이종금속간의 결합방법에 따른 결합강도에 관한 비교 연구

경희대학교 치과대학 보철학교실

박성규·최부병·권긍록

Comparative analysis on mechanical properties of gold and Co-Cr dental alloys due to joining methods.

Seong-Kyu Park, Boo-Byung Choi, Kung-Rock Kwon

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

The purpose of this study was to evaluate their mechanical properties after laser-welding or soldering of precious and non-precious dental alloys. For this study, 30 Co-Cr alloy specimens, 15 gold alloy specimens, 15 palladium alloy specimens were casted and seperated on the middle area. 15 sperated Co-Cr specimens and 15 seperated gold alloy specimens were laser welded (GW Group). 15 sperated Co-Cr specimens and 15 sperated gold alloy specimens were soldered by coventional soldering method (GS Group). 15 sperated Co-Cr specimens and 15 seperated palladium alloy specimens were laser welded (PW Group). 15 sperated Co-Cr specimens and 15 sperated palladium alloy specimens were soldered by coventional soldering method (PS Group). Tensile strength, 0.2% yield strength, % elongation were recorded in nine specimens of each group. Bending strength were record in six specimens of each group. These data for four groups were subjected to a two-way analysis of variance(ANOVA). The fracture locations, fractured surfaces were examined by SEM(scanning electron microscope). The results were as following: 1) In the same alloy combination, the tensile strength and 0.2% yield strength and of the laser welded group with same metal combination were significantly less than soldered groups($p<0.05$). 2) In the combination of Co-Cr/Palladium, the bending strength of laser welded group were significantly less than that of soldered groups($p<0.05$). In the combination of Co-Cr/Gold, the bending strength of laser welded group were significantly higher than that of soldered groups($p<0.05$). 3) In the same method of joint, the tensile strength and 0.2% yield strength and bending strength of the Co-Cr/gold were significantly higher than Co-Cr/palladium($p<0.05$). 4) There was no significantly statistical difference between each group in the % elongation($p>0.05$). 5) The fracture of the laser welded specimens occured in the welding area and a large void was observed at the center of the fracture surface. 6) The fracture of the soldered specimens occured also inthe soldered area and many porpsities were showed at the fracture sites.

이종금속간의 결합방법에 따른 결합강도에 관한 비교 연구

경희대학교 치과대학 보철학교실

박성규·최부병·권긍록

Ⅰ. 서 론

Koeber에 의하여 원추관이 개발된 이후, 원추형의 내관과 이를 외관으로 다시 피복하는 이중관을 이용한 국소의치가 임상에서 많이 사용되고 있다. 이 경우 지대치의 외관과 의치의 금속구조물이 강고하게 고정 연결 될 수 있도록 하여야 한다. 이러한 의치상 금속과 지대치 금속과의 이종금속 간 연결방법으로 납착이 사용되어 왔으나 기공과정의 복잡성 과 연결부의 부식 등의 단점을 보완하기 위하여 최근에는 레이저를 이용한 금속간의 연결방법이 활발하게 연구되고 있으며 치과영역에서 그 활용범위를 넓혀가고 있다.

미소 초점에 집광된 고 에너지 밀도의 레이저 광선을 가공에 적용하는 레이저가공법은 다양한 가공특성과 장점을 가지고 있다. 이러한 특성과 장점을 이용하여 레이저 가공을 적용하고 있는 분야로는 절단(cutting), 구멍 뚫기(drilling), 용접(welding) 열처리(heat treatment) 등이 있으며, 치과영역에서는 용접의 활용범위가 넓다. 이러한 용접은 레이저의 전압, 주파수, 초점의 크기, 조사시간 등을 조절하여 피가공물이 기체상태에 도달하지 않고 반 액체상태에서 가열이 정지되게 함으로서 가능하다. 금속의 용접에 사용되는 레이저는 일반적으로 지속파 혹은 반복속도가 큰 펄스파 레이저를 사용하므로 거의 대부분 CO_2 레이저와 Nd :YAG레이저를 사용한다. 대형 부품의 경우 CO_2 레이저를 사용하며 정밀부품인 경우 Nd : YAG레이저를 사용한다. 치과영역의 금속가공에서는 금속반사율이 작은 Nd :YAG 레이저를 사용한다.

레이저 용접을 위한 접합배치는 맞대기 용접(butt welding)과 겹침 용접으로 나눌 수 있다. 맞대기 용접의 경우 접촉면이 평평하여야 하며 양 부품간의 틈이 없어야 하고 그 간격의 최대 허용치는 두께의 15% 이내여야 한다. 그 높이의 차이도 25% 이내여야 한다. 또한 맞대기 용접 시 집중된 부위의 급속한 가열로 인한 재료의 국부적인 열팽창과 체적 변화를 줄이기 위하여 양측 끝 부분을 고정하여야 한다.

