

# 일체구조법, 레이저용접법, 납착법, 방전가공법에 의해 제작된 임플란트 보철물의 적합도에 관한 연구

부산대학교 치과대학 치과보철학교실 및 공과대학 조선해양공학과\*

설영훈 · 정창모 · 전영찬 · 강성원\*

## I. 서 론

보철수복물의 수동적 적합(passive fit)은 임플란트 치료의 장기적인 예후에 영향을 미치는 매우 중요한 요소 중의 하나이다. 부적합 보철물을 고정나사로 조일 경우 발생하는 인장력, 압축력, 그리고 굽힘력은 보철물 또는 지대주 고정나사의 풀림이나 여러 가지 구조물의 파절과 같은 기계적 합병증뿐만 아니라 동통, 변연골 흡수, 또는 골유착 실패와 같은 생물학적 합병증을 야기할 수 있으며<sup>1-7)</sup>, 보철물의 부적합은 인상체득, 모형제작, 납형제작, 주조, 도재피개나 연마 등의 임상이나 기공 과정 중에 발생한 오차들의 결과이다.<sup>8-11)</sup>

근자에 들어 다양한 재료나 제작기술의 개발로 일체구조 보철물의 적합도가 많이 개선되었다고는 하나, 길이가 길거나 만곡형인 구조체, 특히 임플란트 보철물과 같이 길고 구조복합성이 많이 소요되는 구조체의 경우에는 일체구조법으로 만족할 만한 적합도를 얻기가 매우 어렵다.<sup>11,12)</sup> 따라서 Bruce<sup>13)</sup>는 보철물의 길이가 15.5mm 이하일 경우에만 일체구조법의 사용을 추천하고 있으며, 임플란트 보철물의 경우에 있어서 Goll 등<sup>14)</sup>은 경험적으로 일체구조한 전악 임플란트 보철물의 25%는 수동적 적합을 보이지 않았다고 하였고 Carr와 Stewart<sup>15)</sup> 역시 일체구조한 전악 임플란트 보철물은 부정확하고 적합도가 불량하다고 하였다. 반면 White 등<sup>16)</sup>은 일체구조한 보철물이 Sheffield test를 만족시킬 만큼 정확하다고 주장하였으나, 이를 입증할만한 과학적인 자료를 제시하

지는 못하였다.

현재 임플란트 구조체의 적합도를 향상시키기 위하여 임상에서 사용할 수 있는 방법으로는 부적합한 구조체를 분할한 후 납을 이용하여 연결하는 납착법(soldering), 연결부위에서 최소한의 간격을 갖도록 미리 분할된 납형을 제작하여 구조한 후 주모형상에서 각각의 구조체를 연결하는 레이저용접법(laser welding), 그리고 주모형상에서 지대주와 유사한 형태와 크기를 갖고 있는 공구전극(electrode)을 이용하여 일련의 방전을 통해 일체 구조체의 내면을 공구전극에 맞도록 침식시키는 방전가공법(electrical discharge machining) 외에도 여러 가지 방법이 있다.<sup>9)</sup>

납착법은 통상적으로 가장 흔히 사용되고 있는 방법으로써, 일체구조법과 납착법으로 제작된 고정성 국소의치의 적합도 비교에 관한 다수의 연구가 보고된 바 있는데 Fusayama 등<sup>17)</sup>, Huling과 Clark<sup>18)</sup>, Bruce<sup>13)</sup>, Rubin과 Sabella<sup>19)</sup>, 그리고 임 등<sup>20)</sup>은 일체구조법이, Stackhouse<sup>21)</sup>, Hollenback과 Shell<sup>22)</sup>, Sloan 등<sup>23)</sup>, Rosental 등<sup>24)</sup>, 그리고 Gegauff와 Rosenstiel<sup>25)</sup>은 납착법이 더 우수한 변연적합도를 보인다고 보고하였으나 Ziebert 등<sup>26)</sup>은 3본 계속가공의치에 있어 두 방법간의 적합도에 차이가 없음을 보고하였다.

레이저용접법은 1970년 Gordon과 Smith<sup>27)</sup>에 의해 제 3형 구조용 금합금에 처음으로 사용되었는데, 근자에 들어서는 급속한 산화막 형성으로 납착이 불가능한 타이타늄 용접에 많이 이용되고 있는 추세이

다. 레이저용접은 금속표면에 조사되어 흡수된 레이저광이 열에너지로 변환하여 조사부를 용융시키는 원리를 이용한 방법으로써, 납착법에 비하여 경제적이고 시간이 절약되며 납과 같은 이종금속의 사용으로 인한 전기화학적 부식이 없다는 장점을 갖고 있다. 또한 레이저 용접은 거의 모든 치과용 합금에 적용이 가능하고 매우 짧은 시간동안 국소적인 부위를 가열함으로써 인접한 도제나 레진에 손상없이 용접이 가능하며 연결강도가 우수하다.<sup>28-32)</sup>

레이저용접에 있어 용접될 두 구조체 사이의 연결간극은 매우 중요하다. 연결간극이 클수록 왜곡이 커지고 연결강도는 약해질 수 있기 때문에<sup>66)</sup> 가능한 긴밀한 연결간극이 필수적이며, Gordon과 Smith<sup>27)</sup>는 0.001inch 이하의 연결간극을 추천하였다. 또한 그들은 적합도 측면에서 경험적으로 납착법에 비해 레이저용접법의 적합도가 더 우수하다고 주장하였다. 한편 Jemt와 Linden<sup>33)</sup>은 임상적으로, Riedy 등<sup>34)</sup>은 laser videography를 이용한 실험을 통하여 레이저용접 타이타늄 보철물이 일체구조 보철물보다 더 나은 적합을 보였다고 보고하였으나, Jemt<sup>35)</sup>는 사진촬영 측정(photogrammetric measurement)을 통하여 레이저용접 타이타늄 보철물과 구조 합금 보철물 사이에는 3차원적 왜곡에 유의성 있는 차이가 없었다고 보고한 바 있다.

유럽에서 spark erosion으로 알려진 방전가공법(electrical discharge machining)은 치과분야에서는 1982년 독일의 기공장인 Rübeling<sup>36)</sup>에 의해 비귀금속 합금으로 제작한 어태치먼트의 receptacle이나 pinhole을 형성하기 위하여 처음 사용되었다. 근자에 들어 임플란트 치료가 활발해지면서 방전가공법을 이용하여 임플란트 상부보철물을 제작하거나 보철물과 지대주간의 적합도를 개선시키는 술식에 관한 여러 가지 보고가 있어 왔다.<sup>37)</sup> 1995년 Schmitt와 Chance<sup>38)</sup>는 laser scanning과 CAD-CAM, 그리고 방전가공을 이용하여 Ti ingot을 가공하여 임플란트 보철물을 제작하는 술식을 소개하였으며, Schmitt 등<sup>39)</sup>과 Evans<sup>40)</sup>는 UCLA-형 지대주를 이용하여 제작한 보철물의 적합도를 방전가공으로 수정하는 술식을 보고하였다.

