

도재소부용 Ni-Cr 합금의 적합성과 세포독성에 관한 연구*

경희대학교 치과대학

최 부 병 · 신 명 철**

I. 머릿말

치과용 주조금속에는 오래 전부터 금, 백금, 파라디움 및 은등의 귀금속 합금이 이용되어 왔으나 산업의 발달과 생활의 향상에 따른 이들의 수요증가와 함께 가격의 상승으로 보다 경제적인 새로운 금속의 이용이 필요하게 되었다. 이에 따라 Co-Cr이나 Ni-Cr 등의 비귀금속 합금의 개발과 이용이 급격히 증대되어 왔으며 crown이나 Bridge의 수복처치에서도 그 수요가 점차 많아지게 되었고 특히 도재소부용 합금으로서 Ni-Cr 합금을 이용하는 예가 급격히 증가되어 왔다. 이러한 도재소부용 Ni-Cr 합금의 경우에 일반적으로 물리적 성질은 금합금에 못지않게 우수하게 알려지고 있으며¹⁻⁴⁾ 특히 도재소부를 위하여 반복해서 가열되거나 용해된 금속을 재사용하는 경우 변형이 아주 적기때문에 결손부가 긴 수복물등에 더욱 좋은 임상적 결과를 얻을 수 있다고 하였다.^{5,6)} 한편 주조된 crown의 내면과 변연부의 적합성은 금합금에 비해 다소 불량하다고 하는 이유⁷⁾에서 이의 기술적인 이용방법의 개선도 많이 보고⁸⁻¹⁰⁾ 되었으며 이에 따라 변연부의 적합성도 많이 향상 되었다. 그러나 이러한 Ni-Cr 합금은 치과용 수복재료가 지녀야 할 가장 중요한 성질중의 하나인 생물학적인 적

합성에서는 금합금에 비하여 많은 문제가 제기 되었으며 특히 니켈의 알레르기 및 독성에 대한 문제도 많은 논란의 대상이 되었고,^{11,12)} 더우기 합금을 위하여 첨가된 금속들 중에서도 베릴리움과 같은 물질의 발암성 및 독성에 대한 문제는 금속공해의 차원에서 많은 연구가 있었으며 이러한 문제를 없애기 위하여 합금조성에 대한 많은 연구로, 물리적 성질과 함께 생체에 있어서 안정된 금속재료로서 이용될 수 있도록 연구 개량되어 왔다.¹³⁻¹⁵⁾

이와같은 비귀금속의 주조용 수복재료의 세계적인 연구개발과 임상적 이용에 더불어 국내에서도 현재 비귀금속 합금의 이용이 날로 증가되고 있으며 특히 도재소부용 합금에서는 금합금의 높은 가격 앙동으로 더욱 그 이용이 증가되고 있는 실정이다. 이에 한국 과학 기술 연구소에서 의료용 금속재료의 국산화에 관한 노력의 일환으로 베릴리움을 함유하지 않은 도재소부용 Ni-Cr 합금을 개발하여 이의 조성과 물리적 성질은 이미 보고¹⁶⁾ 되었으나 주조 및 도재소부후의 crown 내면 및 변연의 적합성 및 생물학적 영향에 대한 연구는 보고된 바 없어 본 연구에서는 국산화된 도재소부용 Ni-Cr 합금과 현재 국내에서 수입되어 사용되고 있는 합금들의 주조 또는 도재를 소성한 다음의 crown 내면 및 변연의 적합도를 비교 검토 하였으며 생물학적인 적합성을 연구할 목적으로 조적배양법에 의한 세포 독성을 검토하여 다음과 같은 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

(※ 본 연구는 1981년도 산학협동재단 학술 연구비에 의하여 이루어졌음)
** 한국 과학 기술 연구소 재료시험 연구실

II. 실험재료 및 방법

1. 주조관의 적합도

본 실험에서는 Ni-Cr계 합금으로 미국 Jeneric Gold회사의 R금속을 사용하였으며 이를 한국 과학 기술 연구소에서 개발 보고한 도재소부용 Ni-Cr합금(이하 K금속)과 함께 주조후 및 도재소부후의 지대치와의 적합도를 각각 계측하여 비교 검토하였다.

1) 지대치 제작

지대치로는 상악중절치를 실험대상 치아로 선정하였으며 이를 위하여 동일한 규격의 지대치의 제작이 용이하고 경도가 상아질과 유사하다고 보고된^{17,18)} Epoxy수지의 인공치아에 도재소부용 전장판을 위한 지대치 형태를 형성하였고 변연부는 협측에 Beveled Shoulder 설측에 Chamfer로 하였다.

