

레이저 융합된 Co-Cr 합금의 물리적 성질에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

배기창 · 우이형 · 이성복

I. 서 론

금속을 연결시키는 데는 두가지의 방법이 있다. 첫 번째 방법은 볼트(bolt)등으로 조이는 기계적인 방법이고 두 번째 방법은 연결할 두 면을 접합시키는 것이다.¹⁾

접합시키는 것은 두 금속간의 적절한 간격에 녹는 온도가 낮은 금속을 침투시킴으로 시행되는 것으로 납착(soldering)이나 brazing 혹은 두 면을 동시에 녹이는 용해 융합(fusion welding)등이 있다. 납착이나 brazing은 시행되는 온도에 따라 구분이 되는데 425℃ 이하에서 행해질 경우에는 납착, 425℃이상에서 행할 경우에는 brazing이라 한다. 이 두 방법 모두 접합될 금속보다는 낮은 온도의 매체가 필요하며 열원으로는 주로 gas torch나 전기를이용한다. 그러나 이러한 방법의 단점은 넓은 filler metal과 접합될 금속의 입자의 크기를 변화시키는 HAZ(heat affect zone), 그리고 인접한 재료의 손상 등으로 인한 인장강도의 저하이다. 이러한 바람직하지 않은 효과를 열원을 변화시킴으로 극복하고자 하는 많은 연구들이 있었다. 적외선과 레이저에 관한 많은 연구가 시행되었다.

레이저는 1960년에 Maiman에 의한 rubby laser가 만들어진 이후에 다양한 산업분야 뿐만 아니라 의학에서도 응용되어 사용되고 있다. 치과 분야에서는 우식의 제거나 연조직 질환의 치료 그리고 치과용 금속의 합착 등에 사용되고 있다.

레이저는 발전작용을 일으키는 레이저 매질(laser

medium)에 따라 기체, 고체, 액체, 반도체 레이저로 구분할 수 있다. 이중 치과용 합착에 사용되는 것은 일반적으로 고체 레이저이고 이중에서도 매질로 Neodymium과 Ytium aluminum garnet(YAG)을 사용한 Nd:YAG 레이저이다.

1992년 Dawes²⁾등은 레이저 융합이 다른 두금속을 접합시키는 가장 좋은 방법 중에 하나라고 하였다.

레이저 융합은 용제(flux)나 용접 금속이 필요하지 않으며 따라서 부식의 위험이 적으며 다공성을 감소 시킴으로 높은 합착 강도를 갖는다. 또한 별도의 납착용 모형의 제작이 없이 주모형 상에서 시행할 수 있기 때문에 높은 생산성을 갖는다

치과용 laser-welder은 flash lamp에 가해지는 전압(V)(혹은 전류 A), pulse의 폭, spot의 직경(mm), pulse의 주파수 등의 4가지 파라미터를 조절 할 수 있다. 이중 전압, pulse의 폭, spot의 직경은 발전하는 레이저의 강도, 에너지 밀, beam의 밀도, 에너지 밀도를 조절하는 것이므로 이들 세가지 파라미터의 적절한 조합이 용접여부를 결정하게 된다. 레이저를 치과에 이용하게 되면 재료측의 요인은 고정되어있는 경우가 대부분이므로 재료에 알맞은 적절한 파라미터의 선택이 접합의 성패를 결정한다.

치과용 금속의 합착에 레이저를 이용하려는 시도는 이미 1970년대에 시도 되었으나 장치 제작의 어려움과 상대적인 비효용성 때문에 각광 받지 못하였다. 그러나 최근에 치과재료로 티타늄의 사용이 증가함에 따라 그 효용성이 증가하고 있다.^{3,4)}

레이저와 금속에 관한 여러 연구들이 진행되어 왔

으나 국소의치용 Co-Cr 합금에 관한 연구는 부족하다. 따라서 본 연구에서 Co-Cr 합금에 레이저 융합의 사용의 가능성과 물리적 특성을 알아 보고자 했다.

II. 연구재료 및 방법

1. 시편의 제작

3.0±0.1mm의 직경의 15mm의 길이에 끝부분이 6mm의 원추부분을 갖는 시편을 제작하여 이를 레이저로 융합하였다. 규격에 맞도록 아크릴릭 레진으로 시편을 제작후(Fig. 1, 2)에 인산염계 매몰재(Wiropilus, BEGO, Bremen Germany)로 매몰 후에 Co-Cr 합금(Biosil f, Degussa Co., Hanau Germany, Table I)으로 제조사의 지시에 따라 주조를 시행하였다.

주조후에 실온에서 5분간 서냉하고 주조된 시편을 주조링에서 분리후에 주의깊게 모든 결절을 제거하였다. 모든 시편들은 주조 과정 중에 발생된 외층의 산화층을 제거하기 위하여 50µm의 Al₂O₃으로 모래분사후 초음파로 세척하였다(Fig. 3).

