creative commons

COMMONS DEED

저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000240235

2010년 8월

석사학위논문

임프란트에 대한 지르코니아 지대주의 적합도에 관한 연구

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 창 희

2010년 8월 석사학위논문 임플란트에 대한 지르코니아 지대주의 적합도에 관한 연구 이 창 희

임프란트에 대한 지르코니아 지대주의 적합도에 관한 연구

Evaluation of the fitness of zirconia abutment to implant fixture

2010년 8월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 창 희

임프란트에 대한 지르코니아 지대주의 적합도에 관한 연구

지도교수 강 동 완

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2010년 4월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 창 희

이창희의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 안 종 모 인

위 원 조선대학교 교 수 오 상 호 인

위 원 조선대학교 교 수 강 동 완 인

2010년 6월 9 일

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT ····· v

Ⅰ. 서론 ····· 2

Ⅱ. 연구 재료 및 방법 ····· 6

Ⅲ. 연구성적 ····· 7

Ⅳ. 총괄 및 고안 ····· 10

Ⅴ. 결론 ····· 11

참고문헌 ····· 14

표 목 차

Table Ⅰ. Composition of zirconia used in this study. ····· 4
Table Ⅱ. Micro-gap between implant fixture and abutment. ····· 7

도 목 차

Fig. 1. Implant fixture with Internal-hex connection and external-hex connection . ····· 3
Fig. 2. Milling the partially sintered zirconia block by reading the preformed titanium abutment. ····· 4
Fig. 3. Customized zirconia abutments.
a: internal hex connection, b: external hex connection. ····· 4
Fig. 4. Connection of abutment to implant fixture. ····· 5
Fig. 5. Measuring Microscope which used in this study. ····· 5
Fig. 6. Fixation of the sample to measuring microscope. ····· 6
Fig. 7. Measuring the marginal gap between the fixture and abutment. 6
Fig. 8. Optical micrographs of connection between the implant and preformed titanium abutment. ····· 7

ABSTRACT

Evaluation of the fitness of zirconia abutment to implant fixture

Lee, Chang-Hee, D.D.S.
Advisor : Prof. Kang, Dong-Wan , D.D.S., M.S.D., Ph. D.
Department of Dentistry,
Graduate School of Chosun University

Since the concept of osseointegration was introduced in the field of dentistry, the implant has been used for the restoration of missing teeth. Because of the increased esthetic demands of the patients, however, the needs of esthetic abutment have been raised. Zirconia has excellent esthetics as well as good mechanical properties, so this material can be used as the abutment for the implant fixture where the esthetics is emphasized. But mechanical cutting method has to be used for making the zirconia abutment, so CAD/CAM (Computer-Assisted Design/Computer-Assisted Manufacturing) system was introduced. However, it costs too much to set up the CAD/CAM system. And the precision of the milling machine itself and skillful operators who can handle the machine well were needed. With the current CAD/CAM system, however, the precise representation of the internal- hex connection type abutment is virtually impossible. Therefore, to make up this disadvantage, MAD/MAM (Manually-Assisted Design/Manually-Assisted Manufacturing) system which includes a manual process is introduced. In this study, 10 titanium prefabricated abutments and 10 zirconia customized abutments were made as a control group and experimental group respectively and the marginal gaps were measured. The results were as follows. In control

group, the average of the marginal gaps was less than 10㎛ which is the limit measurement of the optical microscope used for this study. And In case of experimental group, the averages of the marginal gaps were 110.5 ± 58.75 ㎛ in the internal-hex connection type and 54.2 ± 61.60 ㎛ in the external-hex connection type each. Because the internal-hex connection type abutment had larger marginal gap than the external-hex connection type abutment, it is more difficult to make customized abutment of the internal-hex connection type than that of the external-hex connection type. And the large standard deviation of the data shows that the status of the abutment can be different by the proficiency of the operator in MAD/MAM system. In conclusion, to produce the precise and homogeneous restoration stably in the MAD/MAM system which can make the zirconia prothesis without much installation costs, the use of sharp milling machine, improvement of the precision of the machine and improvement of proficiency of the operator will be required.

