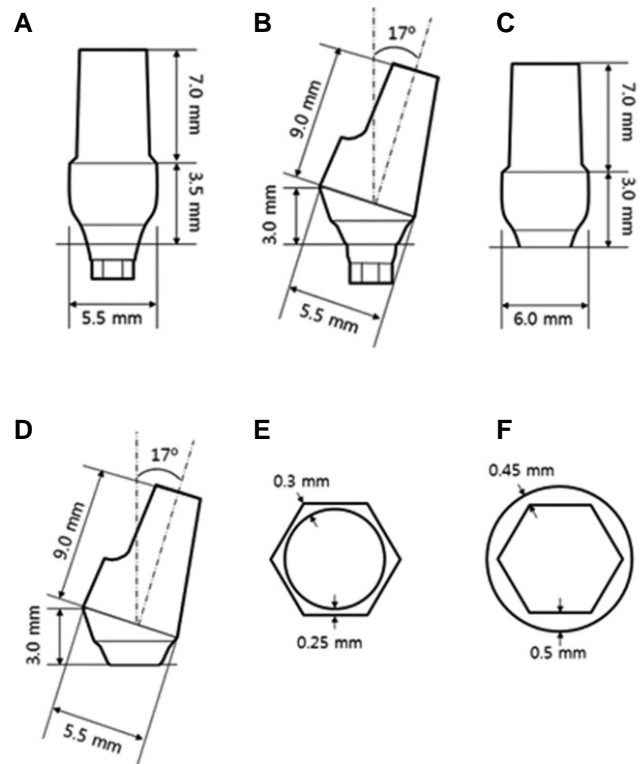


Fig. 1. Schematic drawing of zirconia abutment configuration. (A) ZioCera abutment with internal hex, (B) ZioCera angled abutment with internal hex, (C) ZioCera abutment with external hex, (D) ZioCera angled abutment with external hex, (E) Internal hex dimension, (F) External hex dimension.

Table 1. Classification of experimental groups

Group	Connection	Zirconia abutment		
		Angulation	Diameter	Height
INS	Internal hex	Straight	5.5	10.5
INA	Internal hex	17° angled	5.5	12/9.5
EXS	External hex	Straight	6.0	10.0
EXA	External hex	17° angled	5.5	12/9.5

INS, internal hex implant/straight abutment; INA, internal hex implant/angled abutment; EXS, external hex implant/straight abutment; EXA, external hex implant/angled abutment.

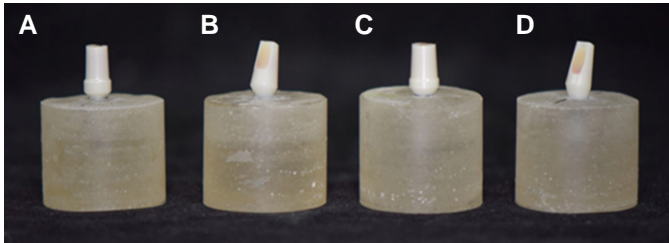


Fig. 2. Four types of specimens with different connection type and abutment angulation. (A) INS, internal hex implant/straight abutment, (B) INA, internal hex implant/angled abutment, (C) EXS, external hex implant/straight abutment, (D) EXA, external hex implant/angled abutment.

2) 시편제작

각 지대주를 고정체에 연결하고 20 Ncm의 토크를 지대주 나사에 10분 간격으로 2회 부여하였다.¹⁴ 지대주의 access hole을 Gutta Percha (Temporary stopping, GC corporation, Tokyo, Japan)과 광중합형 레진(Filtek Z350 XT, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA)을 이용하여 충전하였다 (Fig. 2).

3) 파절강도 측정

치과용 임플란트의 피로실험에 관한 ISO 14801:2007(E) 규정¹⁵을 참고하여 만능시험기(Z020, Zwick, Ulm, Germany)의 고정장치에 시편을 고정하였다. 이때 임플란트 장축에 대하여 30°의 각도를 이루고 부하 중심 (loading center)과 공칭 골 높이 (nominal bone level) 사이의 거리가 8 mm를 이루는 곳에 하중이 전달되도록 하였다 (Fig. 3).¹² 타원형 하중봉의 cross head speed는 1 mm/min로 파절이 일어날 때까지 정적 부하를 적용해 파절하중을 측정하고 시편을 분리해 지대주의 파절 양상을 확인하였다 (Fig. 4).

