

# 연속파 Nd:YAG 레이저를 이용한 치아교정 급속 구개확장장치 용접특성

## Welding Characteristics of Rapid Palatal Expander for Teeth Calibration using a Continuous Wave Nd:YAG Laser

유영태<sup>1,✉</sup>, 양윤석<sup>1</sup>, 신호준<sup>2</sup>  
Young Tae Yoo<sup>1,✉</sup>, Yun Seok Yang<sup>1</sup> and Ho Jun Shin<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 조선대학교 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Chosun Univ.)

<sup>2</sup> 조선대학교 레이저가공연구실 (Laser Manufacturing Laboratory, Chosun Univ.)

✉ Corresponding author: ytyou@chosun.ac.kr, Tel: 062-230-7016

Manuscript received: 2009.7.15 / Accepted: 2009.11.21

*The Purpose of this paper is to weld a rapid palatal expander using a continuous wave Nd:YAG laser. The rapid palatal expander has become a useful treatment method for severe maxillary transverse deficiencies and posterior crossbites. Rapid maxillary expansion is a well-established method to correct transverse maxillary deficiency and arch length discrepancy.*

*The major process parameters studied in the present laser welding experiment were the positions of focus, laser power and travel speed of laser beam. We measured the fusion zone size and its shape using an optical microscope for the observation of cross-sectional area and tension stress of a rapid palatal expander welded. Through the experimental investigation, the optimum speeds and power of laser without deficiencies of weld cross-sectional area were obtained.*

Key Words: CW Nd:YAG Laser (연속파형 Nd:YAG 레이저), Rapid Palatal Expander (급속 구개확장장치), Teeth Calibration (치아교정), Tensile Stress (인장응력), Overlap Ratio (중첩도)

### 1. 서론

최근 들어 치열안모 부조화(Dentofacial disharmony)에 대한 치료를 요하는 환자가 증가하고 있으며 이 환자들 중에서 상악 횡적 결핍(Maxillary transverse deficiency)에 의한 상악 치열궁 간에 횡적 부조화의 치료를 요하는 경우가 있다.<sup>1</sup>

상악악 횡적 부조화를 치료하는 방법 중 하나는 구개확장장치를 이용한 비외과적 급속 상악 확장술이 있다. 이때 쓰이는 구개확장장치는 모두 고가의 수입품에 의존하고 있다. 국내에서는 구개확장장치를 생산하는 전문업체가 없어 고가의 수

입품에 의존하고 있는 실정이다.

수입하여 사용하는 구개확장장치는 고가의 티타늄(Titanium)으로 제작하여 사용하고 있는데 이것은 환자들에게 치료비용에 대한 부담을 가중시키고 있다.

급속 구개확장장치는 뼈에 지지하기 위해 사용하는 임플란트와는 달리 뼈에 이식하지 않고 구강 내에 부착하기 때문에 음식물에 대해 내식성이 강한 재료를 사용하면 고가의 티타늄을 다른 재료로 대체하여 환자의 의료비 부담 경감이 가능하기 때문에 치과임상에서의 요구가 절실하다.

이와 같은 이유로 본 연구에서는 코스트 비용

을 포함한 치료비 절감을 위해 티타늄이 아닌 오스테나이트계 스테인리스 304(이하 STS304)를 치과 전문의의 요구에 따라 구개확장장치를 제작하고자 한다.

티타늄을 주로 의료용 소재로 사용하는 이유는 내식성이 우수하고, 표면에 형성되는 산화티타늄(TiO<sub>2</sub>)피막 때문에 재료 내부로의 부식효과가 크기 때문이다. 특히 염소이온에 내식성이 뛰어나며, 순수티타늄의 비강도가 스테인리스강에 필적하기 때문이다.

고가의 티타늄을 대체하기 위해 본 실험에서 사용하고자 하는 STS304 는 약 12%이상의 크롬성분을 함유한 특수강으로 표면이 미려하고 티타늄 처럼 내식성이 우수한 성질을 가지고 있다. 무엇보다 티타늄에 대한 강점은 레이저에 의한 가공성이 매우 뛰어난 점이다. 스테인리스강은 대표적으로 13Cr 강, 18Cr 강, 18Cr-8Ni 강이 있으며, 주성분인 크롬이 강표면에 20~30 $\mu$ m 의 매우 얇은 Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 을 형성하여 금속기지내로 침입하는 산소를 차단시키는 부동태 피막(Passivity layer)의 역할을 하기 때문에 황산 또는 질산에 노출되어 있는 환경에서도 부식이 잘되지 않는 특성을 가지고 있다.

오스테나이트계 스테인리스강의 결정 구조는 면심 입방 격자로 열처리에 의해서는 경화되지 않아 레이저가공이 매우 유리하다. 대표강종은 304 강종으로 18Cr-8Ni 이 기본 조성이다.<sup>2,4</sup>

구개확장장치는 상악에 고정하는 부분과 이를 지지하는 부분으로 나누어진다. 이 두 부분을 연결된 곳이 상악 확장술 및 치료도중에 틀어지거나 연결부위가 떨어지면 기능이 상실된다. 이 연결부위의 접합부분이 작아 매우 정밀하고 강하고 안전하게 접합해야 하고 인체의 구강 내에 시술하여 일정기간 동안 장착해야 하기 때문에 환자로 하여금 불편감을 최소화 할 수 있도록 외관상으로도 깔끔한 상태를 유지해야 한다.<sup>5</sup>

구개확장장치는 소형이지만 튼튼하고 안정해야 할 뿐만 아니라 환자의 구강구조에 따라 자유롭게 변형이 가능해야 하기 때문에 가공 후 가공경화가 있어서는 안된다. 뿐만 아니라 소형의 구개확장장치의 접합부를 용접할 때 용가재를 사용하면 부피와 경화부분이 증가하여 시술할 때 구개확장장치의 유연성이 상실된다.