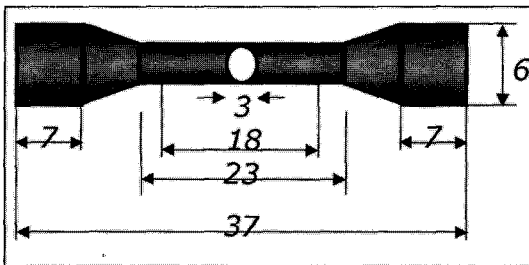


Fig. 1. A schematic drawing of the test specimen (Unit: mm)

이는 레이저 융합동안에 beam의 반사를 막는 거친 표면을 형성한다.

20개의 시편을 제작하여 무작위적으로 선택하여 10개씩 두 군으로 분류 했다. 주조된 시편으로 자르지 않은 그대로의 시편을 대조군으로 하고 실험군은 레이저 융합될 시편으로 중심부를 절단후 레이저로 융합하였다. 레이저 융합을 시행할 실험군의 시편은 시편의 중심부를 표시한후 시편의 장축에 수직이 되도록 절단 하였다(Fig. 4). 최소의 두께로 균일한 시편의 절단을 위하여 특별히 고안된 고정편에 10개의 시편 모두를 고정 시킨후에 wire cut식 방전 가공기(Sodick Co., Japan)를 이용하여 시행하였다. 모든 실험되는 시편들은 주목할만한 내부 결함이 있는지를 확인하기 위하여 방사선적으로 분석되었다(Fig. 5). 나뉘어진 실험군의 시편이 서로 긴밀하게 접촉하는지를 확인 하였다. 절단후 초음파 세척기로 3분간 세척 하고 steam cleaner로 세척후 절단면을 2000번의 사포로 연마하였다.

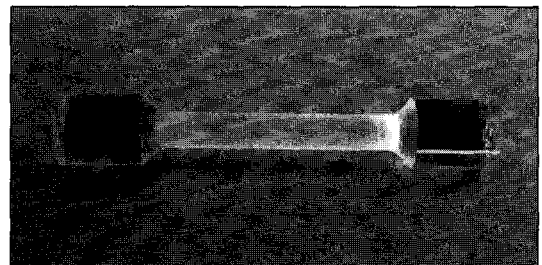


Fig. 2. Acrylic resin was milled for the even specimen fabrication.

Table I. Composition of Biosil f

metal element	% by weight
chromium	64.8
cobalt	25.5
molybdenum	5.3
etc.	4.9



Fig. 3. Co-Cr tensile specimen.

2. 레이저 융합

시편을 laser beam에 수직과 일정한 거리로 유지하기 위해 특별히 고안된 장치를 이용하여 시편을 고정하였다(Fig. 6). 이 특별히 고안된 고정 장치는 실험을 표준화하기 위하여 사용되고 융합 과정동안

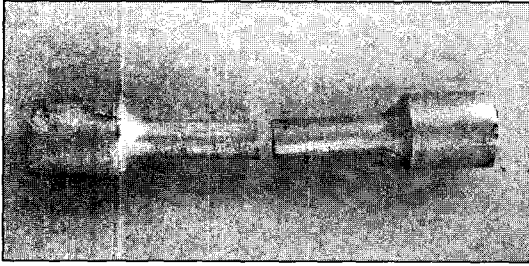


Fig. 4. Co-Cr tensile specimen was sectioned in the center.

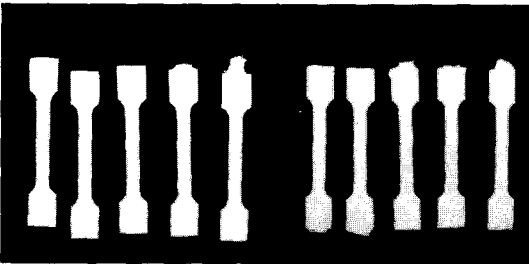


Fig. 5. Radiographic analysis was made of all tested Co-Cr bar to determine whether any noticeable internal defects existed.

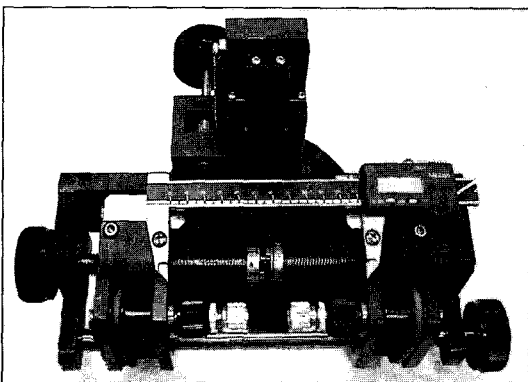


Fig. 6. Specially designed holding device to hold the specimen during laser-welding.

나누어진 시편을 고정시키고 오차를 감소 하도록 하였다.

합착과정 동안 아르곤 가스의 적절한 흐름이 융합 부위를 보호하였다. 이는 융합 과정에서 융합부위와 대기의 접촉을 방지하여 산화를 방지하고 기포의 발생을 최소화 한다.

