3D内視鏡光プローブ式精密測定方法の開発
(石英パイプ基準式内周面測定精度の評価)浅田 隆文^{*1}, 山崎 大志^{*2}Development of a 3-dimensional precision measuring method by optical endoscope
(Evaluation of measuring accuracy of inner wall based on quartz pipe surface)Takafumi ASADA^{*1} and Hiroshi YAMAZAKI^{*2}^{*1,*2} NAMIKI PRECISION JEWEL Co., Ltd AOMORI FC.

5-1 Koyashiki-zoe, Shimome-naisawa, Kuroishi-shi, Aomori 036-0539, Japan

Received: 19 October 2016; Revised: 1 April 2017; Accepted: 3 December 2017

Abstract

Newly developed 3D scanning optical endoscopic probe consists of ϕ 1.5mm quartz pipe and 2 micro motors that run inside and conduct helical 3D scanning. This research looks into the possibility of accurately measuring the inner wall of extremely small diameter object by combining 3D scanning endoscopic optical probe and OCT (optical coherence tomography). Conventionally, precision measurement of such extreme inner diameter size was not possible due to influence of what is called “fluctuation of light” and “mechanical run-out of the measuring instrument itself” in axial and radial direction. In the new method, the inner wall of quartz pipe is measured in advance by calibration work, and the inner wall of the object is measured based on the quartz pipe. Applying this method, we succeeded in measuring with standard variation $0.07\mu\text{m}(\sigma)$ repeatedly. This new method also features auto-correction of the incline angle between the optical probe and the measuring object by computing, which prevents setting error and variation.

Keywords : Optical measurement, OCT imaging, 3D scanning, Inner diameter, Inner wall, Metrology system, Scanning motor, Optical probe

1. 緒 言

コンピュータ用ディスクメモリー機器、電子写真機器等の回転主軸部に用いられる軸受等、小径で深穴を有する精密部品の測定には、直径 ϕ 2 mm以下の内周面を、繰返し再現性 $0.02\mu\text{m}(\sigma)$ (標準偏差) 以下の高い精度で、非接触で行える3D測定機が望まれている。光学的精密測定において、各種の高精度な測長方式が研究されており(秋本, 2016), (佐藤, 1987), 業界において、光学式距離センサおよび、光学式測定機の測長精度は十分に高く、その分解能と繰返し再現性は、それぞれ $0.001\mu\text{m}(\sigma)$ 以下の製品が既に複数登場している。しかしながら、光学式距離センサの基本課題として、いわゆる「光学測定原点の変動またはゆらぎ」が時間経過と環境変化により生じるという現象があり、これが高い繰返し再現性の実現を阻害している。また他方で、内周面の幾何学精度の測定を行う3D測定機においては、センサまたは、被測定物を機構的に回転及び直動させて測定する必要があるため、いわゆる「機械の母性原理」が高精度化の障害になり(清水, 高, 2015), 市場に供給される内周面の形状測定機の繰返し再現性は、 $0.2\mu\text{m} \sim 0.5\mu\text{m}(\sigma)$ が限界になっている。そこで、これらの課題解決に向け、非接触測定法において、いくつかの高精度化の取組みが行われている(秋山他, 1996), (遠藤他, 2003), (高他, 2002)。

また、細穴内周面の非接触観察に関し、医療用途では、先端にマイクロモータを1個組み込んで、近赤外線を回転放射する細径の光プローブに、OCT (optical coherence tomography) 式光学ユニットを組み合わせ、画像観察するための内視鏡が報告されている(佐藤, 2011), (Tearney et al., 1997), (Tsai et al., 2014), (Tsai et al., 2013). しかしこれらはいずれも、画像観察機用途に限定されていたため、「光学原点の変動」により測定値が変動し、また、走査機構部の回転軸が「機械振動と振れ」の影響を受け、測定値が大きく変動するものであった。

