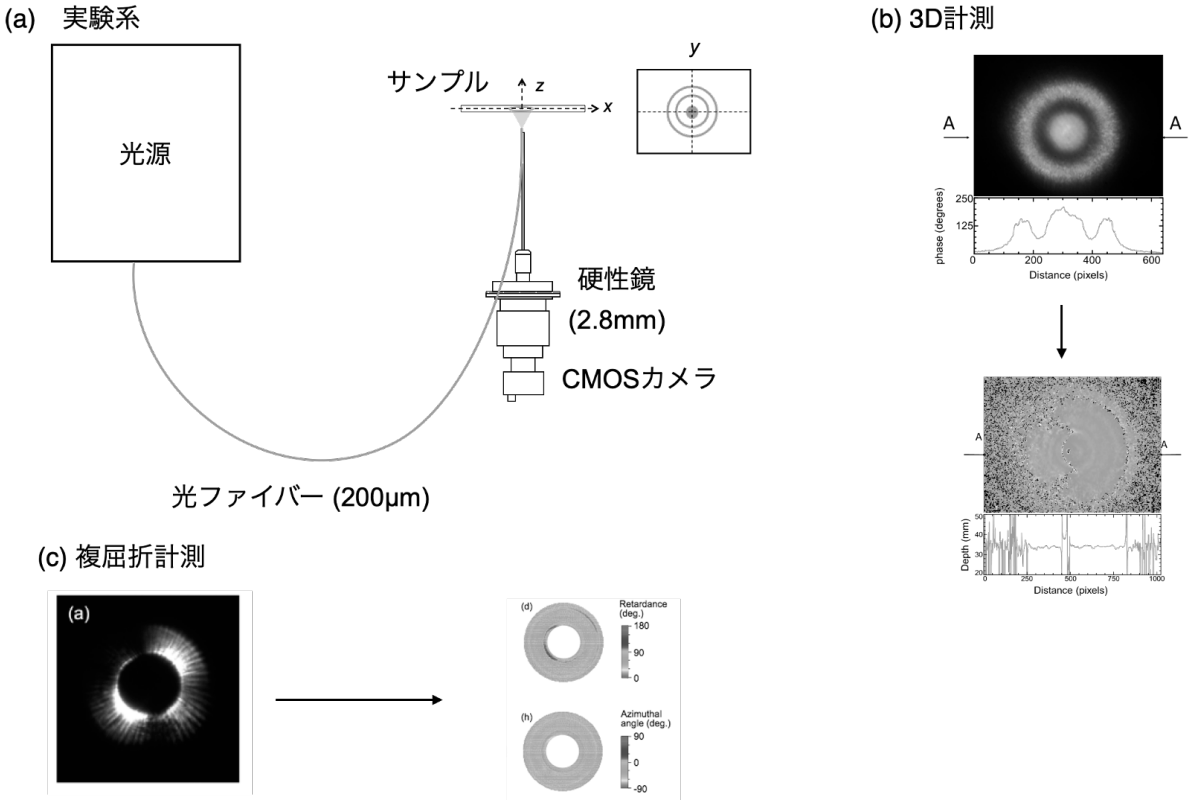
99　生体組織診断可能なロボット手術支援用3D内視鏡の開発	若山　俊隆

【目的】本研究では生体組織診断可能なロボット手術支援用の 3D 内視鏡の開発を目的とする。半導体レーザーを時空間に精密制御し、極細径の 0.2 mm 以下の光ファイバー型構造光高速投影制御を実現する。生体組織に照射されたカラーの光強度分布を赤、青、および緑色で分離できる CCD によってチャンネル毎に同時に撮像する。独自に開発したシングルショット偏光解析と 3 次元形状計測技術を用いてがん組織と周辺組織を精密に分離・登録する次世代ロボット支援手術の 3D 内視鏡の開発を目的としている。