이와 같은 이유로 의료부품산업이 발달한 선진국에서는 아크 용접을 실시하고 있다. 그러나 아크 용접의 접합부분이 환자의 구강구조에 적합하

게 변형하는 도중 탈락되는 사례가 자주 발생하여 환자의 부담으로 작용하고 있다.

본 연구에서는 발전기에서 연속파형으로 발전하는 Nd:YAG 빔의 파형을 펄스파형으로 변조하여 구개확장장치를 접합하고자 한다. 접합하는 공정은 레이저의 에너지, 중첩율, 빔지속시간, 초점거리 등을 변화시켜 레이저 용접하였다. 레이저 용접 후 용입단면의 미세구조와 용접공정별 인장시험을 하여 최적의 공정조건을 결정하였다.

## 2. 실험장치 및 방법

### 2.1 실험장치

본 연구에 사용된 레이저는 파장이 1064nm 인 멀티모드(Multi-mode)의 빔으로서, 최대출력이 2.8kW 인 연속파형 Nd:YAG 레이저이다. 레이저 빔은 직경 600 $\mu$ m 인 광섬유를 통해 시편에 전달된다. 레이저 용접헤드의 광학계는 초점길이(Focal length)는 200mm 이다. 실험 장치에 대한 구성 및 개략도는 Fig. 1 에 나타났다.

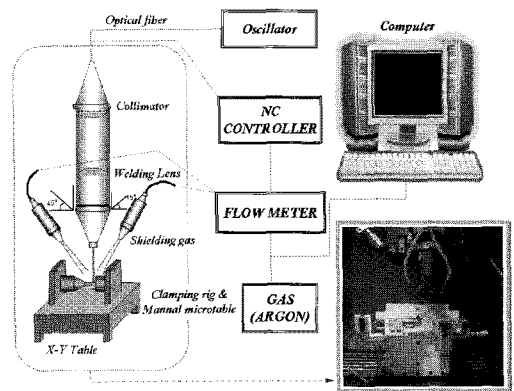


Fig. 1 Schematic diagram and experimental set-up

### 2.2 실험방법

연속파 레이저빔으로 구개확장장치를 용접한 결과 초기 피어싱(Piercing) 때문에 용접 초기 과도한 입열량 때문에 용접단면에 많은 결함이 발생하였다. 이와 같은 이유로 레이저빔을 펄스파형으로 변조하고 에너지를 조절하여 용접하였다.

최적의 용접조건을 결정하기 위해 동종재질의 평판에 예비실험을 하였다. 시편의 두께는 2mm 이고 표면의 이물질을 제거하기 위해 아세톤을 이용하여 세척하였다.

시편 STS304 의 화학 조성분과 기계적 성질은

Table 1 Chemical composition of specimens (wt%)

	C	Si	Mn	P	Cr	Ni	Fe
STS304	0.08	1.0	2.0	0.045>	18~20	8.0~10.5	Bal.

Table 1 과 Table 2 에 나타냈다.

레이저 에너지 변화에 대한 초점거리별 조사된 초점 단면은 Fig. 2 에 나타냈다. Fig. 2 에서 0 은 초점위치가 시편표면에 있을 때이고, - 는 표면으로부터 아랫방향이고, + 는 표면으로부터 윗방향으로 단위는 mm 이다. 에너지가 30J 일 경우 초점거리가 0 일 때 가장 초점 면적이 작았지만 초점면으로부터 멀어지면 초점 면적이 증가하였다. 30J 과 40J 은 초점면에서 초점 면적이 가장 작지만 50J 이상에서는 초점거리의 변화에도 초점면의 변화가 ±2mm 이내에는 크지 않았다.

이는 에너지가 증가하면 초점렌즈의 구경에서 회절현상에 의한 영향과 시편의 두께에 비해 열이 침투되는 깊이가 작아 고에너지에 의한 시편의 열 확산 때문인 것으로 판단된다.

시편에 조사한 결과를 광학현미경으로 관찰한 Fig. 2 의 결과를 비교하기 위해 Fig. 3(a)에 그래프로 도시하였다. 종축은 시편에 조사된 스폿(Spot)의 표면적의 반경이고, 횡축은 초점거리이다. 에너지 40J 이하에서는 초점거리에서 초점 면적이 가장 작고 초점거리를 벗어나면 초점 면적이 증가하였다.

레이저빔 에너지가 50J 에서는 초점거리에서 초점 면적이 가장 크고 초점거리를 벗어나면 초점면적이 급격히 줄어들었다. 이와 같은 이유는 초점

Table 2 Mechanical & physical properties of STS304

Material	STS304
Tensile strength(kg/mm <sup>2</sup> )	53
Elongation(%)	40
Thermal conductivity(W/m·°C)	14.9
Melting range(°C)	1400
Density(g/cm <sup>3</sup> )	8
Specific heat(J/kg·°C)	500
Electrical resistivity(μΩ·m)	72
Hardness(Hv)	210
Thermal expansion coefficient (*10 <sup>6</sup> ·m·m <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup> )	18.8

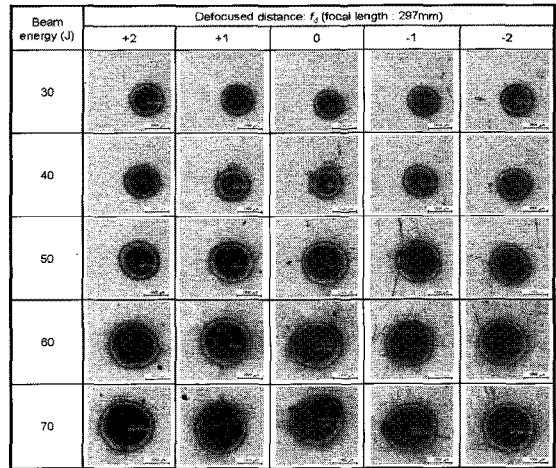


Fig. 2 Optical images of spot size variation according to laser beam energy and defocused distance