Ⅰ. 서 론

Brånemark에 의해 골유착성 임플란트의 개념이 도입된 이후, 치과 영역에서의 임플란트는 치아 결손 시 기능, 심미, 발음 등을 회복시키는 매우 유용한 방법으로 여겨지고 있고 과거에 비해 성공률 또한 비약적으로 높아져 단일치 결손 뿐만 아니라 부분무치악, 무치악 치조제의 수복까지 널리 이용되고 있다.[1)]

치과 임플란트에서 티타늄 소재의 지대주는 임플란트 주변의 치은 연조직의 건강을 증진시키고 고정체-지대주의 계면에서 금속의 부식의 발생을 예방하는 등의 장점이 있으나 전치부에서 티타늄의 어두운 색조가 얇은 치은을 통해 비춰 보이는 등의 단점이 있고 티타늄 소재의 지대주에 전부도재관을 사용한 경우라 할지라도 금속지대주의 어두운 색조가 상부 보철물을 투과해 나와 완벽한 심미성 회복에는 한계가 있었다. 전치부 임플란트를 중심으로 한 환자들의 심미적 요구 증가와 재료의 발달로 인해 임플란트 수복에 치아색과 유사한 세라믹 지대주가 이용되기 시작했다.[2-5)]

최초의 세라믹 지대주는 CerAdapt(Nobel Biocare)로 알루미나 지대주였으며 알루미나가 가지는 물리적 한계로 인해 단일치 수복에 국한되어 사용되었다.[6-9)] 이러한 문제점을 해결하기 위해 보다 강한 세라믹 재료가 필요하게 되었고 세라믹의 특성인 심미성 뿐만 아니라 금속의 특성인 높은 강도까지 가지는 지르코니아 소재의 지대주에 대한 연구가 활발히 진행되었다. 지르코니아는 산화지르코니움(zirconium oxide)을 통틀어 이르는 것으로 그 특별한 성질 중 상변이 강화기전이 있는데 이는 외부로부터 자극이 있을 때 스스로 균열의 진행을 억제하는 특성을 말하며 이로 인해 기존의 세라믹보다 높은 굴곡 및 파절 강도를 가지게 된다. 뿐만 아니라 지르코니아는 마모에 대한 저항성과 생체적합성을 가져 치과영역 뿐만 아니라 인공관절 등의 영역에도 사용되고 있는 재료이다.[10-11)] 그러나 지르코니아는 높은 강도로 인해 일반적인 보철물의 방식으로 제작하기 어려워 기계적으로 절삭하여 가공하게 된다.[12-13)] 이러한 지르코니아 가공물의 설계, 제작함에 있어서 세밀하고도 반복적으로 재현성 있는 결과물을 얻기 위해 CAD/CAM(Computer-Assised Design/Computer-Assisted Manufacturing) 시스템이라 불리는 컴퓨터를 이용한 설계와 기계적 절삭 방법을 사용하게 되었다.[14)] 그러나 이러한 CAD/CAM 시스템을 갖추는데 많은 비용이 들고 절삭기계 자체의 정밀도와 조작하는 사람의 숙련도가

필요하게 된다. 뿐만 아니라 현재의 CAD/CAM 시스템으로는 내부육각 연결구조 지대주의 정확한 재현이 사실상 불가능하다. 이러한 CAD/CAM 시스템의 장점은 도모하면서 단점을 보완하고자 수작업을 동반한 절삭 가공 시스템인 MAD/MAM(Manually-Assisted Design/Manually-Assisted Manufacturing) 시스템이 사용되고 있다.

심미적면서 장기적으로 안정성 있는 임플란트 보철물의 제작을 위해 여러 가지 요소가 고려되어야 하지만 그 중 고정체와 지대주의 정확한 변연의 적합은 지대주 나사에 전달되는 하중을 최소화하며[15] 임플란트 주변의 미세누출로 인한 미생물 투과와 임플란트 주위염의 방지를 위한 중요한 요소이다[16-17].

이에 본 연구에서는 내부육각 연결구조와 외부육각 연결구조를 갖는 임플란트에서 MAD/MAM 시스템을 사용하여 지르코니아 소재의 맞춤형 지대주를 제작하고 각각의 변연적합도를 측정하여 임플란트의 장기적인 성공을 위해 맞춤형 지르코니아 지대주의 사용이 타당한지 알아보는 것을 목표로 하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료 및 방법

1) 임플란트 고정체의 준비

본 연구에서 사용한 임플란트 고정체는 DAS Tech(Kwang-Ju, Korea) 사의 임플란트(JOY Ⅱ, JOY Ⅲ)를 사용하였고, 각각 내측육각 연결구조와 외측육각 연결구조를 갖는 직경 5.5㎜, 길이 12㎜의 원통형 임플란트를 준비하였다(Fig. 1). 실험군은 지르코니아 소재의 맞춤형 지대주 20개(내부육각 연결구조 10개, 외부육각 연결구조 10개), 대조군은 기성의 티타늄 소재의 지대주를 사용하였다.