융합할 시편을 특별히 고안된 장치에 고정 시킨 후(Fig. 7) 220V, 5.0ms, spot 크기가 1.0mm의 레이저(Alpalaser, Siro Lasertec. pforzheim, Germany)로 시편을 융합하였다(Fig. 8, Table II). 초기 고정을 위하여 시편의 서로 반대되는 내부위에 우선 레이저 융합후에 75%가 중첩 되도록 하여 전부위에 시행하였다⁵⁾. 융합후에 융합부위가 빛나는 은색을 나타내면 적절히 융합이 된 것으로 판단 하였다(Fig. 9). 융합후 실온에서 5분간 서냉을 하고 부가적인 열 처리는 시행하지 않았다.

실험군의 융합부위의 직경이 대조군의 직경과 같도록 하기 위해 융합부위를 주의 깊게 연마 하였다.

3. 물리적 성질의 측정

모든 시편을 만능 시험기 (Instron Corp., Canton, U.S.A)에 장착후 1mm/minute의 crosshead 속도로 실험 하였다. 극한 인장강도, 0.2% 항복강도, % 연신율을 측정 하였다.

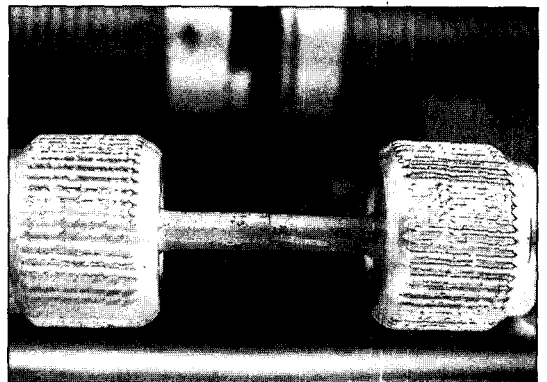


Fig. 7. Specially designed holding device was used to keep two halves of specimen as close as possible.

Table II. Technical data of Alpalaser

laser crystal	Nd:YAG
wavelength	1.06 μ m
average power	35W, optional 50W
peak pulse power	up to 5.5kW, optional 9kW
pulse energy	10mJ -55J, optional 75J
pulse duration	0.5-20ms
pulse frequency	single pulse - 10Hz/continuous pulse
diameter of focal spot	0.2-2.0mm, continuously variable
depth of penetration	2mm in gold 약 4mm in CoCr/titanium
focus setting	motorized

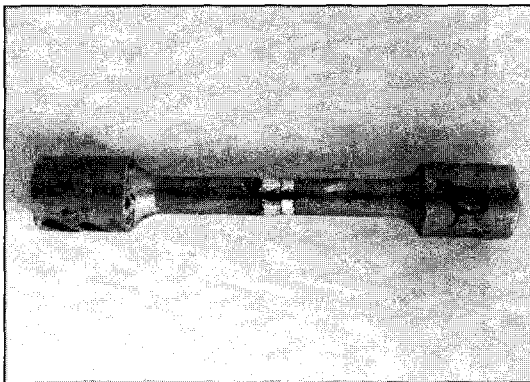


Fig. 9. A laser welded joint, which exhibited a shiny silver surface, was accepted as suitable welding quality.

4. 통계 분석

통계처리는 윈도우즈용 SPSS 통계 프로그램(release 10.0, SPSS, Chicago, IL, U.S.A)을 이용하여 시행하였다. 실험군과 대조군의 극한 인장강도, 0.2% 항복강도, % 연신율의 평균과 표준편차를 계산하였다. 군간에 유사성이 없었기 때문에 실험군과 대조군의 값은 non-parametric one-way analysis of variance를 시행하여 비교하였다.

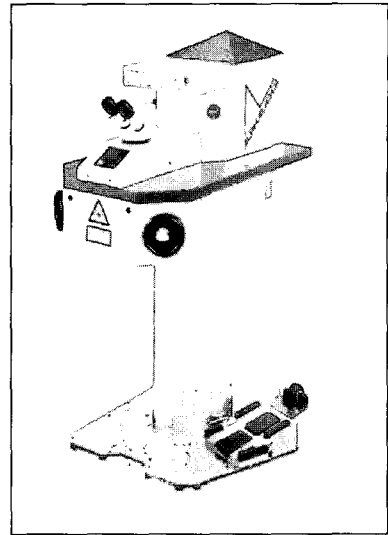


Fig. 8. Alpalaser(Alpalaser, Siro Lasertec, pforzh-eim, Germany) was used to weld the sectioned specimens.

III. 결 과

1) 인장강도

대조군과 실험군의 극한 인장 강도는 Table III, IV 4과 같다. Table VII 는 통계분석 값을 보여 준다.

대조군(820.4MPa)이 실험군(617.7MPa)에 비하여 높은 인장 강도를 보여 준다($p < 0.05$)(Table VII). 실험군의 인장강도는 대조군의 인장강도의 75%를 보였다.

