[UCI]I804:24011-200000234523

2005년 8월
석사학위논문

0.9% NaCl 용액에서 치과용 주조합금의 공식거동

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 영 빈

0.9% NaCl 용액에서 치과용 주조합금의 공식거동

Pitting Corrosion Behavior of Dental Casting Alloy in 0.9% NaCl Solution

2005年 8月 日

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 영 빈

0.9% NaCl 용액에서 치과용 주조합금의 공식거동

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 석사학위 논문으로 제출함.

2005년 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 영 빈

김영빈의 석사학위 논문을 인준함.

위원장 조선대학교 교수 강 동 완 인

위 원 조선대학교 교수 최 한 철 인

위 원 조선대학교 교수 고 영 무 인

2005 년 월 일

조선대학교 대학원

목　　차

영문초록 ····· iv

Ⅰ. 서　론 ····· 1

Ⅱ. 연구재료 및 방법 ····· 3

Ⅲ. 연구성적 ····· 5

Ⅳ. 총괄 및 고안 ····· 7

Ⅴ. 결　론 ····· 9

참고문헌 ····· 11

표 목 차

Table 1. Chemical composition of dental casting alloy. …… 3

도 목 차

Fig. 1. Optical micrographs of dental casting alloy before casting.
a) Ticonium(×100), b) Wironit(×100) …… 15

Fig. 2. SEM micrographs showing casting structure for PDS.
(a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 15

Fig. 3. SEM micrographs showing casting structure for Ticonium.
(a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 16

Fig. 4. SEM micrographs showing casting structure for Wironit.
(a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 16

Fig. 5. Anodic polarization curves of PDS after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 17

Fig. 6. Anodic polarization curves of Ticonium after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 17

Fig. 7. Anodic polarization curves of Wironit after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 18

Fig. 8. SEM micrographs showing corrosion morphology of PDS after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 18

Fig. 9. SEM micrographs showing corrosion morphology of Ticonium after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 19

Fig. 10. SEM micrographs showing corrosion morphology of Wironit after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting …… 19

Pitting Corrosion Behavior of Dental Casting Alloy in 0.9% NaCl Solution

Kim, Young-Bin, D.D.S.,
Director : Prof. Ko, Yeong-Mu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Dentistry,
Graduate School of Chosun University

The important factor to decrease the failure of partial denture is the minimization of casting defects at minor connector and clasp. The defects of partial denture frame works are mainly shrinkage porosity, inclusions, micro-crack, particles from investment, and dendritic structure.

Three casting alloys(PDS: 63Co-27Cr-5.5Mo, Ticonium: 63Ni-16Cr-5Mo, Wironit: 63Co-30Cr-5Mo) were prepared for fabricating partial denture frameworks with various casting methods; CF:centrifugal casting(Kerr,USA), HFI:high frequency induction casting(Jelenko Eagle,USA), VP:vacuum pressure casting(Bego,Germany). The casting temperature was 1380℃ (A and B) and 1420℃ (C). The corrosion and casting morphologies were analyzed using SEM, EDX, and OM. The pitting corrosion of the samples was examined through potentiodynamic polarization test, cyclic potentiodynamic polarization test, potentiostatic test method in 0.9% NaCl solutions at 36.5±1℃.

These results are as follows:

1. Dendritic structure showed in the case of PDS and Wironit alloy, and

columnar structure appeared in Ticonium alloy. In the PDS and Wironit alloy, α-Co and ε-Co were appeared at matrix and γ′-Ni_2Cr second phase showed in Ticonium alloy.

2. Pitting potentials of PDS and Wironit were higher than Ticonium from potentiodynamic test.

3. Pitting corrosion resistances were increased in the order of centrifugal casting, high frequency induction casting and vacuum pressure casting method from cyclic potentiodynamic polarization test.

4. Corrosion resistances of PDS and Wironit were superior to that of Ticonium from potentiostatic test at 300mV.

It was concluded that the pitting potential, pit nucleation time and surface stability with casting methods increased in the order of vacuum pressure casting, high frequency induction casting and centrifugal casting method from electrochemical test.

I. 서 론

치과용으로 사용되는 주조용 합금으로는 Co-Cr계, Ni-Cr계 합금이 많이 사용되어지고 있다.

