

## 연속 레이저 흡수에 의한 증발제거 과정의 관련 인자 영향 고찰

김진윤 · 송태호

=Abstract=

### Effect of Parameters in Evaporative Removal Process by Absorption of a CW Laser

Jin-Yoon Kim, Tae-Ho Song

Explosive evaporative removal process of biological tissue by absorption of a CW laser has been simulated by using gelatin and a multimode Nd:YAG laser. Because the point of maximum temperature of laser-irradiated gelatin exists below the surface due to surface cooling, evaporation at the boiling temperature is made explosively from below the surface. The important parameters of this process are the conduction loss to laser power absorption (defined as the conduction-to-laser power parameter,  $Nk$ ), the convection heat transfer at the surface to conduction loss (defined as  $Bi$ ), dimensionless extinction coefficient (defined as  $Br_o$ ), and dimensionless irradiation time (defined as  $Fo$ ). Dependence of  $Fo$  on  $Nk$  and  $Bi$  has been observed by experiment, and the results have been compared with the numerical results obtained by solving a 2-dimensional conduction equation.  $Fo$  and explosion depth (from the surface to the point of maximum temperature) are increased when  $Nk$  and  $Bi$  are increased. To find out the minimum laser power for explosive evaporative removal process, steady state analysis has been also made. The limit of  $Nk$  to induce evaporative removal, which is proportional to the inverse of the laser power, has been obtained.

**Key words** : Evaporative Removal Process, Nd:YAG Laser, Laser surgery, Dimensionless Parameter

### 서 론

레이저를 생체의 절단에 사용하게 될 경우, 절단폭이 좁아지고 그 절단면이 깨끗하게 될 뿐만 아니라 절단과정에 소모되는 시간이 줄어들게 되어 열영향부위(HAZ, Heat Affected Zone)가 작게되는 장점이 있다. 이를 외과수술분야에 적용하면 혈관 및 기타부위의 접합, 국소 조직의 응고 및 증발제거, 출혈 감소, 주위 조직의 손상 감소, 정밀성 증가의 좋은 효과를 갖게 된다. 이에 따라서 생체

조직의 레이저에 의한 절단 반응에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다.

Haldorsson과 Langerholm<sup>1)</sup> CO<sub>2</sub> 레이저와 Nd:YAG 레이저를 인체의 방광조직에 조사하여 CO<sub>2</sub> 레이저보다 Nd:YAG 가 조직 깊은 곳까지 흡수됨을 발견했다. Langerholm<sup>2)</sup> Nd:YAG 레이저에 대한 생체조직의 증발제거 과정을 응고(coagulation), 국부 산란(local scattering)에 따른 내부흡수 및 온도의 증가, 그리고 조직내부의 폭발순으로 구분하였고, 이때의 폭발현상을 팝콘효과(popcorn

effect)라 명명하였다. Halldorsson 등은<sup>3)</sup> Nd:YAG 레이저를 계란의 흰자에 조사하여 팝콘 효과를 확인하였다. 또한 McKenzie는<sup>4)</sup> 열손상(thermal damage)을 줄이기 위해서는 레이저 빔의 조사시간을 줄이고, 높은 파워의 레이저를 사용해야 한다고 주장하였다. 그리고 그의 다른 논문에서는<sup>5)</sup> 조사시간을 특정지어줄 완화시간(relaxation time)을 여러 경우에 대해 구하였으며, 조사시간과 흡수된 에너지중 목표의 가열에 쓰이는 에너지의 비와의 관계를 나타내었다. Rastegar 등은<sup>6)</sup> 검은 잉크를 섞은 한천 겔(agar gel)에 아르곤 레이저를 조사하여 제거속도를 측정하였고, 어떤 물질을 제거하는데 있어서 그 물질의 종류에 따라 제거속도가 최고가 되는 레이저 파장이 존재함을 알아냈다. Verdaasdonk 등은<sup>7)</sup> Nd:YAG 레이저와 아르곤 레이저를 소의 대동맥과 심근조직에 조사하여 반응에 따라 세가지 상태(생체조직의 변성, 폭발적 증발제거, 탄화와 연소)로 분류하고, 그때 들리는 폭발음('pop' sound)을 보고하였다. 이와같은 popcorn effect는 레이저의 파장이 근적외선에 놓여서 생체내부에 열적손상을 줄 때에 종종 나타난다.

이와 같은 연구에서 알 수 있었던 것은 생체조직의 절단은 폭발적인 증발 제거과정에 의해 이루어진다는 것이다. 생체조직은 작은 흡수계수를 갖기 때문에 레이저빔은 조직내부로 깊숙히 침투하게 되어 선열원(line heat source)에 가까운 분포를 하게 된다. 반면, 표면에서는 대류열전달에 의해 열을 빼앗기므로, 표면보다 아래에서 온도의 최고지점이 존재하게 된다. 이에 따라 용융과 증발과정도 표면보다 아래부분에서 먼저 발생하게 되므로, 증발에 따른 내부압력의 순간적 상승이 발생된다. 이 압력의 차이가 폭발을 일으키는 에너지원이 된다. 증발제거과정이 폭발적으로 이루어질 경우, 순수한 표면증발에 의해서만 이루어지는 경우보다 효과적으로 에너지를 사용하게 되어 주위 조직으로의 열손실을 줄일 수 있다. 즉, 주위 조직의 열적 손상부위를 감소시킬 수 있다.

Kim 등에<sup>8)</sup> 의한 연구는, 단백질과 물의 구성비가 생체조직과 비슷한 젤라틴 시편에 연속 Nd:YAG 레이저를 조사할 때에 나타나는 초기의 미시적 반응에 중점을 둔 것이다. 연속 Nd:YAG 레이저의 흡수에 의해서 시편 내부의 국소지점에서는 비등점에 도달하게 되고, 이에 따른 국소지점의 압력증가는 내부폭발을 일으키게 된다. 이때 시편 표면의 냉각효과는 매우 작다고 보고, 폭발시간과 레이저 파워와의 관계를 파악하기 위해서 Kim 등은<sup>8)</sup> 비정상 반경 방향 1차원 열전도 방정식으로 단순화하였고, 고속 카메라를 사용하여 젤라틴 시편을 미시적으로 관찰하여 레이저 파워와 폭발시간과의 실험적인 관계를 이론적 값과 비교

하였다. 실험값과 계산값은 빔 직경에 관계없이 평균 20% 이내의 편차로 잘 일치하고 있다.

한편 절단면 위에는 액체상태의 냉각매질이 존재하거나 강한 기체분사가 보통 행하여지는데, 이 경우 폭발시간은 다소 길어지고 폭발깊이가 커지는 특징이 있다. 이 두 상반된 효과에 의하여, 투입된 레이저 에너지에 대한 절단량의 비, 즉 절단효율이 복잡하게 변화하게 된다. 이 경우 폭발시간 및 폭발깊이는, Kim 등이<sup>8)</sup> 연구한 바와 같은 표면 단열조건하의 일차원 전도식으로는 해석할 수가 없고 반경 및 깊이 방향의 이차원 전도식을 풀어 내어야 한다.