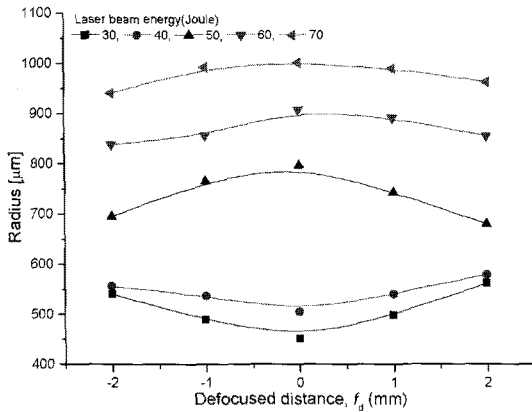
거리에는 레이저빔이 집중되어 시편에 흡수된 에너지가 많지만 초점거리를 벗어나면 시편표면에 에너지 흡수율이 감소하기 때문이다.

레이저 에너지가 60J 이상으로 증가하면 초점면적이 초점거리에서 가장 작은 것이 아니라 초점거리보다 시편아래인 -2mm 부분에서 가장 작고 시편표면보다 위쪽인 +2mm 에서 가장 큰 면적이 형성되었다. 이것은 레이저빔을 전달하는 초점렌즈 구경에서 레이저 에너지가 증가하면 회절에 의해 에너지가 손실되면서 초점 면적이 증가하는 현상과 관련 있는 것으로 생각된다.

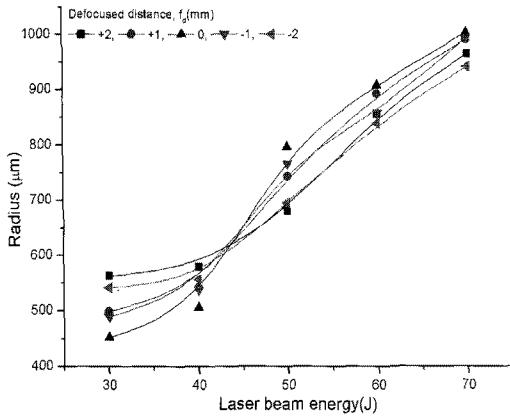
또 하나의 이유로 생각할 수 있는 것은 초점거리가 시편보다 위에 있을 때는 초점거리를 지나 확산되는 레이저빔이 회절의 영향을 상대적으로 더 크게 받아 초점 면적이 초점거리를 -2mm 에 위치했을 때보다 크게 형성되었다. 이와 같은 이론을 뒷받침하는 전체적인 경향을 Fig. 3(a)에 도시했는데, 전체적으로 에너지가 증가할수록 초점 면적이 증가하고 있음을 Fig. 3(b)에 나타냈다.

Fig. 3 의 결과를 이용해서 용접하고자 하는 구개확장장치는 Fig. 4 와 같다. 실제 임상에서 구개확장장치 시술한 사진은 Fig. 5 와 같다.<sup>6-8</sup>

Fig. 4 의 왼쪽그림에서 가운데 구멍은 구강 내에 지지하기 위한 티타늄소재의 볼트가이드(상악제 1 소구치)이고, 상하 원형구멍(제 1 대구치)에 직경과 길이가 각각 1.5mm, 37mm 인 STS304 강선(주선)을 용접해야 한다. 용접 후 강선을 환자의 구강구조에 적합하도록 변형이 자유로워야 하고



(a)



(b)

Fig. 3 Variation of spot radius according to laser beam energy and defocused distance

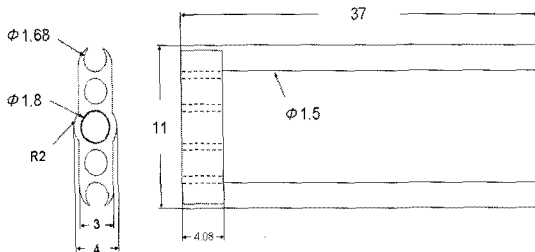


Fig. 4 Model of rapid palatal expander

시술 후에는 용접부위가 탈락되어서는 안된다. 그러기 때문에 구개확장장치의 지지구와 STS304 강선이 매우 밀접하게 용접되어야 한다. 지금까지 치과치료 현장에서는 지지구내에 강선을 삽입한 후 아크 용접하여 사용하여 왔다. 구멍에 강선을 삽입하여 아크용접을 했기 때문에 구멍과 강선사

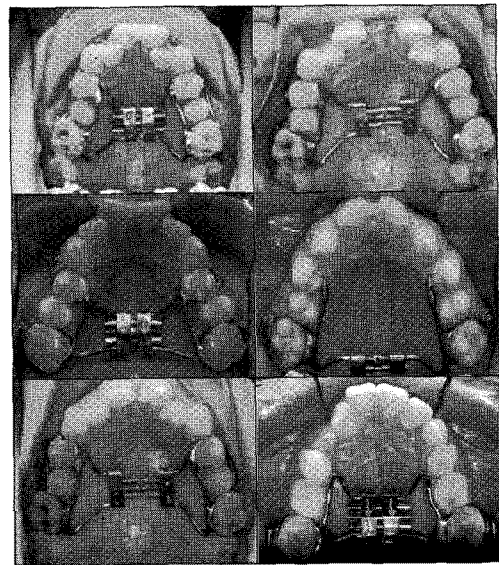


Fig. 5 Rapid palatal expander after a surgical operation

이에 틈새 인해 완전용입 용접(Full penetration welding)이 안되어 강선을 환자의 구강구조에 적합하게 변형하는 과정에서 탈락되는 사례가 종종 발생하였다.