Co-Cr계 합금은 기계적 성질이 뛰어나고 생체 적합성이 우수하여 의치상, 바, 클래스프, 교정용 선재, 정형외과용 인공 관절용으로 사용되고 있으며 고융점이기 때문에 용해를 비롯한 주조방법에 어려운 점이 있고 주조체에 결함이 발생하기도 한다. 또한 고온에서 높은 강도와 안정성을 지녀 Superalloy라고 하며 이들은 높은 부식저항성을 지니고 있어 공업적으로 Stellite라고도 부르는데 Erdle과 Prange에 의해 Vitallium을 주조상으로 사용한 이후 가볍고 인장강도와 비례한도가 크고 경도가 높아 주로 국부의치의 제작에 널리 사용되었으나 파절되기 쉬운 단점 때문에 다소 사용이 제한되었다(이; 1973a, craig 등; 1979, Craig; 1975, Earnshqw; 1956).

Ni-Cr계 합금은 제 Ⅳ형 금합금의 대용으로 금관가공의치용과 국소의치 구조물, 도재소부용 금속으로 사용되고 있으며 Co-Cr 합금보다 유연하고 연성이 크나 인장강도는 작다. 고융점, 주조성, 주조 수축율에서 문제점이 있어 내열성이 큰 매몰재가 필요하다.

치과기공 과정에서 주조에 의하여 얻어진 주조체에 있어서 결함이 육안으로 발견될 경우 일반적으로 재제작을 하거나 납착이나 연마 등을 통하여 수정을 하게 된다. 그러나 주조체의 주조결함이 육안으로 확인 되지 않는 경우 주조결함이 있는 주조체를 구강내에 그대로 장착해서 결함이 있는 부위에서 주로 파절되는 현상이 발생하고 한다.

이런 이유로 주조결함이 있는 주조체를 재제작하거나 수정할 경우 시간과 경비가 낭비될 뿐만 아니라 환자의 구강 내에 그대로 장착했을 경우에는 불량 보철물로 인한 여러 가지 문제가 발생하게 된다. 대부분의 경우에 있어서 주조의 기본법칙과 원리를 철저히 지키면 주조결함을 최소한으로 줄일 수도

있으나 보철물의 재료나 설계, 디자인, 치기공 과정에서 의해서 주조체에 결함이 발생하는 경우가 있다.

수용액 내에서 치과용 주조합금인 Co-Cr계 합금과, Ni-Cr계 합금은 크롬산화막으로 부동태막을 형성하여 부식저항성을 높이게 되는데 이것은 주조시의 결함과도 밀접한 관계가 있다.

Asgar 등(1970)과 Sunoo(1971)은 이러한 파절의 원인을 강도의 결핍보다는 낮은 연성 때문이라 하여 새로운 합금의 조성을 실험하여 보고 하였고 Lewis(1975)는 Ni-Cr계 합금의 연구에서 주조합금의 미소공동이 존재할 때는 기계적 성질을 변화시키며 파절을 유도한다고 하였고 Harcourt 등(1970)은 Ni-Cr계 합금에서 변화가 파절의 원인이 된다고 하였으며 CivJan 등(1972)은 Vitallium의 높은 강도와 낮은 연성은 비교적 높은 탄소함유량과 수지상정 사이에 석출물이 존재하기 때문이라고 보고하였다.

따라서 본 연구의 목적은 현재 임상에서 사용되어지고 있는 치과용 주조합금인 Co-Cr계 합금과 Ni-Cr계 합금의 합금조성과 주조방법을 다르게 하여 주조한 후 0.9% NaCl 용액에서 공식거동을 조사하였다.

II. 연구 재료 및 방법

A. 연구재료

본 실험에 사용한 재료는 Co-Cr계 합금과 Ni-Cr계 치과 주조용 합금인 PDS(Albadent Co., USA), Ticonium(Ticonium Co., USA), 및 Wironit(BEGO, Germany)의 3종류의 제품을 사용하였으며, 합금의 화학적인 조성은 Table 1과 같다.

Table 1. Chemical composition of dental casting alloy(wt%).

specimen	Co	Cr	Mo	Al	Mn	Be	Ni	C	Fe
PDS	27	63	5.5	-	-	-	0.99	-	2.0
Ticonium	16	8	5	3	3.5	1.5	63	-	-
Wironit	30	63	5	-	-	-	-	0.4	-

B. 연구방법

실험에 사용된 시편은 Co-Cr계 합금인 PDS와 Wironit, Ni-Cr계 합금인 Ticonium을 사용하여 원심주조기(Casting machine, Kerr Co., USA), 고주파 유도주조기(Eagle, Jelenko Co., USA), 및 진공음압주조기(Nautilus, Bego, Germany)를 사용하여 1380℃(PDS, Ticonium)와 1420℃(Wironit)의 주조온도에서 제작하였다. 주조된 시편은 샌드페이퍼를 이용하여 #100부터 #1200까지 순차적으로 습식 연마하여 표면의 스크래치를 제거하였고, Al_2O_3 분말을 사용하여 0.1㎛까지 미세연마 하였다. 미세연마 된 시편은 초음파세척기를 사용하여 아세톤, 알코올, 증류수에서 각각 10분씩 세척하였다.

