

# 납착법과 레이저융합법이 치과용 합금의 부식에 미치는 영향

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

백 진 · 우이형 · 최대균 · 최부병

## I. 서 론

타액, 조직액과 같은 액체성의 체액에 노출된 생체 재료의 대부분은 부식이 발생하며, 일반적으로 이러한 현상은 금속성 재료에서 현저하게 일어난다. 구강 내에서 일어나는 치과용 합금의 부식은 치과수복물의 심미성과 기능성에 영향을 미칠 뿐만 아니라, 인체에 생물학적인 영향도 미치게 된다. 부식반응에 의해 생성된 화합물은 금속 표면을 변색시켜 수복물의 심미성을 저하시키며, 부식과정에서의 금속의 분해는 금속을 약화시켜 연결부의 파절과 같은 기능적 장애를 초래하기도 한다. 그러나 가장 큰 관심을 기울여야 하는 점은 생물학적인 영향인데, 부식에 의해 유리된 금속이온은 인접한 조직과 세포에 독성을 나타낼 수 있으며 체내에 국소적 또는 전신적으로 축적될 수 있다.

Pierce 등<sup>1)</sup>은 코발트-크롬 합금의 입자가 적혈구의 용혈 작용을 일으킨다고 보고한바 있으며, Philips 등<sup>2)</sup>은 국소의치 장착 후에 타액이나 혀의 탈락 상피에서 높은 농도의 코발트를 보고하는 등, 생체 적합성이나 유독성에 대한 경고가 보고 되고 있다. 또한 니켈-크롬 합금은 니켈에 대한 생체 적합성의 문제와 금속의 합금화 및 물성의 향상을 위해 첨가되는 베릴리움 등의 유독성에 대한 많은 보고가 있다.<sup>3,9)</sup> 또한 galvanism에 의해 구강 내에서 발생한 전류는 신경, 근육, 그리고 선세포를 전기적으로 흥분시킨다는 보고도 있다.<sup>10)</sup> 이와 같은 구강 내에서의 금속의 부식에 의한 생물학적인 위해 작용을 고려한다면,

치과용 합금과 그 가공법의 선택에 있어 부식은 무엇보다도 우선되는 선택 조건이라 하겠다.

용접이란 둘 혹은 그 이상의 금속 조각을 열이나 압력 혹은 두가지 모두를 사용하여 금속을 개재시키거나 혹은 금속 자체로 국소적 결합을 일으키는 과정이며 융합이나 재결정화를 통해 얻어지는 것이라 정의하며, 두 금속간의 적절한 간격에 녹는 온도가 낮은 금속을 침투시켜 연결하는 것을 납착(soldering, brazing)이라하며, 두면을 동시에 녹여 연결하는 것을 용해 융합이라 한다. 기존의 연결 방법 중 치과 영역에서는 납착법을 주로 사용하고 있다. 그러나, 이러한 방법의 단점은 접합되는 금속의 입자 크기를 변화시키는 열영향부(heat affect zone)<sup>11)</sup>를 형성시켜 인장강도를 저하시키며, 피착금속과 다른 종류의 납착재가 서로 직접 접촉함으로써 장차 구강 내에서 부식을 증가시켜 금속이온의 유리 및 연결부의 강도 저하를 야기한다.

레이저를 이용한 용접법은 타이타늄의 용접뿐만 아니라 일반 치과용 합금의 용접에 널리 이용되고 있다. 1970년 Gordon과 Smith<sup>12)</sup>는 레이저 에너지를 치과용 합금의 연결에 사용하였으며, 레이저융합이 고정성 혹은 가철성 국소의치에서 시간이 적게 걸리고 더 정확하며 강한 연결부를 얻을 수 있다고 하였다. Huling과 Clark<sup>13)</sup>은 레이저융합이 납착법보다 정확하다고 하였다. 이러한 기계적인 우수성 이외에도 레이저융합은 용재나 용접금속이 개재되지 않으므로 구강 내에서의 부식에 대한 저항성이 납착법보다 우수할 것으로 기대된다.

따라서 본 연구는 납착법과 레이저융합법에 대하여 용접법이 부식에 미치는 효과를 비교 관찰하는 것을 목적으로 하여 치과에서 많이 사용하고 있는 금합금 2종(4급 금 합금, 4급 도재소부용 금 합금), 니켈-크롬 합금, 그리고 코발트-크롬 합금을 주조만 한 상태, 납착, 그리고 레이저융합한 시편을 제작하여, 전해질 내에서 각 시편의 분극곡선(potentiodynamic polarization curve)을 기록하고 14일간의 인위적인 부식 후에 유리된 금속이온을 정량적으로 측정하여 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

본 실험에서는 4급 금 합금, 4급 도재소부용 금 합금, 니켈-크롬 합금, 그리고 코발트-크롬 합금을 주조하여 사용하였다. 합금의 반복적인 주조는 부식에 영향을 미친다는 보고를<sup>14-16)</sup> 참고로 하여 시편제작에

는 항상 제조자에 의해 공급된 새로운 합금만을 사용하였다(Table I).

### 2. 시편제작

주조만 한 상태(이하 as cast라 함)의 시편을 대조군으로, 납착 시편과 레이저융합 시편을 실험군으로 하였다. 시편의 개수는 Table II와 같다.

1) 분극실험(Potentiodynamic polarization test)  
국제표준화기구의 치과용 합금-부식실험 방법(ISO 10271)<sup>17)</sup>에서 규정하고 있는 분극실험 요구조건인 시편 수 4개, 시편 최소의 표면적 0.1cm<sup>2</sup>를 충족시킬 수 있도록, 직경 16mm, 두께 1.5mm의 원형 플라스틱모형(표면적 2.01cm<sup>2</sup>) 48개를 준비하였다.

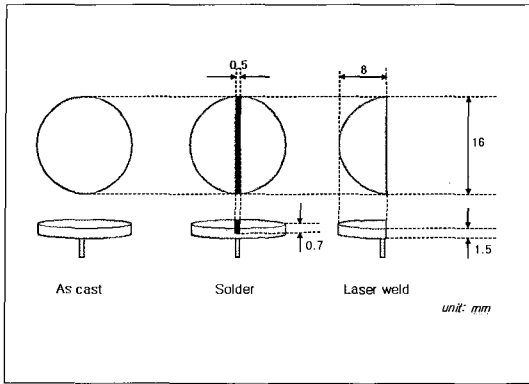
As cast 시편은 직경 16mm, 두께 1.5mm의 원형 플라스틱모형(16개)을 그대로 주조하였으며, 납착 시편을 제작하기 위한 플라스틱모형(16개)에는 정중부에 폭 0.5mm, 깊이 0.7mm의 홈을 팠으며, 레이저융합 시편을 제작하기 위한 플라스틱모형(16개)은 원형

**Table I.** Chemical composition(weight %), brand name, and manufacturer of used alloys

Name	Alloy	Manufacturer	Composition
Type IV gold alloy	Pontor MPF	Metalor, Switzerland	Au 72.0, Pt 3.6, Ag 13.7, Cu 9.8, Ir & Zn(<1%)
Type IV Ceramic bonding gold alloy	Jel-Bios 10	Jelenko, USA.	Au 86.2, Pt 11.5, Zn 1.5, Ru 0.4, Ta 0.3, Mn 0.1
Ni-Cr alloy	Wiron99	Bego, Germany	Ni 65.0, Cr 22.5, Mo 9.5, Nb 1.0, Si 1.0, Fe 0.5, Ce 0.5, C 0.02
Co-Cr alloy	Wirobond	Bego, Germany	Co 61.0, Cr 26.0, Mo 9.5, W 5.0, Si 1.0, Fe 0.5, Ce 0.5, C 0.02

**Table II.** Number of specimens

	Potentiodynamic polarization test			Immersion test		
	As cast	Solder	Laser weld	As cast	Solder	Laser weld
Pontor MPF	4	4	4	6	6	6
Jel-Bios 10	4	4	4	6	6	6
Wiron 99	4	4	4	6	6	6
Wirobond	4	4	4	6	6	6



**Fig. 1.** A schematic drawing of potentiodynamic polarization test specimen.

의 정중부를 절단하여 반원의 형태로 준비하였다 (Fig. 1).