이러한 보고들에서는 방전가공을 위하여 산업용 장비와, 공구전극으로 copper-plated die나 기존의 copper analog를 사용한 반면, Secotec system(SAE

Dental Vertriebs GmbH, Germany)은 임플란트 보철물의 수동적 적합을 얻기 위해 개발된 전용 시스템으로 Eisenmann과 Rübeling<sup>41)</sup>은 Straumann Octa system을, Rübeling<sup>42)</sup>은 Bränemark standard abutment를 위한 Secotec system의 적용술식에 관하여 보고한 바 있다. 한편 Linehan과 Windeler<sup>43)</sup>는 방전가공법을 이용하여 구조체의 접합도가 상당히 개선되었음을 보고한 바 있으나, 이 연구에서는 방전가공의 적합도 개선정도를 보여주고 있을 뿐 다른 적합도 수정방법들과의 비교 연구는 미흡한 실정이다.

Waskewiz 등<sup>44)</sup>은 5개 임플란트를 식립한 광탄성모델에서 보철물을 10Ncm의 조임 회전력으로 조임순서를 달리하여 나사를 조였을 때, 나사조임순서는 응력분포에 영향을 주지 않았다고 보고하였다. 한편 Watanabe 등<sup>45)</sup>은 스트레인 게이지를 이용한 실험에서 스트레인 값은 적합도가 좋은 보철물에서는 조임순서에 영향을 받지 않지만 적합도가 불량한 보철물에서는 조임순서에 따라 차이가 있었다고 보고하였다. 이와 같이 나사조임순서가 보철물의 적합도차로 인해 지지골에 발생하는 응력이나 스트레인에 미치는 영향에 대해서는 아직 일지된 견해를 보이고 있지 못하다.

이에 본 연구에서는 임플란트 보철물 제작시 금원주 또는 plastic sleeve를 사용한 일체구조 보철물, 레이저용접법 또는 납착법으로 연결된 보철물, 그리고 방전가공법으로 적합도차를 수정한 보철물간의 적합도 차이와 이들 보철물에서 나사조임순서에 따른 적합도 변화를 삼차원 스트레인 측정을 이용하여 상호 비교해 보고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 스트레인 측정용 모형제작

본 연구를 위하여 Fig. 1에서와 같이 Linehan과 Windeler<sup>43)</sup>에 의해 고안된 알루미늄(solid aluminum) 실험모형을 제작하였다.

실험모형은 3개의 L자형 막대와 이 막대가 고정되는 기초블록으로 이루어져 있으며, L자형 막대는 길이 10cm, 직경 5mm의 수직원통과 길이 20cm, 폭 6mm의 수평사각막대를 연결하여 제작하였다. 이때

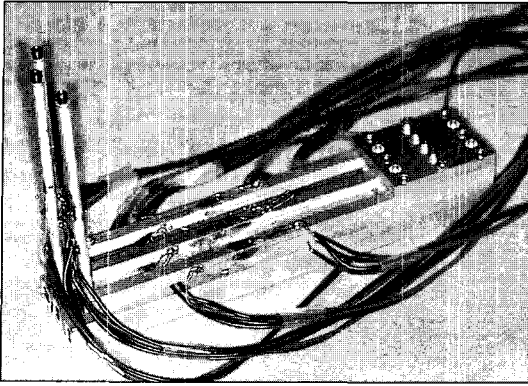


Fig. 1. Experimental model for measurement of strain.

수직원통간의 중심거리는 16mm가 되도록 하였으며, 임상적 상황을 고려하여 3개의 수직원통이 부드러운 호를 이루도록 배열하였다(Fig. 2).

또한 각각의 수직원통의 끝에는 나사홈을 형성하여 직경 4mm의 임플란트 고정체(AVANA, Soo-min Synthesis Dental Materials Co., Korea)를 고정 한 후 높이 3mm의 standard abutment(AVANA, Soo-min Synthesis Dental Materials Co., Korea)를 torque wrench(SAE Dental Vertriebs GmbH, Germany)를 이용하여 20Ncm의 조임 회전력으로 체결하였다. 실험모형의 각 L자형 막대에 6개의 알루미늄용 스트레인 게이지(Kyowa Electronic Instruments Co., Japan)를 제조자의 지시에 따라 수직원통 중간지점의 전후면, 수평사각막대 중간지점의 좌우면 및 상하면에 부착하였고 3개의 L자형 막대에 부착된 총 18개의 스트레인 게이지를 digital strain indicator인 memory recorder analyzer(EDX-1500A, Kyowa, Japan)에 연결시켜 실험모형을 완성하였다.

## 2. 작업모형제작

인상채득은 RCSI(rigid customized stent for impression)기법<sup>46)</sup>을 이용하였는데, 인상용 coping 대신에 금원주(AVANA, Soo-min Synthesis Dental Material's Co., Korea)를 사용하고 미리 제작한 금속트레이를 특수 제작한 프레임에 의해 지지되도록 위치시킨 상태에서 패턴레진(Pattern resin, GC Co., Japan)을 brush-on 기법으로 적용하여 트레이

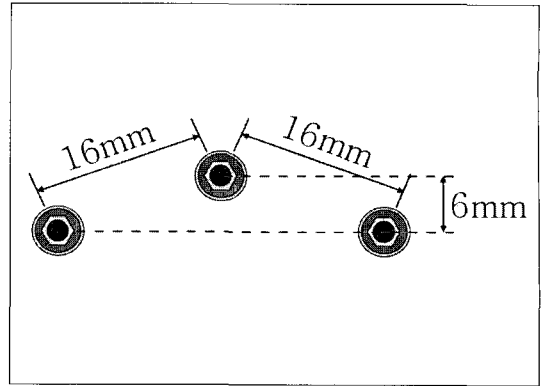


Fig. 2. Alignment of three implants.

와 금원주를 고정시킴으로써 무게에 의한 알루미늄 막대의 변형을 최소화하려고 노력하였다. 30분간 패턴 레진의 완전한 경화를 기다린 후 인상체를 실험 모형으로부터 제거하였다.

다음 Secotec system의 standard abutment와 implant analog를 20Ncm의 조임 회전력으로 체결하여 인상체내의 금원주에 위치시키고 금나사(AVANA, Soo-min Synthesis Dental Material's Co., Korea)를 이용하여 10Ncm의 조임 회전력으로 고정한 후, 방전가공이 가능하도록 implant analog에 구리선을 연결하고 초경석고(SAE Dental Vertriebs GmbH, Germany)로 작업모형을 제작하였다.

## 3. 시편제작

제작방법에 따라 plastic sleeve 일체주조군, 금원주 일체주조군, 레이저용접군, 납착군, 방전가공군의 다섯가지 실험군으로 나누고 각 실험군당 5개의 시편을 준비하였다.(Table I)

### 1) 일체주조 시편제작

작업모형의 standard abutment상에 금원주 또는 plastic sleeve를 10Ncm의 조임 회전력으로 체결하고 직경 3mm의 플라스틱 환봉(Degussa AG, Germany)과 패턴레진으로 연결한 후, 주조형 왁스로 일정한 규격의 납형을 완성하고 실온에서 24시간 방치하였다. 납형에 주입선을 설치하고 35ml/100g의 혼수비로 혼합한 cristobalite 매물재(cristobalite F·F, Noritake, Japan)를 이용하여 직경 90mm의

**Table 1.** Experimental groups

Code	Fabrication method	Sample size
OCP	One-piece casting using plastic sleeve	5
OCG	One-piece casting using gold cylinder	5
LSR	Laser welding	5
SOL	Soldering	5
EDM	Electrical discharge machining	5

원형 금속 주조링에 매몰하였다. 30분간 실온에서 경화시킨 후 소환로에 위치시켜 700℃에서 왁스 제거를 시행하고 30분간 heat soaking시킨 후 진공주조기(KDF CASCOM, Denken Co., Japan)에서 제 4형 주조용 금합금(DM-53, We Dong Myung, Co., Korea)으로 주조하고 실온까지 서냉시켰다. 주조된 시편을 매몰재에서 조심스럽게 제거하여 초음파세척기에서 세척한 후 주입선을 절단하고 연마하였다.