공식거동을 조사하기 위해서 EG&G사의 263A Potentiostat/Galvanostat을 사용하였고, 0.9%의 NaCl 용액을 36.5±1℃로 유지한 상태에서 작업전극(working electrode)에 시편, 기준전극(reference electrode)에 포화칼로멜전극

(Saturated calomel electrode), 카운터전극(counter electrode)에 고밀도 탄소 전극을 사용하여 실험하였다. 또한 실험이 시작되기 한 시간 전부터 끝날 때까지 불활성 기체인 고순도 아르곤 가스를 버블링 하여 셀 내의 용존산소를 제거하였다.

공식거동은 동전위분극실험(potentiodynamic polarization test), 순환동전위분극시험(cyclic potentiodynamic polarization test), 정전위시험(potentiostatic test)을 통하여 조사하였다.

III. 연구 성적

3.1 주조합금과 주조방법에 따른 주조조직 관찰

주조된 시편의 주조합금과 주조방법에 따른 조직은 광학현미경(optical microscope)과 주사전자 현미경(scanning electron microscope) 및 EDX(energy dispersive X-ray spectroscopy)를 사용하여 조사하였다.

주조전 합금 조직은 Co-Cr계 합금인 PDS와 Wironit은 수지상구조(dendritic structure), Ni-Cr계 합금인 Ticonium에서는 원주상구조(columnar structure)를 보였다. 3가지 주조방법에 의해서 주조 한 경우 PDS와 Wironit은 주로 수지상구조를 보였으며 α-Co, ε-Co 상이 나타났다. Ticonium의 경우에는 Ni_2Cr 상이 나타났다. 원심주조법(centrifugal casting method)에서는 3가지 합금에서 수지상구조(dendritic structure)가 관찰되었으며, 고주파유도주조법(high frequency induction casting method)과 진공음압주조법(vacuum pressure casting method)의 경우에는 원심주조법(centrifugal casting method)에 비해서 수지상조직(dendritic structure)이 점차 소멸되어 주조 전의 조직과 비슷한 양상을 보였다. 특히 원심주조법(centrifugal casting method)의 경우에는 기지 내에 많은 피트를 보여 주조결함을 증가시키고 공식특성을 감소시키는 조건임을 알 수 있다.

3.2 치과용 주조합금의 공식거동 조사

공식거동의 조사는 EG&G사의 263A Potentiostat/Galvanostat을 사용하여 동전위분극시험(potentiodynamic polarization test), 순환동전위분극시험(cyclic potentiodynamic polarization test) 및 정전위시험(potentiostatic test)

을 실시하였다.

동전위분극시험(potentiodynamic polarization test)결과, 원심주조법(centrifugal casting method)으로 제조한 시편의 경우 주조조직의 결함으로 인해서 공식전위(pitting potential)가 낮아지고 전류밀도(current density)가 증가한 반면 고주파유도주조법(high frequency induction casting method)과 진공음압주조법(vacuum pressure casting method)으로 제조한 시편의 경우에는 피트의 감소로 인해서 공식전위(pitting potential)가 높아지고 전류밀도(current density)가 감소하였다. 특히 합금에 따른 공식거동을 살펴보면 Ni_2Cr상을 형성하는 Ticonium에서는 공식전위가 낮았지만, α-Co, ε-Co 상을 형성하는 PDS와 Wironit 합금은 높은 공식전위 값을 보였다.

순환동전위분극시험(cyclic potentiodynamic polarization test)결과, 원심주조법에서 공식전위(pitting potential)와 재부동태전위(repassivation potential)와의 차가 크게 나타나 내공식성이 가장 좋지 않았으며, 고주파유도주조법, 진공음압주조법 순으로 공식전위와 재부동태전위와의 차가 감소하여 내공식성이 개선됨을 알 수 있었다. 특히 합금에 따라서는 Co-Cr계 합금인 PDS와 Wironit이 Ni-Cr계 합금인 Ticonium보다 우수한 내공식성을 보였다.

구강내 전위인 300㎷에서 정전위시험(potentiostatic test)결과 모든 시편에서 일정한 전류밀도를 보였으며 합금에 따라서는 Co-Cr계 합금인 PDS와 Wironit이 Ni-Cr계 합금인 Ticonium보다 낮은 전류밀도를 보여 내식성이 우수함을 알 수 있었다.