본 연구에서는 이와 같은 표면냉각을 동반한 이차원 효과를 연구하였다. Kim 등의<sup>8)</sup> 연구와 마찬가지로 생체조직을 대신할 수 있는 시편으로서 동물성 단백질인 젤라틴을 선정하였고, 레이저로서는 연속 Nd:YAG 레이저를 선정하여 표면의 냉각효과가 폭발시간 및 폭발깊이에 미치는 영향을 관찰하였다. 수학적 모델링을 통하여 그 증발제거과정을 지배하는 인자들을 도출해 내고, 이 인자들의 변화에 따른 레이저 조사 초기의 미시적 반응결과를 실험과 수치해석을 통하여 알아보았다. 수치해석의 검증을 위하여 실제의 실험결과와 비교하였다.

## 모델링 및 수치해석

생체조직에 수직으로 조사되는 연속 레이저빔에 의해 시편 내부에서는 여러 인자의 영향에 따라 온도구배를 갖게 된다. 여기에서는 폭발상태가 될 때까지의 레이저빔의 조사시간과 그 때의 시편의 폭발깊이를 결정하는 인자들을 무차원화된 지배방정식으로부터 이끌어내었다.

먼저 이상화된 모델을 위해서 다음의 가정들을 하였다.

- i) 시편의 열역학적 물성치는 균일하고 일정하다.
- ii) 레이저빔 조사시, 시편내에서는 오직 전도에 의한 열의 확산만이 있다고 본다.
- iii) 시편이 녹을 때의 용융잠열은 무시한다.
- iv) 시편의 표면에서의 수분증발에 따른 열전달은 무시한다.
- v) 시편의 온도가 비등점에 도달하면 즉시 폭발이 일어난다.
- vi) 레이저 파워는 빔 직경내에서 균일하게 분포한다.
- vii) 시편의 바닥면은 단열되어 있다.

세번째 가정은 차분 열분석 결과에 의한 것으로서 시편의 40°C에서의 용융잠열량이 무시할 만큼 작기때문에 타당하다고 할 수 있다.<sup>9)</sup> Verdaasdonk 등의<sup>7)</sup> 연구에 의하면 생체조직은 복합층 구조를 가진 질긴 섬유질조직으로 폭

발시 내부의 온도는 150 ℃, 압력은 5기압까지 올라간다고 한다. 그러나 젤라틴은 내부의 압력상승을 견딜 수 있는 질긴 구조가 아니므로 시편의 내부 온도가 비등점에 도달하는 순간 표면으로 증기의 방출이 일어날 것으로 예상된다. 그러므로 다섯번째 가정 역시 큰 오차를 수반하지는 않을 것이라 예상된다. 실험에서 사용한 다중모드의 레이저 출력은 반경방향으로 여러개의 최대 에너지점을 갖기 때문에 (vi)와 같은 분포함수 가정이 오히려 단순하면서도 물리적으로 타당하다고 생각된다. 또한 가우시안 모드로 사용하는 의료용 레이저의 경우도 근사적으로, 여기에서 가정한 계단형 분포와 크게 다르지 않다고 보아 여섯번째 가정을 그대로 적용하였다. 그리고 해석결과가 영역의 크기에 무관하도록 계산영역을 크게 지정하였기 때문에 마지막 가정 역시 타당하다고 볼 수 있다.

이에 따라 Fig. 1에서와 같이 시편내부의 열전달 현상을 원통좌표계 (r, z) 에서의 비정상 2차원 열전도 방정식으로 모델화하면 무차원 지배방정식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial \theta}{\partial t^*} = \frac{1}{r^*} \frac{\partial}{\partial r^*} (r^* \frac{\partial \theta}{\partial r^*}) + \frac{\partial^2 \theta}{\partial z^{*2}} + \frac{1}{\pi Nk} \exp(-\beta r_o z^*)$$

여기에서  $t$ 는 시간,  $T$ 는 온도로서,  $r^* = r/r_o$ ,  $z^* = z/r_o$ ,  $t^* = \alpha t/r_o^2$  ( $\equiv Fo$ ),  $\theta = (T - T_\infty)/(T_e - T_\infty)$ 로 무차원화 되었으며,  $r_o$ 는 빔의 반경,  $\alpha$ 는 열확산계수,  $T_\infty$ 는 주위온도이고  $T_e$ 는 증발 온도이다. 또 소멸계수  $\beta$ 는 흡수계수  $k$ 와 산란계수  $\sigma$ 의 합이다.

이때 위의 식에서 나타난 무차원 변수  $Nk$ 는 흡수된 레이저 파워와 열전도에 의한 열손실의 비를 나타내는 레이저 파워에 대한 열전도 인자(conduction-to-laser power parameter)로서,  $k(T_e - T_\infty)/kP$ 로 정의되며, Abakians와 Modest의<sup>9)</sup> 세라믹 절단에 관한 연구에서 사용되었던 무차원수이다. 여기서  $k$ ,  $k$ , 그리고  $T_e$ 는 각각 열전도도, 흡수계수 그리고 시편의 초기온도를 말한다. 그리고 무차원 변수  $\beta r_o$ 는 레이저 빔의 진행방향으로의 감소율을 나타내는 광학깊이를 나타낸다.

시편의 초기온도는 주위온도와 같고, 시편의 윗면에서는 대류열전달이 일어난다. 또한  $r=0$ 인 지점에서 최대칭이 되므로, 경계조건과 초기조건은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \theta &= 0 & \text{at } t^* &= 0 \\ \theta &= 0 & \text{at } r^* &= \infty, \text{ or at } z^* &= \infty \\ \frac{\partial \theta}{\partial z^*} &= Bi \cdot \theta & \text{at } z^* &= 0 \end{aligned}$$

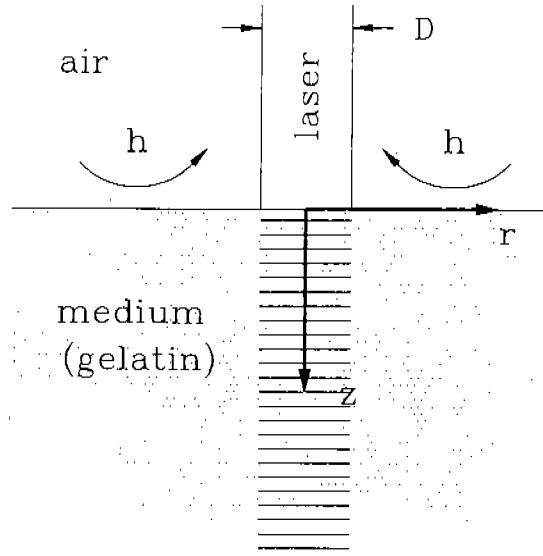


그림 1. 젤라틴 시편과 좌표계  
Fig. 1. Schematic diagram of gelatin and coordinate system.

$$\frac{\partial \theta}{\partial z^*} = 0 \quad \text{at } r^* = 0$$

위에서  $Bi$ 는 표면냉각효과를 나타내는 무차원수로서,  $Bi \equiv hr_o/k$ 로 정의된다. 그리고  $h$ 는 열전달계수(heat transfer coefficient)를 나타낸다.

