치과용 Co-Cr 합금의 제성질에 미치는 Boron과 Silicon의 영향

광주보건전문대학 치기공과
정 종 현

Abstract

Effect of Boron and Silicon on Various Properties of Dental Cobalt-Chromium Alloys

Jung Jong Hyun

Detp. of Dental Laboratory Technology, Kwangju Health Junior College

This paper aims to investigate the effect of B and Si upon the mechanical properties, microstructure and corrosion resistance of Co-Cr base alloy.

Ten groups of alloy ingot ingot with various contents of B and Si were remelted by high frequency electrical induction furnace and cast into tensile specimen of ADA Specification No. 14

Tensile and hardness test were carried out by Amsler and Rockwell hardness tester(R-30N), respectively.

The microstructures of specimen were observed by SEM.

The results obtained are summarized as follows :

1. As B content is increased, tensile strength, yield strength and Rockwell hardness number(R-30N) are also increased significantly, while the elongation is decreased significantly.
2. As Si contect os increased, no significant chang in tensile strength is noticed, yield strength is slightly decreased, but Rockwell hardness number(R-30N) is moderately in creased, Elongation marks maxium value with 1% Si content while with more than 1% Si it is decreased.
3. As B content is increased corrosion resistance is decreased and is at best with 1.5% B content. Corrosion resistance is increased with the increase of Si content and the alloys with Si over 3.0% showed corrosion resistance.
4. As B content increased, precipitates are increased in number at grain boundaries. The grain size tends to become coarse with the increase of Si content.
5. Co rich-Cr alloy is present through matrix whereas at the grain boundaries Cr base precipitates are primarily formed.

차 례

Ⅰ. 서 론

최근 인간의 수명을 연장하기 위한 수단으로 생체재료에 대한 관심이 높아지고 있다. 치과재료를 위시하여 정형외과재료 혈관재료 및 인공장기재료 등 생체재료의 대부분이 합금재료 또는 복합재료로 되어 있다[1].

치자재료로서 금속이 이용된 것은 오랜 옛날부터이며[2] 초기에는 Au 등 귀금속이 주류를이루었으나, 최근에는 stainless steel, Ni-Cr계합금, Co-Cr계 합금 그리고 Ti 합금 등이 많이 개발되고 있다.

비귀금속합금 중 Co-Cr계 합금은 1907년 미국 Elwood Haynes[3]에 의해 처음 소개되어, “Haynes Stellites” 또는 “Stellite 합금”이라 명명되었으며[4~5] 공업적으로 절단공구, 내열내마모합금 등으로 사용되어 왔다[6].

Co-Cr계 합금은 가공용 합금과 주조용 합금이 있는데 가공용 Co-Cr계 합금은 기계적 강도는 우수하나 인체에 유해한 Ni을 다량 함유하고 있어서 최근 주조용 Co-Cr계 합금에 의해 성질을 향상시키려는 연구가 진행되고 있다.

치과주조용으로는 1929년에 E.W.Erdle과 C.H. Prange[7~9] 등이 Haynes Stellites의 하나인 Stellite 21(Hs 21), 즉 Vitallium 합금을 이용한 주조체 제작방법을 개발한 것이 처음이며, 1931년부터는 이 재료를 이용하여 의치를 제작했고, 지금은 많은 상품들이 개발되어 이용되고 있다[5,10~13].

이 합금은 Au 합금에 비하여 비중이 약 1/2, 탄성계수는 약 2배이며 경하고 강하기 때문에 의치의 두께를 얇게 할 수 있고[14] Cr 성분첨가에 의해 내마모성, 내식성이 우수함[13]과 동시에 생체 적합성도 Au 합금보다 더 좋아 치과재료 뿐만 아니라, 기타 생체재료로도 널리 이용되고 있다.

Co-Cr계 합금의 큰 단점은 용융시 산화가 일어나는 것인데, Harcourt[15] 등은 주조했을때 산화물이 합금내에 혼입되어 파단의 주된 요인이 된다고 지적하였고, 산소와 친화력이 강하기 때문에 일반적인 방법으로 Co-Cr계 합금의 납접이 곤란할 뿐만 아니란, 이들 금속에 대하여 도재용착시에도 어려움이 많다고 보고하였다MacEnteew[16] 등, Staffanou[17] 등도 산화와 가스혼입이 납접부위의 물리적 성질에 영향을 준다고 보고하였다.

따라서 Co-Cr계 합금은 용해시 산화를 방지하기 위하여 탈산제로 B과 Si 등을 첨가하고 있는데 이들 원소는 탈산제로서의 작용 뿐만 아니라 경화제 역할도 하게 된다[11].

특히 B은 강을 소입하여 경화시킬 때 소입경화능을 증대시키기 위하여 첨가하는데 극히 미량으로도 경도가 크게 증가한다[18].

Harcourt 등은 Ni-Cr계 합금에서 탈산제로 첨가한 B 및 Si의 영향을 조사하여 이들 원소가 Ni-Cr 합금의 경도 및 강도를 향상시켜 준다고 하였다[15].

그러나 CO-Cr 합금에 탈산제로 첨가된 B이나 Si의 영향에 대해서는 아직 보고된 바 없다.