本研究における新開発の3D走査型内視鏡光プローブ(以降3D光プローブと称する)は、外径 $\phi 1.5\text{ mm}$ の透光性の石英製パイプ内に3D回転走査機構部を内蔵し、この機構部を回転および軸方向に駆動して3D走査させる $\phi 1.5\text{ mm}$ と $\phi 0.9\text{ mm}$ の2個のモータを設けている。この3D光プローブと、OCT光学ユニットを組合せることで、被測定物の細径内周面の3D計測を行う。また、本研究の測定方法は、被測定物の内周面に挿入する石英製パイプ内周面の寸法データを、事前に行うキャリブレーションで取得している。この石英製パイプを基準に被測定物の内周面の寸法を行う方法により、「光学原点の変動」と、走査機構部の「機械振動と振れ」の影響を解決し、 $0.07\mu\text{m}$ (σ) の繰返し測定再現性を達成した。またこの測定方法は、取込んだ3D計測データから、被測定物の内周面と、3D光プローブ間の傾斜角度をコンピュータで計算し、自動補正することで、被測定物のセッティング時の傾きによる測定値のばらつきについても同時に解消している。

2. 内面精密測定開発機のシステム構成

2・1 3D内視鏡光プローブの構成

本研究の3D内視鏡光プローブ式精密測定機(以降、測定機と称する)の「第1の特徴」は、新開発の3D光プローブにある。図1(a)は、その3D光プローブに組込む重要部品の1つで、外径寸法が $\phi 0.9\text{ mm}$ の回転走査用のモータの写真である。図1(b)はモータの構成部品であり、コイル、回転磁石、回転軸等と共に示している。モータ回転軸の外径は、 $\phi 0.2\text{ mm}$ であり、その中心に $\phi 0.125\text{ mm}$ の中空穴が空けられ、ここにOCT用の近赤外光を伝搬する光ファイバーを固定し、回転駆動している。

Fig.1 Micro motor Outer diameter of the motor inside the optical probe is $\phi 0.9\text{ mm}$, and the outer diameter of rotation shaft is $\phi 0.2\text{ mm}$. There is a hole in the center of the shaft through which an optical fiber is set, and the motor runs at approximately 900~ 3600 rpm.

3D光プローブは図2に示すように、透光性を有する石英製で外径 $\phi 1.5\text{ mm}$ の薄肉パイプを有し、その内部に、回転ミラーと回転レンズからなる回転走査機構部を内蔵している。第1モータ(最外径 $\phi 1.5\text{ mm}$)が小径のミラーを回転させることで近赤外光を360度全周方向に放射し、第2モータ(外径 $\phi 0.9\text{ mm}$)は、先端に集光レンズ(または回転プリズム)と、これを取り付けた光ファイバーを回転させ、軸方向に対する光線の放射角を変える役目を果たしている。3D計測を行うには、これら2個のモータを同期回転させ、例えば第1モータを900 rpm、第2モータを894 rpmに設定し、このようにわずかに回転数差を与えることで、回転ミラーと回転レンズに相対角度差が生まれ、光線の放射角が図中 $\theta_1 + \theta_2 = 28\text{ 度}$ ($\pm 14\text{ 度}$)の範囲内で順次変化し、ヘリカル形状の3D走査(この回転数差の場合1分間に6往復)が行われる。図3は3D光プローブの外観写真である。

Fig.2 3-dimensional optical probe The first micro motor (ϕ 1.5mm) rotates the miniature mirror, emitting near infrared in all 360 degree direction. The 2nd motor (ϕ 0.9mm) rotates a condensing lens (or prism) set at the tip of the shaft, changing the radiating beam angle in axial direction. By rotating these 2 motors at slightly different speed, rotation phase is created and radiating angle changes sequentially. Thus, helical 3D scanning is realized.

Fig.3 3D Scanning Probe. Outer diameter is ϕ 1.5 mm.

Fig.4 Correction of inclination. By calculating the incline and the amount of eccentricity from the acquired 3D data, auto-correction is conducted. Thus, accurate measurement of inner diameter becomes possible.