무차원화된 지배방정식과 경계조건에서 보이듯이 무차원 온도  $\theta$ 를 결정짓는 무차원 독립변수는  $r^*$ ,  $z^*$ ,  $t^*$  ( $\equiv Fo$ ),  $\beta r_o$ ,  $Nk$  그리고  $Bi$ 가 된다. 즉,

$$\theta = f_1(r^*, z^*, \beta r_o, F_o, N_R, Bi)$$

한편, 온도가 최고가 되는 지점은  $r^*=0$ 인 곳에 있게 되는데, 그 지점의 최고온도  $\theta_{max}$ 와 그 깊이인  $z^*_{max}$ 는, 모두 종속변수로서, 둘다  $\beta r_o$ ,  $F_o$ ,  $N_R$  그리고  $Bi$ 의 함수임을 알 수 있다. 즉,

$$\begin{aligned} \theta_{max} &= f_2(\beta r_o, F_o, N_R, Bi) \\ z^*_{max} &= f_3(\beta r_o, F_o, N_R, Bi) \end{aligned}$$

그러므로 폭발이 발생할 때 ( $\theta_{max}=1$ )에는  $F_o$ 와  $z^*_{max}$ 가 각각  $\beta r_o$ ,  $F_o$ ,  $Nk$ , 그리고  $Bi$ 만의 함수가 된다. 이것을 함수적으로 나타내보면 다음과 같다.

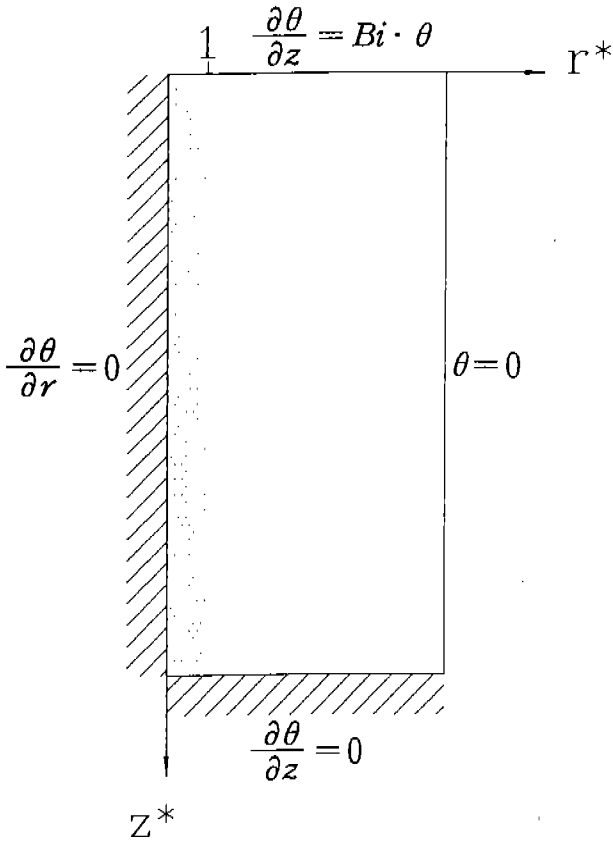


그림 2. 계산공간과 경계조건  
Fig. 2. Computational domain and boundary condition.

$$F_0 = f_4(\beta r_0, Nk, Bi)$$

$$z^*_{max} = f_5(\beta r_0, Nk, Bi)$$

만약 시간이 무한히 많이 흐른 후(정상상태)에야  $\theta_{max}$ 가 겨우 1이 된다면, 시간에 해당하는  $F_0$ 는 변수에서 제외되며 이에 따라  $Nk$ 와  $z^*_{max}$ 는  $\beta r_0$ 와  $Bi$  만의 함수가 된다. 이 경우는 유한한 시간내에 폭발이 일어나기 위한 임계치(즉, 최소 레이저파워 등)를 표시한다. 즉,

$$Nk = f_6(\beta r_0, Bi)$$

$$z^*_{max} = f_7(\beta r_0, Bi)$$

위의 분석에 따라 Fig. 2에서와 같은 계산공간을 선정하였고 유한차분법을 사용하여 수치해를 구하였다. 사용된 격자는 비균일 격자로서, Fig. 3에서처럼 시편표면과 레이저빔의 직경경계부분( $r^*=1$ )에 밀집되어 있다.

먼저 정상상태분석을 통하여 주어진  $\beta r_0$ 와  $Bi$ 에 대해 폭

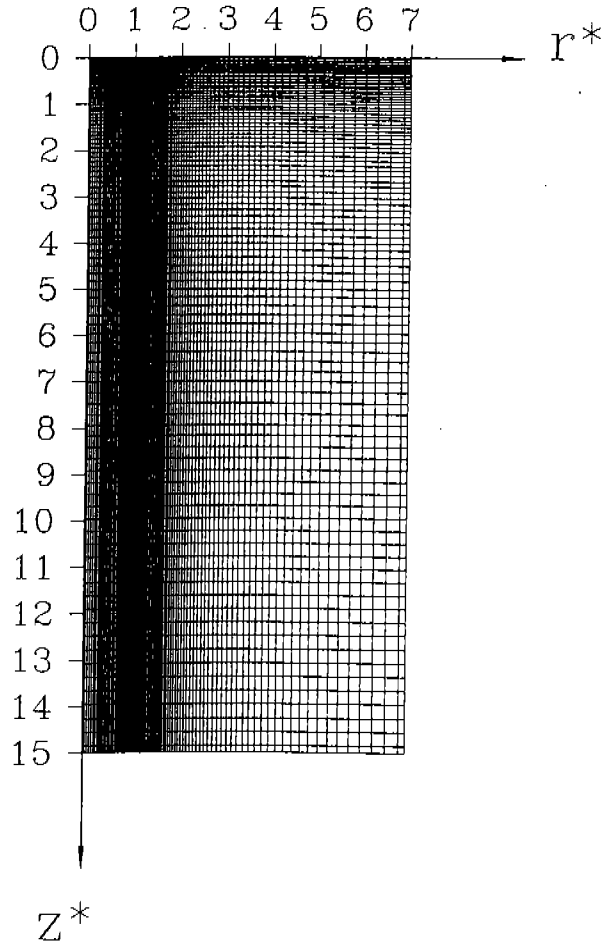


그림 3. 비균일 격자계  
Fig. 3. Non-uniform grid system.

발이 일어날 수 있는 임계조건( $Nk$  vs.  $Bi/\beta r_0$ )을 알아보고, 비정상상태분석을 통하여 주어진  $Nk$ ,  $\beta r_0$  그리고  $Bi$ 에 대해 폭발이 일어나는데 소요되는 레이저 조사시간  $F_0$ 와 시편의 폭발깊이  $z^*_{max}$ 의 변화를 알아보았다. 그리고 조사시간  $F_0$ 에 대해서는 실험을 통해 확인해 보았다.