완전용입 용접을 위해 용접에너지를 증가시키면 소재의 지나친 증발에 의해 안전한 인장강도를 확보할 수 없는 어려움이 발생하였다. 이와 같은 문제점을 보완하기 위해 본 연구에서는 Fig. 6 과 같이 60° 정도 개신(bevel) 절단 후 레이저빔을 펄스로 제어하여 용접함으로써 강선과 지지구가 견고하게 용접될 수 있도록 하였다.

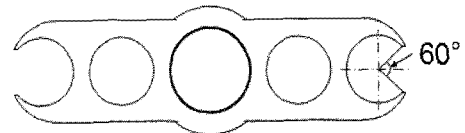


Fig. 6 Model of supporter of rapid palatal expander

최적의 공정조건을 찾기 위해 빔 사이즈 측정 결과를 바탕으로 실험조건을 Fig. 3의 실험결과를 기준으로 하여 조절하였다. 에너지 범위는 40J, 50J, 60J로 하였고, 중첩도는 10%, 20%, 30%, 40%하였다. 용접비드를 제어하기 위한 중첩도는 아래식에 근거하여 제어하였다.<sup>9)</sup>

$$\text{중첩도 } (P_{ER}) = \left[1 - \frac{S'}{S}\right] \times 100\% \quad (1)$$

여기서  $S'=V \times T_F$ ,  $S=D+V \times T_P$  이다.  $S$  는 초점 크기의 이동거리이고  $S'$  는 원점으로부터 중첩되지 않은 거리,  $D$  는 빔 사이즈이다. 식 (1)은 펄스와 펄스사이의 기간  $T_F$  와 펄스폭  $T_P$  와 레이저빔 이송속도  $V$ , 초점면에서의 빔 사이즈  $D$  를 이용하여 정리하면 다음과 같다.

$$P_{ER} = 1 - \frac{V \times T_F}{D + V \times T_P} \quad (2)$$

레이저빔 이송속도는 중첩도에 의하여 구속되며, 중첩도는 0~1 사이의 값을 가져야 하고 아래조건을 만족해야 한다.

$$0 < V \leq \frac{D}{T_F - T_P} \quad (3)$$

위 식으로 에너지별 중첩도를 계산 후 실험한 공정을 Table 3 에 정리하였다.

Table 3 Overlap ratio and laser beam energy

		40J	50J	60J
10%	$V(\mu\text{m}/\text{min})$	906	1440	1620
	$S(\mu\text{m})$	0.907	1.441	1.621
20%	$V(\mu\text{m}/\text{min})$	810	1260	1440
	$S(\mu\text{m})$	0.811	1.261	1.441
30%	$V(\mu\text{m}/\text{min})$	708	1110	1260
	$S(\mu\text{m})$	0.709	1.111	1.261
40%	$V(\mu\text{m}/\text{min})$	600	960	1080
	$S(\mu\text{m})$	0.601	0.961	1.081

### 3. 실험 및 고찰

#### 3.1 레이저 빔 에너지와 초점위치변화

레이저빔 에너지와 비초점거리 변화에 대한 STS304 시편표면의 열흡수 면적의 변화를 나타낸 Fig. 3 의 결과를 이용해서 시편표면으로부터 용

입깊이를 Fig. 7 에 나타냈다.

Fig. 7 은 에너지변화에 대한 시편에 침투된 용융단면적을 나타냈다. Fig. 3 에서 설명한 것처럼 에너지가 작을 때는 초점거리에서 용융면적이 작지만 초점면을 벗어나면 용융면적이 증가하였다.

에너지가 30J 로 작을 때는 초점거리에서 용융면적과 용융깊이가 가장 작고, 초점거리에서 벗어난 경우에 용융면적과 용융깊이가 증가하였다. 일반적으로 초점거리에서 에너지 밀도가 가장 크기 때문에 용융깊이와 용융면적이 가장 커야하는 특성과는 모순된 결과를 나타내고 있다. 그러나 에너지가 증가하면 초점거리에서의 높은 에너지 밀도가 조사되었을 때의 특성을 나타내고 있다.

특히 60J 과 70J 에서는 초점면의 중심부밀도가 레이저빔의 가우시안분포(Gaussian distribution) 특성에 따라 STS304 조성분 중 용융온도가 높은 Cr(1907℃)과 C(3527℃)에 비해 온도가 낮은 Ni(1455℃)과 Mn(1246℃) 성분 및 P(44.2℃) 성분이 기화하여 증발하였기 때문이다. 용융단면에 기공이 포획된 경우도 용융온도가 낮은 조성분이 기화하여 키홀(key hole) 표면에서 증발하기 전에 키홀이 닫혀 포획되어 발생한 현상이다.

에너지가 30J 로 작을 때는 작은 초점면에 집중된 에너지가 시편주변부로 열손실이 발생하지만 초점거리를 벗어나 조사면적이 증가하면 상대적으로 시편과 레이저 빔이 상호작용하는 면적증가로 판단된다. 그러나 이것은 에너지나 출력이 작았을 때에 한정된 경우이고 에너지가 증가하면 에너지 밀도가 가장 큰 초점거리에서의 에너지 흡수가 가장 컸다. 에너지가 작을 경우 에너지가 시편표면에 흡수되는 것보다 시편표면에서 반사에 의한 손실이 상대적으로 크기 때문인 것으로 판단한다.

에너지가 60J 과 70J 처럼 에너지가 높을 경우 초점렌즈의 구경 경계면에서 발생하는 회절손실보다 포커싱되는 레이저 에너지가 상대적으로 크고 시편표면에서의 반사보다 시편에 많이 흡수된 것으로 생각된다.

Fig. 7 의 결과를 비교하기 쉽게 Fig. 7(a)에 그 래프로 도시하였다. 에너지가 30J 로 낮을 경우 초점거리에서의 깊이와 초점거리를 벗어난 위치에서 레이저빔을 조사했을 때 침투깊이 변화는 크지 않았다. 에너지가 50J 일 때는 초점거리에서 침투깊이가 상대적으로 가장 깊었지만 그 이상 에너지가 증가하면 초점거리 변화에 따른 침투깊이의 상대적 깊이는 감소하였다.