각 합금의 제조사가 권장하는 매몰재로 매몰하고 주조하였다. 주조체를 주조링으로부터 분리하고 125 $\mu$ m 알루미늄을 분사하여 매몰재를 제거하였다.

### 2) 침적실험(Immersion test)

30mm $\times$ 10mm $\times$ 1.5mm 크기의 플라스틱모형(표면적 7.2cm<sup>2</sup>) 72개를 준비하였다.

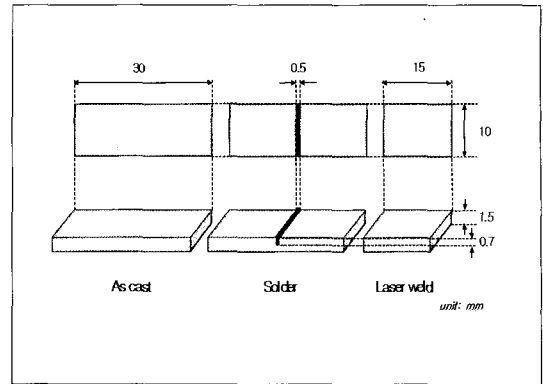
분극실험에서와 마찬가지로, as cast 시편은 30mm $\times$ 10mm $\times$ 1.5mm의 플라스틱모형(24개)을 그대로 주조하였으며, 납착 시편을 제작하기 위한 플라스틱모형(24개)에는 정중부에 폭 0.5mm, 깊이 0.7mm의 홈을 뚫으며, 레이저융합 시편을 제작하기 위한 플라스틱모형(24개)은 30mm $\times$ 10mm $\times$ 1.5mm 크기 모형의 정중부를 절단하여 15mm $\times$ 10mm $\times$ 1.5mm의 형태로 준비하였다(Fig. 2).

각 합금의 제조사가 권장하는 매몰재로 매몰하고, 주조하였다. 주조체를 주조링으로부터 분리하고 125 $\mu$ m 알루미늄을 분사하여 매몰재를 제거하였다.

### 3. 용접

#### 1) 납착

납착할 중앙부의 홈과 그 주변을 SiO<sub>2</sub> 분사하여 거친 면을 형성하고 5분간 초음파 세척한 후, 통법에



**Fig. 2.** A schematic drawing of immersion test specimen.

따라 납착하였다. 각 합금의 제조사에서 권장하는 납착재와 용재를 사용하여, 이들의 혼용으로 인한 오류를 최소화 하였다.

#### 2) 레이저융합

레이저융합할 면과 그 주변에 SiO<sub>2</sub>를 분사하여 거친 면을 형성하고 5분간 초음파 세척하였다. 융합하고자하는 주조체끼리 쌍을 이루어, 최대한 서로 긴밀히 접촉하며 동일 평면을 형성하도록 위치시킨 후, 금속 바와 레진(Pattern resin, GC, Japan)을 이용하여 고정하였다.

전압 220V, pulse 파장 5.0ms, spot size 1.0mm인 레이저융합기(Neolaser Typ L, Girrbach dental system, Germany)로 시편을 융합하였다. 초기 고정을 위하여 상하 2부위씩, 총 4부위를 먼저 융합하고 금속 바와 레진을 제거한 후, 매 레이저융합마다 약 75%정도가 중첩되도록 전 접합부에 걸쳐 융합을 시행하였다. 융합 후 실온에서 5분간 서냉하였다.

### 4. 실험 방법

#### 1) 분극실험

전기적인 연결을 위하여 구리선(Auro Galvano Croen Kupferstabe, Wieland Edelmetall KG, Germany)과 시편을 레이저융합하여 연결하였다. 구리선의 말단부 10mm정도만을 남기고 polyolefin

열수축관(Schrumpfschlauch, Conrad, Hirschau, Germany)을 구리선에 피복하여 전기적으로 절연시켰다. 구리선과 연결한 쪽은 레진에 묻히고 그 반대면만 노출되도록 자가중합레진(Palavit G, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Germany)으로 포매하였다. 레진 경화 후, 노출된 표면은 연마기(Buehler Metaserv Grinder-Polisher, Buehler UK LTD, Ceventry, England)를 이용하여 #320, 600 그리고 1200의 금강사지로 순차적으로 연마하였다. 표면에 오염된 유기물을 제거하기 위하여 측정 직전에 에탄올로 5분간 초음파 세척하였다.

염화나트륨 9.0g을 950ml의 증류수에 용해시키고 1% 젯산( $C_3H_6O_3$ )를 이용하여 pH를  $7.4 \pm 0.1$ 로 조정된 후, 전체 부피가 1000ml가 되도록 증류수를 추가하여 전해질을 준비하였다. 매 측정 때마다 전해질 100ml씩을 사용하였다. 측정하는 동안 전해질의 온도는  $37^\circ C$ 로 일정하게 유지하였으며, 유리용기는 Parafilm(American National Can, Menasha, USA)으로 밀봉하였다.

Counter electrode로는 흑연을, reference electrode로는 포화염화은(Ag/AgCl)을 사용하였다. Potentiostat/Galvanostat Model 273(EG & G Princeton Applied Research, NJ, USA)과 프로그램(Corrosion Software M352, EG & G Princeton Applied Research, NJ, USA)을 사용하여 분극곡선을 기록하였다.

## 2) 침적실험

표면의 산화층과 오염층을 제거하기 위하여, #320, 600, 1200, 2000의 금강사지를 이용하여 시편의 표면으로부터 0.1mm를 제거함과 동시에 모든 면을 연마하였다. 모든 시편은 부식을 시작하기 직전에 초음파 세척기에서 에탄올로 5분간 세척하였다.

$10.0 \pm 0.1g$ 의 90% 젯산과  $5.85 \pm 0.005g$ 의 염화나트륨을 300ml의 증류수에 용해시키고 여기에 전체 부피가 950ml가 되도록 증류수를 더하였다. 염산을 조금씩 첨가하여 pH가  $2.3 \pm 0.1$ 이 되도록 조정하였다. 최종적인 부피가 1000ml가 될 때까지 증류수를 추가하여 부식액을 준비하였다.

최소한 2조의 시편들을 측정해야하고 한조의 총

표면적은  $10cm^2$  이상이어야 한다는 국제표준화기구의 규정(ISO 10271)<sup>17)</sup>에 따라, 3개의 시편을 한조(총 표면적  $21.6cm^2$ )로 하여 하나의 유리용기에 시편 3개씩, 2조를 실험하였다.

실험에 사용되는 모든 용기와 부식액과 접촉하게 되는 모든 기구는 1M 질산으로 깨끗이 닦아내고 증류수로 세척하였다. 시편과 용기가 접촉하지 않도록 주의하면서 시편들을 원통형의 유리용기에 고정하였다. 각 용기에  $21.6ml$ (시편의 표면적  $1cm^2$ 당  $1ml$ )의 부식액을 넣고 polypropylene 마개로 용기를 밀봉하였다. 부식 기간 동안에  $37.0 \pm 0.1^\circ C$ 의 온도를 유지하였다.

부식 7일과 14일 경과 후에 유리된 금속이온의 종류와 농도를 유도결합플라즈마-원자발광분광기인 Optima 4000DV(Perkin Elmer, USA.)로 측정하여, 단위면적당 유리량( $\mu g/cm^2 \cdot 7days$ ,  $\mu g/cm^2 \cdot 14days$ )으로 환산하였다.

