

分散媒質の光干渉断層撮影における深さ分解能の向上

1150132 岩下小林研究室 藤本 貴紀

1. 研究背景・目的

光干渉断層撮影(OCT)は、非侵襲的に生体の精密断層像を得ることができる医療撮影技術である[1]。OCTでは水やヘモグロビンに吸収・散乱されにくく、生体組織をよく透過する近赤外領域の広帯域光源を利用して、白色干渉計の原理に基づき断層撮影を行う。しかし、屈折率に波長依存性のある分散媒質に対してOCTを行うと、深さ分解能が低下することが知られている。そこで、本研究ではOCTの分散媒質による深さ分解能の低下を計算処理により改善することを目的とし実験を行う。

2. OCTの原理

OCTの原理を図1に示す。時間周期的に波長を変化させる波長掃引光源から出た光を2つの経路に分け、片方は断層画像を取得する測定対象、もう片方は固定したミラーで反射させる。双方から返ってきた光を合波して、光検出器(PD)を使って波長毎の干渉信号を計測する。干渉信号は反射面の位置に対応した一定の周期を持つ。このデータをフーリエ変換すると反射面に対応した位置にピーク値が現れる。複数の反射面に対してそれぞれの位置をピーク値の場所から推定することで生体の断面の情報が取得できる。この時の深さ分解能は光源の波長幅に比例する。

しかし、分散媒質内では屈折率に波長依存性があるため反射面に対応する干渉信号の周期が一定でなくフーリエ変換のピーク波形が太くなるため深さ分解能が低下する。本研究ではこの分散による深さ分解能の低下を計算処理を行うことにより改善する。

3. 実験構成・結果

図1に実験系を示す。光源として波長掃引光源(中心波長1547.5nm、波長幅 $\Delta\lambda=77\text{nm}$)を使用し、分散媒質にはZnSe(厚さ $d=245\text{mm}$ 、分散 $\text{GVD}=500(\text{fs})^2/\text{mm}$)を用い、これを測定対象として挿入して干渉信号を測定する。また比較のため分散媒質なしの場合も測定する。

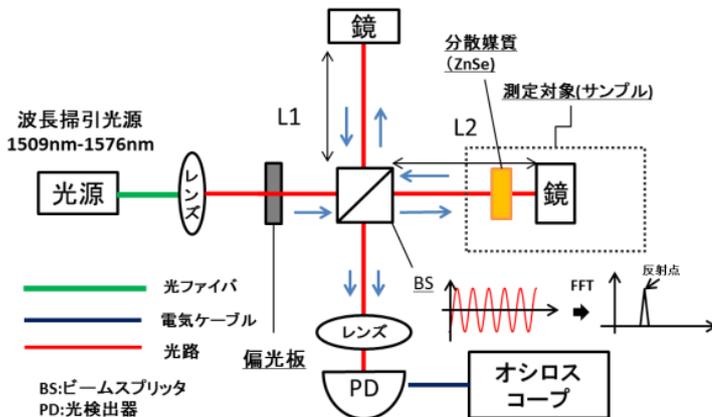


図1 実験系

このデータを用い、図2のような計算処理を行う。原理

として分散により周波数に比例して遅延時間が広がったデータとは逆のマイナスの周波数で広がったデータを掛け合わせることで、周期を一定にして分散消去を行う。

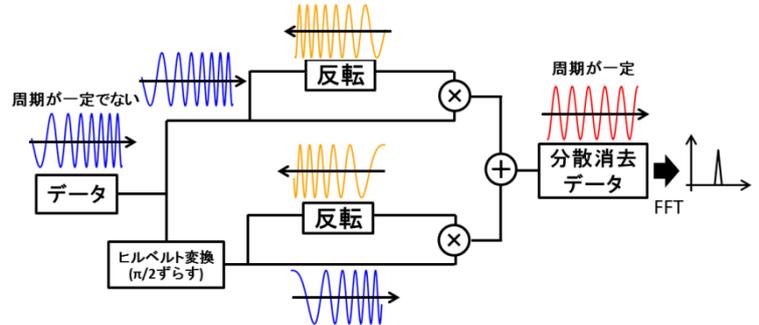


図2 分散消去計算処理

図3に実験結果を示す。分散媒質なしの分解能は $82.11\mu\text{m}$ で分散媒質ありでは $289.47\mu\text{m}$ に低下し、3.53倍に分解能が低下した。計算処理を行うと $107.67\mu\text{m}$ となり、計算処理を行うことにより分解能が向上したことがわかる。

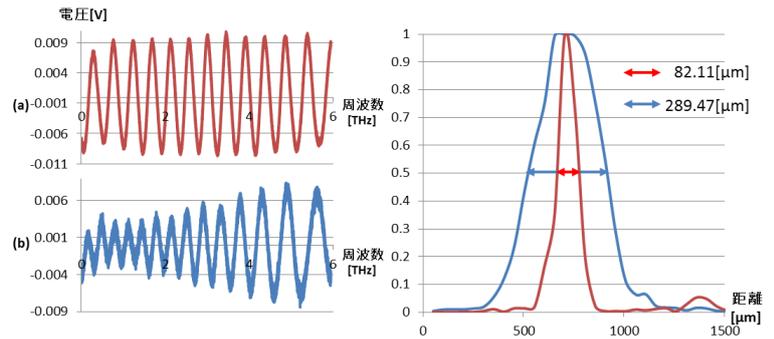


図3 (a)分散なし (b)分散あり (c)分解能比較

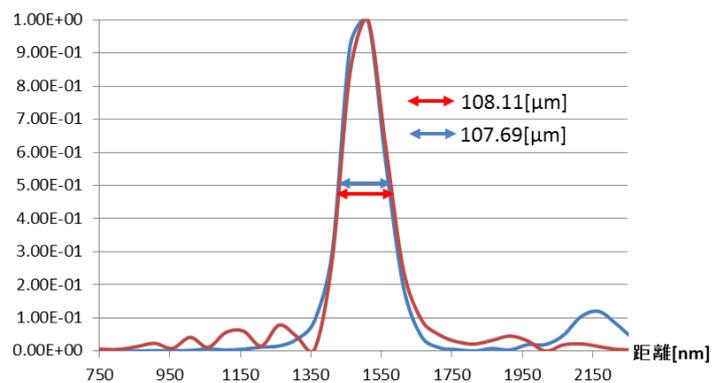


図3 比較

4. まとめと今後の予定

計算処理により分解能を向上することができた。今後は複数反射時の分散消去を行う。

参考文献

[1]<http://www.cntp.t.u-tokyo.ac.jp/oct/research/principle.html>