

ヘテロコア光ファイバセンサによる
触覚センシングに関する研究

2018年 3月

山崎 大志

目次

第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.2 本研究の目的	2
1.3 論文構成	3
参考文献.....	3
第 2 章 触覚センシング	5
2.1 緒言	5
2.2 人体の触覚メカニズム	5
2.2.1 生体メカニズム	5
2.2.2 触知覚メカニズム.....	6
2.3 触覚センサの応用事例	8
2.4 生体模倣によるセンサ性能の向上.....	14
2.5 光ファイバによる触覚センシング.....	16
2.6 結言	19
参考文献.....	20
第 3 章 ヘテロコア光ファイバ触覚センサによる質感評価	24
3.1 緒言	24
3.2 伝送型ヘテロコア光ファイバセンサ	24
3.3 ヘテロコア光ファイバ触覚センサ.....	27
3.3.1 センサ構成	27
3.3.2 接触力に対する応答特性.....	27
3.4 質感の評価法	29
3.4.1 表面粗さに関する質感評価.....	29
3.4.2 硬さに関する質感評価.....	35

3.5 触覚センサ素子の改良及び質感計測	41
3.5.1 センサ構造	41
3.5.2 質感評価の応用例	42
3.6 構造物への埋め込み時における課題	46
3.7 結言	48
参考文献	48
第 4 章 柔軟物に埋め込み可能なヘテロコア光ファイバ式機械受容器	50
4.1 緒言	50
4.2 ヘテロコア光ファイバ式機械受容器	51
4.2.1 受容器構成	51
4.2.2 基本曲げ特性	53
4.3 柔軟体へ埋設時の特性	53
4.4 結言	57
参考文献	59
第 5 章 ヘテロコア光ファイバ式機械受容器を備えた柔軟人工指	60
5.1 緒言	60
5.2 ヘテロコア光ファイバ式機械受容器を備えた柔軟人工指	60
5.3 基本特性	61
5.3.1 接触力に対する応答特性	61
5.3.2 振動に対する応答特性	64
5.4 質感情報の検出性能	68
5.4.1 表面粗さに対する応答特性	68
5.4.2 硬さに対する応答特性	69
5.4 結言	70
参考文献	71
第 6 章 結論	72

謝辞	75
著者論文および文献目録	76

第1章 序論

1.1. 研究背景

人が他者やモノ，周囲の環境に対して感性をもつのは，脳に備わる情報処理能力だけでなく，外界のあらゆる情報を感知するための，五感を始めとした様々な感覚器官が備わっているからである．同様に，昨今の人工知能研究やロボット工学の発展に伴い，人間の感覚器官に相当するセンサ技術に対するニーズも高まっている．人間の五感のうち，昨今のバーチャルリアリティ分野やロボティクス分野において特に注目を集めているのが触覚である．触覚は，全身に覆われた皮膚に備わり，外部とのあらゆる物理的インタラクションを感知する機能であるが，単なる圧力や温度，裂傷だけでなく，その検出能力の幅広い時空間応答性から対象の形状，硬軟感，摩擦，粗さ感など，様々な触覚情報を感じ取ることができる．このような優れた触覚機能を人工的に再現することができれば，人との身体的コミュニケーションや物体認識・把持操作に優れたヒューマノイドロボットや，知覚機能により一体感を使用者に与えられる人工義手，また直接触れることが難しい物体の質感評価など，さまざまな応用が期待される．

構造物の知覚化に向けたセンシング技術の一つに光ファイバセンサがある．Udd [1]は，人工的な構造物に埋め込み知覚化する光ファイバセンサを生物の備わる神経を再現する“光神経システム”と述べたように，光ファイバセンサのもつ細径で柔軟な形状や耐環境性，非電氣的センサであるといった特徴は，埋め込む構造物や外部からの電磁干渉を受けやすかった従来の電氣的センサに比べて実環境下での高精度な計測が期待できる．構造物を知覚化する光ファイバセンサの開発事例として，光ファイバ式圧力センサ及び加速度センサを用いてビルや橋梁，飛行機といった構造物の損傷や劣化具合を計測する構造ヘルスマニタリングへの応用が行われている[2-4]．ロボットや人工義手等，触覚センシングが求められる応用分野においても，物理的接触での安全性や把持の安定性を得るため構造物の表面を皮膚のような弾性素材で覆う場合が多く，光ファイバの柔軟性を生かした埋め込み方式の光ファイバ触覚センサがいくつか提案されている．しかしその多くは圧力計測に終始しており，上記に述べたような人間の多様な触覚情報に対する感受性は再現されていない．

本研究で取り扱うヘテロコア光ファイバセンサは、ファイバ伝送路上に曲率検出機能を持たせたマクロバンドセンサである。従来の光ファイバ式触覚センサに用いられる FBG センサ (FBG: Fiber Bragg Grating) [5]やマイクロバンドセンサ[6]は、ファイバに生じる歪や急な曲率を圧力として検知するために検出できる歪量には構造上限界が存在したが、ヘテロコア光ファイバセンサは緩やかな曲率に対して鋭敏な感度を示すため、検出可能な変形量及び圧力のダイナミックレンジが大きい。また、光強度ベースのリアルタイム計測が行えるため静的な接触から高周波振動まで幅広い周波数応答性が期待できる。これまでに構造物の知覚化を目的としたヘテロコア光ファイバセンサの適用例は報告されている[7,8]が、構造物全体の変形量検知や圧力計測が主に行われており、センサ構造やセンシング性能の点で多様な触覚情報を計測するには適していない。

1.2. 研究目的

本研究の目的は、皮膚のように多様な触覚情報を検知できる光ファイバ式触覚センシング手法を開発し、構造物に触知覚をもたせる光神経を実現することである。具体的には以下の課題に取り組む。

- 1) 構造物に埋め込みやすいセンサ素子の開発
- 2) 皮膚のように多様な触覚情報に対するセンシング機能をもつこと

一つ目の課題に関して、センサの寸法やファイバ伝送路の配線経路を考慮したセンサ設計を行う。触覚センサの実装先にはロボットハンドの指先のように素子サイズや配線方法が制限される構造物がある一方で、光ファイバ伝送路に過度の曲率を加える場合には伝送損失による外乱が生じてしまう。また、センサの寸法は空間分解能に相当するため、人の皮膚に相当する触覚の空間分解能を得るには素子サイズが小型であることが望ましい。二つ目の課題に関しては、センサ素子の時空間応答性や、触れる対象の質感に対する検出性能を評価する。ここでセンサの性能は埋め込み方法に依存するため、構造物への埋め込み時におけるセンシング性能も検証する。

1.3. 論文構成

本論文ではその研究成果を全 6 章にまとめて報告する。第 1 章では、近年の構造物の知覚化に対する関心と神経システムとして扱われる光ファイバセンサの研究動向の観点から、本研究の意義を述べた。第 2 章では、触覚センシングの導入部として、皮膚の触覚メカニズム及び従来提案されてきた触覚センサの開発事例を紹介する。第 3 章では、伝送型ヘテロコア光ファイバセンサによる小型触覚センサ素子を提案し、なぞりと押込みの 2 動作に基づく質感評価方法、及びロボット指への埋め込みと通して、構造物に埋め込む際に生じる課題について検討した。第 4 章では、終端反射構造により更なる小型化と埋め込みの簡便性を獲得したヘテロコア光ファイバ式機械受容器を提案し、その受容器のセンサ性能を明らかにした。第 5 章では、4 章で提案したヘテロコア光ファイバ式触覚受容器を人間の指先と同形状の柔軟構造物に埋め込み、接触位置の空間分解能及び周波数応答性、更に硬さや表面形状に対する応答性を示した。第 6 章では研究を要約した結論として、本論文で提案したセンサ形態が構造物に多様な触覚情報に対する感受性を付与でき、触覚センシング手法として有用であることを述べた。

参考文献

- [1] E. Udd, "Fiber optic smart structures," Proc. the IEEE, vol. 84, no. 1, pp.60-67. 1996.
- [2] 松本幸大他, "FBG 型加速度計を用いた既存構造物の振動モニタリングシステムの構築," 日本建築学会報告集, 第 19 集, 第 42 号, pp.431-434. 2013.
- [3] 西尾真由子他, "分布型光ファイバセンサを用いた橋梁支承モニタリングに関する基礎検討," 構造工学論文集 A, vol.60, pp. 484-492. 2014.
- [4] R. D. Sante, "Fibre optic sensors for structural health monitoring of aircraft composite structures: Recent advances and applications," Sensors, vol. 15, no. 8, pp.18666-18713. 2015.
- [5] J.-S. Heo, et al., "Tactile sensor arrays using fiber Bragg grating sensors," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 126, pp.312-327. 2006.
- [6] J.-S. Heo, et al., "Development of a distributed force detectable artificial skin using microbending optical fiber sensors," Journal of Intelligent Material Systems and Structures, vol. 20, pp.2029-2036. 2009.
- [7] M. Nishiyama, et al., "A deformation sensitive pad-structure embedded with hetero-core optic fiber sensors," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 136, pp.205-211. 2007.
- [8] M. Nishiyama, et al., "Optical intensity-based measurement of multipoint hetero-core fiber sensors

by the method of time-differentiation in optical loss,” IEEE Sensors Journal, vol. 8, no. 7, pp.1055-1060. 2008.

第2章 触覚センシング

2.1. 緒言

本章では触覚センシングに関わる関連研究について述べる。一概に触覚センシングといえど、触覚のメカニズムは生理学的側面から質感認識メカニズムまで複雑で未解明な領域が多く存在し、さらには工学的な応用分野も多種多様である。

人間が触覚と認知する情報は、皮膚内部に分布する触覚受容器により検出される圧力、振動、温度、損傷その他様々な刺激の集合体であり、皮膚で受容されるそれらの信号を脳の感覚野が意味のある触覚情報として認知されている。そのため、人体の触覚受容器の特性を生理学的に解明するだけでなく、質感認識のように手指の触動作や脳内の信号処理を通して提示される触覚のメカニズムは官能評価に基づく因子分析が行なわれている。また触覚センサ開発も、単なる接触圧センサや変位センサではなく、実環境において人間の触覚が活かされる場面（製造業、医療など）で活用できる形態に最適化した開発事例や、人間の触覚機能に近づけるために人間の皮膚構造を模倣した触覚センサなどが提案されている。

そこで、まず触覚センサの性能目標である人間の触覚メカニズムについて生体機能と質感認識の観点から説明したのち、従来の触覚センサを特定の応用分野に向けた開発事例と生体模倣型センサの開発事例で分類してそれぞれ紹介する。加えて、本論文で取り組む光ファイバ式触覚センサの従来研究についてもいくつか紹介する。

2.2. 人体の触覚メカニズム

2.2.1. 生体メカニズム

“触覚”は、皮膚内に分布するいくつかの触覚受容器が検出する圧力、振動、温度、痛み等の刺激を脳の感覚野が処理して意味のある情報として認知される。触覚受容器には、圧力や振動による皮膚変形を受容する機械受容器、温度情報を受容する温受容器、冷受容器、痛みを受容する侵害受容器、化学物質を受容する化学受容器、その他にも変形や痛覚など複数の情報を受容するポリモー

ダル受容器があるといわれている[1]。特に人の触覚を代表する圧力・振動を感知する無毛部に存在する機械受容器には、マイスナー小体、パチニ小体、メルケル触盤、ルフィニ終末の4種類があり、それぞれの空間分解能と周波数応答性によってFA I (Fast Adapting type I unit), FA II (Fast Adapting type II unit), SA I (Slowly Adapting type I unit), SA II(Slowly Adapting type II unit)に分類される(Fig. 2-1)。これらの機械受容器のうち、皮膚表層付近に分布するSAIやFAIは、Fig. 2-1(b)に示すように、刺激を受容する範囲が明確であるため刺激を受けた位置を高い空間分解能で特定することに向いている。この二つの機械受容器は指先中に特に密集して分布しているため、指先では高い空間分解能で皮膚の変形情報を認知することができる[2]。

機械受容器の振動に対する感度を周波数領域で比較すると、Fig. 2-2 のようになる。例えば2 Hz以下の静的な皮膚変形はSAIが受容することができ、300 Hz付近で共振点をもつFAIIとSAIIは高周波振動に対して応答する特徴が見られる。一方で、FAIIとSAIIは振動刺激を受ける面積が小さくなるにつれて閾値が高くなることも報告されている[3]。Fig. 2-2 から分かるように、機械受容器は最小で数100 nm程度の振幅に相当する振動を受容でき、実際に製造業における面品質評価で作業員が製品の表面に直に触れて数十 μm 以下の凹凸を捉えるなど、広帯域の周波数応答性が必要となる場面が存在する[4]。

触覚の空間分解能は、上記に述べた機械受容器の分布に依存して人体の各部位で異なる。Fig. 2-3に2点弁別法で割り出した人体の腕から指先にかけての各部位の刺激に対する空間分解能を示す[5]。例えば、上腕や前腕などは接触の有無や接触力、接触範囲がおおよそ分かれば十分であるため空間分解能は20 mm程度であるのに対し、正確な把持操作や物体認識が要求される指先では2 mm程度の空間分解能をもつ。更に、ギャップ検出閾などを用いて指先は0.9 mmの空間分解能で刺激を識別できることも判明している[6]。

2.2.2. 触知覚メカニズム

我々が対象に触れて感じ取る、ざらざら/つるつる、硬い/柔らかい、熱い/冷たいなどといった触感は、手指の対象に対する触動作とそれに応じた受容器の信号が脳内で複雑に関わり合って認識される。Lendermanは対象に対するなぞりや押し込み、静止接触などの触動作を限定して物体の質

感を評価させた場合に、例えば表面のざらつきはなぞり動作、硬さは押し込み動作といった具合にそれぞれの触動作と特定の触感が深く関連づいていることを明らかにした[7]。また、Penfield のホムンクルスは、脳の感覚野において体性感覚、なかでも手指の触覚認識を司る領域が皮膚全体に対する手指の皮膚の面積比と比べて大きく、手指で感じ取る触感が非常に豊富な情報量をもとに認識されていることを表している[8]。

視覚における光の三原色のように人間が知覚するあらゆる触感を構成する最小単位を材質感次元といい、心理学的アプローチでそれらを解明しようという試みがこれまでに行なわれてきた。特に対象の質感を計測する触感センサにおいては、人間が感じ取る触感の構成要素である材質感次元はセンサの計測性能を明らかにする上で重要な概念である。岡本らは、従来の材質感次元に関する心理学実験の文献を俯瞰し、材質感次元を構成する要素がマクロな粗さ感(Macro roughness)、細かい粗さ感(Fine roughness)、硬軟感(Hardness)、温冷感(Warmness)、摩擦感(Friction)の5種類で構成されると主張した[9]。ここで、マクロな粗さ感と細かい粗さ感が異なる次元に分類されるのは、数ミリ周期の比較的大きな凹凸に対して皮膚が受ける圧力分布から認知され、数百 μm 以下の細かな凹凸に対してなぞり動作における振動情報から認知されるように、知覚メカニズムに違いが存在するためである（ただし、この2次元に明確な境界を取ることは難しい）。硬軟感は、対象の粘弾性特性やバネ定数に起因し、対象への押し込みに対する反発力により知覚されると捉えられているが、一方で対象との接触面積と圧力分布の関連性が硬軟感の知覚に寄与しているという指摘もある[10]。また、滑りやつっぱり、湿り具合などを含めた摩擦感は、一見別の次元に属するように見えるが、いずれも摩擦力や摩擦係数の影響を受けるために同次元に含まれる。

2.3. 触覚センサの応用事例

① 触感計測用センサ

触感計測用の触覚センサは、硬さやざらつきといった人間が認識しうる質感の数値化を目的として開発され、食品管理や製品の品質検査用センサとして使用される。触覚センサへの主な要求は、2.2.2 で述べたような質感の構成要素と相関のある結果を出力することである。また人が直接物に

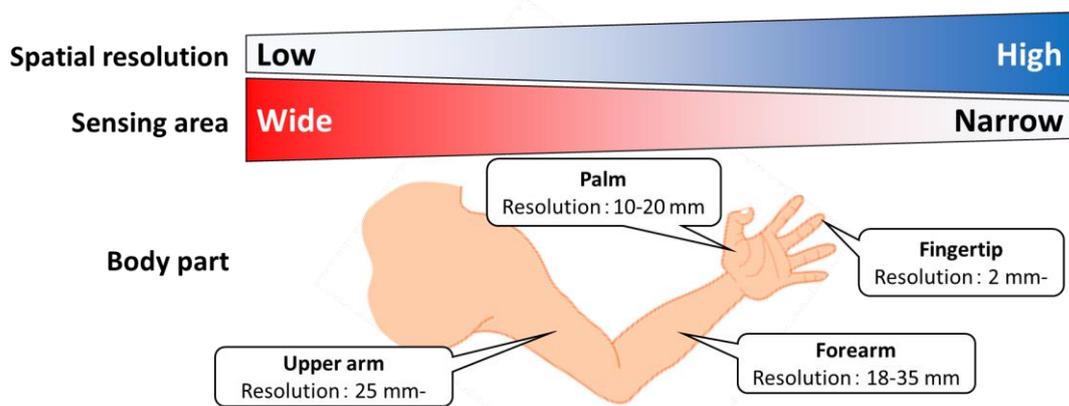


Fig.2-3. Spatial resolutions of human skin surveyed by two-point discrimination (referred from [5]).

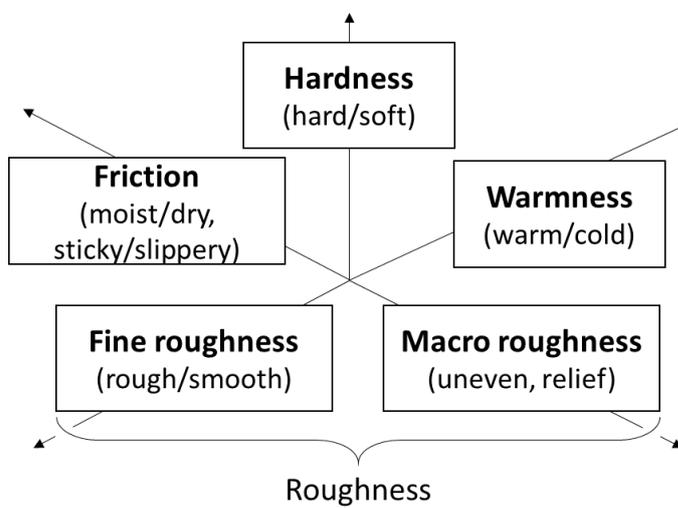


Fig.2-4. Five psychophysical dimensions of tactile perception (referred from [9]).

触れて感じる情報を定量化したい、との要求から、指先装着型の触覚センサなどが開発されている。これまでに布地の表面評価を目的とした指先装着型触覚センサ[11]や表面粗さ計測用の指型触覚センサ[12]が開発されている。菊植らが開発した指先装着型触覚センサ[11]は薄型かつ柔軟で振動検出性能に優れた PVDF フィルム(PVDF: PolyVinylidene DiFluoride)を指サック状にしたセンサデバイスであり、指が布地の表面をなぞるときに得られるセンサ応答の周波数スペクトルデータに主成分分析を施すことで、対象布の特徴を識別できることを明かした(Fig. 2-5 に示す)。また、硬さに関する触感評価を目的として、弾性模擬舌を用いて食品の形状変化と圧力分布から食感を評価する手法[13]や対象への押し込み動作における反力の時間変化を元にした硬さ評価システムが提案されている[14-17]。上記に挙げた硬さに関するいずれの手法も、センサ部と対象物が接触時に相互に引き起こす歪と応力の関係を計測することで硬さの度合いを評価する。

② 医療福祉用センサ

医療福祉用センサは、術者が直接触れることが難しい身体内部の腫瘍の検査や触診の定量化デバイスなどへ応用される。主な計測対象が生体組織の硬さであるためセンサに要求されるセンシング性能は触感計測用センサと同様ではある。しかし、センサの実装先が術者の手指やロッド状の医療器具であり、特に患者の精神的・肉体的負担が小さい低侵襲手術において医療装置は直径 1 cm 以下であることが求められるため、センサの小型化が要求される。田中らは直腸内触診の定量評価を目的として PVDF フィルムを用いた指先装着型触診センサを開発した[18]。この触診センサは、内部にもつ 2 点の PVDF フィルムの出力比が触診対象の硬度と相関性をもつことを利用し、腔内触診にも適用できるセンサ形態を実現している。また、Fig. 2-6 に示すように、低侵襲手術への導入を目的として、低侵襲手術用の医療器具と同様に直径を 1 cm 以下に留めたロッド状の器具先端に圧力分布が計測できる静電容量式触覚センサアレイを備えた触診センサデバイス[19]や、内部に小型 6 軸圧力センサを備えた低侵襲手術用持針器[20]が開発されている。

③ 全身実装用センサ

ロボットの全身へ実装される触覚センサは、ロボットが人間や物体と接触した場合に、接触の判定や接触力の調整、またロボット皮膚を通じた人間とのコミュニケーション等に使用される。この

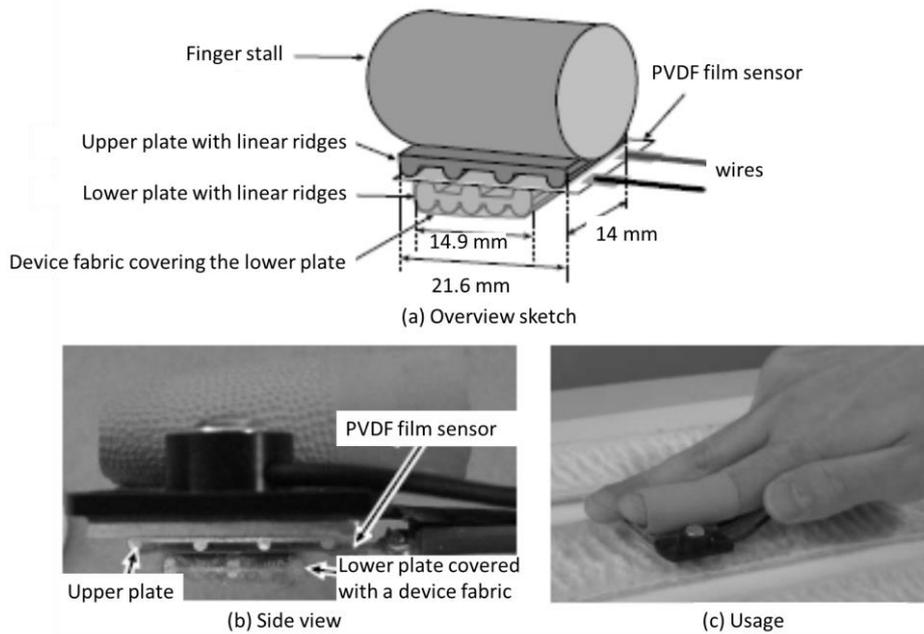


Fig.2-5. Finger-wearable texture sensor (referred from [11]).