【方法】生体組織診断可能な新しい 3D 内視鏡に必要な技術として構造光制御技術、3D 内視鏡の校正技術、および生体組織診断のためのシングルショット複屈折計測技術がある。これらの三つを本研究で研究開発し、それらの基礎特性を明らかにした。構造光制御技術は印加する電圧信号の振幅と周波数で構造そのものを制御できるようにした。その特性を位相分布で評価し、この位相分布から 3D 内視鏡の校正技術を開発した。さらにシングルショット複屈折計測を行うために我々が独自に開発してきた軸対称波長板による偏光変調法を導入した。

【結果】構造光制御によって±180°で位相制御が行えることになった。高さがあらかじめわかっている平面を用いて精度検定を行った結果、計測精度は±1 mm 程度となった。シングルショットマルチスペクトル複屈折計測では、軸対称な偏光変調によってサンプル内の複屈折分布をエンコードし、デコードすることが可能となった。これらの技術によって生体組織診断可能な 3D 内視鏡技術が揃ったので、今後、この研究をさらに発展させていく。

本研究の概要



99. 生体組織診断可能なロボット手術支援用 3D 内視鏡の開発

若山　俊隆

埼玉医科大学 保健医療学部 臨床工学科

Key words：構造光制御，3D 内視鏡，シングルショットマルチスペクトル複屈折計測

緒　言

遠隔治療を実現するロボット支援手術においては 3 次元空間座標としての精密な位置決めが必要不可欠とされている。ロボット支援手術の 3D ビジョンに使用されているステレオ視は、術者に奥行方向を認識させる手段としては有用であるが、実際に計測できる精度は 1 mm 程度であり、精度不足が指摘されている［1］。術前に撮影された X 線 CT データとのマッチングが可能な高精度 3D データを取得するためには構造光の投影が必要不可欠な状況である。その一方で、内視鏡手術の妨げにならない方法で構造光を投影することは容易ではない。構造光を投影するために内視鏡よりも太い構造光投影システムが必要であったり、構造光を内視鏡内に伝播させるためにはレンズ系が多数必要になり操作性を　低下させたりするという問題が重積している［2，3］。術者のために高解像度の画像も必要でありそれらのトレードオフを解決することが求まれている。さらに、深層部にあるがん組織を診断することは、医師がその場で観察できないため、極めて重要になる。とくに内視鏡的粘膜下層剥離術の高精度化には、血管新生を術中にイメージングし、がんの深達度の病理診断が重要であるが、これらを同時に実現する方法は皆無であり、早期開発が求められている。3D と偏光をハイブリッドにしてがんの 3 次元空間分布と術野の関係をデジタル化することは先端医療に必要不可欠である。

本研究では遠隔医療のための新しいビジョンシステムの開発を目的とする。半導体レーザーを時空間に精密制御し、極細径の 0.2 mm 以下の光ファイバー型構造光高速投影制御を実現する。生体組織に照射されたカラーの光強度分布を赤、青、および緑色で分離できる CCD によってチャンネル毎に同時に撮像する。独自に開発したシングルショット偏光解析と 3 次元形状計測技術を用いてがん組織と周辺組織を精密に分離・登録する次世代ロボット支援手術の 3D 内視鏡の開発を目的としている。

方　法

1. 構造光制御

直径 200 μm の光ファイバーに入射する光の条件を制御することによって光ファイバーから出射する構造光の制御を行った。制御方法として同心円状の構造光の縞数および位相は自作した構造光制御器に信号発生器で生じる電圧信号の周波数と位相を変調させた。構造光自体の光強度分布の精度を評価するために CMOS カメラで画像を取得して位相シフト法解析を用いた。

2. 3 次元内視鏡

硬性内視鏡に構造光を制御できる光ファイバーを設置することで 3 次元内視鏡を開発した。今回は、4 種類の構造光を投影した画像を取得することで 3 次元形状計測することを可能にした。カメラのフレームレートによって形状計測できる速度は制限されるが、30 frame／秒の CMOS カメラを用いた今回の場合、7.5 秒毎に三次元形状を計測することが可能になった。内視鏡が有するレンズの収差を独自に開発した方法でキャリブレーションした上で、形状計測の精度を確認するため、あらかじめ形状がわかっている平板を奥行方向に変化させて、その深さデータを取得し、これを評価した。