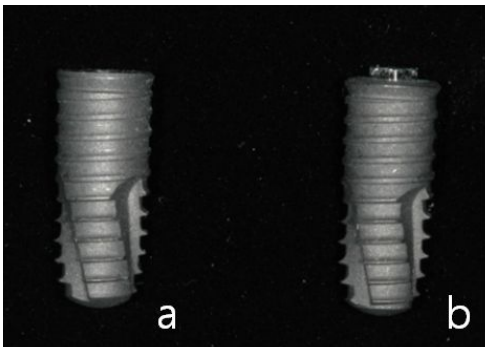

Fig. 1. Implant fixture with Internal-hex connection(a) and external-hex connection(b).

2) 맞춤형 지르코니아 지대주의 제작

본 연구에 사용된 맞춤형 지르코니아 지대주는 MAD/MAM 시스템인 Zirkonzhan system(Zirkonzhan, Italy)이었으며, 기성의 티타늄 지대주를 복재하는 방식으로 제작되었다(Fig. 2). 기본형의 부분소결된 지르코니아 블록인 transblock을 Zirkonzhan Max의 milling part에 연결하고 기성의 티타늄 지대주를 reading part에 연결한 후 가공하여 25% 확대된 크기의 지르코니아 지대주를 얻었다(Table 1). 그 후 소결소성로(Keramilofen1500, Zirkonzhan, Italy)에서 12시간동안 1500℃까지 가열 후 실온에서 서냉시키는 방식으로 내부육각 연결구조, 외부육각 연결구조 각각 10개의 지르코니아 지대주 시편을 제작하였으며 모든 유형의 실험군에서 시

멘트 유지형 지대주로 제작하였다(Fig. 3).

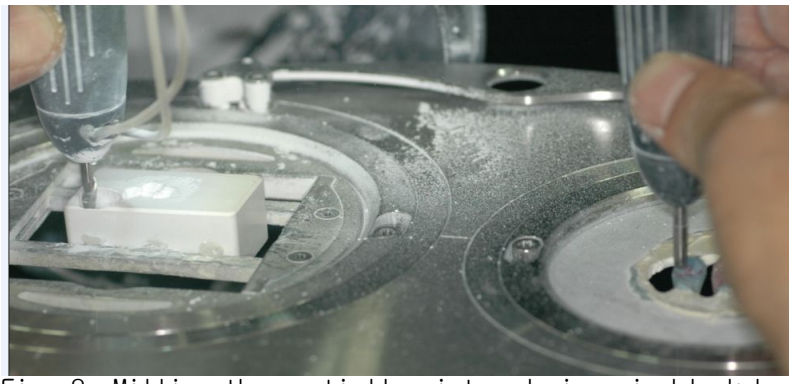

Fig. 2. Milling the partially sintered zirconia block by reading the preformed titanium abutment.

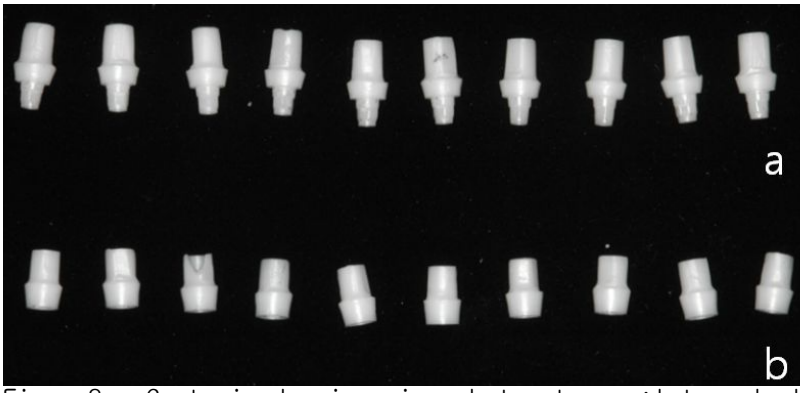

Fig. 3. Customized zirconia abutments. a:Internal hex connection, b: external hex connection.