금원주 일체주조 시편과 plastic sleeve 일체주조 시편을 각각 5개씩 총 10개의 일체주조 시편을 제작하였는데, plastic sleeve 일체주조 시편의 경우 10배율 기공용 현미경 검사를 통하여 한 개의 주조체가 불완전하게 주조된 것이 확인되어 재제작하였다.

## 2) 레이저용접 시편제작

작업모형상에서 금원주들을 일체주조 시편들과 같은 방법으로 연결한 후 각 환봉의 중앙부위를 디스크로 수직절단하고, 12 $\mu$ m 두께의 metal foil(Arti-Fol, Dr. Jean Bausch KG, Germany)을 개재시킨 상태에서 다시 주조용 왁스를 절단부에 첨가하여 연결간극이 최소화되도록 하였다. 다음 분할된 3개의 납형을 일체주조법과 동일한 방법으로 매몰, 주조, 연마하였다.

레이저용접을 위하여 먼저 작업모형상에서 분할된 주조체를 위치시킨 후 주조체 상호간의 안착을 방해하는 연결부위의 조기접촉을 확인하고 조정하였다. 각 주조체를 금나사를 이용하여 10Ncm의 조임 회전력으로 고정하고 레이저 흡수율을 높이기 위하여 용접부를 sandblasting한 다음, Nd : YAG 레이저용접기인 Herapuls(Heraeus Kulzer Dental GmbH & Co., Germany)를 이용하여 제조사가 추천하는 주조용 금합금 용접조건인 pulse power 2.1Kw, pulse

duration 6.0ms, focus 0.7mm에서 용접을 시행하고 pulse power 1.9Kw, pulse duration 6.0ms, focus 1.2mm의 조건하에서 용접표면을 다듬었다. 용접순서는 먼저 전후상하의 순서로 4군테에 초기고정을 위한 용접을 시행하고 나머지 용접은 후하방, 전상방, 후상방, 전하방 순으로 용접점이 약 75% 중첩되도록 하였다.

## 3) 납착 시편제작

스탠드 납착을 위하여 일체주조 시편과 동일한 주조용 금합금으로 시편과 유사한 원호를 갖는 납착용 스탠드를 제작하였다.

납착용 시편으로는 스트레인 측정이 끝난 금원주 일체주조 시편을 disk(Shofu, Japan)로 수직 절단하여 분할한 주조체를 이용하였으며 이때 납착간격은 300 $\mu$ m이 되도록 하였다. 분할된 주조체를 금나사를 이용하여 10Ncm의 조임 회전력으로 고정된 후 패턴 레진으로 납착인기를 채득하고 실온에서 24시간 방치하였다. 납착인기된 시편을 작업모형에서 제거하여 증류수와 22ml/100g의 혼수비로 혼합한 소량의 납착용 매몰재(Deguvest L, Degussa AG, Germany)로 납착용 스탠드에 고정된 후 1시간 동안 경화시켰다. 납착용 스탠드에 매몰재로 고정된 시편을 427℃의 도재로 입구에서 10분간 그리고 도재로 내에서 추가적으로 10분간 예열시킨 후 용제(Flu $\beta$  mittel T, Degussa AG, Germany)를 묻힌 금납(Stabilor-Lot 710, Degussa AG, Germany)을 납착부에 위치시키고 710℃에서 도재로 납착을 시행하였다. 납착된 시편을 도재로에서 제거하여 서냉시키고 매몰재를 제거한 후 초음파 세척하였다.

## 4) 방전가공 시편제작

방전가공 시편으로는 스트레인 측정이 끝난 plastic sleeve 일체주조 시편을 이용하였다. 방전가공을 위하여 먼저 서베이 테이블에 작업모형을 고정하고 3개의 standard abutment 방향을 고려하여 적절한 삽입철거방향을 결정된 후, 시편을 지대주상에 소량의 왁스로 고정하였는데 이때 가능한 주조체의 적합 오차가 각 지대주에 균등히 분배되도록 하였다.

다음 서베이 테이블상의 작업모형에 고정된 시편을 기공용 방전가공기인 SAE-2000(SAE Dental Vertriebs GmbH, Germany)에 위치시키고 시편을

승용장치의 삼발이에 패턴레진으로 고정된 후 작업 모형의 구리선과 피가공체인 시편을 각각의 전극에 연결하였다. Implant analog로부터 standard abutment를 제거하고 구리 공구전극을 20Ncm의 조임 회전력으로 체결한 후 시편이 완전히 잠기도록 작업조(work tank)에 유전성(dielectric) 가공액을 채우고 방전가공을 시행하였다. 전체적인 방전가공은 구리 공구전극의 소모를 고려하여 새로운 공구전극으로 2회에 걸쳐 시행하였으며, 각각의 방전조건은 SAE사의 사용지침서를 참고로 하였다.

#### 4. 측 정

3개의 L자형 막대에 부착된 총 18개의 스트레인 게이지가 연결된 digital strain indicator인 memory recorder analyzer는 주조체의 적합오차로 인하여 나사조임시 발생하는 스트레인을 microstrain unit로 기록하였다.

스트레인 측정은 시편당 나사조임순서를 1→2→3, 1→3→2, 2→1→3(2는 중간 임플란트, 1과3은 좌

우 임플란트)으로 달리하여 각각 3번씩, 모두 9번 시행하였으며, 각 시편의 스트레인을 측정하기 전에 balance 조정을 실시하고 시편을 실험모형에 위치시켰으며 torque wrench를 이용하여 10Ncm의 조임 회전력으로 금나사를 체결한 후 스트레인을 측정하였다.

### Ⅲ. 연구 성적

모든 실험군에서 금나사 조임 후 3차원적으로 스트레인이 나타났으며, 스트레인의 크기와 분포는 실험군에 따라 다른 양상을 보였다.

각 실험군별 나사조임순서에 따른 스트레인값의 평균치와 표준편차를 Table II와 Fig. 3에 정리하였다. 여기서 스트레인값은 18개의 스트레인 게이지에서 측정된 값들의 절대값을 총합한 수치를 의미한다.

제작방법과 나사조임순서에 따른 스트레인값의 통계학적 유의성 여부를 검정하기 위하여 이원변량분석법을 시행한 결과(Table III), 제작방법간에는 스트레인값에 유의한 차이가 존재하였으나(P<0.01) 나사조임순서간에는 유의한 차이가 없었으며(P>0.05)

**Table II.** Mean values(microstrain) of changing the screwing order in experimental groups

Group	Screwing order			Total
	1→2→3	1→3→2	2→1→3	
OCP	414.20(101.06)	439.18(153.16)	369.28(95.05)	407.56(114.44)
OCG	330.10(113.92)	339.29(129.22)	331.36(113.37)	333.59(110.31)
LSR	319.90(55.63)	345.36(28.90)	326.48(27.86)	330.58(38.34)
SOL	323.91(201.75)	323.13(206.47)	341.92(209.91)	329.65(190.99)
EDM	199.90(19.62)	187.08(13.41)	214.18(4.63)	200.39(17.28)

Groups connected by vertical line are not significantly different at p=0.05 level. Standard deviations in parentheses.