またこの3D光プローブは、プローブ自身または、被測定物を軸方向にスライドさせなくとも、一定位置から光線の放射角度を ± 14 度にスイープさせるため、被測定物の内径が $\phi 4\text{mm}$ の場合で軸線方向に約 1mm 、内径が $\phi 8\text{mm}$ の場合は軸線方向に約 2mm の範囲内で3D走査と計測が行える。そのため、被測定物の内径に光プローブが傾いて挿入されてしまった場合にも、図4に示すように、取得した3Dデータから、傾斜角度（3D計測した上端近傍と下端近傍の2つの円中心を結んで傾斜角： θ を求めるもの）と、偏心率（計測した円のデータから図心を求めるもの）を計算して自動補正した3Dデータを得ることができる。これにより操作性に優れたセッティングフリー測定と、繰返し再現性に優れた測定を可能にしている。このように2個のマイクロモータを光プローブ先端に内蔵した3D光プローブと、OCT光学ユニットを組み合わせることで、細径内周面の3D測定と、傾斜角度の自動補正が行えるようになり、繰返し再現性の改良を可能にしている。

2・2 石英製パイプ基準測定方式

本開発の精密測定機においても当初、3D光プローブに内蔵されたミラーを回転させる第1モータの、軸振れや振動は、測定データをばらつかせるという機械的課題（機械の母性原理によるもの）があった。加えて、OCT光学ユニットは、スタートアップから出力が安定化するまでに時間がかかると共に、周辺の温度変化による測長値の変動（測定原点の変動または光学系のゆらぎによるもの）が大きいという光学的課題を有していた。

そこで、これら課題解決のため、本開発の「第2の特徴」は、透光性の石英製パイプを基準に被測定物の内周面を計測することにある。図5に示すように、回転走査機構部を内蔵した石英製パイプを被測定物と共に非回転とし、内部の走査機構部を2個のモータで回転させる構造としている。この固定された石英製パイプの内周面の直径（ $C1$, $C2$ ）の3Dデータは、予めキャリブレーションを行い、コンピュータにデータを保存しておき、被測定物の内径値と、石英製パイプの径差（ $\Delta r1$, $\Delta r2$ ）を計測し、コンピュータ上で真の直径 D （ $D = \Delta r1 + C1 + C2 + \Delta r2$ ）を求めている。尚、石英製パイプの内周面の直径（ $C1$, $C2$ ）の3Dデータを収集するキャリブレーションは、内径寸法が既知なリングゲージを複数個準備し、これらを基準に行った。尚、内周面全体の3Dデータは、1枚当たりの情報量は $1020 \sim 5000$ ドット/面からなり、そのデータを75枚収集して1組の3Dデータをコンピュータ上で構成している。この測定方法により、機械的変動と、光学的変動の両方を同時に排除することができ、繰返し再現性が良い3D測定が可能になった。

Fig.5 Pipe based measuring method. The quartz pipe and the measuring object are fixed (no rotation), and the optical unit with mirror and prism are rotated by the motor. By measuring and computing the inner diameter gap of the quartz pipe and the measuring object, the actual inner shape of the object can be measured.

図6に示すように、OCT取得画像は、石英製の基準パイプ内周面と被測定物の内周面の3Dデータを同時に収集し、コンピュータ処理を行うことで、内側の基準パイプと、外側の被測定物の形状を二重画像として表示する。これらの画像データから、パイプを基準にした被測定物の3Dデータを求めている。

Fig.6 Double images of pipe and object.

2・3 OCT光学ユニット

本報に用いた光学ユニットの選定理由を説明する. 光干渉法には(天神林他, 1999), 共焦点法(水野, 2000), 位相検出法および時間周波数検出法(武田, 2016), 等の方法が紹介されている. 各種光干渉法の中で, OCT法は時間周波数検出法の一つであり, 近赤外線等の後方散乱光の干渉を利用することで, 内部構造をリアルタイムに可視化できる手段である(佐藤, 2011). また, 測定の基準とする石英パイプの内周面と被測定物の内周面を同時計測する断層観察性に優れるため, 本開発においてはOCTによる光計測法を採用した. また, 本開発の石英製パイプを基準に行う測定方法には, 一般的なSD-OCT, SS-OCTなどの光学ユニットが適用可能である(Fercher et al., 1995), (Huang et al., 1991).

本報で用いたOCT光学ユニットは, 図7に示すように, SLD光源(Super luminescent diode), 回折格子, 基準ミラー, ラインカメラ, レンズ類, 光ファイバー, 等から構成されている. 近赤外光線は3D光プローブを介して被測定物に照射され, その戻り光を光ファイバーで導き入れ, 分光したスペクトルをラインカメラで捉える. 図8に示すように収集したカメラデータを, コンピュータで演算処理して被測定物の形状および, 寸法のデジタルデータに変換し, さらに, 輪郭抽出, 極座標変換を行うことで, 例えば図6に示す二重画像や, 多数枚の内接円と外接円からなる内周面の3Dデータが構築される.