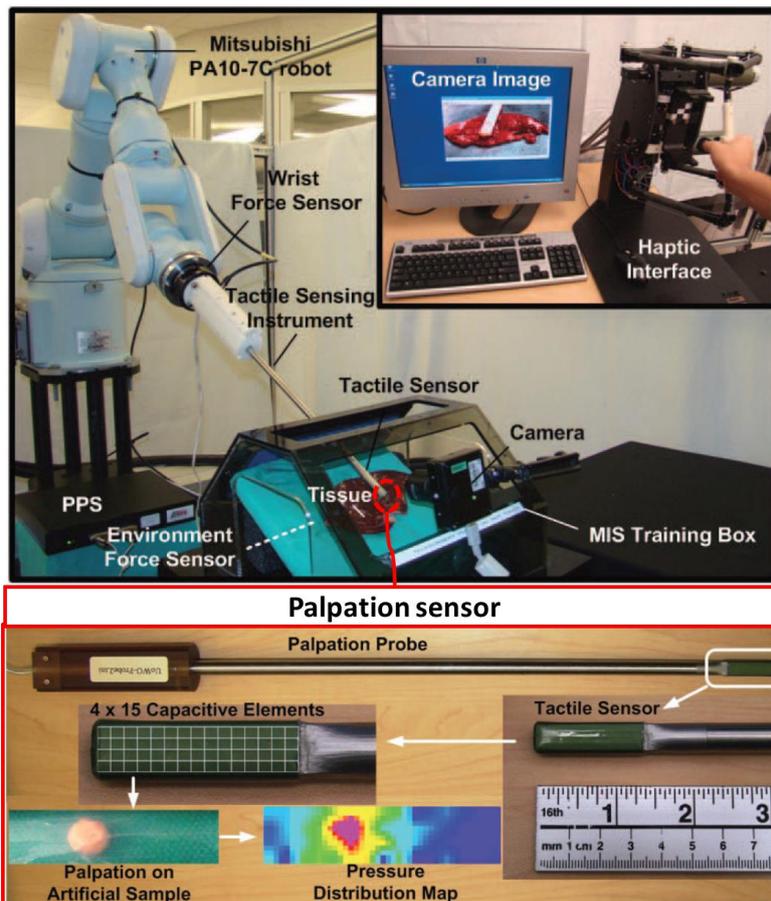


Fig.2-6. Palpation sensor for minimally invasive surgery (referred from [19]).

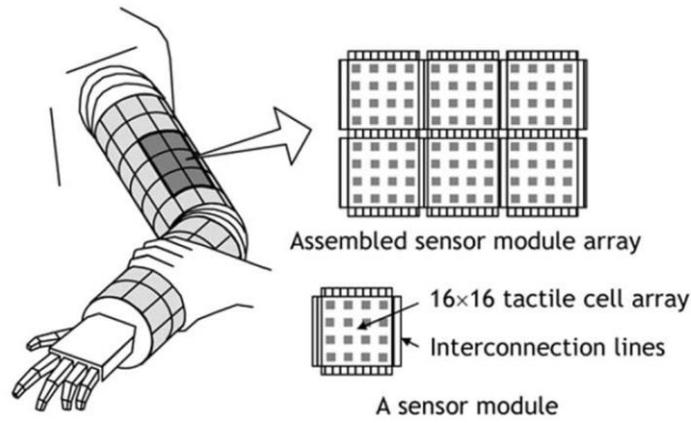
ような触覚センサは、おおよその接触位置が計測できれば十分であるため高い空間分解能は必要としないが、広範囲の自由曲面を覆えること、柔軟であり接触や他の外的要因に対し頑健であることなどが要求される。Lee らが開発した人工スキン[21]は、柔軟な PDMS(Polydimethylsiloxane)エラストマに素子サイズ 1 mm で 40 mN 以下の接触力に感度をもつ静電容量式触覚センサをアレイ状に配置し、柔軟かつ高空間分解能で拡張可能な広域触覚センサである(Fig. 2-7 に示す)。また、Ohmura らが開発した触覚センサ[22]は折り畳みや切り貼りができるフレキシブル基板シートに光学式触覚センサ素子を配置し、ロボットの腕や手指の表面に追従して貼り付けられるセンサアレイシートを実現した。

④ ロボットハンド・義手用センサ

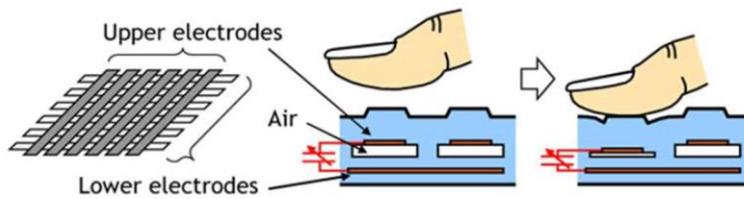
ロボットハンドや人工義手など人間の手指を模した構造体は、将来的にヒューマノイドロボットや人工義手があたかも本当の人の手のように物を掴み、触れたものの特徴をよく捉えることが期待され、同時に人間の皮膚に相当する機能をもつ触覚センサが要求される[23]。人間の皮膚と同等の能力をもつ皮膚型触覚センサを考えると、以下のような条件が挙げられる[24]。

- (1) 指先の二点弁別閾に等しい 2 mm 以下の空間分解能
- (2) 接触力を 3 次元ベクトルで計測可能
- (3) 1 kHz 以上の振動が計測可能な時間解像度
- (4) 0.1 μm - 数 mm 程度の皮膚変位を知覚可能
- (5) 皮膚と同等な弾性的性質及び表面の摩擦特性

これらの条件のうち、条件(5)は触覚センサ開発において特に大きな課題であった。例えば触覚センサを実装したロボットハンドに物を掴ませるとき、触覚センサが硬ければ対象物と点でしか接触できなくなり、把持の安定性が著しく低下する。また物の把持操作に限らず、皮膚の感知する触感が、接触により皮膚と対象が相互に変形することで得られる感覚であることを考えると、皮膚と同じように対象物の触覚情報を得るためには機械的性質も皮膚と同等であることが望ましい。これまでも人間の手指の高度な触覚機能を再現するべく、様々なセンシング原理を応用して皮膚のように柔軟でセンシング機能を備えたロボット指や人工義手が研究開発されている[25-29]。イメージセ

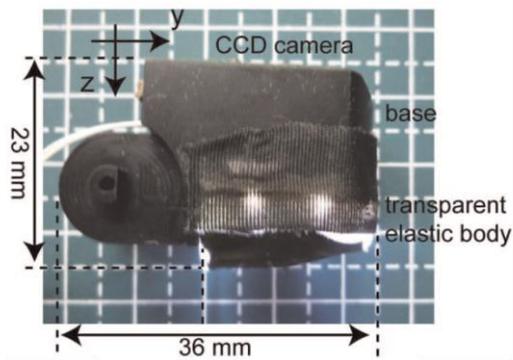


(a) Installation of sensitive skin on a robot arm

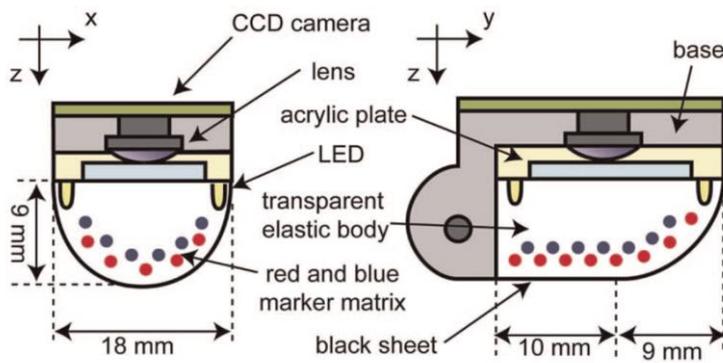


(b) Sensing mechanism of capacitive sensors

Fig.2-7. Artificial sensitive skin based on capacitive sensors (referred from [21]).



(a) Overview



(b) Schematic drawing

Fig.2-8. Schematics of GelForce (referred from [25]).

ンサを応用した指先型触覚センサ GelForce[25]は、Fig. 2-8 に示すように、透明な弾性樹脂内部に立体的に配置されたマーカーを指先に内蔵した CCD カメラで撮像することで、樹脂の変形から 3 軸方向の接触力を検出することができるが、触覚情報の検出速度が CCD カメラのフレームレートに制限される上、外部の光が外乱となりうるといった課題がある。

2.4. 生体模倣によるセンサ性能の向上

人間の触覚機能の豊かさは、皮膚変形に対して異なる空間分解能や周波数応答性をもつ機械受容器やその他の多様な受容器により実現している。また、皮膚構造や体毛、指紋などが触覚の検出性能に寄与していることも報告されている[30]。そこで、より人間らしく多様な触覚機能を実現するために、複数の感覚モダリティを組み合わせたマルチモーダル触覚センサや、人体の構造を模したデバイス及びセンサの形態を採用する手法がこれまでに提案されている。

① マルチモーダル触覚センサ

圧力や振動、温度など複数の刺激から構成される触覚情報を総合的に計測するために、複数のセンシング方式を組み合わせた触覚センサデバイスが提案されている[26,31-33]。例えば、SynTouch LLC 社が開発した BioTac[26]は、表面を人工皮膚で覆われた指先型デバイスの内部に導電性の液体を充填し、人工皮膚の変形により生じた液体のインピーダンスの変化を内部の電極が感知する。また、デバイスが表面をなぞる際に摩擦によって生じる振動は液体中を流体音波として伝達し圧力センサが検出する。更に、内蔵された温度センサが触れた物体から受ける温度変化を感知するため、圧力・振動・温度に基づく複合的な触覚情報を感知することができる。一方、Sato ら[31]が開発した触覚センサデバイスは、圧力と温度変化に加えて対象から受ける視覚情報を検出することで触覚と視覚を組み合わせた触感計測を提案している。

② 生体模倣型触覚センサ

生体模倣型触覚センサは、人間または他の生物がもつ触覚の性能が受容器だけでなく皮膚の弾性特性および多層構造によることに着目し、より人間らしい触覚センシングを実現するためにセンサ構造や構造体への埋め込み方法を生体構造に模倣させたものである。Hosoda[33]らは、人体の触覚

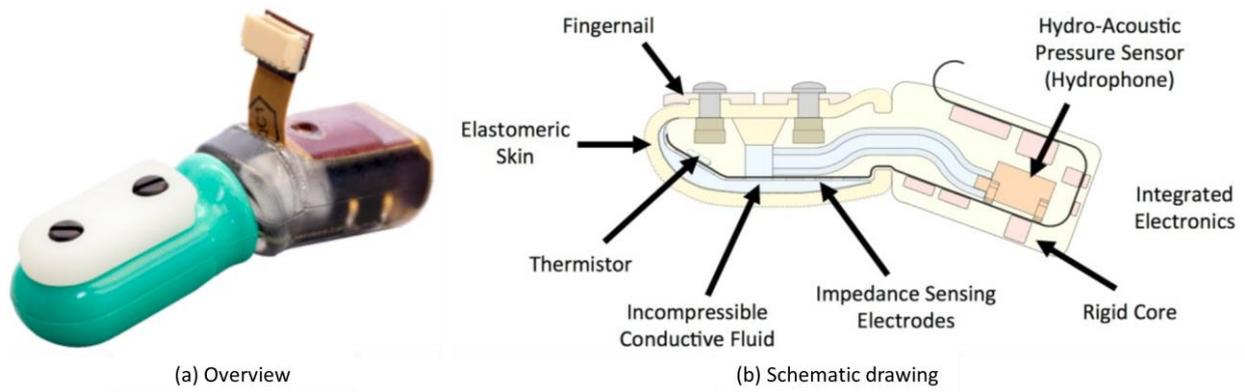


Fig.2-9. Biomimetic artificial finger BioTac developed by SynTouch LLC. (referred from [26]).

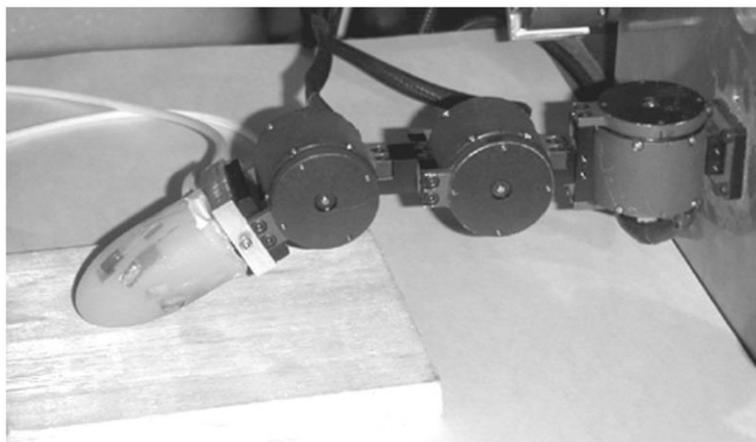
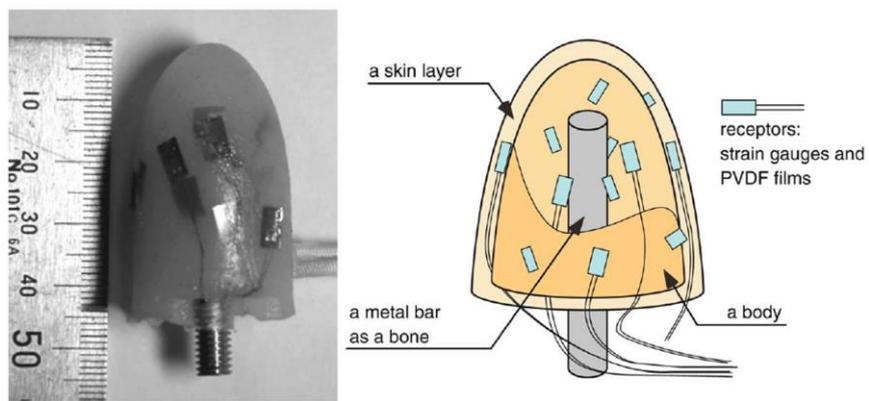


Fig.2-10. Anthropomorphic robotic soft finger with distributed sensors (referred from [33]).

受容器が表皮と真皮という弾性の異なる皮膚層内に点在している点に着目し、皮膚を模した二重構造のシリコーンゴム内部に周波数応答性の異なる歪ゲージと PVDF フィルムをランダムに埋め込んだ指先型触覚センサを開発した。この触覚センサは、内部に点在するセンサ素子の応答性能がセンサ自体の特性と皮膚表面からの層の厚さによって決まるため、なぞり動作・押し込み動作において対象に質感に対して各層に埋められたセンサ素子が異なる応答を示し、対象の質感を多次元的に分類できるほどに多様なセンシング機能を持たせることに成功した。この点に関して、皮膚の弾性は空間的・時間的ローパスフィルタとしての役割をもち、皮膚の厚さに応じて受容器が受け取る振動の周波数応答性が異なることが報告されている[30]。また、皮膚表面の指紋がなぞり動作における振動を増幅させる役割を果たすことが指摘されており、センサの接触面に指紋と似た構造を設けて表面形状に対する感度を向上させる方式が報告されている[4,29,34]。さらに人体の体毛及び毛根部の毛包受容器が接触や流体の動きを鋭敏に感じ取る点に着目した体毛型触覚センサも開発されている[35]。

2.5. 光ファイバによる触覚センシング

これまでに述べてきた触覚センサの多くは電氣的センサをもとに開発されているが、素子同士もしくは外界からの電磁干渉性や素子自体の温度依存性、また素子を構成する金属部の腐食など、接触する対象物の電氣的・化学的性質や外乱の影響を受けやすいという課題があった。一方で光ファイバセンサは、細径軽量かつ柔軟な構造に加え、センサ部及び伝送部に電氣的接点を持たず、耐腐食性や耐電磁誘導性に優れているため、使用環境を限定せず様々な構造物に神経のように埋め込み知覚化することができる[36,37]。そのため、医療現場における MRI(Magnetic Resonance Imaging: 磁気共鳴画像)下での低侵襲手術[38-40]や宇宙空間での遠隔操作ロボットハンドへの実装[41]といった強電磁場・極限環境下での光ファイバ触覚センサの導入や、光ファイバの細径で柔軟な特徴を生かして弾性素材を知覚化したロボット用人工皮膚の開発が行われてきた。

光ファイバセンサには、伝搬光をファイバから一度漏洩させてセンシングする外因性(Extrinsic)と、ファイバ内部に触覚情報を伝搬光に伝えるセンサ部を設ける内在性(Intrinsic)がある。以下にそ

れぞれの事例を紹介する。

① 外因性ファイバセンサ

外因性(Extrinsic)ファイバセンサは、ファイバを伝送部としてのみ用いてセンサ部をファイバ外部に設けた光ファイバセンサである。主な外因性ファイバセンサには、ファイバ終端に接触圧などで変位する反射板を設け、戻り光強度から触覚情報を検出する変位式光ファイバセンサ[20,38-40]がある。Nohらが開発したカテーテル用光ファイバ式小型3軸力センサ[39]は直径3.5 mmの細径な触覚センサプローブであり、反射板の変位量に応じて変化する3本のファイバの戻り光強度をもとに接触力ベクトルの計測を行う。Kampmannらはフォーム状の柔軟素材中に2本のプラスチックファイバを挿入し、フォーム状素材を反射部として一方のファイバから出射される光がもう一方のファイバに入射される際の光強度変化により柔軟素材の変形を検知する触覚センサをロボットハンドに導入した[38]。しかし、これらの外因性ファイバセンサでは、一度ファイバのコアから出射された光のリカップリング率を高めるためにコア径を大きい。そのため、伝送路での曲げ損失が大きくセンサ部において外部光による外乱も受けやすいといった課題がある。

② 内在性ファイバセンサ

内在性ファイバセンサは、ファイバ自体にセンサ機能を持たせることで伝送路とセンサ部が一体化したセンサである。主な光ファイバセンサには、ファイバコア中に周期的な構造を施してファイバ自体の歪量を検知するFBG (Fiber Bragg Grating)センサ[36,37,43,44]や、ファイバ曲げを感知する光ファイバ曲げセンサ[41,45-47]が存在する。FBG歪センサは、ファイバ中に設けられたブラッグ格子により特定波長の伝搬光のみが反射することを応用し、歪によるわずかなコア中の格子間隔の変化を波長シフトとして計測する。センサ点ごとに反射波長を変えることで単一ファイバ上での多点計測も可能であるが、製造コストが高く温度変化による歪に対する補償が必要であるため実用性の観点で課題が残っている。光ファイバ曲げセンサは、一般的に通信等で伝送路での曲げ損失が小さいことが望ましい光ファイバに敢えて曲げに対する感度をもたせる機構を設けたものである。そのうちマイクロバンドセンサ[41,46,47]は、ファイバに鋭い曲げを与えて外部からの圧力に対する感度をもたせたセンサである。Heoら[46]は、Fig. 2-12に示すように、ファイバ伝送路同士を交差さ

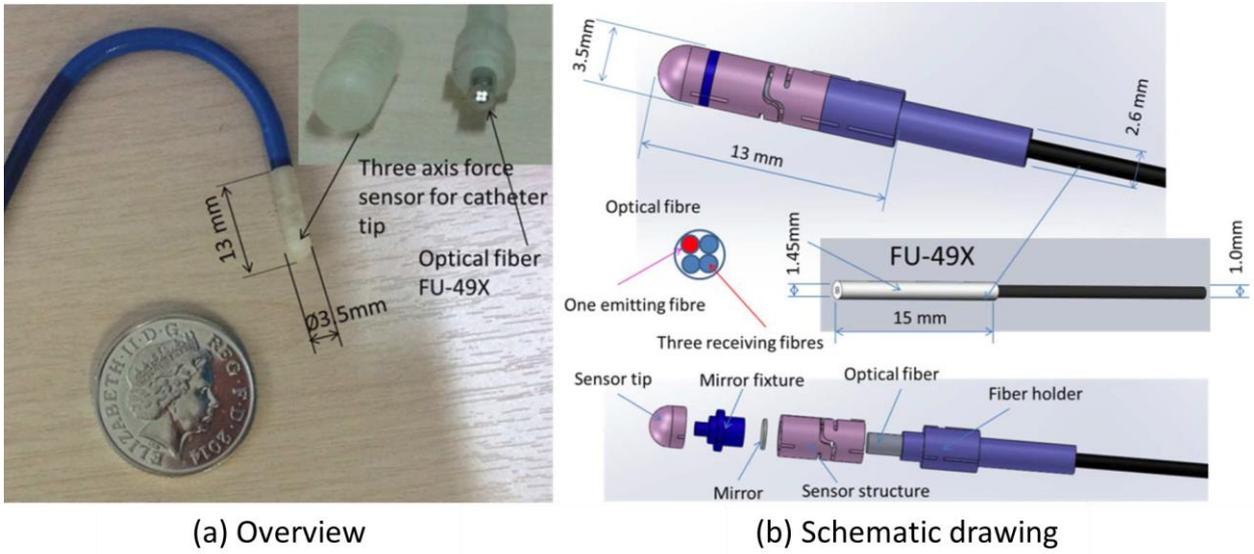


Fig.2-11. Extrinsic fiber optic tactile sensor probe for minimally invasive surgery (referred from [39]).