3. シングルショット複屈折計測

癌の新生血管成長による複屈折変化をシングルショットでマルチスペクトルの偏光分布として検出するために、独自で開発してきた軸対称波長板を用いて偏光変調を行った。この偏光変調は軸対称に偏光を直線偏光から楕円偏光そして円偏光と変化させることができる。この軸対称波長板は内部フレネル反射を用いているため、波長によらずほぼ一定の偏光変調を導入することができる。わずかに生じる複屈折位相差の誤差は今回の研究で独自にキャリブレーションする技術を開発した。使用した光源は共同研究者である宇都宮大学東口研究室が開発した超広帯域光源を使用し、波長400 nm から 1,000 nm に対して 3 つの波長（450 nm、550 nm、650 nm）で複屈折計測を行った。サンプルにはあらかじめ複屈折位相差の波長依存性がわかっているポリカーボネートを用いた。

結果および考察

1. 構造光の評価

独自に開発した構造光制御器に加える電圧信号の周波数を 1 kHz～8 kHz まで 1 kHz 毎に変化させた結果を図 1a～h に示す。構造光である同心円の形状が変化していくことが確認された。周波数を一定にして、電圧信号の位相を 90°毎に変化させると図 1i～l のように構造光が変化した。これを位相シフト法によって構造光の光強度分布の位相の空間分布を解析した結果が図 1m である。x - x 断面での位相分布を見ると±180°で折り返されているが、これは位相シフト法の解析範囲が±180°で折り畳まれることで生じるものである。