4) 파절 양상 및 파절면 분석

파절 양상 평가를 위해 실험 후 시편을 육안으로 관찰하였다. 또한 시편을 자가중합형 아크릴릭 레진(Ortho-Jet, Lang Dental Manufacturing Co.)에 포매하여 주사전자현미경(JSM-6360, Jeol Ltd., Tokyo, Japan)을 이용해 파절면을 평가하였다.

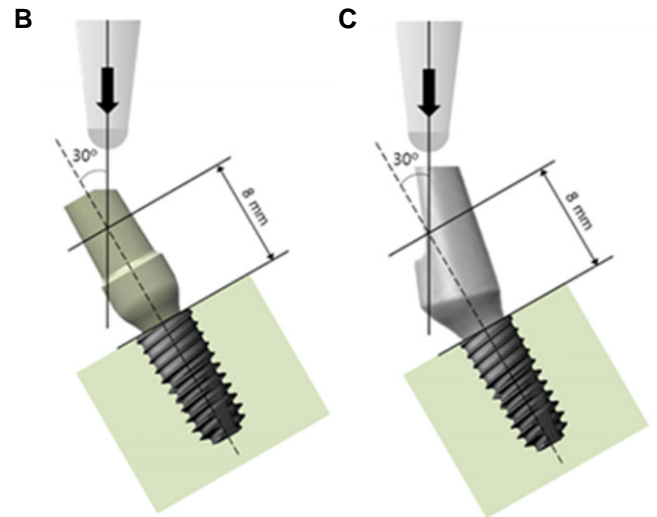
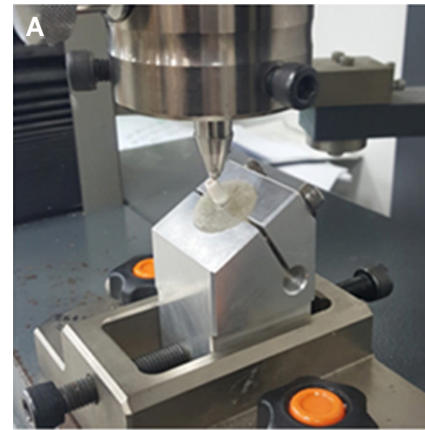


Fig. 3. (A) Fracture load test using universal testing machine, (B) Schematic diagram of loading on straight abutment specimen, (C) Schematic diagram of loading on angled abutment specimen.

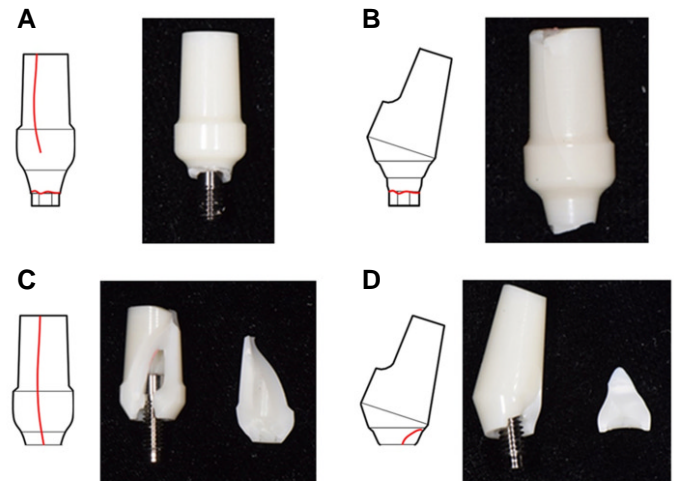


Fig. 4. Fracture modes of zirconia abutments. (A) Internal hex and vertical fracture of INS specimen, (B) Internal hex fracture of INA specimen, (C) Vertical fracture of EXS specimen, (D) Cervical fracture of EXA specimen.