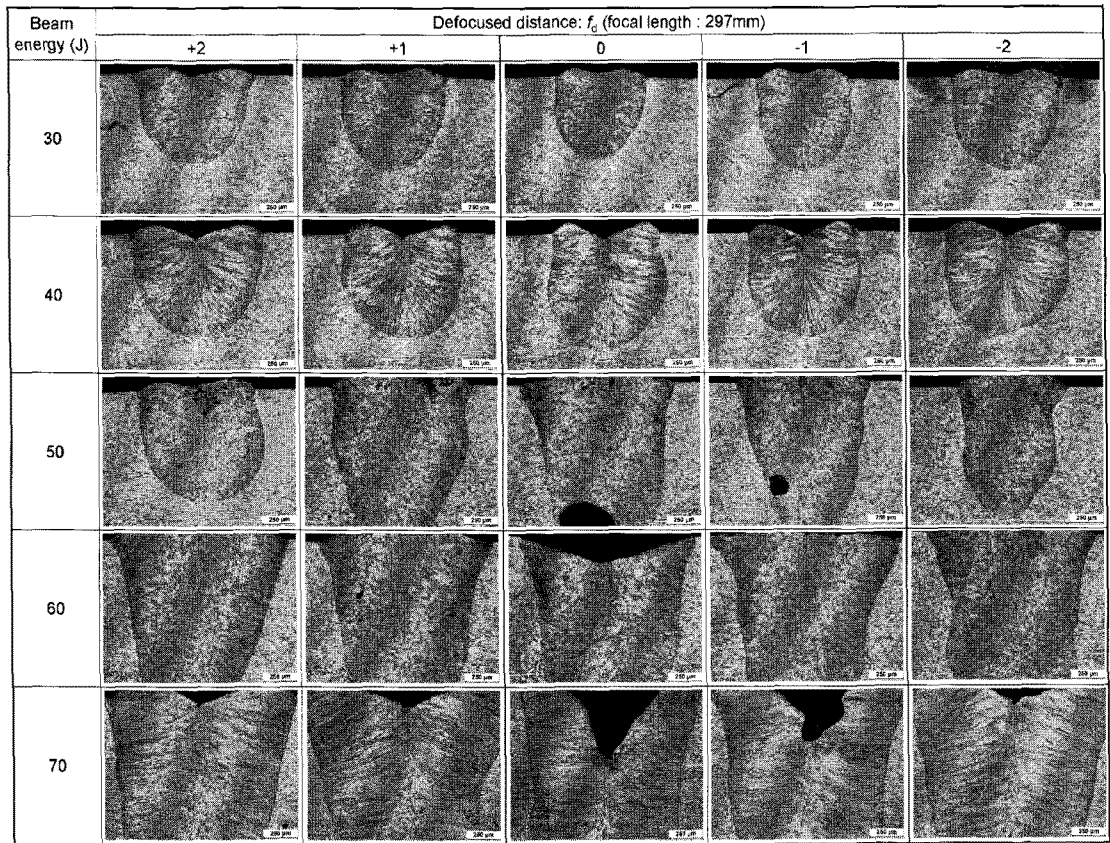


Fig. 7 Cross section of weld zone with beam energy and defocused distance

Fig. 8(a) 의 그래프에서 -2mm 부분의 침투깊이가 작은것은 에너지밀도가 가장 큰 부분이 시편표면에서 반사되어 에너지가 손실되기 때문으로 생각된다. 비초점거리가 +2mm 부분은 이와 반대로 에너지 밀도가 가장 큰 초점면이 시편보다 약간 위에 위치해 있어 상대적으로 반사손실이 작기 때문으로 판단된다. 이와 같은 이론을 뒷받침하는 결과로 Fig. 8(a) 를 보면 전체적으로 에너지가 증가할수록 용입깊이가 증가하고 있음을 Fig. 8(b) 에 나타냈다.

### 3.2 구개확장장치의 레이저 용접특성

Fig. 2, Fig. 7 의 결과를 근거로 하여 레이저빔 에너지를 각각 40J, 50J, 60J 로 변화시키고, 중첩율은 10%, 20%, 30%, 40%로 변화시켜 구개확장장치를 용접한 결과를 Fig. 9 에 나타냈다. 전체적으로 중첩율이 10%인 경우에는 용접결과가 양호하지 못하였다.

중첩율이 10%일 경우에는 중첩 피치사이의 용

접비드의 영향을 받는 단면이 쉽게 관찰되었다. 에너지가 60J 이고 중첩율이 40%로 했을 경우에는 과용융이 발생하여 용융단면이 지나치게 크게 형성되었다. 에너지가 40J 일 경우 중첩율이 10%에 10%씩 40%까지 증가시키면서 용접할지라도 STS304 강선이 지지구와 틈새가 없는 용접이 이루어지지 않았다.

Fig. 10 는 구개확장장치에 레이저 에너지와 중첩율의 변화를 주어 용입 면적을 측정하여 그래프로 도시하였다. 각 조건별로 측정위치가 다를 수 있는 점을 가만하여 다른 위치를 3 번 측정하여 그 값들에 평균값으로 그래프를 나타내었다.

구개확장장치를 용접했을 때 용접단면의 대표적인 조직을 Fig. 11 에 나타내었다.

레이저 용접은 에너지밀도가 높은 열원이 시편에 조사되면 급가열에 의한 키흐형성과 급냉각에 의한 재응고 현상을 이용하는 용접방법이다.