레이저에 의한 금속 간의 용접은 일반적인 용접방법으로 가능한 금속 및 합금에 모두 적용된다. 특히 가공 중에 소재에 의한 반력이 없고, 집광 초점의 직경이 작기 때문에 가열영역을 좁게 할 수 있어 가공 중 비틀림이나 열변형이 적은 고 정밀도의 가공이 가능하여 정밀한 금속간의 접합을 요하는 치과영역에서 높은 활용가치가 있다. 접합 시키려는 금속들 사이의 용융온도가 비슷하고, 그들의 결정구조가 같다면 쉽게 용접이 이루어진다. 비등점의 차이가 큰 금속들 사이에서는 레이저에 의한 용접이 어려우므로 세심한 주의를 기울여야 한다. 본 실험에서는 의치상 금속으로 사용되는 비귀금속(Co-Cr)과 이중관의 외관으로 사용되는 금 합금과 팔라듐 합금간의 납착 결합강도와 레이저용접 결합강도를 비교분석 하고자 하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 시편의 제작

직경 3.0mm, 길이 18mm, 끝 부분에 6mm의 원추

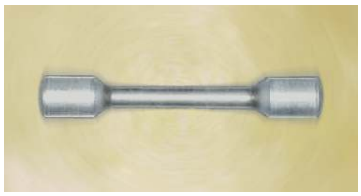


Fig. 1. acrylic resin was milled for the even specimen fabrication.

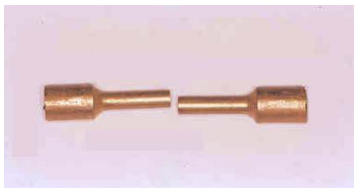


Fig. 2. All casted specimens were sectioned in the center.

부분을 갖는 아크릴릭 레진 봉 60개를 제작하였다(Fig. 1).

레진 봉 30개를 무작위로 선정하여 통법에 따라 매몰하고 Co-Cr 합금 (Biosil F. Degussa Co., Germany)으로 주조 하였다. 레진 봉 15개를 무작위로 선정하여 통법에 따라 매몰하고 금 합금(M72. Woori Dong Myung Co., Korea)으로 주조하였다. 나머지 15개의 레진 봉을 통법에 따라 매몰하고 팔라듐 합금 (Jental, Woori Dong Myung Co., Korea)으로 주조하였다. 주조된 모든 시편들의 정 중앙부에서 봉의 장축과 수직되도록 절단하였다(Fig. 2).

절단된 모든 시편을 50㎛의 산화알루미늄으로 모래분사하여 산화막을 제거하였다.

2) 납착 시편의 제작

절단된 Co-Cr 합금 시편 30개를 무작위로 선정하고 절단면에 납착용 매개금속(Lot N1W De- gudent, Degussa Co., Germany)을 제조사의 지시대로 코팅하였다. 절단된 팔라듐 합금 시편 15개를 무작위로 선정하여, 절단되고 납착용 매개금속으로 코팅된 Co-Cr 합금 시편 15개와 각각 무작위로 조합하였다. 절단된 금 합금 시편 15개를 무작위로 선정하여, 절단되고 납착용 매개금속으로 코팅된 Co-Cr 합금 시편 15개와 각각 무작위로 조합하였다. 특별히 고안된 장치를 이용하여 조합된 시편간의 거리가 0.25㎜를 유지하게 하고, 이를 pattern resin(GC. Co., Tokyo. Japan)으로 고정하였다(Fig. 3).

각각 조합된 시편을 Solder block를 제작, 고정하고 gas torch를 이용하여 납착용 금합금(Unilot 2 Degudent, Dagussa Co., Germany)으로 납착하였다.

3) 레이저 용접 시편의 제작

15개의 절단된 Co-Cr 시편과 15개의 절단된 팔라듐 합금을 선정하여 각각 무작위로 조합하였다.

15개의 절단된 Co-Cr시편과 15개의 절단된 금 합금을 선정하여 각각 무작위로 조합하였다. 특별히 고안된 장치를 이용하여 laser beam과 수직되고 일정한 거리를 유지하게 하고 Biosil L(Degussa Co., Germany)을 용접금속으로 사용하여 Nd:YAG레이저



Fig. 3. Specially designed holding device was used to keep two halves of specimen with even gap.

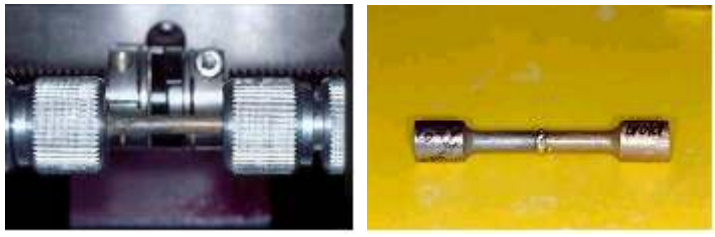


Fig. 4. Specially designed holding device & laser welded specimen.



Fig. 5. All humping and spatter of laser welded or soldered specimen were carefully removed.

(Alpalaser / Alpa co. Ger- many)를 이용, 230V, 10ms, 1.0mm focus로 레이저 용접하여 Co-Cr / Palladium alloy 시편을 제작하였다(Fig. 4).

4) 시편의 마무리

납착되거나 용접된 시편들은 실온에서 서냉시키고 부가적인 열처리는 시행하지 않았다. 각 시편들의 연결부를 주의 깊게 관찰하여 함몰되거나 돌출된 부위를 정리하였다(Fig. 5). 각각의 시편의 직경을 측정하였다.