5) 통계 분석

수집된 자료는 SPSS 21.0 (IBM SPSS Statistics 21, IBM, Chicago, IL, USA)를 이용하여 통계처리 하였다. 지르코니아 지대주의 파절 강도에 있어서 연결 방식과 지대주 각도 간 상호작용의 효과를 분석하기 위하여 Two-way ANOVA 분석 시행하였다. 또한 내부육각 연결형 임플란트와 외부육각 연결형 임플란트에서 지대주 각도에 따른 파절 강도를 분석하기 위해 내부육각 연결형 임플란트군(INS 및 INA)과 외부육각 연결형 임플란트군(EXS 및 EXA) 각각에 대해 Shapiro-wilk test 시행하여 정규분포 확인한 뒤, Independent t-test를 이용하였다($\alpha = .05$).

결과

1. 지르코니아 지대주의 파절강도

40개의 임플란트-지대주 시편의 파절강도와 평균, 표준편차는 Table 2에 기록하였다. Two-way ANOVA 분석을 시행한 결과, 지르코니아 지대주의 파절 강도에 있어서 연결 방식에서 따라서는 통계적으로 유의한 차이가 있으며 ($P < .001$), 지대주

각도에 따라서는 유의한 차이가 없었다 ($P = .373$). 연결 방식과 지대주 각도 간 상호작용 효과는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($P = .220$). 따라서 지르코니아 지대주의 파절강도는 외부 연결형에서 내부 연결형 임플란트보다 높았으며, 지대주 각도에 따른 차이는 없었고, 연결 방식과 지대주 각도 간의 상호작용은 나타나지 않았다 (Table 3).

1) 내부육각 연결형 임플란트에서 지르코니아 지대주의 파절 강도

내부육각 연결형인 INS, INA군의 평균 파절 강도는 각각 955.91 N, 933.65 N 이었다. Independent t-test 분석 시행한 결과 지대주 각도에 따른 파절 강도는 유의한 차이를 보이지 않았다 ($P = .747$).

2) 외부육각 연결형 임플란트에서 지르코니아 지대주의 파절 강도

외부육각 연결형인 EXS, EXA군의 평균 파절 강도는 각각 1267.20 N, 1405.93 N 이었다. Independent t-test 분석 시행한 결과 지대주 각도에 따른 파절 강도는 유의한 차이가 없었다 ($P = .222$).

Table 2. Summary of fracture load in experimental groups (N)

	INS	INA	EXS	EXA
1	839.87	822.41	924.30	1162.39
2	901.79	1213.64	1505.19	1574.77
3	984.04	986.20	1162.72	1164.31
4	1009.27	774.57	1729.37	1163.54
5	975.41	1012.63	1266.46	1388.26
6	1014.04	1110.35	1283.38	1189.31
7	770.12	759.18	928.26	1351.91
8	1185.42	1140.47	1329.62	1743.02
9	964.54	692.49	1196.00	1492.40
10	914.60	824.52	1346.70	1829.35
Mean	955.91 ^a	933.65 ^a	1267.20 ^b	1405.93 ^b
SD	111.94	182.45	242.48	248.44

INS, internal hex implant/straight abutment; INA, internal hex implant/angled abutment; EXS, external hex implant/straight abutment; EXA, external hex implant/angled abutment; SD, standard deviation. Different superscript letters represent statistically significant differences ($P < .05$).

Table 3. Results for two-way ANOVA

Source of Variation	Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Connection type	1534954.862	1	1534954.862	36.913	.000
Abutment angulation	33908.494	1	33908.494	.815	.373
Connection type × Abutment angulation	64794.450	1	64794.450	1.558	.220

Significantly different at $P < .05$.