Fig.7 SD-OCT system. Near infrared is emitted to inner circumference of the object, and the reflection light is introduced by the optical fiber. The spectrum through the spectroscopy is captured by the line camera.

測定機用のOCT光学ユニットには, 画像解析用のOCT光学ユニット以上に分解能の高さについても要求される. そこで, 単に干渉縞の本数を数えるだけではなく, 干渉縞間に存在する真値を求める各種の測定原理

(佐藤, 1987) やアルゴリズムが公表されている. 本開発の測定機に用いたOCT光学ユニットにおいても, 高分解能化を進める為に, ゼロパディング法 (フーリエ変換で時間軸データの後にゼロを付けることで周波数分解能を高めるアルゴリズム), フィッティング法 (フーリエ変換後の複数のピークから2次微分法等で真のピーク位置を算出するアルゴリズム) 及び, 平均化法 (複数個または複数回取得したデータからノイズを除外後, 平均化するアルゴリズム) 等を順次導入している.

Fig.8 Line camera data. The data captured by the line camera will be computed and the digital dimensional data of the object's shape is achieved.

2・4 3D内視鏡光プローブ式内周面精密測定実験機

図9(a)は本報の研究で製作した実験機の外観写真であり, 右側は画像解析と装置の制御をおこなうコンピュータである. 図9(b)は測定チャンバー内の写真を示し, 3D光プローブ, 床振動の影響を緩和する除振器, および, 被測定物のZ軸昇降装置等が配置されている.

(a) Outline of inner wall metrology system

(b) Measuring chamber

Fig.9 Outline of 3D precision measuring experimental machine by optical endoscope.

3. 実験結果

3・1 パイプ基準式測定方法の効果

本研究テーマの内面測定方法の特徴は, 小径の石英製パイプを基準に, 被測定物の内周面を3D光プローブで計測することにある. 図10は内周面の1点の半径測定値を約4分毎に1データずつ (1データ当りの測定データ取り込み時間は0.33msec, 内蔵モータは非回転) 60分間測定した時間経過データを示している. この結果により, 従来のパイプ基準無しの計測方法から, 本報によるパイプ基準有りの計測方法に変えることで, OCT光学ユニットの測定原点の光学的変動等, 測定原点の時間変動が排除されることの有効性が確認できた.

Fig.10 Change of radius measuring data. It is proven that variation factors are eliminated by measuring based on the pipe as criteria. Conventional variation factors such as floor vibration and fluctuation of the measuring point of OCT optical unit are removed.

3・2 光プローブの温度制御機構とその効果

光プローブに内蔵する2個のマイクロモータには、微少なながら0.012ワットの発熱（コイルのジュール熱）があるため、長時間の連続回転を行う場合には、3D光プローブの外周温度は上昇してしまうことが懸念されていた。そこで測定中の温度上昇を防止し、測定温度を一定化することで、繰返し再現性を確保するための冷却機構を設けた。光プローブパイプ内に空冷経路を設け、外部の冷却ファンを吸引チューブで3D光プローブのパイプに接続し、図2に示す先端近傍の吸気ポート(Cooling Port)から空気を取り入れ、3D光プローブ全体を冷却する機構を採用している。図11に示すように、空冷を行わない場合は、モータケースが室温24.5℃に対して、4.5℃上昇（熱電対による表面温度計測法）し、被測定物（この場合はリングゲージ表面）も約1℃上昇していた。しかし60分後に冷却ファンを起動したところ、数分以内にモータ外周で室温比+0.5℃まで冷却されることが確認できた。図12は熱解析結果であり、周囲温度25℃に対する温度上昇は、モータケース外周面に4 m/secの空気の流れを作るとい条件を与えると、モータケース外周で+0.5℃、石英製パイプの温度上昇は+0.1℃、被測定物は+0.1℃未満となり、実験結果と同等の数値が示された。

Fig. 11 Change of surface temperature. Motor surface temperature was reduced to +0.5℃ when cooling the optical probe by cooling fan.

Fig.12 Thermal simulation data.

