

[B28]光トポグラフィ装置の応用

機械制御工学科 山田研究室

9 8 2 3 0 2 3 中屋敷 勇介

1 緒言

近年、無侵襲の脳機能計測法において、種々の優れた脳機能イメージング法の出現により、脳機能に関する研究は飛躍的に進歩した。しかし、これらの方法による計測では、長時間にわたって体動が制限され、また測定環境が被検者の不安感や緊張感を招くことがあり、小児などでは検査の協力を得ることがしばしば困難である。一方、新しい脳機能イメージング法として近赤外分光法を利用した光トポグラフィは上記の計測法に比べ、空間分解能や脳深部計測などで及ばないものの、特殊な検査室を必要とせず、被検者を拘束することなく自然な状態で測定を行うことができる無侵襲計測法である。

2 研究の目的

光トポグラフィは計測の際、頭部に計測装置を装着するが、その際に毛髪によって光が遮られ計測ができないこともある。本研究は毛髪が頭部での光計測の際にどのような影響を与えるかを定量的に調べること。また昨年の研究結果より検出光量の低下と共に光学特性値の低下も見られたが⁽¹⁾、その原因についての説明が目的である。

3 近赤外分光法と時間分解計測法

近赤外光(700~3000nm)は生体組織に対し比較的高い透過性を有する。近赤外領域を用いた生体の計測では、主に酸素化ヘモグロビン(oxy-Hb)及び脱酸素化ヘモグロビン(deoxy-Hb)が計測対象の物質である。oxy-Hb及びdeoxy-Hbのモル吸光係数の分光スペクトルは異なるため、生体に対する近赤外光の透過率(または反射率)を分光的に計測すれば、各Hb濃度やその濃度変化を求めることができる。こういった方法を一般的に近赤外分光法という。

近赤外分光法の測定手法としては主に連続光による計測法と時間分解計測法の2種類の計測法がある。連続光型は長時間にわたリアルタイムで測定できるが、光路長や光学特性値を求めることができないので変化の絶対値を求めることができない。一方、時間分解計測法ではリアルタイムの測定は難しいが、平均光路長や光学特性値を求めることができ定量化が可能になる。本研究では光計測の際の外的影響を調べることが主にあるため、時間分解計測法を用いた。

時間分解計測法ではピコ秒オーダーの極短パルス光を照射し、ピコ秒オーダーの時間分解能を持つ光検出器により生体を伝播したパルス光を検出する。図1はパルス光を

生体に照射し検出された光の時間に対する強度分布を示している。比較的散乱を受けなかった光子は早い時間成分になり、散乱を強く受けた光子は遅い時間成分となる。

一様な半無限媒体に入射した極短パルス光の反射光強度は、時間依存の光拡散方程式の解析解より式(1)で与えられる。

$$F(t) = \frac{(4\pi Dct)^{\frac{3}{2}}}{2} t^{-\frac{5}{2}} \exp(-\mu_a ct) \left\{ Z_0 \exp\left(-\frac{Z_0^2 + d^2}{4Dct}\right) + Z_p \exp\left(-\frac{Z_p^2 + d^2}{4Dct}\right) \right\} \dots \dots (1)$$

ここで F は反射光強度、 t はパルス光入射時からの時間、 c は媒体中の光速、 $D=(3\mu_s')^{-1}$ は拡散係数、 μ_s' は等価散乱係数、 μ_a は吸収係数、 $Z_0=(\mu_s')^{-1}$ はパルス光が最初に散乱される深さ、 d は入射・検出点間距離である。実験で得られた時間分解波形と式(1)との誤差が最小になるようにフィッティングする計算により一様と仮定した生体組織の光学特性値、 μ_s' と μ_a を求めることができる。

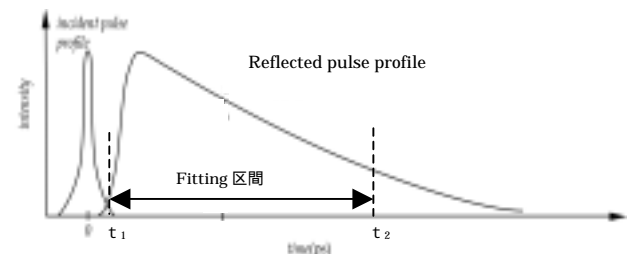


図1 時間分解計測で得られる検出光強度分布

次に時間分解計測装置の概要を述べる。この装置は照射ライトガイドから760・800・830nmの3種類の波長で各々パルス幅100psの近赤外レーザー光が繰り返し周波数5MHzで発射され、受光ライトガイドで受ける光子の数をカウントして時間分解能が約50psで時間分解波形をとることができる。

照射・受光ライトガイドは直径約2.9mmで、照射ライトガイドは直径200μmの光ファイバー1本から光を照射し、受光ライトガイドは多数の光ファイバーから成る直径2.5mmのバンドルファイバーで受光する。

