- 대한치과턱관절기능교합학회지 22권 4호, 2006 -

Procera System의 역사적 고찰

단국대학교 치과대학 보철학교실

신 수 연

Ⅰ. 서 론

CAD/CAM(Computer-aided design/computer-aided machining)이란 컴퓨터를 이용하여 설계하고 여기서 얻어진 자료를 가지고 기계화된 공정을 거쳐 제품을 생산하는 것을 말한다. 대표적인 치과용 CAD/CAM system의 하나인 Procera system으로 금관을 제작하는 것은 어렵지 않으나, 소결 과정 중의 약 20%에 달하는 수축을 보상해야 했다. 그래서 일정 배율로 확대시켜 제작한 다이상에서 high-purity alumina powder를 압축한 후 소결하여, 코핑이 원래의 크기로 수축하도록 하는 방식을 이용한다. 이렇게 제작된 99.5% 이상의 알루미나를 함유하고 다른 glass phase가 없는 densely sintered coping은 광학적 성질이 우수하고 약 600MPa의 높은 굴곡강도를 보여, 강도와 심미 모두 임상적으로 만족할 만하다. 금관은 이 코핑 위에 도재를 축성하여 완성하게 된다. [1-7)]

이에 현재의 다양한 CAD/CAM system들 중 하나인 Procera system으로 제작한 보철물의 특성에 대해 살펴보고, 올바른 임상적용에 대해 알아보고자 한다.

Ⅱ. PROCERA SYSTEM

1. 강도

Procera 알루미나 코핑 자체의 강도는 Andersson 등[1)]이 개발 당시 삼점굴곡강도 실험에서 약 601±73MPa로 보고한 이후, Zeng 등[8)]에 의해 확인되었고, Wagner와 Chu[9)]에 의하면, InCeram 352MPa, Empress 134MPa에 비해 Procera 알루미나는 687MPa의 높은 강도를 보였다. 또한 Weibull modulus에서도 Procera가 월등히 높았는데, 이는 Procera가 균일한 강도, 즉 비교적 일정한 믿을 만한 강도 값을 얻을 수 있음을 나타낸다. 그리고 실제 임상에서는 작은 흠집이나 notch 등이 있을 때 crack propagation을 흔히 겪게 되는데, 이에 대한 재료의 민감도를 결정하는 fracture toughness 실험에서도 Procera는 우수한 결과를 나타냈다. 즉, 일반 도재가 약 1MPa 정도임에 비해 Procera는 4.48MPa로 비교적 큰 흠집이 있어도 재료가 크게 약해지지 않는 것을 보여주고 있다.

한편, Procera 전부 도재관의 강도에 있어서는 Abed 등[10)]과 Potiket 등[11)]이 코핑의 두께가 도재관의 강도에 큰 영향이 없다고 한 반면에, White 등[12)]은 인장력을 받게 되는 코핑의 두께가 영향을 미친다고 하였고, Zeng 등[13)]은 코핑과 도재를 가능한 한 두껍게 하여 코핑은 인장력에 도재는 압축력을 받을 수 있도록 하는 것이 중요하다고 하였다. 도재 두께의 영향에 대해서는 저자들간에 다소 견해의 차이가 있는데 교합면을 형성하는 도재가 두꺼울수록 강도가 높아진다는 연구에 비해,[14)] 어떤 저자들은 상관성이 없다고도 하였다.[15)] System간에는 Chai 등[16)]이 In-Ceram, CEREC 2, IPS Empress, Procera 간에 유의차가 없다고 보고하였으며, IPS Empress 2, Procera 그리고 In-Ceram Zirconia 간에도 유의차가 없다고 Pallis 등[17)]이 보고하였다.