**Table III.** Statistical analysis by 2-way ANOVA

Factor	Sum of Squares	DF	Mean Square	F value	P value
Fabrication method(A)	335431.475	4	83857.869	5.775	0.001
Subjects within groups	889209.995	70	12703.000	-	-
Screwing order(B)	1575.288	2	787.644	0.054	0.947
Subjects within groups	1223066.183	72	16987.030	-	-
A × B	15933.267	8	1991.658	0.137	0.997
Total	1585678.638	224	7078.922		

두 변수간에는 상호작용이 없는 것으로 나타났다 (P>0.05).

총 평균스트레인값은 방전가공군, 납착군, 레이저 용접군, 금원주 일체구조군, 그리고 plastic sleeve 일체구조군 순으로 증가하였으며, 실험군간의 스트레인값의 차이를 유의수준 5%에서 Duncan의 다중범위검정법으로 사후검정한 결과(Table II) 방전가공군과 나머지 실험군간에는 스트레인값에 유의성의

차이가 존재하였으나 나머지 실험군들 사이에서는 유의성 있는 차이가 없었다.

Table IV와 Fig. 4에는 실험군간의 왜곡 양상을 상호 비교하기 위하여 스트레인 게이지에서 측정된 값들을 다시 전후, 좌우, 상하 스트레인값으로 구분하여 나타내었다. 이때 전후, 좌우, 상하 스트레인값은 3개의 L자형 막대의 수직원통 전후면, 수평사각막대의 좌우면 또는 상하면에 부착된 각각 6개의 스트레

**Table IV.** Mean values(microstrain) of axis of fit in experimental groups

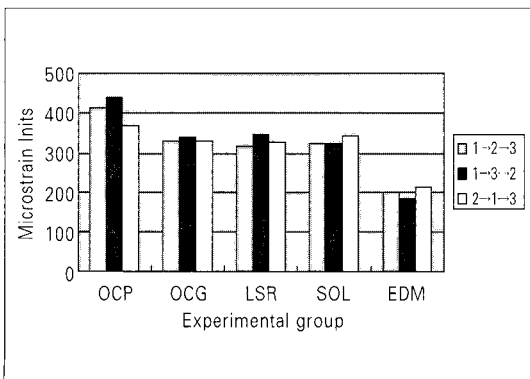
Group	Axis of fit		
	Back/Forth	Side/Side	Up/Down
OCP	229.59(129.60)	132.35(61.10)	45.61(21.26)
OCG	139.98(63.86)	139.99(73.75)	53.61(18.78)
LSR	235.78(31.75)	49.68(10.52)	45.12(9.31)
SOL	127.22(96.33)	127.89(84.25)	74.54(28.35)
EDM	121.59(11.80)	37.99(13.73)	40.81(5.87)

Standard deviations in parentheses.

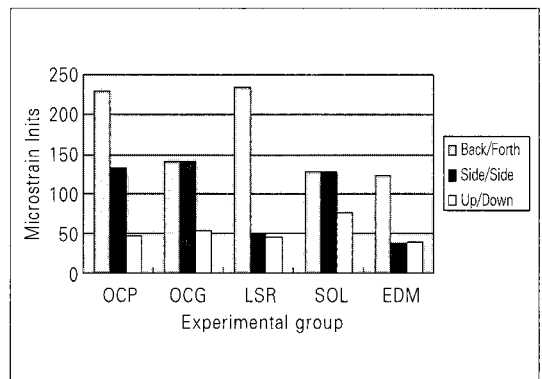
**Table V.** Duncan test results comparing mean strain values in axis of fit

Axis of fit	Group						
	Back/Forth	EDM		SOL	OCG	OCP	
Side/Side	EDM		LSR	SOL	OCP	OCG	
Up/Down	EDM		LSR	OCP	OCG	SOL	

Groups connected by horizontal line are not significantly different at P=0.05 level.



**Fig. 3.** Mean strain values of changing the screwing order in the experimental groups.



**Fig. 4.** Mean strain values of axis of fit in the experimental groups.

인 게이지에서 측정된 스트레인값들의 합을 의미한다.

실험군간의 전후, 좌우, 상하 스트레인값의 차이를 일원변량분석법으로 검정한 결과 모든 방향에서 실험군간에 유의한 차이가 존재하였으며( $P<0.001$ ), Duncan의 다중범위검정법을 이용하여 사후 개별비교한 결과를 Table V에 나타내었다.

전후방향으로는 방전가공군, 납착군, 그리고 금원주 일체주조군이, 좌우방향으로는 방전가공군과 레이저용접군이 나머지 실험군에 비하여 유의성 있게 작은 스트레인값을 나타내었다. 한편 상하로는 납착군만이 나머지 실험군에 비하여 유의성 있게 큰 스트레인값을 보였다.

#### IV. 총괄 및 고찰

고정성 국소의치의 연결부위는 기능 시의 변형이나 파절을 방지하기 위하여 충분한 크기를 가져야만 하나, 치태조절의 용이성이나 심미성을 이유로 크기가 제한된다. 일반적으로 구치부에서는 교합력에 효과적으로 저항하기 위하여 협설폭 3mm, 수직고경 2mm의 연결부 면적이 요구되며,<sup>47)</sup> 본 연구에서는 이러한 기준을 참고로 3mm 직경의 환봉을 선택하여 납형제작에 이용하였다. 납형제작은 규격화를 위하여 가급적 동일한 양의 패턴레진을 사용하였으며 주조된 각 시편의 전체무게는 5.8g으로 표준화하여 가능한 시편간의 무게 차이에 의한 영향을 최소화하도록 노력하였다.

각 실험군은 스트레인 게이지에서 측정된 값들을 전체 스트레인값 외에도 시편의 삼차원적 왜곡 특성을 고려하여 전후, 좌우, 상하 스트레인값으로 나누어 비교해 보았다. 본 연구의 실험모형은 3개의 L자형 막대가 모두 유연하여 고정된 기준점이 없는 형태이므로 시편은 상대적 왜곡이 아니라 절대적 왜곡으로 나타내게 된다.<sup>48-50)</sup> 따라서 측정된 세 방향의 스트레인값은 순수하게 시편의 왜곡방향을 표현한다고 보다는 어느 정도 서로 보상 변형된 L자형 막대의 왜곡 경향을 나타내어 준다고 생각하는 것이 옳을 것이나 실험군간 비교를 용이하게 하기 위하여 세 방향의 스트레인값을 보철물의 왜곡방향으로 간주하여 비교에 이용하였다. 또한 전후, 좌우, 상하 스트레인값을 측정하는 스트레인 게이지는 L자형 막

대의 각각다른 위치에 부착되어 있고 그 부착부의 형태와 직경에 차이가 있으므로 각 실험군에서 세 방향의 스트레인값 크기를 서로 비교하는 것은 의미가 없을 것이다.

