

12. Y. Matsuura, M. Saito, and M. Miyagi, "Loss characteristics of circular hollow fibers for incoherent infrared light," *J. Opt. Soc. Am. A* **6**, 423–427 (1989).
13. Y. W. Shi, K. Ito, L. Ma, T. Yoshida, Y. Matsuura, and M. Miyagi, "Fabrication of a polymer-coated silver hollow optical fiber with high performance," *Appl. Opt.* **45**, 6736–6770 (2006).
14. E. D. Palik, *Handbook of Optical Constants of Solids* (Academic, 1998), Vol. 1, pp. 749–763, Vol. 3, pp. 653–682.
15. J. A. Dobrowolski, Y. Guo, and T. Tiwald, "Toward perfect antireflection coatings. 3. Experimental results obtained with the use of Reststrahlen materials," *Appl. Opt.* **45**, 1555–1562 (2006).

Synchronous radiation with Er:YAG and Ho:YAG lasers for efficient ablation of hard tissues

Tomonori Watanabe,^{1,*} Katsumasa Iwai,² Takashi Katagiri,¹ and Yuji Matsuura³

¹Tohoku University, Graduate school of Engineering, Sendai 980-8579, Japan

²Sendai National College of Technology, Sendai 989-3128, Japan

³Tohoku University, Graduate school of Biomedical Engineering, Sendai 980-8579, Japan

*nabe-tom@ecei.tohoku.ac.jp

Abstract: Er:YAG and Ho:YAG laser beams were combined to irradiate hard tissues to achieve highly efficient ablation with low laser power. The delay time between pulses of the two lasers was controlled to irradiate alumina ceramic balls used as hard tissue models. With optimized delay time, the combined laser beam perforated the sample 40% deeper than independent radiation by either an Er:YAG or Ho:YAG laser. An ultra-high-speed camera and an infrared thermography camera were used to observe and investigate the ablation mechanisms.

© 2010 Optical Society of America

OCIS Codes: (170.0170) Medical optics and biotechnology; (170.1020) Ablation of tissue.

References and links

1. K. Matsuoka, S. Iida, M. Inoue, S. Yoshii, K. Arai, K. Tomiyasu, and S. Noda, "Endoscopic lithotripsy with the holmium:YAG laser," *Lasers Surg. Med.* **25**(5), 389–395 (1999).
2. M. K. Yiu, P. L. Liu, T. F. Yiu, and A. Y. T. Chan, "Clinical experience with holmium:YAG laser lithotripsy of ureteral calculi," *Lasers Surg. Med.* **19**(1), 103–106 (1996).
3. M. Grasso, "Experience with the holmium laser as an endoscopic lithotrite," *Urology* **48**(2), 199–206 (1996).
4. K. F. Chan, G. J. Vassar, T. J. Pfefer, J. M. H. Teichman, R. D. Glickman, S. T. Weintraub, and A. J. Welch, "Holmium:YAG laser lithotripsy: A dominant photothermal ablative mechanism with chemical decomposition of urinary calculi," *Lasers Surg. Med.* **25**(1), 22–37 (1999).
5. L. J. Walsh, "The current status of laser applications in dentistry," *Aust. Dent. J.* **48**(3), 146–155, quiz 198 (2003).
6. G. M. Hale, and M. R. Querry, "Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region," *Appl. Opt.* **12**(3), 555–563 (1973).
7. D. Fried, M. Zuerlein, J. D. B. Featherstone, W. Seka, C. Duhn, and S. M. McCormack, "IR laser ablation of dental enamel: mechanistic dependence on the primary absorber," *Appl. Surf. Sci.* **127-129**(1-2), 852–856 (1998).
8. H. Lee, H. W. Kang, J. M. H. Teichman, J. Oh, and A. J. Welch, "Urinary calculus fragmentation during Ho:YAG and Er:YAG lithotripsy," *Lasers Surg. Med.* **38**(1), 39–51 (2006).
9. K. F. Chan, B. Choi, G. Vargas, D. X. Hammer, B. Sorg, T. J. Pfefer, J. M. H. Teichman, A. J. Welch, and E. D. Jansen, "Free electron laser ablation of urinary calculi: an experimental study," *IEEE J. Quantum Electron.* **7**(6), 1022–1033 (2001).
10. P. Carmona, J. Bellanato, and E. Escobar, "Infrared and raman spectroscopy of urinary calculi: A review," *Biospectroscopy* **3**(5), 331–346 (1997).
11. D. Lezal, J. Pedlikova, and J. Horak, "GeO₂-PbO glassy system for infrared fibers for delivery of Er:YAG laser energy," *J. Non-Cryst. Solids* **196**, 178–182 (1996).
12. J. A. Harrington, *Infrared Fibers and Their Applications* (SPIE PRESS, 2004)
13. K. Itoh, K. Miura, I. Masuda, M. Iwakura, and T. Yamashita, "Low-loss fluorozircono-aluminate glass fiber," *J. Non-Cryst. Solids* **167**(1-2), 112–116 (1994).
14. Y. Yang, C. A. Chaney, and N. M. Fried, "Erbium:YAG laser lithotripsy using hybrid germanium/silica optical fibers," *J. Endourol.* **18**(9), 830–835 (2004).
15. S. Mohri, T. Kasai, Y. Abe, Y. W. Shi, Y. Matsuura, and M. Miyagi, "Optical properties of end-sealed hollow fibers," *Appl. Opt.* **41**(7), 1251–1255 (2002).
16. Y. W. Shi, K. Ito, L. Ma, T. Yoshida, Y. Matsuura, and M. Miyagi, "Fabrication of a polymer-coated silver hollow optical fiber with high performance," *Appl. Opt.* **45**(26), 6736–6740 (2006).
17. D. Fried, J. Ragadio, and A. Champion, "Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 microm," *Lasers Surg. Med.* **29**(3), 221–229 (2001).
18. H. Pratiso, M. Ith, M. Frenz, and H. P. Weber, "Infrared multiwavelength laser system for establishing a surgical delivery path through water," *Appl. Phys. Lett.* **67**(14), 1963–1965 (1995).

#128212 - \$15.00 USD

Received 12 May 2010; revised 5 Jul 2010; accepted 27 Jul 2010; published 2 Aug 2010

(C) 2010 OSA

1 September 2010 / Vol. 1, No. 2 / BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS 337

19. H. Pratisto, M. Frenz, M. Ith, H. J. Altermatt, E. D. Jansen, and H. P. Weber, "Combination of fiber-guided pulsed erbium and holmium laser radiation for tissue ablation under water," *Appl. Opt.* **35**(19), 3328–3337 (1996).
20. J. Morita MFG, Co. http://www.jmorita-mfg.co.jp/html/jp_products_laser_erwin_adverl.htm.
21. Y. W. Shi, Y. Wang, Y. Abe, Y. Matsuura, M. Miyagi, S. Sato, M. Taniwaki, and H. Uyama, "Cyclic olefin polymer-coated silver hollow glass waveguides for the infrared," *Appl. Opt.* **37**(33), 7758–7762 (1998).
22. K. Iwai, Y. W. Shi, K. Nito, Y. Matsuura, T. Kasai, M. Miyagi, S. Saito, Y. Arai, N. Ioritani, Y. Okagami, M. Nemeč, J. Sulc, H. Jelinkova, M. Zavoral, O. Kohler, and P. Drlik, "Erbium:YAG laser lithotripsy by use of a flexible hollow waveguide with an end-scaling cap," *Appl. Opt.* **42**(13), 2431–2435 (2003).
23. K. Nahen, and A. Vogel, "Plume dynamics and shielding by the ablation plume during Er:YAG laser ablation," *J. Biomed. Opt.* **7**(2), 165–178 (2002).
24. J. A. Izatt, N. D. Sankey, F. Partovi, M. Fitzmaurice, R. P. Rava, I. Itzkan, and M. S. Feld, "Ablation of calcified biological tissue using pulsed hydrogen fluoride laser radiation," *IEEE J. Quantum Electron.* **26**(12), 2261–2270 (1990).
25. K. L. Vodopyanov, "Saturation studies of H₂O and HDO near 3400 cm⁻¹ using intense picosecond laser pulses," *J. Chem. Phys.* **94**(8), 5389–5393 (1991).
26. R. K. Shori, A. A. Walston, O. M. Stafsudd, D. Fried, and J. T. Walsh, "Quantification and Modeling of the Dynamic Changes in the Absorption Coefficient of Water at $\lambda = 2.94 \mu\text{m}$," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **7**(6), 959–970 (2001).

1. Introduction

Since the water that bio-tissues contain strongly absorbs infrared light, irradiation with infrared lasers has a strong effect on both hard and soft tissues and, therefore, is used in a variety of medical applications. In urological applications, such as treatment of enlarged prostate and fragmentation of urinary calculi, 2.1- μm wavelength Ho:YAG lasers are often used, and the laser light is delivered by common silica-glass fiber optics in a thin endoscope to irradiate inside the human body [1–4]. In dental applications, 2.94- μm wavelength Er:YAG lasers are often used [5] because the wavelength coincides with a water absorption line [6], which enables highly efficient ablation of hydroxyapatite, which contains a large amount of water [7].