2. 파절양상 및 파절면 평가

INS 군에서는 내부육각 부위에서의 수평적 파절이 90%, 내부육각 부위의 수평적 파절과 함께 하중 부위를 중심으로 수직적 파절이 일어나는 경우가 10%의 비율로 관찰되었으며, INA 군에서는 내부육각 부위에서의 수평적 파절이 100%의 비율로 관찰되었다. EXS 군에서는 설측 치경부에서의 파절이 70%, 하중 부위를 중심으로 일어나는 수직적 파절이 20%의 비율로 관찰되었으며, EXA 군에서는 설측 치경부에서의 파절이 80%, 하중 부위를 중심으로 일어나는 수직적 파절이 20%의 비율로 관찰되었다 (Fig. 4). 주사전자현미경으로 파절면을 관찰한 결과, 내부육각 연결형의 경우 지대주와 고정체가 연결되는 내부 육각 부위 전체의 파절을 관찰할 수 있었고, 외부육각 연결형의 경우 응력이 집중되는 설측 치경부의 파절을 관찰할 수 있었다 (Fig. 5).

고찰

지르코니아 지대주는 다른 세라믹 지대주에 비해 높은 안정성과 파절강도를 지니고 있어 전치부에서 주로 사용되고 있다. 생체 친화성 또한 우수하며, Kajiwara 등⁶은 지르코니아 지대주와 금속 지대주 주변의 연조직의 혈류를 비교 관찰한 결과, 지르코니아 지대주 주변 연조직의 혈류가 자연치 주변 연조직의 혈류와 유사했으며, 금속 지대주 주변 연조직에서는 혈류가 감소되었음을 보고 하였다.

내부연결형 임플란트는 안정적인 구조로 응력분산에 유리하며,⁶ Maeda 등⁷은 내부육각 연결형 구조에서 응력이 임플란트 근단부까지 넓게 분산되는 반면, 외부육각 연결형 구조에서는 치관부에 좀더 집중하는 경향을 보인다고 하였다. 또한 Segundo 등⁸은 내부연결형 임플란트에서 임플란트-지대주 계면의 내부측벽에 응력이 다소 증가하나, 지대주나사에 가해지는 응력은 낮아 유리하다고 하였다. Kitagawa 등⁹도 내부연결형에서 외부연결형보다 회전이 적어 유리하다고 하였으며, 임플란트 연결 구조에 따라 발생하는 응력에 차이가 난다고 하였다. 파절강도에 있어 임플란트/지대주 계면의 구조도 중요한 요소인데, 형태와 크기 외부육각이나 내부육각, 내부팔각 혹은 베벨의 길이 등에 따라 달라지며, long internal bevel과 같이 얇아서 약한 부위와 계면이 멀어질 때 지르코니아 지대주의 강도가 커질 수 있다고 하였다.¹⁰

이전의 연구에서 지르코니아 지대주는 외부연결형 임플란트에서 588.2°-831° N, 내부연결형 임플란트에서 118.36°-1099° N의 파절강도를 갖는 것으로 보고된 바 있다. 본 연구에서 각 실험군의 평균 파절 강도는 INS군에서 955.91 N, INA군에서 933.65 N, EXS군에서 1267.20 N 및 EXA군에서 1405.93 N으로 나타났다. 본 연구 결과 지대주 각도에 관계없이 내부육각 연결형 임플란트에서 지르코니아 지대주의 파절 강도가 외부육각 연결형 임플란트보다 유의하게 낮았다. 그러나 Sailer 등⁴은 내부연결형 임플란트(Straumann, Basel, Switzerland)의 기성 지르코니아 지대주가 30° 하중 시 파절 하중은 292.0 N으로, 외부연결형 임플란트(Nobel Biocare)의 기성 지르코니아 지대주의 480.9 N보다 낮았으나, 이를 굽힘 모멘트로 환산하면 182.5 Ncm과 276.5 Ncm으로 유의차가 없다고 하였다. Truninger 등⁵도 임플란트/지대주 시편에 피로시험을 가한 후 측정할 바, 두 가지 임플란트에서 지르코니아 지대주의 굽힘 모멘트는 차이가 없다고 하였다. 본 연구에서 파절 강도를 굽힘모멘트로 환산하면, INS군에서 382.36 Ncm, INA군에서 373.46 Ncm, EXS군에서 506.88 Ncm 및 EXA군에서 562.37 Ncm으로 나타났다. Two-way ANOVA 결과 내부연결형과 외부연결형 지대주 사이에 유의한 차이가 나타났으며 (P<.001), 이는 Sailer 등⁴의 연구 결과와 일치하지 않았다.