## 3) 주사전자현미경 관찰

침적실험 시편을 부식 전, 7일, 그리고 14일 후에 각 시편중 하나씩을 선택하여 납착부위 또는 레이저 융합부위를 5,000배와 10,000배의 배율로 주사전자현미경(S4700, Hitachi Co., Japan)으로 관찰하였다.

## 5. 통계

4가지 합금에 있어 특정한 용접법이 부식에 유의성 있게 영향을 미쳤는가를 찾아내기 위해 95% 유의수준에서 일원배치분산분석(one-way ANOVA)과 Duncan's multiple sequential range test를 시행하였다.

## III. 실험성적

### 1. 분극실험

각 시편에서 얻어진 결과는 Table III에 나타내었으며, 기록된 분극곡선은 Fig. 3에서 9에 보였다. 일반적으로 귀금속계 합금(Pontor MPF, Jel-Bios 10)이 비귀금속계 합금(Wiron 99, Wirobond)에 비해 더 큰

안정성을 보였다(Table III, Fig. 3-9).

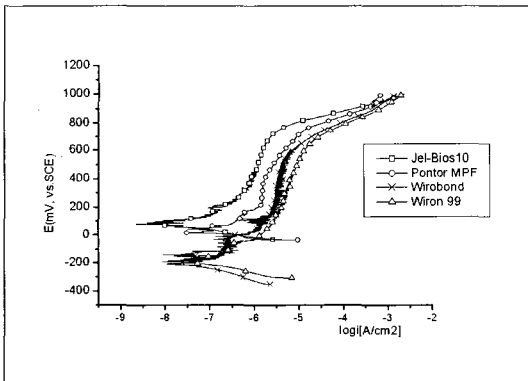
부식전위 ( $E_{corr}$ )를 측정한 결과, Pontor MPF의 용접법에 따른 부식전위는 납착군에서 가장 낮았으며, 다음으로 레이저용합군, as cast군의 순서로 증가하였으나( $p < 0.05$ ), 납착군과 레이저용합군 간에는 유의차가 없었다. Wiron 99의 경우에는 납착군, 레이저용합군, 그리고 as cast군의 순으로 증가하였으나( $p < 0.05$ ), as cast군과 레이저용합군 간에는 유의차가 없었다( $p > 0.05$ ). Jel-Bios 10과 Wirobond에서는

용접법에 따른 부식전위의 유의한 차이는 나타나지 않았다.

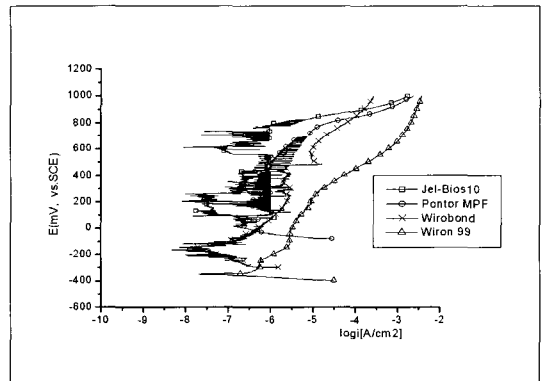
300mV 전위에서의 전류밀도( $i_{300mV}$ )는 Pontor MPF, Jel-Bios 10, 그리고 Wirobond에서는 용접법에 따른 유의차를 나타내지 않았다( $p > 0.05$ ), Wiron 99의 경우에는 납착군에서 가장 높았으며 레이저용합군, as cast군의 순으로 감소하였지만( $p < 0.05$ ), 레이저용합군과 as cast군 간에는 유의차가 없었다.

**Table III.** Comparison of corrosion parameters

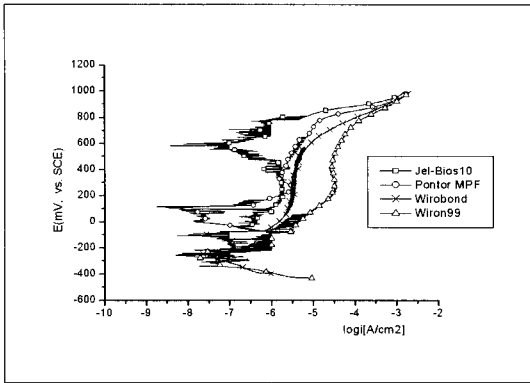
		Corrosion potential[mV]	Breakdown potential[mV]	Current density at breakdown potential[ $\mu A/cm^2$ ]	Current density at 300mV [ $\mu A/cm^2$ ]
Pontor MPF	As cast	146.33±15.95	767.97±14.66	11.47±6.22	1.58±0.45
	Solder	77.25±47.03	771.20±7.01	8.94±2.30	0.97±0.42
	Laser weld	80.75±33.89	785.15±5.20	15.73±4.44	1.45±1.01
Jel-Bios10	As cast	114.75±49.19	795.70±5.79	2.65±1.55	0.89±0.65
	Solder	129.25±74.30	766.60±30.12	0.55±0.39	0.43±0.00
	Laser weld	114.00±52.33	806.98±18.88	5.59±2.95	2.22±0.49
Wiron 99	As cast	-156.25±5.50	662.53±25.82	12.74±3.28	5.36±1.06
	Solder	-240.00±22.85	231.55±85.21	42.03±30.32	145.13±144.58
	Laser weld	-194.25±57.89	728.63±23.14	73.31±30.83	42.01±10.94
Wirobond	As cast	-200.75±16.64	649.15±24.50	6.69±3.89	3.98±1.52
	Solder	-206.50±46.41	650.95±34.63	16.52±10.03	5.83±2.40
	Laser weld	-217.75±86.76	634.30±37.73	7.52±2.88	2.45±1.88



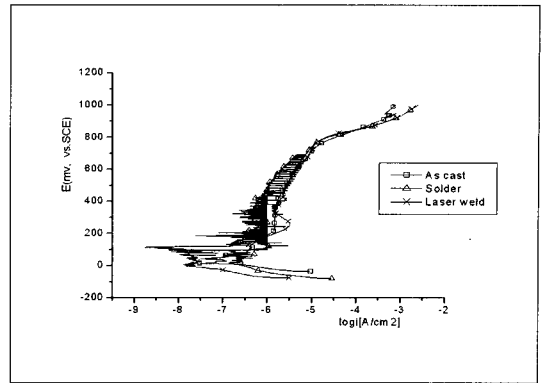
**Fig. 3.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in as cast specimens.  
 $E$ (mV, vs.SCE): Potential relative to reference electrode.  
 $\log i$ ( $A/cm^2$ ): Log current density.



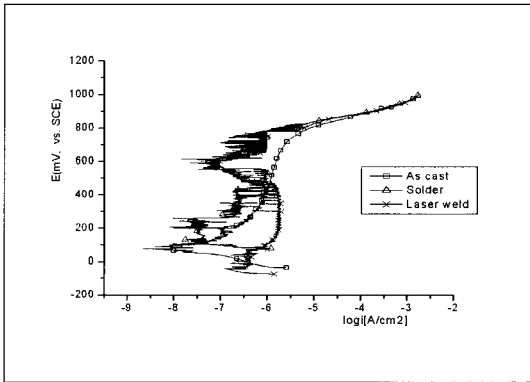
**Fig. 4.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in solder specimens.  
 $E$ (mV, vs.SCE): Potential relative to reference electrode.  
 $\log i$ ( $A/cm^2$ ): Log current density.



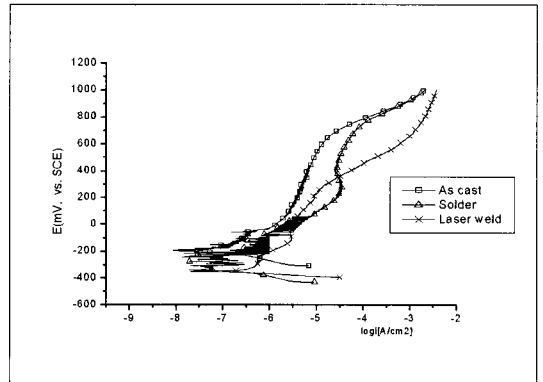
**Fig. 5.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in laser weld specimens.  
*E(mV, vs.SCE):* Potential relative to reference electrode.  
*log i(A/cm²):* Log current density.