본 연구결과 나사조임순서에 따른 스트레인값에 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 나사조임순서가 임플란트 주위골에 발생하는 응력에 영향을 주지 않았다는 Waskewitz 등<sup>44)</sup>의 보고와 일치하는 결과이다. 한편 적합도가 우수한 보철물에서는 나사조임순서가 임플란트 주위에 발생하는 스트레인에 영향을 주지 않지만 적합도가 불량한 보철물에서는 스트레인에 영향을 주었다는 Watanabe 등<sup>45)</sup>의 보고를 고려해 볼 때 아마도 본 실험결과는 모든 실험시편의 적합도가 비교적 우수하여 나타난 결과로 추론해 볼 수 있으며, 이것은 적합도가 가장 불량한 plastic sleeve 일체주조군의 조임순서에 따른 스트레인값이 통계적으로는 유의하지는 않지만 다른 실험군보다 차이가 약간 크게 나타나 것을 통해서도 알 수 있다 (Table II). 따라서 이러한 결과들로부터 완전한 수동적 적합이 아니더라도 임상적으로 어느정도 허용 가능한 적합오차내에서는 나사조임순서가 치료결과에 큰 영향을 주지는 않을 것으로 생각된다.

본 연구결과 plastic sleeve 또는 금원주 일체주조군과 납착군, 그리고 레이저용접군 간에는 적합도에 유의한 차이를 보이지 않았다. 구조체의 왜곡은 납형의 변형, 매몰과정(경화팽창, 열팽창, 그리고 매몰링의 제한효과), 합금의 주조수축, 주입선제거나 연마과정 중의 응력방출 등에 의해 야기된다.<sup>8-11)</sup> 통상적인 주조 보철물의 제작과정에서는 납형형성 후 변형을 최소화하기 위하여 즉시 매몰할 것을 추천하고 있으나<sup>47,51,52)</sup> 임플란트 보철물의 경우에는 납형제작 후 충분한 응력의 완화를 위해 장시간 작업모형 상에서 유지할 것을 추천하고 있다.<sup>53)</sup> 본 연구에서도 일체주조군의 경우 시편의 왜곡을 가능한 최소화시키기 위하여 납형제작 후 패턴레진의 중합수축으로 발생한 내부응력이 충분히 완화될 수 있도록 작업모형상에 10Ncm의 조임 회전력으로 고정된 후 24시간 방치하였으며<sup>54,72)</sup> 주입선은 all-wax spruing technique으로 연결하고<sup>55)</sup> 직경 90mm의 큰 매몰링을 사용하여<sup>56)</sup> 매몰한 후 bench-setting시켰다.<sup>55)</sup> 또한 잉여 금속의 수축으로 인한 변형을 최소화하기 위하여 미리 계측된 양의 금속을 주조하였으며 열응력에 의

한 변형을 최소화하기 위하여 구조된 시편을 실온에서 서냉시켰다.

이와 같은 노력에도 불구하고 비록 통계학적인 유의성의 차이는 없으나 일체주조군 중 plastic sleeve 일체주조군은 금원주 일체주조군을 포함한 다른 실험군들에 비하여 비교적 큰 적합오차와 표준편차를 보였는데, 이러한 결과는 나사 조임력에 의한 plastic sleeve의 변형, 구조체 접합면의 표면기질기, 금원주를 사용하지 않음으로 인한 구조금속의 부피증가 등이 원인으로 작용했기 때문으로 생각된다. 또한 plastic sleeve를 이용한 시편제작과정에서 불완전한 구조로 인하여 1개의 시편을 재제작하였으므로 plastic sleeve는 금원주를 사용하는 경우보다 구조실패 가능성이 높다고 하겠다. 또한 Carr 등<sup>57)</sup>은 금원주와 지대주간의 금나사에 의한 전하중(preload)은 금원주 또는 plastic sleeve의 사용, 구조합금, 매물재, 연마 방법 등에 의해 영향을 받을 수 있으며 금원주가 plastic sleeve를 사용하는 것보다 전하중의 크기와 정밀도면에서 더 우수하다고 보고하였는 바, 방전가공과 같은 추가적인 수정작업을 시행하지 않는다면 적합도나 전하중 측면에서 plastic sleeve보다는 가능한 금원주를 사용하는 것이 바람직한 방법으로 생각된다.

일체주조군들은 방전가공군과 비교 시 주로 수평면에서의 스트레인값이 크고 수직방향에서는 유의차가 없는 것으로 나타났는데, 이러한 결과는 일체주조 금합금 보철물의 왜곡이 주로 수평면(X축, Y축)에서 일어나고 수직축(Z축)에서는 안정하다는 Jemt와 Lie<sup>58)</sup>의 보고와 일치되는 결과이다. Tan 등<sup>59)</sup>과 Phillips 등<sup>60)</sup>은 바람직한 적합도를 결정하는 기준으로 임플란트부품들 사이의 machining tolerance의 사용을 제안하고 있다. Ma 등<sup>61)</sup>은 machining tolerance의 양을 22 $\mu$ m에서 100 $\mu$ m정도라고 보고하였는데 만약 보철물의 수평변위량이 machining tolerance 범위내에 존재한다면 구강내 장착 후 보철물의 부적합은 응력을 발생시키지 않을 수도 있을 것이다. 따라서 이러한 machining tolerance를 고려한다면<sup>60-62)</sup> 본 연구에서 측정된 스트레인값 이상의 보철물 왜곡이 수평면에서 발생하였다는 생각이 옳을 것이다.

서론에서 언급한 것처럼 여러 선행들이 적합도 측면에서 일체주조 보철물보다는 레이저용접 보철물

이 우수하다고 주장하였다. 그러나 본 실험 결과 Jemt<sup>35)</sup>의 보고와 마찬가지로 레이저용접법의 우수성을 확인할 수는 없었다. 한편 레이저용접군은 방전가공군과 비교하여 상하 스트레인값에는 유의한 차이가 없었으나 수평면에서의 전후 스트레인값은 유의성있게 큰 것으로 나타났다. 이러한 결과는 시편 제작과정에서 상하방향의 왜곡은 레이저용접 후 추가적으로 레이저를 조사함으로써 약간의 수정이 가능하였으나, 비록 연결간극을 최소화하여 용접을 시행하였음에도 불구하고 용융된 금속의 응고수축으로 인한 전후 수평면에서의 왜곡은 필연적으로 일어날 수밖에 없고 또한 수정이 불가능하였기 때문으로 생각된다.

레이저용접은 귀금속보다는 낮은 열전도와 높은 레이저흡수율을 가진 Ti, Co, Cr 등의 비귀금속에 사용하는 것이 훨씬 더 용이하다고 알려져 있으며<sup>27)</sup>, 임상에서 흔히 임플란트 보철물제작에 사용하고 있는 귀금속계 합금의 주성분인 금이나 은은 비귀금속에 비하여 열전도율이 4~5배 이상 높고 빔흡수율이 1/10 이하이기 때문에 레이저에 의한 가열과 용융이 어렵다. 따라서 금합금을 레이저 용접하기 위해서는 더 많은 에너지를 필요로 하고 에너지가 증가함에 따라 변형이 커질 가능성이 높다. 또한 레이저 용접에 의한 변형은 연결간극, 용접시간, 용접깊이 등에 의해서도 영향을 받는다.<sup>27-32,66-68)</sup> 한편 Smith 등은 금합금을 레이저 용접할 경우 간혹 발생하는 미세균열을 제외하고는 명백한 어려움이 없다고 보고한 바 있다.<sup>30)</sup>

본 실험에서는 제조회사에서 추천하는 금합금 용접조건에 따라 레이저용접을 시행하였으며 smoothing은 가능한 변형이 일어나지 않도록 낮은 레이저강도와 넓은 포커스에서 시행하였다. 예비실험결과 시편의 레이저 침투깊이는 평균 1.2mm이었고 이 정도의 용접깊이는 연결부위에 충분한 강도를 부여할 것으로 생각된다.