이에 본 논문에서는 치과용 Co-Cr계 합금에서 탈산제로 쓰이는 B과 Si이 제반성질에 미치는 영향을 조사하고자 Co와 Cr을 기본성분으로 하고 B과 Si을 소량씩 변화 첨가하여 이

들 원소가 기계적 성질과 내부식성 및 미세조직에 어떤 영향을 미치는가를 조사하였다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 재료 및 기구

1. 금속 : 99.9% Co, Cr, Si, Mn과 Fe-12% B.
2. 고주파유도로 : Fornax35 EM, BEGO Bremer Goldschaerei Wilh. Herbst GmbH & Co.
3. 유압식압력기 : Flask Press, 80kg/㎠, J.Morita Corp., Japan.
4. 진공매몰기 : Motaova SL, BEGO Bremer Goldschlagerei Wilh. Herbst GmbH & Co.
5. 모래분사기 : Duostar Zl, BEGO Bremer Goldschlagerei Wilh. Herbst GmbH & Co.
6. 인장시험기 : Amsler universal testing machine, M-1137, 5 ton, Swiss.
7. 경도측정기 : Wilson® Rockwell® hardness tester series 500.
8. 초음파세척기 : SHOFU SUC-25, 松風陶齒製造株式會社, Japan.
9. Chemical balance : SARTORIUS GMBH GOTTINGEN, Type 2842, Germany.
10. 항온기 :三化工社, Model No. IB 125, Korea.
11. 주사전자현미경 : Scanning Electron Microscope, JEOL, JSM-840 A.
12. 자가중합레진 :Jet acrylic, self-curing, Larlg Derltal MFG. Co., U.S.A.
13. 레진분리제 : ACRO SEP, G-C dental industrial corp., Japan.
14. 표면장력감소재 : Wiropaing, BEGO Brewer Goldschlaerei Wilh. Herbst GmbH & Co.

2. 시료합금의 용해 및 구조

시료합금은 99.9%의 Co, CrSi및 Mn 등과Fe-12% B 모합금을 사용하였다. Fe-12% B모합금의 분석치는 Table 1과 같다.

합금의 용해는 각 금속을 미리 계산된 양씩 도가니에 배합 장입하여 고주파유도로에서용해하였고, 50g의 주괴를 얻었으며, 시편을 제작할 때는 이 주괴를 다시 용해, 주조하여 시험에 요구되는 시편으로 제작하였다. Table 2, 3은 시료합금의 화학조성을 나타낸 것이다.

Table 1. Chemical comosition fo Fe-12% B*

Size(mm)	Chemical composition(in weight percent)						
	B	C	Si	Mn	Al	P	S
0.5～5	11.7	0.44	0.63	0.34	0.03	0.023	0.009

*失作製鐵株式會社, 電爐部, 日本, 平成2年 6月21日

Table 2. Variation in B content chemical composition(in weigth percent)*

Alloy ref.	Cr	Fe	Mn	B	Si	C**	S**	Co
B 0.3	22.810	1.699	0.909	0.3	3.5	0.030	0.009	remainder
B 0.5	23.130	3.259	1.052	0.5	3.5	0.041	0.007	
B 1.0	24.291	7.231	1.073	1.0	3.5	0.078	0.011	
B 1.5	25.492	11.147	1.109	1.5	3.5	0.100	0.013	
B 2.0	26.590	15.524	1.139	2.0	3.5	0.142	0.013	

*analyzed by ICP System(ISA, JOBIN YVON, JY38PLUS, DIVISION d'INSTRUMENT S.A.)
**analyzed by carbon and sulfur analyzer(LECO CS-244, USA)

Table 3. Variation in Si content chemical composition(in weigth percent)*

Alloy ref.	Cr	Fe	Mn	B	Si	C**	S**	Co
Si 0.2	22.432	2.968	0.466	0.5	0.2	0.107	0.009	remainder
Si 1.0	22.536	3.029	0.727	0.5	1.0	0.062	0.009	
Si 2.0	24.165	3.749	0.836	0.5	2.0	0.048	0.010	
Si 3.0	23.827	3.622	0.940	0.5	3.0	0.044	0.000	
Si 4.0	23.591	4.285	0.020	0.5	4.0	0.045	0.010	

*analyzed by ICP System(ISA, JOBIN YVON, JY38PLUS, DIVISION d'INSTRUMENT S.A.)
**analyzed by carbon and sulfur analyzer(LECO CS-244, USA)

3. 시편제작

1) 인장시편

인장시편 Civjan[19] 등, Hesby[20] 등이 이용한 방법으로 치과용 Co-Cr계 주조합금에 관한 A.D.A. 제14호[2)] 규격에 맞토록 만들기 위하여 Fig 1과 같이 평행부 길이는 1 3/8inch, 직경은 0.09+0.010inch, 양단부위는 12 14개 정도 홈을 형성하였고, 양단부위와 평행부가 이행되는 부위는 반경 1/4inch가 되도록 하였다.

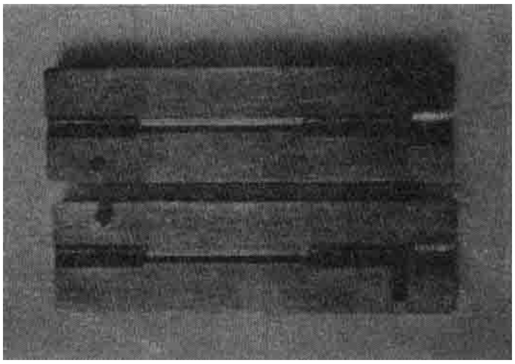


Photo 1. Split metal die for resin patten.

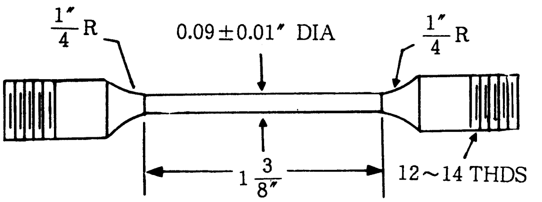


Fig 1. A.D.A. specification No.14 for the tensile test bar.

레진원형을 매몰시 용융금속의 주입로는 paraffin wax를 폭이 6.0mm가 되도록 절단하여 사용하였으며, Civjan[22,23] 등, Morris[24] 등, Hesby[20] 등이 이용한 방법과 같이 레진원형에 대하여 주입로를 수평으로 부착하였다(photo 2).

인장시편의 원형을 제작하기 위하여 photo 1과 같이 황동으로 분할평 금형을 규격에 따라 가공 제작하였다.

이 분할형 금형은 내부에 레진분리재를 붓으로 얇게 도포하고 건조시킨 다음 자가중합레진의 polymer와 monomer를 제조회사의 사용법에 따라 혼합한 후 병상단계(dough stage)에서 금형에 유합식 압력기로 가압 주입하였고, 응고되었을 때 레진원형을 금형으로부터 분리하였다.

