

25p-H-10

生体 SHG 光 (第 2 高調波発生光) を用いたコラーゲン線維の配向測定

Orientation measurement of collagen fiber using second-harmonic-generation light induced in biological tissue

阪大院・基礎工*, 奈良医大** ○安井武史*, 東野義之**, 荒木勉*

Graduate School of Eng. Sci., Osaka Univ.*, Nara Medical Univ.** T. Yasui*, Y. Tohno** and T. Araki*

E-mail: t-yasui@me.es.osaka-u.ac.jp http://sml.me.es.osaka-u.ac.jp/

コラーゲンは生体組織の形態を決定する主成分の一つであることから、コラーゲンの形態やその構造変化を探ることは形態学的、生理学的、あるいはバイオメカニクス的に重要である。生体組織に超短パルス光を照射すると、光と物質の非線形相互作用により、第 2 高調波発生光 (SHG 光) が誘起される。SHG 光は反転対称性を有する物質からは発生せず、非対称構造を有する生体構造タンパク質 (コラーゲンなど) が生体 SHG 光発生の主因と考えられている。SHG 光は、その発生原理上、物質構造の非対称性や配向に敏感であることから、生体 SHG 光は従来の光プローブ法 (蛍光法ほか) で得ることが困難な生体組織の構造配向を得る手段として注目されている。

我々は、生体 SHG 光が生体コラーゲンの組織構造や配向に敏感であることに注目し、生体 SHG 光を用いた生体コラーゲン線維の配向測定に関する研究を行っている。これまでの研究で、生体 SHG 光の強度が生体組織によって大きく異なり、これは組織のコラーゲン含有量、密度、配向などに依存していることが分かっている [1]。そこで、生体 SHG 光から配向情報のみを抽出する手段として、偏光解析に注目した。図 1 はヒト組織 (アキレス腱、象牙質) から得られた生体 SHG 光の偏光解析結果で、入射レーザー光と検出 SHG 光の偏光を平行状態で 360 度回転させた時の強度変化を表している。コラーゲン線維が単一 (横) 配向しているアキレス腱では、配向とレーザー偏光が一致する水平偏光で鋭いピークが現れている。一方、象牙質ではコラーゲン線維が網目状に交叉して存在するが、2 方向への配向、すなわち縦配向と横配向が重なった状況を示す結果となっている。このように、SHG 偏光解析の形状はコラーゲン分子の配向分布状態を反映しており、生体コラーゲン線維の配向測定に有効であると考えられる。

本研究に対し、文部科学省科学研究費・基盤研究(B)13480294 の援助を受けた。

[1] 安井他、第 2 回生体医用光学研究会講演論文集、pp.138-139 (2001)。

[2] T. Yasui et al, *Proc. Optics Within Life Science (OWLS) VII*, (in press).

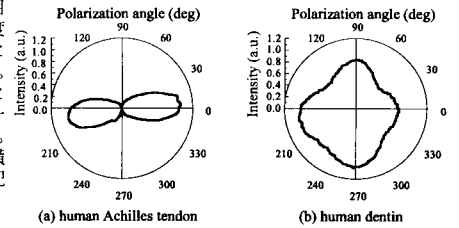


Fig. 1. SHG polarimetry of the biological tissue.

25p-H-11

テーパファイバーを用いたレーザー誘起ブレイクダウンによるパルス球面超音波発生

Spherical ultrasound wave generation by laser induced breakdown through a taper fiber

阪大院工応物¹, 奈良先端大情報² ○加藤 健太郎¹, 杉浦 忠男², 河田 聡¹

Department of Applied Physics, Osaka University¹, Nara Institute of Science and Technology²

K. Kato¹, T. Sugiura² and S. Kawata¹

k-kato@ap.eng.osaka-u.ac.jp

医療分野において、血管内などの狭くて光学的に不透明な三次元空間をリアルタイムで可視化できる超音波内視鏡の開発が望まれている。これまで我々はこの超音波イメージングの音源としてレーザー誘起ブレイクダウンにより発生するパルス球面超音波が有効であることを示してきた [1]。実際に内視鏡へ適用するためには光ファイバーでパルス光エネルギーを伝送して体内で超音波を発生させる必要がある。今回、我々はテーパファイバーを用いて光を伝送し、先端部から射出したレーザー光を集光してレーザー誘起ブレイクダウンを発生させ、パルス球面超音波を発生させることに成功したので報告する。実験光学系を図 1 に示す。光源はパルス Nd:YAG レーザー (波長 1064nm、パルス幅 8ns、繰返し周波数 10Hz) で、その光をテーパファイバー (入射端コア径 1mm、射出端コア径 200 μ m) にカップリングさせて、射出端からの光をレンズで集光して重水中でブレイクダウンを起こさせて超音波を発生させた。得られた超音波の波形を図 2 に示す。半値全幅が 130ns のシングルショットの超音波が発生していることが分かった。参考文献: [1] Y. Yasumuro, T. Sugiura, S. Kawata, et al., *Jpn. J. Phys.* Vol 40 (2001) pp.3877-3881

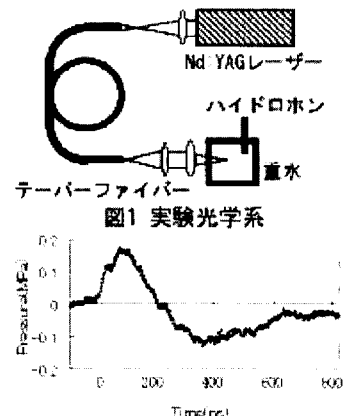


図2 発生したパルス超音波の波形

25p-H-12

中赤外ATR/DR装置の開発

Development of mid-infrared with ATR/DR instrument

早大理工*, フォトサイエンス*神戸薬大†, 東京医大**

○中村厚*, 宗田孝之*, 池田輝樹*, 長谷川健†, 西庄重次郎†, 金澤真雄†, 曾沢勝夫††

Waseda Univ.*, photoscience*Kobe Pharmaceutical Univ.†, Tokyo Medical Univ. ††

○ A. Nakamura*, T. Sota*, T. Ikeda*, T. Hasegawa †, J. Nishijo †, M. Kanazawa ††, K. Aizawa ††

anakamura@suou.waseda.jp

中赤外FT-IRの全反射吸収法 (Attenuated total reflection: ATR) を用いた非侵襲的血糖値測定を行う際の問題の一つはその光の侵入深さにおいて血糖値の情報を含んだ信号を得られるかということである。我々はその問題を解決するために、半円筒の ZnSe プリズムを用いて角度可変型の ATR 及び、拡散反射法 (diffuse reflection: DR) ユニットを作成した。この装置はプリズム及び 3 枚のミラーで平行四辺形を形作り、その角度を連動して変えることにより角度可変型の ATR を実現し、プリズムの角度を独立して変化させる事により全反射条件から外れた DR を可能にしている。このユニットの測定系の概略図を示す。DR により ATR では得られなかった光の侵入深さを実現できるものと考えられる。

当日は ATR と DR の侵入深さの違いを示しつつ、非侵襲的血糖値測定機器への可能性について述べる予定である。