Aboushelib와 Salameh¹⁸는 지르코니아는 높은 탄성계수와 굴곡강도에도 불구하고, 특유의 취성으로 인해 얇은 부분에서 파절되기 쉬우며, 세라믹 지대주와 다른 임플란트 구조물이 접

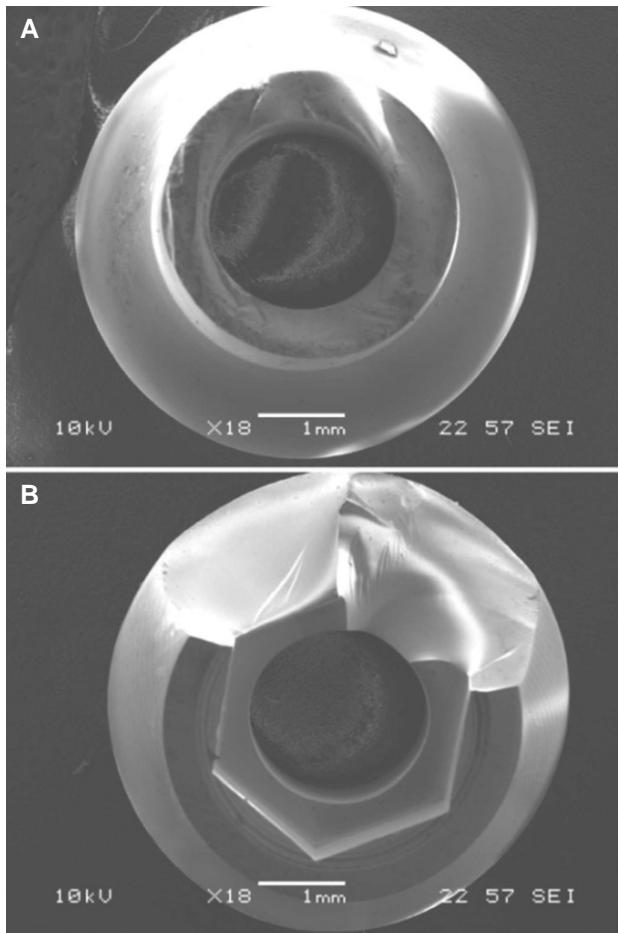


Fig. 5. Scanning electron micrographs of specimens (×18). (A) Fractured internal hex, (B) Fractured external hex.

축되는 경계부위에서 높은 응력이 발생한다고 하였다. 본 연구에서도 임플란트-지대주 계면의 두께가 얇은 내부 연결형 임플란트에서 지르코니아 지대주의 파절 강도가 낮았다 (Fig. 1 E, Fig. 1F). 내부 연결형 임플란트의 지르코니아 지대주는 0.25 - 0.3 mm이고, 외부 연결형 임플란트에서는 0.45 - 0.5 mm이었다. 지르코니아 지대주의 두께는 임플란트의 연결 구조와 관련되어 일반적인 regular size의 임플란트를 사용했을 때 변경하기 어렵다.

또한 연결구조의 원리를 통해서도 파절 강도가 낮은 이유를 알 수 있는데, 내부육각 연결형 임플란트는 friction fit이 가능하도록 설계되어 나사를 조일 때 나사의 머리에서의 압력이 췌기력(wedge force)을 일으키고 지대주 내부에 응력을 발생시킨다. 티타늄 지대주는 약간의 탄성변형을 허용하여 고정체에 확실하게 고정되나, 지르코니아 지대주는 취성 때문에 파괴인성을 초과하는 힘이 적용되면 파절이 일어날 수 있다. 따라서 내부 연결형 임플란트에 지르코니아 지대주를 사용하기 위해서는 Sailer 등,⁴ Yilmaz 등¹⁰이 권고한 바와 같이 티타늄 금속 코어를 동반하는 지르코니아 지대주를 사용하는 것도 고려해야 할 것이다.