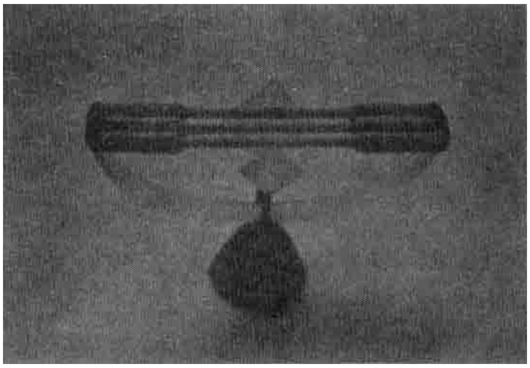


Photo 2. Resin tensile tensile test bar with horizontal sqrue.

레진원형과 주입선에 표면장력감소재를 바르고 건조시킨 다음 진공매몰기를 이용하여 매몰하였고 매몰조건, 소환, 조조 등의 방법은 Trlble 4와 같은 조건으로 시행하였다.

금속의 용융과 주조는 Harcourt[15] 등, Nakaulura[25] 등이 합금제조시 이용한 고주파 유도식 원심주조기를 이용하였으며, 이때 원심력이 모두 일정하게 작용되도록 하였고, 주조 후 실온에서 냉각시킨 후 매몰재에서 주조제를 제거하였다. 모래분사기로 시편표면의 매몰재 잔사와 산화막을 제거하고 표면을규격에 맞도록 다듬질 하였다.

Table 4. Condition on investing and burn out.

Alloy ref.	Investment (Formula, Source)	W/P	Burn-out temp.	Casting temp.
All alloys	Wiroplus* (for Co-Cr technique)	0.15	1100℃	1600℃

*Phosphate bonded investment(BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co.)

2) 경도, 내부식성 및 금속조직시편

경도시편과 내부식성 시험시편은 15×15×2mm, 금속조직시편은 10×10×2mm가 되도록 paraffin wax를 절단하여 인장시편 제작시함께 매몰, 소환 주조하여 제작하였다. 경도시편과 내부식성 시험시편은 각각 emery paper로 양표면을 #300에서 #1200까지 차례대로 연마하였고, 특히 조직검사용 시편은 비닐코팅된 동선을 연결하여 수지에 고정한 다음, #1200까지 차례대로 연마한 후 0.05㎛의 알루미나용액과 연마포를 이용하여 연마기로 최종 연마하였다.

4. 시험방법

1) 인장특성시험

Fig 1과 같이 A.D.A. 제14호 규격에 준하여 만든 시편을 Amsler 인장시험기를 이용하여 시행하였다.

Cross head speed는 5mm/min로 하였고, chart speed는 12mm/min 속도로 하여 자동기록된 응력-변형선도(應力-變形線圖)를 분석해서 0.2% 항복강도, 인장강도 그리고 연신율을 구하였다.

시험값은 각 시편당 5회 측정하여 최대 및 최소값은 제외하고 나머지의 평균값으로 하였다.

2) 경도시험

경도시첨은 Civjan[19~22] 등 Taylor[26] 등이 이용한 방법과 A.D.A.규격 14호에 명시한 바와 같이 Rockwell 경도측정기를 이용하였고, 측정반에 시편을 고정한 다음 30kg의 하중을 가하여 (R-3ON)을 가하여 각 시편당 12회를 측정해서 최대치와 최소치를 제외한 나머지의 평균치를 경도치로 하였다.

3) 내부식성 시험

내부식성 시험은 Harcourt15) 등이 Ni-Cr 합금에서 이용한 방법을 채택하였다. 15×15×2mm의 시편을 초음파 세척기에 넣고 세척을 한 다음 건조시켰고 무게를 chemical balanee로 정확히 측정한 후 5% hydrochloric acid에 넣어서 37+1℃의 항온기에 14일동안 보관한 다음 무게를 측정하여 단위면적당 손실된양으로

결과를 조사하였다.

$$\text{부식 량} = \frac{\text{초기중량-부식후 중량}}{\text{표면적}} \ (g/㎠)$$

4) 금속조직의 관찰

각 합금으로 제작하여 연마한 시편을 Morris[24] 등이 Co-Cr계 합금에서 이용한 chromic acid로 Table 5와 같은 조건하에서 electrolytic etching한 후 주사전자현미경(SEM)으로 미세조직을 관찰하였고 EDS로 점분석하였다.

Table 5. Electrolytic etching procedure*

Alloy	Volt	Time(sec)	Etchant
Vitallium (Co-Cr)	5	5.0	2%** chromic acid

*from Morris, Asgar, Rowe, Nasjleti : J. Prosthet, Dent, 41 : 388, 1979

**from Asgar, Peyton : J. Dent. Res., 40 : 63, 1961.

Ⅲ. 실험결과 및 고찰

1. CO-Cr계 합금의 기계적 성질에 미치는 B 첨가의 영향

Fig 2는 Co-Cr 합금의 B 첨가량에 따른 인장강도, 0.2% 항복강도 및 연신율의 변화를 나타낸 것이다. B량이 많을수록 인장강도의 항복강도는 급격히 증가하며, 반면에 연신율은 감소하고 있다.

이는 Ni-Cr을 기본조성으로 한 연구결과15)와도 비슷하였으나, Ni-Cr계 합금에서 B의 첨가량이 1.5% 이상일 때는 오히려 감소하여 나타나는 결과와는 상이함을 보였다.

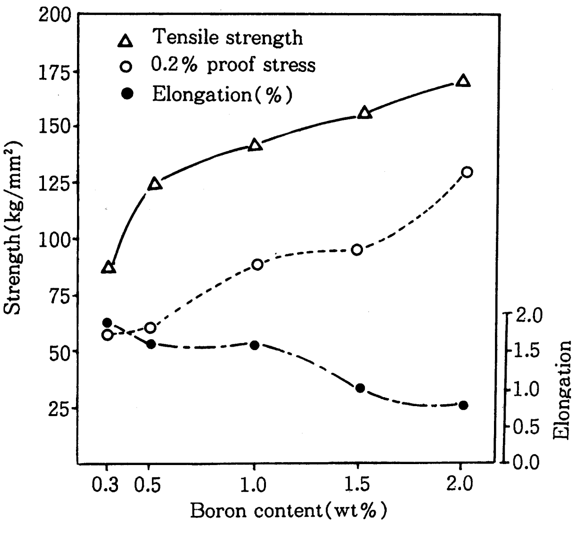


Fig 2. The effect of B on the mechanical properties of Co-Cr base alloy

Fig 3은 Co-Cr 합금의 B 첨가량에 따른 경도변화를 나타낸 것으로 B 첨가량이 증가할수록 직선적으로 상승하였다.