2. 적합도

Procera crown은 내면 적합도 뿐만 아니라 변연 적합도에 있어서도 우수했다. 대략 120μm 이하라는 임상적 변연 적합도 기준을 고려할 때,[18] Sulaiman 등[19]의 83μm, May 등[20]의 70μm 이하, Dahlmo 등[21]의 약 60μm 등 여러 실험을 통해 실제 임상에 받아들여질 만하다는 결과를 얻었다. 다만 chamfer의 rounded slope에서의 gap이 다른 부위에 비해 가장 컸는데,[22] 아마도 2.5mm 직경 스캐너의 probe tip 때문인 것으로 보이고, 이 이유로 시적시 일반적인 주조 금관에 비해 Procera crown이 다소 헐겁다는 느낌을 받을 수도 있다.

3. 광학적 성질

빛의 투과면에서 Andersson 등[1]은 semi-translucency로 정의내렸다. 즉 glass와 결정 모두를 함유할 경우 생기는 빛의 흡수 대신에 결정 사이로 빛을 투과시켜 금속이나 일부 전부 도재관에서 생길 수 있는 shadowing effect를 줄여준다.[23] 또한 동시에 완전히 투명하지는 않고 translucency와 opacity 간에 적절한 균형을 이루어 금속성이나 변색된 하부구조에 대해 masking하는 효과도 있다. 그리하여 translucency에 있어서는 Heffernan 등[24,25]이Empress, Empress 2와 유사한 것으로 보고하였고, 변색 상아질이나 포스트, 아말감 코어와 같은 하부 구조를 masking하기 위한 별도의 재료나 과정도 불필요한 것으로 알려져 있다.[2,26,27]

4. 표면 특성

내면은 glass phase가 없기 때문에 이미 glass 세라믹을 산부식한 후와 같은 거친 양상을 보인다.[7,28] 그래서 별도의 산처리로는 기계적 유지를 얻기에 필요한 거칠기를 더 얻기가 힘들며, 실리카를 포함하지 않기 때문에 화학적 실리카-실레인 결합형성도 힘들어 실레인 처리도 큰 효과가 없다.[3,29] 다만, airborne particle로 abrasion하면 표면 에너지와 wettability가 증가된다. 그리고 실리카 코팅 후 실레인 처리하는 Rocatec 시스템과 레진 시멘트를 함께 사용하면, minor crack을 제거하거나 blunting bridging coating하여, 말하자면, heal하는 효과를 가져오게 된다. 결국 표면 처리로 생길 수 있는 내부의 미세한 crack이나 기포들이 인장 응력을 받게 되어 임상실패의 원인이 되는 것을 막을 수 있으며, 접착강도가 향상될 뿐만 아니라 artificial aging 후에도 높은 접착강도를 보였다. [28-31]

모든 시멘트가 사용 가능하다고 하나 많은 연구를 통해 레진 시멘트 특히 4-meta성분이 함유된 Panavia 21로 접착시 가장 우수한 강도를 얻을 수 있었으며,[28,30,31] Glass Ionomer 시멘트도 팽창으로 인한 금관 파절의 우려가 있기는 하나 장기간 임상 사용에 문제가 없었다는 보고가 있다.[5]

외면 역시 wettability가 높아 도재 결합에 유리하며, opaque liner 위에 열팽창계수가 Procera에 적합한 low fusing porcelain이 사용 가능하다.[1]

5. 생체 적합성

알루미나 코핑의 특성상 부식성 산물이 없어 생체적합도 면에 있어서 우수하여,[32] ISO 6474(Implants for surgery:Ceramic materials based on high purity alumina) 기준에도 부합한다.[7] 다만, 불충분한 치아 삭제로 도재전장이 얇아진 경우 마모로 인해 코핑이 노출되거나, 아예 도재 공간이 없어서 코핑만 제작되거나, 또는 교합조정 중에 코핑이 노출될 경우 강도가 높은 코핑이 대합치 법랑질 마모를 일으키지는 않는지에 관한 실험이 있었는데, 적절한 연마기구로 적절히 연마만 하면 과도한 마모를 일으키지 않았다. [33]