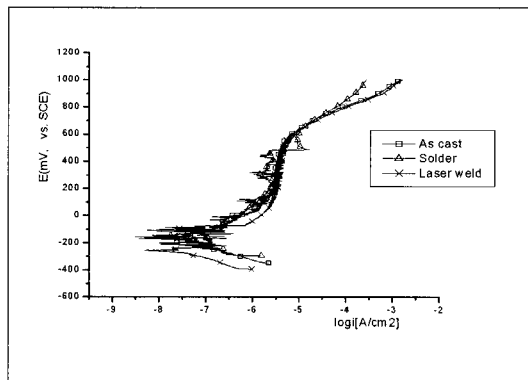
**Fig. 6.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in Pontor MPF.  
*E(mV, vs.SCE):* Potential relative to reference electrode  
*log i(A/cm²):* Log current density.



**Fig. 7.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in Jel-Bios 10.  
*E(mV, vs.SCE):* Potential relative to reference electrode.  
*log i(A/cm²):* Log current density.



**Fig. 8.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in Wiron 99.  
*E(mV):* Potential relative to reference electrode.  
*log i(A/cm²):* Log current density.



**Fig. 9.** Potentiodynamic polarization scan curve recorded in Wirobond.  
*E(mV):* Potential relative to reference electrode.  
*log i(A/cm²):* Log current density.

## 2. 침적실험

합금으로부터 비교적 많이 유리된 금속은 아연, 니켈, 구리, 코발트, 그리고 세리움이었으며, 세리움을 제외한 금속들은 as cast군과 레이저융합군에 비하여 납착군에서 많이 유리되었다. 금, 백금과 팔라듐은 검출되지 않았다(Table IV-VII).

금속이온은 첫 7일동안에 주로 유리되고 이후로는 유리속도가 둔화되었지만, Wiron 99-납착군에서는 니켈의 많은 유리로 인하여 7일부터 14일 사이에 유리량이 더 많았다(Fig. 10-12).

As cast군에서는, Jel-Bios 10에서 가장 많은 금속이온이 유리되었으며, 다음으로 Wiron 99,

Wirobond, 그리고 Pontor MPF의 순이었다. 납착군에서는 Wiron 99에서 유리량이 가장 많았으며, Jel-Bios 10, Pontor MPF, 그리고 Wirobond의 순이었다. 레이저융합군에서는 Jel-Bios 10, Wiron 99, Wirobond, 그리고 Pontor MPF의 순이었다( $p < 0.05$ ).

Pontor MPF-납착군은 as cast군과 레이저융합군에 비해 많은 금속이온이 유리되었으며( $p < 0.05$ ), 이는 구리의 유리에서 기인한 것이었다. as cast군과 레이저융합군 사이에는 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ , Table IV). Jel-Bios 10과 Wiron 99에서는 납착군에서 가장 많은 금속이온이 유리되었으며, 다음으로 레이저융합군, 그리고 as cast군의 순이었다( $p < 0.05$ , Table V, VI). Wirobond에서도 다른 용접

**Table IV.** Total amount of released elements for Pontor MPF unit:  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

	As cast		Solder		Laser weld	
	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days
Au	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Pt	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Pd	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Ag	0.280	0.447	0.603	1.088	0.279	0.550
Cu	0.990	1.209	52.448	64.234	1.424	1.768
Zn	0.121	0.139	3.580	4.870	0.149	0.248
Ir	0.103	0.173	5.613	9.723	0.135	0.236
<i>Total</i>	<i>1.494</i>	<i>1.968</i>	<i>62.244</i>	<i>79.915</i>	<i>1.987</i>	<i>2.802</i>

*N/d indicates non-detection.*

**Table V.** Total amount of released elements for Jel-Bios 10 unit:  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

	As cast		Solder		Laser weld	
	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days
Au	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Pt	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Pd	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Ag	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Ru	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d	N/d
Zn	22.131	23.507	95.683	102.388	71.890	72.553
Mn	0.166	0.171	1.518	1.687	0.653	0.660
Ta	0.013	0.013	0.029	0.057	0.025	0.025
<i>Total</i>	<i>22.310</i>	<i>23.691</i>	<i>97.23</i>	<i>104.132</i>	<i>72.568</i>	<i>73.238</i>

*N/d indicates non-detection.*

법에 비하여 납착군에서 금속이온의 유리가 많았으며( $p < 0.05$ ), as cast군과 레이저융합군 간에는 유의 차이가 없었다( $p > 0.05$ , Table VII).

### 3. 주사전자현미경 관찰

침적실험 시편을 부식 전, 7일, 그리고 14일 후에 주사전자현미경을 통하여 관찰하였다.

부식 전의 관찰에서는 시편의 연마시에 발생한 표면손상부위만이 관찰되었으며, 납착면이나 레이저용

합면이 식별되지 않았다.

7일 후의 관찰에서는, Wiron 99-납착 시편에서 납착면의 심한 부식이 관찰되었다. 이러한 부식은 14일 후의 관찰에서 더 진행되었다(Fig. 13~15). Wiron 99-납착 시편을 제외한 시편에서는 부식 후에도 납착면이나 레이저융합면의 식별이 어려웠으며, 표면에 형성된 pit만이 관찰되었다.

주사전자현미경 관찰에서 Wiron 99-납착 시편을 제외하고는, 납착과 레이저융합법에 따른 부식양상의 차이를 발견하지는 못하였다.

**Table VI.** Total amount of released elements for Wiron 99 unit:  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

	As cast		Solder		Laser weld	
	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days
Ni	5.276	6.041	100.797	211.045	5.271	7.499
Cr	0.404	0.542	21.691	46.511	0.305	0.945
Fe	0.038	0.038	3.429	8.301	0.031	0.031
Nb	0.064	0.140	0.454	0.949	0.155	0.289
Mo	0.357	0.555	5.949	10.112	0.349	0.811
Ce	4.377	4.768	4.687	9.487	6.848	9.449
Si	0.497	0.742	3.524	8.336	0.812	0.982
<i>Total</i>	<i>11.013</i>	<i>12.826</i>	<i>140.531</i>	<i>294.74</i>	<i>13.771</i>	<i>20.006</i>

*N/d indicates non-detection.*

**Table VII.** Total amount of released elements for Wirobond unit:  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

	As cast		Solder		Laser weld	
	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days	After 7 days	After 14 days
Co	1.262	1.446	28.491	28.933	1.201	1.391
Cr	0.114	0.149	1.602	1.677	0.113	0.156
Fe	0.028	0.028	0.113	0.113	0.032	0.032
Mo	0.090	0.126	2.357	2.431	0.094	0.133
W	0.112	0.151	3.429	3.497	0.087	0.119
Ce	1.673	2.144	1.125	1.427	1.848	2.259
Si	0.291	0.344	0.842	0.978	0.276	0.276
<i>Total</i>	<i>3.570</i>	<i>4.388</i>	<i>37.959</i>	<i>39.056</i>	<i>3.651</i>	<i>4.366</i>

*N/d indicates non-detection.*



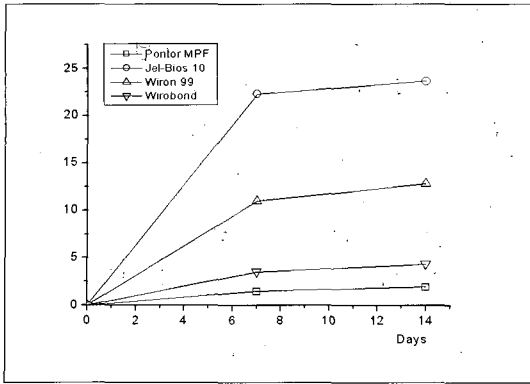


Fig. 10. Ion release as a function of time in as cast group( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ).