2) 0.2% 항복강도

0.2% 항복강도는 실험군 평균값이 332.5 Mpa로 대조군의 298.4MPa보다 큰값을 보였다(Table V).

3) %연신율

%연신율은 대조군(14.3)이 실험군(6.6)에 비하여 큰 값을 보였다(Table VI).

4) 파절면의 관찰

파절부위는 대조군의 경우 인장시험의 중심에서 무작위적으로 발생하였으며 실험군의 경우에는 모두 융합부위에서 발생하였다(Fig. 11).

Table III. Fracture stress of the Co-Cr alloy at as cast condition. (mean±S.D.)

specimen No	fracture load(kg)	fracture load(Mpa)
1	601.2	834.5
2	573	795.4
3	618.9	859.1
4	531.7	738.0
5	633	878.7
6	590.7	819.9
7	618.9	859.1
8	613.3	851.3
9	551.3	765.3
10	578.2	802.6
mean±S.D.	591.02±32.5	820.4±45.1

Table IV. Fracture stress of the laser welded joint. (mean±S.D.)

specimen No	fracture load(kg)	fracture load(Mpa)
1	381.7	529.8
2	536	744
3	490.9	681.4
4	272	377.6
5	502.2	697.1
6	553.6	768.4
7	456.3	633.4
8	517	717.6
9	333.9	463.5
10	406.5	564.3
mean±S.D.	445.01±93	617.7±129.7

Table V. 0.2% yield strength and % elongation of the Co-Cr alloy at as cast condition.(mean±S.D.)

specimen No	0.2% yield strength	% elongation
1	278.1	16.4
2	278.1	12.2
3	284.85	17.8
4	290.2	14.3
5	265.2	17.1
6	281.5	13.5
7	305.64	15.4
8	360.16	13.5
9	324.4	10.7
10	316	12.2
mean±S.D.	298.4±28.5	14.3±2.3

Table VI. 0.2% yield strength and % elongation of test specimens. (mean±S.D.)

specimen No	0.2% yield strength	% elongation
1	353.03	4.3
2	371.7	8.5
3	336.2	6.1
4	245.7	3.3
5	303.03	9.3
6	334.08	11.1
7	279.5	9.1
8	323.27	8.5
9	369.1	2.0
10	408.9	4.1
mean±S.D.	332.5±47.7	6.6±3.07

Table VII. Mean fracture strength of as cast condition and test specimen

	control group (MPa)	test group (MPa)	Sig.
tensile strength (mean)	820.4	617.7	*

*:significantly different(p<0.05)

Laser로 융합한 실험군은 파절이 모두 융합부위에서 발생하였으며 파절면의 전자현미경(×35)(×L30, Philips Co., Netherlands)으로 관찰한 결과 다수의 기포가 발생한 것을 발견 하였다(Fig. 12). 또한 일부 시편에서는 중심부까지 융합이 이루어 지지않은 것을 확인 할 수 있었다.

대조군의 파절면은 불균일한 거친 면을 보였다(Fig. 13).

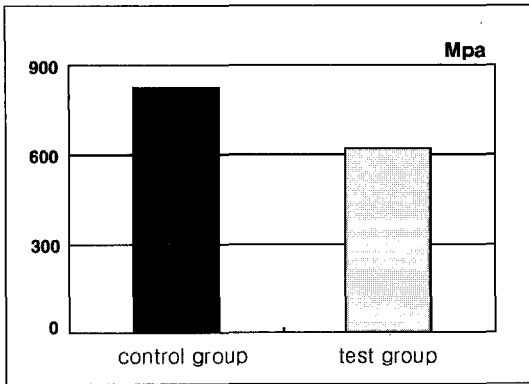


Fig. 10. Mean fracture strength of both groups.

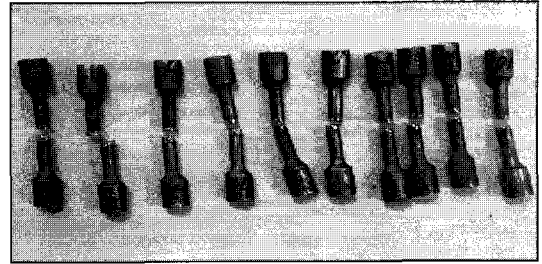


Fig. 11. All test specimens were fractured at laser welded joint.

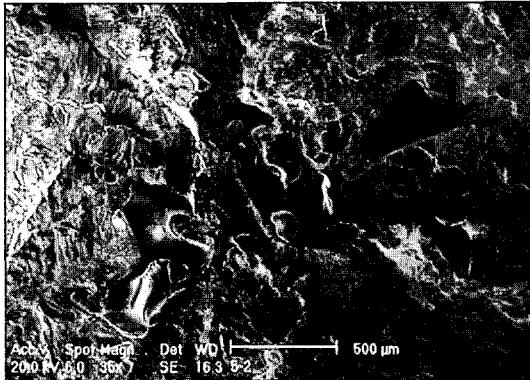


Fig. 12. Fracture surface of laser-welded Co-Cr specimen with large pores ($\times 35$ magnification).