Ⅲ. 고 찰

CAD/CAM은 컴퓨터의 역사와 더불어 발전해 왔다고 해도 과언이 아닌데, 1950년대 중반에 미국 국방 분야에서 그 연구가 시작되었다. 초기에는 주로 산업분야, 특히 자동차디자인분야에서 연구소나 대학의 프로젝트 형태로 개발 사용되

었으며 큰 발전을 거듭해 왔다. 그리고 현재에 이르러서는 CAD/CAM과 관련한 테크놀러지들이 더 효율적이며 사용자 편의위주로 개발되고 있다.[34)]

반면에, 치과계에서는 거의 대부분의 수복물을 주조법을 이용한 수작업으로 생산해 왔으며, 이와 같은 현상은 컴퓨터를 이용한 자동화가 일찌감치 도입된 일반 산업계 제조 공정에 비하여 상당히 늦다고 할 수 있다. 그 이유로는 치과 보철물은 각각 모양이 다르며 같은 것은 단 두 개도 필요하지 않으므로 결국 주문에 의한 소량생산이라는 특수성이 있기 때문이며 그로 인해 자동화를 이용한 대량 생산 방식의 대폭적인 생산비 절감을 기대할 수 없기 때문이었다.[35)]

결국 1970년대에 와서야 Altschuler 등[36)]이 구강내 자료를 capture할 수 있는 시스템을 연구하였고 80년대에는 진정한 CAD/CAM 시스템이 유럽과 미국에서 등장하게 되는데, 1985년 François Duret가 자신이 개발한 시스템으로 프랑스 학회에서 자신의 아내에게 구치부 금관제작을 시연한 것이 그 시초였다.[37)] 그 이후 스위스에서는 개발한 시스템을 1987년 Ceramic Reconstruction의 줄임말인 CEREC으로 출시하게 된다.[35)] 그러나 당시 CEREC은 아직 실용성이 부족하여, 2급 인레이의 경우 스캐닝하는데 0.2초 밀링에 5-7분 정도 소요되었으나 장착 후 구강내에서 교합면을 형성해야 했으므로 오랜 시간이 걸리는 단점이 있었다. 또한 미네소타 대학에서도 해상도가 우수한 스캐너를 연구하였으나, 모두 상품으로 일반에 유통되지는 못했다.[38)]

그 이후 컴퓨터 산업의 급속한 발전과 더불어 약 15년 전부터 치과용 CAD/CAM System의 개발이 활발하게 전개되기 시작했다. 그리고 이 당시에 Duret나 Minnesota 시스템들도 완성되어 시장에 등장하면서 전통적인 주조법의 대안으로 주목받았다. CEREC은 여전히 한계가 있으나, 왁스나 치아삭제 이전모델을 스캔하여 교합면을 재현해낼 수 있고, 다이아몬드 포인트뿐만 아니라 디스크 형태로도 가공하여 가공시간을 줄여주는 CEREC 2를 출시했다. 그 외에도 Cicero, Celay, DCS Titan, Procera등 다른 시스템들도 개발되기 시작했으며 일본에서도 CAD/CAM에 관한 연구에 착수하던 것도 이때쯤이었다. 그러나, 이러한 1세대들은 변연적합도가 크게 떨어지고, 소프트웨어 사용이 불편하며, 장비가격도 만만치 않아 초창기에 많은 비판을 받았다.[35,39,40)] 2000년대에는 이제 일일이 열거하기 힘들 정도로 많은 시스템들이 개발되며 국내에서도 개발되기에 이르고, 스캔, 및 디자인 방식뿐만 아니라 이용하는 재료와 가공방법에 있어서도 다양한 시도가 이루어지고 있다.[41,42)]