Table Ⅰ. Composition of zirconia used in this study

Composition	Zirkonzhan system (wt %)
ZrO_2	>91.2
HfO_2	<3.0
Y_2O_3	5.15±0.20
Al_2O_3	0.25±0.10
SiO_2	≤0.02
Fe_2O_3	≤0.01
Na_2O	≤0.04

3) 임플란트 고정체와 지대주의 연결

임플란트 고정체를 클램프를 이용하여 바닥에 단단히 고정시킨 후 맞춤형 지르코니아 지대주를 torque wrench을 이용하여 30Ncm의로 고정하였고, 기성형 지대주에서도 같은 방법으로 고정하였다(Fig. 4).

4) 시편의 고정

임플란트 고정체에 연결된 지대주는 특별히 제작된 고정장치(jig)를 이용하여 광학현미경인 measuring microscope(MN-60,Nikon,Tokyo, Japan)에 고정되었다(FIg. 5). 시편은 수평면과 평행하게 조사되는 100% 출력의 광원과 직각으로 놓이게 위치시켜 조사광이 임플란트 고정체와 지대주 간의 간극을 투과할 수 있도록 위치시키고 이 간극이 현미경의 렌즈에 대해서도 직각으로 위치하게 하였다(Fig. 6). 간극을 관찰하는 배율은 모두 113.6 배율로 일정하게 설정하였다.

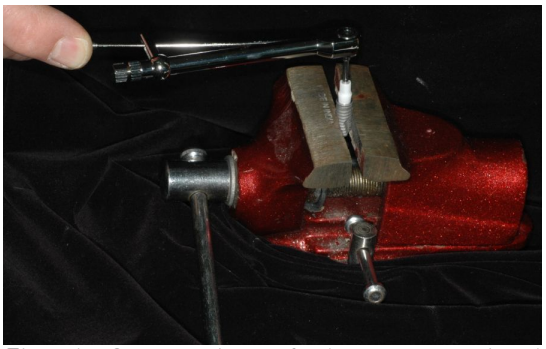

Fig. 4. Connection of abutment to implant fixture.

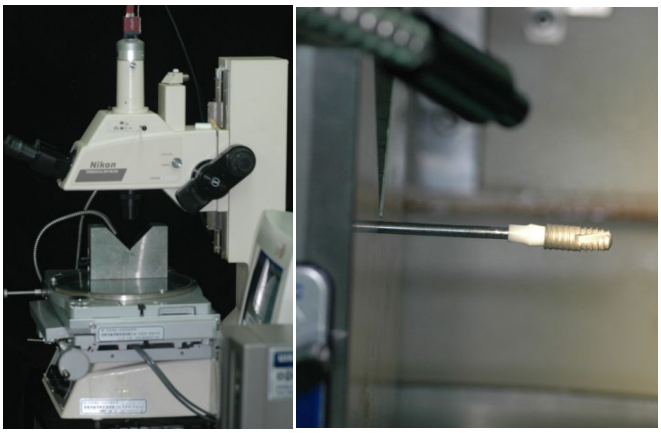

Fig. 5. Measuring Microscope which used in this study.

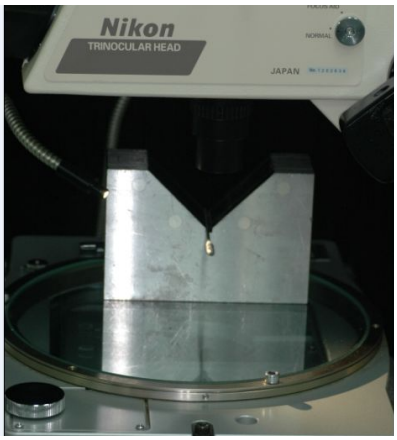

Fig. 6. Fixation of the sample to measuring microscope.

5) 간극의 측정

시편을 고정장치를 이용하여 현미경에 고정한 후 광원을 고정체와 지대주간의 간극을 향해 투사하여 이 간극을 통과한 빛의 음영을 광학현미경으로 기록하였다. 고정체와 지대주간 간극의 측정은 간극의 바깥쪽에서 측정하게 하였다(Flg. 7).

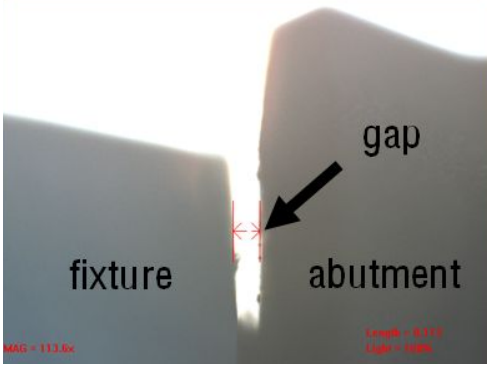

Fig. 7. Measuring the marginal gap between the fixture and abutment.