가스 납착된 Co-Cr/Palladium 시편들은 PS group, 가스납착된 Co-Cr/Gold 시편들은 GS group, 레이저 용접된 Co-Cr/Palladium 시편들은 PW group, 레이저 용접된 Co-Cr/Gold 시편들은 GW group으로 각각 분류하고 각각의 시편에 번호를 부여하였다.

2. 물리적 성질의 측정

납착 및 레이저 용접된 모든 시편을 만능 시험기(Instron Corp., Carton. U.S.A)에 장착하여 각각 9개의 시편에서 극한 인장강도, 0.2%항복강도, %연신율을 측정하고 각각 6개의 시편에서 굴곡강도를 측정하였다.

3. 통계분석

이 실험에서는 금속 종류와 용접 방법이 결과에 영향을 미치기 때문에 요인은 금속 종류와 용접 방법 두 개이다. 요인 수준이란 실험을 위해서 설정한 요인의 실험 조건을 말하는데 이 실험에서는 금속 종류라는 요인의 수준은 금 합금과 팔라듐합금이며 용접방법이라는 요인의 수준은 레이저 용접과 납착이다. 즉, 이 실험요인은 2개이고, 요인 각각의 수준이 2개이며 반복이 각각 9 (인장강도, 0.2%항복강도, %연신율)와 6(굴곡강도)인 실험이다. 관심 요인이 2개이므로 이원배치법으로 분산분석을 하였다.(Two-Way ANOVA) 분석은 윈도우즈용 통계프로그램인 SAS 8.1을 이용하였다.

Ⅲ. 연구성적

Co-Cr합금과 금합금, 팔라듐합금을 이용한 이종금속 결합방법과 결합강도에 관한 비교연구실험을 시행하였다.이를 위하여 이종금속간에 납착과 레이저용접을 실시하고 인장력에 의해 파절된 시편의 파절양상을 관찰하고 만능실험기를 통해 얻어진 응력 -변형율 곡선으로부터 인장강도, 0.2%항복강도, %연신율, 굴곡강도를 측정하였다.

1. 인장강도

PS group의 평균값 (333.8Mpa)이 PW group (158.7MPa)에 비하여 높은 인장강도를 보였으며 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보였다($p<0.05$). (Table 1, 2, 3.)

GS group의 평균값(385.6Mpa)이 GW group의 평균값(325.4MPa)에 비하여 높은 인장강도를 보였으며 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보였다($p<0.05$). (Table 4,5,6.)

2. 0.2% 항복강도

PS group의 평균값(122.4Mpa)이 PW group의 평균값(48.0MPa)에 비하여 높은 항복강도를 보였으며 통계학적으로 유의성있는 차이를 보였다($p<0.05$). (Table 7,8,9.)

Table 1. Fracture stress of the solded Co-Cr/ Palladium alloy at soldered joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.4	176.0	280.4
2	1.3	164.5	304.0
3	1.3	193.1	356.8
4	1.3	204.9	409.5
5	1.4	129.7	222.2
6	1.4	165.7	283.9
7	1.4	167.6	287.2
8	1.4	213.3	265.5
9	1.3	267.7	494.7
Mean	1.36	186.9	333.8
Standard deviation		39.2	82.16

Table 2. Fracture stress of the laser welded Co-Cr/Palladium alloy at welded joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.3	90.3	166.8
2	1.1	63.0	162.6
3	1.3	77.8	155.5
4	1.3	105.5	195.0
5	1.3	46.5	92.9
6	1.3	68.1	136.0
7	1.1	87.9	227.0
8	1.3	61.7	114.0
9	1.3	96.5	178.3
Mean	1.26	77.5	158.7
Standard deviation		19.1	47.5

Table 4. Fracture stress of the solded Co-Cr/Gold alloy at soldered joint

Specimen NO	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.3	166.0	306.7
2	1.3	236.0	436.1
3	1.3	164.8	329.4
4	1.3	193.9	387.5
5	1.4	274.8	470.9
6	1.4	231.5	396.7
7	1.3	127.9	236.3
8	1.4	315.4	540.5
9	1.4	213.5	365.8
Mean	1.34	213.8	385.6
Standard deviation		58.6	91.1

Table 5. Fracture stress of the laser welded Co-Cr/Gold alloy at welded joint.

Specimen NO	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.4	80.1	127.5
2	1.3	251.4	464.6
3	1.4	245.9	421.4
4	1.4	217.2	372.2
5	1.4	300.6	515.1
6	1.4	204.6	350.6
7	1.3	104.7	209.3
8	1.4	138.5	237.3
9	1.4	134.8	231.0
Mean	1.38	186.4	325.4
Standard deviation		75.0	130.7

Table 3. Stastical Analysis

	N	Mean	Standard Deviation	Standard Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
PS group	9	333.8000	82.1652	27.3884	270.6423	396.9577	222.20	494.70
PWgroup	9	158.6778	40.7750	13.5917	127.3353	190.0202	92.90	227.00

*: significantly difference($p<0.05$)

Table 6. Stastical Analysis

	N	Mean	Standard Deviation	Standard Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
GS group	9	125.1111	10.9138	3.6379	116.7220	133.5002	106.00	136.00
GW group	9	64.0000	8.0623	2.6874	57.8028	70.1972	52.00	76.00

*: significantly difference($p<0.05$)

Table 7. 0.2% yield strength of the solded Co-Cr /Palladium alloy.