부식후 시편의 조직을 관찰한 결과 주조조직을 따라 부식이 이루어져 부식생성물이 형성됨을 알 수 있었고, PDS와 Wironit은 수지상조직(dendritic structure)에서 부식되었으나 Ticonium은 원주상조직(columnar structure)에서 부식이 이루어졌음을 알 수 있었다.

IV. 총괄 및 고안

치과용 주조합금으로 사용되는 국소의치 금속구조물의 주조 결함(casting defect)에 의한 파절은 클래스프, 교합면레스트, 주연결장치, 부연결장치등 어떤 특정한 부위가 아닌 여러 부위에서 광범위하게 발생하게 된다. 국소의치 금속구조물의 파절은 주조과정에서 발생된 수축공(shrinkage porosity), 미세균열(micro-crack), 기공(pore) 등의 결함이나 재료내에 주조과정에서 불순물이 혼입되거나 모합금의 불균일 등 여러 원인 요소들이 있다(Civjan S; 1972, Choe; 2004). 이러한 보철물의 합금들은 저작압에 의한 반복하중과 국소의치의 삽입·철거시 파절되게 하고 의치로서의 기능을 상실하게 된다. 이러한 주조 결함은 주조방법에 따라서 달리 나타나게 되며, 주조합금의 공식거동에도 영향을 미친다. 특히 주조방법에 따라 주형내로 용융금속의 침투가 용이하지 않은 원심주조법(centrifugal casting method)에 의해서 주조를 한 경우에 대부분 결함이 발견되었으며 고주파 유도주조법(high frequency induction casting method)과 진공음압주조법(vacuum pressure casting method)의 경우는 클래스프와 같이 주물의 두께가 얇고 복잡한 부분까지 용융금속이 응고되기 전에 빠른 속도로 침투하게 되므로 결함의 발생이 거의 발견되지 않았다(Craig; 1979, Craig; 1975).

치과용 주조합금을 EG&G사의 263A Potentiostat/Galvanostat을 사용하여 0.9% NaCl 용액을 36.5±1℃로 유지한 상태에서 -500㎷에서 +1300㎷까지 1.667㎷/s로 주사하여 동전위분극시험(potentiodynamic polarization test)을 하였고, -500㎷에서 +1300㎷까지 순방향 주사 후 +1300㎷에서 -500㎷까지 역방향 주사를 1.667㎷/s로 실시하여 순환동전위분극시험(cyclic potentiodynamic polarization test)을 실시하였다. 정전위시험(potentiostatic test)은 구강내 전위인 +300㎷에서 2h 동안 실시하였다. 이와 같이 전기화학적인 방법을 사용하여 공식거동을 조사해 본 결과 결함이 발견된 원심주조법의 경우 부식전위

(corrosion potential)와 공식전위(pitting potential)가 낮으며 전류밀도(current density)가 높아 내식성이 좋지 않았으며, 결함이 발견되지 않았던 고주파유도주조법(high frequency induction casting method)과 진공음압주조법(vacuum pressure casting method)의 경우는 부식전위와 공식전위가 원심주조법(centrifugal casting method)으로 제조된 시편에 비해서 높고, 전류밀도가 더 낮아 내식성이 더 우수하였음을 알 수 있었다.

V. 결 론

치과용 주조 합금으로 사용되는 Co-Cr계 합금과 Ni-Cr계 합금을 원심주조법(centrifugal casting method), 고주파유도주조법(high frequency induction casting method), 진공음압주조법(vacuum pressure casting method)의 3가지 주조법에 의해서 주조한 후 0.9% NaCl 용액을 36.5±1℃로 유지한 상태에서 동전위분극시험(potentiodynamic polarization test), 순환동전위분극시험(cyclic potentiodynamic polarization test), 정전위시험(potentiostatic test)을 하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 주조조직은 PDS와 Wironit은 수지상구조(dendritic structure)를 나타내고, Ticonium은 원주상구조(columnar structure)를 나타내었다. 주조방법에 따라서 원심주조법(centrifugal casting method), 고주파유도주조법(high frequency induction casting method), 진공음압주조법(vacuum pressure casting method) 순으로 주조 조직이 개선되었으며, 주조조직에 형성된 상(phase)은 PDS와 Wironit 합금에서 α-Co, ε-Co상, Ticonium 합금에서는 Ni_2Cr상이었다.