### 계산 결과 및 토의

#### 정상상태해석

폭발적 증발과정이 모든 경우에 대해서 일어나지는 않을 것이다. 즉 레이저 파워가 매우 낮거나 열전도 계수가 아주 큰 경우 등에는 폭발이 일어나지 않을 수도 있다. 따라서 폭발이 일어날 수 있는 한계를 알기위해서 정상상태 해석을 하였다. 생체조직의 경우 소멸계수  $\beta$ 는  $5\text{cm}^{-1}$ 에서

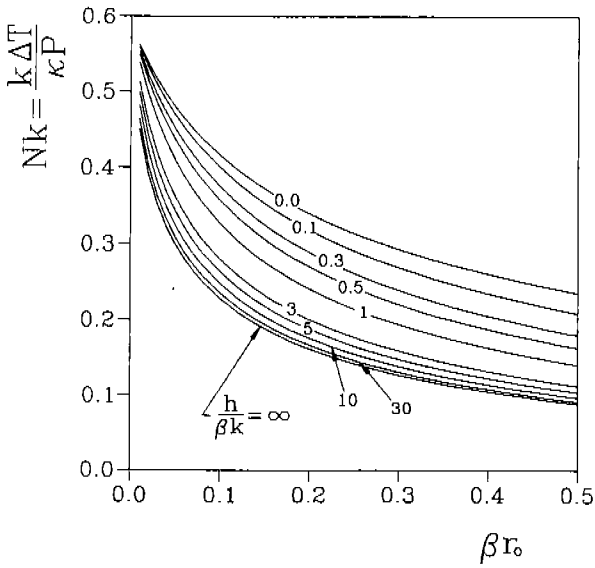


그림 4. 정상상태에서의  $Nk$ 의 변화  
 Fig. 4. Variations of  $Nk$  at steady state.

$10\text{cm}^{-1}$  정도이며<sup>5)</sup>, 외과수술시의 빔 직경은  $0.1\text{mm}$ 에서  $1\text{mm}$  정도이다. 그러므로 이 경우를 포함할 수 있도록  $\beta r_0$ 의 범위를 결정하였다. Fig. 4에서 가로축은  $\beta r_0$ 를 나타내고 세로축은 정상상태에서 폭발이 일어나기 위한  $Nk$ 의 한계를 나타낸다. 각각의 선은  $h/\beta k (=Bi/\beta r_0)$ 의 변화에 따른 것이다. 이 선의 아래에 해당하는 부분이 폭발이 일어날 수 있는 경우를 나타낸다.

조사시간  $Fo$ 의 변화

Fig. 5에서 Fig. 7까지는  $\beta r_0$ 의 값을  $0.005$ 부터  $0.5$ 까지 변화시켜가며 폭발까지의 레이저 조사시간  $Fo$ 를  $Nk$ 와  $Bi$ 에 따라 나타낸 것이다.  $Nk$ 가 커질수록, 즉 레이저파워가 작을수록, 조사시간  $Fo$ 는 길어진다는 것을 알 수 있다. 또한 그 기울기도  $Nk$ 가 커질수록 증가하는데, 이것은 McKenzie의<sup>10)</sup> 논문에서 언급한 완화시간의 존재를 확인시켜주는 것으로서, 레이저파워가 열전도에 의한 열전달 양에 비해 작아질수록 ( $Nk$ 가 커질수록) 주위로의 열손실이 목표가열에 쓰이는 것보다 많아지게 되어 폭발까지 보다 많은 시간이 소요됨을 의미한다.

표면냉각  $Bi$ 가 커짐에 따라서 역시  $Fo$ 도 증가하는데 이것은 대류열전달에 의한 표면에서의 열손실이 시편의 온도상승을 지연시키기 때문이다.  $Bi$ 가 3이상에서는  $Bi$ 의 변화에 따른  $Fo$ 의 변화가 거의 없어지게 된다.  $Bi$ 가 커지게 되면 표면온도는 점차 주변온도  $T_\infty$ 와 일치하게 되고 결국

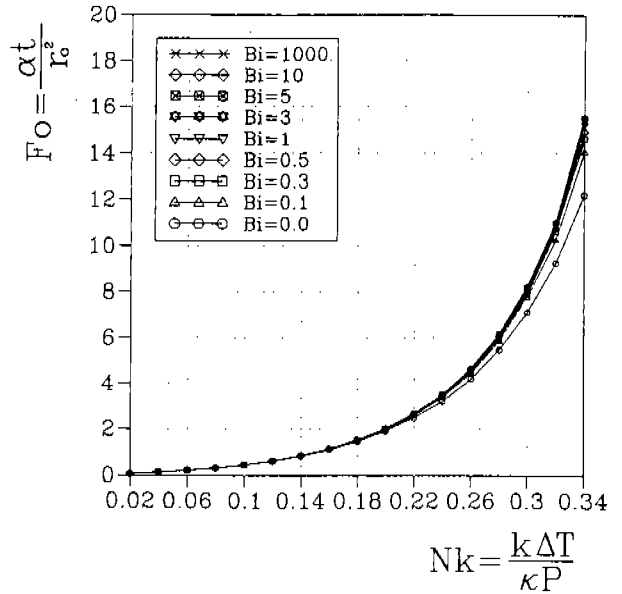


그림 5.  $\beta r_0=0.005$ 일 때의  $Fo$ 의 변화  
 Fig. 5. Variations of  $Fo$  at  $\beta r_0=0.005$ .

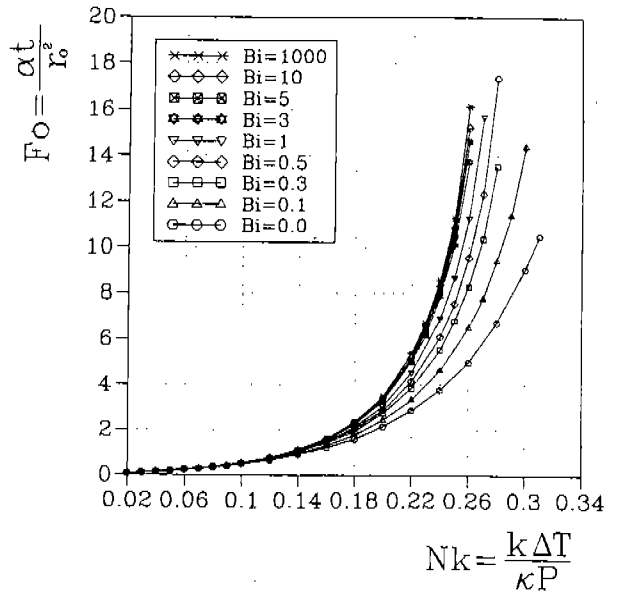


그림 6.  $\beta r_0=0.05$ 일 때의  $Fo$ 의 변화  
 Fig. 6. Variations of  $Fo$  at  $\beta r_0=0.05$ .

에는 표면온도를 주변온도로 고정시키는 효과를 야기한다. 그러므로 더 이상의  $Bi$ 의 증가는 시편의 온도구배에 영향을 주지 못하게 되어  $Fo$ 의 변화는 거의 없게 된다.