이와같이 B 첨가에 의해 강도나 경도 등이 상승되는 이유는 합금원소의 고용과 탄화물의 입계석출에 의해 입계 sliding을 방지하기 때문이라고 생각된다.

미국의 Armour Research Foundation에서는 Co 합금에 ' 유용한 원소는 Cr, Nb, Ta, Ti 및 Mo 등이며 S가 적은 Co를 사용하는 것이 가공성과 가단성이 크다고 했다[27]. 실용합금으로 첨가되는 Cr은 Co 중에 약 20wt%정도 고용된다.

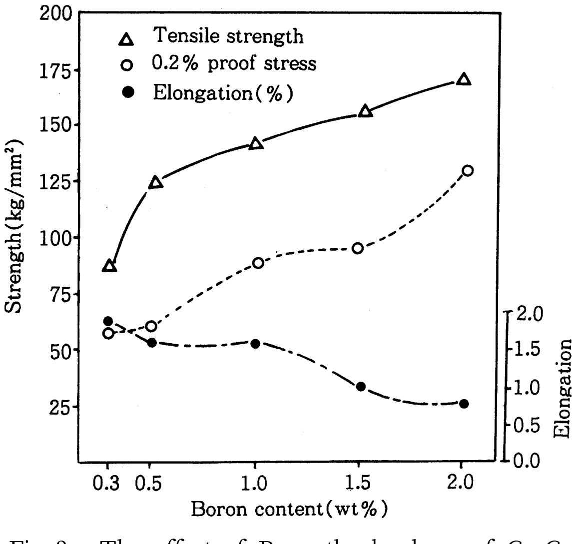


Fig 3. The effect of B on the hardness of Co-Cr base alloy

Fig 4는 Co-Cr계 상태도를 나타낸 것이다. 상태도에서 보는 바와 같이 Co는 422°C에서fcc로부터 hcp 구조로 변태하지만 고용원소에 의하여 fcc로 안정화된 Co 합금은 fcc 기지에 hop 적층결함이 형성되는 경향이 있다.

이러한 적층결함의 경향은 적층결함 에너지에 관계되며[28], 또한 Co에 함유된 합금원소에 따라 달라진다. 적층결함 에너지를 증가시키는 Ni, Fe Zr 등은 fcc 조직을 안정시키나 적층결함 에너지를 저하시키는 Cr, Mo, W 등은 hop

조직을 안정시키므로 Co에 적층결함을 일으키는 경향이 증가하게 된다. 또한 탄화물은 적층결함중에 석출하게 되며 이 석출물은 전위의 이동에 장애물로 작용하게 되므로 강화하게 된다고 생각된다.

Cr은 생체 적합성과 내식성을 향상시키기 위하여 25%정도 첨가하지만 보다 더 많아지면 α 상을 발생하여 취약해진다. Co 합금의 주된 조직은 MC 탄화물과 M23C6 탄화물을 증가시킨다. 그리고 Co가 주성분인 합금에서는 고용체 강화를 일으키고 bolide를 형성한다[29]. Boride는 M_3B_2인 tetragonal 구조이다. 따라서 B 첨가량이 많으면 강도가 향상하게 되지만 B의 양이 너무 많으면 경하고 취약한 boride를 입계에 석출하게 된다.

Allegheny-Ludlum steel corporation사에서는 Co-Cr 합금에 B를 첨가하여 개량한 합금을 만들었으나 B의 양이 많으면 가공성이 나빠진다고 하였다[27].

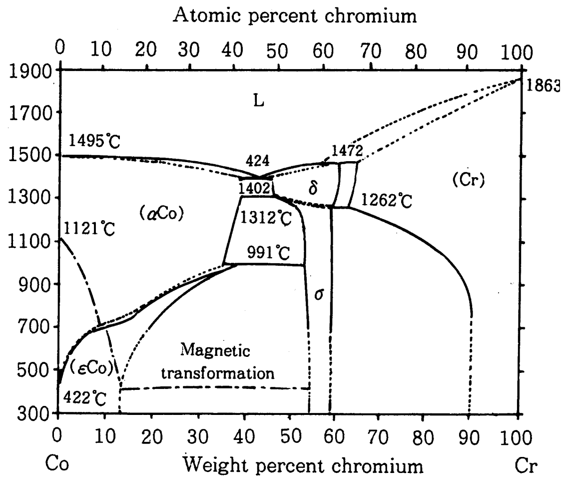


Fig 4. The phase diagraim of Co-Cr base alloy

2. Co-Cr계 합금의 기계적 성질에 미치는 Si 첨가의 영향

Fig 5는 Co-Cr 합금의 Si 첨가량에 따른 인장강도, 0.2% 항복강도 및 연신율의 변화를 나타낸 것이다.

인장강도는 Si 첨가량의 증감에 관계없이 거의 일정한 값을 나타내었으나 항복강도는 Si 첨가량에 따라 약간 감소하는 경향을 나타내었다. 연신율은 Si를 1% 첨가하였을 때 최대치를 나타내었으나, Si이 1% 이상 증가함에 따라 감소하는 경향을 나타내었다.