이때 급 냉각할 때 모재의 경계부에서부터 냉각이 시작되어 중심부로 냉각이 진행되기 때문에

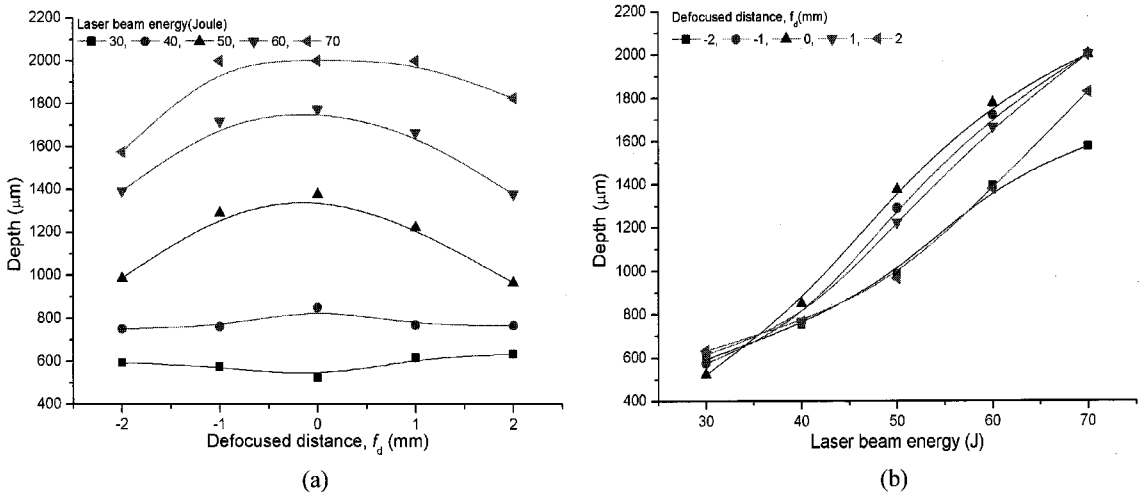


Fig. 8 Variation of welding depth with laser beam energy and defocused distance

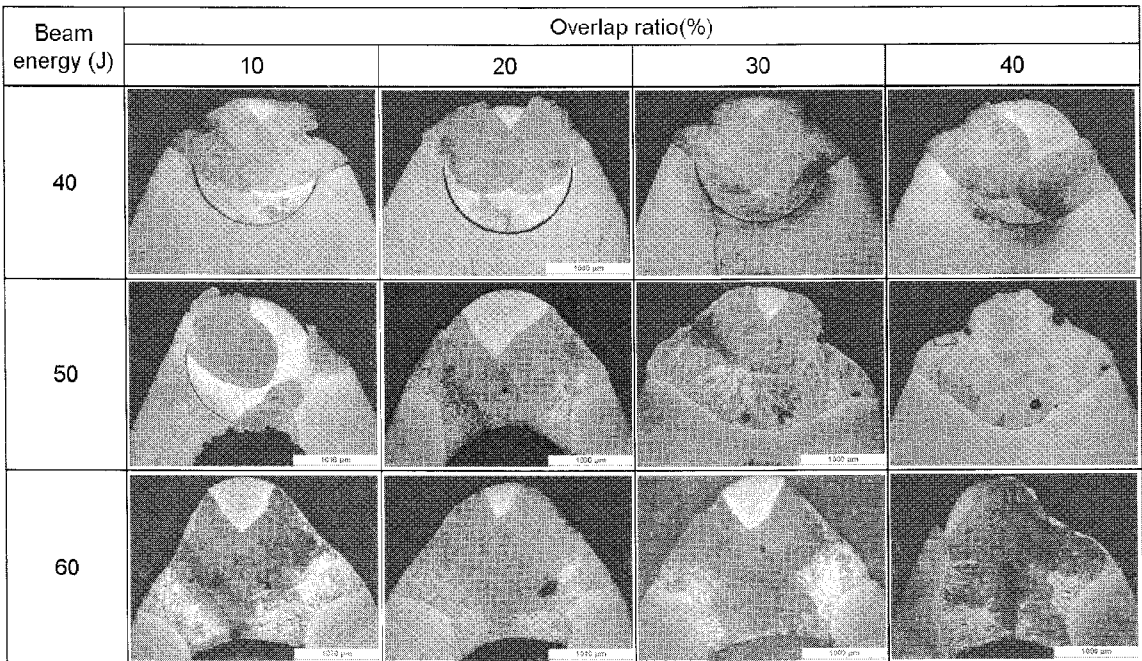


Fig. 9 Cross sectional after laser welding of rapid palatal expander

용융단면의 중심부를 중심으로 열이 모재방향으로 급격하게 냉각되면서 형성된 조직이다.

레이저 용접은 대표적인 키홀 용접특성을 가지고 있는데 에너지밀도가 높은 레이저빔이 시편에 조사되면 용융온도가 낮은 일부성분이 기화된 미세기포가 발생할 수 있다.

이 기포는 부력에 의하여 용융표면에서 분출되나 레이저빔의 조사시간이 지나면 키홀이 닫혀 포

획되어 기공으로 남을 수 있다.

본 실험의 경우 STS304 강선과 상악 제 1 대구치의 경계층과 가까운 부분이 특히 기포가 많이 발생하였는데 이는 STS304 강선과 치지구 사이의 틈새 사이에 있는 일부 공기가 용융 밀착되면서 발생한 기포가 배출되지 못하고 포획된 것으로 판단한다.