It has also been reported that more effective fragmentation of urinary calculi is possible with Er:YAG lasers [8] because the laser light is strongly absorbed by the calcium oxalate and magnesium ammonium phosphate in urinary calculi [9,10]. However, flexible silica-glass optical fibers cannot be used for delivery of Er:YAG lasers because of the absorption loss of silica in the 3- μm wavelength region. To solve this problem, optical fibers made of infrared transmission glasses such as germanium oxide [11] and fluoride glasses [12,13] have been proposed and developed for transmission of Er:YAG laser light. Although these glass fibers have low transmission losses, when transmitting high-powered lasers, they need special care on the input and output end surfaces because of fragileness of these glasses. Also, for germanium-oxide glasses, the output end should be spliced to silica fiber tip when used in water [14]. In contrast, hollow optical fibers are robust and have high energy transmission capability and they are also useful for laser application in water by putting a glass cap on the distal end [15]. We have developed hollow optical fibers that deliver radiation of both the Er:YAG and the Ho:YAG lasers with high efficiency [16] and they enable simultaneous delivery of these two lasers.

To increase ablation speed for hard tissues such as teeth and calculi, radiation with laser pulses with a high average power becomes necessary. However, this also generates heat in the vicinity of the irradiated part [17] that could cause damage or pain. To improve ablation speed with infrared laser light, here we investigate effects of synchronous irradiation with Ho:YAG and Er:YAG lasers for more efficient hard tissue ablation. Pratisto, *et al.*, reported that, in hard-tissue ablation in water, ablation effect of Er:YSGG laser light ($\lambda = 2.79 \mu\text{m}$) is enhanced more than twice when an Er:YSGG pulse is radiated after a Ho:YAG laser pulse with a delay time of 100 μs . This is because the Ho:YAG creates a vapor channel in water [18,19] and Er:YSGG transmits in the channel with a low absorption loss. In this case, the Ho:YAG works only for creating vapor channel in water and it has no direct effect on ablation. In this paper, we try increasing the ablation effect for tissues that have wet surface. We synchronously radiate Er:- and Ho:YAG lasers in air and show that both lasers have different ablation effects.

With a proper delay in these two laser pulses, these ablation effects enhance each other and give higher ablation effect.

2. Experimental setup

We used the experimental setup shown in Fig. 1 to irradiate a hard tissue model with light from two different lasers. Since we assume a laser system with a flexible hollow-optical fiber, we use a hollow fiber that is available in market [20]. The fiber also acts as an optic to irradiate a single small spot with combined beam of the two lasers. Ho:YAG ($\lambda = 2.1 \mu\text{m}$) and Er:YAG ($\lambda = 2.94 \mu\text{m}$) laser beams are combined with a dichroic mirror and the combined beam is focused by a $f = 100 \text{ mm}$ CaF_2 lens on the input end of a hollow optical fiber. The inner diameter of the fiber is 0.7 mm and the length is 30 cm . The inside surface of the hollow fiber is coated with silver and cyclic-olefin polymer (COP) thin film. The thickness of the COP is $0.3 \mu\text{m}$ so that the transmission losses for both Er:YAG and Ho:YAG lasers are reduced by the interference effect of the polymer film that acts as a reflection enhancement coating [21]. The transmission losses of the 30-cm long hollow optical fiber used in the experiment were 1.0 dB for Ho:YAG and 0.5 dB for Er:YAG laser light.

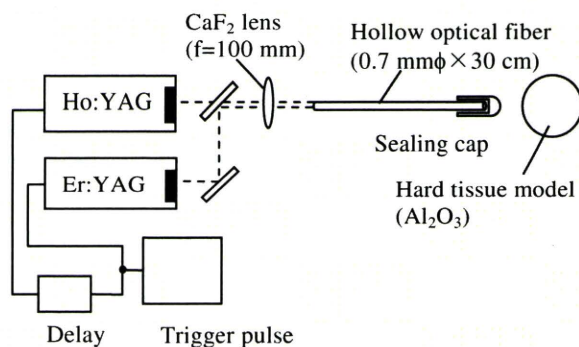


Fig. 1. Experimental setup with dual-wavelength laser.

The distal end of the hollow optical fiber is capped to protect the inside of the fiber from vapor and debris from the ablated tissues [15]. We used hemispheric silica glass caps [22]. The focusing effect of the caps enables highly efficient ablation due to the high energy intensity at the focal point. Figure 2 shows the laser beam diameters measured from burn patterns on thermal paper. The focal length of the cap is around 0.8 mm from the end surface for both lasers and the insertion loss is around 10% for the Ho:YAG and 15% for the Er:YAG laser. The difference is due to absorption by silica glass, which is slightly higher for Er:YAG laser light.

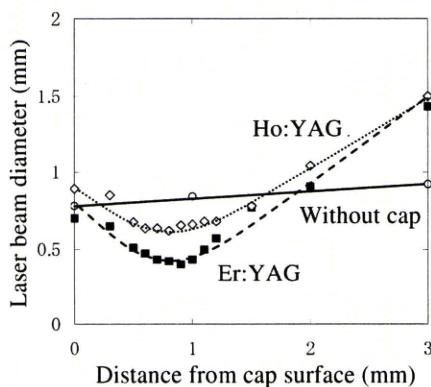


Fig. 2. Laser beam sizes measured from burn patterns.

The laser emission timing and repetition rates of the pulses of the two lasers are controlled by an external trigger source and a delay line. To evaluate the ablation capabilities, we radiated lasers onto alumina (Al_2O_3) ceramic balls used as a hard tissue model and human tooth samples. When alumina balls have been soaked in water for more than 24 hours, the water content and density are compatible to dentin and enamel of human tooth. We used a thermographic camera with 350-frame/sec capture speed and an ultra-high-speed camera with 50,000-frame/sec capture speed to observe the ablation phenomena and investigate their mechanisms.

3. Experiment

3.1 Laser ablation

First, we irradiated alumina balls with Ho:YAG and Er:YAG laser pulses independently and measured the widths and depths of the ablated holes on the alumina balls. The diameters of the alumina balls were 4 to 6 mm. The balls had been soaked in water for more than 24 hours prior to the experiment and had water content of 5–10% by weight. The laser pulses used in the experiment for both lasers had 200 mJ of pulse energy, widths of 250 μs , and repetition rates of 3 Hz. The measured depths and widths as a function of number of pulses are shown in Fig. 3. Cross sections of the ablated holes after 30 pulses are shown in Fig. 4. The error bars show measurement accuracy.

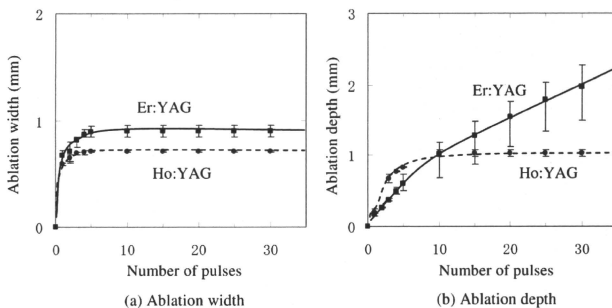


Fig. 3. Widths and depths of ablated holes as a function of number of laser pulses.

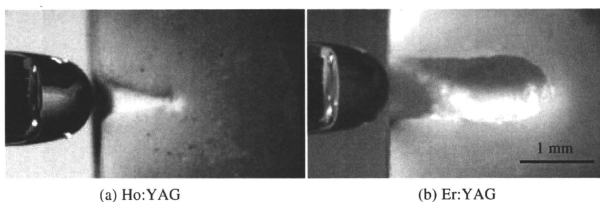


Fig. 4. Cross sections of alumina balls after ablation of 30 pulses.

Although the widths of the two lasers are comparable (Fig. 3), the depths are clearly different. When irradiated with the Ho:YAG, the depth saturated at large pulse numbers. This is because the energy density of the laser beam becomes lower than the ablation threshold of hard tissues when the beam spreads behind the focus spot. For the Er:YAG, in contrast, the

depth increases linearly with the number of pulses because the energy density of the laser beam always exceeds the ablation threshold due to the higher absorption coefficient in water for the Er:YAG laser light.

In the next experiment, to investigate the ablation capabilities, we measured the weight decrease of the alumina balls after laser ablation. The balls were fixed on the table and we irradiated the surface, randomly changing the irradiated spot without a water supply. The pulse widths were 250 μs for Ho:YAG and 300 μs for Er:YAG, and the irradiation time was 1 minute with a repetition rate of 10 Hz (600 pulses applied in total). Figure 5 shows the weight decreases of alumina balls as a function of pulse energy. The data show the average values of 10 measurements with different samples. As shown in Fig. 5, the weight linearly decreased with pulse energy and the ablation capability of the Er:YAG was two or three times higher than that of the Ho:YAG laser. This is apparently due to the difference of absorption in water of the two lasers.