직선형 지대주와 경사형 지대주 사이의 응력분석은 광탄성법이나 유한요소법, 스트레인 게이지법을 이용한 연구가 다양하게 이루어져 왔으며, 대체로 직선형 지대주가 응력분산에 유리하다고 보고되고 있다.⁶ 다만 Saab 등⁷은 직선형 지대주에 의해 지지조직에 발생하는 응력이 경사형 지대주보다 15% 높았으며, 경사형 지대주의 각도에 의해 변경된 하중의 위치가 임플란트 주축 방향의 굽힘 모멘트를 최소화했기 때문이라고 설명하였다.¹² 시험관 내 연구(in vitro study)와 달리 임상 연구 결과는 경사형 지대주를 사용한 경우에도 직선형 지대주와 필적할만한 성공률이 보고되고 있어 경사형 지대주를 사용하는 것이 임플란트 지지조직에 허용할만한 응력을 발생하는 것으로 예측할 수 있다.

Albeseffi 등은 내부 연결형 임플란트(Cares Bone level regular cross-fit; Straumann LLC, Andover, MA, USA)에서 computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) 방식으로 제작한 맞춤형 지르코니아 지대주에 30° 하중을 가한 결과, 1 mm 두께의 직선형 지대주의 파절강도가 230 N으로 15° 경사형 지대주의 168 N보다 높다고 보고하여 지대주 각도와 파절강도가 무관하다는 본 연구 결과와 상반되었다. 지르코니아만으로 이루어진 one-piece 지대주는 임플란트/지대주 경계 면적의 두께가 중요하며, 내부 연결형 임플란트/지대주 계면의 지르코니아 두께는 0.4 - 0.6 mm 였다고 보고했다.¹ 이러한 임플란트/지대주 결합 부위는 각 임플란트마다 이미 고정된 형태와 크기로 이루어져 있으며, 본 연구에서도 내부 연결형과 외부 연결형 임플란트에서 같은 두께의 지르코니아 지대주는 불가능하여 실험에 사용할 수 없었다. 따라서 지르코니아 지대주를 선택할 때 임플란트의 연결구조방식에 따라 주의가 필요하다.

Thulasidas 등¹⁰은 내부육각 연결형 임플란트(BioHorizons, tapered internal; BioHorizons, Birmingham, AL, USA)에서 CAD/CAM 방식

으로 밀링한 맞춤형 지르코니아 지대주에 지르코니아관으로 수복한 후, 45° 하중을 가한 결과, 직선형 지르코니아 지대주는 130.07 N, 20° 경사형 지대주는 118.36 N의 파절강도를 나타내어 유의차가 없다고 보고하였으며 본 연구의 결과와 일치하였다. 또한 맞춤형 지르코니아 지대주의 내부육각의 두께는 0.14 mm 로, 이 부위에서 균열이 시작되어 내부육각이 완전히 파절되었다고 보고하였다. Abousheib와 Salameh¹⁸도 지르코니아의 두께가 0.5 - 0.7 mm로 감소되면 현저한 파절저항성의 감소가 나타난다고 보고하였다.

본 연구에서는 내부육각 연결형 임플란트의 경우 지대주 각도에 따른 파절강도는 통계적으로 유의한 차이가 없었으나 ($P = .747$) 경사형 지대주에서 더 낮은 경향이 있었다. 결과로 미루어보아 내부육각 연결형에서는 감소된 굽힘 모멘트 보다는 내부육각 연결 부위의 얇은 두께가 파절에 더 큰 영향을 미치는 요소일 것으로 생각된다. 외부육각 연결형 임플란트의 경우 지대주 각도에 따른 파절강도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다 ($P = .222$).