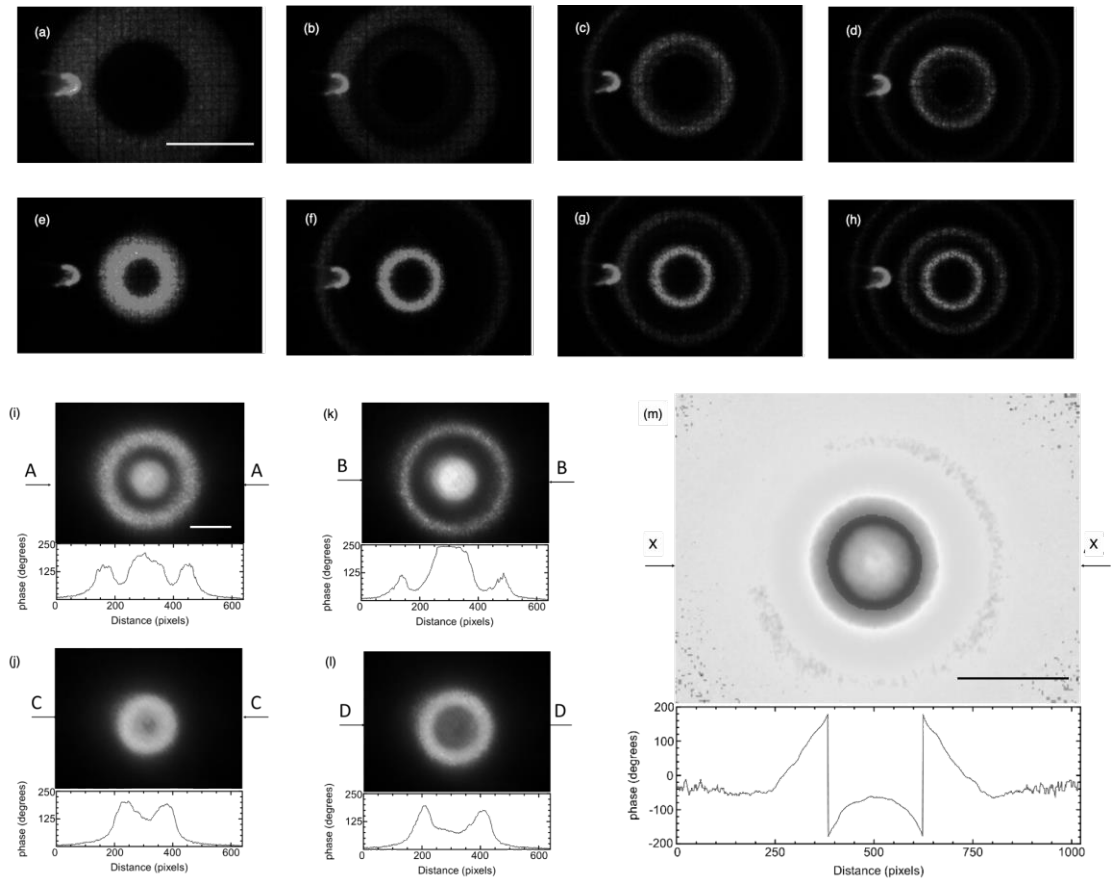


図 1. 構造光の制御

周波数を 1 kH～8 kH まで変調したときの光強度分布（a～h）、位相を 90°毎に変化させた光強度分布（i～l）、位相解析した結果（m）。スケールバーは全て 10 mm を表している。

この位相シフト法による結果から構造光照射面での構造光の位相分布が得られたことになる。今回は平面のサンプルを用いているが、平面と異なるサンプルを用いれば、その形状から位相分布に変化が生じる。

2. 3次元内視鏡による形状計測

これを計算することで形状が計測できる。図2は平面を高さ34 mm、39 mm、43mmに設置し形状計測を行った結果である。平面のばらつきが、構造光の位相シフトゆらぎの影響から最大±1 mm程度で生じているが、設定値と一致した結果が得られた。この結果から形状計測が実現できることが示唆された。

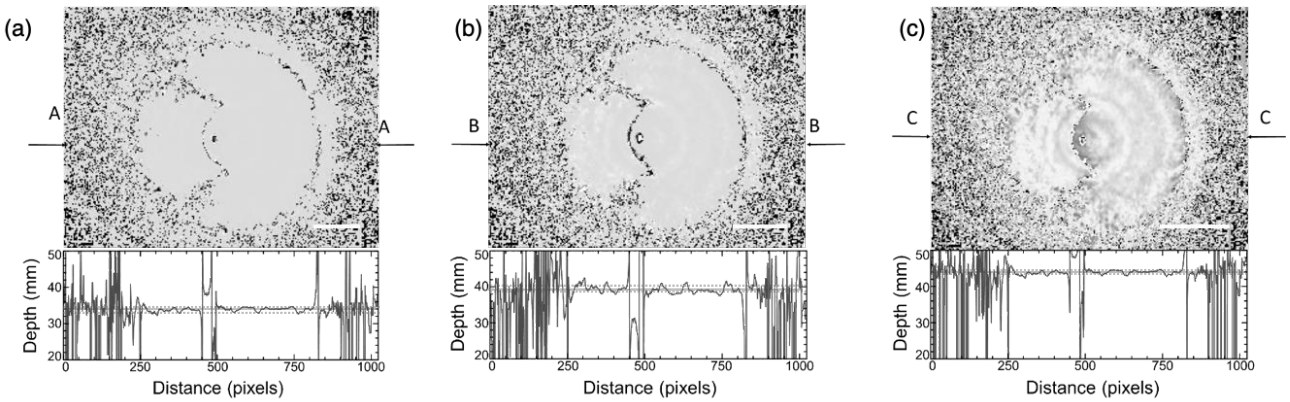


図2. 3次元内視鏡による形状計測の結果

z=34 mm（a）、39 mm（b）、43 mm（c）の位置にある平面の形状を計測した結果である。

3. シングルショットマルチスペクトル複屈折計測

図3aにシングルショットマルチスペクトル複屈折計測の光学系を示す。共同研究者の宇都宮大学東口研究室で開発された超広帯域レーザー光源を使用し、我々の独自技術であるベクトルビーム発生光学系で軸対称の偏光分布を有するベクトルビームに変換する。これをサンプルに照射し、サンプルの複屈折の情報は偏光変調される。これを偏光解析で複屈折情報を復元する。図3bは2次元検出器によって得られた光強度分布であり、軸対称に変化している。角度方向に光強度分布が変化しているが、そのときの振幅と位相には複屈折の情報、複屈折位相差Δと主軸方位φが含まれている。これをフーリエ空間（図3c）で分離して復元を行った。

