# 平成 22-23 年度 学内グラント終了時報告書

# Coherent Anti-Stokes Raman Scattering による

無侵襲血糖値モニターの研究

研究代表者 戸井田 昌宏(保健医療学部 医用生体工学科)

# 1. はじめに

生体を対象とした非侵襲的計測では,各種の物理 エネルギーの中で光は適応性が高い.一方で生体を生 きたままの状態(in vivo)で光計測しようとすると,生 体固有の困難な問題が存在する.

第一に散乱現象である. 散乱透過, 散乱反射した 光は, 伝播履歴情報と位置情報はほとんど保持され ないため, 定量化と画像化は著しく困難である.

第二は生体内在物質による妨害の問題である.生体内の特定分子を識別するには分光計測(蛍光,振動吸収)が有力であるが,生体内在物質には紫外~可視吸収をもつ蛍光物質が多種存在しアーティファクトの原因となる.このため目的物質固有の信号の弁別が困難である.

さらに第三は波長のミスマッチの問題である.生体分子はC-C, C-H, C-O等のband吸収で特定可能であるが,これら振動吸収の波長帯は赤外域である. 生体は約70%が水であり,水の吸収は赤外域では大きく生体深部の振動分光計測を妨げる.一方で生体は0.7 µm ~ 1.2 µmの波長域は透過性が良く生体の光学的窓とも呼ばれている.このように生体を生きたままの状態で光計測する際,計測対象物の光特性とプローブ波長のミスマッチが生体内部の情報取得を困難にしている.これらが生体光計測の隘路となっている.

# 2. 研究の目的

本研究は上記生体光計測の隘路打破を目的とする.

目的物質からの信号を種々雑多な妨害信号から弁 別するには、目的物質固有の信号が得られる赤外振 動分光法が有力であるが、これでは生体内部情報を 取得できない.生体内部の情報取得には生体透過性に 優れた近赤外光をプローブとしたい.この生体の分 光情報の取得における生体の光特性とプローブ波長 の不整合の解決には、プローブ光として近赤外光を 使い赤外振動モードの情報を近赤外光で捉えられる CARS (Coherent Anti-Stokes Raman Scattering)が有 望と考えている.これまでのOCT研究から生体組織 2~3 mm 程度の深部画像計測が可能なことが実証で きている<sup>1,2)</sup>.このことは、生体組織深度3 mm 程度か らの散乱反射光にはコヒーレンシーが残存しているこ との傍証でもある.このことから、散乱を伴う生体組 織を対象として、励起光・プローブ光に近赤外波長を 用いたCARSが適応可能との着想に至った.

一方医療ニーズをみると、血糖計測の非侵襲連続モ ニタリングが周術期の血糖管理、糖尿病患者管理から 強く望まれている.しかし非侵襲血糖計測はこの30年 来世界中で試みられているが、未だ実用に至ってい ない<sup>3</sup>.ニーズとシーズの間に大きなギャップがある のが非侵襲血糖計測分野である.

上記生体光計測の隘路を打破する全体構想の中で、 本研究グラント期間では、非侵襲血糖計測を出口とし て、CARS 技術の可能性検証を進めるための基本実験 系を構築する.

#### 3. 研究の方法

# (1) 近赤外光励起ラマン分光分析装置の開発

近赤外光励起によるグルコース水溶液からのストー クスラマン信号およびアンチストークスラマン信号を 検出するための励起光学系および回転楕円体集光器か ら構成されるラマン励起測定部を設計・試作した.

設計・試作したラマン励起測定部の概要を図1に 示す.また回転楕円体集光鏡を図2に示す.

回転楕円体集光器の第1焦点にグルコース水溶液 を満たした石英球セルを配置し、石英球セル中心に Q-SW Nd:YAGレーザー光を集光レンズによる集束 する.集束点から発生するラマン散乱光は回転楕円 体集光器の第2焦点に集められる.第2焦点に集光 されたラマン散乱光は第2焦点を焦点にしたアクロマ ティックコンデンサレンズペアで集束され、ビーム径



図1. ラマン励起測定部の概要.

縮小レンズへ導光され,細径平行ビームに変換され, シリンドリカルレンズにより,後段の分光器へ導光 される.

分光器はダブルモノクロメーターを用い,分光器 出射スリット部に光ファイバー導光部を設け,光 ファイバーを介して光検出器ヘラマン散乱光を導光 する.光検出器からの出力はロックインアンプへ入力 される.またQ-SWモニター信号(TTL)をロックイン アンプの参照信号とした.ロックインアンプおよび分 光器のモーターはPCで制御した.

試作したラマン励起測定部および分光解析部を 用いて、グルコース水溶液からのラマン散乱光を 分光解析した.またグルコース水溶液の濃度変化に対 する、グルコース分子のC-O伸縮振動モードに対応 したスペクトル成分の変化を評価した.

# (2)CARS実験システムの開発

既設のn秒Q-SW Nd:YAGレーザーとそのTHGを 励起光としたOPO (Optical Parametric Oscillator)を 用いたCARS実験系を構築した.図3にその実験概要 図を示す.