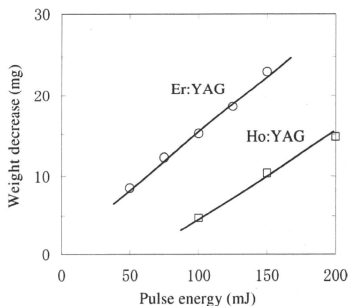


Fig. 5. Weight decreases of alumina balls after laser irradiation.

3.2 Ablation with two lasers

Next we investigated the ablation effect of synchronously irradiating with both lasers. We changed the delay time between the two lasers and observed the effect on the ablation of alumina balls. Both lasers had pulse energies of 100 mJ and pulse widths of 250 μs at a repetition rate of 3 Hz. We compared the ablation depths with those made by the Er:YAG alone with a pulse energy of 200 mJ.

Figure 6 shows cross sections of alumina balls after 40 pulses (20 pulses for each laser) with delay times of -100 , 0, and 200 μs . Positive delay time means that the Ho:YAG was emitted before the Er:YAG. Figure 7 shows the depths of ablated holes after 10 pulses as a function of the delay time. It is clear that the depths are highly dependent on the delay time. When irradiated with a delay time of ± 500 μs or less, depths drastically changed with the delay. The smallest depth was obtained at the delay time of -100 μs , and the obtained depth was 25% smaller than those made by radiation with the Er:YAG laser alone. On the other hand, the deepest ablation was obtained at the delay time of 200–300 μs and the ablated hole was 40% deeper. In another experiments measuring weight decrease of the samples after laser radiation, we had results that are similar with the ones with ablation depth. Therefore we use ablation depth for evaluation of ablated volume in this paper. Figure 8 shows the measured depths ablated by a dual-wavelength laser with a delay time of 200 μs as a function of number of pulses. Data for radiation with the Er:YAG laser alone are also shown for comparison. Depths ablated by the dual-wavelength laser increased rapidly after only a few pulses.

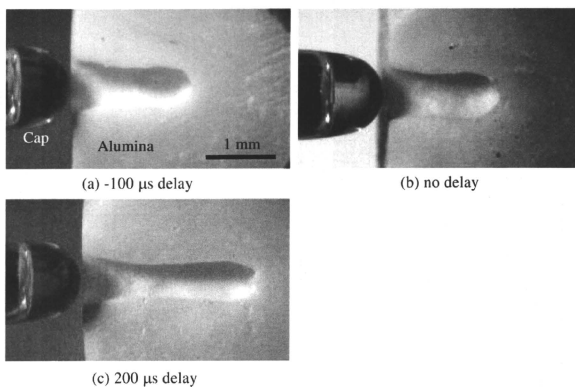


Fig. 6. Cross sections of alumina balls ablated by dual-wavelength laser with a delay time of (a) $-100 \mu\text{s}$, (b) no delay, (c) $200 \mu\text{s}$.

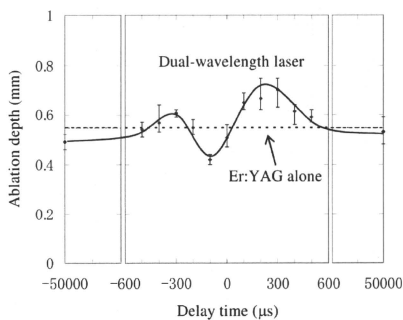


Fig. 7. Ablation depths of alumina balls as a function of delay time.

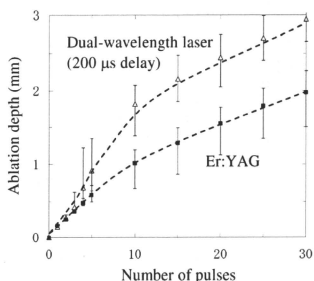


Fig. 8. Ablation depths of alumina balls as a function of number of pulses.

3.3 Observation

To investigate the ablation mechanism shown in Fig. 7, we observed the ablation phenomena using an ultra-high-speed camera. We irradiated alumina balls with laser pulses and recorded the moment of ablation at the surface at 50,000 frame/sec. Figures 9(a) and 9(b) show ablations with (a) Er:YAG and (b) Ho:YAG lasers alone. Figure 9(c) is the moment of an Er:YAG pulse that was shot 200 μs after a Ho:YAG pulse. When the sample was irradiated with Er:YAG laser light, powdery dust scattered from the surface immediately. This is because the laser energy was absorbed in the outermost surface of the ball. On the other hand, for the Ho:YAG laser, relatively large debris was scattered. The laser beam penetrated the ball and an explosive ablation occurred from the inside.

When a Ho:YAG pulse was shot after an Er:YAG, powdery dust generated by the Er:YAG blocked the Ho:YAG pulse [23,24]. As a result, the smallest depth was obtained with a delay time of ~100 μs, as shown in Fig. 7. In contrast, when an Er:YAG pulse was emitted after a Ho:YAG pulse [Fig. 9(c)], large fragments were scattered. In this case, the Ho:YAG pulse gives ablation effect free from dust from ablation with the Er:YAG.

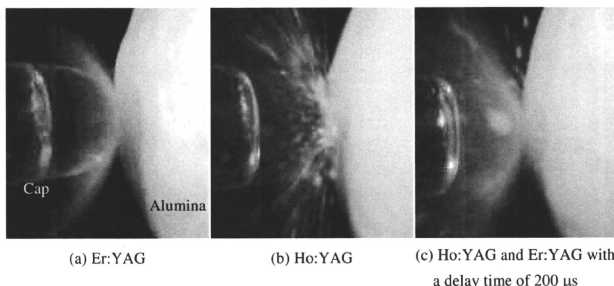


Fig. 9. Moment of ablation with Ho:YAG and Er:YAG lasers

Next, we used a thermographic camera to observe heat generation during ablation of the alumina balls. Figure 10 shows thermal images of cross sections of balls 3 ms after laser radiation. When the Er:YAG laser was used, heat generated from the laser beam stayed at the surface. In contrast, with the Ho:YAG laser, laser energy penetrated deeper and heat diffused over a large area. This was due to the difference of absorption coefficients and is one of the

reasons why the ablation with Ho:YAG occurred from the inside as shown in Fig. 9(b). At the optimum condition in Fig. 7, where the Er:YAG emitted 200 μ s after the Ho:YAG, the heat was generated in a deeper area before the Er:YAG pulse. This decreased the absorption coefficient of water and the Er:YAG laser beam penetrated deeper into the ball, which led to ablation from within the ball.

From these results, it is seen that the Ho:YAG laser apparently plays a part in ablation. Ho:YAG laser light penetrates deeper into the tissue and causes ablation from deeper area in contrast to Er:YAG laser light that is strongly absorbed and ablates the tissue from the outmost surface. When these two lasers are simultaneously radiated, ablation from the surface and deeper area occur in the same time. Furthermore, they have synergetic effects in ablation. Heat generated by the Ho:YAG pulse that is radiated on ahead decreases the absorption coefficient of water at 2.94- μ m wavelength [25,26], and the Er:YAG can penetrate deeper and ablate the tissue from deeper area. However, this synergistic effect is limited by debris induced by laser light. If the debris on the laser path can be perfectly removed, we can irradiate two lasers just simultaneously to the tissue, which will lead to stronger ablation effect. We are now trying to remove the debris by spraying water during the ablation and the result will be reported elsewhere.

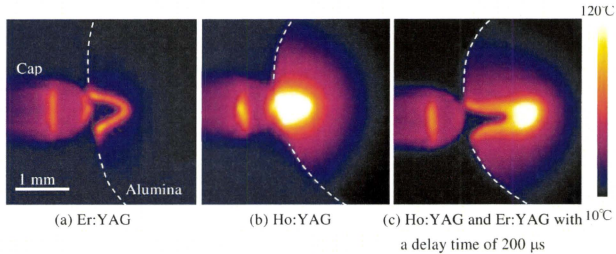


Fig. 10. Thermal images of cross sections of balls after laser pulse irradiation.

3.4 Dental ablation

We also applied dual-wavelength laser radiation to human teeth. Human teeth were sliced into 0.3-mm-thick pieces and soaked in water before the experiment. The same ablation experiments as above were performed, and we used an ultra-high-speed camera to observe the ablation phenomena on the dentin surface. Figures 11(a) and 11(b) show the ablation phenomena with (a) Er:YAG and (b) Ho:YAG lasers alone. Figure 11(c) is the moment of an Er:YAG pulse shot 200 μ s after the Ho:YAG. This ablation was similar to the one observed for alumina balls (compare to Fig. 9), and there was also a synchronous radiation effect for the two lasers.

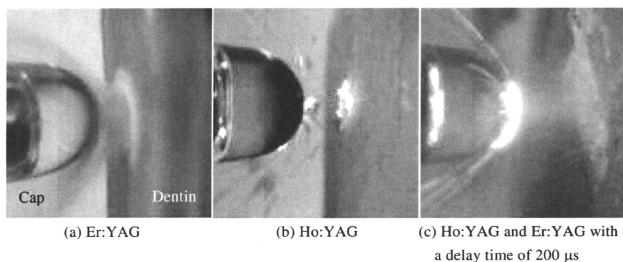


Fig. 11. Moment of ablation of dentin with Ho:YAG and Er:YAG lasers.