일체주조 임플란트 보철물보다 분할 및 납착한 임플란트 보철물의 적합도가 더 우수하였다는 Waskewicz 등<sup>44)</sup>이나 Clelland 등<sup>69)</sup>의 보고와는 달리 본 연구에서는, 비록 납착군의 스트레인 값의 평균치가 일체주조군들보다 작았지만, 실험군들 사이에 유의성의 차이가 없는 것으로 나타났다. 납착 보철물의 왜곡은 납착간격, 납착인기 재료, 분할체 고정



방법, 납작방법, 및 냉각방법 등 다양한 요인에 의해 영향을 받는다. 본 실험에서는 Stade 등<sup>70)</sup>의 추천에 따라 납작부의 강도에 영향을 미치지 않는 최소 간격인 0.3mm의 납작간격을 사용하였으며, 납작면이 가능한 평행하도록 절단하였다.<sup>71)</sup> 또한 자가중합 아크릴릭 레진의 경우 분말을 많이 넣을수록 중합수축이 작아진다는 Mojon 등<sup>72)</sup>의 보고에 따라 납작인기 채득을 위한 패틴레진적용 시 가급적 단량체액에 적신 붓에 중합체 분말이 충분히 흡착되도록 하였다. 인기된 주조체를 고정하는 방법에는 납작용 매물체 블록을 이용하는 방법과 납작용 스탠드를 이용하는 방법이 있다. 小柳律純男<sup>73)</sup>은 매물체 블록을 이용하는 방법은 매물체의 종류, 블록의 형태와 크기, 가열 방법 등에 따라 복잡한 수축, 팽창 현상이 일어나고 이러한 현상을 정확히 조절하는 것은 매우 어렵기 때문에 피납착체와 고정체의 열거동을 일치시킬 수 있는 피납착체와 동일한 금속으로 제작한 납착용 스탠드의 사용을 추천하였으며, 본 실험에서는 이러한 제안에 따라 시편제작에 사용한 금속과 동일한 금합금으로 납착용 스탠드를 제작하고 소량의 납착용 매물체를 이용하여 고정하였다. 한편 납착은 일정한 납착결과를 얻기 어려운 화염 납착법<sup>74)</sup>대신에 비교적 균일한 조건하에서 행해지는 도재로 납착법을 선택하였으며, 납착 후 서냉시켜 열응력에 의한 왜곡을 최소화하였다.

방전가공군에 비하여 납착군에서는 상하 스트레인값과 수평면에서의 좌우 스트레인값이 유의성있게 크게 나타났는데, 이러한 결과는 위에서 언급한 여러 가지 요인들이 복합적으로 작용하여 발생한 3차원적인 왜곡 때문으로 생각된다. 한편 임 등<sup>20)</sup>은 연결방법에 따른 주조체 변위에 관한 3차원적 연구를 통해 일체주조군의 최종변위량이 가장 작았고 다음으로 스탠드 납착군, 매물체블록 납착군 순이었으며, 납착군들에서는 납착인기과정이나 고정과정보다는 납착과정에서 가장 큰 변위가 발생하였다고 보고하였다. 본 연구와 다소 차이가 있는 이런 결과는, 임 등<sup>20)</sup>의 연구에서는 두 개의 측정원통을 직선적으로 연결하는 주조체를 시편으로 이용한 반면 본 연구에서는 세 개의 금원주를 연결하는 곡선적이며 길이가 더 긴 주조체 시편을 사용하였기 때문인 것으로 생각한다. 따라서 선학들의 보고와 같이 길이가 길거나 만곡형인 고정성 보철물일수록 일체주조로

만족할 만한 적합도를 얻기는 더 어려우며 적합도 수정을 위한 추가적인 술식의 요구가 증가할 것으로 생각된다.

방전가공방식에는 특정형상의 전극을 사용하여 그 형상을 투영가공하는 형조방전가공과 와이어에 의한 윤곽방전가공이 있다. 임플란트 적합도 수정을 비롯하여 현재 치과기공분야에 적용되고 있는 대부분의 방전가공방식은 형조방전가공이다. 방전가공은 공구전극으로부터 피가공물로의 주기적인 불꽃방전을 통해 금속을 제거해 나가는 방법으로 강유전성액(dielectric fluid)속에서 시행된다. 유전성액은 일종의 경유로써 절연체, 전도체, 냉각제 및 불꽃에 의해 생긴 금속지꺼기를 세척하는 기능을 한다.<sup>37,76)</sup> 방전은 한 순간 양극이 가장 근접한 한 곳에서만 일어나며 이 과정은 1초에 250,000번 정도 반복되고<sup>37,38)</sup> 순간적으로 3,000~5,000℃의 고열이 발생되어 금속표면의 일부를 녹이고 기화시킨다. 공구전극은 주로 구리나 흑연으로 제작되며 가공속도와 정확성을 결정하는 중요한 인자이다.<sup>41)</sup> 방전가공 중에는 피가공물 뿐만 아니라 전극으로부터도 금속이 제거되어 전극 소모가 일어나기 때문에 저전극소모가공을 시행하더라도 가공정확도를 향상시키기 위하여 공구전극을 새로 교환하고 수 차례 반복가공을 시행한다.<sup>75-77)</sup>

방전가공은 금속의 경도나 접착성질에 영향을 받지 않기 때문에 모든 금속에 적용이 가능하고, 기계적인 힘을 가하지 않기 때문에 얇은 작업체의 가공이나 길고 작은 직경의 절삭이 가능하며, 비교적 매끄러운 가공표면과 약 10 $\mu$ m 정도의 가공정확도<sup>40)</sup>를 제공한다는 장점을 가지고 있다.<sup>37)</sup> 그러나 가공표면에는 급열, 급냉의 열변화과 고온, 고압의 물리화학적 작용에 의해 모재와는 다른 매우 얇은 변질층이 형성된다. 한편 방전가공의 주된 단점으로는 고가의 장비가 필요하며 만족스러운 결과를 얻기 위해서는 기공과정 중에 세심한 주의가 필요하다는 점을 들 수 있다.<sup>37,78)</sup>

방전가공에 있어 가장 중요한 요소 중의 하나가 작업모형의 정확도이다. 아무리 방전가공의 가공정확도가 우수하다 할지라도 모든 작업은 작업모형상에서 시행하기 때문에 만약 작업모형이 부정확하다면 방전가공된 주조체는 구강내에서 부적합할 것이다. 따라서 정확한 인상채득과 모형제작 그리고 모형의 정확도를 확인하는 과정이 필수적이다. 본 연구에서

는 임상적 상황과는 다르게 아주 유연한 알루미늄막 대 끝에 임플란트가 고정되어 있었으므로 인상체의 무게가 실험모형에 가해지지 않도록 특수 제작한 프레임과 RCSI<sup>46)</sup>를 이용하여 인상을 채득하였다. 또한 작업모형의 정확성은 Linden과 Windeler<sup>43)</sup>의 연구에서 처럼 verification splint<sup>79,80)</sup>를 사용하여 검사하였다.