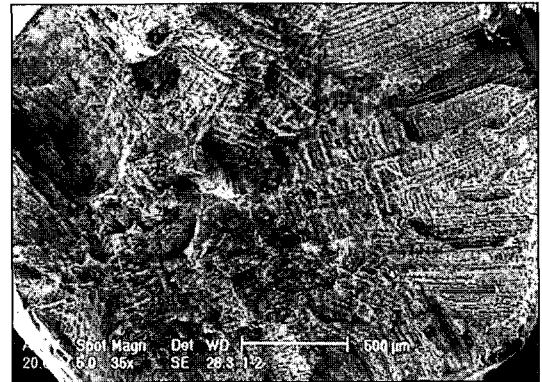


Fig. 13. Fracture surface of cast Co-Cr specimen Shows rough fracture surface Scanning electron micrograph at $\times 35$ magnification.

IV. 고 찰

레이저란 양자 역학을 이용하여 아주 짧은 파장의 전자기파를 증폭하거나 발진하는 장치로 Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (유도방출에 의한 광증폭)의 머릿글자를 따서 만들어진 말이다.

레이저는 보통의 빛에 비하여 매우 순수하며 퍼지지 않고 곧바로 진행되는 빛이다. 다른 빛은 고온으로 가열된 원자나 분자 하나하나에서 자유로이 발생하는 빛이며 이러한 빛은 같은 종류의 원자나 분자에서 나오는 빛이라도 무수히 다른 파장의 빛을 포함하고 있다. 그리고 개개의 원자나 분자에서 나오

는 빛은 서로 관련성이 없는 여러 가지 빛의 모임이다. 그러나 laser는 한 종류의 파장만을 가진 빛이며 위상이 고른 연속된 빛이다. 레이저 광선은 렌즈로 집속하면 매우 작은 넓이로 집광할수 있다. 렌즈로 집광한 레이저광선의 초점면 상에서의 단위 면적당 빛에너지는 대단히 크다.

레이저를 이용하여 치과용 금속을 접합하려는 시도는 이미 1970년대에 시도되었다.

Gordan와 Smith의 이전의 연구는 4-8ms의 pulse 와 8-16J를 갖는 레이저가 치과용 금속의 합착에 충분한 에너지가 있음을 보여준다.⁴⁾ 합착되는 부위는 작고 매우 짧은 시간 동안에 열이 발생하기 때문에 손상 없이 치과에서 사용되는 플라스틱 재료나 도재

와 같은 유리나 유기물질을 합착 할 수 있다고 하였다.⁹⁾

Wang 과 Chang은 레이저 용합의 세 가지 장점으로 1) 열원이 빛이기 때문에 합착부위와 직접적인 접촉 없이 유리창을 통하여 시행될 수 있다. 2) 정확하고 잘 정제된 합착을 일으킨다. 3) HAZ(heat affecte zone)이 작기 때문에 접합과정중에 체적정확성을 유지할 수 있는데 이는 치과 보철물의 정밀한 적합에 중요하다고 하였다.

MacEntee와 Hawbolt의 연구에서 Co-Cr 합금을 접합시키는 방법으로 이중금속을 이용한 납착보다 동종금속을 이용한 welding이 인장강도와 전단강도가 더 크다고 하였다.¹⁰⁾

Preston과 Reisbick의 귀금속과 비귀금속을 이용한 연구에서 전통적인 치과용 납착 법에 비하여 레이저를 이용한 용합이 더 균일한 접합을 이룬다고 하였다.¹³⁾

국소의치용 Co-Cr 합금을 접합하는 방법에는 열원으로 전기를 이용하여 접합시키는 electric bazing 방법이 기존에 사용 되어 왔다. 이는 1300℃의 전극을 이용하여 filler 금속을 접합하려는 금속 사이에 녹여 넣는 방법으로 모금속의 용융은 없이 Co-Cr 합금을 접합시키는 방법으로 기존의 여러 연구에서 이미 그 접합강도가 레이저 용합에 비해 크게 떨어짐을 확인 하였다.

본 실험에는 Co-Cr 합금의 레이저 용합된것과 용합하지 않은 것의 물리적인 성질을 비교하여 Co-Cr 합금에서 레이저의 사용 가능성을 알아 보기 위한 실험이다. 본 실험 결과처럼 레이저로 Co-Cr합금을 접합 시킬 경우 모금속의 75%에 해당하는 인장강도를 보임을 알수 있다. 이는 기존의 다른 접합 방법과 비교하여 높은 강도를 갖는 것이다.¹¹⁾

이전의 여러 연구에서도 적절한 조건하에서 레이저 용합이 시행된다면 용합부위의 기계적인 성질은 모금속과 유사하거나 더 우수하다고 하였다.⁵⁻⁹⁾ 레이저 용합에 사용되는 레이저의 에너지와 접합 방법에 따라 여러 용합부위에서 다양한 강도를 나타 낸다.^{5,9,11)} 따라서 적절한 에너지의 선택이 용합부위의 기계적인 성질에 영향을 준다고 할 수 있다. 인장강도 등의 기계적인 성질은 실험방법과 사용하는 금속의 성분, 레이저 용합 방법이 다르기 때문에 직접적으로 다른 이전의 연구들과 비교 할 수는 없지만 결과는 이전의 연구와 유사하게 다른 접합 방법 보다

우수하다고 할 수 있다.