今回はサンプルに複屈折位相差と主軸方位が制御された水晶の結晶を用いた。図4a～dはそれぞれ、超帯域光源、波長 450 nm、550 nm、650 nm の狭帯域干渉フィルタを用いて超広帯域レーザー光源から10 nmの半値幅でスペクトルが切り出されたサンプルの画像である。波長によってわずかに明暗の縞の傾きが異なっている。これを解析することで、図5を得た。図5a～dおよび図5e～hは超広帯域レーザー光源、波長450 nm、550 nm、650 nmにおける複屈折位相差と主軸方位を表している。複屈折位相差と主軸方位はほぼ均一となり、これは設定値とよく一致していた。この結果から本計測方法の有効性が示唆された。

この手法はシングルショットで複屈折分布をマルチスペクトルで取得することが可能となるため、本手法を3次元内視鏡に組み込むことで癌の毛細血管新生の検出が可能になると期待している。

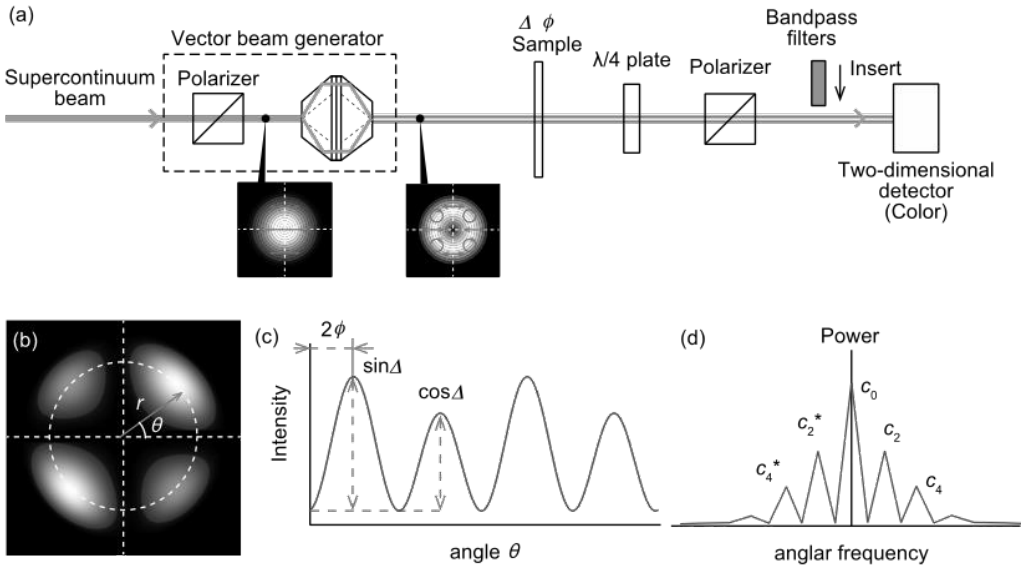


図 3. シングルショットマルチスペクトル複屈折計測

実験光学系（a）、光強度の 2 次元分布（計算結果）（b）、角度方向の光強度分布（c）、フーリエスペクトル（d）。

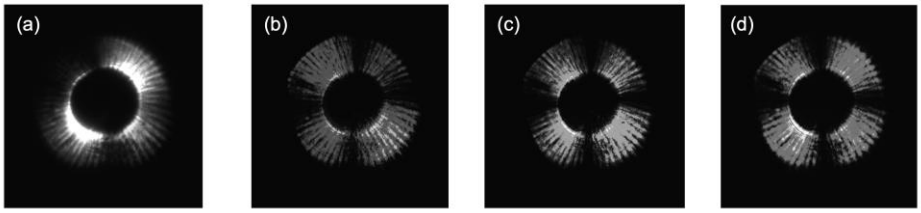


図 4. 光強度の 2 次元分布

超広帯域光源（半値幅 600 nm）、中心波長（a）、450 nm（半値幅 10 nm）（b）、550 nm（半値幅 10 nm）（c）、650 nm（半値幅 10 nm）（d）における光強度の 2 次元分布である。画像のサイズは 20 mm 角である。