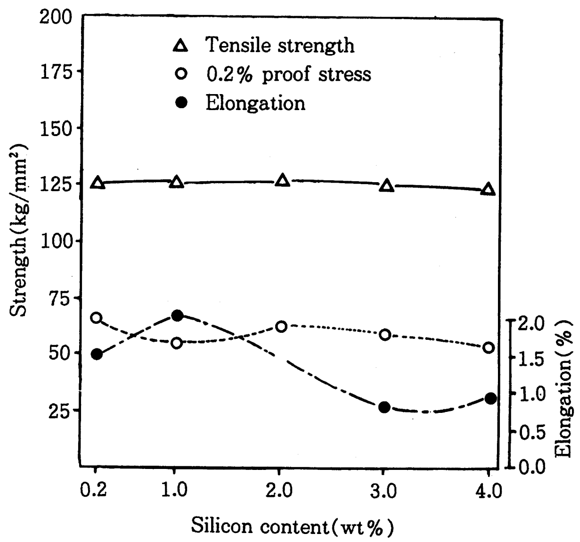


Fig 5. The effect of Si on the mechanical properties of Co-Cr base alloy.

Fig 6은 Co-Cr 합금의 Si 첨가량에 따른 경도변화를 나타낸 것으로 Si 첨가량이 증가할수록 매우 원만하게 직선적으로 상승하였다. 미와 같은 현상은 Si가 Cr이나 Mo, Co의 상온조직인 hcP를 안정화시키기 때문이며 hop 안정화에 의해 적층결함 에너지를 저하시키는데 기인한다고 생각된다.

3. Co-Cr계 합금의 내부식성

Co 중에 Cr은 내산화성을 증가시키기 위해 첨가하는데 Co-(20 30%) Cr 합금의 산화는 순수 Co 산화의 0.01%에 불과하다. 특히 Co-30% Cr 합금은 25°C에서 내식성이 우수하여 surgical implant나 dental application에 널리 이용된다[30].

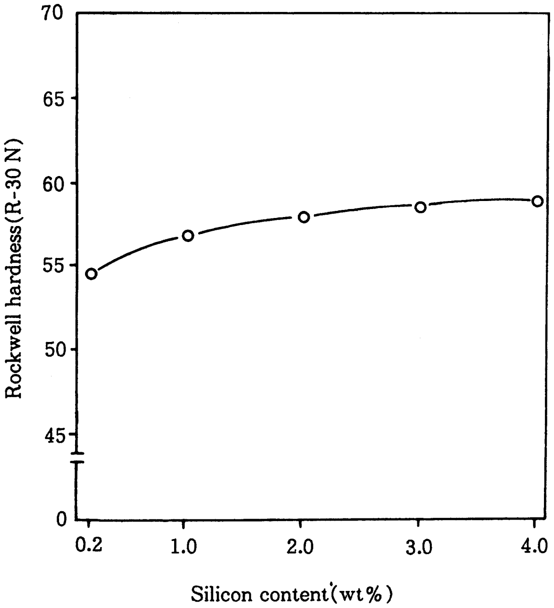


Fig 6. The effect of Si on the hardness of Co-Cr base alloy

Fig 7은 Co-Cr 합금의 B 첨가량에 따른 부식량을 나타낸 것으로 B량이 증가하면 부식량도 증가하는 경향을 보였다.

이것은 B이 γCo 중의 탄소용해도를 감소시키는 특징이 있는 까닭에 MC 및 $M_{23}C_6$등 탄화물의 석출을 증대하게 되어 내식성을 향상시키는 Cr의 영향을 감소시켰기 때문이라고 생각된다.

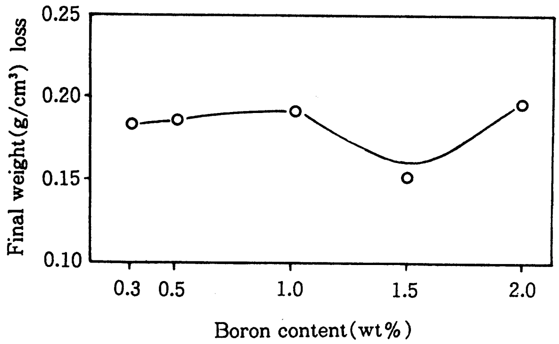


Fig 7. The effect of B on the corrosion reslstance of Co-Cr base alloy.

Fig 8은 Co-Cr 합금의 Si첨가량에 따른 부식량을 나타낸 것이다. Si량의 증가와 함께 부식량이 감소되는 경향을 보였는데 이것은 Si가 내산화성을 증대시키는 원소이기 때문이다.

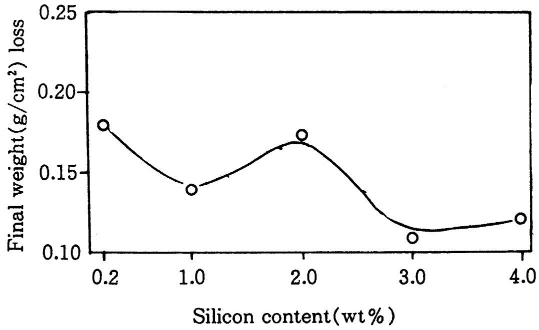


Fig 8. The effect of Si on the corrosion resistance of Co-Cr base alloy.

4. Co-Cr계 합금의 미세조직 관찰

Photo 3은 B의 양을 소량씩 변화 첨가한 Co-Cr 합금을, 주사전자현미경을 이용하여 가속전압 20kV로 관찰한 조직사진을 나타낸 것이다.

0.3% B을 첨가한 (a)는 결정입계를 따라 미세한 석출상들이 소량 형성되어 있으나, B첨가량이 0.5%로 증가된 (b)에서는 더욱 많은 석출상이 형성되어 있고, 형성된 석출상이 성장되어 있음을 보이고 있다. B을 1% 첨가한 조직 (c)을 보면 (b)에서보다 훨씬 더 석출상이 성장되어 있으며, 크게 발달된 판상 석출물도 나타나 있다. B 1.5% 이상 첨가된 (d), (e)를 보면 석출물은 더욱 성장하여 있다. 이와 같이 B의 첨가량이 증가됨에 따라 석출물이 많아지는 것은 B이 Co 중의 C 용해도를 감소시키고 탄화물의 석출을 증대시키기 때문이라고 생각된다.