2) Crown 제작

먼저 주조관을 제작하기 위하여 납형채득은 지대치가 형성된 Epoxy모형상에 통법⁸⁾에 따라 Die spacer인 Tru-fit(George Taub Co.)을 변연상부 1.0mm 까지 도포하고 채득하였으며 모든 납형은 내부응력을 이완시키기 위하여 실온에서 24시간 동안 모형상에서 분리하지 않고 방치하였으며 매물전에 변연부의 적합상태를 재조정하는 다음 매물시 기포를 방지하기 위하여 표면활성제를 도포하였고 인산매물제(Whip-Mix Co.)를 사용하여 제조회사의 지시에 따라 매물하고 주조하여 metal coping 을 제작하였고 여기에 도재를 축조하고 소부하여 도재전장판을 완성한 다음 각 15개씩 지대치에 장착 하고 Cyanoacrylate로 고정하였다.

3) 계측방법

장착된 전장판과 Die는 Epoxy 수지에 매물하고 절단기(Buehler Co.)를 사용하여 협설적으로 치아 장측에 평행되게 중앙부를 절단한 다음 Fine Grinder(Buehler Co.)와 Diamond paste를 이용하여 최종연마하였고 이를 Optical comparator(Shinko Seiki Co.)를 사용하여 각 계측점(Fig. 1)을 계측하였다.

2. 조직배양실험

본 실험에서는 각 금속 시험편에 대한 접촉세포의 형태적인 관찰과 함께 증식율을 산정하였고 이를 시험편을 넣지않은 정상세포와 비교 검토 하였으며 이를 위

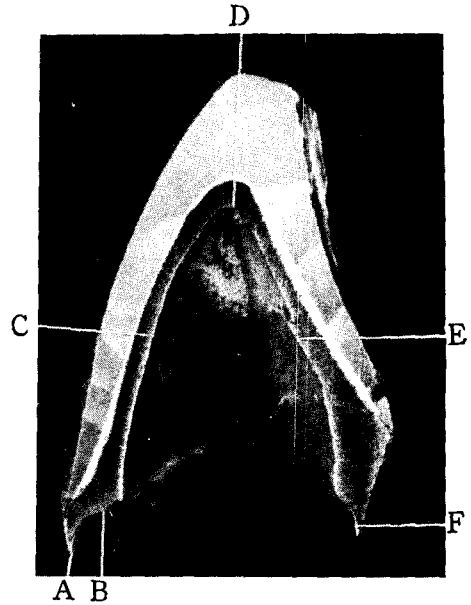


Fig. 1. The measuring space of crown and die interface

하여 mouse subcutaneous fibroblast에서 주화한 L-929세포를 국립 보건원에서 분양받아 Falcon plastic ware(75cm²)에 stock culture하였으며 배지로는 Minimum Essential Medium(MEM, Gib co.)에 5%의 Fetal bovin serum(FBS, Gib co.)과 penicillin 100 I unit/ml, streptomycine 100mg/ml 및 Fungizone 0.25mg/ml을 넣어 사용하였고 4일에 한번씩 배지교환을 시행하였다.

1) 금속 시험편 제작

세포배양실험에 사용한 금속의 시험편은 실험 방법에 따라 2가지 형태로 하였으며 먼저 세포 증식율을 보기위한 시험편의 형태는 본 실험에서 세포배양에 이용된 용기인 Lymbro plate의 각 well 밑바닥 크기에 맞게 직경 16.0mm 두께 1.0mm의 disk형태의 납형을 채득하였으며 시험편과 접촉된 세포의 형태적 관찰을 위하여는 굵기 6gauge의 반원형 casting wax를 사용하여 길이가 16.0mm되도록 납형을 완성하였으며 이를 각각 인산제 매물제인 Ceramigold(Whip-Mix Co)에 매물하여 주조한 다음 AA-600(JIS규격)의 sand paper를 사용하여 최종 연마하였다. 한편 본 실험에 사용된 금속은 미국 Generic Gold 회사의 R금속과 Aalba Dent회사의 V금속 및 한국 과학 기술연

구소에서 개발한 도재소부용 Ni-Cr합금¹⁶⁾(이하 K금속)이었으며 연마된 각 주조시편은 금속내에 부착된 불순물 제거를 위하여 증류수에 10분간 끓인 다음 키시렌과 알콜에 청소하고 멸균소독한 다음 실험에 사용하였다.