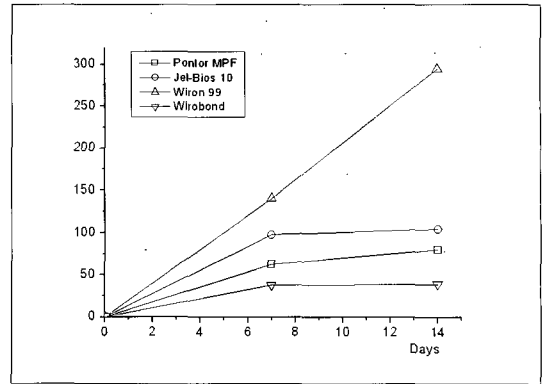


Fig. 11. Ion release as a function of time in solder group( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ).

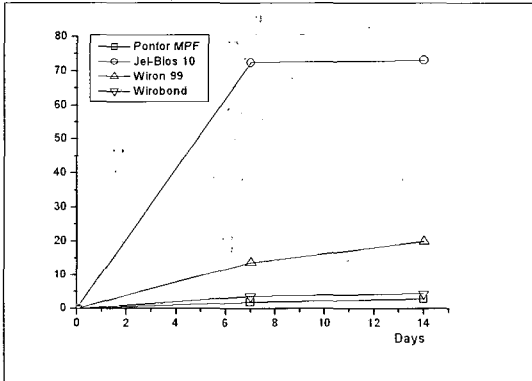


Fig. 12. Ion release as a function of time of laser weld group( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ).

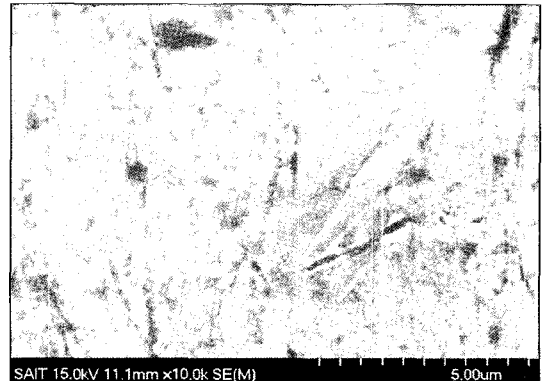


Fig. 13. Wiron 99 \_ Solder: *Before corrosion.*

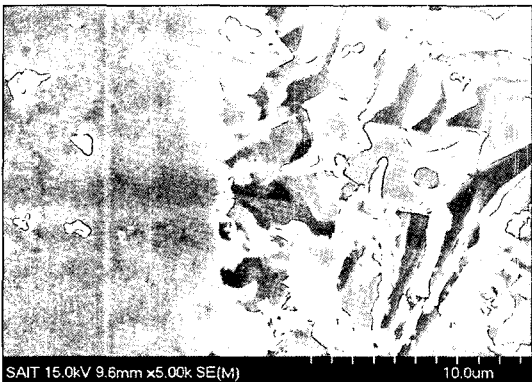


Fig. 14. Wiron 99 \_ Solder: *After 7days.*

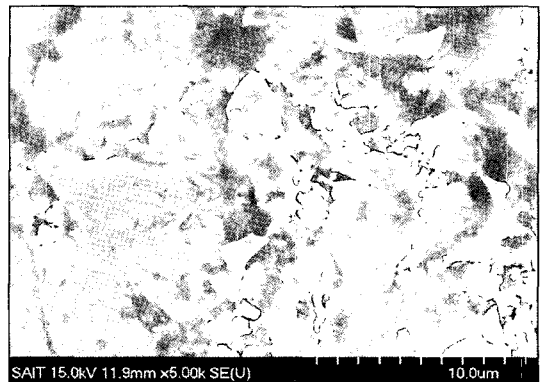


Fig. 15. Wiron 99 \_ Solder: *After 14days.*

#### Ⅳ. 총괄 및 고안

미국재료시험협회(American Society of Testing Materials, ASTM)에 따르면, 부식은 어떤 물질, 대개는 금속이 이를 둘러싼 주위환경과 화학적 또는 전기화학적으로 반응하여 일어나는 열화(deterioration) 또는 파괴라고 정의하고 있다.<sup>18)</sup> 이는 물질들이 다시 자연으로 돌아가려는 경향, 즉 더 낮은 에너지 상태로 돌아가려는 경향과 일치한다.

부식은 유발요인이나 나타나는 양상에 따라 여러 가지로 구분되는데, 이들 중 over-all corrosion, pitting corrosion, crevice corrosion, galvanic corrosion과 microbial corrosion은 구강 내에서도 일어날 수 있다.<sup>19)</sup> 구강 내에 장착된 금속성 수복물이 양호한 표면 상태를 보인다하더라도 내부에서의 전반적인 부식으로 인해 약화되어 있을 수 있으며, 이와는 반대로 표면의 국한된 부위에서 부식이 진행되어 국소적인 함몰부를 형성할 수도 있다. 여러 종류의 합금을 구강 내에서 사용함으로써 이종금속간의 직접적 접촉에 의한 galvanic corrosion은<sup>20)</sup> 치과영역에서 가장 흔히 발생하는 부식이다. 또한 수복물 표면이나 attachment 등의 좁은 틈에서 발생하는 crevice corrosion도 수복물의 부식에 큰 역할을 하는데, crevice 내부는 염소이온의 농도가 높고 산소 농도와 pH가 낮은 화학적 특성을 지니고 있어 부식이 쉽게 일어날 수 있는 조건을 갖추고 있다. 이처럼 구강 내에서의 부식은 여러 가지 형태가 복합되어 일어나며 주위 환경에 따라 다른 양상을 보이기 때문에, 치과용 합금의 부식실험에서는 이러한 요인들을 고려하여야 한다.

치과용 합금의 부식실험을 구강 내에서 시행하는 것은 매우 어려우며 시간이 많이 소요되고, 더욱이 피험자마다의 구강 내 특성에 따라 많은 영향을 받기 때문에 결과의 객관화에 어려움이 있다. 이에 반하여, 실험실에서의 연구는 비교적 쉽고 단시간 내에 시행할 수 있으며 재현성 있는 결과를 보인다. 또한, 연구하고자 하는 특별한 조건을 부여할 수도 있다. 그러나 실험실적 연구에 있어 가장 큰 어려움은 어떠한 인공타액을 사용할 것인가를 결정하는데 있다.<sup>21)</sup> 타액의 성분은 나이, 성별, 하루 중의 시각, 습관, 약물투여, 그리고 구강위생상태에 따라 다르

며, 그 변화 폭도 크다. 예를 들어, 금속표면의 부동태막을 파괴할 수 있는 능력을 지닌다고<sup>22)</sup> 알려진 염소이온의 타액 내 평균 농도는 500mg/l 이상인데,<sup>23)</sup> 음식물의 섭취에 의해 일시적으로 증가할 수 있다. 구강 내의 pH도 과일 섭취(pH 2-3)나 위산의 역류(pH 1)에 의해 일시적으로 변할 수 있으며, 치태막의 생성(pH 4-4.5)과 수복물과 attachment등의 좁은 틈(pH 1.5-2.5)에 의해 장기적으로 변할 수 있다. 따라서 인공타액을 선택함에 있어 이러한 극한 조건들도 고려하여야 한다. 1975년 Meyer 등<sup>24)</sup>은 분극실험에 여러 전해질이 사용되어오고 있지만, 치과용 합금이 생체의 타액에서와 가장 유사한 전기화학적인 반응 양상을 보이는 전해질은 Fusayama 인공타액<sup>25)</sup>이라고 보고하였다. Holland<sup>26)</sup>는 Fusayama 인공타액, 3가지 pH의 1% NaCl 수용액, 그리고 Darvell's 용액을 전해질로 사용한 연구에서, high-gold alloy는 모든 전해질에서 낮은 부식을 보였으나 low-gold alloy 그리고 비금속 합금의 부식은 전해질에 따라 큰 변화를 보였다고 보고하였다. 이처럼 합금의 종류에 따라서는 어떠한 전해질을 사용하는가가 실험 결과에 큰 영향을 미친다. 그러나 현재까지 인공타액에 관한 국제적인 표준화가 이루어지지 않아, 연구에 따라 생리식염수에서 Fusayama 인공타액에 이르기까지 다양하게 사용되고 있어<sup>26-34)</sup> 각 연구결과들을 서로 비교하는 것이 어려운 실정이다.