역시 다양한 방법으로 접합된 cobalt-chromium의 인장강도를 측정 한 NaBadalung와 Nicholls의 연구 의하면 주조된 시편이 레이저로 용합된 것에 비해 큰 인장강도를 보였으며 이 둘은 모두 electro bazing 된 것보다 큰 강도를 나타냈다고 하였다.¹¹⁾ 그 이유로는 electro bazing을 이용할 경우 다량의 filler 금속이 용해 된후 응고되는 과정에서 많은 양의 기포가 발생하여 강도가 크게 감소한다고 하였다. 즉, 레이저를 이용한 용합방법에서는 용해되는 금속의 양이 다른 방법에 비해 적기 때문에 접합부위에서 기포양이 적어 우수한 강도를 유지한다. 그러나 기포가 전혀 발생하지 않는 것은 아니기 때문에 주조된 모금속(대조군)에 비해 낮은 강도를 보인다고 할수 있다.

본 실험의 경우도 파절은 모두 용합부위에서 발생 하였으며 파절면에서 다수의 기포가 관찰된 것으로 보아 기포가 용합부위의 강도에 큰 영향을 준다고 생각된다. 이는 이전의 연구와 유사한 결과로 Na Badalung와 Nicholls도 레이저 용합된 시편의 인장 강도에 가장 큰 영향을 주는 요인은 내부의 기포라 하였다.¹¹⁾ Fig. 12에서 보이 듯이 용합한 시편의 중심 부위에 기포가 발생한 것은 레이저의 높은 용해온도와 급격한 금속의 응고로 중심부위에 공기가 빠져나 오지 못하고 금속이 응고되어 중심부위에 기포가 발생된것으로 생각된다. 이러한 이유 이외에도 레이저 용합시 금속의 높은 용해율과 응고율로 인해 용해된 금속이 응고시 금속의 구조적인 변화에 의해 낮은 인장 강도를 갖는 것을 의심해 볼수 있으나 이는 본 실험만으로는 판단하기에는 어려우며 추가적인 실험이 필요하다고 생각된다. 그러나 Wiskott등의 레이저 용합된 금속의 미세 구조에 관한 연구에서 이러한 구조적인 변화는 레이저 용합이 치과용 금속의 다른 접합 방법에 비하여 상대적으로 모금속의 구조를 보다 적게 변화시켜 모금속의 물리적인 성질을 가장 잘 유지 할 수 있다고도 하였다.¹⁵⁾ 또한 Wang 과 Welsch등의 연구에 따르면 레이저를 이용한 금속의 용합이 tungsten inert gas welding이나 infrared bazing보다 더 작은 입자를 갖는데 이는 고온으로 열을 받는 간격이 레이저가 짧기 때문이라 하였다.¹⁶⁾ 즉, 레이저를 이용하여 용합을 시행할 경우 다른 방법에 비해 상대적으로 단위면적당 발생하는 열에너지가 낮고 용해와 응고 시간이 짧고 열의 소실이 빠

르기 때문에 상대적으로 입자의 크기가 작은 것으로 생각된다.

이외에도 레이저 용합후에 용합부위의 강도에 영향을 주는 요인으로 다른 여러 가지를 생각해 볼수 있다.

Chai와 Chou의 연구에 따르면 용합부위의 기계적인 성질은 용합시에 들어가는 소수 불순물에 영향을 받는다고 하였으며,¹²⁾ Russell등은 레이저의 에너지 증가시 초과 에너지는 재료의 표면에 기포를 발생시키고 이런 기포에 따라 표면의 강도가 감소한다고 하였다.¹⁴⁾

특히 Co-Cr과 같은 열전도가 낮은 금속에서 레이저의 침투 깊이를 증가시키기 위하여 레이저 용합시에 과량의 에너지를 사용할 경우 레이저의 침투 깊이는 증가하지 않고 표면의 손상만을 일으켜 표면의 강도를 감소시키고 할수 있다. 따라서 적절한 에너지의 사용이 용합부위의 기계적인 성질을 좌우한다고 할수있다.