3・3 測定精度の検証

図13と図14は、本研究で製作した測定機を用いた測定データであり、内径測定値として、内周面1箇所当り1020点のデータからなる円周の平均径を求めたものである。その測定精度、即ち繰り返し再現性(σ)は、従来の測定法では、図13に示すように $2.1\mu\text{m}$ (σ)であった。この測定条件はリングゲージ内径を繰り返し測定、温度一定、床振動の除振器使用(倉敷化工製 MIN-450F)、光プローブの空冷はなし、内蔵第1モータ回転数900 rpmとしており、これは本測定機の標準条件である。一方、本開発による石英製パイプ基準の測定方法に変えることで、図14に示すように $0.07\mu\text{m}$ (σ) (図13と同一の測定条件)に高精度化することが確認できた。

Fig.13 Conventional distribution of measuring data. Measuring variability: $2.10\mu\text{m}$ (σ). Fig.14 Distribution of measuring data. Variation $0.07\mu\text{m}$ (σ) (measuring condition: data = 900, repeatedly measured inner diameter, temperature fixed.)

これらの結果により、従来のパイプ基準無しでの測定法から、パイプ基準有りでの計測方法に変えることの有効性が確認できた。これは、OCT光学ユニットの「測定原点の光学的変動」の影響が排除され、また、3D光プローブに内蔵する走査用マイクロモータの定常振れおよび、床振動等の「機械的な振動」の影響が排除された効果である。

3・4 石英製パイプの微振動量の評価

繰返し再現性 (σ) の向上には、測定の基準となる石英製パイプ自身の、3・2章に示した熱による寸法変化と共に、片持ち支持された石英製パイプ自身の振動量が影響する。石英製パイプは、内蔵する2個のモータの回転振動と床振動により、常に微振動を生じている。しかしながら、図15に示す、振動量の実測結果（測定機；KEYENCE 製 LS-9006D）により、本開発の測定実験機は、アクティブ除振台の上で計測を行っているため、モータ回転のON/OFFに関係なく石英製パイプの振動は図16に示すように $0.006\mu\text{m}$ 以下の微小量であることが判った。この数値は、開発する測定機の目標値である $0.020\mu\text{m}$ (σ) に比べ、許容可能なレベルであると判断できた。

Fig.15 Measuring method of vibration of optical probe.

Fig.16 Vibration of cantilevered optical probe. The standard pipe's vibration is less than $0.006\mu\text{m}$, and is proved acceptable.

3・5 今後の測定精度向上に向けて

測定精度（繰返し再現性： σ ）の目標値である $0.02\mu\text{m}$ 以下の達成に向けて、走査モータの軸振れの中で、再現性成分(RRO: repeatable run out)は、石英パイプ基準の測定方式により排除し解消できたと考えられる。しかしながら、図17に示す走査モータの回転軸の非再現振れ成分(NRRO: non repeatable run out)は、 $0.1\mu\text{m}$ 以上あることが分かった。このNRROは、周期性がなく、かつ振れ量がランダムに変化するため、本開発の測定機が用いている平均化ソフトウェア等を用いても軸振れを完全に除外することは困難である。そこで、走査モータの軸受にNRROの発生を極小にできる動圧溝付き軸受(Asada et al., 2002), (川端他, 995)を採用し、測定の高精度化を進めるよう計画している。

Fig.17 NRRO of scanning motor. We plan to achieve more accurate measurement by applying Hydrodynamic bearing and minimizing 1/2 frequency whirl.

4. 結 言

外径 $\phi 1.5$ mmの石英製パイプ内に2個のマイクロモータと、回転光学系を内蔵する新開発の3D光プローブとOCT光学ユニットを組合せ、被測定物の内周面と光プローブの石英製パイプを、OCTで同時に3D計測した。石英製パイプ面を基準に、被測定物内周面の3D形状データを取得することで、従来、問題であった「光学系のゆらぎ」による測定原点の変動と、回転走査モータの「振れ振動」の影響を排除できる、高精度な内周面の測定方法を開発し評価した。

石英製パイプを基準にしない従来の測定方法では測定繰返し再現性が、 $2.1 \mu\text{m}$ (σ)であったが、本測定方法を用いた場合の繰返し再現性は、 $0.07 \mu\text{m}$ (σ)であり1/10以下に改善され、本測定方式の有効性が確認された。