Figure 12 shows a cross section of human dentin after 5 pulses of laser irradiation with a repetition rate of 3 Hz. Ablation effects for the tooth samples were similar to those for the alumina balls. At the optimum condition described above, we obtained 25% deeper ablation than in the tooth irradiated with Er:YAG only.

We used an optical microscope to investigate the surface condition of dental tissues after laser ablation. Figure 13 shows the surface of the dentin after sole radiation of Ho:YAG and Er:YAG, and dual-wavelength laser radiation of these. With the Ho:YAG, the surface is thermally damaged and carbonized in contrast to the surface radiated with the Er:YAG that has no damage. When irradiated with combination of these two lasers, the surface had a little thermal damage that is due to heat generated by the Ho:YAG. Since the surface of the dental tissue was not cooled in this experiment, the thermal damage will be largely reduced by applying water cooling.

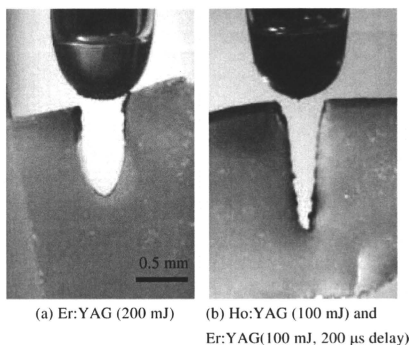


Fig. 12. Cross section of human dentin after laser irradiation.

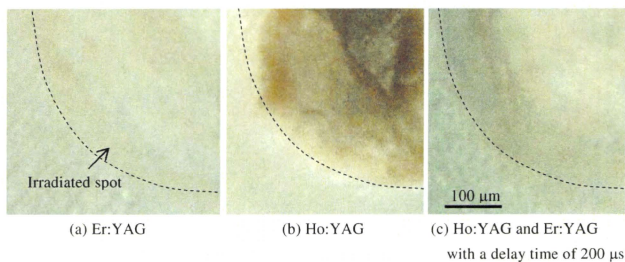


Fig. 13. Surface of dentin after laser ablation.

4. Conclusion

Laser ablation experiments were performed on hard tissues using a combined beam of Ho:YAG and Er:YAG laser light. Alumina balls were used as a hard-tissue model and ablation phenomena were observed with an ultra-high-speed camera. The two lasers had different ablation effects due to the different absorption coefficients in water contained in the tissues. When the two lasers were combined to irradiate the sample, ablation capabilities were highly dependent on the delay time between the pulses of the two lasers. When the Er:YAG laser radiated 200 μ s after the Ho:YAG, the ablated hole was 40% deeper.

With combination of these two lasers, ablation from the surface that is with Er:YAG and deeper area with Ho:YAG occur in the same time. Furthermore, heat generated by the Ho:YAG pulse that is radiated on ahead decreases the absorption coefficient of water at the Er:YAG wavelength. Then the Er:YAG can penetrate deeper and ablate the tissue from deeper area. The same ablation effects were seen on human dentin; sharp, deep holes were ablated in the dentin at the optimum condition.

2E08

赤外レーザー光同時照射による軟組織の蒸散・凝固効果

○岩井克全*, 渡邊智紀**, 松浦祐司***

*仙台電波工業高等専門学校, **東北大学大学院工学研究科, ***東北大学大学院医工学研究科

1. はじめに

複合赤外レーザー光を用いた高効率レーザー治療が期待されている。我々のグループでは、高エネルギー赤外レーザー光を同時伝送可能な中空ファイバを用い、Er:YAG レーザ光(波長 2.94 μm)と Ho:YAG レーザ光(波長 2.1 μm)の同時照射による硬組織の結石破砕応用を試みてきた。本研究では、複合レーザー光を用いた更なる医療応用として軟組織の切開手術に着目し、2 波長赤外レーザー光を軟組織へ照射した際の蒸散・凝固効果について検討した。

2. 2 波長同時伝送システム

図 1 に Er:YAG レーザ光 (パルス幅 350 μs)と Ho:YAG レーザ光 (パルス幅 250 μs)の同時伝送システムを示す。各光源から照射された光は、ZnSe 多層膜ビームスプリッターを透過および反射し、焦点距離 76 mm の CaF₂ レンズで集光され、テーパ入射結合器 (入射端内径 1.1 mm, 出射端内径 0.7 mm、長さ 80 mm) に入射される。テーパと中空ファイバ (内径 700 μm) の内面には、銀層と環状オレフィンポリマー (COP) を内装している。COP 膜厚は、2 波長同時伝送に最適な 0.28 μm とした。ファイバ先端には凹凸型シーリングキャップを装着している。

3. 2 波長同時照射による軟組織の蒸散・凝固特性

Er:YAG レーザ光と Ho:YAG レーザ光を、空气中で軟組織(牛肉)へ照射する。キャップ先端と軟組織表面を接触させた状態で固定し、照射時間 5 秒とし、各光源の繰り返し周波数およびキャップ先端からの出射エネルギーを変化させた。軟組織へ 2 波長同時照射した結果を図 2 に示す。Er:YAG レーザ光は蒸散深度が深く、Ho:YAG レーザ光は凝固層が厚いことが分った。また 2 波長同時照射により、蒸散部と凝固層が形成されており、切除と同時に止血が可能と思われる。

次に、水中における蒸散・凝固特性を測定する。蒸散部周辺に明確な凝固層が形成されるように Er:YAG レーザ光(5Hz, 100mJ)、Ho:YAG レーザ光(10Hz, 100mJ)を軟組織へ同時照射する。図 3 に照射時間に対する蒸散・凝固深度を示す。水中においても蒸散部および凝固層は形成された。空气中で照射時間を長くすると蒸散・凝固深度は深くなるが、水中では数十秒照射し続けても、蒸散・凝固深度はほとんど変化しないことが分った。

4. まとめ

Er:YAG レーザ光と Ho:YAG レーザ光の中空ファイバ同時伝送システムを用いて、軟組織の蒸散・凝

固効果を測定した。2 波長同時照射により、切除と止血が同時にでき、水中においても蒸散部および凝固層を形成できることが分った。

参考文献

1) 岩井, 宮城, 松浦 : 平成 19 年度電気関係学会東北支部連合大会, 1H11 (2007).

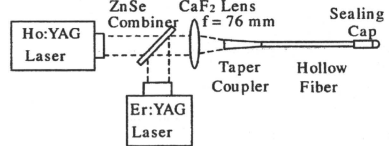


図 1 中空ファイバを用いた Er:YAG と Ho:YAG レーザ光の同時伝送システム

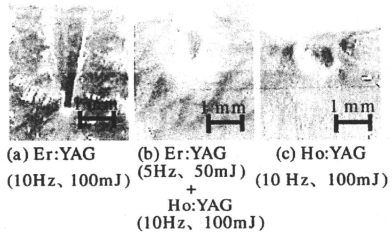


図 2 軟組織への Er:YAG と Ho:YAG レーザ光照射但し、軟組織は牛肉、照射時間 5 秒。

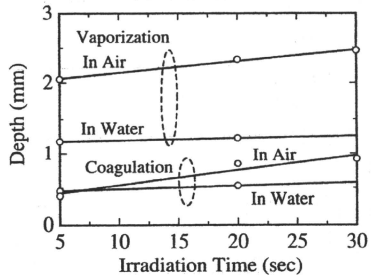


図 3 2 波長同時照射による軟組織の蒸散・凝固効果但し、軟組織は牛肉、Er:YAG (5 Hz, 100 mJ) と Ho:YAG (10 Hz, 100 mJ) を同時照射。

赤外レーザ用内径 100 μm 中空ファイバの製作

Fabrication of 100- μm -bore Hollow Fiber for Infrared laser

岩井 克全¹ 宮城 光信¹ 石 芸尉² 松浦 祐司³
 Katsumasa Iwai Mitsunobu Miyagi Yi-Wei Shi Yuji Matsuura

¹ 仙台電波工業高等専門学校 ² 復旦大学 情報科学工学部 ³ 東北大学大学院 医工学研究科
 Sendai National College of Tech. School of Info. Science and Eng., Fudan Univ. Graduate School of Biomedical Eng., Tohoku Univ.