본 연구결과 방전가공군이 나머지 실험군들에 비하여 유의하게 가장 작은 스트레인값을 보였다. 이러한 우수한 적합도 외에도 방전가공된 일체구조체는 납과 같은 이종금속을 사용하지 않았기 때문에 부식이나 납함금 성분에 의한 생체위해작용이 없으며, 납착부나 레이저용접부에서 일어날 수 있는 파절문제를 걱정할 필요가 없다. 따라서 방전가공은 보철분야에서 임상적 활용가치가 매우 높은 방법 중에 하나라고 생각된다.

임플란트 보철물의 적합도에 대해 Patterson 등<sup>81)</sup>은 나사조임한 상부구조물의 계면과 지대주사이에 틈이 없고 바람직하지 않은 스트레인이 없는 상태라고 정의하였으나, 본 연구에서 알 수 있듯이 실제로 완벽한 수동적 적합을 갖는 보철물을 제작하는 것은 불가능하다. 따라서 여러 선택들은 수동적 적합으로 간주할 만한 적합오차의 수준을 나름대로 정의하여 보고하고 있는데, Bränemark<sup>82)</sup>은 10 $\mu$ m 정도의 적합오차를, Klineberg와 Murray<sup>83)</sup>는 지대주계면 원주의 90% 이상에서 30 $\mu$ m 이하의 적합오차를 제안하였다. Assif 등<sup>84)</sup>은 경험 있는 술자들의 육안검사시 30 $\mu$ m 또는 그 이상의 적합오차를 부적합으로 간주하였으나 26 $\mu$ m 또는 그 이하의 적합오차는 수동적 적합으로 판단하였다고 보고한 바 있다. 한편 Jemt<sup>85)</sup>는 수동적 적합을 장기적으로 임상적 합병증을 유발하지 않는 수준의 적합으로 정의하고 있으며, 150 $\mu$ m 보다 작은 적합오차는 허용할만하다고 하였다. 비록 이처럼 적합에 관한 여러 가지 기준들이 보고되어 문헌에 많이 인용되고 있으나, 이러한 수치들은 과학적인 근거보다는 보고자의 경험에 크게 의존하고 있다.

비록 임플란트 보철물의 부적합이 변연골 흡수나 골유착 실패와 같은 생물학적 합병증을 야기할 수 있다고는 하나 이러한 주장은 이론적인 추론일 뿐 아직은 과학적으로 증명된 바가 없다. Michael 등<sup>86)</sup>은 동물실험을 통하여 비록 임플란트 주위로 골개조가 확인되었으나 구조체의 부적합이 임플란트의 골

유착에 큰 영향을 주지는 않았다고 보고하였으며 Carr 등<sup>87)</sup>은 적합이 양호한 실험군과 적합이 불량한 실험군간에 골반응의 유의한 차이가 없었다고 하였고 Roberts 등<sup>88)</sup>은 임플란트에 가해지는 교정력으로 임플란트 주위의 골개조가 일어났음을 보고하였다. 또한 Jemt와 Book<sup>89)</sup>은 상악무치악 임플란트 보철물에서 보철물의 적합도와 변연골 높이사이에 유의한 연관성을 확인할 수 없었다고 보고하였다. 비록 이와 같은 동물실험이나 임상연구는 보철물의 부적합에 대한 생물학적 내성이 존재한다는 것을 제시해주고 있으나 Kallus와 Bessing<sup>90)</sup>은 적합이 불량한 임플란트 보철물이 delayed component failure를 유발한다고 보고하였으며 또한, 임상적으로 적합이 불량한 보철물은 치대침착, 연조직 염증반응 등의 치주적 문제를 야기할 수 있으므로 임플란트 보철물은 가능하다면 수동적 적합이 되게 제작하는 것이 바람직할 것이다.

따라서 최상의 적합도를 갖는 임플란트 보철물을 제작하기 위해서 임상가는 정확하고 세심한 임플란트 보철술식과 아울러 다양한 적합도 수정방법들에 대한 경험, 편리성, 그리고 시간의 효율성 등을 고려하여 적절한 제작 방법을 선택해야 하며 추후 임플란트 보철물의 부적합과 기계적 또는 생물학적 합병증간의 연관관계를 과학적으로 증명하기 위한 지속적인 연구가 있어야 할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 임플란트 보철물 제작방법 중 금원주 또는 plastic sleeve를 사용한 일체구조 보철물, 레이저 용접법 또는 납착법으로 연결된 보철물, 그리고 방전가공법으로 적합오차를 수정한 보철물간의 적합도 차이와 이들 보철물에서의 나사조임순서에 따른 적합도 변화를 삼차원 스트레인 측정을 이용하여 상호 비교해 보고자 하였다.

본 연구결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 스트레인 값은 방전가공군, 납착군, 레이저용접군, 금원주 일체구조군, 그리고 plastic sleeve 일체구조군 순으로 증가하였으며, 방전가공군을 제외한 나머지 실험군들 사이에서는 유의성 있는 차이를 보이지 않았다.
2. 나사조임순서에 따른 스트레인 값에 유의한 차이

가 나타나지 않았다.

3. 방전가공군에 비하여 레이저용접군과 일체주조군 들에서는 수평적 왜곡이 크게 나타났으며, 납작 군에서는 수직 및 수평적 왜곡 모두가 크게 나타 났다.

### 참고문헌

1. Albrektsson T. A multicenter report of osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;75:84.
2. Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Bränemark P-I, Jemt T. A long- term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
3. Zarb GA, Schmitt A. A longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto study. Part II. The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990;64:53-61.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
5. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62:581-5.
6. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
7. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
8. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81: 7-13.
9. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics : A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-78.
10. Taylor RL, Bergman GF: Laboratory techniques for the Bränemark system. Chicago, IL, Quintessence, 1990.
11. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant- retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;63:346-63.
12. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one-piece castings, pre-ceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986;55:312-7.
13. Bruce RW. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1964;14:939-43.
14. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991;66:377-84.
15. Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy. preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont* 1993; 12:177-83.
16. White GE. Osseointegrated dental technology. Chicago: Quintessence Publishing 1993. P78-90.
17. Fusayama T, Wakumoto S, Hosoda H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. *J Prosthet Dent* 1964;14:334-42.
18. 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.
19. Rubin JG, Sabella AA. One-piece castings for fixed bridgeworks. *J Prosthet Dent* 1955;5:843-7.
20. Lim JS, Jeon YC, Jeong CM. Three-dimensional comparison of framework dis-