引き続き、最終目標である $0.02 \mu\text{m}$ (σ)以下を目指し、走査用マイクロモータの軸受性能改善、防振機構の改善を進め、合わせて高分解能化アルゴリズムについても最適化を進めることで、3D内視鏡光プローブ式内面測定機を完成させる予定である。

謝 辞

本研究の一部は、経済産業省による戦略的基盤技術高度化支援事業の助成により行われました。また、その技術成果の評価にご支援いただきましたアドバイザー企業の技術および生産技術責任者の方々、そして光学技術の指導をいただきました、産業技術総合研究所 電子光技術研究部門 光センシンググループの方々に感謝いたします。

文 献

- 秋本壮一, 3次元計測技術, 光応用技術シンポジウム資料集 Senspec2016, 精密工学会メカノフォニクス専門委員会版, (2016), pp.15-20.
- 秋山伸幸, 北野哲彦, 吉田昌弘, 藤本頼助, 幸平博喜, 福島忠男, 微小径深穴用光学式内径測定装置の開発, 精密工学会誌, Vol.62, No.4 (1996), pp.584-588.
- Asada, T., Itou, D. and Saitou, H., Design of hydrodynamic bearings for high-speed HDD, Journal of Micro system Technologies, Springer-Verlag, Vol.8, Issue2 (2002), pp.220-226.
- 遠藤勝幸, 高偉, 清野慧, マルチプローブ型円筒形状測定機の開発, 精密工学会誌, Vol.69, No.4 (2003), pp.507-511.
- Fercher, F. A., Hitzengerger, K. C., Kamp, G. and El-Zaiat, Y. S., Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry, Optics Communication, Vol.117 (1995), pp.43-48.

- 高偉, 佐藤栄一郎, 大沼孝真, 清野慧, 角度3点法による真円度と回転誤差測定に関する研究, 精密工学会誌, Vol.68, No.9 (2002), pp.1195-1199.
- Huang, D., Swanson, A., Lin P. C., Schuman, S. J., Stinson, G. W., Chang W., Hee, R. M., Flotte, T., Gregory, K., Puliafitto, A. C. and Fujimoto, G. J., Optical coherence tomography, Science, Vol.254 (1991), pp.1178-1181.
- 川端信義, 坂口洋之, 森真人, 微小すきま気体潤滑流れの数値解析に対する各種スキーム非定常直接解析, 日本機械学会論文集C編, Vol.61, No.586 (1995), pp.2541-2547.
- 水野均, 21世紀の内視鏡, 映像情報誌, Vol.32, No.22 (2000), pp.61-64.
- 佐藤壽芳, 超精密非接触表面形状測定法について, 生産研究, Vol.39, No.6 (1987), pp.201-208.
- 佐藤学, 内視鏡型光コヒーレンストモグラフィー, 日レ医誌, Vol.31, No.4 (2011), pp.413-419.
- 清水裕樹, 高偉, 知的なはかり方とは?精度を左右する計測アルゴリズム, 日本機械学会誌, Vol.118, No.1164, (2015), pp.668-671.
- 武田光夫, 3次元計測の基礎, 光応用技術シンポジウム資料集, 精密工学会メカノフォトンクス専門委員会版 (2016), pp.4-14.
- Tearney, J. G., Brezinski, E. M., Bouma, E. B., Boppart, A. S., Pitris C., Southern, F. J. and Fujimoto, G. J., In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography, Science, Vol.276 (1997), pp.2037-2039.
- 天神林孝二, 川添勝, 古川祐光, 光による直動体の真直度計測, センシングフォーラム第16回 (1999), pp.131-134.
- Tsai, T., Ahsen, O. O., Lee, H., Liang, K., Figueiredo, M., Tao, K. Y., Giacomelli, G. M., Potsaid, M. B., Jayaraman, V., Huang, Q., Cable, E. A., Fujimoto, G. J. and Mashimo, H., Endoscopic optical coherence angiography enables 3-Dimensional visualization of subsurface microvasculature, Gastroenterology 2014, Vol.147 (2014), pp.1219-1221.
- Tsai, T., Popsaid, B., Tao, Y. P., Jayaraman, V., Jiang, J., Heim, S. J. P., Kraus, F. M., Zhou, C., Hornengger, J., Mashimo, H., Cable, E. A. and Fujimoto, G. J., Ultrahigh speed endoscopic optical coherence tomography using micromotor imaging catheter and VCSEL technology, Biomedical Optics Express, Vol.4, No.7 (2013), pp.1119-1132.

