

6p-X-8

生体組織の CW-CO₂ レーザー誘起音特性

Laser-Induced Sound of Biological Tissues using CW-CO₂ Laser

近大理工¹, 近大院総理研² 佐野 秀¹, 〇橋新 裕一², 中山 斌義²

Sch. of Sci. and Tech., Kinki Univ.¹, Interdisciplinary Graduate Sch. of Sci. and Tech., Kinki Univ.²

hashi@ele.kindai.ac.jp

はじめに レーザー治療の問題点として、レーザー過照射・誤照射がある。これらを解決するためには、レーザー治療中に照射対象組織の情報を取得する必要がある。これまでに、パルス CO₂ レーザーを生体試料に照射し、発生する誘起音に照射対象組織の情報が含まれている可能性を見出してきた。今回は 50W 級 CW-CO₂ レーザーを照射レーザーとし、発生するレーザー誘起音波形の特性を調べた。

実験方法 CW-CO₂ レーザーの照射時間は、メカニカルシャッターを用いて制御した。生体模擬試料にはゼラチンを用い、水分量を変えて作製した。レーザー照射を行った。レーザー誘起音の測定にはコンデンサ型・無指向性の超音波音圧計 (20 Hz~70 kHz) を照射点から 45 deg. 方向、10 cm 離れた位置に置き、大気中で誘起音を捉えた。

結果・考察 照射パワー 18 W (パワー密度 2.29 kW/cm²)、照射時間 1 sec とし、ゼラチン 10 wt% および 30 wt% にレーザー照射した場合の誘起音波形を図 1 に示す。ゼラチン 30 wt% の場合レーザー照射後 50 msec 程度で誘起音が発生しなくなるが、ゼラチン 10 wt% の場合はそれ以降も誘起音が観測された。

これは、水分量の違いによるものだと考えられる。ゼラチン 10 wt% において、厚みを 1 mm, 5 mm, 10 mm としレーザー照射を行い得られた誘起音波形を図 2 に示す。ゼラチンの厚みが増加するとともに、誘起音の第 2 ピークの発生時間が遅れることがわかった。以上のことから、照射試料の水分量および厚みにより誘起音波形が変化することが明らかとなった。講演では、他の生体模擬試料における誘起音波形について示す。

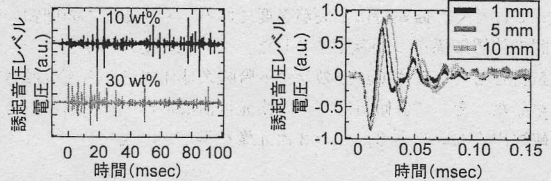


図 1 ゼラチン濃度による波形の違い 図 2 厚みに対する誘起音波形の違い

6p-X-9

光アシスト超音波速度変化イメージング法による生体深部における金ナノロッド分布モニター

Au Nanorod Distribution Monitor Based on Optically Assisted Ultrasonic Velocity-change Imaging in Tissue

阪府大院 工 〇川上俊介, 中村直幹, 向山卓志, 和田健司, 松山哲也, 松中敏行, 河野健司, 堀中博道

Osaka Pref. Univ. 〇S. Kawakami, N. Nakamura, T. Mukaiyama, K. Wada, T. Matsuyama, T. Matsunaka, K. Kono, H. Horinaka

E-mail: syunsuke@pe.osakafu-u.ac.jp

はじめに 医療診断のための光断面画像を得る方法として、光アシスト超音波速度変化イメージング法を提案し、超音波アレイトランスデューサーを用いた光トモグラフィ装置を試作した。既に、生体擬似試料において、光吸収分布に対応した超音波速度変化画像を高速に検出している。[1] 本研究では、生体標識として期待されている金ナノロッドの分布モニターとしての可能性を検討する。