2. 동전위시험결과, 공식전위는 Co-Cr계 합금인 PDS와 Wironit이 Ni-Cr계 합금인 Ticonium 보다 높게 나타났다.

3. 순환동전위시험결과, 공식전위와 재부동태전위차는 원심주조법, 고주파유도주조법, 진공음압주조법 순으로 감소하므로 내공식성은 원심주조법, 고주파유도주조법, 진공음압주조법 순으로 우수하다.

4. 구강내 전위인 +300㎷에서 정전위시험결과, 모든 시편에서 일정한 전류밀도를 보였으며 합금에 따라서는 PDS와 Wironit이 Ticonium보다 낮은 전류밀도를 보여 내식성이 우수하였다.

결론적으로, 주조방법에 따라서는 진공음압주조법에서 공식저항성이 우수하였으며 합금의 조성에 따라서는 Co-Cr계 합금이 Ni-Cr계 합금에 비해 높은 공식전위(pitting potential)를 가져 내공식성이 우수함을 알 수 있었다.

참고문헌

1. Amstrong SR, Keller JC, Boyer DB(2001). The influence of water storge and C-factor on the dentin -resin composite microtensile bond strength and beyond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dental Material* 7:268-276.

2. Brannstrom M, Linden LA, Anstrom A(1990). The hydrodynamics of the dentinal tubule and pulpal fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Res* 1:310-317.

3. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Innai N, Tagami J, Takatsu T(1994). The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dental Materials* 10:241-246.

4. Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, Debari K, Wakumoto S, & Hisamitsu A(1994). Self-etching dentin primers. *Journal of Dental Research* 73(5):1088-1095.

5. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A(1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 63:1396-1399.

6. Gwinnett AJ, Yu S(1989). Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent* 8:109-111.

7. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B(1999). Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry* 24:172-180.

8. Kargreaves JA, Grossman ES, Matejka JM(1989). Scanning electron microscopic study of prepared cavities involving enamel, dentin, and cementum. *J Prosthet Dent* 61:191-197.

9. Kiyomura M(1987). Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin:long term stability and influence of water. J Jpn Soc Dent Mater Dev 6:860-872.

10. Lopes GC, Baratieri LN, Andrada MAC, Vieira LCC(2002). Dental adhesion: Present state of the art and future Perspective. *Quintessence International* 33:213-224.

11. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH(1994). The dentin substrate; Structure and properties related to bonding. *Journal of Esthetic Dentistry* 6:227-44.

12. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M(1997). The dentine substrate: structure and properties related to bonding. *J of Dentistry*, 25:441-458.

13. Nakabayashi N(1982). Resin reinforced dentine due to infiltration of monopmers into dentine at the adhesive interface. *Japanese J of Dental Materials* 1:78-81.

14. Nakabayashi N, et al(1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *Journal of Biomedical Material Research* 16:265-73.

15. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Parshley DH(1995). Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 74:1679-1688.

16. Paul SJ, Welter DA, et al(1999). Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Operative Dentistry* 24:181-188.

17. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA(1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International* 24:618-631.

18. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD(1992). Interactions of conditioners

on the dentin surface. *Oper Dent* 17(5):137-150.

19. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Meerbeek BV(1997). Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 10(3):141-146.

20. Perdigao J, Swift EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ(1994). In vitro bond strength and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin subatrates. *J Dent Res* 73:44-55.

21. Phrikkanon S, Burrow MF, Tyas MJ(1999). The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J of Dentistry* 27:265-274.

22. Prukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ(1999). The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *Journal of Dentistry* 27:265-74.

23. Sano H, Shono T, Takatsu T & Hosoda H(1994). Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 19:59-64.

24. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH(1995). Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20:18-25.

25. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR(1999). Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer in vivo. *Journal of Dental Research* 78:906-11.

26. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei S(1994). Structural evidence of a seals tissue interfere with a total etch wet bonding technique in vivo. *J Dent Res* 73:629-636.

27. Tay ER, Gwinett AJ, Pang KM, Wei S(1995). Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 74:1168-78.

28. Van Meerbeck B, Yoshida Y, Snauwaert J(1999). Hybridization effectiveness of two step versus three step layer removing adhesive material examined corelatively by TEM and AFM. *Journal of Adhesive dentistry* 1:7-23.

29. Watanabe I, .Nakabayashi N, Pashley DH(1994). Bonding to ground to dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of Dental Research* 73(6):1212-1220.

30. Asgar K, Teshow BO, jacobson JM(1970). A now alloy for partial dentures. *J Pros Dent* 23:36.

31. Choe HC, Ko YM(2004). Defects Characteristics of Minor Connector for Partial Denture with Various Casting Methods. The korea research society for Dental material 31:21.