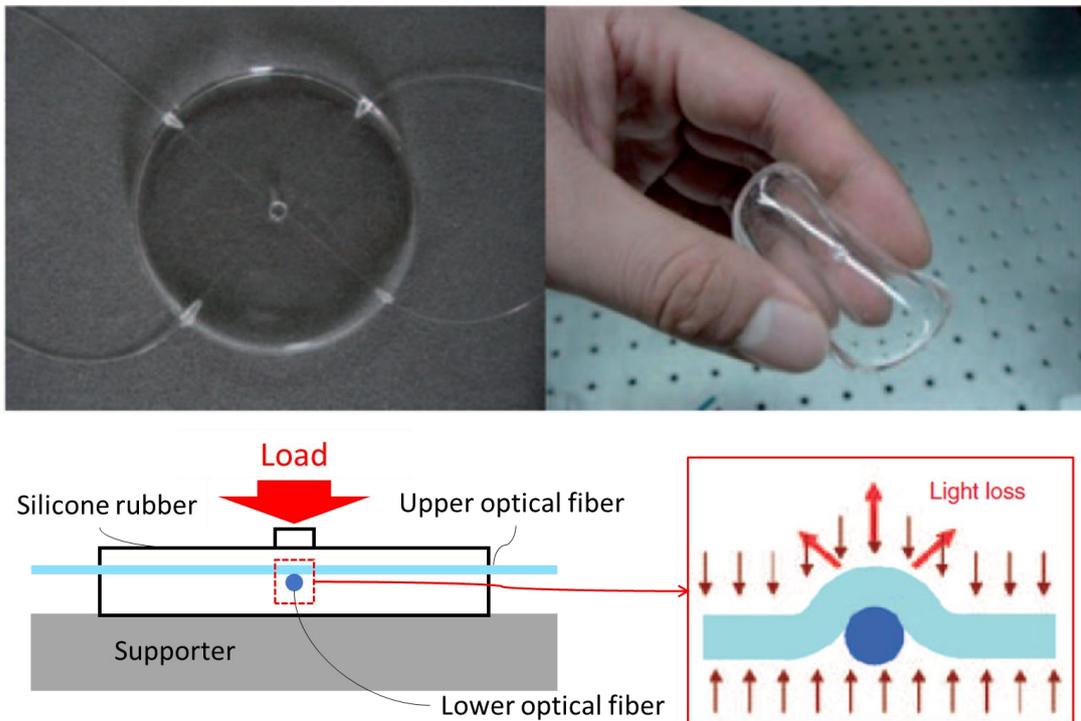


Fig.2-12. Soft artificial skin embedded with microbending optical fiber sensors (referred from [46]).

せることで互いにファイバ径相当の曲率が加わるマイクロベンドセンサを報告しているが、センサ部の感度を上げるためにファイバに加わる曲率が高く破断の恐れを伴う。比較的曲げ損失の大きいマルチモードファイバや POF (Polymer Optical Fiber:プラスチック光ファイバ)を用いたマクロベンドセンサ[48]も提案されているが、ファイバの破断のリスクは低い一方で伝送路曲げによる外乱が生じやすい。

上記で述べてきた光ファイバ式触覚センサは、ロボットハンドや医療器具などの構造物への実装を目指して開発されているが、その多くは静的圧力や構造物の変形といった限られた触覚または力覚情報を計測対象としており、人間が触覚として感じ取る硬さや表面粗さといった多様な質感情報を検知するだけの幅広い周波数応答性は達成されていない。それに対して本研究で用いるヘテロコア光ファイバセンサは、異なるコア径をもつ通信用シングルモードファイバを融着した構造により、柔軟なファイバの曲げに対する鋭敏性を高めたマクロベンドセンサである[49]。本センサは、原理上、静的な機械変形量を検出することに長け、光強度ベースによる高速なリアルタイム計測も行えるので、人間が皮膚を通して感知できる 1 kHz 以下の周波数帯域に対して応答できる可能性を秘めている。また、本センサは伝送路曲げや外部環境に対して耐性があり、次章 3.2 に示すように緩やかな曲率変化に対する鋭敏性を有するため高い感度での触覚計測が期待できる。

2.6. 結言

本章では、今日の触覚センシングに関わる研究開発の事例を紹介し、人間が皮膚で感じ取る触覚情報の多様性とそれを再現し工学的に応用する触覚センサの特徴と課題について概観した。今日までに数多く提案されてきた電氣的センサを応用した触覚センシングは、さまざまな計測原理と形態によって、人間の皮膚に備わるといわれる圧力、振動、温度の検出性能に匹敵する触覚センサデバイスが開発されてきた。一方で、環境に対するロバスト性と細径柔軟な構造をもつ光ファイバセンサは、従来の電氣的センサが使用困難な環境や構造体へ実装可能な“光神経”としての有用性が示されていながら、コスト効率や計測精度、時間応答性等の実用的な観点で未だ人間の皮膚感覚を再現するまでは至っていない。したがって、次章以降では、ヘテロコア光ファイバセンサを用いた触

覚センサにより，構造物を知覚化する光神経システムとしての特徴を生かしつつ，多様な触覚情報に対する応答性をもった光ファイバ式触覚センサの実現可能性を検証する。

参考文献

- [1] 宮岡徹. “触受容器と末梢における触覚情報処理,” 触覚認識メカニズムと応用技術—触覚センサ・触覚ディスプレイ【増補版】, 2014, pp. 3-18.
- [2] R. S. Johansson, and J. R. Flanagan. “Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks,” *Nature reviews. Neuroscience*, vol.10, no.5 (2009): p.345.
- [3] G. A. Gescheider, S. J. Bolanowski, and K. R. Hardick. “The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system,” *Somatosensory & Motor Research*, vol.18, no.3 (2001): pp.191-201.
- [4] 佐野明人, 菊植亮, 望山洋, 武居直行, 藤本英雄. “技能の起源と再現 触の技と数理”, *日本ロボット学会誌*, 23 巻 7 号(2005): pp.805-810.
- [5] J. C. Stevens, and K. K. Choo. “Spatial acuity of the body surface over the life span,” *Somatosensory & motor research*, vol.13, no.2 (1996): pp.153-166.
- [6] K. O. Johnson, and J. R. Phillips. “Tactile spatial resolution. I. Two-point discrimination, gap detection, grating resolution, and letter recognition,” *Journal of neurophysiology*, vol.46, no.6 (1981): pp.1177-1192.
- [7] S. J. Lederman, and R. L. Klatzky. “Hand movements: A window into haptic object recognition,” *Cognitive psychology*, vol.19, no.3 (1987): pp.342-368.
- [8] G. D. Schott. “Penfield's hunculus: a note on cerebral cartography,” *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol.56, no.4 (1993): pp.329-333.
- [9] S. Okamoto, H. Nagano, and Y. Yamada. “Psychophysical dimensions of tactile perception of textures,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.6, no.1 (2013): pp.81-93.
- [10] 池田義明, 藤田欣也. “指先の接触面積と反力の同時制御による柔軟弾性物体の提示,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌* 9 巻 2 号 (2004): pp.187-194.
- [11] 菊植亮, 中村建太, 山本元司. “表面評価のための指先装着型触覚センサ,” *日本機械学会論文集 C 編*, 77 巻 784 号(2011): pp.4567-4580.
- [12] H. Hu, Y. Han, A. Song, S. Chen, C. Wang, and Z. Wang.”A finger-shaped tactile sensor for fabric surfaces evaluation by 2-dimensional active sliding touch,” *Sensors* vol.14, no.3 (2014): pp.4899-4913.
- [13] 熊倉駿, 柴田曉秀, 池上聡, 中尾理美, 石原清香, 中馬誠, 東森充. “弾性模擬舌による凝集性抽出効果に基づくペースト状食品の食感評価システム,” *計測自動制御学会論文集*, 52 巻 8 号(2016): pp.411-418.
- [14] R. Myhan, M. Markowski, T. Daszkiewicz, P. Zapotoczny, and P. Sadowski. “Non-linear stress relaxation model as a tool for evaluating the viscoelastic properties of meat products,” *Journal of Food Engineering*,

- vol.146 (2015): pp.107-115.
- [15] 小笠原誠, 小針遼, 佐久間淳. “3 要素固体モデルによる粘弾性特性の評価における軟質セル構造体の変形挙動の近似法の影響,” 日本機械学会論文集 A 編 76 巻 772 号 (2010): pp.1581-1586.
- [16] C. Blanes, C. Ortiz, M. Mellado, and P. Beltran. “Assessment of eggplant firmness with accelerometers on a pneumatic robot gripper,” *Computers and Electronics in Agriculture* vol.113 (2015): pp.44-50.
- [17] A. Kimoto, Y. Matsue. “A new multifunctional tactile sensor for detection of material hardness,” *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, vol.60, no.4 (2011): pp.1334-1339.
- [18] 田中真美, 亀井正知, 古林満之, 江鐘偉, 棚橋善克, 長南征二. “前立腺の硬さ及び形状評価のための触診センサ: 臨床応用と信号処理について,” 日本機械学会論文集 C 編, 65 巻 636 号(1999): pp.3296-3301.
- [19] A. Talasaz, and R. V. Patel. “Integration of force reflection with tactile sensing for minimally invasive robotics-assisted tumor localization,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.6, no.2 (2013): pp.217-228.
- [20] J. Peirs, J. Clijnen, D. Reynaerts, H. V. Brussel, P. Herijgers, B. Corteville, and S. Boone. “A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotics surgery,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol.115, no.2 (2004): pp.447-455.
- [21] H.-K. Lee, S.-I. Chang, and E. Yoon. “A flexible polymer tactile sensor: Fabrication and modular expandability for large area deployment,” *Journal of microelectromechanical systems*, vol.15, no.6 (2006): pp.1681-1686..
- [22] Y. Ohmura, Y. Kuniyoshi, and A. Nagakubo. “Conformable and scalable tactile sensor skin for curved surfaces,” *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE, 2006.*
- [23] R. S. Dahiya, P. Mittendorfer, M. Valle, G. Cheng, and V. J. Lumelsky. “Directions toward effective utilization of tactile skin: A review,” *IEEE Sensors Journal*, vol.13, no.11 (2013): pp.4121-4138.
- [24] 篠田裕之. “ヒトのように触れる,” 日本バーチャルリアリティ学会誌, vol.12, no.3 pp.150-155, 2007.
- [25] K. Sato, K. Kamiyama, N. Kawakami, and S. Tachi. “Finger-shaped GelForce: Sensor for measuring surface traction fields for robotic hand,” *IEEE Transactions on Haptics* vol.3, no.1 (2010): pp.37-47.
- [26] M. C. Jimenez, and J. A. Fishel. “Evaluation of force, vibration and thermal tactile feedback in prosthetic limbs,” In *Haptics Symposium (HAPTICS), 2014 IEEE* (pp. 437-441).
- [27] A. Schmitz, M. Maggiali, L. Natale, B. Bonino, and G. Metta. “A tactile sensor for the fingertips of the humanoid robot iCub,” In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 2212-2217).
- [28] L. Jamone, L. Natale, G. Metta, and G. Sandimi. “Highly sensitive soft tactile sensors for an anthropomorphic robotic hand,” *IEEE sensors Journal*, vol.15, no.8 (2015): pp.4226-4233.
- [29] A. Chortos, J. Liu, and Z. Bao. “Pursuing prosthetic electronic skin,” *Nature materials*, vol.15, no.9 (2016): pp.937-950.

- [30] N. Asamura, N. Yokoyama, and H. Shinoda. "Selectively stimulating skin receptors for tactile display," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol.18, no.6 (1998): pp.32-37.
- [31] F. Sato, T. Shiwa, K. Takahashi, T. Abe, M. Okuyama, H. Noma, and M. Sohgewa. "Texture measurement for fabrics including warm/cool and fluffiness sensation by multimodal MEMS sensor," In *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS)*, 2017 19th International Conference on (pp. 343-346).
- [32] Y.-J. Yang, M. Y. Cheng, W. Y. Chang, L. C. Tsao, S. A. Yang, W. P. Shih, and K. C. Fan. "An integrated flexible temperature and tactile sensing array using PI-copper films," *Sensors and Actuators A: Physical* vol.143, no.1 (2008): pp.143-153.
- [33] K. Hosoda, Y. Tada, and M. Asada. "Anthropomorphic robotic soft fingertip with randomly distributed receptors," *Robotics and Autonomous Systems*, vol.54, no.2 (2006): pp.104-109.
- [34] M. Tanaka, Y. Tanaka, and S. Chonan.. "Measurement and evaluation of tactile sensations using a PVDF sensors," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol.19, no.1 (2008): pp.35-42.
- [35] J. Zhang, et al. "Biomimic hairy skin tactile sensor based on ferromagnetic microwires," *ACS applied materials & interfaces*, vol.8, no.49 (2016): pp.33848-33855.
- [36] Y. L. Park, K. Chau, R. J. Black, and M. R. Cutkosky. "Force sensing robot fingers using embedded fiber Bragg grating sensors and shape deposition manufacturing," In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on* (pp. 1510-1516).
- [37] E. Udd. "Fiber optic smart structures," *Proceedings of the IEEE*, vol.84, no.6 (1996): pp.884-894.
- [38] P. Kampmann, and F. Kirchner. "Integration of fiber-optic sensor arrays into a multi-modal tactile sensor processing system for robotic end-effectors," *Sensors*, vol.14, no.4 (2014): pp.6854-6876.
- [39] Y. Noh, H. Liu, S. Sareh, D. S. Chathuranga, H. Würdemann, K. Rhode, and K. Althoefer. "Image-based optical miniaturized three-axis force sensor for cardiac catheterization," *IEEE Sensors Journal*, vol.16, no.22 (2016): pp.7924-7932.
- [40] H. Xie, H. Liu, L. D. Seneviratne, and K. Althoefer. "An optical tactile array probe head for tissue palpation during minimally invasive surgery," *IEEE Sensors Journal*, vol.14, no.9 (2014): pp.3283-3291.
- [41] R. Ahmadi, M. Packirisamy, J. Dargahi, and R. Cecere. "Discretely loaded beam-type optical fiber tactile sensor for tissue manipulation and palpation in minimally invasive robotic surgery," *IEEE Sensors Journal*, vol.12, no.1 (2012): pp.22-32.
- [42] J.-S. Heo, J.-H. Chung, and J.-J. Lee. "Tactile sensor arrays using fiber Bragg grating sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol.126, no.2 (2006): pp.312-327.
- [43] L. Jiang, K. Low, J. Costa, R. J. lack, and Y. L. Park. "Fiber optically sensorized multi-fingered robotic hand," In *Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2015 IEEE/RSJ International Conference on (pp. 1763-1768).
- [44] Q. Jiang and L. Xiang, "Design and experimental research on small-structures of tactile sensor array unit based on fiber Bragg grating," *IEEE Sensors Journal*, vol.17, no.7 (2017): pp.2048-2054.
- [45] J. A. Jay. "An overview of macrobending and microbending of optical fibers," *White paper of Corning* (2010):

pp.1-21.

- [46] J.-S. Heo, K.-Y. Kim, and J.-J. Lee. "Development of a distributed force detectable artificial skin using microbending optical fiber sensors," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol.20, no.17 (2009): pp.2029-2036.
- [47] E. Fujiwara, F. D. Paula, Y. T. Wu, M. F. Santos, E. A. Schenkel, and C. K.Suzuki. "Optical fiber tactile sensor based on fiber specklegram analysis," In *Optical Fiber Sensors Conference (OFS)*, 2017 25th (pp. 1-4).
- [48] S. Sareh, Y. Noh, M. Li, T. Ranzani, H. Liu, and K. Althoefer. "Macrobend optical sensing for pose measurement in soft robot arms," *Smart Materials and Structures*, vol.24, no.12 (2015): p.125024..
- [49] K. Watanabe, K. Tajima, and Y. Kubota. "Macrobending characteristics of a hetero-core splice fiber optic sensor for displacement and liquid detection," *IEICE transactions on electronics* vol.83, no.3 (2000): pp.309-314.

第3章 ヘテロコア光ファイバ触覚センサによる 質感評価

3.1. 緒言

本章では、ヘテロコア光ファイバセンサによる構造物への触知覚付与を目的として、従来用いられてきた伝送型ヘテロコア光ファイバセンサに小型な三点曲げ機構を備えた触覚センサ素子を提案する。人間が質感として対象物から感じ取る触覚情報は、大別すると表面粗さ、硬さ、温度の3種類に区分される[1]。そのうち表面粗さと硬さは、なぞりや押し込みといった手指の探索動作において皮膚が受ける振動や接触力変化を元に認識される[2]。ヘテロコア光ファイバセンサを用いた変位計測・荷重計測に関する従来研究では、数 mm 程度の変位[3]や数 kg の荷重[4]といった比較的大きな物理量を計測対象としていたため、人間が感じ取るような数十 μm 程度のわずかな表面凹凸や物体の反発力の違いを計測するためにはより高い感度でヘテロコア光ファイバセンサに物理量を伝える機構が必要となる。さらには、質感評価の指標を得るために、センサの応答波形から表面粗さと硬さに関する特徴量を抽出する解析手法を検討する必要がある。そこで本研究では、提案するヘテロコア光ファイバ触覚センサを用いて、なぞり動作・押し込み動作における応答波形から表面粗さ・硬さに関する質感の特徴量を抽出する解析方法について検討する。また、触覚センサ素子から想定されるロボット指への実装を試験的に行い、本センサ素子における課題点について述べる。

3.2. 伝送型ヘテロコア光ファイバセンサ

ヘテロコア光ファイバセンサは、ある光ファイバ伝送路の任意の点にヘテロコア部と呼ばれるコア径の異なる光ファイバ小切片を挿入・融着することで、ヘテロコア部およびその周辺伝送路にセンシング機能を持たせる光ファイバセンサである。本節で述べるヘテロコア光ファイバセンサは、4章以降で述べる終端反射型ヘテロコア光ファイバセンサと対比させるため、伝送型ヘテロコア光ファイバセンサと呼ぶこととする。Fig. 3-1 に伝送型ヘテロコア光ファイバセンサの構造を示す。光ファイバ伝送路とヘテロコア部と呼ばれる光ファイバ小切片は、通信用に使用されるコア径 $9\mu\text{m}$

のシングルモード (SM) ファイバと、コア径 5 μm 、長さ 2.0 mm の SM ファイバで構成される。ヘテロコア部での光損失量は、ヘテロコア部及びその周辺の曲率によって変化する特徴を有している。ファイバ同士の融着は、放電加熱型融着接続機 (FSM-100M, 株式会社フジクラ) を用いて行った。

Fig. 3-2 にヘテロコア部の曲率に対する応答特性を示す。本実験では、Fig. 3-2(a)に示すように、ヘテロコア部を中心として 35 mm 離れた点をクランプで固定し、その内一点を軸上に d [mm]寄せることでヘテロコア部を含むファイバ伝送路を座屈させた。センサの伝送路両端には中心波長 1.31 μm の LED 光源及びフォトダイオードが接続され、フォトダイオードが受ける光強度を元にヘテロコア部を含むセンサの伝送損失の変化量を計測する。ただし本実験においてヘテロコア部以外の光損失はわずかであるため、計測値はヘテロコア部の光損失変化に相当する。Fig. 3-2(b)にクランプの変位 d に対するセンサの光損失変化量を示す。実験結果より、伝送型ヘテロコア光ファイバセンサは変位 d に対してほぼ線形な光損失応答を示した。ここで、クランプ間の光ファイバの形状は正弦関数に近似できるため、クランプ間の距離 $l (= L - d)$ [mm]に対するヘテロコア部中央の曲率半径 R には幾何学的に以下の関係式が成り立つ。

$$L = \int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} \sqrt{1 + \left\{ \frac{\pi v}{l} \sin\left(\frac{2\pi x}{l}\right) \right\}^2} dx \quad (3.1)$$

$$R = \frac{l^2}{2\pi v} \quad (3.2)$$

ここで、 L はクランプ間のファイバ長 (=35 mm)、 v はヘテロコア部におけるたわみ量を指す。Fig. 3-2(c) に、式(3.1), (3.2)から算出した曲率半径 R に対する光損失変化量を示す。実験結果より、半径 40 mm 以下の曲率に対してヘテロコア部の光損失値は変化し、さらに曲率半径が小さくなるほど光損失の変化率は大きいことが分かる。Fig.3-2(a)に示す座屈機構を小型化すると、曲率 R もまた比例して小さくなり曲率変化に対する高い感度を示すようになる。そこで、本センサにより触感センシングを行う際には、ヘテロコア部に小型な座屈機構を設けることで素子サイズの小型化と感度の向上を同時に満たすことができる。

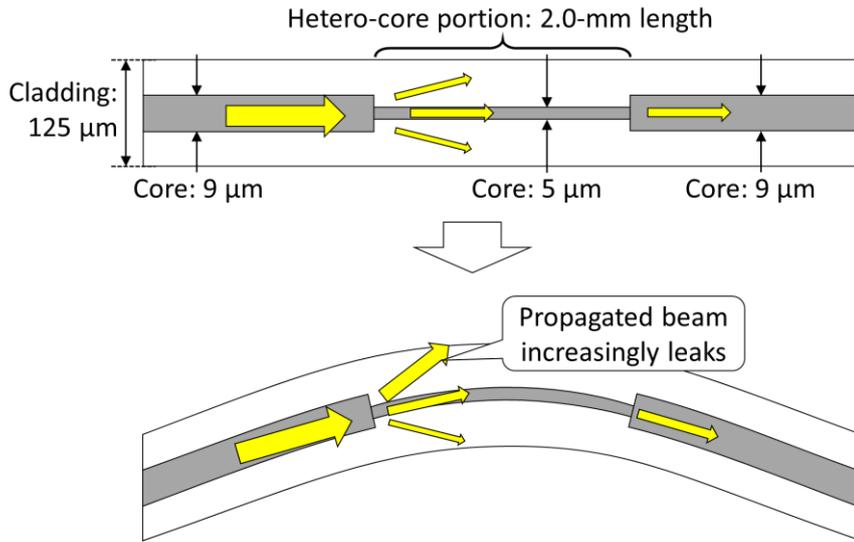


Fig.3-1. Structure of a transmission-type hetero-core fiber optic sensor.