3. 통계 분석

실험을 통해 얻은 데이터에 대해 각각의 평균치와 표준편차를 구하고 각 실험군 간의 유의성 검증을 위해 ANOVA test를 시행하였다. 모든 검증은 유의수준 0.05에서 이뤄졌다.

Ⅲ. 연구성적

1. 티타늄 지대주의 변연간극

대조군이었던 티타늄 소재의 지대주에서는 외측육각 연결구조, 내측 육각 연결구조 모두에서 변연간극이 10㎛ 미만으로 measuring microscope의 측정한계 내에 있었다(Fig. 8a)(Table Ⅱ).

2. 맞춤형 지르코니아 지대주의 변연간극

내부육각 연결구조를 갖는 지르코니아 맞춤형 지대주에서의 변연간극은 110.5 ± 58.75 ㎛ 였으며, 외부육각 연결구조를 갖는 지르코니아 맞춤형 지대주에서는 54.2 ± 61.60 ㎛로 내부육각 연결구조를 갖는 지르코니아 지대주에서 더 작은 변연간극을 보였다($p < 0.05$). 또한 지르코니아 맞춤형 지대주 전체의 변연간극의 크기는 82.4 ± 66.17 ㎛ 였다(Fig. 8b,8c)(Table Ⅱ).

Table Ⅱ. Micro-gap between implant fixture and abutment.

	N	Mean(㎛)	Std. Deviation (㎛)
External-hex type	10	54.2	61.60
Internal-hex type	10	110.5	58.75
Total	20	82.4	66.17

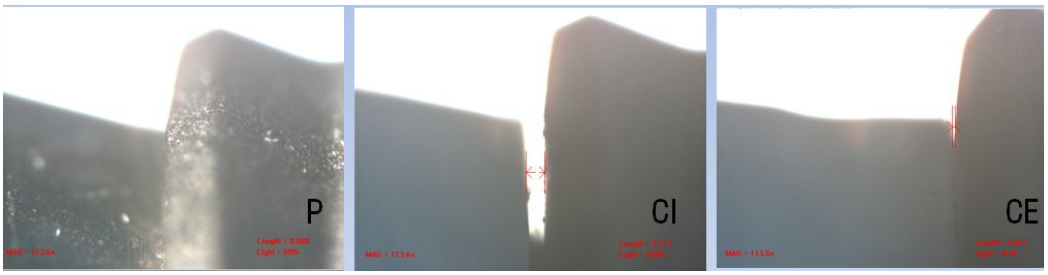

Fig. 8. Optical micrographs of connection between the implant and preformed titanium abutment (P: Prefabricated abutment, CI: Customized abutment with internal connection, CE: Customized abutment with external connection)

Ⅵ. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트의 개념이 도입된 이래 치아의 결손에 대한 임플란트 수복치료가 매우 효과적인 치료방법으로 인식되고 있다.[1] 그러나 환자들의 심미적 욕구의 증진으로 인해 심미적인 임플란트 수복물에 대한 필요성이 제기되었으며 특히, 전치부가 결손된 경우 더욱 그 필요성이 강조된다.

전치부 결손의 임플란트 수복 시, 티타늄 소재의 지대주를 사용할 경우, 지대주와 고정체 계면의 부식방지, 연조직 건강 증진이라는 장점이 있으나 전치부에서나 치은의 두께가 얇은 경우 티타늄의 금속 색조가 비춰 보이는 문제점으로 인해 세라믹 소재의 지대주에 대한 필요성이 제기되었다. 전치부 수복 시, 세라믹 소재의 지대주는 기존의 금속 지대주가 지니 치은 변연부에서 금속색이 비춰 보이는 것을 방지할 수 있는 매우 효과적인 방법으로 여겨지며 특히, 미소 시 치은이 많이 노출되는 환자에서 만족할 만한 결과를 가져올 수 있다.[2]