HAZ(heat affected zone)의 크기 역시 접합부의 연신율과 같은 기계적인 성질에 큰 영향을 준다. Lancaster의 보고에 따르면 HAZ은 두부위로 구성된다고 하였다.¹⁷⁾ 첫 번째 부위는 높은 온도의 부위로 용합이 일어나는 부위에 근접한 부분으로 재결정화 같은 주된 구조적인 변화가 발생한다. 두 번째 부위는 낮은 온도의 부위로 탄소의 함입과 같은 이차적인 효과가 나타난다. 이러한 구조적인 변화에 의해 기계적인 성질이 영향을 받는다고 하였다. 이와 같은 이유로 용합부위의 입자의 크기가 증가되어 용합부위의 연성이 감소하고 따라서 깨지기 쉬운 성질을 갖게 된다. 입자의 크기가 증가함에 따라 인장강도도 감소한다. 또한 온도가 높아지고 용해와 응고 시간이 길어짐에 따라 입자의 크기가 증가한다. 이처럼 열원에 의해서 직접적으로 영향을 받지 않는 용합이 발생하는 부위의 인접한 금속은 큰 입자를 가지게 되어 강도가 감소한다.

이와 같이 본 실험에서도 실험군(6.6)의 %연신율이 대조군(14.3)에 비해 낮게 기록 되었는데 이는 용합에 인접한 부위는 큰 입자를 갖게되는 구조적인 변화에 기인한 것으로 생각된다. 이러한 연성의 감소는 clasp의 유지부의 기능이나 조절시에 clasp의 파절을 가져 올수 있다는 점에서 매우 바람직하지 않다. 이러한 연성의 감소에 대응 방법이

필요하며 부가적인 열처리로 어느정도 해결이 가능하다고 생각되나 이 역시 더 부가적인 연구가 필요한 것으로 보인다.

결론적으로 레이저 용합이 여러 다른 접합방법 비해 더 미세한 성질을 나타내는 이유는 열원에 영향을 받는 금속부위가 용합부위에 국한되는데 있다.

또한 용합되는 금속부에 인접한 금속은 용해부위의 크기에 비해 거의무한한 열의 수용체로 작용하고 용해가 발생하는 깊이를 감소시킨다. 빠른 용해와 응고율은 용합되는 합금의 성질을 크게 변화시키지 않는다. 이러한 결과에 근거하여 레이저 용합은 빠르고 편리하며 치과용 주조 금합금의 안전한 용합을 만들수 있다.

레이저를 이용하여 Co-Cr 합금을 접합시키는 방법은 여러 임상에서 이용할수 있을 것이라 생각된다. 용합시에 열을 받는 부위가 자기 때문에 국소의치의 clasp과 같은 구성요소의 파절시에 의치상의 제거 없이 국소의치를 수리 할수 있는 이점을 갖는다.

성공적인 합착을 위해서는 합착하려는 Co-Cr 합금에 알맞은 레이저의 전압, pulse의 폭, spot의 직경과 같은 레이저의 강도, 에너지 및, power의 밀도, 에너지 밀도에 영향을 주는 세 가지 파라미터의 적절한 조합의 선택이 필요하며 이에 대한 지속적인 연구가 필요하다. 또한 레이저 용합이 정밀하고 우수한 기계적 성질을 보인다고 하지만 접합하려는 두면의 정밀한 접촉이나 접합면의 정밀한 고정과 같은 환경을 형성하기는 어려울 뿐아니라 레이저 용합을 시행하는 술자의 기술에 용합의 성패가 좌우되는 문제점이 있다.

또한 아직 접합면의 부식에 관한 연구나 다른 여러 금속에 관한 연구가 부족하며 더 지속적인 연구가 필요하다.

V. 결 론

Co-Cr을 레이저 용합한 것과 용합하지 않은 모금속의 기계적인 성질을 비교한 본 연구에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 레이저로 용합한 실험군(617.7MPa)의 인장강도는 대조군(820.4MPa)의 인장강도의 75%이고 통계학적으로 유의성 있는 차이를 나타냈다 ($p < 0.05$).

2. 실험군의 %연실율(6.6)이 대조군의 %연실율(14.3)에 비해 낮은 값을 나타냈다.
3. 실험군의 모든 파절은 융합부위에서 발생 하였으며 파절면에서는 다수의 기포가 관찰 되었다. 또한 대조군의 파절면에서는 거친 면을 볼 수 있다.