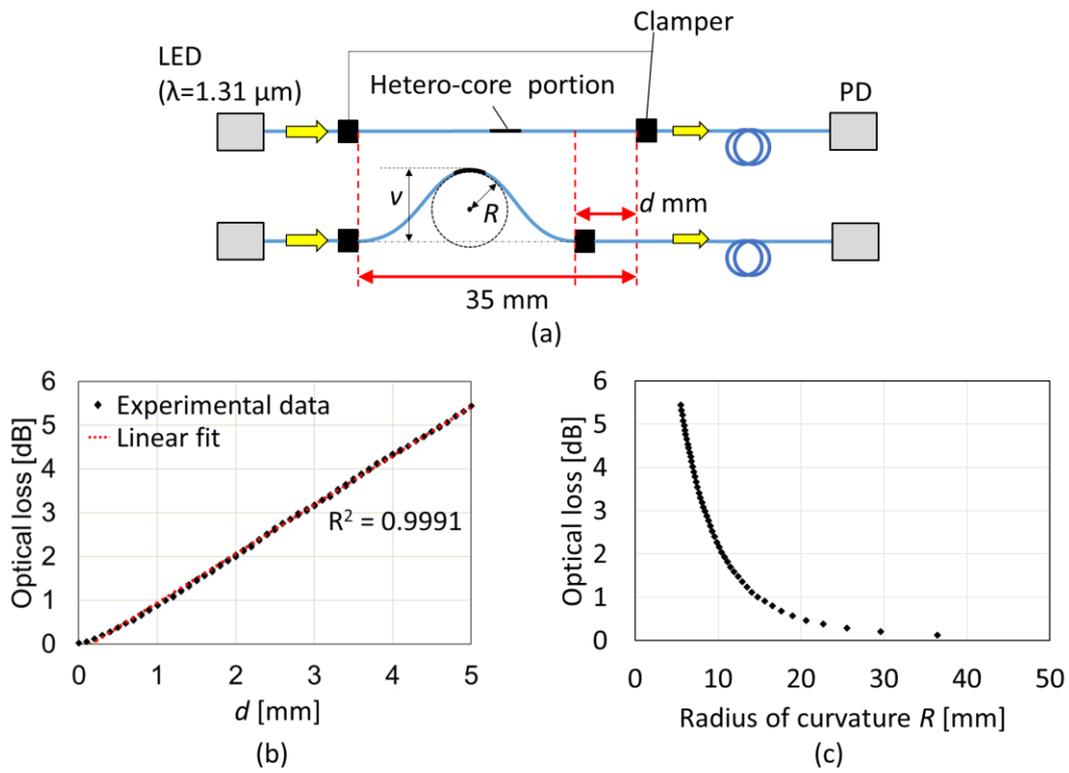


Fig.3-2. Bending characteristics of a transmission-type hetero-core fiber optic sensor: (a) Experimental setup for a hetero-core fiber sensor buckling by two clammers, (b) an optical loss variation in the sensor as a function of the displacement of a movable clammer d , and (c) that as a function of radius of bending curvature R .

3.3. ヘテロコア光ファイバ触覚センサ

3.3.1. センサ構成

Fig. 3-3(a)に伝送型ヘテロコア光ファイバセンサを組み込んだ触覚センサ素子の外観を示す。本センサ素子はヘテロコア光ファイバセンサを $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 3.6\text{ mm}$ のプラスチック製の筐体に内蔵しており、シリコーンゴム小切片とプラスチックフィルムで構成される三点曲げ機構がヘテロコア部およびその周辺伝送路を湾曲させている。Fig. 3-3(b)に示すように、センサ下部に設けられた半円柱状のプラスチック部は対象物との接触面であり、プラスチック部の側面で受けた接触力がヘテロコア部周辺の三点曲げ機構に伝わることでヘテロコア部が屈曲し、センサの光損失値が変化する。素子内部の三点曲げ機構は、ヘテロコア部に接着された厚さ 0.1 mm の柔軟なプラスチックフィルムと上下交互に接着された三つのシリコーンゴム小切片で構成される。これらシリコーンゴム小切片は、過度な接触力が素子に付与された際にヘテロコア部が下部のプラスチック部に接触して破損しないために、中央の一つが厚さ 0.3 mm 、両端の二つが厚さ 0.5 mm のものを用いている。対象との接触面が平板状である場合、平板が受ける接触情報がすべて接触面に伝わってしまうため光損失応答から対象の手ざわりを一意に特定することが難しい[5]。そのため、センサの接触面は対象との接触範囲が小さい半円柱状または半球状が適切であると考えた。センサ素子の光損失変化は、ファイバ伝送路の両端に接続された中心波長 $1.31\text{ }\mu\text{m}$ の LED 光源とフォトダイオードにより計測される。

3.3.2. 接触力に対する応答特性

Fig. 3-4 に 5.3 N 以下の接触力を本センサ素子に与えたときの光損失変化を示す。Fig. 3-4(a)から分かるように、センサの光損失値は 2.5 N 以下の接触力では非線形的に単調増加し、 2.5 N 以上では線形的な応答に変化した。センサの感度は 1.7 N で 3.13 dB/N と最も高く、 2.5 N では 0.57 dB/N であった。一方、Fig. 3-4(b)に示すように、センサの応答特性をセンサが上下方向に押し込まれた変位に対する応答としてみると、押し込み変位が 0.3 mm 以上では感度 13.1 dB/mm で線形的に増加することが確認された。ここで、Fig. 3-4(a)に見られた接触力 2.5 N 付近での応答特性の変化は、押し込み変位を基準とした Fig. 3-4(b)でははっきりと現れない。この理由を Fig. 3-3(b)に示すセンサの計測

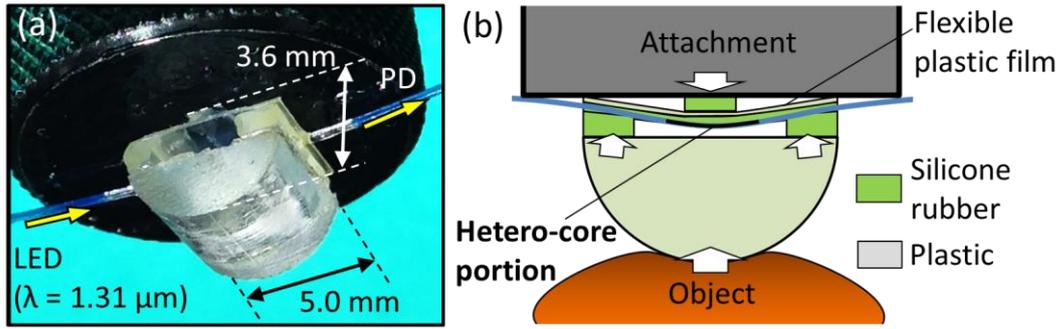
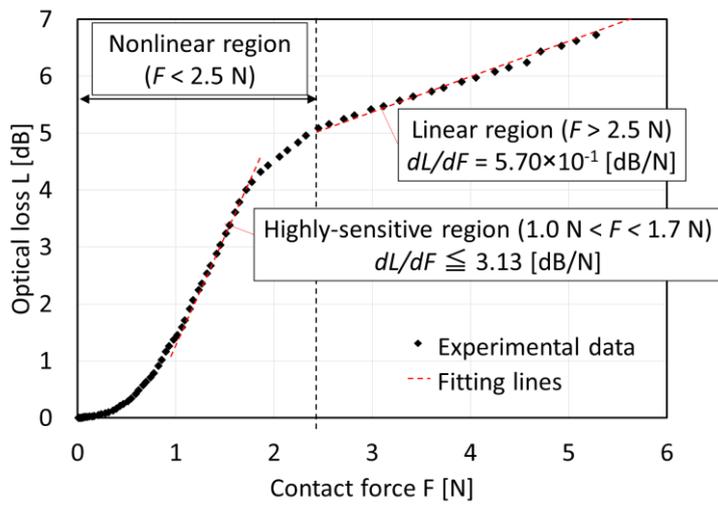
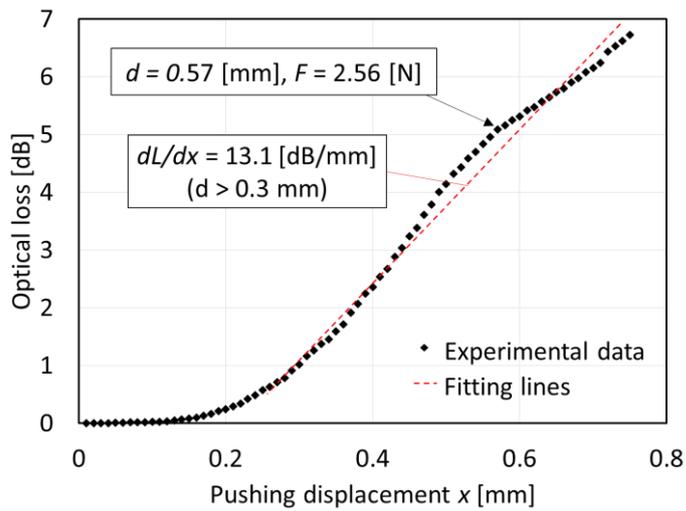


Fig.3-3. Hetero-core fiber optic tactile sensor for texture detection: (a) Photo of the sensor head and (b) a schematic drawing of the sensing mechanism.



(a)



(b)

Fig.3-4. Optical loss variation in the proposed tactile sensor as functions of (a) vertically-applied contact force and (b) pushing depth.

原理をもとに説明する。すなわち、接触力が 2.5 N 以下の範囲（押し込み変位は 0.57 mm 以下）では、センサ素子上部のシリコンゴム小切片がプラスチックフィルムに押し込まれる変位に従ってヘテロコア部が湾曲する。一方、接触力が 2.5 N 以上になると、センサ素子上部のプラスチックフィルムの両端が素子を固定する上方の平面に接触し始め、ヘテロコア部の曲率は素子内の両端に接着されたシリコンゴムの小切片の歪みによって変化するようになる。いずれにしても、提案するセンサ素子は、接触力 5 N 以下、押し込み変位 0.8 mm 以下の接触に対して高い感度を示し、その範囲でのなぞり動作・押し込み動作であれば対象物の触覚情報を検知できることが示唆された。

3.4. 質感の評価法

3.4.1. 表面粗さに関する質感評価

3.1 でも述べたように、触感の一要素である表面粗さは、対象物の表面を水平になぞったときに得られる振動から識別される。そこで、本節では、表面に一定の凹凸やざらつきのある試料を用意し、その表面をセンサ素子でなぞったときに計測した光損失変化から、表面粗さに対するセンサ素子の検出性能と表面の特徴量の評価方法について検討する。

Fig. 3-5 に本実験で用いた試料及びなぞり動作の概略図を示す。センサ素子は対象となる試料の表面を一定量押下したまま表面に対して平行に速度 1.0 mm/s で走査させた。また凹凸の高さと間隔に着目し、試料には一定高さの突起を 1 mm 間隔で一列に 10 箇所並べられたプラスチックシートと、繊維間隔が異なる 2 種類の布を用いた。プラスチックシートは突起の高さが 10 - 100 μm ま

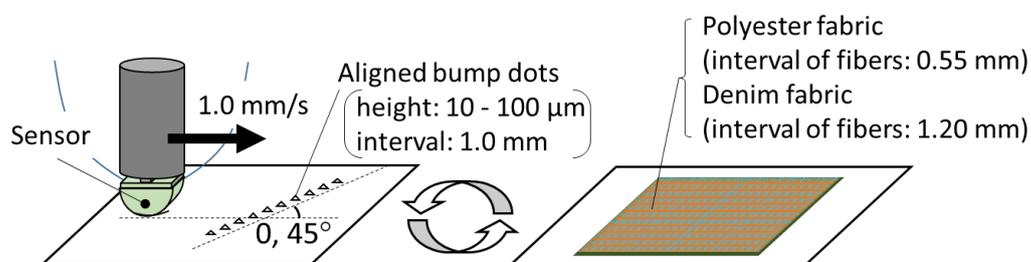


Fig.3-5. Experimental setup for the tactile sensor scanning on tested surfaces such as aligned bump dots with different heights from 10 μm to 100 μm and two fabrics made of polyester and denim, each of which has a fiber interval of 0.55 mm and 1.20 mm, respectively.

で用意した，また試料に用いた布は，繊維間隔 0.55 mm のポリエステル製と，繊維間隔 1.20 mm のデニム製をそれぞれ用意した．センサの光損失値は中心波長 1.31 μm の LED 光源とフォトダイオードで，サンプリングレート 50 Hz で計測した．

i) 平面に配置された突起に対する検出性能

Fig. 3-6 に突起高さ 10 μm ，100 μm のプラスチックシートに対して二方向にセンサ素子をなぞらせたときの光損失変化を示す．Fig. 3-6 (a)と(c)を比較すると，突起の上をセンサが通るときに，突起の高さに応じて光損失値に変化し，突起ごとにピークが生じていることが分かる．突起高さ 10 μm の場合，突起間で光損失値が平面をなぞるときの値に戻るのに対し，突起高さ 100 μm の場合はセンサ素子が突起間の谷間にまで追従できなかったため光損失値が戻り切らなかった．Fig. 3-7 に

示すように，突起に対する光損失のピーク値は突起高さに比例して増加する傾向が確認できた一方で，突起間に生じる光損失のオフセット値もまた，40 μm 以上の突起で生じた．突起高さ 40 μm 以上において光損失値とオフセット値の差がほぼ一定であることから，一定以上の高さをもった突起が連続して並ぶような表面に対してはセンサ素子が表面に追従し切れず，突起高さを比較できない可能性がある．ただし，平面上に点在する突起をセンサがなぞる場合には，突起の高さに応じた光損失のピーク値を取得することができる．

Fig. 3-6(b)，(d)に示すように，シート上の突起の列に対して 45° の角度でセンサ素子をなぞらせたとき，センサ素子の接触面が突起に接触する度に光損失値のピークが確認された．しかし，突起に対して生じたピーク値は，センサ部中央で突起に接触したときが最も高く，突起との接触が中央から離れるにつれ減少する傾向が確認された．センサ素子の感度が接触位置によって変動する以上，光損失のピーク値から一意に突起の高さを特定することは難しい．しかし，Fig. 3-6(a)-(d)に示すピーク間隔は突起の間隔と合致しているため，表面上に現れる突起の位置を特定することは可能である．

ii) 周期成分をもつ表面凹凸に対する検出性能

Fig. 3-8 にセンサ素子を二種類の布の表面になぞらせたときの光損失応答を示す．Fig. 3-8(a.1)，(b.1) から分かるように，それぞれの布の繊維間隔 0.55 mm，1.20 mm に応じて，それぞれ平均 0.56

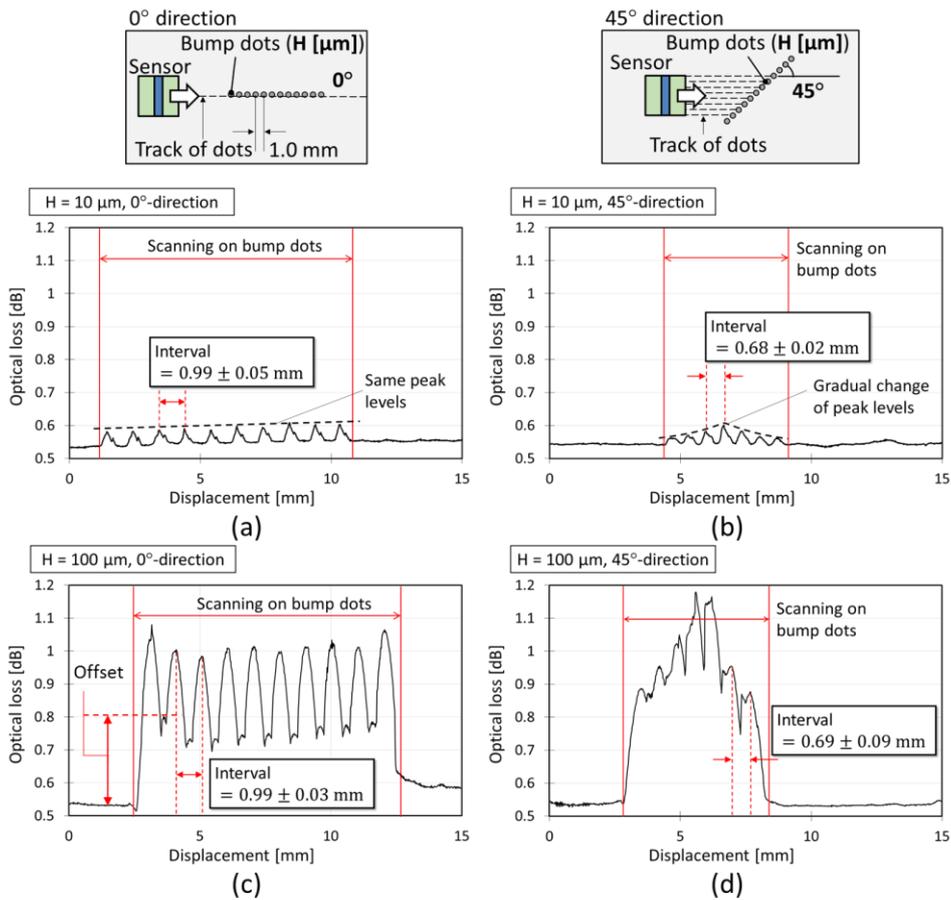


Fig.3-6. Optical loss changes in the tactile sensor during scanning motion on aligned bump dots with different heights H and scanning directions θ : (a) $H = 10 \mu\text{m}$, $\theta = 0^\circ$, (b) $H = 10 \mu\text{m}$, $\theta = 45^\circ$, (c) $H = 100 \mu\text{m}$, $\theta = 0^\circ$, and (d) $H = 100 \mu\text{m}$, $\theta = 45^\circ$.