Specimen NO	0.2% yield Strength(Mpa)	% elongation
1	116.0	6.1
2	114.0	4.3
3	128.0	6.5
4	138.0	7.4
5	110.0	3.5
6	114.0	4.3
7	126.0	4.3
8	124.0	7.8
9	132.0	21.7
Mean	122.4	7.3
Standard deviation	9.5	5.6

Table 8. 0.2% yield strength of the laserwelded Co-Cr/Palladium alloy.

Specimen NO	0.2% yield Strength(Mpa)	% elongation
1	72.0	4.3
2	49.0	4.3
3	66.0	3.5
4	72.0	5.2
5	40.0	3.5
6	54.0	3.5
7	48.0	6.1
8	74.0	6.1
9	58.8	4.7
Mean	48.0	4.7
Standard deviation	12.5	1.1

GS group의 평균값 (125.1Mpa)이 GW group의 평균값(64.0MPa)에 비하여 높은 항복강도를 보였으며 통계학적으로 유의성 있는 차이를 보였다.(Table 10,11,12.)

3. 굴곡강도

PS group의 평균값(147.0Mpa)이 PW group의 평균값(64.3MPa)에 비하여 높은 굴곡강도를 보였으며 통계학적으로 유의 있는 차이를 보였다($p<0.05$). (Table 13,14,15.)

Table 9. Stastical Analysis

	N	Mean	Stdandar Deviation	Standard Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Ps group	9	122.4444	9.4751	3.1584	115.1612	129.7277	110.00	138.00
PW group	9	58.7778	12.4677	4.1559	49.1942	68.3613	40.00	74.00

*: significantly difference($p<0.05$)

Table 10. 0.2% yield strength of the solded Co-Cr/Gold alloy.

Specimen NO	0.2% yield Strength(Mpa)	% elongation
1	136.0	4.3
2	132.0	4.3
3	118.0	6.1
4	114.0	7.8
5	134.0	30.4
6	130.0	3.5
7	106.0	4.3
8	120.0	80.9
9	136.0	8.7
Mean	125.1	16.7
Standard deviation	10.9	25.5

Table 11. 0.2% yield strength of the laser welded Co-Cr/Gold alloy.

Specimen NO	0.2% yield Strength(Mpa)	% elongation
1	52.0	5.2
2	58.0	26.1
3	64.0	27.8
4	60.0	30.4
5	62.0	33.0
6	76.0	14.8
7	68.0	7.0
8	60.0	12.2
9	76.0	7.0
Mean	64.0	18.2
Standard deviation	8.1	11.1

Table 12. Stastical Analysis

	N	Mean	Standard Deviation	Standard Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
GS group	9	125.1111	10.9138	3.6379	116.7220	133.5002	106.00	136.00
GW group	9	64.0000	8.0623	2.6874	57.8028	70.1972	52.00	76.00

*: significantly difference($p<0.05$)

Table 13. Bending stress of the solded Co-Cr/Gold alloy at soldered joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.40	26.2	195.4
2	1.35	13.5	68.3
3	1.35	34.8	176.6
4	1.35	33.7	171.3
5	1.35	31.6	160.3
6	1.35	33.9	172.0
Mean		28.9	157.3
Standard deviation		7.56	41.2

Table 14. Bending stress of the laser welded Co-Cr/Gold alloy at welded joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.25	19.9	127.2
2	1.20	31.5	222.7
3	1.25	29.2	186.9
4	1.20	29.5	213.1
5	1.25	14.9	93.8
6	1.25	33.9	216.9
Mean		26.4	177.6
Standard deviation		9.12	61.4

Table 15. Stastical Analysis

	N	Mean	Standard Deviation	Standard Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
GS group	6	146.150	18.3672	7.4984	126.8748	165.4252	125.50	167.60
W group	6	182.750	61.4090	25.0704	118.3046	247.1954	93.80	258.60

*: significantly difference($p<0.05$)

Table 16. Bending stress of the solded Co-Cr/ Gold alloy at soldered joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.40	33.9	154.4
2	1.35	24.7	125.5
3	1.35	33.0	167.6
4	1.35	25.9	131.7
5	1.30	29.0	164.8
6	1.35	26.2	132.9
Mean		28.8	146.1
Standard deviation		3.61	18.36

Table 17. Bending stress of the laser welded Co-Cr/Gold alloy at welded joint.