$\beta r_0$ 가 커짐에 따라 같은  $Nk$ 와  $Bi$ 에 대해서 보다 큰  $Fo$

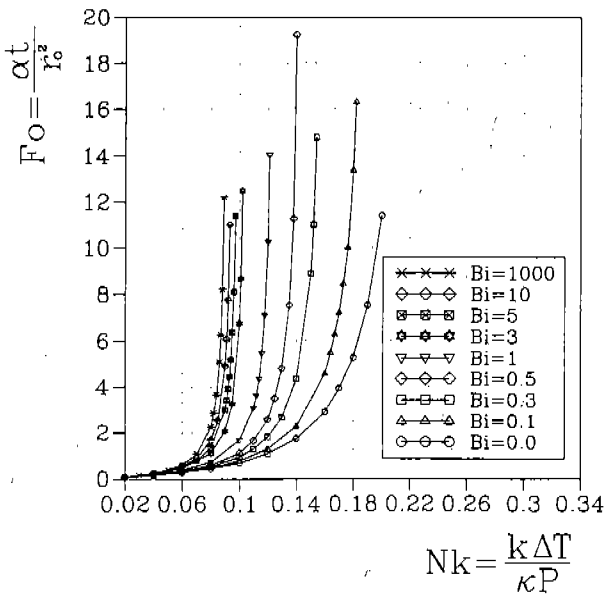


그림 7.  $\beta r_0=0.5$ 일 때의  $Fo$ 의 변화  
 Fig. 7. Variations of  $Fo$  at  $\beta r_0=0.5$ .

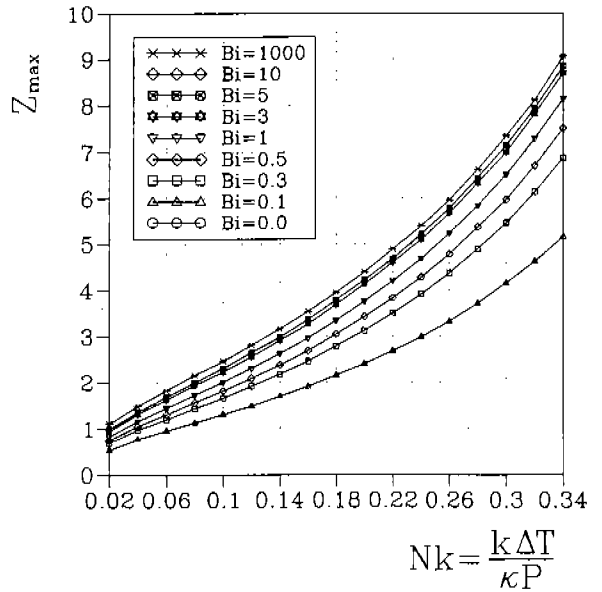


그림 8.  $\beta r_0=0.005$ 일 때의  $z_{max}$ 의 변화  
 Fig. 8. Variations of  $z_{max}$  at  $\beta r_0=0.005$ .

를 갖게 된다. 이것은  $\beta r_0$ 가 커질수록 레이저파워가 레이저 진행방향으로 급격히 감소하게 되어 시편내에서의 열 발생률이 작아지게 되기 때문이다.

Fig. 7에서 주어진  $Bi$ 에 대하여 폭발시간  $Fo$ 가 급격히 커지는 레이저 흡수율  $Nk$ 를 정상상태에서의 폭발한계  $Nk$  (Fig. 4참조)와 비교하여 보면 Fig. 4에 보인 한계보다 약 50%이상 작은  $Nk$ 를 적용하는 것이 적정함을 알 수 있다.

폭발위치  $z_{max}$ 의 변화

Fig. 8에서 Fig. 10까지는 폭발깊이  $z_{max}$ 를  $Nk$ 와  $Bi$ 에 따라 나타낸 것이다.  $Nk$ 가 커질수록  $z_{max}$  역시 커지는데, 이것은 시편내의 열전도에 의한 열손실이 커져서 폭발이 지연되고 따라서 보다 깊은 곳까지 가열됨을 의미한다. 마찬가지로  $Bi$ 의 증가는 표면에서의 대류열전달량을 증가시켜 표면근처의 온도를 낮추어주고, 이에따라 보다 깊은 곳에서 폭발이 일어나게 된다. 이 결과는, 표면냉각에 따른 열손실이 최고온도의 위치를 더 깊게 한다는 Rothenberger 와<sup>11)</sup> Obelienius 등의<sup>12)</sup> 연구결과와 일치하고 있다.

$\beta r_0$ 가 커질수록 폭발깊이는 알아지는데, 이것은 레이저의 진행방향으로 레이저파워가 급격히 감소하게 되어 열 발생부분이 넓고 짧은 원통형이 되기 때문이다. 즉, 표면 부위에서 보다 높은 열이 발생하기 때문이다.

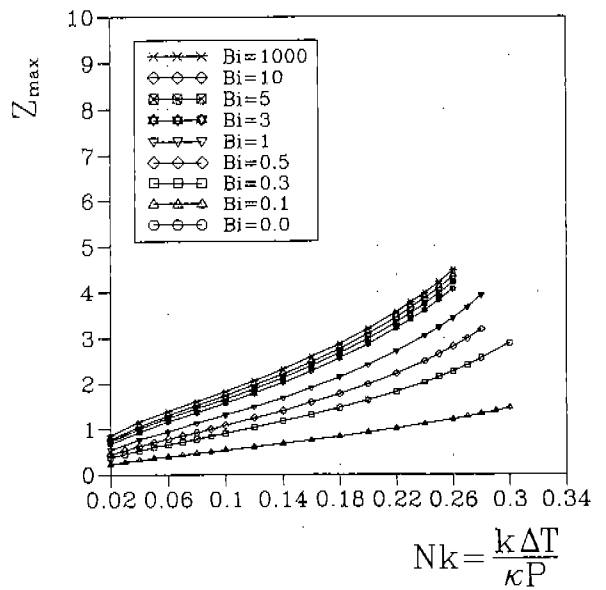


그림 9.  $\beta r_0=0.05$ 일 때의  $z_{max}$ 의 변화  
 Fig. 9. Variations of  $z_{max}$  at  $\beta r_0=0.05$ .

$\beta r_0$ 가 커짐에 따라  $Bi$ 의 변화에 더욱 민감하게  $Fo$ 가 변화하는 것을 발견할 수 있는데, 이것 역시  $\beta r_0$ 가 클수록 폭발이 일찍 일어나는 것으로 설명된다. 즉, 폭발위치가 표면근처로 이동할수록 표면에서의 대류 열전달에 의한 열

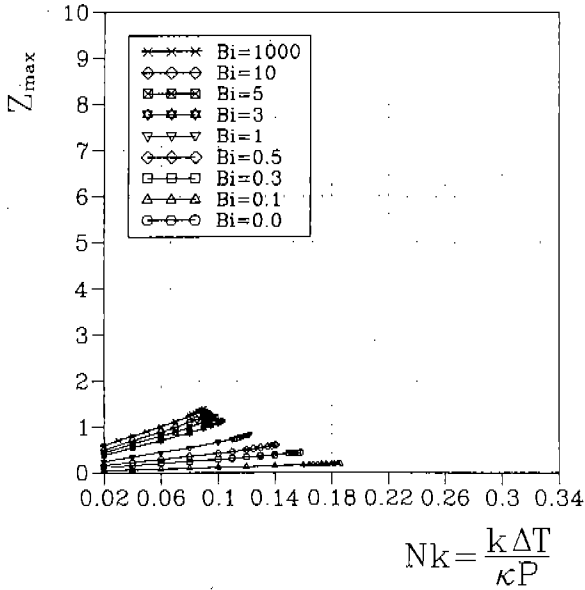


그림 10.  $\beta r_0=0.5$ 일 때의  $z_{max}$ 의 변화  
 Fig. 10. Variations of  $z_{max}$  at  $\beta r_0=0.5$ .