Fig 9는 photo 3의 주사전자현미경사진에 나타난 matrix를 EDS로 점분석한 결과를 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 matrix는 Co를 주로한 Cr 합금임을 알 수 있다.

Fig 10은 입계에 석출된 미세한 석출상의 점분석한 결과를 나타낸 것인데 matrix와는 반대로 Cr이 주성분임을 알 수 있으며 이 석출상은 Cr 탄화물일 가능성이 크다고 생각된다.

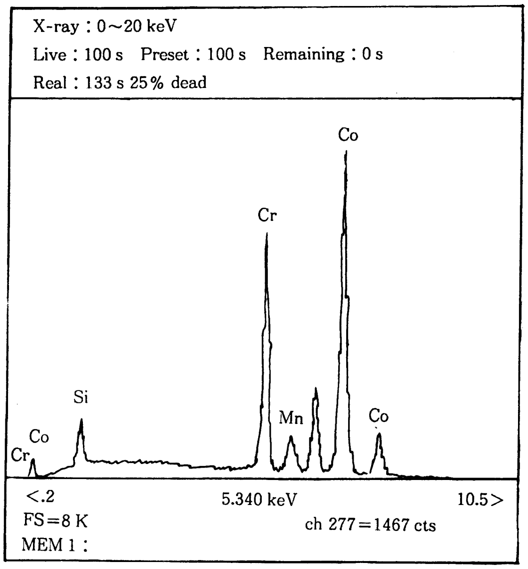


Fig 9. EDS analysis of matrix in Co-Cr-B alloy (photo 3)

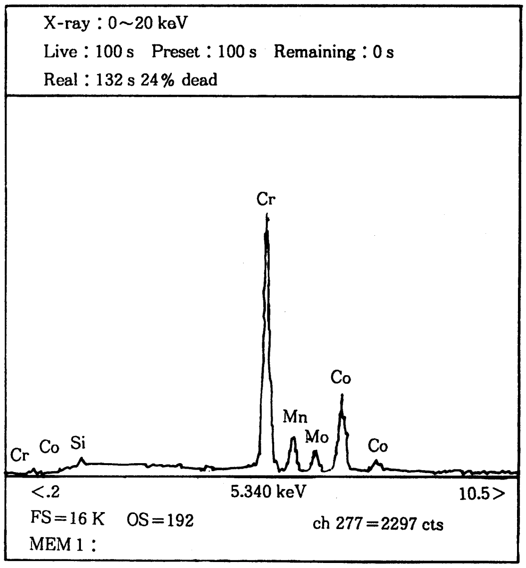


Fig 10. EDS analysis of fine precipitate in grain boundary of Co-Cr-B alloy(photo 3)

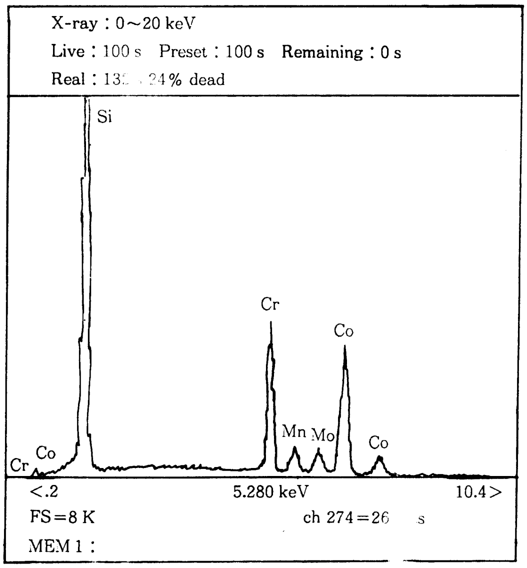


Fig 11. EDS analysis of plate precipitate in Co-Cr -B alloy(photo 3)

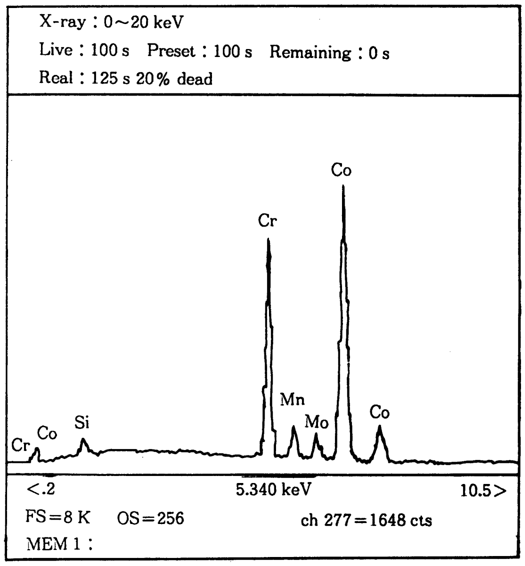


Fig 12. EDS analysis of matrix in Co-Cr-Si alloy(photo 4)

Fig 11은 photo 3의 (c)에 크게 발달된 판상 석출물을 점분석한 것인데 미세한 석축물과는 다르게 Si의 peak가 크게 나타나 있다. 이 Si를 주로한 판상 석출물은 Al-Si 합금의 공정점 부근의 조성의 주조조직에 나타난[31] 조대한 결정과 같은 조건에서 형성된 것이라 생각된다.

Photo 4는 Si를 첨가한 Co-Cr 합금을 주사전자현미경을 이용하여 가속전압 20kV로 관찰한 조직사진을 나타낸 것이다. 0.2% Si를 첨가한 (a)는 입계에 미세한 석굴상들이 소량 형성되어 있으나 Si량이 1%로 증가된 (b)를 보면 결정립이 조대화되었고 다수의 성장된 석출물이 입계를, 따라 석출되어 있다. Si를 2% 첨가한 조직 (c)는 (b)보다도 결정립이 더욱 조대화되머있어 Si량이 더욱 많아질수록 결정립이 조대화되는 경향을 보였고 석출물도 성장되었다. 이것으로 보아 Si는 결정릴을 조대화시키는 원소임을 알 수가 있었다.