한편, 최근에는 게재하는 matrix없이 결정 간에 직접 소결함으로써 glassy phase가 완전히 제거된 solid sintered ceramic이 치과 분야에 이용되고 있다.[9,41)] 이러한 재료들은 그 물리적 성상은 크게 향상되었으나 소결온도가 높고 소결시 수축하는 문제가 있어 기존의 방식으로는 제작이나 임상 적용이 어려웠다. 그러나, 앞서 언급한 치과용 CAD/CAM의 발전은 새로운 제작 방식을 찾기 시작하던 당시의 요구에 부합하였으며, 세 가지 방법으로 이용되고 있다. 이미 소결이 완료된 블럭 재료를 원하는 형태로 절삭하거나(DCS system), 확대한 다이상에서 작업하여 수축을 보상하거나(Procera system), 부분적으로 소결한 블럭을 약간 크게 절삭한 후 소환하여 그 수축으로 적합되도록 한다(Degussa Cercon system, Lava system).[41)]

이러한 배경에서 세라믹 제조회사 중 하나인 Sandvik Hard Material(Stockholm, Sweden)도 치과 분야의 세라믹 제품 생산 연구를 시작했고, 이미 spark erosion을 이용한 CAD/CAM system으로 타이타늄 금관을 제작하던 Procera 기술과[43,44)] 함께 진행되게 되었다. 그러다가, 마침내 1993년 Dr. Matts Andersson과 Dr. Agneta Odén(Nobel Biocare, AB, Sweden)이 dense-sintered high-purity alumina coping으로 제작된 Procera allceram crown을 개발하게 되었다.[1)]

이러한 알루미나 옥사이드 코핑은 대개의 고밀도 세라믹 코어와 마찬가지로, 단순 절삭가공시 tool wear로 가공의 어려움이 있었는데, Procera system은 이러한 점을 다음과 같이 해결하였다. 적절히 치아를 형성하고 인상을 채득하

여 다이를 제작 후, 스캔하여 필요시 디자인한다. 이 자료는 인터넷으로 Procera production facility에 보내지게 되며, 이렇게 전송된 자료로 각 production unit에서는 다이를 제작하게 되는데 소결시 발생할 수축량을 예상하여 실제 다이보다 약 20%정도 크게 제작한다. 이 다이상에 파우더를 압축하고 전송받은 CAD 자료대로 green body stage상에서 코핑의 외면을 밀링한 후, 소결한다. 이렇게 되면 99.5%이상의 알루미나를 함유하고 다른 glass phase가 없는 원래의 치아 크기의 코핑이 완성되고 이 코핑 위에 도재를 축성하여 금관을 완성하게 된다.[2-7)]

Procera system으로 제작한 금관은 광학적 성질이 우수하고 높은 굴곡강도를 보여, 강도와 심미 모두 임상적으로 만족할 만하다. 또한 납형제작이나 주조 과정 중에 생기는 오차를 줄여 적합도를 향상시킬 수 있고 수작업에 드는 시간을 줄일 수 있다는 장점 이외에도, 스웨덴과 미국의 production unit를 이용함으로써, 다른 CAD/CAM system이 CAM, 즉 대개 milling machine까지 구비해야 하는 초기투자비용이 많이 드는 것에 비해 상당 경비를 절감할 수 있는 장점을 내세우고 있다. 전세계적으로는 Procera allceram crown이 1994년에 시장에 도입된 이후, 500만개 이상의 보철물이 제작되어 왔으며 약 50여 개 나라에서 사용되고 있다. 이는 수많은 연구로 그 임상적 가치가 뒷받침되고 있는데, Odén은[45)] 5년 후 94%로, 그리고 Ödman과 Andersson[46)]은 5년 후와 10년 후 생존율을 각각 97.7%와 93.5%로 보고하였고, Fradeani 등[47)]은 5년 후 96.7%로 보고하였다. 최근에는 오랜 기간 축적된 기술로 알루미나에 비해 강도가 2배 가량 우수한 zirconia도 가공할 수 있게 되었으며, 임플란트의 지대주로도 이용가능하게 되었다.[48)]