2) 세포의 증식도

Falcon plastic ware에 stock culture된 L-929 세포를 일부 분리하여 4일간 subculture 한 다음 이를 세포증식도 실험에 사용하였고 배양시작후 2일, 4일 및 7일 후에 1ml 중의 viable cell의 핵수를 계산하였다. 실험시작시의 세포수는 3.2×10^4 cells/ml이었으며 Lymbro plate용기 밑바닥에 disk형의 금속시편을 넣고 각 2ml씩 세포를 분주하였고 37°C의 5% 탄산가스 항온기에서 7일간 계속 배양하면서 각 시기의 viable cell의 수를 산정하였다. 이때 cell harvest에는 0.25% trypsin용액을 사용하였으며 harvest된 세포용액에 0.2% trypan blue 용액을 동량 가한 다음 hemocytometer상에서 현미경으로 관찰하였다.

3) 세포의 형태관찰

각 시편에 의한 배양세포의 형태적 영향을 관찰하기 위하여 길이 16.0mm 굵기 6gauge의 반원형 주조시편을 Lymbro plate의 각 well 밑바닥에 밀착되도록 한 다음 5.0×10^4 cells/ml의 세포를 각 2ml씩 분주하고 37°C의 5% 탄산가스 항온기에서 7일간 배양하면서 금속시험편과 접촉된 세포의 형태를 inverted microscope(NIKON)상에서 200배로 관찰하고 사진촬영하여 각 시편간의 세포 독성도를 비교 검토하였다.

III. 실험성적

1. 주조관의 적합도

주조관의 주조직후 및 도재소부후의 각 부위별 지

Table 1. The measuring distance between crown and die of each point before and after ceramic bonding(μ)

measuring point		A	B	C	D	E	F
R	As Cast	55.54±11.51	60.82±12.28	45.96±6.79	74.27±9.22	46.96±5.02	49.05±3.26
	Bake up	64.71±10.16	69.36±10.67	50.18±4.80	94.88±12.16	49.29±7.20	55.41±5.71
K	As Cast	55.93±6.92	62.57±6.33	49.06±3.51	78.43±7.33	50.06±5.54	50.28±6.85
	Bake up	67.35±8.68	71.15±7.81	51.85±4.28	96.35±5.53	52.36±4.74	54.15±6.87

Confidence limit of population mean (5% level of significance)

대치와의 내면간격량은 Table 1과 같으며 이중 절단단부(D)에서 R금속이 94.88±12.16 μ K금속이 95.35±5.53 μ 으로 도재소부후 간격량이 가장 컸으며 측면부의 간격량은 협면부(C)에서 R금속이 도재소부전에 45.96±6.79 μ , 소부후에 50.18±4.80 μ 이었으며 K금속이 도재소부전에 49.06±3.51 μ 소부후에 51.85±4.28 μ 이었고 설면부(E)에서는 R금속에서 도재소부전 46.96±5.02 μ , 소부후에 49.25±7.20 μ 이었으며 K금속이 도재소부전에 50.06±5.54 μ 소부후에 52.36±4.74 μ 으로 변연부(A,B,F)나 절단부(D)에 비하여 가장 적은 간격량을 보였다. 변연부중에서 shoulder부위(B)는 R금속이 도재소부전에 60.82±12.28 μ , 소부후 69.36±10.67 μ 이었고 K금속이 도재소부전에 62.57±6.33 μ , 소부후에 71.15±7.8 μ 로써 협면의 bevel부(A)나 선면의 chamfer부(F)보다 다소 큰 간격량을 보였다.

2. 세포독성

1) 대조군

Lymbro plate의 multi-dish에 3.2×10^4 cells/ml의 L2세포 부유액을 2ml 분주한 다음 시편을 넣지 않은 정상배양 세포의 증식상태를 관찰하여 본 결과 세포는 배양액내에서 점차 가라앉아 약 2시간 후에는 plate의 밑바닥에 대부분 착상하였고 그후 세포는 round form에서 시간의 경과에 따라 spindle, triangular, polygonal 및 ameboid의 상태로 그 형태가 많이 변화되었으며 배양 24시간에서 48시간에 걸쳐 monolayer를 형성하였고 시간의 경과에 따라 점차 세포의 밀도가 증가되었다. (Fig 2-1) 한편 세포의 증식은 Fig. 3과 같고 실험시작때의 3.2×10^4 cells/ml의 세포수가 2일 후에는 5.00×10^4 cells/ml, 4일후 10.18×10^4 cells/ml이었고 7일 후에는 18.70×10^4 cells/ml로 증가되어 배양용기내에 과밀한상태가 되었다.