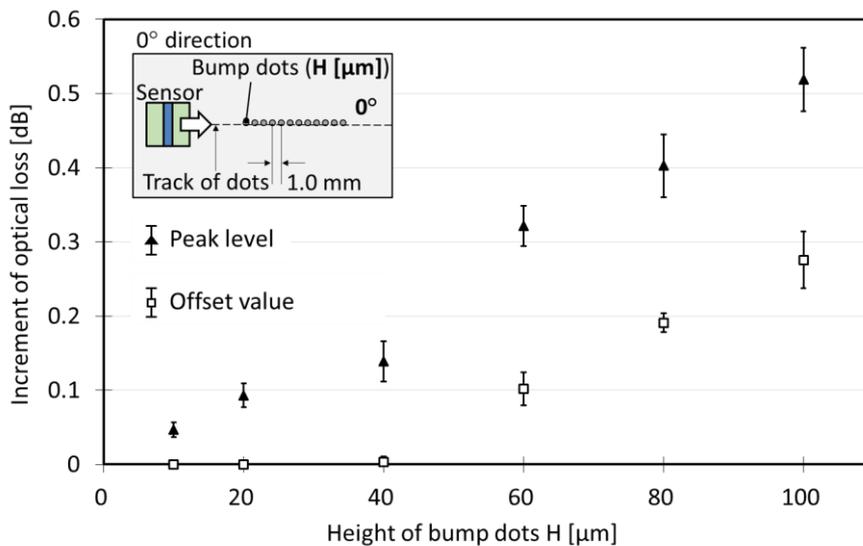


Fig.3-7. Variations of peak value and offset value for the tactile sensor scanning on aligned bump dots with different heights H from $10 \mu\text{m}$ to $100 \mu\text{m}$ with a scanning direction $\theta = 0^\circ$.

mm, 1.21 mm の周期的な光損失変化が確認された。光損失応答に見られる周期性のばらつきは対象となる布の形状が崩れていたためである。光損失波形の空間周波数スペクトルを高速フーリエ解析 (FFT)すると、Fig. 3-8(a.2), (b.2)に示すように、それぞれ 1.8 mm^{-1} , 0.8 mm^{-1} でスペクトルピークが確認された。これらの空間周波数は周期に置き換えるとそれぞれ 0.56 mm , 1.25 mm に相当するため、ポリエステル生地とデニム生地の周期構造によるものといえる。確認されたスペクトルピークと実際の周期間隔との誤差は、空間周波数スペクトルの分解能（本実験では 0.1 mm^{-1} ）による。この光損失応答の一階微分波形と二階微分波形を FFT 解析した結果を、Fig. 3-8(a.3), (b.3)及び Fig. 3-8(a.4), (b.4)にそれぞれ示す。Fig. 3-8(a.3), (b.3)から分かるように、一階微分によって光損失値の DC 成分が除去され、それぞれの布の周期成分にのみピークが立つことが確認された。一方、二階微分波形の FFT 解析結果は、Fig. 3-8(a.4), (b.4)から分かるように、波形のノイズに相当する成分が高周波領域で増幅され、布の周期成分によるスペクトルピークより大きく現れることが確認された。以上の結果から、表面の周期構造をセンサ素子から分析する場合、光損失応答の一階微分の空間周波数スペクトルが適切であることが示唆された。

更に、Fig. 3-9 に明確な周期性をもたない表面形状に対してもセンサ素子をなぞらせ、計測された光損失変化の一階微分を FFT 解析したときの結果を示す。ここで用いた試料は、柔軟で生地の網目が崩れやすいレーヨン生地、木目をもつ木の板、そして凹凸を持たないアクリル製の平板を用意した。各試料の表面をなぞって得られた光損失波形を比較すると、Fig. 3-9(a.1), (b.1), (c.1)から分かるように、柔軟なレーヨン生地では緩やかな光損失変化がおき、木の板で表面のざらつきによる光損失値の振動が観測された。凹凸のないアクリル板で生じた光損失値の高周波な振動は、センサ素子表面との間に生じた摩擦によってセンサが振動したためであると考えられる。Fig. 3-9(a.2), (b.2), (c.2)に示す、一階微分した光損失変化の空間周波数スペクトルを比較すると、それぞれの特徴に関連したスペクトルピークが観測された。以上の結果より、明確な周期性をもたない表面形状に対しても、光損失応答の一階微分の空間周波数スペクトルから観測されるスペクトルピークをもとにその表面粗さの特徴量を抽出できることが示唆された。

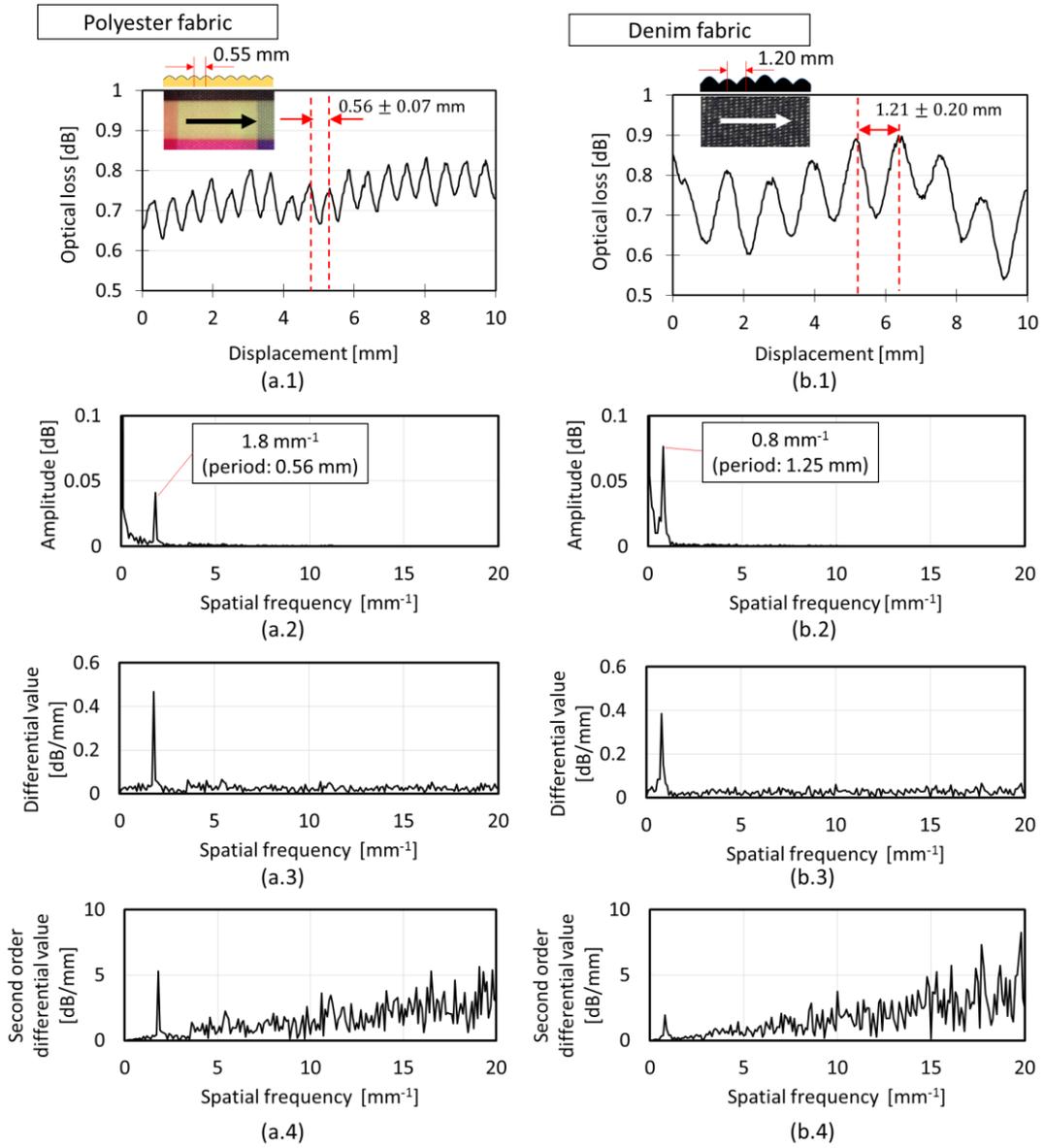


Fig.3-8 Sensor responses to periodic surfaces: (x.1) Time-domain optical loss responses, (x.2) spatial frequency spectra, (x.3) spectra of differential value, and (x.4) spectra of second order differential value in the proposed tactile sensor: (x = a) polyester fabric and (x = b) denim fabric.

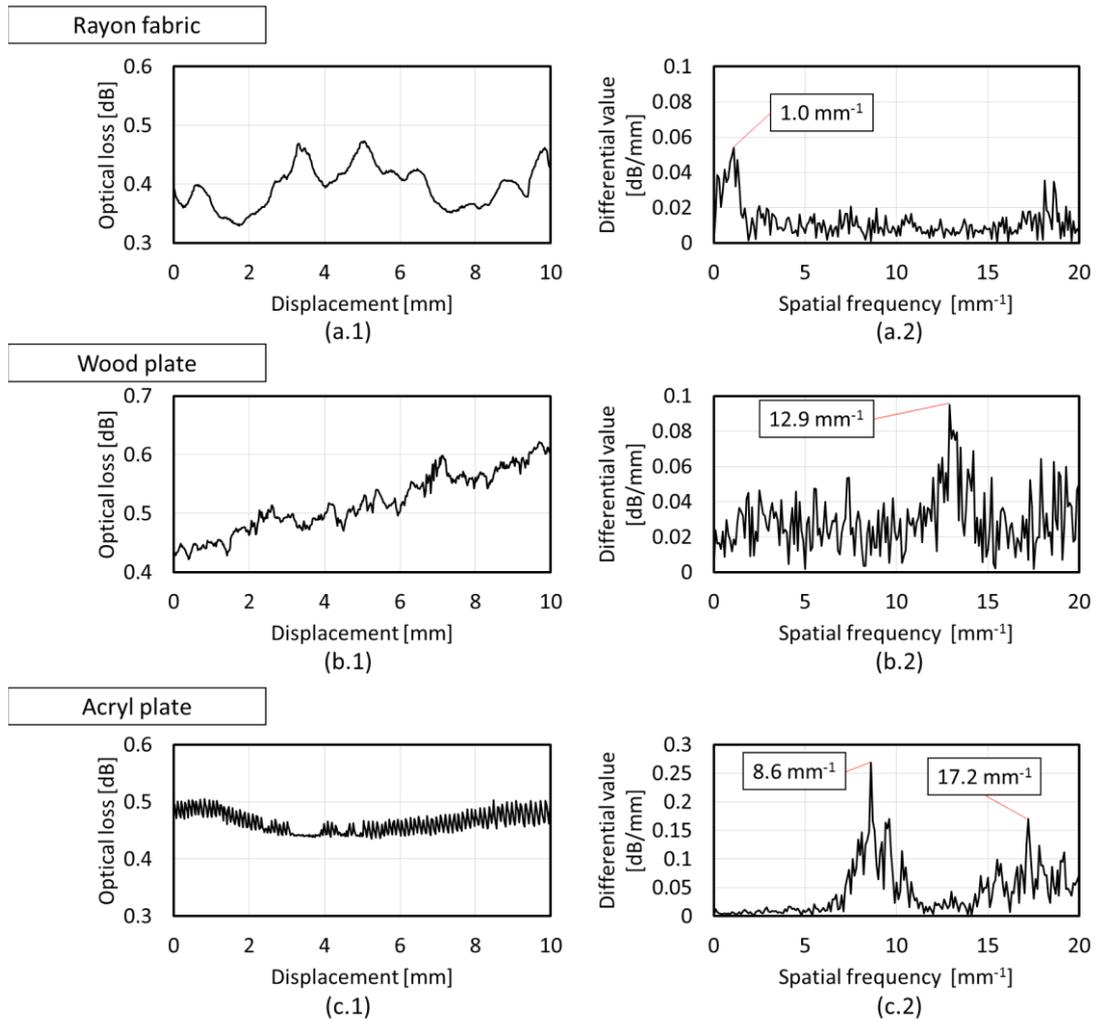


Fig.3-9 Sensor responses to non-periodic surfaces: (x.1) Time-domain optical loss responses and (x.2) spatial frequency spectra of differential value in the proposed tactile sensor: (x = a) rayon fabric, (x = b) wood plate, and

3.4.2. 硬さに関する質感評価

人間が認識する“硬さ”とは、押し込み動作によって対象から受ける反発力によって認識されるが、一概に“硬さ”といっても、例えばゴムと粘土を違う質感だと感じるように、単なる静的な反発力の大きさだけでなく、粘弾性特性に基づく動的な反発力に基づいて判別される。そこで本節では、異なる硬度をもつ同系統の物体と、粘弾性特性が異なる4種類の物体をそれぞれ用意し、それぞれが提示する“硬さ”に対するセンサの検出性能とセンサ応答の分析方法を検討した。以下に述べる“硬さ”は、対象の硬度及び粘弾性特性を含めたものとして定義する。

i) 同系統の試料に対する硬度の識別

まず、同系統の物体の硬さに対するセンサの識別性能を確かめるため、硬度の異なる9種類のシリコーンゴムにセンサを押し込んだときの光損失変化を計測した。シリコーンゴムはショア硬度A5°-80°で厚さ 3.00 ± 0.15 mmのものを用意した。本実験では、Fig. 3-10に示すように、センサをシリコーンゴムに対し速度0.10 mm/sで垂直に押下し、押し込み量0.30 mmにおける光損失値を計測した。センサの光損失値は中心波長 $1.31 \mu\text{m}$ のLED光源とフォトダイオードで、サンプリングレート50 Hzで計測した。Fig. 3-11にシリコーンゴムに対してセンサを押下した時に生じた光損失増加量を示す。Fig. 3-11(a)に示すように、センサに一定量の押し込みを与えた後、シリコーンゴムから受ける反発力に応じた光損失値が観測された。Fig. 3-11(b)に示すように、押し込み量が0.30 mmである間に計測された光損失値を比較すると、わずかに非線形性を帯びながら硬度に応じて単調に増加していることがわかる。この応答の非線形性は、センサの接触力に対する応答特性が非線形で

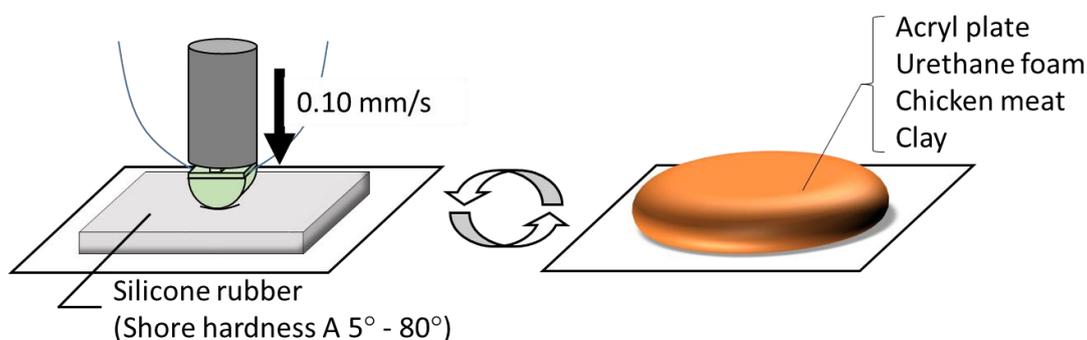


Fig.3-10. Experimental setup for the tactile sensor pushing into tested materials such as silicone rubbers with different hardness, acryl plate, urethane foam, chicken meat, and clay.

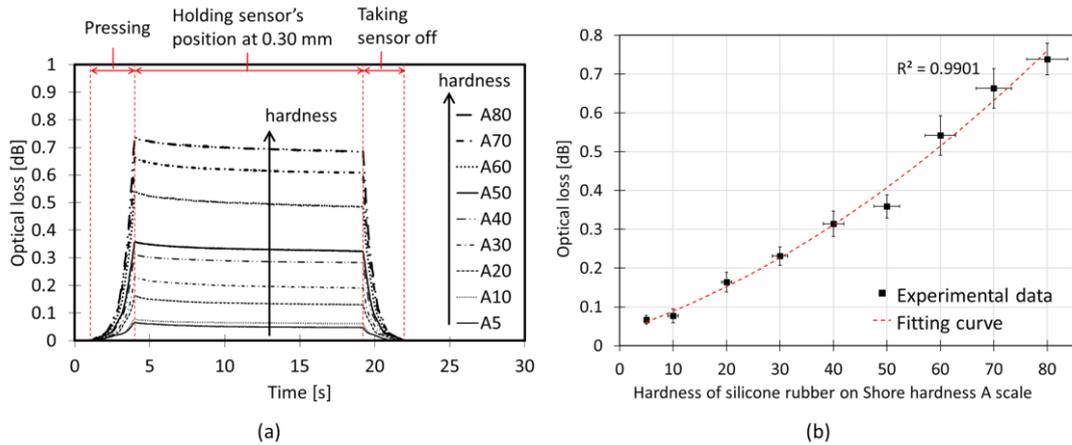


Fig.3-11. Optical loss responses of the tactile sensor to silicone rubbers with different hardness in the range of 5° - 80° in Shore hardness A scale: (a) Temporal profiles and (b) optical losses during the tactile sensor pushed into rubbers at 0.30 mm in depth.

ある (3.3.2 を参照) ことが主な原因であるが、およそ本実験で提示したシリコンゴムの硬度に対して本センサは十分な識別性能をもっていることが確認された。

ii) 粘弾性特性の異なる試料に対する硬さの識別

粘弾性特性が異なる物体の硬さを識別する方法を検討するため、アクリル樹脂と鶏肉、軟質ウレタンフォーム、粘土の 4 種類の試料に対してセンサ素子を一定量押し下し、そのときの光損失変化を計測した。用意した 4 種類のうち、アクリル樹脂は厚さ 10 mm の板状で最も硬い試料である。また鶏肉は不均質な生体軟組織であり、非線形的な粘弾性特性を有している。軟質ウレタンフォームは、連続気泡のセル構造を有した素材であり柔軟でクッション性の高い。粘土は微小粒子と粒子間の水分で構成され、外圧を受けると粒子間の配置が崩れるため可塑性が高い。これまで粘弾性を測定する手法は、動的粘弾性測定やクリープ試験による測定方法などが挙げられるが、本実験では一定の押し込み量に対して生じる応力緩和現象をもとに粘弾性特性の識別を行う。試料に対する押し込み量は、試料から受ける反発力の初期値が一定となるよう、センサの光損失値が 0.2 dB になるまで速度 0.10 mm/s で押し込み、その後応力緩和による光損失変化を計測するものとした。Fig. 3-12 に各試料への押し込みに対する光損失応答を示す。各試料ごとの光損失変化で見比べると、一定速度での押し込み時($t < 0$)では、上からアクリル板、粘土、鶏肉、軟質ウレタンフォームの順で光損失の増加率が高いが、応力緩和時($t > 0$)では上からアクリル板、軟質ウレタンフォーム、鶏肉、粘土の順で

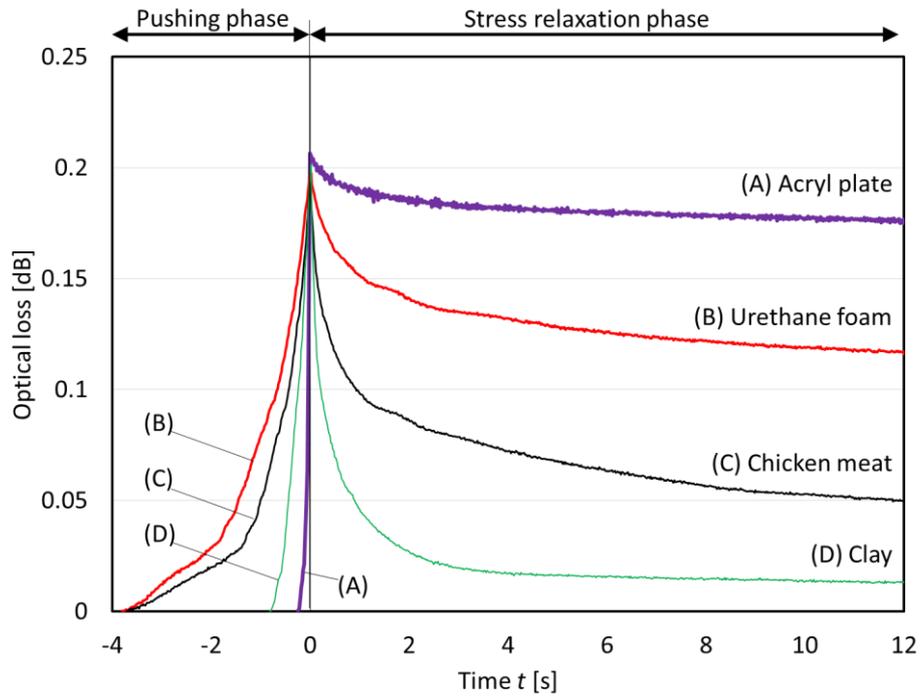


Fig.3-12. Temporal variations of optical loss for the tactile sensor pressing on four materials of acryl plate, urethane foam, chicken meat, and clay after the optical loss increment reached 0.2 dB by pushing the sensor.

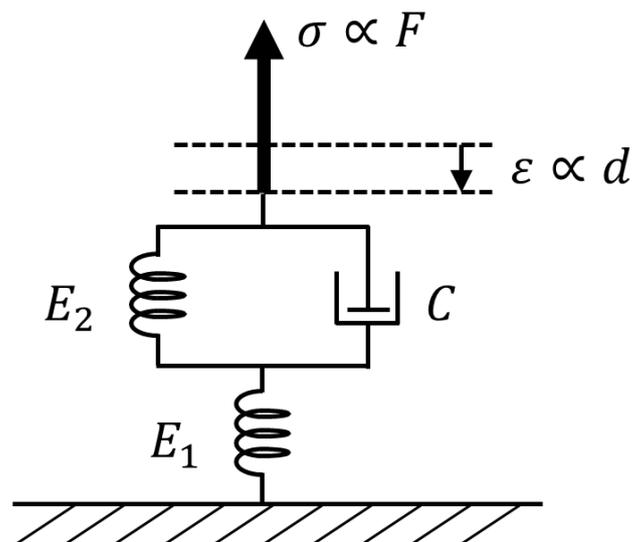


Fig.3-13. Schematic drawing of a three-element rheological model.