참고문헌

1. Darunee P. NaBadalung, and Jack I. Nicholls: Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy, *J Prosthet Dent.* 1998, 79(3) 285-290.
2. Dawes C. :laser welding. Cambridge: Abington Publishing Ltd.,in association with The welding Institute; 1992.
3. Denton L Smith, Arthur P. Burnett, and Thomas E. Gordon: Laser welding of gold alloys, *J Dent Res* 1971, 15:161-167.
4. Gordon, T.E., and Smith, D.L.: Lasr welding of Prostheses- An initial report, *J Prsthet Dent* 1970, 24:472-479.
5. Sjogren G, Andersson M, and Bergman M: Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988, 46:247-253.
6. Neo TK, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, and Engelman MJ: Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont* 1996, 9:379-93.
7. Berg E, Wanger WC, Davik G, and Dootz ER.: Mechanical properties of laser welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1996, 74:250-7.
8. Preston JD, and Reisbick MH: Laser fusion of selected dental casting alloys. *J Dens Res* 1975, 54:232-8.
9. Roggensack M, Walter MH, and Boning KW.: Studies on laser-and plasma-welded titanium. *Dent Mater* 1993, 9:104-7.
10. MacEntee M. I., Hawbolt E. B., and Zahel J. I. : The tensile and shear strength of a base metal weld joint used in dentistry. *J Dent Res* 1981, 60(2):154-158.
11. Wang RR, and Welsch GE. :Joining titanium material with tungsten inert gas, laser welding and infrared brazing. *J Prosthet Dent* 1988, 74:521-30.
12. Tsongi Chai, and Chia Kai Chou: Mechanical properties of laser-welded cast titanium joint under different conditions *J Prosthet Dent* 1998, 79:477-83
13. Preston J. D., and Reisbick M. H.: Laser fusion of selected dental casting. *J Dent Res* 1975:232-238.
14. Russell R. Wang, and Clarence T. Chang: Thermal modeling of laser welding for titanium dental restoration. *J Prosthet Dent* 1998, 79:335-42.
15. Anseim Wiskott H. W., Thierry Dumas, Susanne S. Scherrer, Christian Susz, and Urs C. Belser: Microstructure of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. *Int J Prosthodont* 2001, 14:40-47.
16. Wang. K. R., and Welsch G. E.: Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995, 74:521-30
17. Lancaster JF. *Metallurgy of welding.* 5th ed. London:Chapman & Hall; 1993. p38-55a, 79-92b, 157-8c.
18. Huruska. A. R., and Borelli P.: Quality cristeria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated casting. *J Prosthet Dent.* 1991, 66:561-5.
19. James C. Taylor, Steven O. Hondrum, and Arun Prasad, Craig A. Brodersen.: Effect of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J Prosthet Dent.* 1998, 79:291-7.
20. E. Angelini, M. Pezzoli, F. Rosalbino, and F. Zucchi: Influence of corrosion on brazed joints' strength. *J Dent* 1991, 19:56-61.

21. Robert S. Staffanou, Rlye A. Radke, and Malcolm D. Jendresen: Strength properties of soldered joints from various ceramic-metal combination. *J Prosthet Dent.* 1980, 43(1):31-39.
22. Jemt T.: Three-dimensional distortion of gold alloy casting and welded titanium framework. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master cast in routine edentulous situations. *J Oral Rehabilitation.* 1995, 22:557-564.
23. Ricardo Kriebel, B. K. Moore, C. J. Goodacre, and R. W. Dykema: A comparison of the strength of base metal and gold solder joints. *J Prosthet Dent.* 1984, 51:60-66.
24. Scott C. Haney, and Jonathan C. Meiers: In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. *Quintessence international* 1996, 27(21):841-847.
25. John S. Huling: Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977, 56:128-134
26. Tore Derand: Porcelain bond to laser-welded titanium surface. *Dental Material.* 1995, 11:93-95.
27. Birgitta Bergendal, and Sigvard Palmqvist: Laser-welded titanium frameworks for fixed prosthesis supported by osseointegrated implants: A 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995, 10:199-206.
28. Sloan R. M., Reisbick M. H., and Preston J. D.: Post-ceramic soldering of various alloys. *J Prosthet Dent.* 1982, 48:686-689.
29. Georges E. Tehini, and Robert Sheldon Stein: Comparative analysis of three techniques for soldered connectors. *J Prosthet Dent.* 1993, 69:16-19.

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, Dongdaimun-Gu, Seoul, 130-701, Korea
 yhwoo@khu.ac.kr

ABSTRACT

MECHANICAL PROPERTIES OF LASER WELDED Co-Cr ALLOY

Ki-Chang Bae, D.M.D., Yi-Hyung Woo, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,
Sung-Bok Lee, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University

Statement of problem : The joints of removable partial denture alloys have failed frequently after routine usage.

Purpose : The purpose of this study was to evaluate the mechanical properties of the laser welded Co-Cr alloys.

Material and method : For this study, 20 Co-Cr specimens were casted and 10 of them were separated on the middle area and laser welded with Alpha laser welding machine (Siro Lasertec, Pforzheim, Germany). Rest of them which were as cast, were used as a control group. For the section of the experimental specimens, wire cutting machine was used to make an even gap of the all specimens. Laser welding was done with manufacturer's instruction and tested each specimen by Instron Machine. Tensile strength, 0.2% yield strength and % elongations were recorded. Fractured surfaces were investigated with SEM.

Results : The results were as follows :

1. The tensile strength of the laser welded group (617.7MPa) was about 75% of the as cast group (820.4MPa). It had statistically significant differences ($p < 0.05$).
2. The % elongation of the experimental group was 6.6 which was lower than the control group (14.3).
3. Fracture of the experimental group occurred in the welded surface and showed many voids. In contrast, the fracture surface of the control group was showed rough surfaces without any voids.

Conclusion : The tensile strengths of the as-cast joints were higher than those for the laser-welded joints, and the % elongation of the experimental group was lower than the control group. Porosity was found in laser-welded joints.

Key words : Laser, Laser welding, Cobalt-Chromium alloy