2) 실험군

각 시험에서 주위세포의 형태를 관찰하여 본 결과 먼저 V금속에서 실험개시 2일 전후에 가장 특이한 변화를 보였으며 시험편 주위의 대부분의 세포는 cytoplasmic process가 수축되고 그 형태가 둥글게 되었고 핵은 심하게 농축되었으며 이와같은 변성반응은 거의 전세포에 걸쳐 확산되는 경향을 보였다. (Fig 2-6)

그러나 이와같은 반응은 시간의 경과에 따라서 점차 회복되어 7일 후에는 시험편 주위의 일부 세포를 제외하고는 비교적 정상적인 형태를 나타내었다. (Fig 2-7).

한편 R금속과 K금속의 경우는 그 반응이 서로 유사하였으며 2일 후 세포의 lysis 정도는 V금속에 비하여 미약하였고 시험편 주변의 일부 세포에서만 Cytoplasmic process가 수축되고 둥글게 되었으며 비교적 정상적인 세포의 형태도 많이 관찰되었다. (Fig 2-2,4) 7일이 경과된 R 및 K금속시험편 주위의 세포 형태는 V금속의 경우와는 달리 대부분의 세포에서 lysis의 형태를 볼 수 없었으며 대조군인 정상세포와 거의 같은 형태로 관찰되었다. (Fig 2-3,5).

한편 각 시험편에 대한 세포의 증식도 (Fig.3)를 비교하여 본 결과 V금속의 경우 실험시작시의 $3.2 \times$

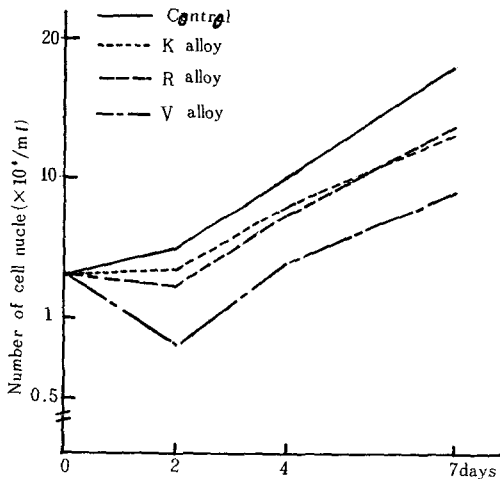


Fig. 3. Effect of tested alloys upon the multiplication of L-strain fibroblast

10^4 cells/ml의 정상세포의 수가 2일 후 평균 0.93×10^4 cells/ml로 크게 감소되었으며 4일 후에는 3.88×10^4 cells/ml이었으며 7일 후에는 8.75×10^4 cells/ml로 실험 시작때보다는 다소 증가되었으나 대조군의 경우와 크게 차이를 보여 그 증식이 억제되는 경향을 나타내었다. R금속의 경우 2일 후 배양세포의 수는 2.50×10^4 cells/ml로 다소 감소되는 경향을 보였으나 4일 후 7.41×10^4 cells/ml로 증가되었고 7일 후에는 13.13×10^4 cells/ml로써 배양초기의 미약한 세포 억제현상을 보였다. 한편 K금속에서는 2일 후 3.75×10^4 cells/ml이었고 4일 후 8.21×10^4 cells/ml로 그 수가 증가되었으며 7일 후에는 13.12×10^4 cells/ml로 R금속과 비슷한 결과를 나타내었다.

VI. 총괄 및 고찰

보철에 의한 수복치료에 사용되는 금속은 치아수복물로서의 물리적인 특성을 갖고 있어야함은 물론 주조후 지대치와의 적합도가 크게 요구되고 있으며 더우기 새로운 금속의 개발 및 사용에는 인체 조직에 대한 자극성 및 독성 등 생체의 적합성이 더욱 중요하게 생각 되고 있다. 주조관의 적합성에 관한 연구에서 금속의 체적변화에 따른 적합도의 차이에 관하여는 많은 연구가 있었으며,^{18,20} 금속의 조성에 따른 차이가 있고 더우기 Ni-Cr계 합금은 금합금의 경우보다 주조 수축이 커서 적합불량의 원인이 되기 쉽다고 알려져 왔다.^{7,21,22} 이에 따라 적합성향상을 위한 기술적인 노력이 많이 시도되어 좋은 결과가 발표되었으며²³ 이중에서도 die spacer를 이용한 relief방법의 결과는 금합금에 비교 될 수 있는 변연부의 우수한 적합을 보였다고 보고 하였다.^{8,9,10} 따라서 본 연구에서는 새로 개발된 Ni-Cr합금(K금속)의 변연 및 내면적합성을 검토하기 위하여 현재 임상에서 많이 이용되는 방법인 die spacer를 이용한 내면 relief를 시행하였으며 이를 현재 국내에서 가장 많이 사용하는 R금속과 비교 검토하였다. 그 결과 주조 후 및 도재 소부후의 각 부위의 내면 간격량은 Table 1과 같았으며 relief의 결과에 따라 절단부(D)에서 가장 큰 간격량을 보였고 측면부(C)의 간격량은 비교적 적었고 변연부(A,F.)에서는 약 50μ 정도의 간격량으로 임상적으로 양호한 적합상태를 나타내었다. 한편 비교