32. Civjan S, Hugut EF, Erhard WL, Vaccaro GJ(1972). Properties of surgical casting alloys. *J Pros Dent* 28:77.

33. Craig RG, O'brien WJ, Powers JM(1979). *Dental materials* 2nd ed. The C.V Mosby Co. p201.

34. Craig, RG, Peyti, FA(1975). *Restorative dental materials* 5th ed. The C.V Mosby Co. p201.

35. Earnshaw, R(1956). Cobalt-chromium alloys in dentistry. *Brit Dent J* 67:101.

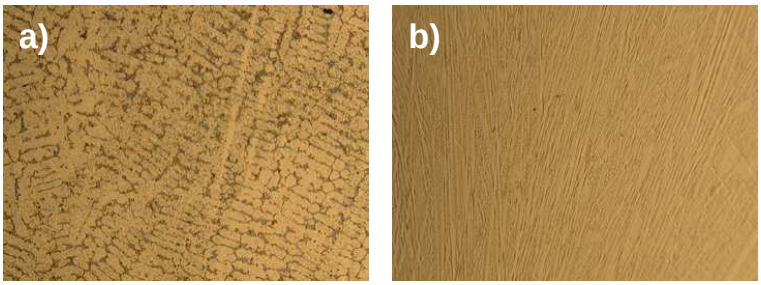

Fig.1. Optical micrographs of dental casting alloy before casting.

a) Ticonium(×100), b) Wironit(×100)

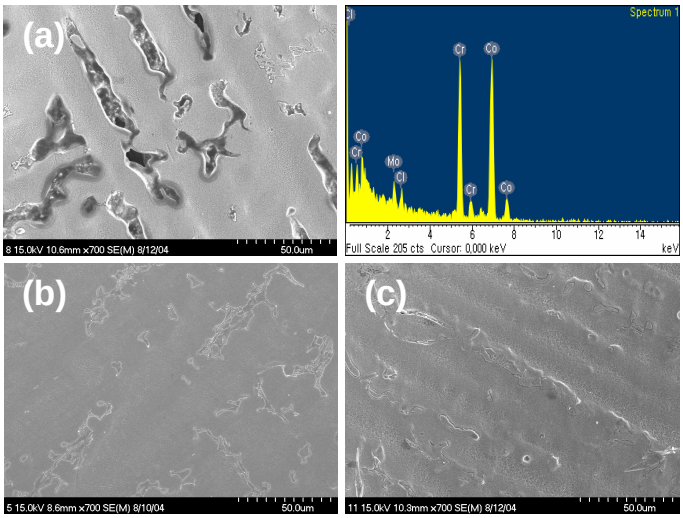

Fig.2. SEM micrographs showing casting structure for PDS.

a) centrifugal casting, b) high frequency induction casting, c) vacuum pressure casting

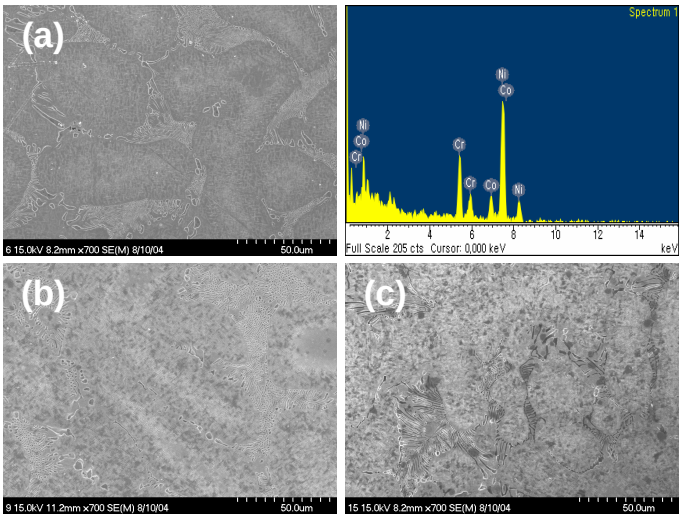

Fig.3. SEM micrographs showing casting structure for Ticonium.

a) centrifugal casting, b) high frequency induction casting, c) vacuum pressure casting