Specimen	반경 (mm)	Fracture Load(kg)	Fracture Load(MPa)
1	1.05	5.3	57.4
2	1.15	10.9	89.3
3	1.25	7.5	47.9
4	1.15	6.8	56.2
5	1.25	10.6	67.5
6	1.15	8.2	67.5
Mean		8.2	64.3
Standard deviation		1.90	14.3

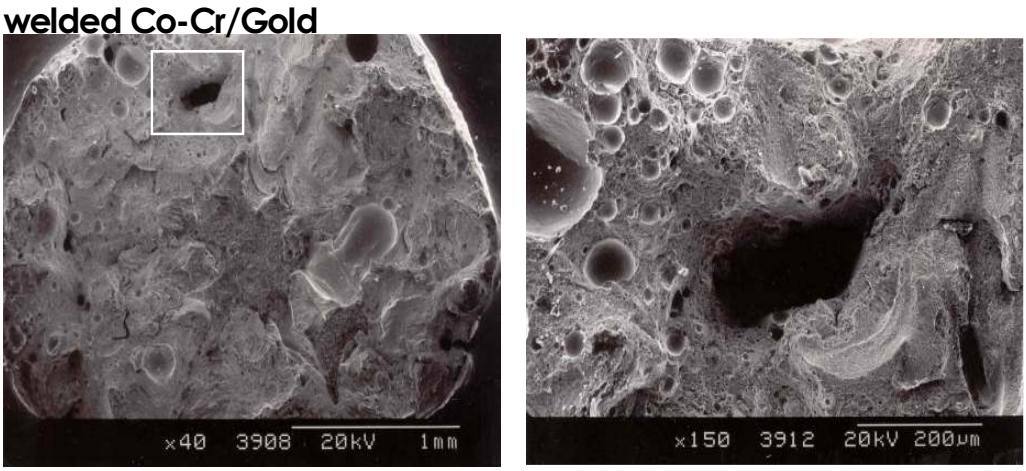


Fig. 6. Left, low magnification SEM fractography of laser welded Co-Cr/Gold specimen. Lack of fusion at the center of the specimen together with some porosity. Right, Features of dimple fracture and some porosity are present.

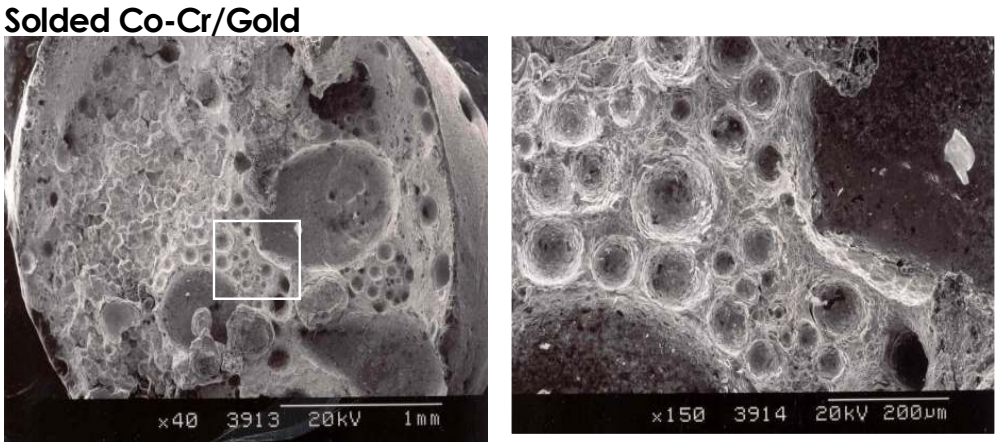


Fig. 7. Left, low magnification SEM fractography of soldered Co-Cr/Gold specimen. Complete fusion at the center of the specimen together with many large porosity. Right, Features of dimple fracture and some porosity are present.

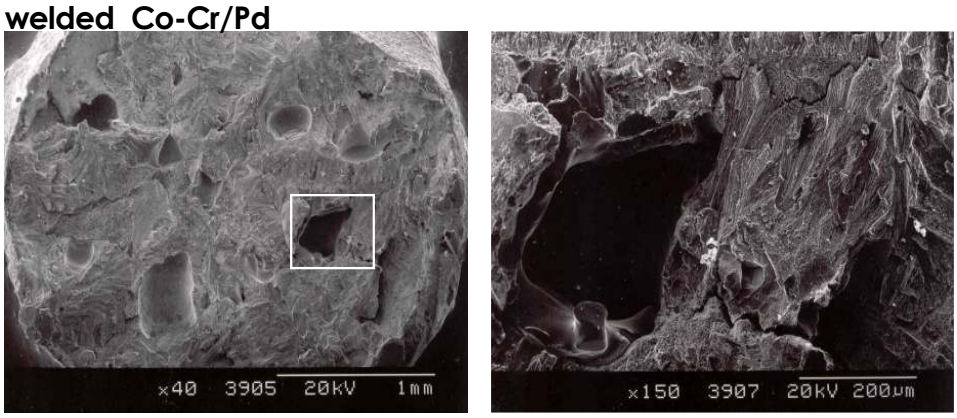


Fig. 8. Left, low magnification SEM fractography of laser welded Co-Cr/ Palladium specimen. Complete fusion at the center of the specimen together with some porosity. Right, Features of fracture showed more brittle characteristics.