- placements joined by various connection techniques. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:358-74.
21. Stackhouse JA. Assembly of dental units by soldering. *J Prosthet Dent* 1967;18:131-9.
  22. Hollenback GM, Shell JS. The accuracy of dental appliances assembled by soldering. *J Calif Dent Assoc* 1965;41:207-10.
  23. Sloan RM, Reisbick MH, Preston JD. Post-ceramic soldering of various alloys. *J Prosthet Dent* 1982;48:686-9.
  24. Rosenthal SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 1st ed. St Louis: CV Mosby, 1988. p. 438.
  25. Gegauff A, Rosenthal S. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989;62:292-7.
  26. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one-piece casting, pre-ceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1955;5: 843-7.
  27. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses-an initial report. *J Prosthet Dent* 1970;24:472-6.
  28. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand* 1988;46:247-53.
  29. Preston JD, Reisbick MH. Laser fusion of selected dental casting alloys. *J Dent Res* 1975;54:232-8.
  30. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE. Laser welding of gold alloy. *J Dent Res* 1972;51:161-7.
  31. Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. *Lasers in Surgery and Medicine* 1984;4:207-13.
  32. Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks : Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent* 1995;74:284-93.
  33. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Rest Dent* 1992;12:177-83.
  34. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997;78:596-604.
  35. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabilitation* 1995;22:557-64.
  36. Rübeling G. Funkenerision in der Zahntechnik Möglichkeiten und grenzen. *Dent Labor* 1982;30:1697-702.
  37. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont* 1992;5:114-21.
  38. Schmitt SM, Chance DA. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont* 1995;8:332-6.
  39. Schmitt SM, Chance DA, Cronin RJ. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*. 1995;73: 280-3.
  40. Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent* 1997;77:212-5.
  41. Eisenmann E, Rübeling G. Die monometallische, spannungsfreie versorgung auf implantaten. *Quintessenz Zahntech* 1997;23:1440-52.
  42. Rübeling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restora-

- tion. *Quintessence Int.* 1999;30: 38-48.
43. Linehan AD, Windeler PS. Passive fit of implant-retained prosthetic framework improved by electric discharge machining. *J Prosthodont* 1994;3:88-95.
  44. Waskewiz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:405-11.
  45. Watanabe F, Uno L, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:209-18
  46. Jiménez-Lopéz V. Oral rehabilitation with implant-supported prostheses. Madrid: Quintessence: 1998. p. 77-134.
  47. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's modern practice in fixed prosthodontics. 4th ed. Philadelphia:W.B. Saunders:1886. p. 188-201.
  48. Nicholls JI. The measurement of distortion: Theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977;37:578-86.
  49. Nicholls JI. The measurement of distortion: Mathematical considerations. *J Prosthet Dent* 1978;39:339-43.
  50. Nicholls JI. The measurement of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980;43:218-23
  51. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of fixed prosthodontics. 2nd ed. Quintessence:1981. p. 401-17.
  52. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 7th ed. Mosby:1987. p. 438-53.
  53. White GE. Osseointegrated dental technology. Chicago: Quintessence:1993. p. 115-20.
  54. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992;5: 542-9.
  55. Hinman RW, Tesk JA, Parry EE, Eden GT. Improving the casting accuracy of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1985;53:466-71.
  56. Sass FA, Eames WB. Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. *J Prosthet Dent* 1980; 43:163-7.
  57. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
  58. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:172-80.
  59. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JE, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6:346-63.
  60. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein JE. The accuracy of three implant impression techniques: A 3-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:533-40.
  61. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:371-5.
  62. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-78.
  63. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent* 1993;70:264-73.

64. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent* 1998;79:477-83.
65. Wiskott HW, Macheret F, Bussy F, Belser UC. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent* 1997;77:609-16.
66. Excel's laser welder-Instruction manual. Excel Technology, INC, U.S.A.
67. Togaya T, Shinosaki T. Introduction to laser welding in dentistry(1). *QDT special*. 1999;24:37-45.
68. Togaya T, Shinosaki T. Introduction to laser welding in dentistry(2). *QDT special*. 1999;24:45-55.
69. Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont* 1996;5:193-200.
70. Stade EH, Reisbick MH, Preston JD. Pre-ceramic and post-ceramic solder joints. *J Prosthet Dent* 1975;34:527-42.
71. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of fixed prosthodontics. 2nd ed. Chicago: Quintessence 1978. p. 306-7.
72. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC: Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990;64:684-8.
73. 小柳律純男. 大形補綴物の 鑲着法について-アルゴン雰囲気内鑲着および被鑲着体金属固定装置について-. *歯科技工* 1978;6:219-29.
74. Monday JL, Asgar K. Tensile strength comparison of presoldered and postsoldered joints. *J Prosthet Dent* 1986;55:23-7.
75. Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *J Prosthet Dent* 1993;69:222-7.
76. Jeong CM. Introduction of spark erosion. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:402-11.
77. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-93.
78. Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillfac Implants* 1992;7:56-61.
79. Carr AB, Master J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping technique. *J prosthodont* 1996;5:248-52.
80. Knudson RC, Williams EO, Kemple KP. Implant transfer coping verification jig. *J Prosthet Dent* 1989;61:601-2.
81. Patterson EA. Passive fit: Meaning, significance and assessment in relation to implant-supported prostheses. In: Naert EI(ed). *passive fit of implant-supported superstructures: Friction or reality? proceedings of an international symposium*. Leuven: Leuven University Press. 1995:17-28.
82. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
83. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63-9.
84. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J periodont Rest Dent* 1992;12:113-21.
85. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implant in the edentulous jaw: a study of treatment from the time of prostheses placement

- to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
86. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral med Oral Pathol Radiol Endod* 1997;83:198-205.
87. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different level of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-9.
88. Roberts WE, Smith RK, Ziberman Y, Mosary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1984;86:95-111.
89. Jemt T, Book K. Prosthetic misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
90. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.

---

**Reprint request to:**

**Chang-Mo Jeong**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University  
1-10, Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea

E-mail : cmjeong@hyowon.cc.pusan.ac.kr

ABSTRACT

## FIT OF IMPLANT FRAMEWORKS FABRICATED BY ONE-PIECE CASTING, LASER WELDING, SOLDERING, AND ELECTRIC DISCHARGE MACHINING

Young-Hoon Seol, Chang-Mo Jeong, Young-Chan Jeon, Sung-Won Kang\*

*Department of prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University*

*Department of naval architecture and ocean engineering, College of Engineering, Pusan National University\**

The purpose of this study was to measure and compare the strains produced by screw-tightening implant frameworks fabricated by five different fabrication methods: (1) one-piece cast using plastic sleeve, (2) one-piece cast using gold cylinder, (3) laser welding, (4) soldering, and (5) electrical discharge machining, and also to measure and compare the strains produced when the order of screw tightening was changed.

A research model incorporating eighteen strain gages was made to measure the fit of implant frameworks in three dimensions. Three implants aligned in an arc were fixed on the top ends of the L-shape aluminum bars of the research model, and standard abutments were joined to the implants with abutment screws. Five types of implant framework were placed on the abutments and screwed by a torque wrench using 10 Ncm.

Under the conditions of this study, the following conclusions were drawn:

1. The electrical discharge machining group showed the smallest magnitude of strain, followed by the soldering group, the laser welding group, the one-piece cast group using gold cylinder, and the one-piece cast group using plastic sleeve. However, among the magnitude of strain for the remaining groups except the electrical discharge machining group, there were not significant differences.
2. When the order of screw tightening was changed, there were not significant differences in the magnitude of strain.
3. In comparison with the electrical discharge machining group, the laser welding group and the one-piece cast groups showed greater horizontal distortion and the soldering group showed greater horizontal and vertical distortion.

---

**Key words** : One-piece casting, Laser welding, Soldering, Electrical discharge machining, Distortion