실험실적인 부식 실험에 주로 사용되고 있는 측정법은 크게 분극(potentiodynamic 또는 potentiostatic polarization)양상을 관찰하는 전기화학적 측정법과, 유리된 금속 이온을 판별하고 그 양을 측정하는 immersion법으로 분류된다.

전기화학적인 측정법은 potentiostatic, potentiodynamic, galvanostatic 그리고 galvanodynamic polarization에서 임피던스 분광법에 이르기까지 다양한 방법들을 사용할 수 있는데, 현재에는 potentiodynamic polarization법을 가장 많이 사용하고 있다. Holland<sup>34)</sup>는 부식 실험의 요구조건으로서 첫째, 실험하고자 하는 모든 물질에 적용이 가능하여야 하며, 둘째, 재현가능하고, 셋째로 쉽고 빠르며 비용이 적게 들고, 넷째로 실험결과가 임상적인 부식 양상과 연관성이 있어야한다고 주장하면서, 여러 실험 방법 중 분극곡선을 측정하는 방법이 이러한 요구

조건의 대부분을 충족시킨다고 하였다.

분극양상을 기록한 곡선에서 부식 경향을 나타내는 척도로서 reference electrode에 대한 부식전위 ( $E_{corr}$ , mV), 파괴전위 ( $E_p$ , mV), 파괴전위에서의 전류밀도 ( $i_p$ ,  $\mu A/cm^2$ ), 300mV 전위에서의 전류밀도 ( $i(300\text{ mV})$ ,  $\mu A/cm^2$ ), 그리고 부식전류밀도 ( $i_{corr}$ ,  $nA/cm^2$ )를 추적할 수 있다. 부식전위는 주어진 전해질 내에서 reference electrode에 대하여 시편이 지니는 전위인데, 부식전위가 높을수록 금속이나 합금은 더 불활성의 성질을 지닌다. 파괴전위는 부동태막이 깨지면서 전류밀도가 급속히 증가하여 부식이 활발히 일어나기 시작하는 전위로서, 부식전위와 비교하여 높을수록 구강 내에서 파괴전위에 도달할 위험이 감소한다. 다시 말해 급격한 부식이 일어날 가능성이 줄어든다. 부식전류밀도는 금속의 부식율에 비례하는데 이 수치가 낮을수록 부식에 잘 저항함을 의미한다. pH=7.4, 9g/l의 나트륨을 포함하고 있는 수용액에서는 전형적으로 10에서 100nA/cm<sup>2</sup> 사이의 값을 나타낸다고 알려져 있다.<sup>35)</sup> 구강내의 평균 전위는 300mV로 알려져 있는데,<sup>36-38)</sup> 이 전위에서의 전류밀도가 클수록 구강 내에서 부식이 크다고 할 수 있다. 그러나, 상기한 기준 중에 금속이나 합금의 부식을 결정짓는 단일의 기준은 없으며, 상기한 여러 기준들과 분극곡선의 종합적인 이해가 필요하다.

일정시간 동안의 인위적인 부식 후에 유리된 부식 산물을 양을 측정하는 침적실험은 분극실험과 더불어 부식의 평가에 많이 사용되고 있다.<sup>39-44)</sup> 이 측정법의 장점은 유리된 금속이온들의 종류를 판별할 수 있으며, 시간경과에 따른 합금의 부동태화 양상에 관한 정보를 얻을 수 있다. 그러나, 이러한 실험실적인 측정 결과와 실제 구강 내에서 일어나는 부식간의 연관성에 대해서는 다소의 논란이 있다. 이러한 논란의 가장 큰 요인은 인위적인 부식기간이다. Wataha 등<sup>45)</sup>은 합금으로부터 유리되는 금속이온의 양과 양상을 평가하기 위해서는 충분히 긴 시간동안 (>30일) 부식시켜야한다고 주장하였지만, 많은 연구들에서 금속이나 합금으로부터의 이온 유리는 초기에 (<7일) 가장 급속히 일어났으며 그 이후로는 유리량이 감소한다고 보고하였다. 본 실험과 동일한 조건으로 행한 예비실험 결과에서도 부식을 시작하여 시간이 경과함에 따라 금속이온의 평균 유리량( $\mu g/$

$cm^2 \cdot day$ )은 감소하여 7일 경과 후부터는 평균 유리량의 변화가 적었다.

또한 본 실험의 목적은 합금으로부터의 총 유리량을 측정하는 것이 아니라 용접 방법에 따른 부식영향을 비교하는 것이었기 때문에, 부식기간은 총 14일로 하여 7일째와 14일째에 유리된 이온의 양을 측정하였다.

본 실험에서 많이 유리된 금속이온은 아연, 구리, 니켈이었다. Gil 등<sup>46)</sup>은 인공타액을 부식액으로 사용한 부식 실험에서, 금 합금에서 구리와 아연이 주로 유리되었다고 보고하였으며, Wataha 등<sup>3)</sup>은 수종의 치과용 합금에서의 금속이온 유리를 10개월 동안 관찰한 결과, 아연, 구리, 니켈이 다른 금속보다 많이 유리되었다고 보고하였다. 본 실험과 비교적 유사한 시편 크기와 부식기간으로 실험한 Geis-Gerstorfer 등<sup>32)</sup>은 4 종류의 니켈-크롬 합금을 염화나트륨 수용액에서 14일간 부식시켰을 때, 주로 유리된 금속은 니켈이었으며 Wiron 99와 비교적 조성이 유사한 Wiron 88에서의 금속 유리량은  $10.2\mu g/cm^2 \cdot 14days$  이었다고 보고하였다.

본 연구에서의 침적실험 결과, 각 금속이온의 유리량은 제조자에 의해 제시된 함량과 비례하지 않았는데 이는 각 금속의 반응성, 무게비와 원자비의 차이, 그리고 상(phase)의 구조에서 기인한 것이라 생각된다. 금속마다 산화 반응성이 다르며, 이에 따라 합금으로부터 유리되는 경향도 서로 다르다. 구리, 아연, 니켈, 갈륨, 카드뮴은 비교적 유리경향이 크며, 은은 중등도의 유리경향을 지니고 있다. 금 팔라듐, 백금은 이러한 경향이 낮아 비록 합금 내에서 함량이 높다하더라도 잘 유리되지 않는다. 그러나 금속이온의 유리량은 금속 자체의 고유한 성질에 의해서만 결정되는 것은 아니며, 팔라듐이 금 합금으로부터의 구리의 유리를 감소시키는 것처럼 다른 성분에 의해 영향을 받을 수도 있다고 알려져 있다.<sup>47)</sup> 제조사에 의한 치과용 합금의 조성은 대개 구성성분의 무게비로 제공된다. 그러나 이는 구성 성분의 원자수의 비율로 나타낼 수도 있다. 본 실험에서 사용한 Pontor MPF처럼 합금을 이루고 있는 성분들의 원자 질량수의 차이가 클수록, 무게비와 원자비의 차이가 커진다. 질량수 79인 금은 무게비로는 72%를 차지하고 있지만 실제 반응에 참여할 수 있는 원자의 수는 전

체의 57%를 차지하고 있다. 9.8Wt%를 차지하고 있는 구리(질량수 29)의 원자수는 전체의 21At%를 차지한다. 산화 또는 환원 반응이 원자차원에서 반응이라는 점을 고려한다면, 합금의 부식반응에 의한 생물학적 영향의 이해, 나아가서는 예측을 위해서는 원자수의 비율에 의한 조성비가 더 유용한 자료가 된다. 합금의 구조도 부식에 결정적인 역할을 한다고 알려져 있는데 전체가 서로 유사한 조성을 지니는 단일상(single-phase)의 합금은 부식에 잘 저항하며, 2 혹은 그 이상의 상이 공존하는 다상(multi-phase) 합금은 자체의 비균질성으로 인하여 부식이 더 잘 일어난다. 따라서 합금의 부식 평가에는 합금의 성분, 각 성분의 원자비, 상의 구조에 대한 복합적인 고려가 필요하다.