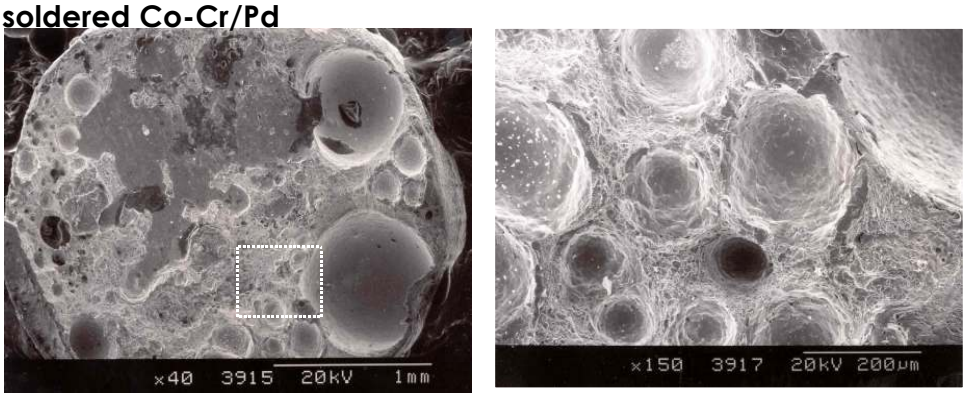


Fig. 9. Left, low magnification SEM fractography of soldered Co-Cr/ Palladium specimen. Partially fusion of the specimen together with some large porosity. Right, Features of dimple fracture and some porosity are present.

4. 파절면의 관찰

납착된 시편의 경우, 파절은 모두 이종 금속간 결합부에서 관찰되었다. 레이저 용접된 시편의 경우, 파절은 모두 이종 금속간 결합부의 이종금속간 경계면에서 관찰되었다. 레이저 용접된 시편의 파절면을 확대하여 관찰하여 본 결과 인장강도가 작게 나타난 시편일수록 보다 많은 기포가 발견되었다. Fig.6.7.8.9.

Ⅳ. 총괄 및 고안

1960년 Maiman이 rubby laser를 처음으로 만드후, laser는 다양한 산업분야에서 응용되고 있다. 치과 영역에서의 처음으로 레이저가 응용된 것은 1964년 Goldman등[1]과 Stern과Sognnaes[2] 의 연구가 그 시초이다. 오랫동안 치과 영역에서 금속의 결합에 이용되었던 납착은 그 기공과정이 복잡하고 생산성이 낮으며 납착된 부위가 부식되는 등의 단점이 항상 문제되어 왔다. 하지만 가공에너지원이 빛이며, 고밀도에너지인 레이저를 이용한 금속의 결합은 가열영역을 좁게 할 수 있으므로 비틀림이나 열변형이 적은 고 정밀도의 금속결합이 가능하며 기공과정을 단순화 할 수 있어 높은 생산성을 갖는다. 따라서 향후 치과영역에서 필수적인 가공법이라 할 수 있다. 하지만 레이저광의 전송도중에 있는 광 부품의 오염이 빔 품질의 저하에 큰 영향을 주므로 광학부품의 관리소홀은 가공불량의 원인이되며 소모 부품의 가격이 고가인 단점도 있다.

1971년 Denton등은 금합금의 납착과 레이저 용접간의 인장강도를 비교한 연구에서 레이저 용접된 경우의 인장강도가 납착된 경우의 인장강도보다 높다고 발표하였다.[3] 그는 또한 레이저 용접된 결합부위가 납착된 결합부위보다 균일하며 현미경적 소견에서, 주조된 금속의 구조와 다른 구조를 보이지만 바람직하지 않은 성질은 나타나지 않는다고 보고하였다. Wiskott 등의 연구에 따르면 레이저 융합된 금속의 미세구조에 관한 연구에서 치과용 합금의 다른 접합방법에 비하여 레이저 용접된 경우가 모금속의 구조를 적게 변화시켜 모금속의 물리적인 성질을 가장 잘 유지 할 수 있다고 하였다.[4]

1975년 Preston과 그의 동료들은 레이저용접된 귀금속, 비귀금속, 귀금속과 비귀금속의 합금의 물리적 성질에 관한 연구에서 레이저 용접의 경우가 납착된 경우보다 우수한 결합을 보이며[5] 비귀금속의 레이저 융합에는 이전에 보고되었던[6] 레이저 에너지 값보다 높은 에너지가 필요하다고 하였다.

1977년 John S. Huling과 그의 동료들의 연구에 의하면 레이저 융합된 경우가 납착된 경우보다 three-unit bridges의 변형이 현저하게 적게 나타난다고 하였다.[7]

이와 같이 레이저 용접에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있음에도 불구하고 치금속적 특성이 다른 이종금속(비귀금속-귀금속)간의 레이저 용접에 관한 연구는 그리 많지 않다. 금속의 표면에 동일한 spot 직경과 동일한 강도의 pulse laser 광이 조사되었을 때의 표면 온도Ts는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$Ts = Tr + \sqrt{2\mu t} / \sqrt{\pi K Cp \rho}$$

(Tr = 초기온도, μ = beam의 흡수율, K = 열전도율, Cp = 비열, ρ = 밀도 t = laser의 power 밀도)

즉 laser beam의 흡수율이 높고 열전도율, 비열, 밀도가 작은 재료일수록 표면온도가 상승하기 쉽다. 이종금속간의 레이저 용접은 이처럼 기존의 치과기공에서는 고려치 않았던 재료의 물성들이 재료의 가열 용융에 크게 영향을 미치므로 이점을 충분히 인식하여야 한다[8].