된 두 금속간의 특이한 적합성의 차이는 볼 수 없었으며 이들의 결과는 이미 연구 보고된 Ni-Cr계 합금의 경우와 큰 차이가 없었다.

금속의 생물학적 적합성을 평가하기 위한 방법으로 조직배양법을 이용하였다.

인체에 사용되는 의료재료는 이의 독성 및 생체적합성등 그 안전성이 크게 문제시 되고 있으며 이러한 성질을 평가하는 방법에는 여러가지가 이용되고 있으나 이중에서도 세포배양법은 1934년 Menegaux,²⁴⁾ 등의 금속의 세포독성에 관한연구와 1941년 Campbell²⁵⁾ 등의 의과용 재료로서 금속의 이용등의 연구이래 가장 효과적인 방법의 하나라고 알려져 이에관한 많은 연구가 있었으며 치과의학에서도 川原²⁶⁾ 등의 해 치과용 금속이 배양세포에 미치는 영향에 관한 연구가 시도된 이후 많은 연구²⁷⁻³³⁾가 진행되어 왔다. 이러한 연구들의 결과로 치과 재료가 생물학적요건을 충족시키기 위해서는 독성과 주위 조직에 자극성이 없어야하며 구강내에서 변형되거나 부식되지 않고 특히 발암성 등의 염려가 없어야 된다고 강조되고 있으며 이와같은 관점에서 1965년 IADR 과 1967년 FDI에서 치과재료의 생물학적 규격화의 필요성이 강조되어 이에 관한 위원회가 구성되고 특히 FDI에서는 이러한 검사방법으로 첫째, 시험관내에서의 조직배양에 의한 생물학적 검사법 (level I). 둘째, 동물의 치아 및 인접조직을 대상으로한 검사법 (level II). 셋째, 임상에서의 관찰 (level III) 등의 3단계 검사가 필요하다고 하였다.³⁴⁾

이에따라 본 실험에서는 도재소부용 합금으로 개발된 Ni-Cr합금인 K금속을 현재 국내에서 많이 사용되고 있는 R금속과 V금속과 함께 level I의 방법에 따라 서로 비교 검토하여 배양세포에 대한 독성여부를 관찰할 목적으로 세포의 증식도를 산정하였고 시험편 주위 세포의 형태적 변화를 관찰하였다. 그 결과 세포의 증식도 실험에서 실험 개시 2일 경과 후에 정상군에 비하여 모든 시험에서 세포의 증식이 억제된 상태를 보였으며 특히 V금속의 경우 세포의 수가 실험 개시 보다도 현저히 감소되어 심한 lysis가 일어났음을 추정할 수 있었으며 이는 세포의 형태적 관찰에서도 확인될 수 있었다. 한편 K금속과 R금속 간에는 큰 차이가 없어 시험편주위의 일부 세포에서만 lysis가 있었음을 볼 수 있었다. 그러나 시간 경과에 따라 7일 후에는 세포의 증식도 실험에서 K금속과 R금속의 경우 정상군과 같은 세포수에는 미치지 못하

였으나 그 증식이 양호하였으며 형태적 관찰에서는 정상적인 세포의 증식상태가 확인되었다.

V금속에서도 세포의 증식이 4일 후와 7일 후에서 점차 증가됨을 볼 수 있었으나 다른 금속의 증식양에는 미치지 못하였고 형태적 관찰에서도 2일 후의 심한 lysis가 일어났던것 보다는 많이 회복되어 시험편주위의 일부 세포를 제외하고는 정상적으로 세포가 증식되었음을 볼 수 있었다. 이와같은 결과는 실험초기에 금속의 독성에 의하여 세포의 증식이 다소 억제된 현상이 있었음을 추정할 수 있었으며 특히 V금속의 경우는 독성이 심하게 나타났음을 볼 수 있었다. 그러나 시간이 경과함에 따라 점차 독성이 감소되어 세포증식에 크게 억제력을 주지 못하였다.