1985년 Geis-Gerstorfer<sup>48)</sup>는 납착연결부의 실패가 연결부 자체의 결합에 의한 것인지 납착부의 부식에 의한 것인지를 임상적으로 감별하는 것은 어렵기 때문에, 납착된 연결부의 부식실험을 하는 것은 아주 중요한 의미를 갖는다고 하였다. Shigeto 등<sup>49,50)</sup>은 니켈-크롬 합금을 금 납착재와 은 납착재로 납착하여 부식을 실험한 결과, 납착하지 않은 경우에 비하여 납착한 군에서, 특히 은 납착재를 이용하여 납착한 군에서 금속이온의 유리가 많았다고 보고하였으며, Oda<sup>51)</sup>는 타이타늄과 타이타늄 합금을 금과 은 납착재, 그리고 타이타늄 납착재로 각각 납착하여 염화나트륨 수용액에서 부식을 실험한 결과, 금 납착재를 이용하여 납착했을 때 인장강도는 현저히 감소했으며 은 납착재를 이용하여 납착했을 때는 부식이 증가했다고 보고하면서 타이타늄과 타이타늄 합금의 납착시 타이타늄 납착재를 사용할 것을 권장하였다. Angelini 등<sup>52)</sup>은 납착재와 모금속이 접촉하여 생기는 전기적 전위의 차이는 수용액의 pH보다 납착부의 강도와 부식에 더 큰 영향을 미친다고 하였다. 본 연구에서도 분극실험과 침적실험 결과, 모든 시편에서 납착에 의해 부식이 증가하는 경향을 발견할 수 있었다. 모금속의 종류와는 상관없이 금 납착재나 은 납착재만을 사용한 이전의 연구들과는 달리, 본 실험에서는 각 합금의 제조사에서 추천하는 각 합금의 납착에 적절하게 조성된 납착재를 사용하였다. 이러한 납착재 사용이 피착금속과 납착재간의 전위 차이를 감소시켜 부식의 감소에 영향을 미쳤을

것이라고는 추측되지만, 이의 확인을 위해서는 동일한 조건에서 납착재를 달리한 부가적인 실험이 필요할 것이다.

물리적 성질, 부식, 그리고 피납착체의 위치적 정확성의 관점에서 납착법의 단점을 극복할 수 있는 방법이 레이저를 이용한 융합법이다. Benthem 등<sup>53)</sup>은 금 합금, 코발트-크롬 합금, 그리고 니켈-크롬 합금에서 Nd:YAG 레이저를 이용하여 융합하였을 때, 납착에 비하여 부식이 현저히 감소하였다고 보고하였다. 본 실험에서도 납착 시편에서 레이저융합 시편보다 더 큰 부식을 나타내었으며, as cast 시편에서 가장 적은 부식을 보였다. 이의 원인으로는 국소적이며 미세하다고는 하지만 레이저 열원에 의한 금속 조직의 변화와 융합시에 발생한 미세한 틈에서의 crevice corrosion이 영향을 미쳤으리라 생각된다.

구강 내에 장착된 수복물은 수성의 환경, pH 변화, 음식물 섭취 등의 부식 유발 환경에 노출된다. 그러나 다양한 부식 유발 요인 중 치과외과가 조절할 수 있는 요인은 부식이 낮은 합금을 선택하여 부식을 증가시키지 않는 가공법으로 보철물을 제작하는 것이다. 이런 관점에서 볼 때, 레이저를 이용한 융합은 보철물의 물리적인 성질을 향상시키는 이점뿐만 아니라 생물학적인 이점도 크다고 할 수 있다. 그러나 치과 영역에서의 레이저 융합법의 사용은 아직까지는 미미한 실정이며, 보다 일반적으로 사용되기 위해서는 피착체의 종류, 두께, 피착면의 처리 상태에 따른 레이저의 전압, pulse 폭 및 spot 직경의 조합에 관한 광범위한 연구가 필요하리라 생각된다.

## V. 결 론

납착법과 레이저융합법이 합금의 부식에 미치는 영향을 비교 관찰하기 위하여, 치과에서 많이 사용하고 있는 4급 금 합금, 4급 도재소부용 금 합금, 니켈-크롬 합금, 그리고 코발트-크롬 합금을 주조만 한 상태(as cast), 납착재를 이용한 납착, 그리고 레이저 융합한 시편을 제작하여 분극곡선을 기록하고 인위적인 부식 후에 유리된 금속이온을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 분극실험의 결과, Pontor MPF와 Wiron 99에서는 납착군의 부식전위가 가장 낮았다( $p < 0.05$ ).

- Jel-Bios 10과 Wirobond에서는 용접법에 따른 부식전위의 유의차가 없었다( $p>0.05$ ).
2. 침적실험에서는, 모든 합금에서 납착군의 금속이온 유리량이 가장 많았으며( $p<0.05$ ), Jel-Bios 10과 Wirobond에서는 as cast군과 레이저용접군 간에 유의차가 없었다( $p>0.05$ ).
  3. 부식반응에 의해 가장 많이 유리된 금속은 아연, 구리, 그리고 니켈이었으며, 용접법에 따라 유리량의 큰 변화를 보였다.
  4. 주사전자현미경상에서, Wiron 99를 납착한 시편을 제외하고는 용접방법에 따른 부식의 변화를 확인할 수 없었다.
- 이상의 결과로, 용접법이 합금의 부식에 미치는 영향의 관점에서는 레이저용접법이 납착법보다 우수한 용접법이었다.

### 참고문헌

1. Pierce LH, Goodkind RJ. A status report possible risks of base metal alloys and their components. *J Prosthet Dent* 1989; 62:234-8.
2. Philips RW, Hamilton AI, Jendersen MD, McHarris WH, Schallorn RG. Report of committee on scientific investigation of the American academy of restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1986;55:736-72.
3. Wataha JC, Lockwood PE. Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. *Dent Mater* 1998;14:158-63.
4. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloy: A review. *J Prosthet Dent* 2000;83:223-34.
5. McCabe. *Applied dental materials*. 58- 62. Blackwell Scientific Publication. Four Dragons edition 1992.
6. Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AI. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *J Prosthet Dent* 1985;54:127-36.
7. DeMelo JF, Gjerdet NR, Erichsen ES. Metal release from cobalt-chromium partial dentures in the mouth. *Acta odontol Scand* 1983;41:71-4.
8. Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE, Evjen G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 1991;49:73-8.
9. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent* 1973;30:432-41.
10. Glantz PO, et al. Oral galvanism-ett elektrokemiskt fenomen. *Lakartidningen* 1981;78(40):3467-9.
11. Lancaster JF. *Metallurgy of welding*. 5th ed. London:Chapman & Hall: 1993.
12. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses-An initial report. *J Prosthet Dent* 1970;24:472-9.
13. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res* 1977;56:128-34.
14. Wald F, Cocks F. Investigation of copper-manganese-nickel alloys for dental purposes. *J Dent Res* 1971;50:48-59.
15. Wright S, Cocks F, Gettleman L. Corrosion behaviour of Au-Ag modified Cu-Ni-Mn alloys. *J Prosth Dent* 1980;59:708-15.
16. Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. 1995;45:209-17.
17. International Standard Organization, ISO 10271. *Dental metallic materials - Corrosion test method*. 2001.
18. Park YS. *Metal corrosion*. Min-Um Sa 1988.
19. Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC. *Dental materials In vivo aging and re-*