1. はじめに

筆者らは、効率的な歯科根管治療のために、内径 100 μm 超細径中空ファイバの導入を提案し、以前の研究では、低損失な超細径銀中空ファイバの製作に成功した¹⁾。今回は、送液法を用い、より低損失な光学ポリマー内装超細径銀中空ファイバの製作を行ったので報告する。

2. 製作と特性評価

ポリマー膜の形成は送液法により行う。図 1 に光学ポリマー内装超細径銀中空ファイバの製作装置を示す。中空ファイバの内径が細くなると、ポリマー溶液の流速が急激に速くなる。そのため、送液系の接続点におけるチューブ径の違いにより、送液速度が変化し、ファイバ上・下部で膜厚変動を生じると思われる。そこで、通常用いる内径 700 μm の接続チューブを内径 530 μm と 230 μm の 2 段階接続 (図 1 左参照) に改良することにより、接続点における送液速度の変動を抑え、均一なポリマー膜形成を行う。

光学ポリマーに、環状オレフィンポリマー (COP) と室温湿気硬化型特殊無機塗料 OC No.300 グルーパー (OC300) を用いる。Er:YAG レーザ光 (波長 2.94 μm) 用の超細中空ファイバを製作する場合、濃いポリマー溶液が用いられる。その際、濃い溶液では粘度が上昇し、送液速度が大きく変化する。そこで、安定した送液を行うために、送液系をダミーチューブで循環させ、ポリマー溶液を上・下部から力を加える手法を用いる。内径 100 μm 、長さ 30 cm の銀中空ファイバに光学ポリマーを送液速度 10 cm/min で送液し、その後、窒素ガスを流量 100 ml/min で流しながら、室温乾燥を 1 時間行った。

図 2 に製作した内径 100 μm 光学ポリマー内装銀中空ファイバ (長さ 10 cm) の可視-近赤外波長帯における損失波長スペクトル (FWHM10.6° のガウスビームで励振) を示す。比較として、内径 100 μm 銀中空ファイバ (長さ 10 cm) も示す。溶液濃度 8.5wt% の COP 溶液を用いて、Nd:YAG レーザ光 (波長 1.064 μm) 用中空ファイバの製作に成功したが、これ以上の厚膜化は、COP 溶液の粘度が高く困難であった。OC300 溶液は COP 溶液と比較して粘度が低く、溶液濃度 38 wt% を用いて、Er:YAG レーザ光伝送に適した膜厚を成膜することに成功した。明確な干渉ビークが見られ、ファイバ内に均一な光学膜を形成できていると思われる。

3. まとめ

超細径中空ファイバの光学ポリマーの成膜法について検討を行い、Nd:YAG レーザ光および Er:YAG レーザ光用の低損失な内径 100 μm 、長さ 10 cm の光学ポリマー内装銀中空ファイバの製作に成功した。

参考文献

- 1) 岩井、宮城、石、松浦、信学ソ大、C-3-32 (2007).

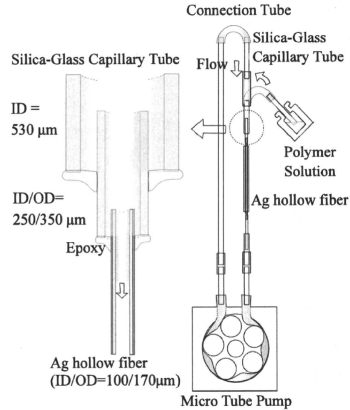


図 1 内径 100 μm 光学ポリマー内装銀中空ファイバ製作装置

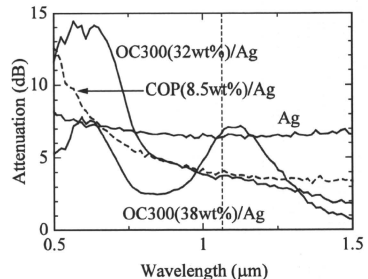


図 2 内径 100 μm 中空ファイバの可視-近赤外の損失波長スペクトル (FWHM10.6° のガウスビームで励振)

Er:YAG, Ho:YAG レーザの同時照射による硬組織の高効率蒸散 Radiation of Er:YAG and Ho:YAG lasers for highly efficient ablation of hard tissues

渡邊 智紀

*岩井 克全

松浦 祐司

Tomonori Watanabe

Katsumasa Iwai

Yuji Matsuura

東北大学大学院工学研究科

*仙台電波工業高等専門学校

Graduate school of Engineering, Tohoku University

Sendai National College of Technology

1. はじめに

歯牙・結石などの生体硬組織の切削・蒸散治療には Ho:YAG (Cr,Tm,Ho:YAG) レーザや Er:YAG レーザが有用とされている。これらのレーザは組織に含有される水分にレーザ光が吸収されることにより蒸散を行うが、十分な切削効果を得るには大きなパルスエネルギー及び平均パワーを必要とする。蒸散時の熱の発生を抑えるためにより低エネルギーで蒸散を行う手法として、我々のグループは上記の二波長レーザを同時照射することで、相互作用による高い切削効果が得られることを見出した。そこで本研究では、同時照射する二波長パルスの照射タイミングを制御することで、生体硬組織の切削・蒸散効率を向上させるための最適な条件について検討する。

2. 二波長パルスレーザの同時照射系

硬組織のサンプル照射実験に用いた実験系を図 1 に示す。Ho:YAG ($\lambda=2.1 \mu\text{m}$) と Er:YAG ($\lambda=2.94 \mu\text{m}$) をビームスプリッタを用いて同軸とし、中空光ファイバに入射後、レンズキャップにより集光させサンプルに照射・切削を行った。各レーザのパルスは外部トリガーにより制御され、トリガーパルスに遅延を与えることで、二波長パルスの照射パルス遅延を μsec オーダーで制御している。照射サンプルは直径 4~6 mm のアルミナ (Al_2O_3) セラミックボールとした。

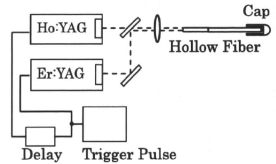


図1 二波長レーザ同時照射系

3. タイミング制御による切削結果

研磨したアルミナボールの面に対し垂直にレーザを照射し・切削し、その切削幅および深さを計測した。各レーザの繰り返し周波数を 3 Hz、パルスエネルギーを 100 mJ とした。二波長レーザを同時照射した場合、切削幅は照射パルス遅延に関わらずほぼ一定の値となったが、切削深さは照射パルス遅延により大きく変動することがわかった。図2は、二波長パルスの照射タイミング (Er:YAG に対する Ho:YAG の遅延時間) に対する切削深さ特性を示す。Ho:YAG に対する Er:YAG レーザを 200~300 μsec 遅延させたときに最も大きな切削効果が得られ、パルスエネルギー 200mJ とした場合の Er:YAG レーザ照射と比較しても充分鋭い切削が観測された。また二波長パルス間隔をパルス幅 (~150 μsec) に対して十分に広い 50000 μsec に設定した場合と比較しても高い切削効果が得られていることから、同時照射による効果は明らかである。

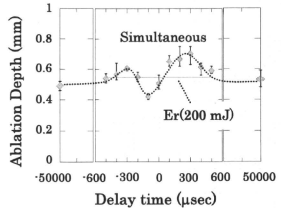


図2 照射タイミングによる切削深さ特性

本現象を検討するため、切削時のアルミナボール表面の様子を高速度カメラにより観測した。図3はそれぞれ(a)Er:YAGのみ、(b)Ho:YAGのみ、(c)同時照射でEr:YAGを200 μsec 遅延・照射後に撮影した画像である。Er:YAGのみで切削を行った場合、アルミナ表面より微粉末が煙霧状に噴出してくるが、Ho:YAGを先行させた場合は比較的大きな切削片の噴出が観測された。先行したHo:YAGにより水分を含有する組織が瞬間的に加熱された結果、水に対するEr:YAGの吸収率が低下し、浸透深さが増加したためではないかと考えられる。一方でHo:YAGに対し、Er:YAGを同時または100 μsec 程度遅延した場合には同様な効果は観測されなかった。これはEr:YAG照射で発生した煙霧状の切削片により、遅延したHo:YAGのエネルギーの大半が散乱したためと考えられる。

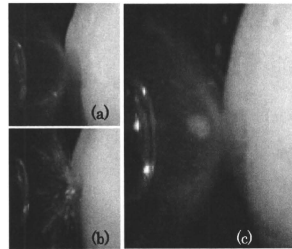


図3 サンプル表面の切削の様子 (a)Er, (b)Ho, (c)Ho+Er(200 μsec 遅延)

Fabrication of Hollow optical fiber with an inorganic inner coating layer for CO₂ laser light delivery
 ○岩井克全, 宮城光信, 石芸尉^A, 朱晓松^A, 松浦祐司^B (仙台電波工業高等専門学校,^A復旦大学,^B東北大学)
 Katsumasa Iwai, Mitsunobu Miyagi, Yi-Wei Shi^A, Xiao-Song Zhu^A, Yuji Matsuura^B
 (Sendai National College of Technology, ^AFudan University, ^BTohoku University)

1. はじめに

手術用器具による感染症の危険性を減ずるために、滅菌処理のオートクレーブに耐えうるファイバが必要である。これまでに無機薄膜 (IM) を内装することで耐久性に優れた Er:YAG レーザー (波長 2.94 μm) 用中空ファイバ¹⁾の製作に成功した。本研究では、形成外科等で応用が展開されている CO₂ レーザー (波長 10.6 μm) 用無機薄膜内装銀 (IM/Ag) 中空ファイバの製作を行い、その伝送特性ならびにオートクレーブに対する耐久試験について述べる。