최초의 세라믹 소재의 지대주는 Nobel Biocare사의 CerAdapt로 알루미나 소재의 지대주였다. 이 알루미나 소재의 지대주는 그 재료적 특성 상 광투과성, 색조, 임플란트 고정체와의 적합도는 우수하였으나, 알루미나 소재의 물성이 경도가 너무 높아 형태 수정이 어렵고, 파괴인성이 낮아 저작력에 견딜 수 있을 정도로 강하지 않아 종종 파절되는 경우가 있었다. CerAdapt를 사용한 연구에서 5년간 97.2%의 성공률을 보였다고 하였으나[19] 또다른 연구에서는 CerAdapt가 티타늄이나 티타늄 강화 지대주보다 파절강도가 낮았다고 보고하고 있다.[5] 이러한 문제점으로 인해 알루미나 소재의 지대주는 단일치 수복에만 한정적으로 사용되게 되었다.[6-9] 따라서 심미적이면서 저작력에 견딜 수 있을 정도로 강한 물성을 갖는 새로운 세라믹 소재의 지대주가 요구되게 되어 지르코니아 소재의 지대주가 개발되게 되었고, 이 지르코니아 소재의 지대주는 잘 깨지지 않으면서도 생체적합성도 우수하였다. 최초의 지르코니아 소재의 지대주는 1995년부터 시판된 3i사의 ZiReal이었으며 내부 육각의 정밀도를 높이기 위하여 타이타늄 위에 지르코니아를 시멘트로 붙인 형태였고 전체가 지르코니아로 이루어진 지대주도 그 후 소개되어 임상에 응용되고 있다.

지르코니아는 산화 지르코니움(zirconium oxide)라고도 하며, 화학적 안정성, 체적 안정성을 보이는 다형 구조이다. 지르코니아는 그 물리적 성질이 금속과 매우 유사하며 치아와 유사한 색을 가져서 Gravie는 이를 두고 “ceramic steel"이라고 칭하였다.[3,20,21] 지르코니아는 다형(polymorphic) 구조로 단사정계, 정방정계, 입방정계의 3가지 결정상으로 존재한다. 단사정계 결정상은 1170℃까지 안정상태를 유지하고 1170 ℃에서 2370 ℃까지는 정방정계 결정상으로 존재하며, 그 이상의 온

도에서 녹는점 까지는 입방정계 결정상이 된다. 고온에서 안정적인 정방정계가 상온으로 냉각되면서 단사정계로 상변이하면서 3-5%의 체적 확장이 일어나 자연 균열되므로 이를 상온에서도 안정적인 정방정계상을 유지하기 위해 상변이를 억제시키는 금속산화물(CaO, MgO, CeO_2 , Y_2 O_3)을 첨가한 것을 부분안정화 지르코니아라고 한다.[3,21-23] 그 중 이트륨 안정형의 Y-TZP(Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals)가 소결과정이 복잡하기는 하지만 높은 기계적 물성을 지녀 임상적으로 주로 사용되는 형태의 지르코니아이다. 이렇게 부분안정화된 지르코니아에 외력으로 인한 균열 등의 에너지가 가해지게 되면 단사정계 상으로 상변이하여 에너지를 흡수하게 된다. 정방정계보다 단사정계의 결정 크기가 3-5% 더 크므로 상변이는 체적 증가가 수반되어 미세균열의 진행을 억제하므로 파괴인성이 증가하며 이을 상변이 강화기전(transformation toughening)이라고 한다.[3]

지르코니아의 생체적합성은 기존의 티타늄과 비슷하거나 우수한 것으로 알려져 있고[24] 부식이 없어 염증이나 알러지 반응을 유발하지 않는 것으로 알려져 있다.

그러나 지르코니아는 높은 강도로 인해 일반적인 도재 수복물의 제작 방식으로는 제작할 수 없어 기계적인 절삭방법으로 제작하게 된다.[12,13] 이렇게 기계적으로 절삭 ,가공하는 지르코니아 수복물의 반복적 재현성, 세밀성을 위해 컴퓨터로 설계, 제작하는 방법이 도입되게 되었는데 이를 CAD/CAM(Computer-Assisted Design/Computer-Assisted Manufacturing) 시스템이라고 한다. 이 시스템은 기공물 제작에 소요되는 시간 절약하고 기공물의 단가를 절감할 수 있으며 수작업에 비해 균일한 결과물을 만들 수 있는 장점이 있다. 그러나 시스템을 갖추는데 많은 비용이 소모되며, 절삭기기 자체의 정밀도와 이를 다루는 이의 숙련된 조작이 필요할 뿐만 아니라 지대치 형상 입력 시의 오류, 컴퓨터 소프트웨어의 설계 시의 잘못, 지르코니아 소결 후 수축 등에 따른 부정확성이 발생 가능하다. 그리고 무엇보다도 현재의 CAD/CAM 으로는 임플란트의 내부 육각구조의 정확한 재현이 불가능하다는 단점이 있다.[25,26] 이러한 CAD/CAM 시스템의 단점을 보완하고자 수작업이 동반된 절삭 시스템인 MAD/MAM(Manually-Assisted Design/Manually-Assisted Manufacturing) 시스템이 사용되고 있고 그 종류에는 Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Pforzheim, Germany), RainbowTM (Dentium, Co. Inc., Seoul, South Korea), Zirkonzhan,(Zirkonzhan GmbH, Gais, Italy) 등이 있으며 이러한 MAD/MAD 시스템들은 모형 상에서 일차적인 레진코핑을 형성하고 이것을 복제, 절삭하여 소성 과정을 거친 후 지르코니아 소재의 기공물을 완성시키는 과정을 거치게 된다. 본 연구에서는 Zirkonzhan 시스템을 사용하여 지대주를 제작하였고 레진코핑을 대신 기성의 티타늄 지대주를 복제하였다.