일반적으로 Ni-Cr계 합금의 조직에 대한 자극성 여부는 많은 관심의 대상이 되어 왔으며 니켈의 알레르기를 비롯하여 이의 세포 독성이 크게 문제가 되었고 川原의¹⁵⁾ 연구에 의하면 니켈의 강한 세포 독성은 Ni-Cr합금에서 크롬의 양의 증가와 함께 그 독성이 감소되어 25% 이상 도달되면 완전히 소실되었다고 보고하였으며 따라서 이와같은 합금은 기타 첨가된 금속의 양과 그 조성에따라 그 안전성이 크게 좌우된다고 하였다.

본 실험에 사용된 R금속은 그 안전성에 관한 생물학적 평가와 임상적 평가가 이미 연구보고³⁵⁾되어 안전성이 확인되었으며 본 연구에서도 비교된 K금속과 함께 양호한 세포증식이 관찰되어 안전성이 인정되었다. 그러나 배양초기에 일부 세포증식의 억제 현상이 있었으며 이는 川原의¹⁵⁾ 보고와 같이 합금된 첨가금속의 일부 영향도 고려될 수 있으나 주조 금속내의 매물재료로부터의 불순물 오염등에 의한 영향도 전혀 배제할 수 없기 때문에 이에관한 문제는 추후 계속 연구 되어야 할것으로 생각된다. 한편 V금속의 경우 비교된 다른 금속에 비하여 초기에 심한 세포 독성을 보였고 그 영향이 다소 지속된 것은 같은 Ni-Cr계 합금이라도 그 조성의 차이에 기인된것이 아닌가 생각되며, 이는 특히 V금속에 비교적 많이 함유된 것으로 알려진 베릴리움과 같은 금속에서 더욱 논란의 대상이 되고 있다. 일반적으로 치과용 비귀금속 합금에는 제조회사에 따라 다소의 (0.43~1.8%) 베릴리움이 첨가되어 사용되어 왔으며³⁵⁾ 이는 합금의 결정입자를 좋게하고 강도와 용점을 조절하여 주조를 쉽게하고 특히 도재소부용 금속에서 그 적합성을 향상시킬 목적으로 이용되었다. 菱田³⁶⁾의 연구에 의

하면 베릴리움이 2.0%까지 첨가된 합금에서는 세포의 형태변화에 큰 차이가 없었으나 3.0% 첨가된 실험군에서는 시편주위 세포에 명확한 변성이 인정되었으며 더우기 100%베릴리움에서는 강한 세포 변성을 확인할 수 있었다고 하였다. 또한 Moffa¹⁴⁾ 등은 베릴리움은 주로 금속의 용해, 삭제 및 압연등의 조작에서 이의 분말이나 증기가 인체에 흡입됨으로써 독성의 위험을 줄 수 있으므로 사용하는 치과의사나 기공실에서 특히 환기에 충분한 주의가 필요하다고 보고하였다. 본 연구에 사용된 K금속은 베릴리움이 전혀 함유되지않은 금속으로 V금속과는 조성에 차이가 있으며 실험결과 나타난 세포증식에 관한 차이는 그 원인을 명확히 규명하기는 어려우나 위에서 설명된 바와 같이 첨가된 금속의 내용과 그 양에 따라서는 많은 영향도 줄 수 있다고 생각되기 때문에 이와 같은 문제는 더욱 많이 연구되어 좀 더 명확히 밝혀져야 한다고 사료된다.

V. 결 론

도재소부용 Ni-Cr합금의 주조 및 도재소부후의 지대치에 대한 내면 적합성 및 세포 독성을 검토하기 위하여 현재 많이 사용되고 있는 미국 Generic Gold회사의 R금속 및 Aalba Dent 회사의 V금속과 새로이 한국 과학 기술 연구소에서 개발한 금속을 서로 비교 검토한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 주조관의 주조직후 및 도재소부후의 각 부위별 지대치와의 내면 간격량은 절단부에서 가장 컷고 측면부가 가장 적었으며 그 다음이 변연부의 Bevel 이나 Shoulder의 순이었다.

2. 비교된 금속간의 적합도는 서로 큰 차이가 없었다.

3. R금속이나 K금속은 실험시작 2일 경과된 시편에서 다소의 세포증식 억제현상이 보였으나 4일 및 7일 후에는 정상적으로 회복되었다.

4. V금속은 실험시작 2일 후 실험금속중에서 가장 심한 세포독성을 보였으며 4일 및 7일 후에는 서서히 회복되었으나 정상군에는 미치지 못하였다.

참고문헌

1) Huget, E. F., Dvivedi, N. and Cosner, H. E. : Pro-

erties of two Ni-Cr crown and bridge alloys for porcelain veneering, J. Amer Dent Assoc. 94 :87-90, 1970.