応力緩和による光損失の低下量が小さい。ここで述べる光損失値は、対象から受ける反発力に相当するため、たとえば粘土の場合、押し込み中には硬度の高い素材と同様の振る舞いをし、その後塑性変形により反発力が著しく低下する傾向が見られた。鶏肉と軟質ウレタンフォームは、押し込み中にセンサが受ける反発力に大きな差は見られないが、応力緩和によって明確な差異が生まれた。硬質なアクリル樹脂に対して観測された応力緩和は、アクリル樹脂の特性ではなくセンサ素子自体の粘弾性特性が反映されたものだと考えられる。結果として、各試料に対するセンサの押し込みによって取得された一定速度の押し込みに対する光損失変化および応力緩和現象により対象物の粘弾性特性を推測できることが示唆された。

応力緩和現象から特徴量を抽出する方法として、①3要素粘弾性モデルに基づく評価法、②Peleg's equation に基づく評価法、の二種類で評価を行なった。まず、3要素粘弾性モデルに基づく評価法について説明する。このモデルは、応力が歪に比例する弾性要素と歪速度に比例する粘性要素を含めたモデルであり、線形的な粘弾性特性を記述できる最もシンプルな材料モデルの一つである。Fig. 3-13 に本手法で用いる3要素粘弾性モデルの模式図を示す。モデルに示す E_1 , E_2 は弾性要素のヤング率、 C の粘性要素の粘性係数を意味する。また ε 及び σ は歪と応力を指し、それぞれ押し込み量と反発力に比例すると仮定する。歪 ε と応力 σ の関係式は以下のように表される。

$$\left(E_1 + E_2 + C \frac{d}{dt}\right) \frac{\sigma}{E_1} = \left(E_2 + C \frac{d}{dt}\right) \varepsilon \quad (3.3)$$

応力緩和時の場合、押し込み量は一定であるため ε は定数となるため、式(3.3)は σ の時間変化を示すこととなり、 σ に比例する反発力 F は以下のような指数関数として表される。

$$F(t) = F_0 [1 - c_{dec} \{1 - \exp(-t/c_{att})\}] \quad (3.4)$$

ここで、 F_0 は $t = 0$ における反発力の初期値を指し、パラメータ $c_{dec} = E_1/(E_1+E_2)$ は $t = \infty$ のときの反発力の減衰率を指す。また $c_{att} = C/(E_1+E_2)$ は反発力の減衰しにくさを指し、物体の変形に対する抵抗の程度を示す指標といえる。Fig. 3-4(a)から反発力 F_0 は光損失値から求められるので、最小二乗近似により応力緩和時の光損失波形から二つのパラメータを算出することができる。

一方、Peleg's equation は、非線形現象を含む粘弾性体の応力緩和曲線を記述することを目的に提案され、生体組織や混合物といった粘弾性モデルでは表現することが難しい物体の応力緩和曲線から経験的に導き出した近似式である[6]。本研究では、センサが計測した応力緩和曲線により高い精度で近似させるため、Myhan ら[7]が提案した、Modified Peleg's equation を用いて近似を行なった。Modified Peleg's equation は式(3.6)のように表される。

$$F(t) = F_0 \left(1 - \frac{t^n}{k_1 + k_2 t^n} \right) \quad (3.6)$$

$$\eta_r = \frac{1}{k_2} \quad (3.7)$$

$$\kappa = \frac{k_1 F_0}{k_2} \quad (3.8)$$

ここで、式(3.7)に示すパラメータ η_r は応力緩和による反発力の減衰率を指し、 $\eta_r = 1$ であるほど粘性体に近いことを意味する。また、式(3.8)に示すパラメータ κ はコンシステンシー指数を指し、変形に対する抵抗性の程度を意味する。Fig. 3-14 に式(3.6)に基づいて応力緩和曲線を近似した結果を示す。Fig. 3-14 から分かるように、各試料に対する近似曲線は3要素粘弾性モデルの近似曲線に比べて高い近似性が得られた。Fig. 3-15 に各試料における評価パラメータを比較した結果を示す。反発力の減衰率に相当するパラメータ c_{dec} と η_r 、また変形に対する抵抗性の程度に意味する c_{int} と κ をそれぞれ比較すると、Fig. 3-15(a), (b)に示すように、それぞれが同様の傾向を示すことが確認された。例えば、剛性の高いアクリル板は反発力の減衰率は最も低く、変形に対する抵抗は最も高い結果を示した。また塑性の高い粘土は反発力の減衰率は最も高く、変形に対しても最も抵抗性が低い結果を示した。一方、鶏肉における各評価パラメータは、評価法により大きな違いが見られた。その理由は、Fig. 3-14(a)から分かるように、3要素粘弾性モデルにおいて鶏肉に対する応力緩和の近似曲線の精度が低かったことによると考えられる。Fig. 3-15 より、近似性の高い Modified Peleg's equation によって得られた評価は、鶏肉が反発力の減衰率に関しては粘土に近く、変形に対する抵抗は軟質ウレタンフォームに近いという結果を示しており、鶏肉内の組織が押し込み動作によって徐々に破壊されて緩やかにかつ大きく変形したことを示唆している。

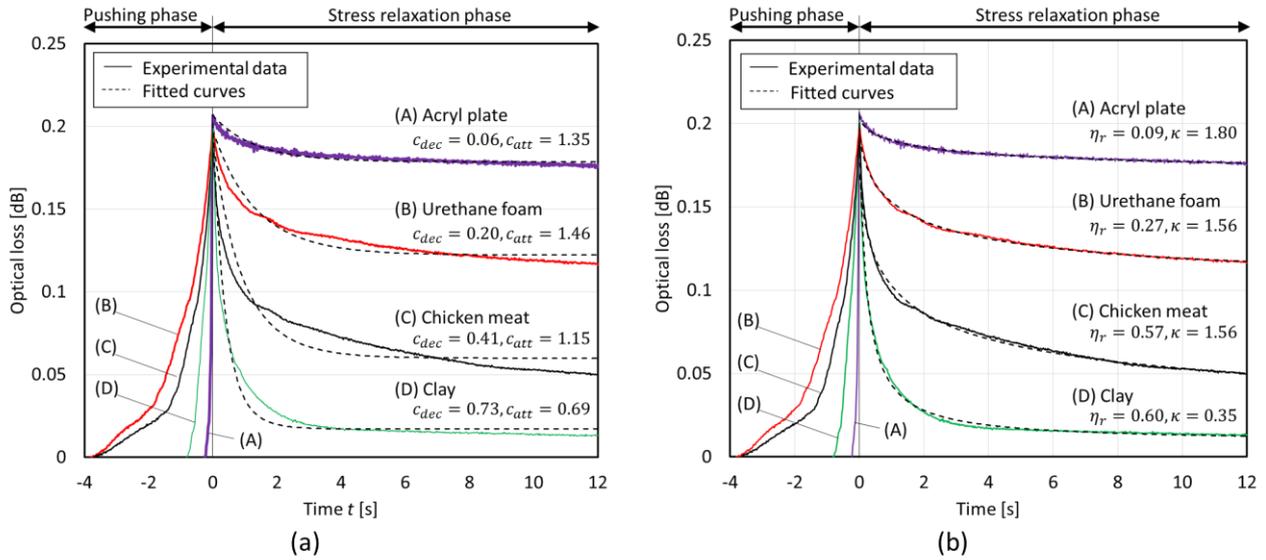


Fig.3-14. Relaxation curve evaluations based on (a) three-element rheological model and (b) modified Peleg's equation [7].

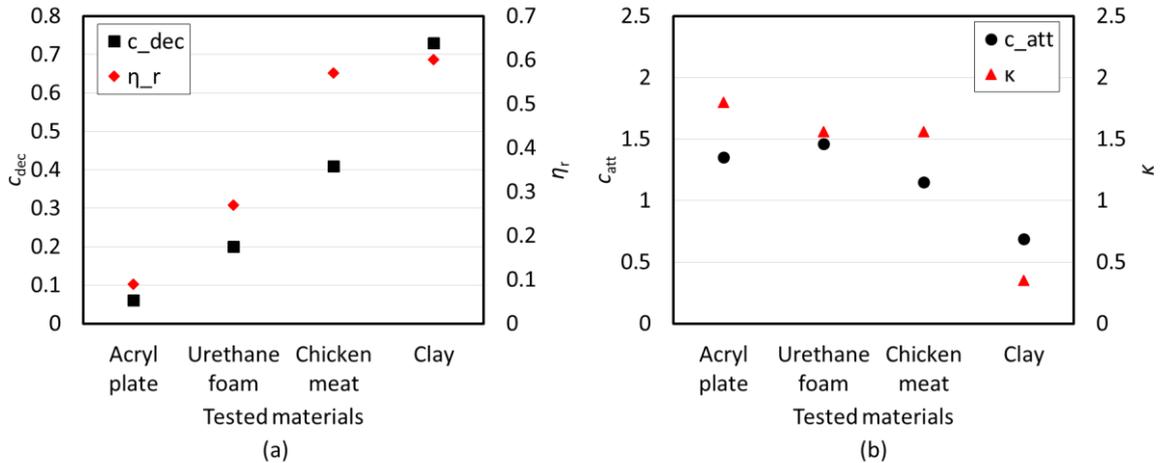


Fig.3-15. Evaluation parameters assessed by two evaluation methods: (a) Rates of force decrement described as c_{dec} and η_r , and (b) Resistance to deformation by press described as c_{att} and κ .

以上, i), ii)の実験結果から, 押し込み動作によって本センサ素子を用いて対象物の硬度や粘弾性といった硬さに関する情報を検出できる可能性が示唆された[8]. i)の実験では一定量の押し込みに対する反発力の大きさを, ii)の実験では押し込みを加えた後の応力緩和現象にそれぞれ着目したが, この二つの評価を一連の押し込み動作中に行なうことで物体がそれぞれ有している多様な硬さ情報の定量的な評価が期待される.

3.5. 触覚センサ素子の改良及び質感計測

3.5.1. センサ構造

前節で述べたヘテロコア光ファイバ触覚センサは、荷重に対する応答性と触感に対する十分な識別性能が確認されたが、一方で 2.5 N 付近を境に応答特性が変化するという課題があった。また、触覚センサによる粗さ検知において、二次平面的に分布する凹凸の形状をより高い精度で検知するためには、センサと対象物との接触面を小さくし、かつ対象物との摩擦による振動が少ないことが望ましい。そこで、改良型触覚センサ素子として、三点曲げ機構及び接触面を一新した触覚センサを考案した。Fig. 3-16 に提案する触覚センサ素子の構成を示す。本センサ素子は、先の触覚センサ

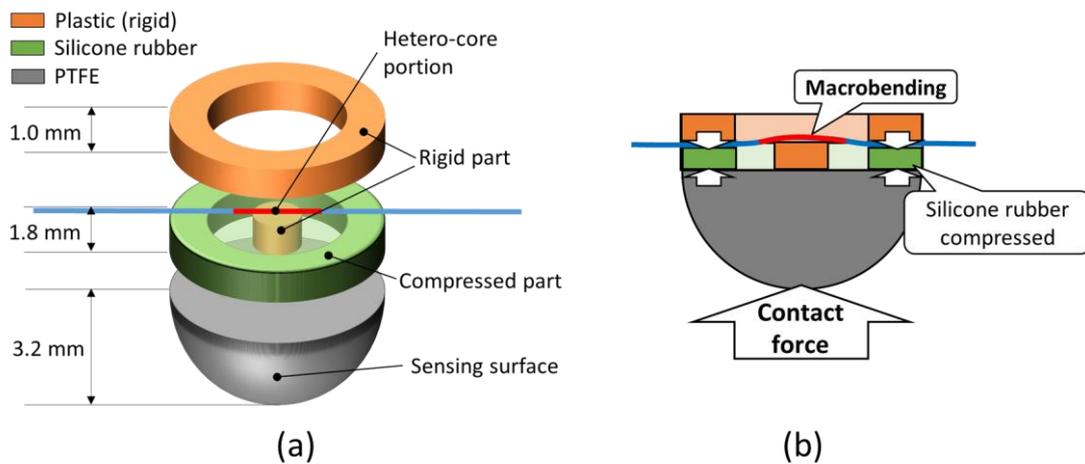


Fig.3-16. (a) Structure of a rubber-compression type tactile sensor and (b) sensing mechanism.

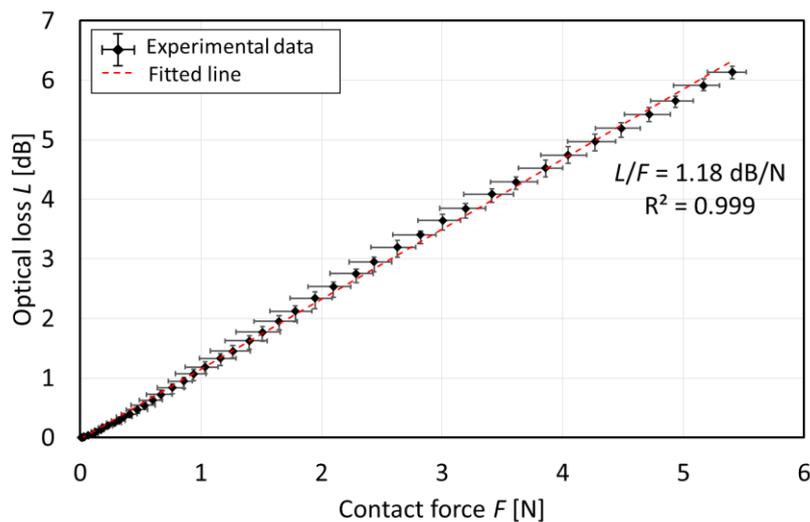


Fig. 3-17. Force property of the rubber-compression type tactile sensor.

素子がシリコーンゴムの歪に対して線型的な応答を得たことに着目し、接触力に対するゴム歪によってヘテロコア光ファイバセンサに曲率を与える三点曲げ機構を採用している。また本センサ素子は対象との接触部に半径 3.2 mm の半球形状をした低摩擦素材である PTFE 製 (PTFE = polytetrafluoroethylene) のものを用いた。この構造によって、半円柱状に比べて対象との接触範囲が小さくなった上に摩擦の影響を受けないため、二次平面的な凹凸面に対しても局所的な表面形状の検知が可能となる。Fig. 3-16 に本センサ素子に対して垂直な接触力を与えたときの光損失応答を示す。センサ素子に与えた接触力は、最大 5.4 N まで繰り返し 10 回与えられた。センサ素子の光損失値の計測は、3.3 節のセンサ素子と同様に中心波長 1.31 μm の LED 光源とフォトダイオードを用いて行なわれた。Fig. 3-16 に示すように、センサ素子の光損失値は接触力に対する 1.18 dB/N の感度で決定係数 $R^2 \approx 0.999$ という高い線形性が得られた。

3.5.2. 質感評価の応用例

ヘテロコア光ファイバ触覚センサによる表面粗さと硬さに関する質感評価法は、3.3 節で既に述べたとおりである。本節では、半球状の接触部を採用したことで可能となった質感評価の実施例を二つの場合で行い、それぞれの要求に対するセンシング性能を確かめた[9]。

i) 紙の質感評価

質感の異なる 3 種類の紙に対する表面粗さ・硬さの評価を、なぞり動作と押し込み動作によるセンサの応答をもとに行なった。本実験で用意した紙は、0.35 mm 厚で表面に光沢のある厚紙と、0.19 mm 厚で表面が粗い画用紙、0.09 mm 厚で印刷用に用いられる普通紙である。

なぞり動作では、Fig. 3-18(a)に示すように、各用紙に対してセンサ素子を 0.5 N 程度の接触力で押し当て、紙面に対して平行方向に速度 1.0 mm/s で移動させたときの光損失変化を計測した。本実験におけるサンプリング周波数は 50 Hz とした。Fig. 3-18 に各紙に対してなぞり動作を行ったときの光損失変化と、微分波形の空間周波数スペクトルを示す。Fig. 3-18(b.2), (c.2), (d.2)を比較すると、空間周波数スペクトルに特徴的なピークは観測されなかったが、ランダムノイズが厚紙、画用紙、普通紙の順で大きくなる傾向が見受けられた。紙面のざらつきは不規則に絡み合う繊維によって生じるため、スペクトルで観測されるランダムノイズの大きさが紙のざらつきの程度に相当す

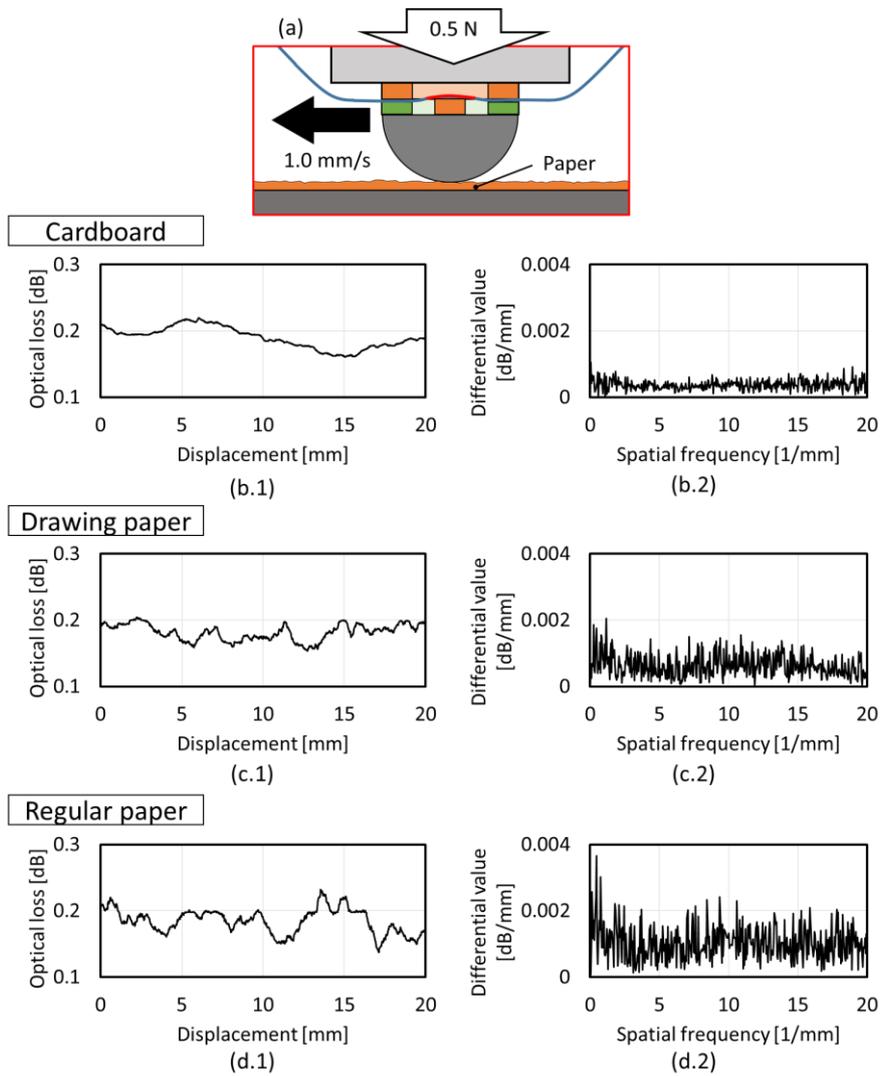


Fig. 3-18. Roughness discrimination by the tactile sensor in case of three papers: (a) Schematic view of experimental setup. (x.1) Optical loss variation as a function of scanning displacement and (x.2) spatial spectra of the differential data. Tested papers were cardboard (x = b), drawing paper (x = c), and regular paper (x = d).

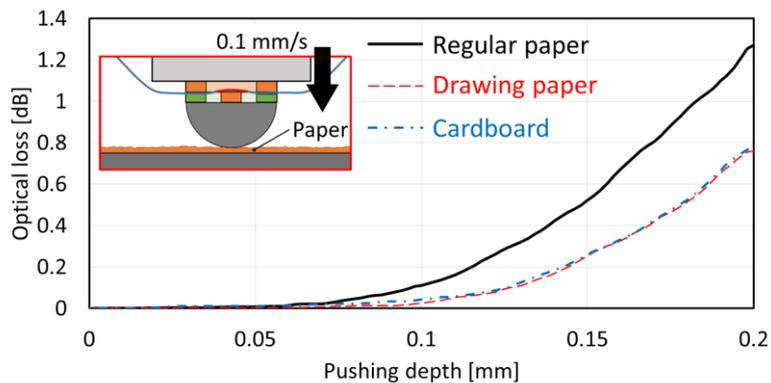


Fig. 3-19. Hardness discrimination of three papers by the tactile sensor pressing on the papers at 0.1 mm/s.