량이 커지게 되기 때문이다.

### 실험 장치 및 실험 방법

실험장치는 Fig. 1에서와 같이 구성하였다. 물질제거를 위해 사용된 Nd:YAG 레이저(파장 1064nm)는 셔터를 통과한 후 초점길이가 긴 렌즈( $f=700\text{mm}$ )를 지나면서 비교적 일정한 빗직경(1mm)을 유지하며 시편에 도달하게 된다. 시편은 생체조직을 모사한 것으로서 수용성 단백질인 젤라틴 가루를 물과 질량비 3:7로 섞어만든 것이다. 그리고 부피비로 0.6%의 검은색 잉크를 섞어서 Nd:YAG 레이저에 대한 소멸계수와 흡수계수를 각각  $1\text{cm}^{-1}$ ,  $0.53\text{cm}^{-1}$ 가 되도록 하였다<sup>10)</sup>. 이로써 시편에서의 흡수와 산란의 비는 약 1:1이 된다. 생체조직의 경우 소멸계수는  $5\text{cm}^{-1}$ 에서  $10\text{cm}^{-1}$ 정도이며 흡수계수는 소멸계수의 절반 정도가 된다<sup>8)</sup>. 젤라틴 시편의 물성치는 Rastegar 등의<sup>6)</sup> 실험에서와 같이 60℃의 물에서의 값을 사용하였다. 사용된 Nd:YAG 레이저는 연속파 상태에서 최고 40W의 출력을 갖는다. 사용한 모드가 다중모드이기 때문에 빔의 직경을 결정하기는 쉽지가 않다. 더욱이 레이저파워에 따라서 모드가 약간씩 변화하기 때문에 빔의 퍼짐각이 달라지게 된다. 이에 따라 실험에서는 레이저의 출력을 일정하게 고정시켰고, 레이저빔의 진로에 유리판을 여러장(최대 9장) 가로막아 파워를 조정하였다. 한장의 유리판은 빔의 파워를 89.8%

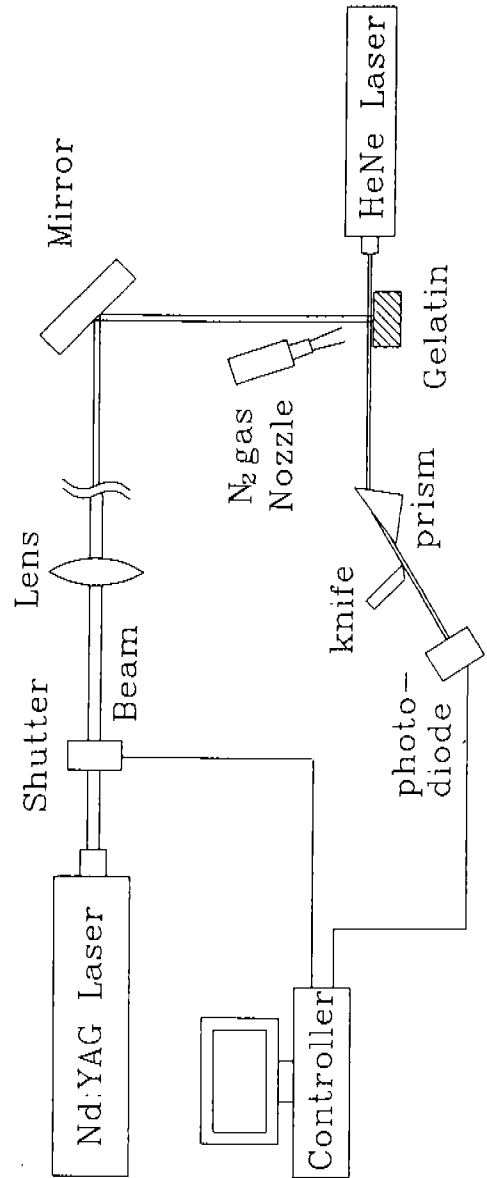


그림 11. 실험장치 구성도  
 Fig. 11. Schematic diagram of experiment

로 감소시켰다.

실험은 PC에 의해 동작되는 셔터를 열면서 시작된다. 레이저빔에 의해 국소적으로 가열되는 젤라틴 시편은 표면보다 아래의 지점에서 증발온도에 도달하게 되고 결국에는 ‘폭발적’으로 물질제거가 이루어진다. 그러므로 이 순간을 관측하는 것이 첫번째 과제였다. 이 과정은 시편의 표면상태를 급격히 변화시키므로, HeNe 레이저를 이용한 시편의 표면관측을 통해 이 폭발순간을 알 수 있었다(Fig. 11참조). 시편표면을 스치듯이 지나는 HeNe 레이저빔은

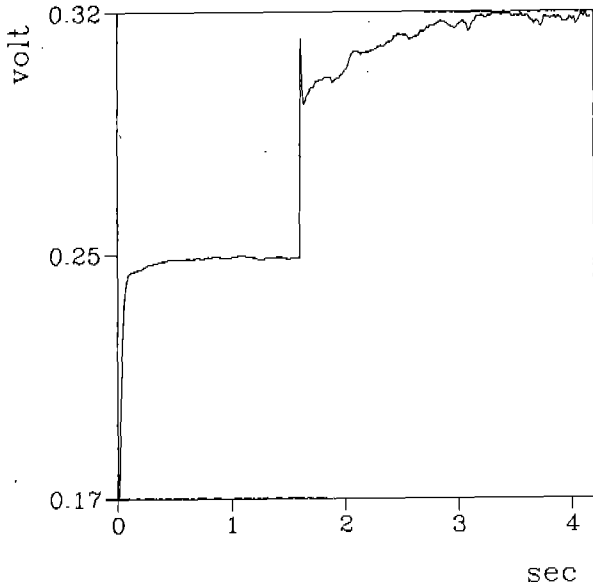


그림 12. N<sub>2</sub> 가스 분사율이 5.560l/min일 때의 광검출기의 신호  
Fig. 12. Signal of photodiode when N<sub>2</sub> flow rate is 5.560l/min.

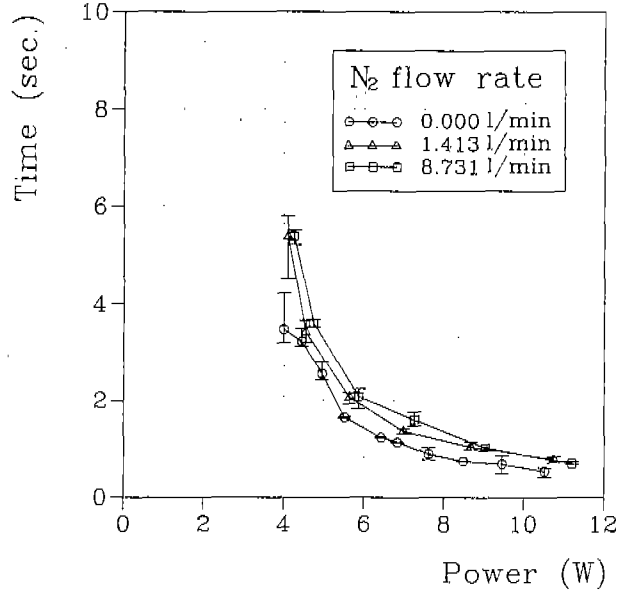


그림 13. 실험 Set 1에서의 레이저파워에 대한 폭발시간의 변화  
Fig. 13. Explosion time vs. laser power of experimental Set 1.