Q-SW Nd:YAG/THGレーザーから基本波 1064 nm 光を取り出しCARS 励起のポンプ光とした.また Nd:YAG/THG 励起のOPOからアイドラー光として 1210 nm 光を取り出しストークス光とした.ポンプ光 は光遅延器を通してダイクロイックミラー上でストー クス光と重畳される.ポンプ光とストークス光は光遅 延器の調整によりタイミングを合わせる.タイミング の揃ったポンプ光とストークス光はCARS 励起・検出 系へプリズムミラーにより導入され,ダイクロイッ クミラーと近赤外用対物レンズ(×20)により,グル コース粉末試料に照射される.位相整合条件を満たす 方向に放射されるアンチストークス光はグルコース 粉末試料により散乱され,再び対物レンズにより集光 されダイクロイックミラーを透過し,ポンプ光および ストークス光などの迷光をカットしアンチストークス 光を透過するバンドパスフィルターを介して光検出器



図 2. 試作した回転楕円反射鏡(1/2)

により検出される. なおCARS 励起・検出系内の切り 替えミラーおよびCCDによりポンプ光とストークス 光と試料とのフォカス調整がモニターを通して確認で きる構成となっている.

このCARS実験システムにおいて、ポンプ光パルス のエネルギーを変化させた時のCARS 信号強度を測定 した.

# 4. 研究成果

#### (1) 近赤外光励起グルコース水溶液ラマン散乱分光

試作・開発したラマン励起測定部および分光解析 部を用いて、グルコース水溶液からのラマン散乱光を 分光解析した.励起はQ-SW Nd:YAGレーザーの基本 波 1064 nm 光を用い,石英球セル中の1 molグルコー ス水溶液に励起レーザー集光レンズf = 75 mmで集 光した.レーザーエネルギーは50 mJ/P,繰り返しは 10 ppsとした.またロックインアンプの時定数は1 sec とした.その結果を図4に示す.

波長 920 nm ~ 1100 nmのアンチストークス側の 結果を示している.図中に矢印し示したスペクトル は 1064 nmは励起レーザー,1009 nm (493 cm<sup>-1</sup>) ~ 1016 nm (444 cm<sup>-1</sup>)を含むスペクトル帯はグルコース の骨格振動モードに対応したスペクトルである.また 940 nm (1200 cm<sup>-1</sup>) ~ 950 nm (1100 cm<sup>-1</sup>)帯はC-O 伸縮振動モードに対応したスペクトルである.

雑音スペクトルはあるものの, グルコースの指紋



図 3. CARS実験システム概要図.



図 4.1064 nm 励起による1 mol グルコース水溶液からのアンチストークスラマン光の分光 スペクトル.励起光エネルギー:50 mJ/P×10PPS,時定数:1 sec.

スペクトルである,骨格振動モードならびにC-O伸縮 振動モードに対応したスペクトルが確認できる.

次にラマン励起測定部のノッチフィルターを 950 nm 中心波長, FWHM10 ± 2 nmのバンドパス フィルターに替え, バンドパスフィルター直後の光 検出器を配置し, グルコース水溶液の濃度を変化 (50 ~ 1800 mg/dl)させて, 950 nm 帯のアンチス トークスラマン光の強度を測定した. 結果を図5に 示す.

グルコース濃度変化に対しアンチストークス光強度 が直線性を保持していることが確認できる.

#### (2)CARS信号測定

図3に示したCARS実験系により、グルコース粉 末を試料として、励起レーザーエネルギーに対する CARS信号の特性を評価した.図6にその結果を示す.

励起レーザーエネルギーの変化 (10 ~ 50 mJ/P) に 対しコヒーレントアンチストークス光強度が2 乗特性 を示していることが確認できる.

コヒーレントアンチストークス光強度は励起 レーザーパルス光とストークスパルス光のタイミン グに非常に鋭敏であるのは当然であるが、S/Nがパル スタイミングに対しても信号強度以上に鋭敏である



図 5. グルコース濃度変化に対する950 nm帯アンチストーク光の強度特性.



図 6. 励起レーザーエネルギーに対するコヒーレントアンチストークス光強度特性. ポンプ 光(1064 nm)エネルギー:10~50 mJ/P×10 PPS, ストークス光(1210 nm)エネルギー: 10 mJ/P×10 PPS, 時定数:1 sec.

ことが確認できた.この現象はCARS信号のS/Nが非 共鳴過程に律速されることを考えると,新たなCARS 信号の高S/N計測の可能性を示唆するものとして 興味深い.

# (3)まとめ

- ① 既設設備(レーザ, OPO, 分光器)を活用し, ラマン 分光の基本的計測・解析系を開発・整備した.
- ② これによりグルコース水溶液のアンチストークス ラマンを分光計測した.
- ③ グルコース水溶液の濃度変化に対し、C-O 伸縮振 動モードに対応した950 nm 帯アンチストークス光 強度が比例することを確認した.
- ④ グルコース粉末試料からのコヒーレントアンチストークス光を計測し、コヒーレントアンチストークス信号が励起光強度に対し2乗特性を示すことを確認した。

# 5. 主な発表論文等

# 〔産業財産権〕

© 2012 The Medical Society of Saitama Medical University

○出願状況(計 1件)

- 名称 :計測装置及び計測方法
- 発明者 : 戸井田昌宏
- 権利者 :学校法人埼玉医科大学
- 種 類 :特許
- 番号 : 特願2012-39854
- 出願年月日:2012/02/27
- 国内外の別:国内

#### 参考文献

- 戸井田昌宏.日本特許 3999437 光断層画像化装置, 富士フイルム 2007/8/17
- Toida M, Kawahara K. USP 7,542,145 Optical tomography method and optical tomography system. FUJIFILM Corporation (Tokyo, JP) 2009/6/2
- O Khalil. Review non-invasive glucose, measurement technologies: An update from 1999 to the dawn of the new millennium. Diabetes Technology & Therapeutics 2004;6(5)660-97.

http://www.saitama-med.ac.jp/jsms/