

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成 25 年 4 月 1 日現在

機関番号：11501

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2011～2012

課題番号：23700525

研究課題名（和文）

スペクトル光干渉断層計による皮膚深部のリアルタイム組織弾性断層画像化の検討

研究課題名（英文）

Real-time tissue elastography of the deep skin by spectral optical coherence tomography

研究代表者

渡部 裕輝 (WATANABE YUUKI)

山形大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号：00333328

研究成果の概要（和文）：

1.6 μ m 波長帯の OCT システムの構築とリングアクチュエータによる圧迫機構を備えた計測プローブを作成し、皮膚の弾性計測を行った。試料に 4.1kHz で振動を加えた結果、皮膚の OCT 画像において、コントラストの向上が見られた。また GPU プログラミングにより開発した部分的メディアンを用いた固定パターンノイズ除去を用いた FD-OCT では、処理した OCT 画像をリアルタイムに表示することを可能とした。

研究成果の概要（英文）：

We measured the elasticity of the skin using 1.6 μ m wavelength band OCT system with a measurement probe having a compression mechanism by the ring actuator. As a result of vibration at 4.1kHz added to the sample, the contrast of the OCT image was improved. Further the GPU accelerated processing for FD-OCT with the fixed-pattern noise removal by using partial median subtraction can be displayed the processed OCT images in real-time.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学(1301A)

キーワード：エラストグラフィ, OCT, GPU, 光干渉断層計

1. 研究開始当初の背景

OCT は、1991 年米国 MIT の Fujimoto らのグループによる報告[Science 254, 1178 (1991)]以来、急速に研究開発が進み、1996 年には最初の眼科用 OCT 装置が発売された。OCT は、超音波エコー装置の“光版”と見なすことができる。生体において比較的吸収・散乱が少ない近赤外光を照射すると、生体の内部構造に対応した 3 次元的屈折率分布により、深さ方向にいたるところで反射・散乱光が発生する。光軸方向に参照ミラーを走査することにより、表面から深さ 1~2mm の範囲を 10 μ m 程度の精度で深さ方向強度分布として計測し、横方向にプローブ光を走査をすることによって 2 次元断層画像が得られる。近年、光軸方

向走査を必要としないフーリエドメイン(FD) OCT は、従来の OCT(タイムドメイン OCT) に比べ、高速かつ高感度であることから、研究開発が活発になり、眼底や血管の検査用装置がすでに国内外の企業で製品化されている。すでに実用化されている OCT アプリケーションとして、眼底や前眼部を測定する眼科用装置やカテーテルと融合した血管内イメージングがあげられる。また歯科用 OCT の研究開発も盛んになってきている。今後新たに実用化が期待できる応用として、皮膚診断における組織の弾性イメージング(エラストグラフィ)がある。OCT によるエラストグラフィの最初の論文は、1998 年[Optics Express, 3, 199-211 (1998)]に報告され、現在ま

でいくつかの方法が試みられているが実用化には到っていない。OCT 画像は超音波エコー画像に比べ 10 倍以上の高い空間分解能を有しており、高分解能な皮膚組織の弾性イメージングが可能となる。従来の OCT では、840nm や 1.3 μm の波長帯がよく利用されるが、より長波長帯では、光散乱の影響が減ることから、より深部での計測が期待できる。長波長域での OCT エラストグラフィが実現できれば、皮膚が硬くなる膠原病の診断などの医療分野での応用、また年齢を重ねることから皮膚が硬くなることから皮膚の老化や化粧品開発における肌診断ツールとしての美容分野での応用などが期待できる。

2. 研究の目的

本研究では、長波長域 1.6 μm 帯の OCT システムを構築し、従来の波長域 1.3 μm 帯に比べ、どの程度皮膚の深部まで画像化できるかを評価する。リングアクチュエータによる圧迫機構を備えた計測プローブを作成し、弾性画像の計測法を確立し、GPU プログラミングにより、断層画像と弾性情報をリアルタイムに可視化するための画像処理法を開発する。そしてヒト皮膚(例えば、顔や腕)による弾性・断層画像計測を行い、有効性・可能性を検討する。

3. 研究の方法

1.6 μm 帯 FD-OCT の実験系を図 1(a) に示す。2つの SLD 光源(中心波長 1550nm, 半値全幅 75nm と中心波長 1650nm, 半値全幅 45nm)から出た光はファイバケーブルにより 1つになり、サーキュレータを通り、もう 1つのケーブルでサンプル側と参照側に分割する。ここで光ファイバ中の偏光ズレを防ぐための偏波面コントローラを両側に入れてある。サンプル側ではガルバノスキャナを介して、対物レンズ($f=30\text{ mm}$)により絞られた光が、サンプルへ照射される。参照側では分散補償のためレンズを配置し、参照ミラーへ照射される。参照ミラーから反射した光は参照光、サンプルからの後方散乱光は信号光となる。これら 2つの光はサーキュレータを介して回折格子(600 本/mm)で分光されてラインカメラ(SUI Goodrich Corp, SUI1024-LDH-1.7RT-0500/LC, 1024pixels, 46.9klines/s,)で干渉信号を検出する。