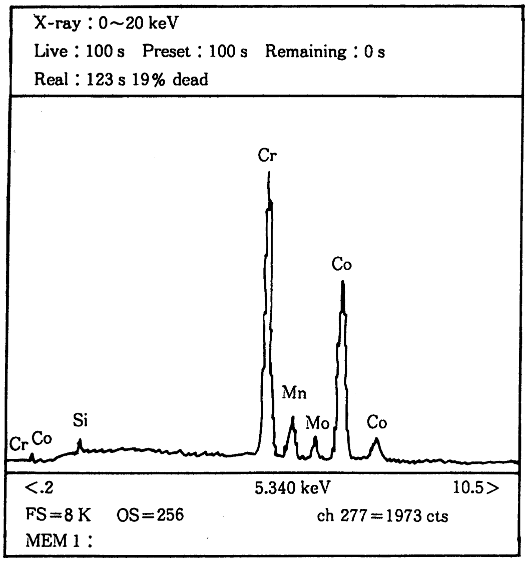


Fig 13. EDS analysis of plate precipitate in grain boundary of Co-Cr-Si alloy(photo 4)

Fig 12는 photo 4의 주사현미경사진에 나타난 matrix를 EDS로 점분석한 결과를 나타낸것인데 Co의 peak가 크게 나타났으며 Fig 9와 유사한 양상을 보여 주었다.

Fig 13은 입계에 석출된 상을 점분석한 결과이다.

이 입계석출물의 점분석 결과도 Fig 10과 같이 Cr의 peak가 크게 나타나 Cr이 주성분임을 알 수가 있었다.

Ⅳ. 결 론

Co와 Cr을 기본성분으로 하고 B와 Si를 소량씩 변화 첨가하여 이들 원소가 기계적 성질과 내부식성 및 미세조직에 미치는 영향을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

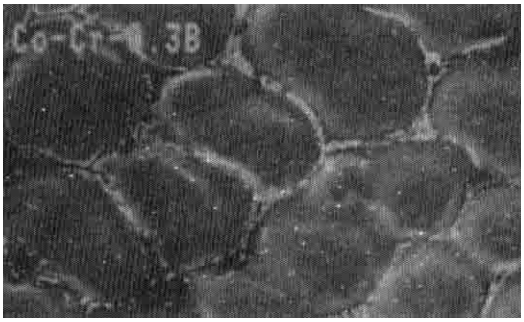
1. B의 함량이 많아지면 인장강도, 0.2% 항복강도 그리고 R-3ON 경도치는 크게 증가하였으며, 연신율은 상대적으로 크게 감소하였다.

2. Si첨가량에 따른 인장강도는 큰 변화가 일어나지 않았으며, 0.2% 항복강도는 점점 약간씩 감소하였다. 그러나 R-3ON 경도치는 Si함량이 증가할수록 약간씩 증가하였으며 연신율은 Si를 1% 첨가했을 때 최고치를 나타냈으나 Si이 1% 이상 증가함에 따라 감소하는 경향을 나타냈다.

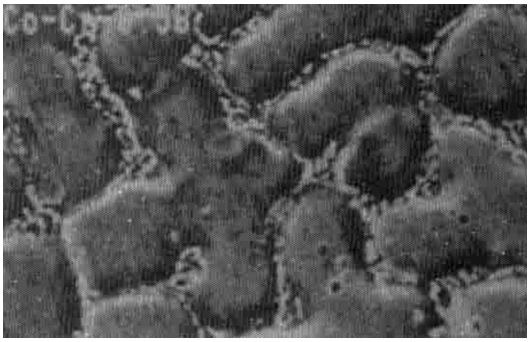
3. B의 첨가량에 따라 내부식성은 점점 낮게 나타났으며, B의 첨가량이 1.5%일 때 내부식성이 가장 좋은 것으로 나타났다. 그리고 Si의 첨가량이 많아지면 내분식성이 점점 높게 나타났으며, Si의 첨가량이 3.0% 이상일 때 내부식성이 특히 좋은 것으로 나타났다.

4. B량의 증가에 따라 입계에 석출물이 많이 형 성되 었으며, Si량이 많아지면 결정립이 조대화 되 었다.

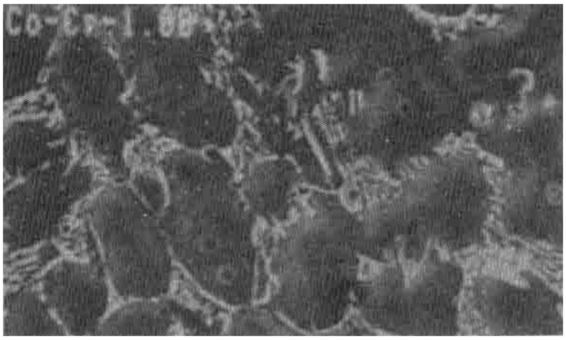
5. 합금의 matrix는 Co를 주로한 Cr 합금이었으나 입계에는 Cr을 주로하는 석출물이 형성되었다.



(a) 0.3% B



(b) 0.5% B

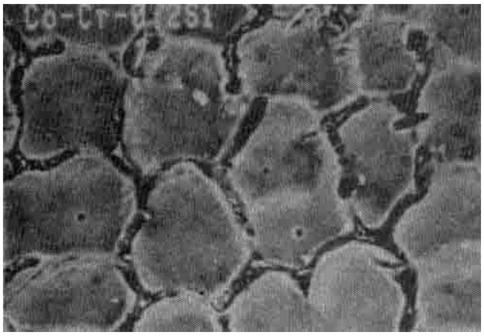


(c) 1.0% B

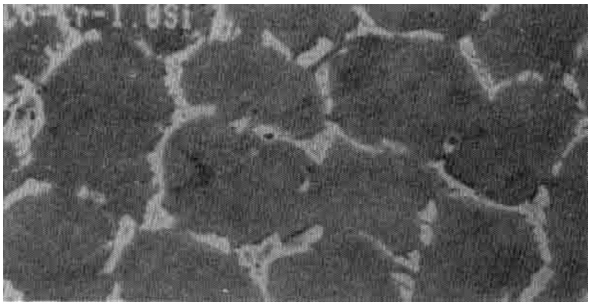
(d) 1.5% B

(e) 2.0% B

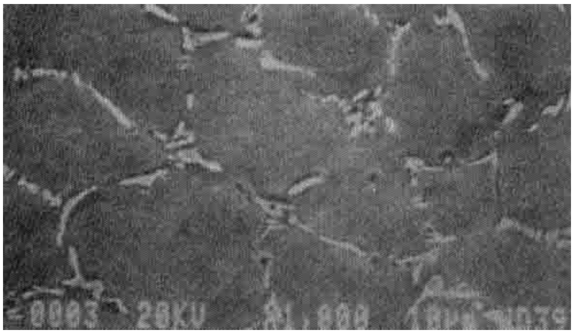
Photo 3. SEM photomicrographs of alloys with various proportions of B(×1000).