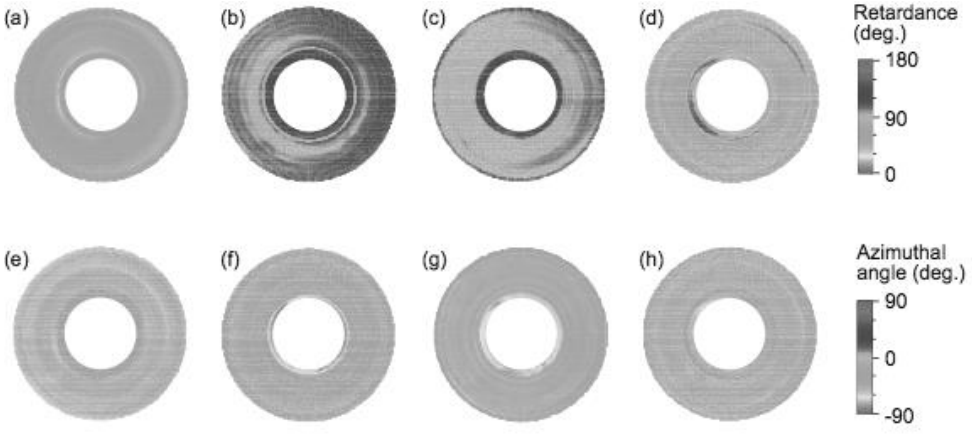


図 5. 複屈折の 2 次元分布

超広帯域光源（半値幅 600 nm）、中心波長（a、e）450 nm（半値幅 10 nm）（b、f）、550 nm（半値幅 10 nm）（c、g）、650 nm（半値幅 10 nm）（d、h）における複屈折位相差（a～d）と主軸方位（e～h）の 2 次元分布である。外側の直径は 10 mm である。

共同研究者・謝辞

本研究の共同研究者は、宇都宮大学工学部基盤工学科の東口武史教授である。研究を遂行する上で議論いただいたので感謝する。また、本研究の中でも三次元内視鏡は、埼玉医科大学保健医療学部臨床工学科 4 年生の吉松滉太君と樋口裕大君を中心に行われた。光学系の調整においては、本学大学院修士課程を修了された高橋優太氏にもご助言をいただいた。また、偏光解析技術の構築に関しては宇都宮大学東口研究室の庄司美咲さんを中心に実験が行われた。本研究は、COVID-19 の感染拡大防止の緊急事態宣言下において通常通りの研究時間を確保することが不可能であったにもかかわらず、吉松君と樋口君および庄司さんの精力的な協力があって達成された。最後に本研究を支援してくださった上原記念生命科学財団には深く感謝する。

文　献

1) 岡田義道, 小石毅, 牛木卓, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋, “腹腔内三次元復元を目的としたステレオ対応探索の高速化手法, Med. Imag. Tech. **25**, 389-398 (2007). https://doi.org/10.11409/mit.25.389

2) G. A. P. Escamilla, F. Kobayashi, Y. Otani, “Three-dimensional surface measurement based on the projected defocused pattern technique using imaging fiber optics,” Opt. Comm. **390**, 57-60 (2017). https://doi.org/10.1016/j.optcom.2016.12.057

3) R. Furukawa, M. Naito, D. Miyazaki, M. Baba, S. Hiura, Y. Sanomura, S. Tanaka, H. Kawasaki, “3D Endoscope System Using Asynchronously Blinking Grid Pattern Projection for HDR Image Synthesis,” Computer Assisted and Robotic Endoscopy and Clinical Image-Based Procedures, 16-28 (2017). DOI: 10.1007/978-3-319-67543-5_2