References

- Akimoto, S., 3-Dimension measurement technology senspec2016, Mechphoto jspa, (2016), pp.15-20 (in Japanese).
- Akiyama, N., Kitano, A., Yoshida, M., Fujimoto, E., Kohira, H. and Fukushima, T., Development of optical measuring equipment for diameter of small and deep hole, Journal of the Japan Society for Precision Engineering, Vol.62, No.4 (1996), pp.584-588 (in Japanese).
- Asada, T., Itou, D. and Saitou, H., Design of hydrodynamic bearings for high-speed HDD, Journal of Micro system Technologies, Springer-Verlag, Vol.8, Issue2 (2002), pp.220-226.
- Endo, K., Gao, W. and Kiyono, S., Development of a cylindrical figure measuring instrument based on a new multi-method, Journal of the Japan Society for Precision Engineering, Vol.69, No.4 (2003), pp.507-511 (in Japanese).
- Fercher, F. A., Hitzengerger, K. C., Kamp, G. and El-Zaiat, Y. S., Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry, Optics Communication, Vol.117 (1995), pp.43-48.
- Gao, W., Sato, E., Ohnuma, T. and Kiyono, S., Roundness and spindle error measurement by angular three-probe method, Journal of the Japan Society for Precision Engineering (1st report), Vol.68, No.9 (2002), pp.1195-1199 (in Japanese).
- Huang, D., Swanson, A., Lin P. C., Schuman, S. J., Stinson, G. W., Chang W., Hee, R. M., Flotte, T., Gregory, K., Puliafitto, A. C. and Fujimoto, G. J., Optical coherence tomography, Science, Vol.254 (1991), pp.1178-1181.
- Kawabata, N., Sakaguchi, H. and Mori, M., Some schemes for gas-lubricated reynolds equation in the high-bearing-number region : Steady analysis, Transaction of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C, Vol.61, No.586 (1995), pp.2541-2547, (in Japanese).
- Mizuno, H., Endoscopic optical coherence tomography, Eizo-Jyohou-Shi, Vol.32, No.22 (2000), pp.61-64 (in Japanese).
- Sato, H., Noncontact surface profile measurement for ultra precision machine, Seisan-kenkyu, Vol.39, No.6 (1987), pp.201-208 (in Japanese).
- Sato, M., Endoscopic optical coherence tomography, JJSLM, Vol.31, No.4 (2011), pp.413-419 (in Japanese).
- Shimizu, Y. and Gao, W., What is "intelligent measurement"? measurement algorithm affecting its accuracy, Journal of the

- Japan Society of Mechanical Engineers, Vol.118, No.1164 (2015), pp.668-671 (in Japanese).
- Takeda, M., Basic of 3-Dimension measurement, Senspec2016, Mechphoto.jspa (2016) , pp.4-14 (in Japanese).
- Tearney, J. G., Brezinski, E. M., Bouma, E. B., Boppart, A. S., Pitris C., Southern, F. J. and Fujimoto, G. J., In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography, Science, Vol.276 (1997), pp.2037-2039.
- Tenjinbayashi, K., Kawazoe, M. and Furukawa. H., Straightness measurement of the moving table using a laser beam, Sensing Forum, No.16 (1999), pp.131-134 (in Japanese).
- Tsai, T., Ahsen, O. O., Lee, H., Liang, K., Figueiredo, M., Tao, K. Y., Giacomelli, G. M., Potsaid, M. B., Jayaraman, V., Huang, Q., Cable, E. A., Fujimoto, G. J. and Mashimo, H., Endoscopic optical coherence angiography enables 3-Dimensional visualization of subsurface microvasculature, Gastroenterology 2014, Vol.147 (2014), pp.1219-1221.
- Tsai, T., Popsaid, B., Tao, Y. P., Jayaranman, V., Jiang, J., Heim, S. J. P., Kraus, F. M., Zhou, C., Hornengger, J., Mashimo, H., Cable, E. A. and Fujimoto, G. J., Ultrahigh speed endoscopic optical coherence tomography using micromotor imaging catheter and VCSEL technology, Biomedical Optics Express, Vol.4, No.7 (2013), pp.1119-1132.