さらに図 1(b)に示すようなリングアクチュエータによる圧迫機構を備えた計測プローブを作成し、弾性画像の計測法を検討する。

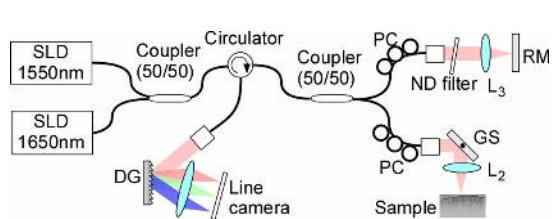


図 1(a) 1.6 μm 帯 FD-OCT の実験系

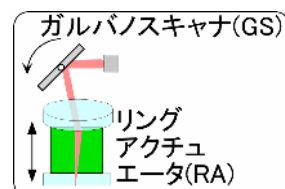


図 1(b) 計測プローブ

4. 研究成果

(1) 1.6 μm 帯 FD-OCT による生体計測
 プローブ光を 44Hz で走査し、ヒト指(腹側)の OCT 画像(512 \times 1024pixels, 44fps)を測定した(図 2)。取得した画像において皮膚の表皮、真皮、汗腺が確認できた。光軸方向分解能は 15.38 μm 、横方向分解能は 31.25 μm 、検出感度は光路差 1200 μm で 89.39dB となった。従来の波長域 1.3 μm 帯と同程度の画像が計測された。

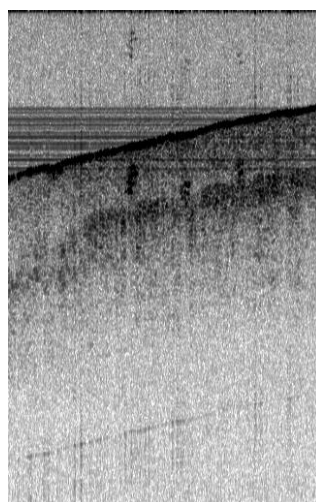


図 2 ヒト指(腹側)の OCT 画像

(2) GPU を用いた部分的メディアンを用いた固定パターンノイズ除去法の開発

固定パターンノイズ除去は、予め参照アームのみのスペクトルを記録するか、実際の測定データからスペクトル平均を求めるかいずれかの方法で参照光スペクトルを生成し、測定データから差し引くことで実行できる。平均スペクトルは、追加の測定を必要とせず取得することができるが、生体組織の表面付近では、空気との大きな屈折率の差のため

OCT 画像の横方向へのアーチファクトが出てしまう。従来の平均スペクトル差分の欠点を避けるために、メディアン(中央値)を減算する信号処理法を提案されている。メディアンはソート処理された中央の値から求められ、一般にソート処理は多くの計算と時間を消費することが知られている。

そこで本研究では、ソート処理を GPU で実行し、部分的にメディアン差分を用いる固定パターンノイズ除去法を開発し、OCT 画像のリアルタイム表示を実現した。平均スペクトル差分で発生するアーチファクトはサンプルの表面付近に現れるという事実に基づいて、この表面をフーリエ変換されたデータの横方向における標準偏差から求めた後、得られた表面のみでソート処理を実行した。そして得られた表面ではメディアンをその他の領域では平均値を差し引いた。46.9 kHz で動作するラインスキャンカメラによって測定された OCT 画像(深さ 512×横 1024 画素)において、メディアンを求める計算の数が、256 回以下であれば、OCT 画像がリアルタイムで表示することができた。図 3 は、平均スペクトル差分を用いた指先の OCT 画像(a) と部分的メディアン差分を用いた指先の OCT 画像(b)である。表面付近のアーチファクトが低減されていることが確認できる

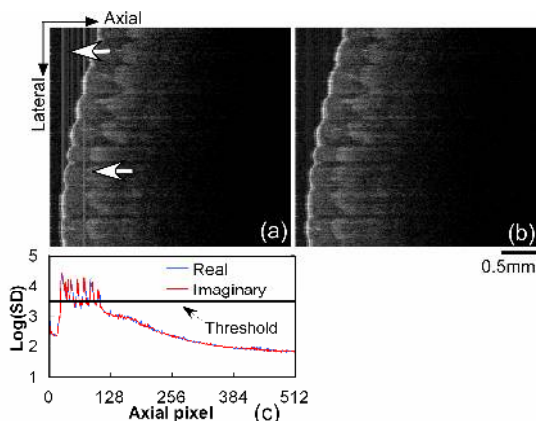


図 3 指先の OCT 画像 (a) 平均スペクトル差分と(b) 部分的メディアン差分. (c) フーリエ変換データの実部と虚数部の標準偏差

(3) OCT エラストグラフィ

リングアクチュエータを用いて、試料に微小な振動を与え、OCT 画像を測定した。図 4(a)は、振動を与えていない指先の OCT 画像、図 4(b)は、4.1kHz で振動をくわえた OCT 画像である。画像のコントラストが向上しているのが確認できた。また図 4(c)は、5.1kHz で振動をくわえた OCT 画像で図 4(b)よりコントラストが低下していることが分かる。