2) Huget E. F., Civijan, S. and Dvivedi, N. N.: Characterization of two newly developed Ni-Cr alloys, J. Dent. Res. (special issue) 53:328, abstract, No. 733, 1974.

3) Moffa, J. P., Lugassy, A. A., Guckes, A. D. and Gentleman, L. : An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneer. Part 1: physical properties, J. Prosthet. Dent. 30:420-421 1973.

4) 金椿鎮, 崔富昞: 鑄造方法이 陶材焼付用 Ni-Cr 合金의 機械的性質에 미치는 影響에 關한 研究, 慶熙齒大論文集, 2:239-246, 1980.

5) Hesby, D. A., Kobes, P., Garver, G. D. and Peller, G. B.: physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy, J. Prosthet. Dent., 44:291-293, 1980.

6) 金聖日, 金春鎮, 朴南洙, 韓武鉉: 陶材焼付用 Ni-Cr 合金의 再鑄造가 物理的 性質에 미치는 影響에 關한 研究, 대한 치과 보철학회지, 19:55~59, 1981.

7) Eden, G. T., Franklin, O. M., Powell, J. M., Ohta, Y. and Dickson, G.: Fit of porcelain fused to metal crown and bridge castings, J. Dent. Res., 58:2360-2368, 1979.

8) Eames, W. B., O'Neal, S. J., Monterio, J., Miller, C., Roan, J. D. and Cohen, K. S.: Techniques to improve the seating of castings, J. Amer. Dent. Assoc., 96:432-437, 1978.

9) Ishikiriyama, A., Oliveira, J. F., Viera, D. F. and Mondelli, J.: Influence of some factors on the fit of cemented crowns, J. Prosthet. Dent., 45:400-404, 1981.

10) 禹和炯, 崔富昞: Ni-Cr系 鑄造冠의 適合度에 關한 實驗的 研究, 慶熙齒大 論文集, 3:395-401, 1981.

11) Bergman, m., Bergman, B. and Söremark, R.: Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys, J. Oral Rehabilitation, 7:325-330, 1980.

- 12) Bergman, B., Bergman, M., Magunusson, B., S-
öremark, R. and Toda, Y.: The distribution of
nickel in mice, An autoradiographic study, *J. Oral
Rehabilitation*, 7:319-324, 1980.
- 13) Sehinz, H. R. and Vehlenger, E.: Der Metalkrebs,
Ein neues prozyp der krebsergengung, *Zeitschr.
Krebsforsch*, 52:425-436, 1942.
- 14) Hoffa, J. P., Guckes, A. D., Okawa, M. T. and
Lilly, G. E.: An evaluation of nonprecious alloys
for use with porcelain veneers, Part II, Ind-
ustrial safty and biocompatibility, *J. Prosthet.
Dent*, 30:432-441, 1973.
- 15) 川原春幸:冠用および陶材焼付用ニ ツケル・クロ
ム合金の 現況および問題点, 特に生物学的 適合性
および鑄造精度 を 中心に, *齒科技工*, 8:249 ~
262, 1980.
- 16) 申明澈, 李圭煥, 玄道彬:医療用金属材料의 國
産化에 關한 研究 (II), *齒科用補綴材料, 韓國 科
学 技術 研究所*, 1980.
- 17) 官内修平:金屬焼付ポーセレン冠の 適合性 に關
する研究, *補綴誌*, 20:63-86, 1976.
- 18) Sanad, M. E. E., combe, E. C. and Grant, A. A. :
Hardening of model and die materials by an ep-
oxy resin, *J. of Dent.*, 8:158-162, 1980.
- 19) Schnell, P. J., Mumford, G. and phillips, R. W. :An
evaluation of phosphate bonded investments used
with a high fusing gold alloy, *J. Prosthet. Dent*,
13:324-335, 1963.
- 20) Fusayama, T. :Synthetic study on precision den-
tal casting, *Bul, Tyokyo med. Dent. Univ.*, 11:165
-205, 1964.
- 21) Bauer, R. W. and Eden, G. T. :NADL Survey of
casting alloys in commercial dental laboratories,
J. Dent. Res., 56(Special issue B) B214, June,
1977.
- 22) Bauer, R. W. :Survey on the use of casting all-
oys in commercial dental laboratories, Part II :
Ceramic alloys, *Nat. Assoc. Dent. Lab, J.* 24:8-15
1977.
- 23) Landesman, H. M., de Gennaro, G. G. and Martin-
off, J. T. :An 18-month clinical evaluation of se-
miprecious and non-precious alloys restorations,
J. Prosthet. Dent., 46:161-166, 1981.
- 24) Menegaux, G., Odiette, D. and Möyse, P. :Action
cytotoxique de quelques métaux sur la tissue
osseux, *Presse med.*, 42:1844-1848, 1934.
- 25) Campbell, E., Meirowsky, A. and Hyde, G. :Stud-
ies on the use of metals in surgery, *Ann. Surg.*,
114:472-479, 1941.
- 26) 川原春幸, 塩田正久, 山川泰:間胚細胞に反ばず齒
科用 金屬の 影響, *齒科医学*, 18:343-348, 1955.
- 27) 山本広之:組織培養法による齒科用 金屬の 細胞
毒性に 關する実験的 研究, *東邦医学会雑誌* 13:
190~204, 1966.
- 28) 山上哲賢, 高橋清, 加藤淳治, 西村守, 川原春幸
:Cu-Pd合金の 細胞青性に關する研究, *齒科理
工学雑誌*, 10:91-96, 1969.
- 29) 種谷克己:齒科用 金屬に対するし株 細胞のなじ
みにつへこ, *東邦医学会誌*, 15:242-254, 1968
- 30) Granger, G. A. and Williams, T. W. :Lymphocyte
cytotoxicity in vitro:Activation and release of
a cytotoxic factor, *Nature*, 218:1253-1254,
- 31) Austian, J.:General toxicity and screening tests
for dental materials, *Int. Dental J.*, 24:235-250,
1974.
- 32) Jacobsen, N. :Epithelial-like cells in culture de-
rived from human gingiva:response to nickel,
Scand. J. dental Res., 85:567-574, 1977.
- 33) Woody, R. D., Huget, E. F. and Horton, J. E. ;Ap-
parent cytotoxicity of base metal alloys, *J. Dent.
Res.*, 56:739-743, 1977.
- 34) 水谷裕:組織培養からみに各種銀合金の 細胞毒性
に關する実験的 研究 (in vitro), *齒科理工学 雑誌*,
17:145~161, 1976.
- 35) 安部榮一郎, 佐藤幸司:ニツケル・クロム系合金
を用いに補綴臨床の 實際 II, 生物学的 評価,
臨床的評価その I, *補綴臨床*, 14:331-339, 1981.
- 36) 菱田稔:ベリリウム添加ニバルト・クロム合金の
生物理工学的 検討, *齒科理工学雑誌*, 18:254-
269, 1977.