시편표면의 변화에 따라서 산란 또는 굴절을 하게 되며, 그 변화정도가 광검출기 (photodiode)에 반영된다(Fig. 12 참조). 광검출기의 전기신호는 A/D 변환기를 통해 PC에 저장하였다. 그리고 표면변화에 대한 레이저빔의 광량변화율을 높이기 위해서 프리즘의 입계각도와 나이프 엣지를 사용하였다. 따라서 폭발순간을 저장된 자료를 통하여 확인할 수 있었고, 폭발이 일어나기 위해 필요한 레이저빔의 조사시간을 관측할 수 있었다.

### 실험 결과 및 토의

Fig. 12는 시편에 질소가스로 표면냉각을 시키면서 Nd:YAG 레이저빔을 조사할 때에 광검출기가 나타내는 전형적인 신호이다. 세로축은 시간에 따른 시편표면의 변화를 전압의 변화로 나타낸 것으로서 그 상대적인 값만이 의미를 지니게 된다. 레이저빔이 조사된 직후에는 광검출기에 감지되는 광량이 일정한 수준으로 상승했다. 이것은 레이저빔에 의해 시편위의 공기의 온도가 상승하여 나타나는 신호라고 생각된다. 그 이후 얼마의 시간이 지나면 강하고 기울기가 급한 신호와 함께 또다시 광량의 수준이 높아짐을 관찰할 수 있었다. 이 신호는 폭발과 그에 뒤이은 증발음을 나타내는 것이다. 폭발신호임을 확인하기 위해 이 신호의 직전과 직후에 셔터를 닫아, 두 경우의 시편의 상태를

살펴보았다. 그 결과 신호 직후의 시편에서만 폭발의 흔적인 작은 구멍을 관찰할 수 있었다. 조사된 Nd:YAG 레이저빔의 파워가 클 때에는 증발과 함께 표면 연소가 발생하게 되는데, 그 때에는 신호에 보다 크고 날카로운 진동이 나타나게 된다.

Fig. 13와 Fig. 14은 질소가스의 분사량을 변화시켜가며 Nd:YAG 레이저 빔의 파워에 따른 폭발시간을 정리한 것이다. Fig. 13는 전체 실험기간 중에 전반부(Set 1)에 해당하는 자료이고, Fig. 14은 후반부(Set 2)에 해당하는 자료로서 각각은 레이저의 빔 직경이 서로 다르다. 가로축은 레이저 빔의 파워를 나타내며 세로축은 폭발까지의 조사시간을 나타낸다. 질소가스의 분사량은 1l/min에서 8 l/min으로 그다지 큰 변화는 아니지만, 질소가스의 분사량이 많을수록 시편의 표면으로 빼앗기는 열전달량이 많아져서 폭발시간이 지연됨을 알 수 있었다. 그러나 Set 1에서 분사량이 3.698l/min과 5.560l/min인 경우가 Set 2에서의 분사량이 1.413l/min인 경우보다 오히려 폭발시간이 앞당겨짐을 관찰할 수 있는데, 이것은 레이저의 빔 직경이 정확하게 고정되지 않아서 나타난 것이다. 펌핑 램프의 전류량을 12.5A로 일정하게 고정하더라도 레이저모드는 정렬 상태에 따라 달라지고 빔 직경도 이에따라 달라지게 되기 때문이다. 전체 실험기간 중 전반부(Set 1)의 레이저빔의 직경이 후반부(Set 2)의 것보다 약간 컸었던 것으로 추측



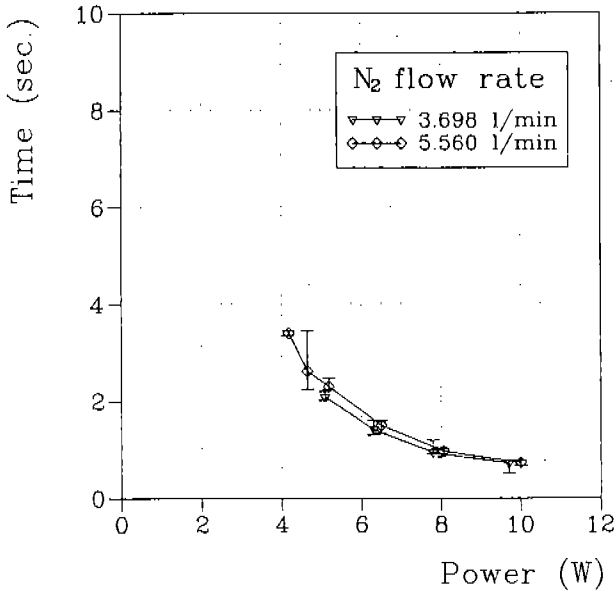


그림 14. 실험 Set 2에서의 레이저파워에 대한 폭발시간의 변화  
Fig. 14. Explosion time vs. laser power of experimental Set 2.

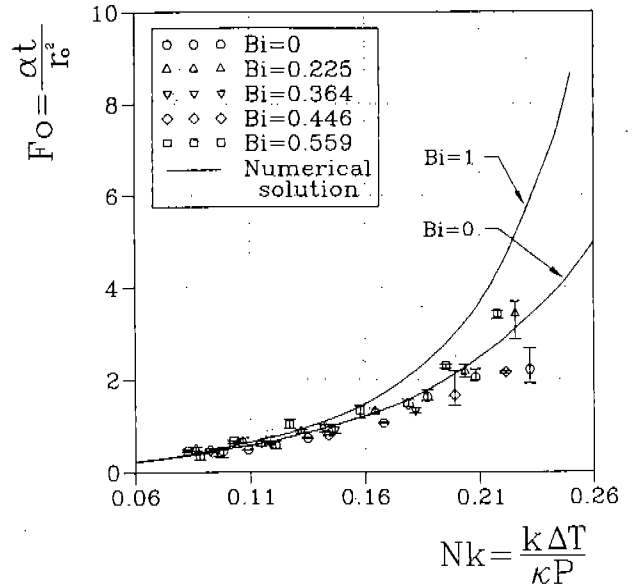


그림 15. 수치해와 실험결과와의 비교  
Fig. 15. Comparison of numerical solution with experimental result.

된다. 레이저의 빔 직경의 결정에 관하여는 후에 상술하기로 한다.

실험오차의 원인은 부분적으로 시편의 불균일성에서 비롯될 수 있다. 고체상태의 젤라틴을 물에 완전히 용융시키기 위해서는 물중탕가열을 하며 잘 저어주어야 하는데, 대략 7분에서 10분정도의 시간이 소요된다. 이 시간 동안에 증발된 수분의 양에 따라 시편은 그 물리량이 다를 수도 있다. 또한 시편의 표면상태도 영향을 주게된다. 표면의 흠집이나 먼지 등은 폭발을 앞당길 수 있는 요인을 제공하기도 하고, 광검출기에 다른 신호(먼지의 연소등에 의한)를 주기도 한다. 질소가스를 분사시키면 이러한 표면상태의 영향이 많이 완화될 것을 예상할 수 있고, 실제로 보다 안정된 실험자료를 얻을 수 있었다. 또한 레이저파워의 변동도 다소 있어서 실험오차를 야기한 것으로 생각된다.