본 연구에서 변연부에서의 측정한 임플란트와 맞춤제작된 지르코니아 지대주와

의 간극은 외부육각 연결방식에서 54.2±61.6 ㎛, 내부육각 연결방식에서 110.5±58.8 ㎛ 로 대부분의 시편에서 Fraunhofer나 Kydd 등이 말한 임상적 허용 범위 내에 있었으나 일부 내부 육각 연결방식의 시편에서는 임상적 허용 범위를 초과하는 것으로 나타났다.[27,28]

이처럼 MAD/MAM 시스템으로 절삭 가공하는 지르코니아 지대주의 편차가 크게 나타나는 이유는 다음과 같다. 첫째, 지르코니아 지대주 기공과정 상의 오차로 순수한 지르코니아에 구조안정화제인 Y_2O_3 를 첨가한 Y-TZP(Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycristals)는 기계적 강도와 체적안정성, 내구성 때문에 절삭 가공 시 초경절삭 기구를 사용하는데 이 과정에서 기구의 마모나 다이아몬드 입자의 탈락에 의한 오차가 발생될 수 있다.[29] 둘째, 소결 후 수축 과정에서의 오차가 있다. 지르코니아 지대주의 제작 과정에서 green body 상태의 블록을 절삭한 후 소결하는 과정에서 15-30% 정도 길이, 너비, 높이의 수축이 일어나게 되는데 이를 예상하여 더 큰 부피로 제작하는 과정에서의 오차가 발생할 수 있다. 셋째, 제작자간의 숙련도에 따른 오차가 있는데 이는 MAD/MAM 시스템의 특성상 수작업을 동반해야만 하는데 술자의 숙련도가 기공물의 정확도에 영향을 미치는 것을 의미하며 CAD/CAM 시스템임 Cercon과 수 종의 MAD/MAM 시스템을 이용한 지르코니아 수복물의 변연적합도에 관한 이 등의 연구결과가 이를 뒷받침한다.[30]

지대치 위에 코핑 형태로 제작되는 일반적인 형태의 지르코니아 보철물에서는 CAD/CAM 시스템이 MAD/MAM 시스템보다 작은 변연오차가 발생하고 임상적으로도 허용 가능한 수준임을 많은 선학들이 보고하였다. 그러나 본 연구에서 CAD/CAM 시스템이 아닌 MAD/MAM 시스템을 이용하여 지르코니아 지대주를 제작한 것은 현재까지는 임플란트 고유의 내부 육각형태를 CAD/CAM으로 정확히 재현해내는 것이 불가능하기 때문이다. 따라서 이러한 임플란트의 내부 육각구조를 정확히 재현해 낼 수 있는 CAD/CAM시스템의 개발이 필요할 것이다.

본 연구에서는 외부육각 연결구조의 지르코니아 지대주에서 내부육각 연결구조의 지르코니아 지대주보다 대체적으로 더 작은 간극을 보였다. 이는 내부 육각구조의 정확한 재현의 어려움을 반증하는 것이라 볼 수 있을 것이다. 또한 10개의 시편으로 측정한 데이터의 표준편차가 크게 나오는 것은 부족한 표본의 숫자, 술자의 숙련도나 절삭기구에 따른 오차, 소결 과정 중 수축률의 불일치에 따른 오차로 추측된다.

따라서 더 많은 실험표본을 통한 후속적인 연구가 필요하고 많은 설치비용을 들이지 않고도 지르코니아 보철물을 제작할 수 있는 MAD/MAM 시스템으로 정밀하면서 균일한 보철물을 안정적으로 생산하기 위해 예리한 절삭 공구의 사용, 가공기계의 정밀성 향상, 술자의 숙련도 향상 등의 노력이 필요할 것이다.