광학현미경으로 촬영한 Fig. 9에서 비교적 상태



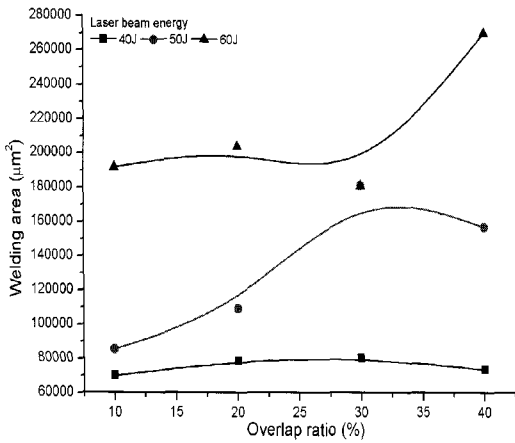


Fig. 10 Comparison of welding area with welding parameter

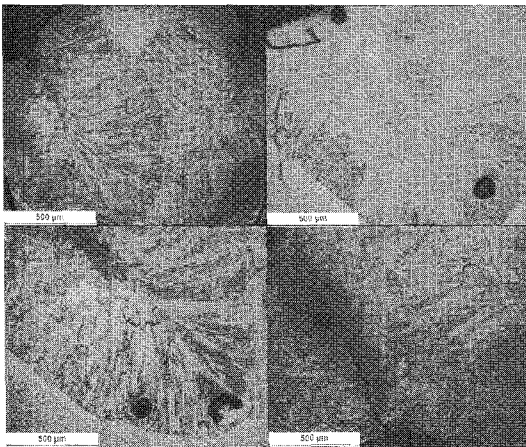


Fig. 11 Micrographs of melting zone after laser welding

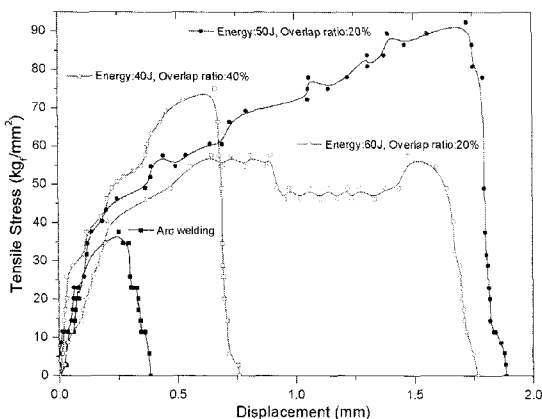


Fig. 12 Stress-displacement curves of arc welding sample and laser welding sample

가 양호한 공정인 에너지가 40J 과 중첩도 40%, 에너지가 50J 과 중첩도 20%, 에너지 60J 과 중첩도 20%로 용접한 구개확장장치를 인장시험하였다. 그 결과를 Fig. 12 에 나타내었다.

구개확장장치 인장시험을 규격 시험편으로 할 수 없기 때문에 임상에서 널리 사용하고 있는 구개확장자와 비교 실험하였다. 구개확장장치는 사람의 상악턱 모양에 따라 변형을 하여 사용하기 때문에 인장하중과 굽힘하중을 받는다. 그래서 극한의 굽힘응력이 발생한 후 인장응력이 발생하도록 Fig. 13 와 같이 인장시험을 하였다.

Fig. 12 에 나타난 실험결과는 현재 임상에서 널리 사용하고 있는 아크용접으로 제작한 구개확장장치와, 레이저로 용접한 구개확장장치와 비교한 인장시험 결과이다.

아크용접으로 가공하여 임상에 적용하고 있는 구개확장장치의 최대 인장응력과 변위는 각각 37.5kg/mm<sup>2</sup>, 0.33mm 로 나타났다. 이는 Table 2 의 STS304 모재의 인장응력과 비교하면 매우 작게 나타났다. 반대로 레이저 용접한 제품은 아크용접 방법에 비해 최대 응력과 변위값이 약 246% 이상 증가하였다. 그리고 STS304 모재의 인장응력과 비교했을 때 약 174% 가량 향상되었다.

인장시험결과 아크용접하여 현재 임상에서 사용하고 있는 구개확장장치는 용접한 대구치와 강선(주선)이 분리되지만, 레이저 용접했을 때는 강선이 분리되는 것이 아니라 강선이 절단되기 때문에 레이저 용접은 용접성이 매우 양호한 것으로 판단된다. 특히 레이저빔의 에너지와 중첩도 변화에 따라 인장응력과 변위가 다르게 나타났다. 최대 응력과 변위를 가지는 용접조건은 에너지빔이 50J 이며, 각각 92.4kg/mm<sup>2</sup>, 1.798mm 로 나타났다.

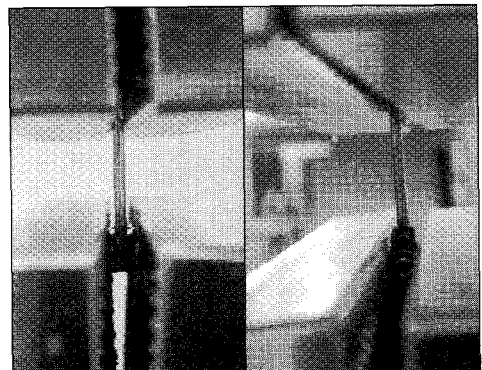


Fig. 13 Tensile test of rapid palatal expander



에너지빔의 에너지를 40J 로 하여 용접하였을 경우 상대적으로 용접부의 입열량 부족으로 인해 아크용접에 비해 인장응력값과 변위는 200% 증가 하였지만, 에너지빔이 50J 의 공정에 비해 최대응력과 변위값은 작게 나타났다. 그리고 60J 일 때는 50J 에 비해 변위는 비슷하게 형성되었지만 최대 인장응력이 62.5% 정도 감소하였다. 60J 로 에너지가 비교적 높을 경우 용접 입열량이 상대적으로 높아 상악 제 1 대구치와 주선을 접합하는 용접면적이 증가하면서 취성이 발생하는 한편 용융온도가 낮은 성분의 일부가 증발하여 결합력이 감소하기 때문이라 판단된다. 에너지빔이 40J, 60J 일 때의 최대인장응력과 변위는 각각  $75 \text{ kg/mm}^2$ ,  $0.6\text{mm}$ ,  $57.7 \text{ kg/mm}^2$ ,  $1.693\text{mm}$  로 나타났다.