Adatia 등²⁰은 내부육각 연결형 지르코니아 지대주의 파절저항성에 관한 연구에서, 모든 지대주에서 내부육각 연결구조 부위의 수평적인 파절을 관찰했다고 밝혔으며, 본 연구의 결과도 이와 유사하였다. Moon 등²은 외부육각 연결형 지대주의 파절강도 연구에서, 지대주와 임플란트가 맞닿아 있는 치경부에서 주로 파절이 일어남을 보고하였으며, Yildirim 등³은 지대주의 치경부는 나사의 조임으로 인해 높은 응력이 집중되기 때문이라고 그 이유를 설명하였다. 본 연구에서도 이러한 치경부의 파절과 하중부위에서 시작된 수직적 파절이 관찰되었고, 치경부의 파절의 빈도가 더 높았다.

지르코니아 지대주를 전치부에서 임상적으로 적용하기 위해서는 지대주의 파절강도가 전치부 임플란트에 가해지는 최대 교합력보다 높아야 한다. 저작 및 연하 시 생리적 교합력은 10 - 120 N이며, 최대 교합력은 평균 108 - 299 N 사이라고 한다.^{21,22} 또한 Haraldson 등²³은 자연치 전치부에서 발생하는 최대 교합력은 110 N이며, 임플란트에서 발생하는 최대 교합력은 370 N임을 보고하였다. 본 연구에서 파절강도의 최소값은 내부 연결형 임플란트에 경사형 지대주를 연결한 INA 군에서 관찰된 692.49 N이었다. 이 같은 결과로 미루어 본 연구에 사용된 모든 지르코니아 지대주는 임상적으로 사용되기에 충분한 강도를 보였음을 알 수 있다.

각기 다른 임플란트-지대주 시스템을 평가하기 위해 행해진 연구로는, 단일 하중 시험(Single load),²⁴ 인공 노화처리 후 정적 하중 시험,²⁵ Staircase method,²⁶ 피로 한도 시험(ISO 14801:2007), step-stress accelerated life testing²⁷ 등이 있다. 본 연구에서는 연결방식과 지대주 각도에 따른 지르코니아 지대주의 파절강도를 비교하기 위해 단일 하중 시험을 시행하였는데, 임플란트-지대주에 가해지는 하중의 방향과 하중 중심의 위치를 정하기 위해 ISO 14801:2007 규정을 참고하였다. ISO 14801은 2003년에 제정되고 2007년 개정되었으며, 치과용 임플란트의 피로 시험 방법과 자

표현 방식을 표준화하고자 하였다. 그러나 결과 값은 신중하게 판단해야 할 필요가 있다. ISO 14801:2007에서 허용하는 변수의 범위가 시험 빈도는 2-15 Hz, 시험 환경은 시험 빈도에 따라 건조한 환경 또는 수증, 순환의 횡수도 200만회에서 500만회로 넓은 편이며, 그로 인해 파절 강도뿐만 아니라 파절 확률 (failure probability)이 다르게 나타날 수 있다.²⁸ 구강은 압력, 온도, 타액 등 여러 가지가 변화하는 동적 환경인 바, 본 연구에서는 열 순환과 기계적 순환을 시행하지 않아 구내와 비슷한 환경을 재현하는데 한계가 있었다. 더 큰 임상적 의의를 위하여 추후 구강의 상황을 재현할 수 있는 열순환 및 기계적 순환을 포함한 추가연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 연구는 내부육각 연결형과 외부육각 연결형의 임플란트에서 직선형 지르코니아 지대주와 경사형 지르코니아 지대주에 나타나는 파절강도와 양상을 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 지르코니아 지대주는 외부육각 연결형 임플란트에서 내부육각 연결형 임플란트에 비해 높은 파절강도를 보였다. 직선형 지르코니아 지대주와 17° 경사형 지르코니아 지대주의 파절 강도는 내부육각 연결형과 외부육각 연결형 임플란트 모두에서 유의한 차이가 없었다. 파절양상에 있어서, 내부육각 연결형 임플란트는 주로 지르코니아 지대주의 육각 부위에서 수평 파절이 일어난 반면, 외부육각 연결형 임플란트는 설측 치경부에서 파절되는 양상을 보였다.

Acknowledgments

The authors thank Osstem for its generous support to make specimens.