ると考えられる。

押し込み動作では、各紙に対してセンサ素子を速度 0.1 mm/s で垂直に押し当て、そのときの光損失変化を計測した。計測機器及びサンプリング周波数は前述と同じである。Fig. 3-19 にそれぞれの紙への押し込みに対する光損失応答を示す。紙ごとの光損失の増加量を比較すると、普通紙は他の紙に比べて押し込みに対する反発力が大きく、画用紙と厚紙は押し込みに対してほぼ同程度の反発力が生じた。したがって、押し込みに対する反発力から 3 種類の紙の硬さを比較した場合、普通紙が最も硬く画用紙と厚紙の硬さは同等であることになる。ここで、一般的に同一の素材からなる物体では厚み大きい反発力が低下するため[10]、最も厚みの小さい普通紙を硬く感じられたといえる。以上の結果から、紙のような薄くて表面に規則性を持たない対象に対して、なぞり動作と押し込み動作によって得られる光損失応答をもとに質感評価を行えることが判明した。

ii) 物体内部の異物判定

内部に異物のある柔軟な物体に対して、本センサ素子で触診することで異物の位置や形状を特定できるか検証するため、内部に形状の異なる硬い異物があるシリコーンゴムを 2 種類用意し、本センサ素子を表面に押し当てたときの光損失変化を計測した。Fig. 3-20 に実験構成及び対象となるシリコーンゴムの構造を示す。用意したシリコーンゴムは 30 mm 四方で厚さが 7 mm あり、表面から 1 mm ほど内部に突起状または直線状のプラスチック製の異物が存在する。センサ素子はシリコーンゴム表面を垂直方向に 1.2 mm ほど押下し光損失値を計測した。素子の接触位置は 2 mm 間隔で 25 箇所とした。Fig. 3-20 にそれぞれのシリコーンゴム試料の各点にセンサ素子を押し下したときの光損失変化量を示す。Fig. 3-20 に示す異物の位置と光損失分布を比較すると、計測された光損失分布からおおよそシリコーンゴム内部に存在する異物の位置や形状を特定できることが分かった。本実験では単一のセンサ素子を位置を変えながら検知したため 2 mm の空間分解能で光損失分布を計測できたが、実際にはセンサ素子をアレイ状に配置して同時に計測する必要があるため素子サイズによって空間分解能が低下してしまう。そのため、アレイ状にしたセンサ素子で本実験のような空間分解能を実現するためには素子サイズを 2 mm 以下に小型化する必要がある。

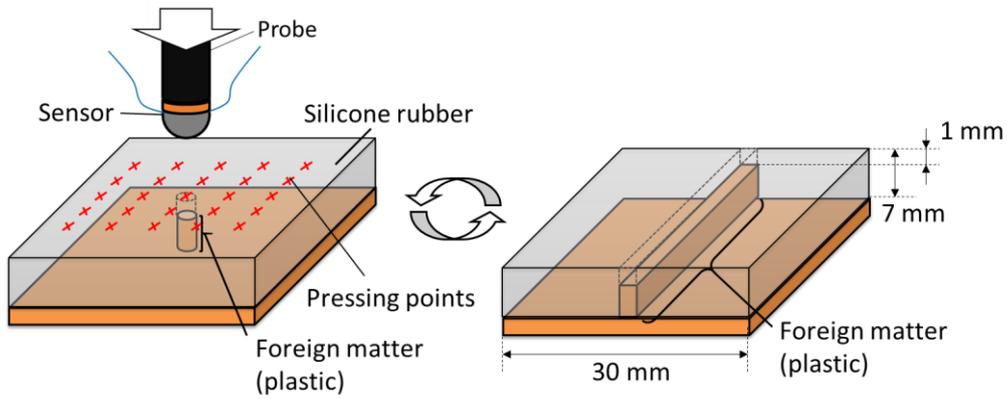


Fig. 3-20. Schematics of foreign matter detection in soft silicone rubbers by the sensor pressing on the rubbers with changing pressing points.

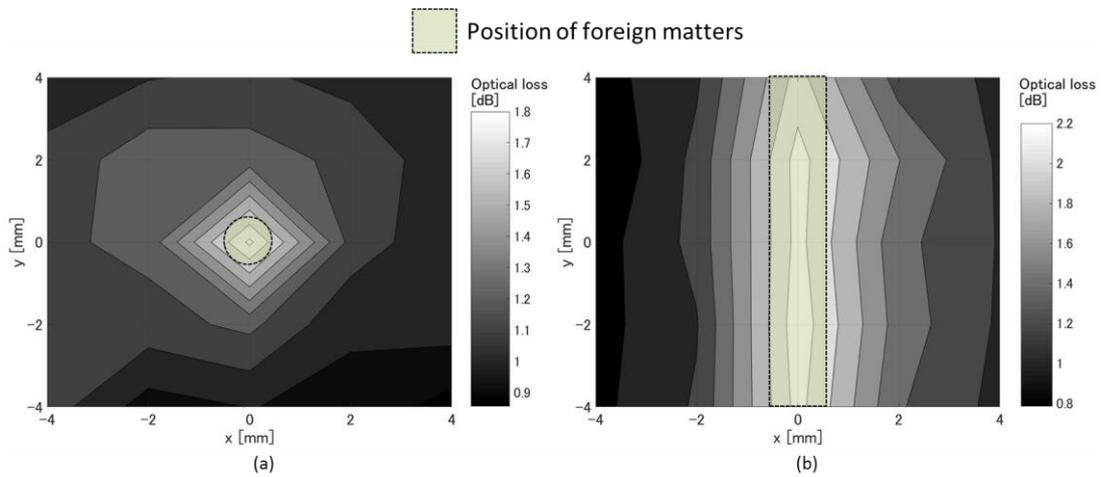


Fig. 3-20. Optical loss distributions on the surface of silicone rubber with (a) a dot foreign matter and (b) a linear foreign matter, when the sensor pressing by 1.2 mm in depth.

3.6. 構造物への埋め込み時における課題

本章ではこれまでに、伝送型ヘテロコア光ファイバセンサを用いた小型触覚センサ素子を考案し、硬さ・粗さといった触覚情報に対するセンシング性能を持つことを実験的に明らかにしてきた。本節では、本センサ素子を構造物に実装することを想定し、構造物の一例であるロボット指への埋め込み時において生じたセンサ素子の課題について述べる。

本実験で用いるロボット指は、人間型ヒューマノイドロボットとして開発された InMoov[11]の人差し指を採用し、指先端部の構造を触覚センサ素子が埋め込める構造に改良した。Fig. 3-21 に改良したロボット指先端および触覚センサ素子の構成を示す。Fig. 3-21(a)に示すように、ロボット指先端部は指の腹に当たる部分に触覚センサが配置できる窪みを有し、センサ素子及びファイバ伝送路がロボット指に沿って配線できるよう設計した。InMoov におけるロボットハンドはワイヤ駆動方式による動作制御を想定して中空構造になっているため、触覚センサから伸びる 2 本のファイバ伝送路がロボット指の中空部に配線できるよう、指先端部両端にファイバ伝送路用の溝を設けた。ロボット指が皮膚のような弾性をもつ皮膚素材で覆われる場合、触覚センサ素子と接触対象との間に皮膚素材が介在すると、皮膚素材が緩衝材となって触覚情報のセンシング性能が低下する。そのため Fig. 3-21(b)に示すように、触覚センサのセンシング性能を落とさず実装するには、素子の接触部先端が皮膚素材から突出している必要がある。触覚センサ素子を備えたロボット指は、Fig. 3-21(c)に示すように屈曲動作にファイバ伝送路が追従し、指先先端における触覚情報を反映した光損失変化がロボット指中空を配線されたファイバ伝送路に伝達される。

このように提案する触覚センサ素子をロボット指に埋め込むにあたって、触覚センサ素子の構造に 3 つの課題点が存在する。まず触覚センサを伝搬する光強度は、センサ素子周辺で伝送路への曲率半径 3.0 mm 程度まで曲げられることで 2 dB 程度の曲げ損失が生じており、光強度の減衰による S/N 比の低下が懸念される。次に、指先に埋め込めるセンサ素子数も 2 個以上設置することは難しく、センサの空間分解能を向上させるにはセンサの素子サイズ及びファイバ伝送路の配線方法を改善する必要がある。更には、前述したように触覚センサ素子のセンシング性能と構造物の柔軟性はトレードオフの関係にあり、本センサ素子の構造は柔軟な構造物への埋め込みには適していない。

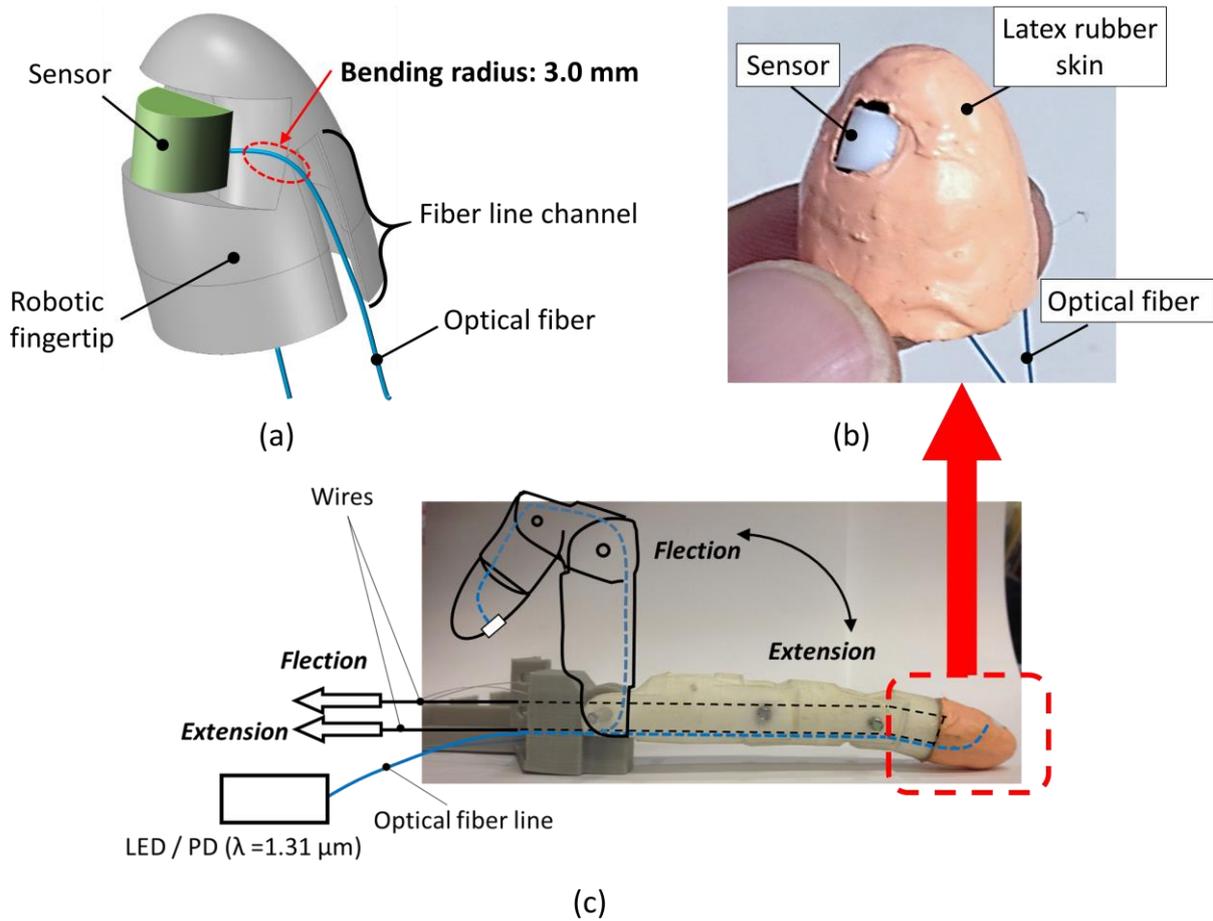


Fig. 3-21. Schematic view of a humanoid robotic fingertip which contains a proposed tactile sensor, (b) a photograph of the fingertip, and (c) an overview of an InMoov robot finger with the tactile sensor.

上記の課題は、ヘテロコア光ファイバセンサに効率よく曲げを与えるために三点曲げ機構及び接触部を設けたことで、センサ部においてファイバ本来の細径・柔軟であるという特徴が損なわれたことに起因する。またセンサ素子周辺で生じる伝送路曲げの問題も、ファイバ伝送路上に終端反射ミラーを設けて伝送路を一本にすることで曲率がかなり軽減されることが期待できる。以上の点を踏まえて、より構造物への埋め込みに適したセンサ構造を検討する必要がある。

3.7. 結言

本章では、構造物に触知覚機能を与えるために伝送型ヘテロコア光ファイバセンサを用いた小型触覚センサ素子を提案し、接触力に対する応答特性、及び硬さ、粗さといった質感情報に対するセンシング性能の検証を行ってきた。提案したセンサ素子は、触覚情報を効率よくヘテロコア光ファイバに伝えるために三点曲げ機構を備えており、素子が受ける接触力に対してヘテロコア部に曲率が加わり光損失変化を生じる。本センサは、異なる硬度あるいは粘弾性特性を有する物体に対して押し込み動作において異なる光損失値の時間応答を示し、触れる対象の表面粗さに対してもなぞり動作における光損失変化に対象の形状に応じた周波数成分が表れることを検証した。以上の結果は、これまでの圧力計測を主とした光ファイバセンサと比べて、本センサが多様な触覚情報に対するセンシング性能を有することを保証するが、一方で、構造物への埋め込みやすさという観点では、本研究の目的である構造物の触知覚化を実現するセンサ構造とはいえない。そこで次章からは、構造物への埋め込みに適した新たなセンサ形態として終端反射型ヘテロコア光ファイバセンサを採用し、柔軟な構造物に埋め込んで触知覚化できる触覚センシング手法の実現を目指す。

参考文献

- [1] S. Okamoto, H. Nagano, and Y. Yamada. "Psychophysical Dimensions of Tactile Perception of Textures," IEEE Transactions on Haptics, vol.6, no.1 (2013): pp.81-93.
- [2] S. J. Lederman, and R. L. Klatzky. "Hand movements: A window into haptic object recognition," Cognitive psychology, vol.19, no.3 (1987): pp.342-368.
- [3] H. Sasaki, Y. Kubota, and K. Watanabe. "Sensitivity property of a hetero-core splice fiber optic displacement sensor," Proc. of SPIE, vol. 5579 (2004): pp.136-143.
- [4] M. Nishiyama, M. Miyamoto, and K. Watanabe. "Respiration and body movement analysis during sleep in bed

using hetero-core fiber optic pressure sensors without constraint to human activity,” *Journal of biomedical optics* vol.16, no.1 (2011): pp.017002-017002.

- [5] 山崎大志, 小山勇也, 渡辺一弘. “ヘテロコア型光神経触覚センサによる接触面の微細形状判別,” *電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集* 2013.2 (2013): p.355.
- [6] M. Peleg. "Considerations of a general rheological model for the mechanical behavior of viscoelastic solid food materials," *Journal of Texture Studies*, vol.7, no.2 (1976): pp.243-255.
- [7] R. Myhan, M. Markowski, T. Daszkiewicz, P. Zapotoczny, and P. Sadowski. “Non-linear stress relaxation model as a tool for evaluating the viscoelastic properties of meat products,” *Journal of Food Engineering*, vol.146 (2015): pp.107-115.
- [8] H. Yamazaki, M. Nishiyama, and K. Watanabe. "Tactile sensing for object identification based on hetero-core fiber optics," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol.247 (2016): pp.98-104.
- [9] H. Yamazaki, M. Nishiyama, K. Watanabe. "A hemispheric hetero-core fiber optic tactile sensor for texture and hardness detection," In *SPIE OPTO* (pp. 97540X-97540X). International Society for Optics and Photonics.
- [10] 谷充博, 佐久間淳, 篠宮将光. “球圧子の押込試験による軟材料の厚さと Young 率の計測,” *日本機械学会論文集 A 編* 75 卷 755 号 (2009): pp.901-908.
- [11] InMoov open-source 3D printed life-size robot, <http://www.inmoov.fr/>

第4章 柔軟物に埋め込み可能なヘテロコア光ファイバ式機械受容器

4.1. 緒言

前章で提案した伝送型ヘテロコア光ファイバセンサによる触覚センサ素子は、ヘテロコア光ファイバセンサの触覚情報に対する優れたセンシング性能を明らかにしたが、構造物への埋め込みやすさに関してはいくつか課題点が存在した。そこで本章では、ファイバ伝送路の一端に銀鏡を設けた終端反射型ヘテロコア光ファイバセンサを採用し、より構造物内部に埋め込みやすく構造物の触覚化に適したセンサ素子を提案する。このセンサ素子は、前章で述べた触覚センサ素子のような曲げ機構をあえて設けず、人間の皮膚中における機械受容器が皮膚の変形をもとに触覚情報を感知するように、埋め込まれた構造物の機械変形量を検知する。素子のセンサ性能は埋め込む対象物の機械的性質に大きく依存しているため、素子単体が特定の物理量を計測するセンサではなく、あくまで構造物の変形に反応する機械受容器として機能する。そこで本論文では、このセンサ素子をヘテロコア光ファイバ式機械受容器と呼ぶこととする。このセンサ形態は、素子サイズを光ファイバ程度まで最小化することができる上、素子から伸びるファイバ伝送路は一本となることで配線時の伝送路曲げが軽減できる。また、構造物を知覚化する光神経システムという光ファイバセンサのコンセプトを触覚センシング分野において体現した形態ともいえる。

一般に触覚センサを弾性体内部に埋め込むとき、弾性体が空間領域でのローパスフィルタとして機能するため、埋め込みの深さや弾性体の内部構造によって埋め込まれたセンサの性能が大きく変化する[1]。そこで本章では、ヘテロコア光ファイバ式機械受容器の構造及び受容器自体のセンシング性能について述べた後、シリコーンゴムに受容器を埋め込んだ場合の空間解像度及び感度について評価する。

4.2. ヘテロコア光ファイバ式機械受容器

4.2.1. 受容器構成

Fig. 4-1 にヘテロコア光ファイバ式機械受容器の構造を示す。この機械受容器は、ヘテロコア光ファイバセンサの伝送路をヘテロコア部付近で切断し、切断面に鏡面加工を施すことで作製される。素子の切断面は鏡面での反射率を高めるために、切断した終端部をセラミック製フェルール(SFLC126, Thorlabs, Inc.)で覆って補強してから、ファイバコネクタの製作工程に則って垂直研磨を施した[2]。この措置は、垂直研磨をしない場合に鏡面を設けた場合に機械受容器の応答の安定性が著しく低下したために設けたものである[3]。ヘテロコア部は受容器先端部が接触力を受けたときに曲率が受けやすいよう、フェルール付け根から 2.0 mm の位置になるよう作製した。Fig. 4-1(b)に示すように、ヘテロコア部に曲率が加わるとき、ファイバのコア層を伝搬する光はヘテロコア部で一部漏洩し、受容器終端で反射してから再度ヘテロコア部で一部が漏洩してファイバ伝送路を逆方向に伝搬する。また Fig. 4-1(c)に示すように、ヘテロコア部を二度伝搬した光の損失量は、中心波長 1.31 μm の LED 光源とフォトダイオードを光分岐器を介して接続することで、フォトダイオードが受ける光強度の変化から計測することができる。

これまでの伝送型ヘテロコア光ファイバセンサは、センサ部両端から伸びるファイバ伝送路をうまく取り回して計測器まで配線しなければならず、例えばロボットハンドの指先のような細長い構造物内部にセンサ素子を埋め込むためには伝送路に過度な曲率を与える必要があった。その上、ヘテロコア部に効率よく曲率を与えるためにヘテロコア部の周囲に曲げ機構を設けていたため、光ファイバ自体の細径・柔軟な構造がセンサ部では生かせないことが多かった。提案するヘテロコア光ファイバ式機械受容器は、終端反射構造によってセンサ部から延びる伝送路数は一本で足りるため、伝送路の配線条件による実装対象の制約が解消された。また、センサ部周辺に曲げ機構を設けなくとも、伝送路の一点が固定してあれば、Fig. 4-1 に示すように受容器先端部が受ける接触力に対してヘテロコア部に曲率を付与することが可能である。

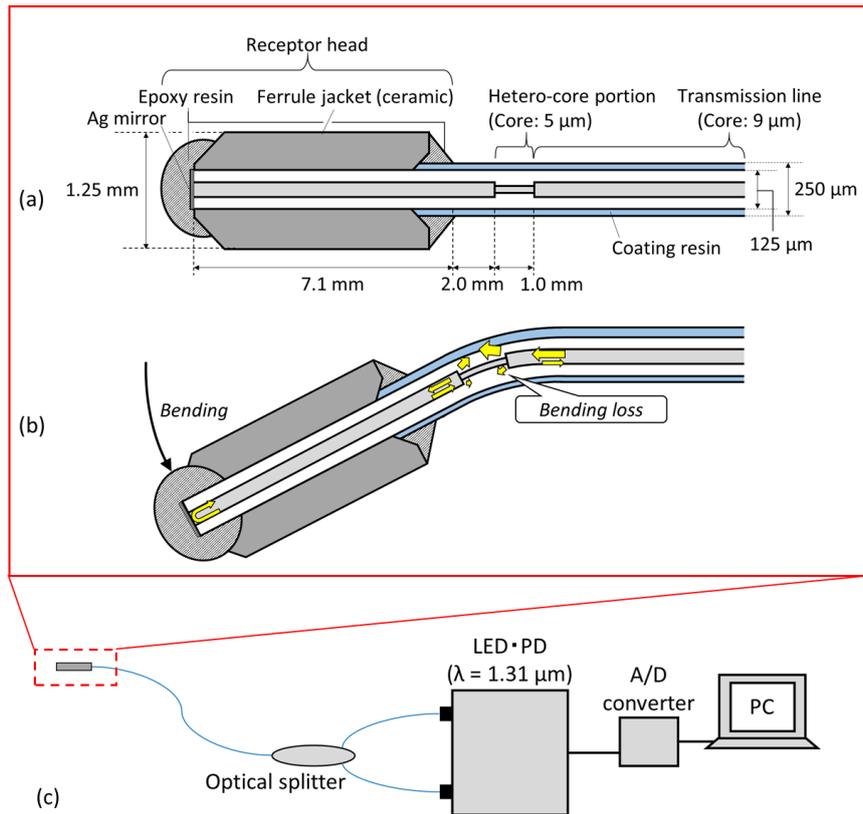


Fig.4-1. (a) Structure and (b) sensing mechanism of a hetero-core fiber optic based mechanoreceptor, and (c) a schematic drawing of measurement instruments.