4 実験結果と考察

4 - 1 生体模擬試料を用いた計測実験

図2のようにライトガイドをファイバーホルダーに固定し、それを光学ベンチ上のXYZステージに固定した。一方、光学ベンチ上に固定した生体模擬試料(ジュラコン製ファントム)に実験試料の黒い毛髪、あるいは黒いビニルテープを水平に貼り付け、それぞれの影響を計測した。ライトガイドをファントムに接触させ、実験試料の上方から二つのライトガイドの距離を30mmに保ちながら同時に少しずつ下げ、照射ライトガイドは毛髪、受光ライトガイドは黒いビニルテープの上を通過させる。そのときの検出光強度の時間変化曲線と、式(1)とのフィッティングにより線形推定モデルを用いて μ_s' と μ_a を求めた。フィッティングの時間範囲(図1の t_1 から t_2)の取り方によって、得られる μ_s' と μ_a が異なることが推測された。特に、変化が急激な曲線の立ち上がりにおけるフィッティング開始時刻 t_1 が結果に与える影響が大きいことが予備的検討で分かっていたため、終了時刻 t_2 は7407psに固定し、 $t_1 = 229 \sim 528$ psの間で変化させて得られる μ_s' と μ_a に対する影響を調べた。

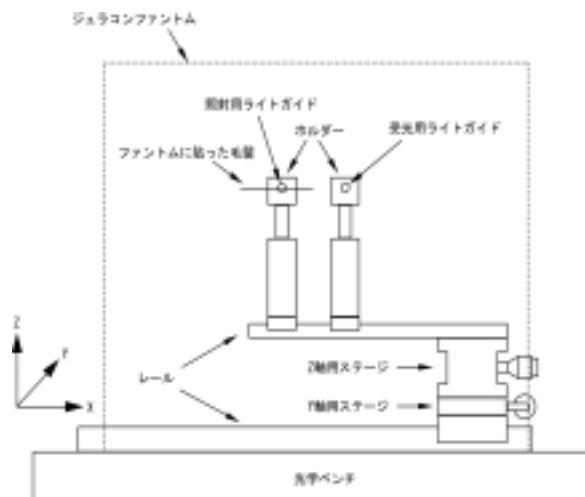


図2 実験装置の模式図

図3、4に直径107.2 μm の黒い毛髪に対する実験結果を示す。照射用ライトガイドの移動による検出光強度の変化を見ると、照射ファイバーに毛髪がかかっていくにしたがって検出光量は低下している。最大で約72%の低下が見られる。また、光学特性値の変化を見ると、フィッティング範囲に関わらず検出光量が低下すると共に値の低下が見られる。

黒いビニルテープの場合においても黒い毛髪での実験結果と同様、検出光量の低下と共にフィッティング範囲に関わらず光学特性値の低下が見られた。ただし二つの実験結果とも、フィッティング範囲を広くとる方が、振幅が小さく安定した結果が得られた。また同じ実験データであっても、フィッティング範囲を変えることによって光学特性値に差が生じることも実験よりわかった。

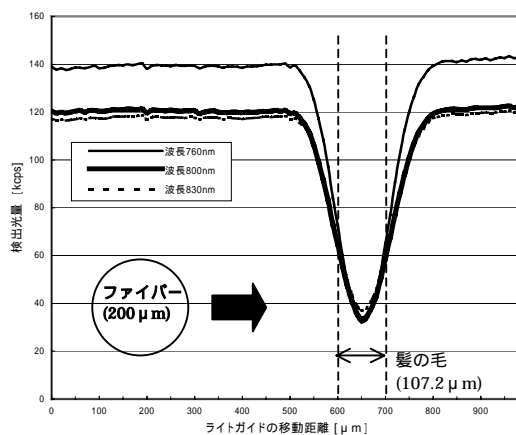


図3 黒い毛髪における検出光量の変化

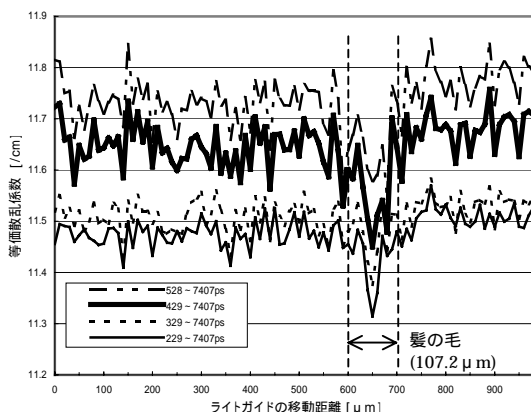


図4 黒い毛髪による等価散乱係数の変化 (波長800nm)

5 結論と今後の課題

照射ファイバーに毛髪がかかっていると照射された光の一部は毛髪に吸収され、吸収されずにジュラコンファントムに伝播した光は検出されるまでその他の影響を受けないので、得られる光学特性値はジュラコンファントムのそれと同一のはずである。しかし本研究では、フィッティング範囲を変化させても毛髪による光強度の低下と共に光学特性値も影響を受けて低下するという、昨年の研究と同じ結果となった。毛髪に限らず黒いビニルテープについても同様の結果となったことから、検出光量が光拡散方程式のフィッティング結果に影響している可能性が高い。

本研究は実験を主に進めてきたが、まず解析ソフトについて線形推定モデルが実際のフィッティングの良い近似であるか、妥当性の検証から始めるべきであったと考える。それが検証された上で、毛髪による光学特性値への影響を調べる必要がある。また頭部における光計測に際して、毛髪同様、毛根の影響についても調べる必要がある。

参考文献

- [1] 鈴木裕:平成13年度機械制御工学科卒業論文