#### 실험결과와 수치해석과의 비교

Fig. 15은 실험 결과와 수치해와의 비교를 나타낸다. 무차원화하는데 사용한 시편의 열역학적 물성치는 60°C에서의 물의 물성치를 사용하였고, 흡수계수  $k$ 와 소멸계수  $\beta$ 는 앞서 언급된 값을 사용하였다. 레이저빔은 다중모드로서 그 직경은 검은 페인트로 도포한 아크릴판에 0.1초에서 5초 동안 레이저를 조사한 후의 직경을 기준으로 삼았다. 아크릴판을 현미경으로 관찰한 결과, 레이저의 파워분포

가 가운데의 강한 부분과 주위의 비교적 약한 부분으로 나뉠 수 있었다. 그리고 가운데의 강한 부분은 다시 중심의 보다 강한 부분을 갖고 있었다. 큰 원은 직경이 약 1.2mm 정도이고 약간 작은 원은 약 0.7mm정도였다. 이에 따라 전·후반부 모두 면적의 평균으로 직경을 1mm로 하여 무차원화를 하였다.

Fig. 15에 보인 수치해는  $\beta r_0$ 가 0.1이고  $Bi$ 가 0과 1인 경우이다. 앞에서 설명한 바와같이, 실험시의 레이저 빔직경이 1mm로 일정하게 유지되지 못한 까닭에 실험자료가 정확히  $Bi=0$ 인 선과  $Bi=1$ 인 선 사이에 놓이지는 않았지만 수치해의 결과와 비교적 잘 일치하는 것을 볼 수 있다. 대부분의 오차는 시편의 불균일성과 레이저 파워의 순간적인 변화에서 발생하였다. 시편의 불균일성은 시편의 제조과정과 표면의 결합에서 비롯되고, 레이저 파워의 변화는 레이저 자체의 불안정성에서 발생된다.

#### 결 론

연구의 주된 성과는 다음으로 요약할 수 있다.

1. 생체조직은 작은 흡수계수를 갖는 까닭에, 표면보다 깊은 곳에서 먼저 온도상승이 일어나며, 이로 인하여 증발 제거과정은 폭발적으로 발생하게 된다.
2.  $Nk$ 와  $Bi$ 가 작을수록(같은 레이저파워에 대해 열전도와

표면냉각이 적게 일어날수록) 폭발은 빨리 일어나고, 폭발위치는 낮아진다.

3. 같은  $Nk$ 와  $Bi$ 에서는,  $\beta r_0$ 가 커질수록 폭발은 늦게 일어나고 폭발 위치는 낮아진다.

4.  $Nk$ 가 클수록  $Bi$ 의 변화에 민감하게  $F_0$ 와  $z_{max}$ 가 변화한다. 이것은  $\beta r_0$ 가 클수록 더욱 뚜렷하게 나타난다. 반대로  $Nk$ 가 작아질수록 점차  $Bi$ 나  $\beta r_0$ 에 무관하게 폭발과정이 진행된다.

5. 그리고 정상상태해석의 결과로 알 수 있듯이, 폭발이 일어나기 위한  $Nk$ 의 한계가 존재하며 실제 응용에 있어서는 한계  $Nk$ 보다 1/2 이하의  $Nk$ 를 유지하여야 적정하다.

위의 결과 중 폭발적 물질제거의 한계를 알아본 것은 외과용 레이저 절단기와 혈관 접합용 기기의 구분을 지을 수 있는 근거를 줄 수 있을 것이다. 또한 조사시간과 폭발 깊이에 대한 결과는 보다 미세한 외과수술에 레이저를 이용할 수 있는 길을 열 것으로 기대된다.

연구의 주된 한계점으로는, 레이저빔 직경의 규정과 시편의 불균일성에 관련된 문제, 그리고 해석상의 가정에서 비롯된 문제를 들 수 있다. 특히, 폭발시점은 가정에서보다 더 많은 요인이 지배하는 문제일 것이라고 생각된다. 그러므로 보다 기초적이고 물리적인 연구가 이루어져야 할 것이다. 그리고 앞으로 진행되어야 하는 연구과제로서 물질제거량의 정량적분석과 물질제거효율, 그리고 레이저 이동시의 결과 등을 들 수 있다.

### 참고문헌

1. Halldorsson, T., Langerholm, J., 1978, *Thermodynamic Analysis of Laser Irradiation of Biological Tissues*, Appl. Opt., Vol. 17, No. 24, pp. 3948-3958.
2. Langerholm, J., 1979, *Moving Phase Transition in Laser-Irradiated Biological Tissue*, Appl. Opt., Vol. 18, No. 13, pp. 2286-2293.
3. Halldorsson, T., Langerholm, L., Senatori, L. & Funk, H., 1981, *Thermal Action of Laser Irradiation in Biological Material Monitored by Egg-White Coagulation*, Appl. Opt., Vol. 20, No. 5, pp. 822-825.
4. McKenzie, A. L., 1986, *A Three-Zone Model of Soft-Tissue Damage by a CO<sub>2</sub> Laser*, Phys. Med. Biol., Vol. 31, No. 9, pp. 967-983.
5. McKenzie, A. L., 1990, *Physics of Thermal Processes in Laser-Tissue Interaction*, Phys. Med. Biol., Vol. 35, No. 9, pp. 1175-1209.
6. Rastegar, S., van Gemart, M. J. C., Wilch, A. J. & Hayes, L. J., 1988, *Laser Ablation of Discs of Agar Gel*, Phys. Med. Biol., Vol. 33, No. 1, pp. 133-140.
7. Verdaasdonk, R. M., Borst, C. & van Gemart, M. J. C., 1990, *Explosive Onset of Continuous Wave Laser Tissue Ablation*, Phys. Med. Biol., Vol. 35, No. 8, pp. 1129-1144.
8. Kim, S. Y., Chang, S. Y. & Song, T. H., 1993, *Evaporative Removal of Gelatin by Nd:YAG Laser*, Phys. Med. Biol., Vol. 38, pp. 1299-1310.
9. Abakians, H. & Modest, M. F., 1988, *Evaporative Cutting of a Semitransparent Body with a Moving CW Laser*, J. of Heat Transfer, Trans. ASME, Vol. 110, pp. 924-930.
10. McKenzie, A. L., 1989, *An Extension of the Three-Zone Model to Predict Depth of Tissue Damage by Er:YAG and Ho:YAG Laser Excisions*, Phys. Med. Biol., Vol. 34, No. 1, pp. 107-114.
11. Rothenberger, K., Pensel, J., Hofstetter, A., Keiditsch, E., & Frank, F., 1983, *Transurethral Laser Coagulation for Treatment of Urinary Bladder Tumors*, Lasers Surg. Med., Vol. 2, pp. 255-260.
12. Obelienius, V., Knepa, A., Lubite, Y., Ambartzumian, R., Isakov, V., Koshelev, E. & Markin, E., 1985, *Histological Studies of Myocardium Zones Irradiated with Nd:YAG laser*, Lasers Surg. Med. Vol. 5, pp. 475-483.