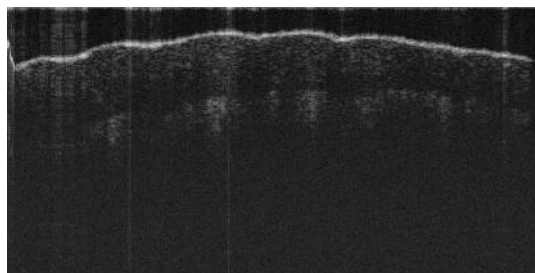


図 4 (a) 指先の OCT 画像 振動なし

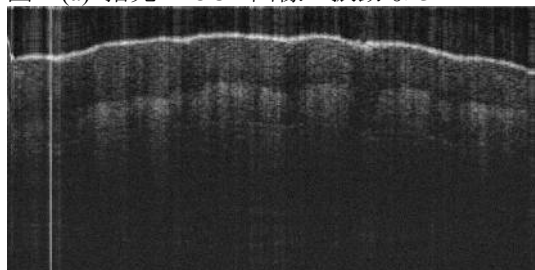


図 4 (b) 指先の OCT 画像 4.1kHz で振動

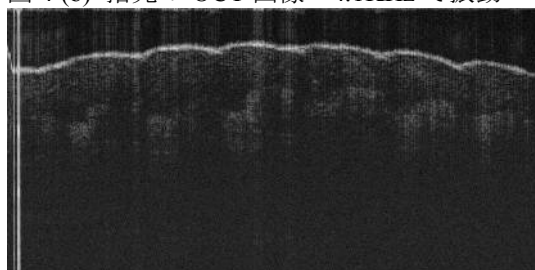


図 4 (c) 指先の OCT 画像 5.1kHz で振動

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

1. Yuuki Watanabe, "Real time processing of Fourier domain OCT with fixed-pattern noise removal by partial median subtraction using a graphics processing unit," J. Biomed. Opt Vol. 17, No. 5 050503 (2012) (査読有)

[学会発表] (計 8 件)

1. 渡部裕輝, "部分的メディアン差分による固定パターンノイズ除去を用いた GPU-FD-OCT の開発", 日本光学会年次学術講演会 Optics & Photonics Japan 2012, 24aA3 (2012.10.24)
2. 沼沢 拓, 神山 乃, 渡部 裕輝, "GPU を用いたリアルタイムドップラーOCT の開発", 日本光学会年次学術講演会 Optics & Photonics Japan 2012, 24aA4 (2012.10.24)
3. 青島健児, 長谷川晴之, 渡部裕輝, "GPU による高速・高精度 FD-OCT 画像化に関する研究", 平成 23 年度第 8 回情報処理学会東北支部研究会 11-8-A1-5

- (2012.3.9)
4. 渡部裕輝, "GPU を用いた FD-OCT 高速処理技術の開発", レーザー学会学術講演会第 32 回年次大会 30pIV-2 (2012.1.31) (招待講演)
 5. Yuuki Watanabe and Dai Kamiyama, "Megahertz processing rate for Fourier domain optical coherence tomography using a graphics processing unit " SPIE Photonics West, Biomedical Optics 8213-108 (2012.1.22) (アメリカ)
 6. Yuuki Watanabe, "Real-time display of full-range Fourier domain optical coherence tomography image using GPU programming," Asia and Pacific Rim Symposium on Optical Coherence Tomography (APSOCT 2011) (2011.11.12) (Invited talk)(台湾)
 7. 長谷川晴之, 前野星矢, 渡部裕輝, "角度合成によるスペクトル低減のための高速・並列検出 SD-OCT システム," 第 72 回応用物理学会学術講演会 2p-B5 (2011.9.2)
 8. 神山 乃, 前野星矢, 青島健児, 渡部裕輝, "リアルタイム・フルレンジ FD-OCT における GPU 処理の最適化," 第 72 回応用物理学会学術講演会 2p-B6 (2011.9.2)

6. 研究組織

(1)研究代表者

渡部 裕輝 (WATANABE YUUKI)

山形大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号：00333328