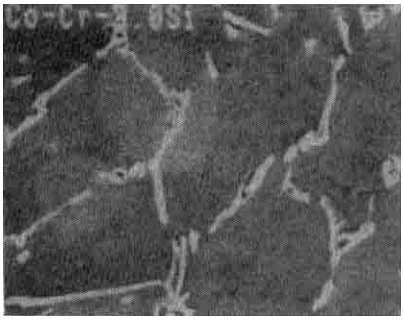
(e) 2.0% B



(e) 2.0% B



(e) 2.0% B



(e) 2.0% B

(e) 2.0% B

Photo 4. SEM photomicrographs of alloys with various proportions of Si(×1000).

참 고 문 헌

1. 조현기 : 신소재합금, 경북대학출판부, p.97, 1988.
2. Weinberger, B.W. : An introduction to history of dentistry, Vol.1, St. Louis, The C.V. Mosby Company, pp.75～76, 1948.
3. Haynes. E. : U.S. Patent Number 873, 745, Dec. 17, 1097.
4. 양훈영, 김수영 : 금속재료학, 문운당, p. 270, 1989.
5. Paffenbarger, G.C., Caul, H.J., Dickson, G. : Base metal alloys for oral restorations, JADA, 30 : 852, 1943.
6. 과금속재료(Ⅱ), 금속학회지, 제11권, 제3호 : 282, 1973.
7. Prange, C.H. : H.S. Patent Number 1909008(1933) ; 1958446(1934) ; 2135600 (1938) ; 2180549, 1939.
8. Erdle, R.W., Prange, C.H. : U.S. Patent Number 1956278, 1934.
9. Morris, H.F., Asgar, K. : Physical properties and microstructure of four new commercial partial denture alloys, J Prosthet Dent, 33 : 36, 1975.
10. 양훈영, 김수영 : 금속재료학, 문운당, p. 469, 1989.
11. Phillips, R.W. : Skinner's science of dental materials, 8 ed, W.B. Saunders Company, p. 548, 1982.
12. Elbert, C.A., Ryge, G. : The effect of heat treatment on hardness of chromium cobalt alloy, J Prosthet Dent, 15 : 873, 1965.
13. Joseph, R.L. : A survey of dental alloys, JADA, 39 : 414, 1949.
14. Ekstrand, K., Ruyter, I.E. : Etching patterns of Co-Cr alloys for bonded cast restorations, J Dent Res, 66 : 1479, 1987.
15. Harcourt, H.J., Riddihough, M., Osborne, J. : The properties of Nickel Chromium casting alloys containing Boron and Silicon, Brit Dent J, 129 : 419, 1970.
16. MacEntee, M.I., Hawbolt, E.B., Zahel, J.I. : The tensile and shear strength of a base metal weld joint used in dentistry, J Dent Res, 60 : 154, 1981.
17. Staffanou, R.S., Radke, R.A., Jendresen, M. D. : Strength properties of soldered joints from various ceramic metal combination. J Prosthet Dent, 43 : 31, 1980.
18. 양훈영, 김수영 : 금속재료학, 문운당 p.246, 1989.
19. Civjan, S., Hugut, E.F., Erhard, W.L., Vaccaro, G.J. : Properties of surgical casting alloys, J Prosthet Dent, 28 : 77, 1972.
20. Hesby, D.A., Kobes, P., Garver, D.G., Pelleu, G.B. : Physical properties of a repeatedly used non precious metal alloys. J Prosthet Dent, 44 : 291, 1980.
21. American Dental Association : Guide to dental materials and devices, ed.5 Chicago, American Dental Association, p.172, 1970 ～1971.
22. Civjan, S., Hugut, E.F., Godfrey, G.D., Lichtenberg, H., Frank, W.A. : The effects of heat treatment on mechanical properties of two Nickel-Chromium based casting alloys, J Dent Res, 51 : 1537, 1972.
23. Civjan, S., Hugut, E.F., Marsden, J.E. : Characteristics of two gold alloys used in fabrication of porcelain fused to metal restoration, J Am Dent Asso, 85 : 1309, 1972.
24. Morris, H.F., Asgar, K., Rowe, A.P., Nasileti, C.E. : The influence of heat treatments on several types of base metal removable partial denture alloys, J Prosthet Dent, 41 : 388, 1979.
25. Nakamura, M., Kawahara, H., Haeuchi, Y. : In vitro cell response to Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy containing beryllium, J Prosthet Dent, 51 : 790, 1984.

26. Taylor, D.F., Leibfritz, W.A., Adler, A.G. : Pysical properties of chromium cobalt dental alloys, J Am Dent Asso, 56 : 343, 1958.
27. 대한금속학회편 : 비철금속재료, 탑출판사, pp.272～279, 1990.
28. Kotval, P.S. : Trans. AIME, 236 : 519, 1968.
29. Mills, K., Davis, J.R., Destefani, J.D., Dietericah, D.A., Crankovic, G.M., Frissell, H.J., Jenkins, D.M. : Metal handbook, Ninth Edition Metallography and Microstructures, American society for metals, metal park, OHIO, 44073, p.334.
30. Charlie, R.B. : Heat teeatment, structure and properties of nonferrous alloys, American society for metals, p.230, 1982.
31. 양훈영, 김수영 : 금속재료, 문운당, p.418, 1989.