위 결과로부터 비록 레이저빔의 에너지 변화에 따라 인장응력과 변위값의 차이가 발생하지만 아크용접해서 사용하는 구개확장장치보다 레이저로 용접한 구개확장장치를 임상에 적용할 때 더 안전하게 사용할 수 있음을 나타내고 있다.

외과적 보조의 급속상악확장술에 의하면 시술 시 시술자가 상악 제 1 대구치를 지지한 상태에서 주선(강선)에 급힘하중을 작용하여 주선을 치아와 체결시킨다. 이때 용접부의 급힘력은 인간의 수부력과 관련이 있다. 인간의 수부력은 최대  $60\text{kgf}$  이고, 평균적으로  $30\text{kgf}$  정도이다.<sup>10</sup>

이와 같은 결과로 토대로 급속구개확장장치 시술 시 가장 안전한 레이저 용접공정은 레이저빔의 에너지가 50J 일 때 가장 적합한 조건을 갖는다.

그리고 급속구개확장장치를 부착시킨 후 치열을 균일하게 유지시키는 방법 중 악골 성장을 조절하는 악정형력이 작용한다. 이때 급속구개확장장치에 부착된 상악제 1 소구치와 제 1 대구치의 band 의 유격을 스크류(Screw)를 이용하여 치아의 측방확대를 시킨다. 이러한 악정형력은 교정치료 자료에 따르면 웨이스 마스크나 헤드기어, 급속구개확장장치 등 교정영역에선 200~ 500gf 정도의 힘을 발휘한다.<sup>11</sup> 그러므로 시술 후 주기적으로 스크류를 회전시켜 0.25mm 씩 치아의 측면방향으로 최대 500gf 의 힘을 가해지는데도 충분한 여유를 가질 수 있는 안전조건을 레이저용접이 제시하고 있다.

#### 4. 결론

연속파형 Nd:YAG 레이저의 파형을 변조하여 STS304 로 구개확장장치를 제작하여 용접한 결과

아래와 같은 결론을 얻었다.

1) 임상에 널리 활용되고 있는 구개확장장치와 기하학적으로 같은 모양으로 제작한 STS304 를 레이저로 용접할 때 의 최적 레이저 용접공정은 에너지 40J 일 때 중첩율 40%, 에너지 50J 일 때 중첩율은 20%이었다.

2) 구개확장장치를 레이저로 용접할 때 연속파형으로 용접하면 초기 피어싱과정에서 재질의 일부가 증발 할 수 있어 파형을 변조하여 용접해야 양호한 결과를 얻을 수 있다.

3) 아크용접 하여 치과임상에서 활용하는 구개확장장치와 STS304 로 제작하여 구개확장장치 용접 한 후 모재에 대한 용접 인장응력 비를 측정했을 때 본 연구에서 용접한 구개확장장치가 약 174% 높게 나타나 기계적으로 우수한 용접특성을 나타냈다.

#### 후 기

이 논문은 2009 년도 조선대학교 연구비의 지원을 받아 연구되었음.

#### 참고문헌

1. Park, C. Y., Lee, Y. U., Song, J. W., Kim, Y. W., Park, H. J., Oh, H. K., Ryn, S. Y., Lee, K. H. and Hwang, H. S., "Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion : Report of 5 Cases," J. Korean Association of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons, Vol. 24, No. 1, pp. 46-52, 2002.
2. Yoo, Y. T., Oh, Y. S., Ro, K. B. and Lim, K. G., "Comparison of welding Characteristics of Austenitic 304 Stainless Steel and SM45C Using a Continuous Wave Nd:YAG Laser," Transactions of the Korean Society of Machine Tool Engineers, Vol. 12, No. 3, pp. 58-67, 2003.
3. Yoo, Y. T., Shin, H. J., Ahn, D. G. and Im K. G., "Dissimilar metal welding of austenite stainless steel and low carbon steel using CW Nd:YAG laser," J. of KSPE, Vol. 22, No. 8, pp. 17-26, 2005.
4. Yoo, Y. T., Shin, H. J. and Song, S. W., "Welding Characteristics of Dissimilar Metal by Continuous Wave Nd:YAG Laser" J. of KSPE, Vol. 21, No. 11, pp. 53-60, 2004.
5. Yang, C. Y., Min, S. K., Oh, S. H., Kwon, K. H., Lee,

- J. and Cha, J. W., "Clinical study of surgically assisted rapid maxillary expansion," *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, Vol. 31, No. 1, pp. 60-69, 2005.
6. Garrett, B. J., Caruso, J. M., Rungcharassaeng, K., Farrage, J. R., Kim, J. S., and Taylor, G. D., "Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 134, No. 1, pp. 8.e1-8.e11, 2008.
  7. Lione, R., Ballanti, F., Franchi, L., Baccetti, T. and Cozza, P., "Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion studied with low-dose computed tomography in growing subjects," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 134, No. 3, pp. 389-392, 2008.
  8. Goldenberg, D. C., Goldenberg, F. C., Alonso, N., Gebrin, E. S., Amaral, T. S., Scanavini, M. A. and Ferreira, M. C., "Hyrax appliance opening and pattern of skeletal maxillary expansion after surgically assisted rapid palatal expansion: a computed tomography evaluation," *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Vol. 106, No. 6, pp. 812-819, 2008.
  9. Tzeng, Y. F., "Effects of operating parameters on surface quality for the pulsed laser welding of zinc-coated steel," *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 100, No. 1, pp. 163-170, 2000.
  10. Han, S. H., Nam, K. S., Ahn, T. K. and Dan, J. M., "Analysis of Grip and Pinch Strength in Korean People," *J. Korean Orthop. Assoc.*, Vol. 44, No. 2, pp. 219-225, 2009.
  11. Hirashita, A. and Yamamoto, T., "Tooth moves biological background in clinical orthodontics," *Ishiyaku Publishers, Inc.*, pp. 47-80, 2006.