1978년 Von E. Dielert는 이종금속간에 작은 부위를 접합시킬 경우 레이저용접으로 시행하는 경우보다 간단히 수행할 수 있으며 짧은 기간의 수련으로 좋은 결과를 얻을 수 있으나 이의 적합성과 확실성은 계속적인 연구가 필요하다고 하였다[9].

1988년 A. Kasenbacher와 E. Dielert의 연구에의하면 Degulor® M(고함량의 금합금)과 Deg- ulor® G (저함량의 금합금)을 이용하여 Wiron- ium® (Co/Cr/Mo-alloy)과 이종금속간 레이저융합을 시행한 경우 납착을 시행한 경우보다 ben- ding strength가 높게 나타나며, 이는 ND:glass- compact-laser가 금속의 thermal stress를 작게 가하여 non-irradiate zone의 변화를 적게 초래하였음으로 생각된다고 하였다[10].

하지만 1999년 Toshihiro Togaya는 치과기공영역

에서의 이종금속간 레이저용접의 응용가능성에 관하여 정확한 평가를 할 수 있을 만큼 제재가 갖추어져 있지 않으므로 정리되어 있지않으며 정확한 정보가 갖추어져 있지 않고 술자가 충분한 지식을 갖고 있지않다고 주장하였다[11].

본 실험은 비귀금속 합금과 귀금속 합금간의 레이저 용접된 것과 납착된 것의 물리적인 성질을 비교하여 이중관을 이용한 국소의치의 임상적 활용도를 알아보기 위한 실험이다. 위의 실험결과에서는 레이저로 이종금속 합금을 용접한 경우 기존의 납착방법에 의한 이종금속간의 결합강도보다 낮은 강도를 보였다.

Table 13은 주요금속의 흡수율, 용융점, 열전도율을 보여준다[12]. 지대치의 외관을 만드는 금합금 또는 팔라듐 합금의 주 성분인 Au와 Ag는 의치상을 이루는 금속인 Co-Cr 합금의 주성분인 Co, Cr과 레이저 빔의 흡수율에서는 10배, 열전도율에서는 5배의 차이를 보여 이종금속간 레이저 용접시 Co와 Ag, Cr과 Au 간의 용접이 용이하지 않음을 알 수 있다.

NaBadalung과 Nicholl은 레이저 융합된 시편의 인장강도에 가장 큰 영향을 주는 요인으로 결합면 내부의 기포를 들었다[13]. 레이저 용접은 어느 정도의 깊이까지 녹일 수 있느냐에 따라 conduction mode welding과 keyhole mode wel- ding으로 나눌 수 있는데 후자의 경우 깊은 용해를 필요로 할 경우 사용되어지며 금속의 증발이 격렬하게 일어나며 금속증기의 반발력으로 용융금속에 함몰이 발생한다. 따라서 증발의 반동력이 약할 때 용융금속의 재차묻힘이 용이하지 않게되어 기포가 생길 수 있으므로 주의를 기울여야 한다[14]. 본 실험의 경우 파절면은 모두 결합부위에서 발생하였으며 동종의 금속을 레이저 용접한 경우[15]보다 다수의 기포가 발생하였다. 이는 이종금속 구성성분간 흡수율과 열전도율의 현격한 차이에 기인한 것이라 생각된다. 즉 Co-Cr 시편의 중심부까지 통과할 수 있는 레이저빔의 강도가 Au와 Ag의 격렬한 증발을 일으켜 용융금속의 재차묻힘을 방해한 것으로 생각된다.

또한 레이저 용접의 표준편차가 상대적으로 크게 나타난 것으로 보아 기술적인 민감도가 높은 것으로 보인다. 또한 치과용 합금을 이용한 이종금속간 레이저 용접은 각 합금의 구성성분, 구성성분비율 등에 따라 용접용이도와 결합강도의 변화가 다양하게 나타날 것으로 생각된다. 이렇게 다양한 변수를 가진 이종금속간의 레이저 용접을 성공적으로 수행하자면 레이저 용접용 합금의 구성성분을 표준화하고 이에 맞는 레이저의 전압, pulse의 폭, spot의 직경과 같은 세가지 파라미터의 조합을 체계화 하여야 할 것으로 생각된다. 레이저 용접은 소재에 의한 반력과 변형이 적으며, 복잡하거나 미세한 형상의 기공도 가능하며, 부식이 적고 모형상에서 직접 용접이 가능하여 높은 생산성을 갖는 등 많은 장점을 가지고 있다. 보다 낳은 결과를 얻을 수 있도록 계속적인 연구가 필요 할 것으로 생각된다.

Ⅴ. 결　　론

귀금속과 비귀금속을 납착한 것과 귀금속과 비귀금속을 레이저 용접한 것의 물리적 성질을 비교 연구하고자 하였다.