- lated phenomena. Quintessence books 2003:143-7.
20. Fontana MG. Corrosion Engineering. ed. 3. New York : McGrawHill. 1986.
  21. Geis-Gerstorfer J. In Vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent* 1994; 22:247-51.
  22. Degnan TF. Corrosion by hydrochloric acid. In:Korb LJ, Olson DL(eds). Corrosion. ASM Handbook, vol.13. Materials Park, OH:ASM International 1987:1162- 1166.
  23. McCann HC. Inorganic components of salivary secretions. In:Harris RS(ed). Art and Science of Dental Caries Research. New York: Academic Press. 1968:55-70.
  24. Meyer JM, Nally JN. Influence of artificial saliva on the corrosion of dental alloys. *J Dent Res* 1975;54:678.
  25. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact each other. *J Dent Res* 1963; 42:1183-97.
  26. Holland RI. Corrosion testing by potentiodynamic polarization in various electrolytes. *Dent Mater* 1992;8:241-5.
  27. Sumitra N, Vaidyathan TK, Sastri S, Prasad A. Chloride corrosion of recent commercial Pd-based alloys. *J Dent Res*. 1983;62:688 Abstr. No.346.
  28. Lane J, Lucas L, Lacefield W, O' Neal J, Lemons J. In vitro corrosion evaluation of Pd-base alloys. *J Dent Res* 1985;64:318 Abst. N0.1291.
  29. Cai Z, Vermilyea SG, Brantley WA. In vitro corrosion resistance of high- palladium dental casting alloys. *Dent mater* 1999; 15:202-10.
  30. Johnson DL, Rinne VW, Bleich LL. Polarization-corrosion behavior of commercial gold- and silver-base casting alloy in Fusayama solution. *J Dent Res* 1983; 62:1221-5.
  31. Mezger PR, Urijhoef MMA, Greener EH. Corrosion resistance of three high- palladium alloys. *Dent Mater*. 1985;1:177-9.
  32. Geis-Gerstorfer J, Weber H. In Vitro corrosion behavior of four Ni-Cr dental alloys in lactic acid and sodium chloride solutions. *Dent Mater* 1987;3:289-95.
  33. Bessing C, Bergman M, Thoren A. Potentiodynamic polarization analysis of low gold and silver-palladium alloys in three different media. *Dent Mater* 1987;3:153-9.
  34. Holland RI. Use of potentiodynamic polarization technique for corrosion testing of dental alloys. *J Dent Res* 1991;19:75-85.
  35. Resistance to corrosion and biocompatibility of dental alloys. 4-13. *Metalor*
  36. Corso P, German R, Simmons H. Tarnish evaluation of gold-based dental alloys. *J Dent Res* 1985;64:848-53.
  37. Corso P, German R, Simmons H. Corrosion evaluation of gold-based dental alloys. *J Dent Res* 1985;64:854-9.
  38. Ewers GJ, Greener EH. The electrochemical activity of the oral cavity-a new approach. *J Oral Rehabil* 1985;12:649-76.
  39. Brune D. Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials* 1986;7:163-75.
  40. Lappalainen R, Yli-Urpo A. Release of elements from some gold alloys and amalgams in corrosion. *Scand J Dent Res* 1987; 95:364-8.
  41. Brune D. Mechanisms and kinetics of metal release from dental alloys. *Int Endod J* 1988;21:135-42.
  42. Goehlich V, Marek M. Corrosion behavior of Pd-Cu and Pd-Co alloys in synthetic saliva. *Dent Mater* 1990;6:103-10.
  43. Geis-Gerstofer J, Sauer KH, Pässler K. Ion

- release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *Int J Prosthodont* 1991;4:152-8.
44. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. *J Dent Res* 1991; 70:1014-8.
45. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. The effect of cleaning on the kinetics of in vitro metal release from dental casting alloys. *J Dent Res* 1992;71:1417-22.
46. Gil FJ, Sanchez LA, Espias A, Planell JA. In Vitro corrosion behavior and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int Dent J* 1999;49:361-57.
47. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. Elements release and cytotoxicity of Pd-Cu binary alloy. *Int J Prosthodont* 1996;8:228-32.
48. Geis-Gerstorfer J. Korrosionserscheinungen an Lotverbindungen von Nichtelegierungsmetall - Dentallegierungen und deren Einfluß auf die Festigkeit der Verbindung. *Dtsch Zahnarztl* 1985;40:1118-22.
49. Shigeto N, Yanagihara T, Hamada T, Jorgensen EB. Corrosion properties of soldered joint. Part I: Electrochemical action of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1989; 62:512-5.
50. Shigeto N, Yanagihara T, Murakami S, Hamada T. Corrosion properties of soldered joint. Part II: Corrosion pattern of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1991;66:607-10.
51. Oda Y. Effect of corrosion on the strength in soldered titanium and titanium alloys. *Dent Mater* 1996;12:167-72.
52. Angelini E, Rosalibino F, Zucchi F. Influence of corrosion on brazed joint's strength. *J Dent* 1991;19:56-61.
53. van Benthem H, Vahl J. Corrosion behavior of laser-welded dental alloys. *Dtsch Zahnarztl* 1988;43:569-574.

---

**Reprint request to:**

Yi-Hyung Woo, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University #1, Hoigi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea  
yhwoo@khu.ac.kr

## ABSTRACT

# THE EFFECT OF SOLDER AND LASER WELD ON CORROSION OF DENTAL ALLOYS

Jin Baik, D.M.D., M.S.D., Yi-Hung Woo, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,  
Dae-Gyun Choi, D.M.D., M.S.D., Ph.D., Boo-Byung Choi, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung-Hee University*

**Statement of problem.** Intraoral corrosion not only affects the esthetic and function of metallic dental restoration, but also has biologic consequences as well. Therefore, corrosion is considered a primary factor when choosing the dental alloy and laboratory technique.

**Purpose.** The objective of this study was to compare the effects of solder and laser weld on corrosion.

**Material and methods.** Test specimens were made of 2 types of gold alloys, Co-Cr and Ni-Cr alloy and fabricated 3 methods, respectively: as cast, solder, and laser weld. For the analysis of corroding properties, potentiodynamic polarization test and immersion test conducted.

The potentiodynamic polarization scan curve were recorded in 0.9% NaCl solution (pH 7) using Potentiostat/Galvanostat Model 273A.

All specimens were exposed to 0.9% NaCl solution (pH 2.3) during 14 days. Elemental release into corrosive solution was measured by atomic emission spectrometry. Differences in corrosion potential and mass release were determined using ANOVA.

**Results and conclusion.** Through analyses of the data, following results were obtained.

1. In Pontor MPF and Wiron 99, corrosion potential of the solder group was statistically lower than as cast and laser weld group ( $p < 0.05$ ), but there was no difference between corrosion potential of solder group and laser weld group in Pontor MPF and no differences between as cast and laser weld group ( $p > 0.05$ ).

In Jel-Bios 10 and Wirobond, there was no difference of corrosion potential according to joining methods ( $p > 0.05$ ).

2. In all tested alloys, the amount of released metallic ion was greatest in the solder group ( $p < 0.05$ ). There was no difference between as cast group and laser weld group in Jel-Bios 10 and Wirobond ( $p > 0.05$ ).

3. In scanning electron microscopic examination, except soldered Wiron 99 specimens, it is impossible to discriminate the corrosive property of solder and laser weld.

4. Under the this experimental circumstances, laser weld appears superior to the solder when corrosion is considered.

---

**Key words :** Corrosion, Solder, Laser weld, Potentiodynamic polarization, Immersion