ABSTRACT

A Study on the Adaptability and Cytotoxicity of Porcelain Bonded Ni-Cr Alloy

Boo-Byung Choi · Myung-Chull Shin

Dept. of Prosthodontics, College. of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea.

In order to investigate the internal adaptability and cytotoxicity for porcelain fused to metal Ni-Cr alloy, two commercial alloys (Generic Gold-R alloy, Aalba Dent-Va-lloy) were employed and compared with new developed beryllium free Ni-Cr alloy (KI-ST-K alloy).

After cementation of each crown to abutment die before and after ceramic bonding respectively, dies were mounted to epoxy resin and the internal space was measured between crown and die of each point on sagittal section.

The results were as follows :

- 1) The results show that the space between the crown and the die was largest at the incisal edge, followed by the shoulder or the bevel and chamfer. The least was to be in the axial surface.
- 2) There were no significant difference in the adaptability of the compared alloys.
- 3) On day 2 of the experiment the cell multiplication was slightly inhibited by R and K alloys. However, observations taken at day 4 and 7 showed normal cell multiplication process compared to control group.
- 4) Alloy V exhibited the most severe cell toxicity among the alloys tested on day 2. By day 4 and 7 it showed a decrease level in toxicity, however it did not exhibit normal cell growth as compared to control group.

Explanation of Figure 2 (Mag. X 200)

1. Normal L—strain fibroblast (Control)
 2. R alloy and the cells after 2 days of cultivation;
moderate cytotoxicity are shown around the tested alloy.
 3. R alloy and the cells after 7 days of cultivation;
normal cells are shown around the tested alloy.
 4. K alloy and the cells after 2 days of cultivation;
moderate cytotoxicity are shown around the tested alloy.
 5. K alloy and the cells after 7 days of cultivation;
normal cells are shown around the tested alloy.
 6. V alloy and the cells after 2 days of cultivation;
marked cytotoxicity are shown around the tested alloy.
 7. V alloy and the cells after 7 days of cultivation;
almost normal but mild cytotoxicity are shown around the tested alloy
- M. Tested alloy.

최부병 · 신명철 논문 사진부도 (Fig. 2)