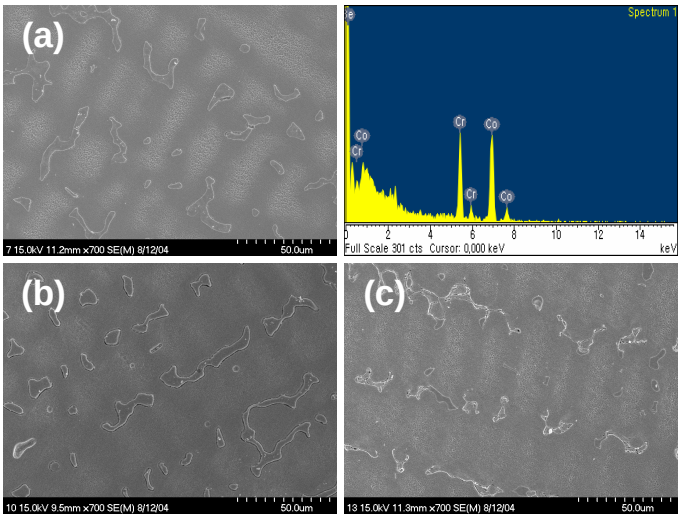

Fig.4. SEM micrographs showing casting structure for Wironit.

a) centrifugal casting, b) high frequency induction casting, c) vacuum pressure casting

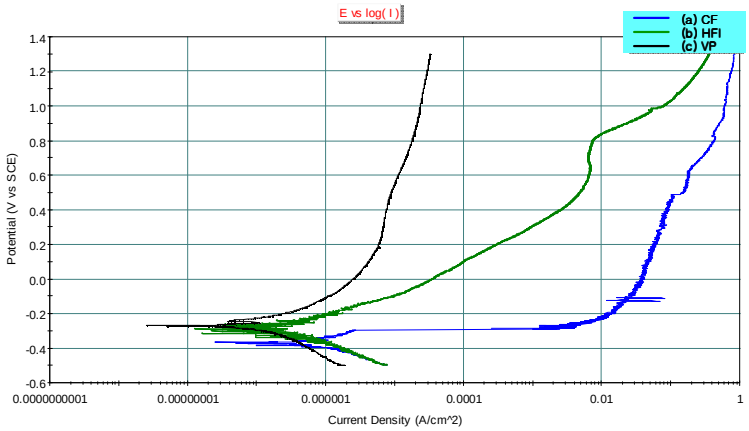

Fig.5. Anodic polarization curves of PDS after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

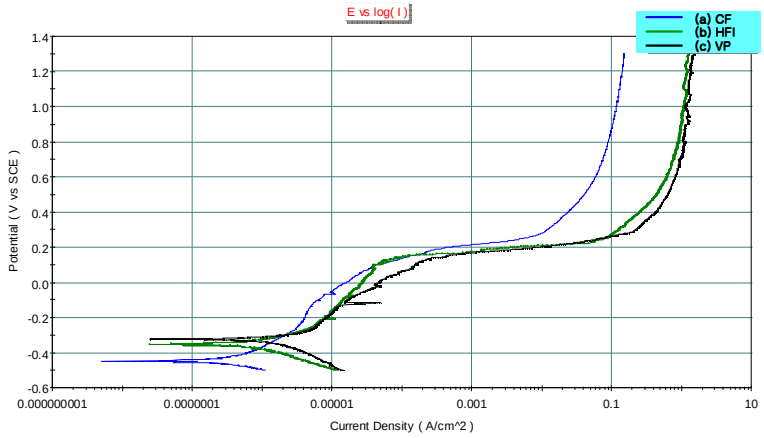

Fig.6. Anodic polarization curves of Ticonium after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

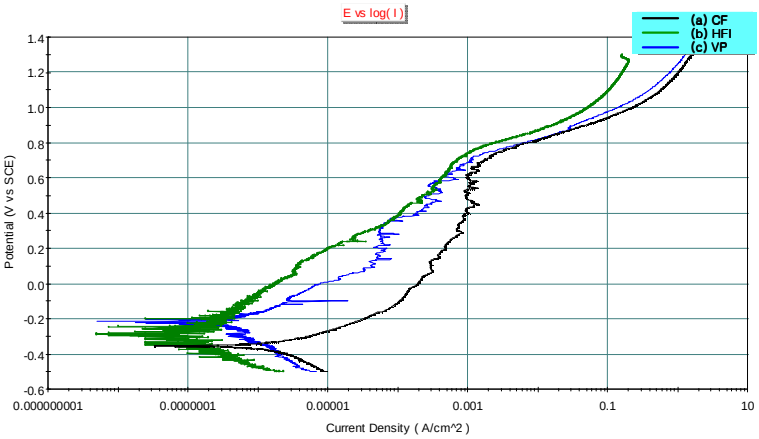

Fig.7. Anodic polarization curves of Wironit after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