2. CO₂ レーザー用無機薄膜内装銀中空ファイバの製作

シロキサン (Si-O 結合) 硬化薄膜を形成するために、2 液温気硬化型無機溶液を用い、銀中空ファイバ (内径 1 mm, 長さ 10 cm) に、送液速度 1.6 cm/min で送液を行い、窒素雰囲気中で室温乾燥を行った。図 1 に無機溶液の濃度に対する無機薄膜の膜厚を示す。CO₂ レーザー用の最適膜厚は 1.59 μm であり、濃度 68wt% を用いるとよいことが分るが、実際は膜の吸収損失があるため、濃度 65wt% を用いた膜厚 1.23 μm 程度の無機薄膜内装銀中空ファイバが低損失であった。

3. CO₂ レーザー光伝送特性とオートクレーブ耐久試験

製作したファイバのオートクレーブ耐久試験を行った。オートクレーブの条件は、滅菌温度 135℃, 滅菌時間 3min, 最高圧力 0.26 MPa を用いた。オートクレーブのサイクル回数に対する CO₂ レーザー光 (入射パワー 100 mW, 連続波) の伝送特性を図 2 に示す。4 回で銀中空ファイバの損失は増加したが、無機薄膜 (膜厚 1.23 μm) 内装中空ファイバは、6 回処理しても 80% 程度伝送可能であり、その耐久性が確認された。

4. まとめ

内径 1 mm, 長さ 10 cm の CO₂ レーザー用無機薄膜内装銀中空ファイバの製作を行い、オートクレーブ耐久試験を行った。オートクレーブを 6 回程度 行っても CO₂ レーザー光を低損失に伝送できる中空ファイバの製作に成功した。

参考文献 1) 岩井, 石, 宮城, 朱, 松浦, 第 28 回レーザー学会学術講演会, I6-31pV17 (2008).

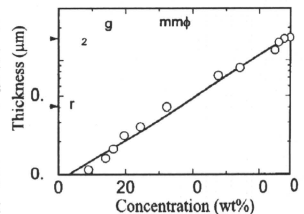
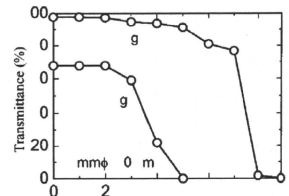


図 1 無機溶液の濃度に対する膜厚



Number of cycles of autoclave sterilization

図 2 オートクレーブ処理と IM/Ag ファイバの CO₂ レーザー光伝送特性

赤外伝送用超細径銀中空ファイバの製作 Fabrication of Ultra-thin Silver Hollow Fiber for infrared transmission

岩井 克全¹ 板垣 静香² 安藤 美帆¹ 宮城 光信^{1,3} 石 芸蔚⁴ 松浦 祐司⁵
Katsumasa Iwai Shizuka Itagaki Miho Ando Mitsunobu Miyagi Yi-Wei Shi Yuji Matsuura

¹仙台電波工業高等専門学校 ²ソニーケミカル&インフォメーションデバイス株式会社 ³宮城工業高等専門学校
Sendai National College of Tech. Sony Chemical & Information Device Corporation Miyagi National College of Tech.

⁴復旦大学 情報科学工学部
School of Information Science and Eng., Fudan Univ.

⁵東北大学 大学院工学研究科
Graduate School of Eng., Tohoku Univ.

1. はじめに

歯科根管治療等の内視鏡を用いた低侵襲治療に赤外伝送路の中空ファイバを導入するため、内径 100 μm の超細径中空ファイバの製作を行ってきた¹⁾。本研究では、中空ファイバの応用範囲を広げるため、より細径な内径 75 μm の超細径銀中空ファイバの製作を試みた。

2. 製作と特性評価

図 1 に、銀鏡反応を用いた内径 75 μm 超細径銀中空ファイバの製作装置を示す。ファイバの内径が細いと銀鏡反応溶液の流量が低下し、粗い銀膜が成膜される。そこで、ガラスキャピラリー (内径 75 μm 、外径 150 μm 、長さ 50 cm) を 300 本束ねたバンドルを製作し、断面積を大きくすることで、流量の増加を試みた。流量は、内径 320 μm 銀中空ファイバの製作条件から、10 ml/min 程度を目標とする。

蒸留水を用いて、バンドルの本数に対する流量の測定を行った。結果を図 2 に示す。ガラスキャピラリーを 300 本束ねたバンドルを 4 本並列接続することにより、11.5 ml/min の流量を実現した。よって 4 本並列接続したバンドルを用いて銀鏡反応を行う。銀鏡反応は、前処理液として SnCl_2 溶液を用い、銀鏡溶液温度 16°C、銀鏡反応時間 3分、後洗浄 (蒸留水 3分間、エタノール 1分間流す) を行い、その後、窒素を流しながら 60°C の加熱乾燥を 30分間行った。

図 3 に内径 75 μm 超細径銀中空ファイバ (長さ 30 cm、5 本) の可視-近赤外の損失波長スペクトル (FWHM10.6° のガウスビームで励振) を示す。ファイバにより損失値にばらつきがあることが分かる。これは、バンドル形成の際、端面を揃える事が困難であり、溶液の流れ易さが各ファイバで異なってしまったためと思われる。波長 1 μm において、最も低損失なファイバは、5.9 dB であり、充分使用可能な内径 75 μm 超細径銀中空ファイバの製作が出来たとと思われる。

3. まとめ

内径 75 μm 超細径銀中空ファイバの製作を試みた。ガラスキャピラリー 1200 本をバンドル化し、銀鏡反応を行うことで、低損失な超細径銀中空ファイバ (長さ 30 cm) の製作に成功した。

参考文献

- 1) 岩井、志賀、宮城、石、松浦、信学ソ大、C-3-32 (2007).

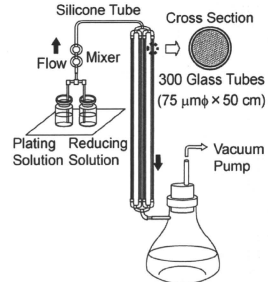


図 1 超細径銀中空ファイバ製作装置

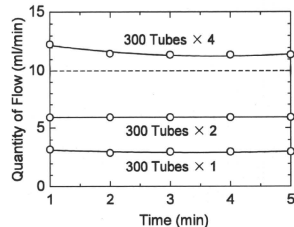


図 2 ガラスキャピラリー (内径 75 μm 、長さ 50 cm) のバンドル数に対する蒸留水の流量

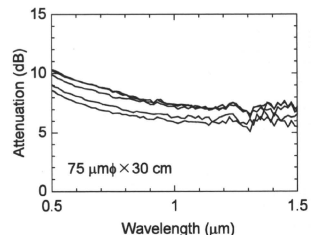


図 3 超細径銀中空ファイバの可視-近赤外の損失波長スペクトル (FWHM10.6° のガウスビームで励振)

2D09

内径 50 μm 赤外伝送用銀中空ファイバの製作

阿部 直雪*, 庄子 健太郎**, 岩井 克全*, 宮城 光信***, 石 芸尉****

*仙台電波工業高等専門学校, **東北工業大学, ***宮城工業高等専門学校, ****復旦大学

1. はじめに

歯科根管治療等の低侵襲治療に、中空ファイバの導入を図り、内径 100 μm 以下の超細径銀中空ファイバの製作を行ってきた^{1,2)}。本研究では、効率よい低侵襲治療を行うために、より細径の内径 50 μm 銀中空ファイバの製作を試みた。

2. 銀中空ファイバの製作と評価

図 1 に、銀鏡反応を用いた内径 50 μm 銀中空ファイバの製作装置を示す。ファイバ内径が細いと銀鏡反応溶液の流量が低下し、粗い銀膜が成膜される。そこで、ガラスキャピラリーチューブ (内径 50 μm 、外径 150 μm 、長さ 50 cm) を 300 本束ねたバンドルを製作し、断面積を大きくすることで、流量の増加を試みた。

図 2 に、ガラスキャピラリーチューブの本数に対する蒸留水の流量を示す。ガラスキャピラリーチューブを 300 本束ねたバンドル 1 本では、流量 0.5 ml/min であった。バンドル 16 本(ガラスキャピラリーチューブ総数 4800 本)を並列接続することで、流量 8.6 ml/min と流量を大幅に増加することができた。

銀鏡反応の前処理液として SnCl_2 溶液を用い、真空ポンプにより、銀液と還元液を吸い上げ、ミキサー部で混合させた溶液をバンドルに流し、内面に銀を成膜する。銀粒子の成長は溶液温度に依存し、温度が高いほど速く成長するため、低い溶液温度 16°C とした。銀鏡反応時間 12 分 30 秒とし、後洗浄(蒸留水 3 分間、エタノール 1 分間流す)を行い、その後、蜜素を流しながら 60°C の加熱乾燥を 30 分間行った。

図 3 に内径 50 μm 銀中空ファイバ (長さ 10 cm、10 本) の可視・近赤外の損失波長スペクトル (FWHM10.6°) のガウスビームで励振を示す。ファイバの損失値に、ばらつきがあることが分かる。これは、バンドル形成の際、端面を揃える事が困難であり、溶液の流れ易さがファイバで異なってしまったためと思われる。波長 1 μm において、最も低損失なファイバは、12.5 dB となった。