지난 수십 년간 CAD/CAM이 치과 분야에서 보여준 성과는 실로 놀라운 것이었다. 이제는 단순히 자료를 읽어 들여 절삭하는 수준에서 벗어나, 사용자의 요구에 따라 개발되기에 이르렀고, 매우 다양한 시스템들이 시장에 발빠르게 도입되고 있다. 그러나, 오히려 이런 현상은 임상에 적용된 기간이 검증이 되기에는 부족하고 여러 시스템들 간의 혼란으로 치과의사들로 하여금 재래의 방식보다 번거롭다는 인상을 주기도 한다. 또한 시시각각 새롭게 등장하는 시스템과 장비에 대한 투자가 부담스러운 것도 사실이다. 그래서 앞으로는 CAD 운용 및 전송 방식에 있어서도 지금과 같이 한 시스템 내에서만 제작이 이루어지는 방식을 벗어나, 시스템 간의 정보 공유나 교환이 가능하기도 하며, 이미 일부 시스템에서 적용하고 있는 workstation이나 CAM 장비의 공유와 같이 생산비를 절감하는 방향으로 발전해 나가야 할 것으로 보이며, 장기간에 걸친 꾸준한 임상 연구의 뒷받침이 필요하리라 생각된다.

Ⅳ. 요 약

Procera system으로 제작한 금관은 여러 연구들을 통해 강도, 적합도, 심미성, 시멘트 결합강도, 생체적합성 등에서 우수한 것으로 나타났고 오랜 기간 임상 연구를 통해서도 확인되었다. 따라서 주의 깊고 신중하게 임상에 적용시 만족스러운 보철물 제작이 가능할 것이다.

참 고 문 헌

1. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown:a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 1993;51:59-64.
2. Andersson M, Razzoog ME, Odén A et al. Procera:a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int 1998;29(5):285-296.
3. Prestipino V, Ingber A, Kravitz J. Clinical and laboratory considerations in the use of a new all-ceramic restorative system. Pract Periodont Aesthet Dent 1998;10(5):567-575.
4. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson HF. Procera all-ceramic crowns:a new approach to an old problem? Brit Dent J 1999;186(9):430-434.
5. Giordano R. A comparison of all-ceramic restoratie systems:part 2. General Dent 2000;Jan-Feb:38-45.
6. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera allceram system. Int J Perio & Resto Dent 2000;20(2):151-161.
7. Haag P, Andersson M, von Steyern PV, Odén A. 15