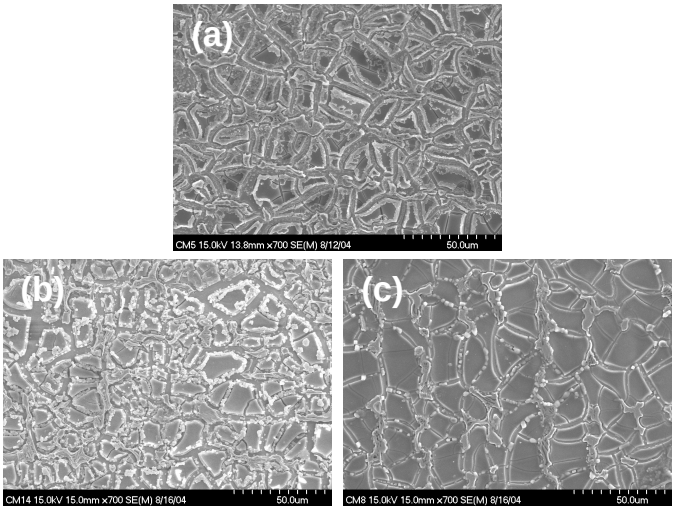

Fig.8. SEM micrographs showing corrosion morphology of PDS after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

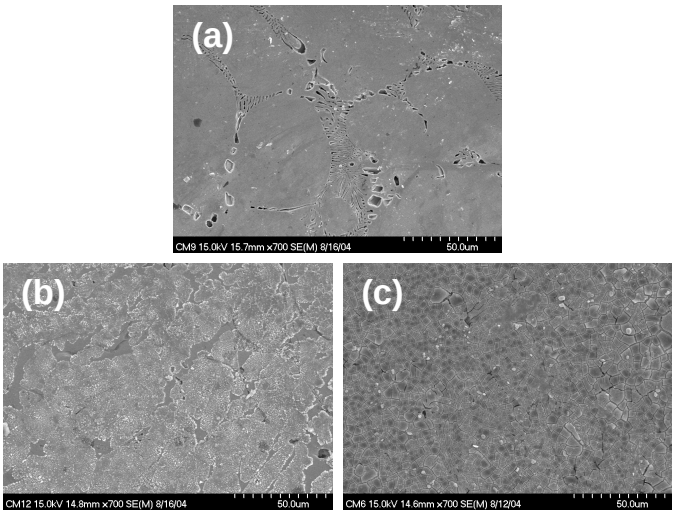

Fig.9. SEM micrographs showing corrosion morphology of Ticonium after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

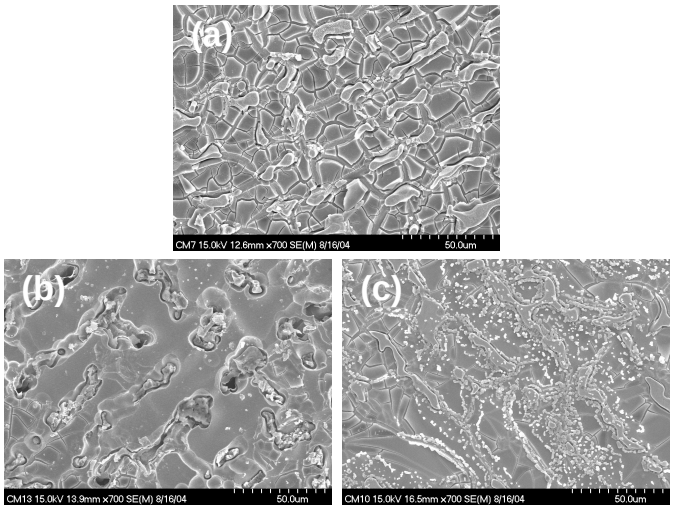

Fig.10. SEM micrographs showing corrosion morphology of Wironit after potentiodynamic test in 0.9% NaCl solution at 36.5±1℃. (a) centrifugal casting, (b) high frequency induction casting, (c) vacuum pressure casting

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20037057	과 정	석사
성 명	한글: 김영빈 한문: 金暎彬 영문: Kim, Young-Bin				
주 소	대구시 북구 동천동 934-5번지 4층 흰돌치과의원				
연락처	Tel: 053)326-6543				
논문제목	한글: 0.9% NaCl 용액에서 치과용 주조합금의 공식거동 영문: Pitting corrosion behavior of dental casting alloy in 0.9% NaCl solution				

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.

2005 년 8 월 일

저작자: 김 영 빈 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하