납착 및 레이저 용접된 Co-Cr/Palladium 시편과 Co-Cr/Gold 시편을 4군으로 분류하였다. 각 군의 연결부 직경을 측정한 후, Instron masc- hine으로 인장력을 절단력 가하여 파절응력을 측정해 극한 인장강도, 0.2%항복강도, %연신율을, 굴곡강도를 계산하였다. Two-way ANOVA로 실험값의 통계적 분석을 시행하였다. 또한 SEM을 이용하여 파절면을 관찰하였다.

위와 같은 실험을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 이종금속간의 레이저 용접은 이종금속간 납착보다 유의성 있게 낮은 인장강도와 0.2% 항복강도를 보였다($p<0.05$).
2. 굴곡강도는 Co-Cr/Palladium 결합의 경우는 납착이 높은 굴곡강도를 보였고 Co-Cr/Gold 결합의 경우 레이저용접이 높은 굴곡강도를 보였다($p<0.05$)
3. 동일한 결합방법을 사용한 경우 Co-Cr/Gold의 결합이 Co-Cr/Palladium의 결합보다 유의성있게 높은 인장강도와 0.2% 항복강도, 굴곡강도를 보였다($p<0.05$).
4. Co-Cr/Palladium, Co-Cr/Gold의 결합방법(납착, 레이저 용접)의 %연신율의 차이에 따른 비교에서

각 군간에 통계학적인 유의성을 보이지 않았다. (P>0.05)

5. 레이저 용접 시편의 파절은 용접부위에서 발생하였고 중심부에 미 용접된 큰 기포를 관찰할 수 있었다.
6. 납착된 시편의 파절은 납착부내에서 발생하였으며. 납착부내에 다수의 기포를 관찰할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Goldman L., Hornby P., Goldman B. : Impact of the Laser on Dental Caries. Nature 1964;203:417.
2. Stern R.H., Sognnaes R.S. : Laser Effect on Dental Hard Tissue. : J Dent Res 1964 ;43:873.
3. Denton L. Smith, Artthur P. Burnett and Thomas E. Gordon: Laser welding of gold alloy : J Dent Res 15:161-167, 1971.
4. Anseim Wiskott H.W., Thierry Doumas, Susanne S. Scherrer, Christian Susz, Urs C. Belser : Microstructure of brasings and welds using grade 2 commercially pure titanium. Int J Prosthodont 14:40-47, 2001.
5. Preston J.D., Reisbick M. H.: Laser fusion of selected dental casting. : J Dent Res 1975: 232-238.
6. Internal Laser System, Laser Welding Ma- nual, September 18, 1971.
7. John S. Huling, R. Ernest Clark : Com- parative Distortion in Three-Unit Fixed Prostheses Joined by Laser Welding, Co- nventional Soldering, or Casting in One Piece., J Dent Res February : 128-134, 1977.
8. 長谷川二朗 : YAG laser를 이용한 주조체의 용접. Quintessence. Tokyo. 163-169. 1997.
9. A. Kasenbacher and E. Dielert : The use of a focused arc welding technic for gold and cobalt-chromium-molybdenum alloys, Dtsch Zahnarztl Z. Oct;33(10):677-81. 1978.
10. Von E. Dielert : Tests on laser-welded or laser-soldered gold and Co/Cr/Mo dental alloys, Dtsch Zahnarztl Z. Mar;43(3):400-3. 1988.
11. Toshihiro Togaya, Teruyasu Shinosaki : Introduction to LASER Welding in Denti- stry(1), Quintessence of Dental Technol- ogy. Vol.24 N0. 9/1999.
12. Kanaoka Masaru: 레이저 가공기술,: (주)한국산업정보센타 출판부.
13. Darunee P. NaBadalung, Jack I. Nicholls : Laser welding of a cobalt-chromium rem- ovable partial denture alloy, J Prosthet Dent. 79(3) 285-290, 1998.
14. 新井武二, 宙名宗春, 宮本 : Laser 加工의 基 礎(上卷)(下卷). 東京, 1994.
15. 배기창, 우이형 : 레이저 융합된 Co-Cr 합금 의 물리적 성질에 관한 연구 (in printing)
16. C.E. Janus, D.A. Beck, P.C. Moon : Quan- titative Strength of Soldered Connector Tensile strength using low-gold content alloy. J Prosthet Dent. October 1985. Vol. 54 Number 4.
17. R.R. Wang, G.E. Welsch.: Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infared brasing. J Prosthet Dent. 1995;74:521-30
18. Sloan R. M., Reisbick M. H., and Preston J. D.: Post-ceramic soldering of various alloy. J Prosthet Dent. 48:686-689, 1982.
19. John S. Huling: Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. J Dent Res. 56:128-134, 1977
20. Ricardo Kriebel, B. K. Moore, C. J. Go- odacre, and R.W. Dykema : A comparison of the strength of base metal and gold solder joints. J Prosthet Dent. 51:60-66, 1984.
21. MacEntee M. I., Hawbolt E.B., and Zahel J. I.:The tensile and shere strength of a base metal weld joint used in denstry. J Dent Res 60(2):154-159, 1981.
22. Gordon, T. E., Smith D.L.: Laser welding of Pros-theses-an initial report, J Prosthet Dent. 24:472-479,1970.