years of clinical experience with Procera alumina:a review. Applied Osseointegration Res 2004;4:7-12.
8. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. Int J Prosthodont 1996;9(5):434-439.
9. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76(2):140-144.
10. Abed HM, Razzoog ME, Lang BR, Yaman P. The effect of alumina core thickness on the fracture resistance of All-ceramic crowns [abstract 394]. J Dent Res 1997;76:63.
11. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004;92(5):491-5.
12. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera all-ceramic system. J Esthet Dent 1996;8(3):120-126.
13. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont 1998;11(2):183-189.
14. Harrington Z, McDonald A, Knowles J. An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera allceram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. Int J Prosthodont 2003;16(1):54-58.
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(2):154-60.
16. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F et ala. Probability of fracture of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2000;13(5):420-424.
17. Pallis K, Griggs JA, Woody, RD et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 2004;91(6): 561-9.
18. McLean JM, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971;131:107-111.
19. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. Int J Prosthodont 1997;10(5):478-484.
20. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit :the Procera allceram crown. J Prosthet Dent 1998;80(4):394-404.
21. Dahlmo K, Andersson M, Gellerstedt M, Karlsson S. On a new method to assess the accuracy of a CAD program. Int J Prosthodont 2001;14(3):276-83.
22. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M et al. Clinical marginal and internal gaps of Procera allceram crowns. J Oral Rehabil 2005;32:526-530.
23. Hegenbarth EA. Procera aluminum oxide ceramics:a new way to achieve stability, precision and esthetics in all-ceramic restorations. Quintessnece Dent Tech 1995:21-34.
24. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I:core materials. J Prosthet Dent 2002;88(1):4-9.
25. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part Ⅱ:core materials. J Prosthet Dent 2002;88(1):10-15.
26. Abed HM, Razzoog ME, Lang BR, Yaman P. Masking ability of Procera allceram copings using different substructure material [abstract 281]. J Dent Res 2000;79:179.
27. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int 2005;36(2):105-113.
28. Blixt M, Adamczak E, Lindén LÅ et al. Bonding to densely sintered alumina surfaces : Effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. Int J Prosthodont. 2000;13(3) :221-6.
29. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent 2004;91:356-62.
30. Blatz MB, Sadan A. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera allceram alumina restorations with a modified resin luting agent. J Prosthet Dent 2003;89(4):381-387.
31. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding:a review of literature. J Prosthet Dent 2003;89(3):268-274.
32. Messer RL, Lockwood PE, Wataha JC et al. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. J Prosthet Dent 2003;90(5):452-458.
33. Wilson FD, Hacker CH, Razzoog ME et al. An investigation of enamel wear opposing allceram coping [abstract 3] J Dent Res 1997;76:63.

34. Rekow ED . CAD/CAM in dentistry:a historical perspective and view of the future. J Can Dent Assoc 1992;58(4):283-288.
35. Preston JD , F Duret. CAD/CAM in dentistry. Oral Health 1997;March:17-27.
36. Altschuler MD, Altschuler BR, Toboada J. Laser electro-optical system for rapid 3-D topographic mapping of surfaces. Optical Engineering 1981;20(6): 953-961.
37. Duret F. Prosthese assitee par ordinateur demonstration en TV direct. 1986;5:10-16.
38. Rekow ED. Computer-aided design and manufacturing in dentistry:a review of the state of the art. J Prosthet Dent 1987;58(4)512-516.
39. Qualtrough AJE, Piddock V. Dental CAD/CAM:a millstone or a milestone? Dental Technology 1995;June:200-204.
40. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-filling of the future? Int Dental J 1997;47(5):247-258
41. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compendium 2002;23(7):637-654.
42. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol 2005;2:169-184.
43. Andersson M, Bergman B, Bessing C et al. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. Acta Odontol Scand 1989;47:279-286.
44. Russel MM, Andersson M, Dahlmo K et al. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quintessence Int 1995;26(11):757-763.
45. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera allceram crowns. J Prosthet Dent 1998;80(4):450-456.
46. Ödman P, Andersson B. Procera allceram crowns followed for 5 to 10.5 years:a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001;14(6):504-509.
47. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int 2005;36(2):105-113.
48. Hagenbarth EA. Esthetic and prosthetic considerations of Procera development on implants and teeth-a technical analysis. Applied Osseointegration Res 2004;4:22-26.

Reprint request to : Sooyeon Shin
Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University. San 7-1, Shinbu-dong, Cheonan, Choongnam. 330-180.

- ABSTRACT -

Procera System : a Review of Literature

Soo-yeon Shin

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University

The availability of high-technology systems that use computer-aided design(CAD) and computer-aided machining(CAM) is on the increase. One such system is the Procera system, which fabricates an all-ceramic crown composed of a densely sintered, high-purity aluminum oxide coping combined with a compatible veneering porcelain. Strength, precision of fit, esthetics, cementation, and biocompatibility are among the many factors that concern clinicians when fabricating all-ceramic restorations with this system.

This paper reviews the long history and background development of technical, laboratory and clinical applications and presents, in summary form, the data from the many studies on the Procera system.

Key words : Procera, Dental CAD/CAM, Aluminum oxide