実験 Fig.1 に示すように、鶏肉内部に金ナノロッドを挿入し、鶏肉の周囲を高散乱媒質入りの寒天で覆い、試料とした。生体組織の吸収の少ない 800 nm 付近に吸収帯をもつ金ナノロッドを用いた。近赤外光源として波長 809 nm の半導体レーザーを用い、光照射による超音波速度変化画像を測定した。Fig.2 は、光照射時間が 20 s, 50 s の超音波速度変化画像を示しており、金ナノロッドの分布領域が観測される。右のバーは光照射による温度上昇を示しており、光照射時間による温度変化も見ることができる。一方、通常の B モード画像では、分布領域は特定されなかった。金ナノロッドと本方式の組み合わせで、生体深部でも適用できる生体標識分布モニターが実現できると考えられる。

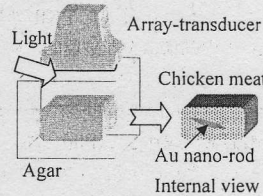


Fig.1 Experimental setup

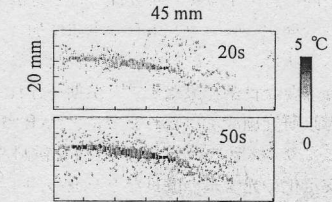


Fig.2 Ultrasonic velocity change images

[1] H. Horinaka et al.: Proc. 2006 IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 2060-2063.

6p-X-10

SHG (第 2 高調波発生光) 顕微鏡を用いたヒト真皮コラーゲン線維の *in vivo* 観察

In vivo observation of collagen fiber in human dermis using second-harmonic-generation (SHG) microscopy

阪大院・基礎工¹, 阪大・基礎工² 〇高橋 由¹, 米津 真人², 安井 武史¹, 荒木 勉¹

Grad. Sch. Engg. Sci.¹ and Sch. Engg. Sci.², Osaka Univ. 〇Yu Takahashi¹, Masato Yonetsu², Takeshi Yasui¹, Tsutomu Araki¹

e-mail: tyasui@me.es.osaka-u.ac.jp http://sml.me.es.osaka-u.ac.jp/

コラーゲン分子にフェムト秒オーダーの超短パルス光を照射すると、2 次の非線形光学効果により SHG 光 (第 2 高調波発生光) が発生する。この生体 SHG 光を検出することによりコラーゲン線維分布を非接触かつ非染色に可視化できることから[1]、皮膚美容や皮膚診断などへの応用展開が期待されている。我々は、前回、モード同期 Cr:Forsterite レーザー (中心波長 1250 nm) を光源に用いた反射型 SHG 顕微鏡を開発し、ブタ皮膚の凍結ブロックサンプルの観察において測定可能深度増大と測定時間短縮に成功した[2]。そこで今回は、本システムを用いて、ヒト真皮コラーゲン線維の *in vivo* 観察を試みた。

図 1 は、ヒト前腕部内側皮膚を *in vivo* で深さ分解 SHG イメージングした結果 (測定領域 600 μm×600 μm) を示している。各イメージの測定深さは、真皮最上層を基準として (a)0 μm, (b)30 μm, (c)60 μm, (d)90 μm である。これらの結果から、真皮コラーゲン線維の構造が深さ方向に変化していく様子をオプティカル・セクションングできていることが確認できる。

本研究は科学技術研究費補助金 17200032 及び 18650121 より援助を受けた。

[1]伊藤他、光学, vol. 36, pp.35-40 (2007).

[2]高橋他、2007 年度春季応物予稿集 28a-R-7.

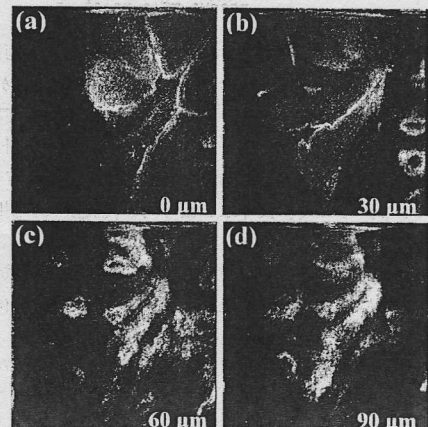


図 1 ヒト前腕部皮膚の SHG イメージ