Ⅴ. 결　　론

본 연구는 심미적이면서 강도가 큰 지르코니아 소재의 임플란트 지대주를 내부육각 연결구조, 외부육각 연결구조로 나누어 MAD/MAM 시스템을 이용하여 맞춤 제작한 후 하부 고정체와 지대주간의 간극을 광학현미경을 이용하여 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 티타늄 소재의 기성 지대주의 경우 하부 고정체와의 간극은 모두 10㎛ 이내인 measuring 현미경의 측정한계 내에 있었다.

2. 지르코니아 소재의 맞춤형 지대주의 경우 외부육각 연결구조의 경우 54.2±61.6 ㎛, 내부육각 연결구조의 경우 110.5±58.8 ㎛의 간극을 보였다.

3. MAD/MAM 방식으로 제작한 지르코니아 소재의 맞춤형 지대주의 하부고정체와의 간극은 외부육각 연결구조에서 내부육각 연결구조보다 더 작았다($P < 0.05$).

참 고 문 헌

1. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry.Int J Periodontics Restorative Dent 2000;20:81-91.
3. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
4. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. Int J Prosthodont 2002;15:488-93.
5. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Schärer P, Sorensen JA, Tarnow D. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1-to 3-year multicenter study. Int J Prosthodont 2003;16:640-646.
6. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. J Esthet Dent 1993;5:29-36.
7. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. J Esthet Dent 1993;5:63-8.
8. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. J Esthet Dent 1996;8:255-62.
9. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2002;15:9-13.
10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
11. Manicone PF, Immetti PR, Raffaeli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical application. J of Dentistry 2007;35:817-826
12. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995;8:239-46.
13. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a

CAD/CAM system. Oper Dent 2001;26:367-374.
14. Yang JH, Yeo YS, Lee SH, Han JS, Lee JB. Marginal fit of Celay/In-ceram, conventional In-ceram and Empress 2 All-ceramic single crowns. J Korean Acad Prosthodont 2002;40:131-9.
15. Boggan RS, Strong TA, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prostetic table width on statig and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent 1999;82:436-440.
16. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Implants Res 1998;9:73-79.
17. Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microvial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. Clin Oral Implants Res 1994:5;239-244.
18. Burtz F, Heydecke G, Okutan M, Strub R. Survival rate, frature strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. J of Oral Rehabilitation. 2005;32:838-843.
19. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaeli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J of Dentistry 2007;35:819-826.
20. Gravie RG, Hannin RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975;258:703-704.
21. Kelly JR. Denry I. Stabilized zirconia as a structure ceramic: An overview. Dent Material 2008;24:289-298.
22. Denry I, Kelly JR. state of the art of zirconia for dental applications. Dent Material 2008:24;299-307.
23. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Sche´rer P. Expermental zirconia abutments for implant supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2004;17:285-90..
24. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel dentistry, nitiric oxide synthease expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferate activity in peri-implant soft tissue around titanium and zirconium oxide healing caps. Journal of Periodontology 2006;77:73-80.
25. Rekow ED. High-technology innovations-and limitations-for restorative

dentistry. Dent Clin North Am 1993;37:513-24.
26. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci 2005;113:174-9.
27. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971;131:107-11.
28. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. J Prosthet Dent 1996;75:9-13.
29. Shin HS, Kim SG. Comparison of marginal fit before and after porcelain build-up of two kinds of CAD/CAM zirconia all-ceramic restorations. J Korean Acad Prosthodont 2008;46:529-34.
30. Kang DR, Shim JS, Moon HS, Lee KW. Marginal fidelity of zirconia core using MAD/MAM system. J Korean Acad Prosthodont 2010;48:1-6.

저작물 이용 허락서					
학 과	치의학과	학 번	20087589	과 정	석사
성 명	한글: 이 창 희 한문 : 李 昌 熙 영문 : Lee Chang Hee				
주 소	전북 익산시 창인동 1가 244-2				
연락처	010-5654-2804	E-MAIL	socine@hanmail.net		
논문제목	한글 : 임프란트에 대한 지르코니아 지대주의 적합도에 관한 연구 영문 :Evaluation of the fitness of zirconia abutment to implant fixture				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집・형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포・전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송・출력을 허락함.

동의여부 : 동의(○) 반대( )

2010년 4월 일

저작자: 이 창 희 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하