ORCID

Hye-Won Cho <http://orcid.org/0000-0003-0623-5647>

References

1. Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R. An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. *J Prosthodont* 2014;23:296-301.
2. Moon SJ, Heo YR, Lee GJ, Kim HJ. Axial wall thickness of zirconia abutment in anterior region. *J Korean Acad Prosthodont* 2015;53:345-51.
3. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-31.
4. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abut-

- ment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-8.
5. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:12-8.
6. Cavallaro J Jr, Greenstein G. Angled implant abutments: a practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc* 2011;142:150-8.
7. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-8.
8. Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, Burnett LH Jr, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prosthesis set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 2009;11:55-9.
9. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;75:457-63.
10. Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu PR. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont* 2015;24:127-35.
11. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:801-10.
12. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent* 2007;97:85-92.
13. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
14. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28:373-81.
15. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci* 2013;21:20-4.
16. Kajiwaru N, Masaki C, Mukaibo T, Kondo Y, Nakamoto T, Hosokawa R. Soft tissue biological response to zirconia and metal implant abutments compared with natural tooth: microcirculation monitoring as a novel bioindicator. *Implant Dent* 2015;24:37-41.
17. Hjerpe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:132-8.
18. Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont* 2009;22:616-9.
19. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015;114:373-7.

20. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18:17-22.
21. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-33.
22. 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.
23. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979;37:195-206.
24. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont* 2010;19:263-73.
25. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res* 2012;56:19-24.
26. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011;19:413-20.
27. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011;119:323-30.
28. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater* 2009;25:1426-32.

지대주 각도와 연결방식이 지르코니아 지대주의 파절강도에 미치는 영향

김호성 · 조혜원*

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

목적: 내부 연결형과 외부 연결형의 임플란트에서 직선형과 경사형 지르코니아 지대주의 파절강도를 비교하였다.

재료 및 방법: 내부육각 연결형 임플란트 20개와 외부육각 연결형 임플란트 20개에, 기성 직선형 지르코니아 지대주와, 17° 경사형 지르코니아 지대주를 10개씩 체결하였다. 시편은 연결 방식과 지대주 각도에 따라 4개의 군으로 나누었다: 내부 연결형/ 직선형 지대주, INS군; 내부 연결형/ 경사형 지대주, INA군; 외부 연결형/ 직선형 지대주, EXS군; 외부 연결형/ 경사형 지대주, EXA군. 모든 시편은 만능시험기에서 1 mm/min의 crosshead speed로 30° 하중을 가했다. 지대주의 파절강도를 측정하고, 2-way ANOVA와 independent t-test로 통계처리 하였다($\alpha = .05$).

결과: 각 군의 평균파절강도는 다음과 같다: INS군, 955.91 N; INA군, 933.65 N; EXS군, 1267.20 N; EXA군, 1405.93 N. 외부 연결형이 내부 연결형에 비해 파절강도가 높았다($P < .001$). 내부연결형($P = .747$)과 외부 연결형($P = .222$)에서 지대주 각도에 따른 파절강도는 차이가 없었다. 또한 내부 연결형 지대주는 육각 부위에서 수평 파절이 일어난 반면, 외부 연결형 지대주는 설측 치경부에서 파절되었다.

결론: 외부 연결형 지르코니아 지대주가 내부 연결형 지대주에 비해 파절 강도가 높았고, 직선형과 경사형 지르코니아 지대주의 파절강도는 차이가 없었다. (대한치과보철학회지 2017;55:9-17)

주요단어: 지르코니아; 임플란트 지대주; 경사형 지대주; 임플란트 지대주 연결구조

*교신저자: 조혜원

54538 전북 익산시 익산대로 460 원광대학교 치과대학 치과보철학교실

063 859 2938: e-mail, hwcho@wku.ac.kr

원고접수일: 2016년 12월 5일 / 원고최종수정일: 2016년 12월 23일 / 원고채택일:

2017년 1월 4일

※ 이 논문은 2017년 원광대학교의 지원을 받아 연구되었음.

© 2017 대한치과보철학회

CC 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라
이용하실 수 있습니다.