3. まとめ

内径 50 μm 銀中空ファイバの製作を試みた。銀鏡反応を用いた内径 50 μm 銀中空ファイバの製作は、ガラスキャピラリーチューブを、バンドルにし並列接続することで、可能なことを確認した。

参考文献

- 1) 岩井、志賀、宮城、石、松浦、信学ソ大、C-3-32 (2007)。
- 2) 岩井、板垣、安藤、宮城、石、松浦、電子情報通信学会総合大会、B-13-2 (2009)。

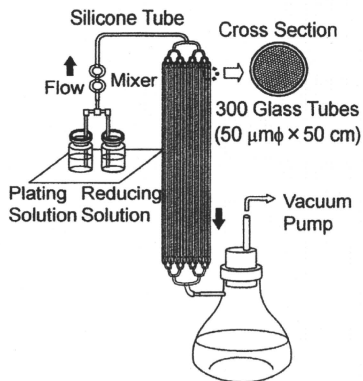
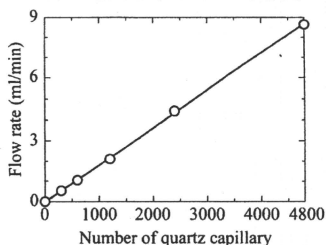
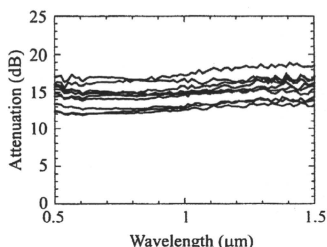


図 1 超細径銀中空ファイバ製作装置

図 2 ガラスキャピラリー(内径 50 μm 、長さ 50 cm)のバンドル数に対する蒸留水の流量図 3 銀中空ファイバ(内径 50 μm 、長さ 10 cm)の可視・近赤外の損失波長スペクトル(FWHM10.6°)のガウスビームで励振)

2D05

充填コーティング法を用いた AgI 内装銀クラッド SUS 管先端チップの製作

岩井 克全*, 高久 裕之*, 宮城 光信***, 石山純一**, 本郷 晃史***, 石 芸尉****
 *仙台電波工業高等専門学校, **宮城工業高等専門学校, ***日立電線, ****復旦大学

1. はじめに

医療現場の感染対策として、滅菌処理対応の赤外レーザー用先端チップが求められているが、従来の光学膜内装銀中空ファイバの耐久性では十分でない。そこで、耐久性に優れた銀クラッド SUS 管と、光学膜にヨウ化銀(AgI)層^{1, 2, 3)}を選択し、ヨウ素廃液を大幅に低減できる簡易な充填コーティング法を用い先端チップの製作を行う。

2. 充填コーティング法を用いた AgI 形成法

銀クラッド SUS 管(内径 0.75 mm, 外径 1.2 mm, 長さ 28 cm)は、内側にメカニカル研磨した厚さ 100 μm 程度の銀層とその外側はステンレスの構造となっている。ヨウ素(粒)の溶剤にシクロヘキサンを用い、超音波(40 kHz)照射と攪拌を 10 分程度行い、ヨウ素液を製作した。図 1 に AgI 膜のコーティング装置を示す。シリンジポンプを用いて、銀クラッド管内にヨウ素液を充填し、AgI 膜の形成後、ヨウ素液の排出を行う。ヨウ素液を充填するまでの時間は約 4 秒である。

3. AgI 内装銀クラッド SUS 管先端チップの試作

製作した AgI 内装銀クラッド SUS 管先端チップの波長損失スペクトルを測定し、干渉ピークから AgI 膜厚の推定を行った。図 2 にヨウ素液の充填時間と AgI 膜厚の関係を示す。Er:YAG レーザ用の AgI の最適膜厚 0.22 μm を破線で示す。最適膜厚の形成条件は、濃度 0.5 % のヨウ素溶液を用いて、充填時間 60 秒であることが分った。充填時間を長くすると、膜厚が増加するが、長くし過ぎると膜厚の増加が少なくなる傾向にあることが分った。これはヨウ素液の濃度が薄くなることと、形成された AgI 膜により反応が抑えられたためと思われる。

次に CO₂ レーザ光伝送に最適な AgI 膜厚の形成条件を求める。図 3 にコーティング処理の回数と AgI 膜厚の関係を示す。但し、ヨウ素液の濃度は 1% を用いた。CO₂ レーザ光伝送に最適な膜厚 0.88 μm を破線で示す。充填時間 240 秒間、コーティング処理 3 回で製作できることが分った。

4. まとめ

充填コーティング法を用いて AgI 内装銀クラッド SUS 管先端チップの試作を行った。溶液の充填時間、処理回数に対する AgI の成膜特性を明らかにした。
 参考文献

- 1) M. Alaluf et al., J. Appl. Phys. 72, 3878-3883 (1992).
- 2) J. A. Harrington et al., IEEE J. Quantum Electron. 5, 948-953 (1999).
- 3) Y. Matsuura et al., Appl. Opt. 35, 5395-5397 (1996).

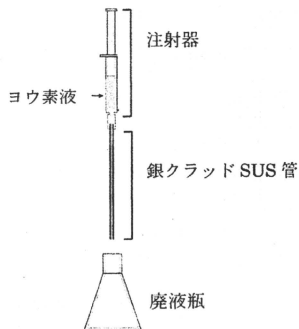


図 1 AgI 膜のコーティング装置

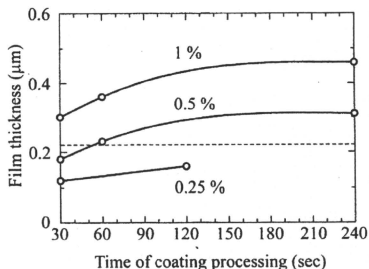


図 2 コーティング処理の充填時間に対する AgI 膜厚特性 (図中の%はヨウ素濃度)

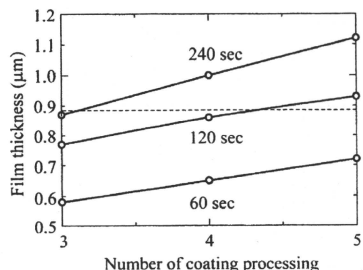


図 3 コーティング処理の回数と AgI 膜厚特性 但し、溶液濃度 1%、図中の sec は充填時間

銀クラッドステンレス管を用いた AgI/Ag 中空ファイバの伝送特性 Transmission Properties of AgI/Ag Hollow Optical Fibers Based on Silver-Cladding-Stainless Pipe

岩井 克全^{*1} 高久 裕之^{*1} 宮城 光信^{*1,2} 石山 純一^{*2} 本郷 晃史^{*3} 石 裴樹^{*4}
Katsumasa Iwai Hiroyuki Takaku Mitsunobu Miyagi Jun-ichi Ishiyama Akihito Hongo Yi-Wei Shi

^{*1} 仙台電波工業高等専門学校 ^{*2} 宮城工業高等専門学校 ^{*3} 日立電線 ^{*4} 復旦大学
Sendai National College of Tech. Miyagi National College of Tech. Hitachi Cable Ltd. Fudan Univ.

1. はじめに

筆者らは、これまでポリマー膜内装銀中空ガラスファイバの高機能化を行ってきた。審美治療のレーザープローブ等、CO₂ レーザ光の高エネルギー伝送には、耐熱性、熱伝導を考慮すると、無機のヨウ化銀(AgI)膜¹⁾を内装した金属製の中空ファイバが有効である。

本論文では、銀クラッドステンレス管を用いたヨウ化銀内装銀(AgI/Ag)中空ファイバの伝送特性について述べる。

2. AgI/Ag 中空ファイバの設計

図 1 に、銀(Ag)中空ファイバの内壁に、AgI 層を 1 層内装した時の HE₁₁ モードの伝送損失を、AgI の膜厚に対示した。ここで、伝送する CO₂ レーザ光の波長は 10.6 μm、AgI の屈折率は 2.1、Ag の複素屈折率は 13.5-j75.3 としている。AgI の膜厚を適当に選択することで低損失な中空ファイバが得られ、AgI 層の最適膜厚 d は 0.89 μm と求められる。

図 2 に、CO₂ レーザ光に対し最適膜厚の AgI 層を形成した中空ファイバ(コア径 0.75 mm)における HE₁₁ モードの理論的な損失波長特性を示す。明確な損失ピークがあり、このピークの位置は、内装誘電体の膜厚に依存するため、損失がピークとなる波長の測定により、内装 AgI の膜厚を推定することができる。

3. AgI 内装銀クラッドステンレス管の伝送特性

内径 0.75 mm、長さ 280 mm の銀クラッドステンレス管を用い、AgI/Ag 中空ファイバの製作を行った。銀クラッド層は機械的に研磨されており、100 μm 程度の厚さがある。AgI 層はヨウ素液を用い、液相法により製作している。

図 3 に、銀クラッドステンレス管を用いた AgI/Ag 中空ファイバの波長損失特性を示す。明確な損失ピークが現れており、銀クラッド内面に、均一な AgI 層を形成できていることを示している。最適膜厚に近い 0.91 μm と最適値よりやや薄い 0.71 μm の伝送損失は、波長 10.6 μm において 1.1 dB 程度と低損失になった。膜厚が厚いと粗さが大きく、損失も増加することから、最適膜厚より、やや薄い膜を形成すると低損失な中空ファイバが製作し易い。

4. まとめ

銀クラッドステンレス管を用いた AgI/Ag 中空ファイバの設計および製作したファイバの伝送特性の測定を行った。波長 10.6 μm で 1.1 dB と、低損失なことを確認した。

参考文献

- 1) Y. Matsuuru et al., Appl. Opt. 35, 5395-5397 (1996).

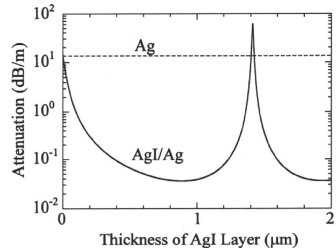


図 1 CO₂ レーザ光伝送における AgI 膜厚に対する HE₁₁ モードの伝送損失
但し、中空コア径 0.75 mm、AgI の屈折率 2.1

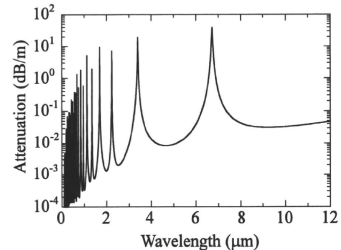


図 2 AgI 層を最適膜厚($d=0.89 \mu\text{m}$)にしたときの HE₁₁ モードの損失波長特性

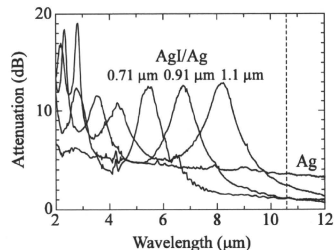


図 3 銀クラッドステンレス管を用いた AgI/Ag 中空ファイバ(内径 0.75 mm、長さ 280 mm)の損失波長特性
但し、図中の値は、AgI 膜厚

Small-diameter Metallic Probe for CO₂ Laser Light Transmission岩井克全^A, ○本郷晃史^B, 高久裕之^A, 宮城光信^{A,C}, 石山純一^A, 石芸尉^C^(A)仙台高等専門学校, ^(B)日立電線, ^(C)復旦大学Katsumasa Iwai^A, ○Akihito Hongo^B, Hiroyuki Takaku^A, Mitsunobu Miyagi^{A,C}, Jun-ichi Ishiyama^A, Yi-Wei Shi^C^(A)Sendai National College of Technology, ^(B)Hitachi Cable Ltd., ^(C)Fudan University

1. はじめに

環状オレフィンポリマー (COP) やヨウ化銀 (AgI) など赤外領域において透明な誘電体薄膜を内装した金属中空ファイバは、所望の赤外光を低損失で伝送できる。今回、CO₂ レーザー光伝送用として内径 0.375mm の細径な金属プローブを試作したので、その光学特性を報告する。

2. AgI 内装銀クラッド細径金属プローブの構造

図1に試作した AgI 内装銀クラッドステンレス管 (AgI/Ag/SUS) の断面写真を示す。AgI/Ag/SUS 管は、内面研磨した銀クラッドステンレス管 (Ag/SUS)¹⁾ の銀の内壁表皮層をヨウ素化して AgI 層を形成したもので、内径 0.375mm、外径 0.6mm、長さ 50mm である。

3. 金属プローブの光学特性

図2に、Ag/SUS 管と、これを用いた AgI/Ag/SUS 管の損失波長特性を示す。ここでニクロム光源と赤外分光器により各金属プローブの透過出力を測定し、長さ 18mm の同径 Ag/SUS 管との出力比より相対損失とした。相対損失が負となる波長域は、長さ 50mm の AgI/Ag/SUS の方が長さ 18mm の Ag/SUS よりも低損失であることを示す。損失ピークの波長より、AgI 層の膜厚は約 0.68 μm と見積られる。CO₂ レーザー光をレンズで集光し入射するときの透過率は、50mm の長さで AgI/Ag/SUS が 88%、Ag/SUS が 33% であった。

4. まとめ

赤外光を低損失で伝送できる AgI/Ag/SUS 構造の細径金属プローブを試作した。歯科用レーザー治療器に用いられる先端ニードルチップや微小領域の放射温度計測用プローブとして有用と思われる。

参考文献 1) A. Hongo et al., Chinese Opt. Lett., 5, S70-S72 (2007).

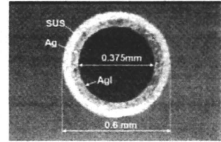


図1 AgI/Ag/SUS プローブの断面写真

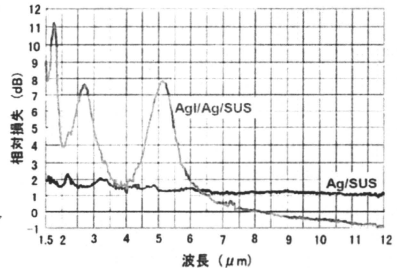


図2 Ag/SUS 及び AgI/Ag/SUS の損失波長特性

各種金属管を用いた COP 内装金属中空ファイバの伝送特性

Transmission Properties of COP-Coated Various Metallic Hollow Fiber

○岩井克全^A, 本郷晃史^B, 高久裕之^A, 宮城光信^{A,C}, 石山純一^A, 石芸尉^D^(A)仙台電波工業高等専門学校, ^(B)日立電線, ^(C)宮城工業高等専門学校, ^(D)復旦大学Katsumasa Iwai^A, Akihito Hongo^B, Hiroyuki Takaku^A, Mitsunobu Miyagi^{A,C}, Jun-ichi Ishiyama^C, Yi-Wei Shi^D^(A)Sendai National College of Technology, ^(B)Hitachi Cable Ltd., ^(C)Miyagi National College of Technology, ^(D)Fudan University

1. はじめに

耳鼻咽喉科治療の CO₂ レーザー (発振波長 10.6 μm) 用プローブとして、金属管を母材とした中空ファイバは、機械的強度に優れていることから多く用いられ、その伝送損失の低減が望まれている。本研究では、金属中空ファイバの低損失化を図る目的で、内装材料として環状オレフィンポリマー (COP)¹⁾ を用い、各種 COP 内装金属中空ファイバを製作したので、その伝送特性について述べる。

2. COP 内装金属中空ファイバの損失波長特性

図1に、各種 COP 内装金属中空ファイバの損失波長特性を示す。COP 内装銀クラッドステンレス管 (COP/Ag/SUS)、金メッキステンレス管 (COP/Au/SUS)、ステンレス管 (COP/SUS)、そして石英チューブを母材とした銀中空ファイバ (COP/Ag/SiO₂) の COP 膜厚は、それぞれ 0.96 μm、0.98 μm、0.96 μm、0.85 μm であり、CO₂ レーザー光伝送に適した膜厚を成膜した。波長 10.6 μm において、COP/Ag/SUS と COP/Au/SUS は、COP/Ag/SiO₂ と同程度の損失となった。

3. 金属中空ファイバの CO₂ レーザー光伝送特性

表1に、各種金属中空ファイバの CO₂ レーザー光伝送特性を示す。結果から、COP を1層内装するだけで、伝送損失の低減化は極めて大きいと思われる。また、COP/Ag/SUS と COP/Au/SUS の損失値は 0.2 dB で、COP/Ag/SiO₂ と同程度の低損失値を示した。COP/Au/SUS と COP/Ag/SUS の内径は、それぞれ 0.94 mm と 0.75 mm と異なるため、同径と比較すると COP/Ag/SUS の方が透過率がよいと思われる。

4. まとめ

各種金属および COP を内装した金属中空ファイバの伝送損失を比較した。その結果、COP に接する金属は銀が最も低損失になることを確認した。

参考文献 1) Y. W. Shi et al., Appl. Opt., 37, 7758-7762 (1998).

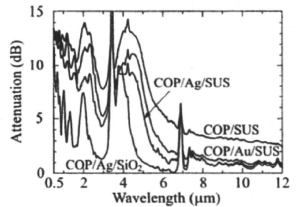


図1 各種 COP 内装金属中空ファイバの損失波長特性

表1 各種金属中空ファイバの CO₂ レーザー光伝送特性

Material	Size (mm)			Loss (dB)
	ID	OD	L	
SUS	0.94	1.2	285	3.7
Au/SUS	0.94	1.2	285	2.1
Ag/SUS	0.75	1.2	280	1.7
Ag/SiO ₂	0.75	0.9	280	1.8
COP/SUS	0.94	1.2	285	0.6
COP/Au/SUS	0.94	1.2	285	0.2
COP/Ag/SUS	0.75	1.2	280	0.2
COP/Ag/SiO ₂	0.75	0.9	280	0.1