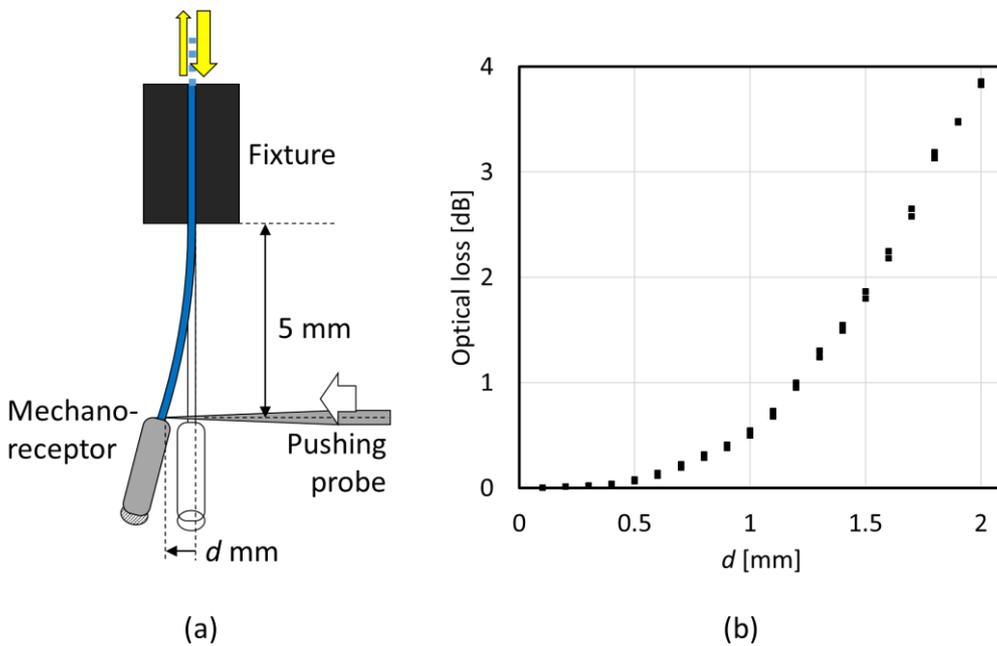


Fig.4-2. Optical loss response of the fiber optic mechanoreceptor to bending by means of a sharp probe pushing the joint of the receptor head.

4.2.2. 基本曲げ特性

Fig. 4-2 に提案する機械受容器そのものの変形に対する応答特性を示す。Fig. 4-2(a)に示すように、本実験では機械受容器の伝送路を鉛直方向に固定し、フェルルールから成る受容器先端部の付け根に探針を水平方向に押し当てた。機械受容器の固定位置は、フェルルールの付け根から 5 mm の位置とした。また、探針の押し込み変位は、0.1 mm 刻みで 2.0 mm までとした。また光損失値の計測は Fig. 4-1(c)に示す構成で行った。Fig. 4-2(b)に機械受容器の押し込み変位に対する光損失応答を示す。受容器の光損失値は押し込み変位に合わせて単調に増加することが確認された。受容器の感度は、押し込み量が 0.5 mm 以上とある程度の曲率がある場合に高いため、受容器を柔軟物に実装するときは予め曲率がかかるように埋め込むことが望ましい。

4.3. 柔軟体へ埋設時の特性

柔軟体に埋め込まれた機械受容器は、埋め込まれた受容器の深さによって感度や時空間周波数応答性が変化することが予想される[1]。そこで、深さを変えて埋め込まれた機械受容器 2 点をもつ柔軟体を試験的に作製し、柔軟体へ接触に対する各受容器の応答特性を確かめた。また、柔軟体に埋め込まれた受容器が最大でどれだけの空間解像度をもつかを推定するために、柔軟体の空間的フィルタ機能の影響が最小限である柔軟体表面に受容器を 2 点埋め込み、空間的な応答性を確かめた。Fig. 4-3 に本実験で用意した二つの柔軟体試料 (type I, II) の構成を示す。type I, II はそれぞれ 2 点の受容器を異なる深さまたは位置で埋め込まれており、シリコーンゴム (KE-1308, 信越シリコーン製) で作製した。type I は、Fig. 4-3(a)に示すように、受容器 R1 の先端が柔軟体試料の表面から 7.5 mm の深さに、受容器 R2 の先端が試料表面に来るように埋め込んだ。また Fig. 4-3(b)に示すように、type II における受容器 R1 と受容器 R2 は、どちらも先端が柔軟体試料の表面に来るように、10 mm 離れて並列になるよう埋め込んだ。

Fig. 4-4 に、柔軟体試料の応答特性評価実験の構成を示す。柔軟体試料は水平可動ステージ上に設置され、垂直可動ステージに設置されたフォースゲージ先端の直径 10 mm の半球状の探針によって 0.1 mm 刻みで最大 1.5 mm まで表面を押し込まれる。探針を押し込まれたときの接触力はフォ

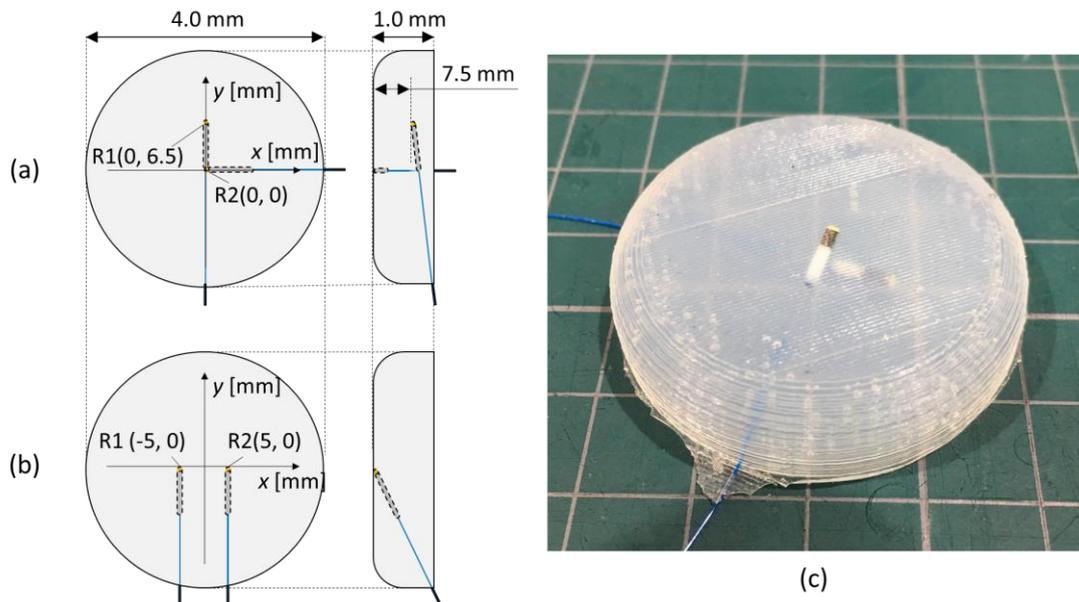


Fig.4-3. Silicone rubber specimens with two fiber optic mechanoreceptors embedded at different positions and depths: (a) Type I in which the mechanoreceptors are embedded at different depths, (b) type II in which the mechanoreceptors at different positions, and (c) a photo of type I.

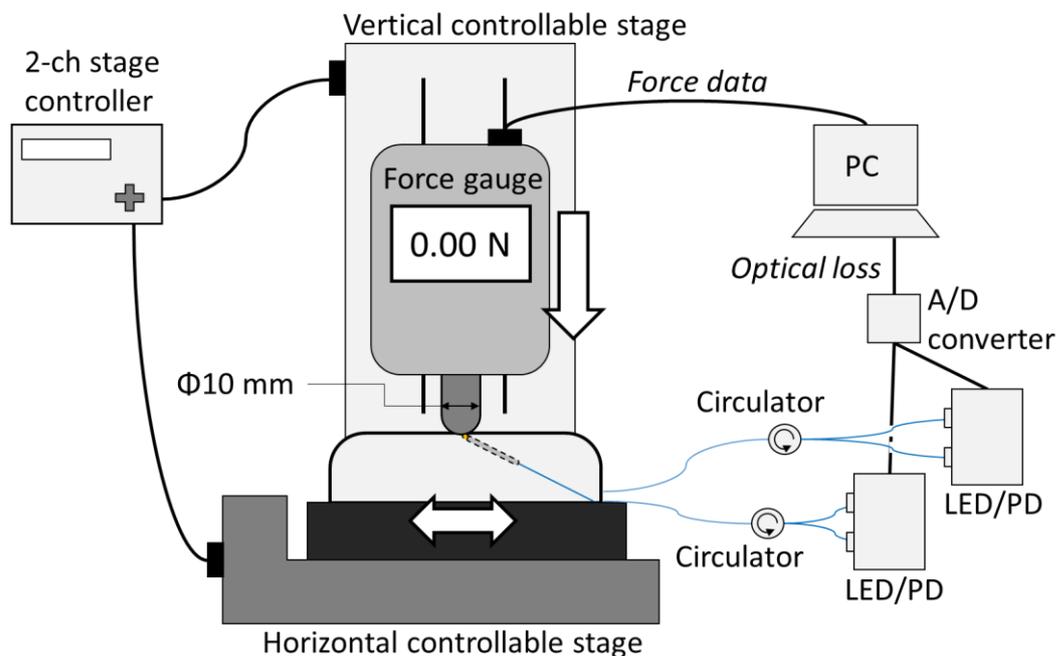


Fig.4-4. Experimental setup for receptors performance evaluations with respect to spatial resolution and sensitivity in cases of silicone rubber specimens type I and II.

ーステージによって計測される。また受容器 R1, R2 の光損失変化は、サーキュレータを通して LED/PD 計測器により計測される。探針の接触位置は、Fig. 4-3(a), (b)に示す x 軸, y 軸沿いにそれぞれ 1 mm 間隔の格子状になるよう設定し、水平可動ステージを用いて調整した。

i) 埋め込み深さによる応答特性の比較

柔軟体試料 type I において、各接触位置における受容器 R1,R2 の感度を比較した。Fig. 4-5 に(x, y) = (0, 0), (0, -3)における光損失応答を示す。各位置における R1, R2 はいずれも接触力に対して線形的な光損失応答を示し、光損失増加率 dL/dF を比較すると、柔軟体表面に受容器の先端が存在する R2 が R1 に比べて感度が高いことが確認された。一方、各受容器における感度の接触位置による差異を比較すると、R2 の感度は(x, y) = (0, 0)に比べ(x, y) = (0, -3)では4分の1以下に低下したのに対し、R1 の感度は(x, y) = (0, -3)と比較して(x, y) = (0, 0)ではほぼ半分程度しか低下しなかった。各点における感度を比較するために、それぞれの位置における光損失応答を比較した。Fig. 4-6 に各接触位置で計測した接触力と光損失応答から算出した、接触力 1 N における光損失変化量の分布を示す。ここで、各接触位置における計測は押し込み変位量を制御して行なわれたため、必ずしも接触力 1 N の光損失応答を実験的に計測したわけではない。そこで、接触力に対する光損失変化を二次関数として最小二乗近似し、近似波形を元に 1 N に対する光損失変化を算出したものを示している。Fig. 4-6(a), (b)に示す R1 及び R2 の光損失応答を比較すると、接触力に対する感度に関しては、R1 より R2 の方が高く、光損失値の分布の広さに関しては、R2 より R1 の方が表面全体に感度が広がっているように見られる。この結果は、Fig. 4-6(c)に示す、x = 0 軸上での光損失値の増加量を比較した結果からも明らかである。Fig. 4-6(a)における y > 0 の領域で、接触位置が受容器の先端部に当たるフェルールの上方を押し込んだにも関わらず光損失値が低下した理由は、埋め込み時にわずかに湾曲したヘテロコア部が先端部を押されることで曲率が緩和する方向に変形したためと考えられる。いずれにしても、柔軟体素材が受ける接触力に対する受容器の応答特性は、感度と空間解像度の観点から見て埋め込みの深さによって調整できることが明らかになった。

ii) 機械受容器の並列埋め込み

柔軟体試料 type II において、i)と同様に各接触位置における受容器 R1,R2 の感度を比較した。Fig.

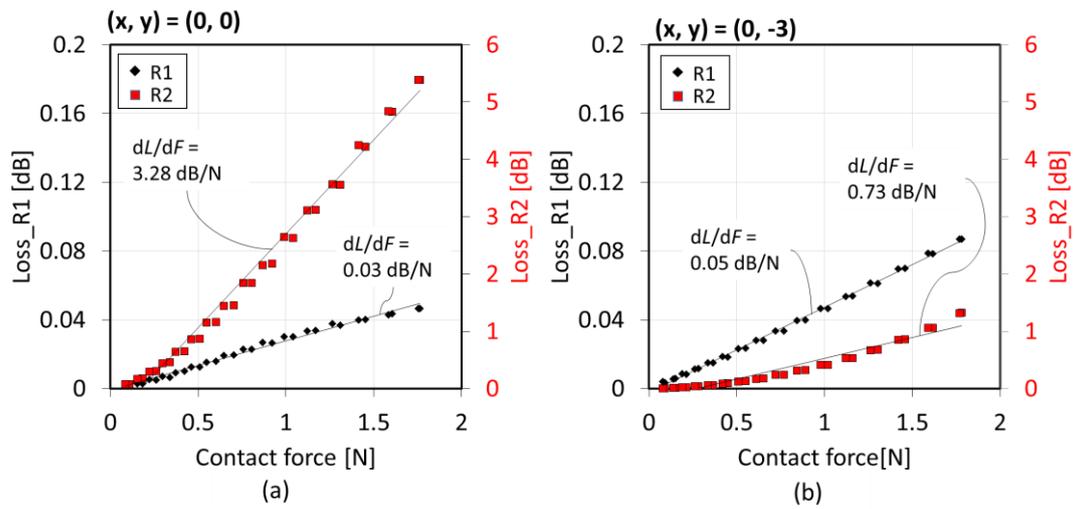


Fig.4-5. Optical loss increments of receptors R1 and R2 of type I in reaction to contact force at two representative positions of (a) $(x, y) = (0, 0)$, and (b) $(x, y) = (0, -3)$.

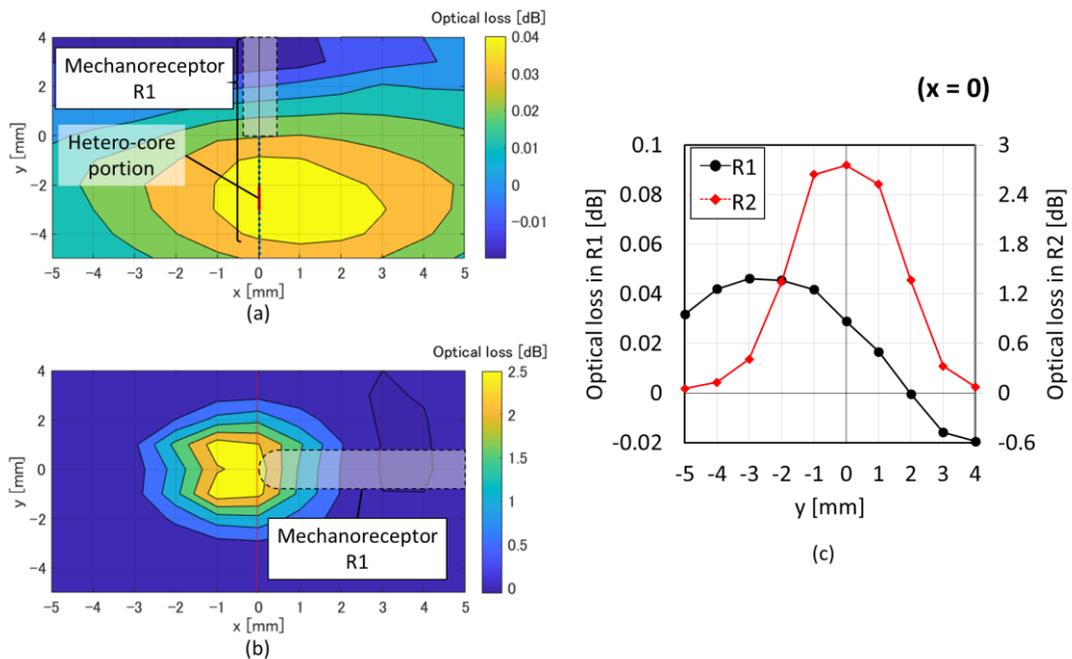


Fig.4-6. Spatially-distributed sensitivities of R1 and R2 with respect to optical losses when the 1-N force applied to the silicone rubber specimen type I: (a) Optical loss responses in R1, (b) those in R2, and (c) comparison of sensitivity distribution between R1 and R2 on the x-axis.

4-7に各受容器の先端が位置する $(x, y) = (-5, 0), (5, 0)$ における光損失応答を示す。いずれの接触位置においても、接触位置に先端が位置する受容器が最も高い感度を示し、もう一方の受容器はほとんど光損失値は変化しなかった。Fig. 4-8に各接触位置で計測した接触力と光損失応答から算出した、接触力1Nにおける光損失変化量の分布を示す。Fig. 4-8(a), (b)をそれぞれで、各受容器の先端部を中心として、柔軟体試料表面に局所的に感度が分布していることが確認された。Fig. 4-8(c)から分かるように、各受容器の感度分布は、受容器の先端を中心として正規分布のようにふるまい、およそ中心から5mm以内の接触に対して応答しているため、本構成では各点の接触に対する感知領域は重複しない。そのため、柔軟体表面に外部からの接触が生じた場合、どの受容器が応答したかによって10mm程度の分解能で位置を特定することが可能である[4]。また、各受容器の感度分布をみると、Fig. 4-8(c)から明らかなように、受容器の先端部が存在する位置から2mm以上離れると、光損失値は最大値の半分以下に低下する。そのため、例えば2mm間隔で受容器を配置した場合、隣り合う受容器の光損失応答を比較することで2mm程度の空間分解能で接触位置を推定することが可能である。

4.4. 結言

本章では、人間の皮膚と同等な能力をもつ皮膚型触覚センサの実現を目指し、皮膚の同等の柔軟性を持つ柔軟体に触覚機能を持たせるヘテロコア光ファイバ式機械受容器を提案し、機械受容器そのものの感度と柔軟体へ埋め込んだ場合の特性について評価した。

この受容器は、ヘテロコア光ファイバセンサ及びヘテロコア部付近に設けられた終端反射構造により構成される。終端部の光ファイバを固定するセラミック製フェルールは、付け根付近に設けられたヘテロコア部に効率よく曲率を付与する役割を果たす。受容器は、先端部が押し込まれることでヘテロコア部に生じる曲率に対して光損失が増加する傾向が確認された。また、受容器をシリコーンゴム製の柔軟体試料に複数点埋め込んだ場合に、受容器の埋め込まれた位置が表面から離れるほど接触に対する感度は小さく、より広域な検出領域をもつことが判明した。この結果は、柔軟体がもつ空間的ローパスフィルタの機能が反映されたものと考えられる。また、受容器が柔軟体の表

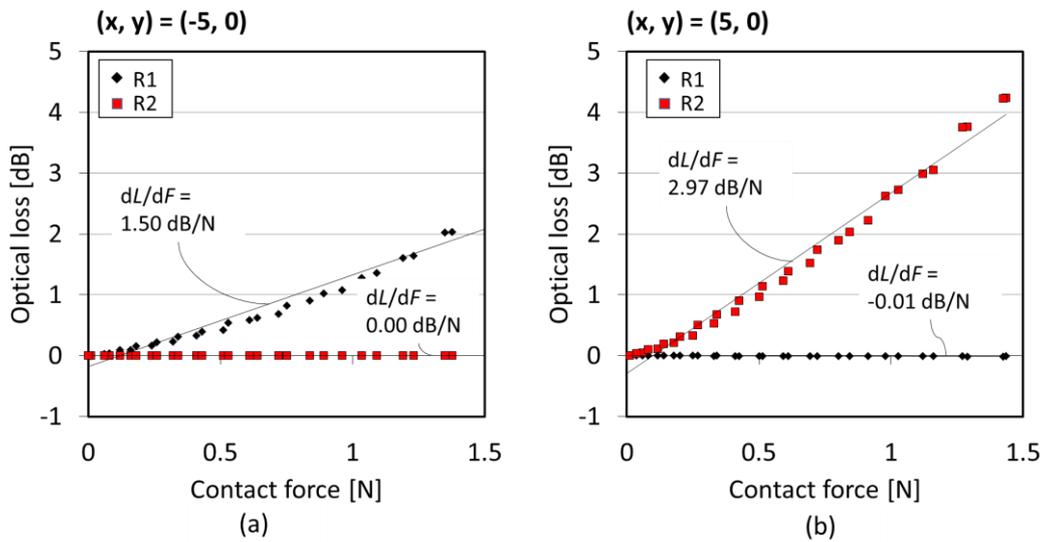


Fig.4-7. Optical loss increments of receptors R1 and R2 of type II in reaction to contact force at two representative positions of (a) $(x, y) = (-5, 0)$, and (b) $(x, y) = (5, 0)$.

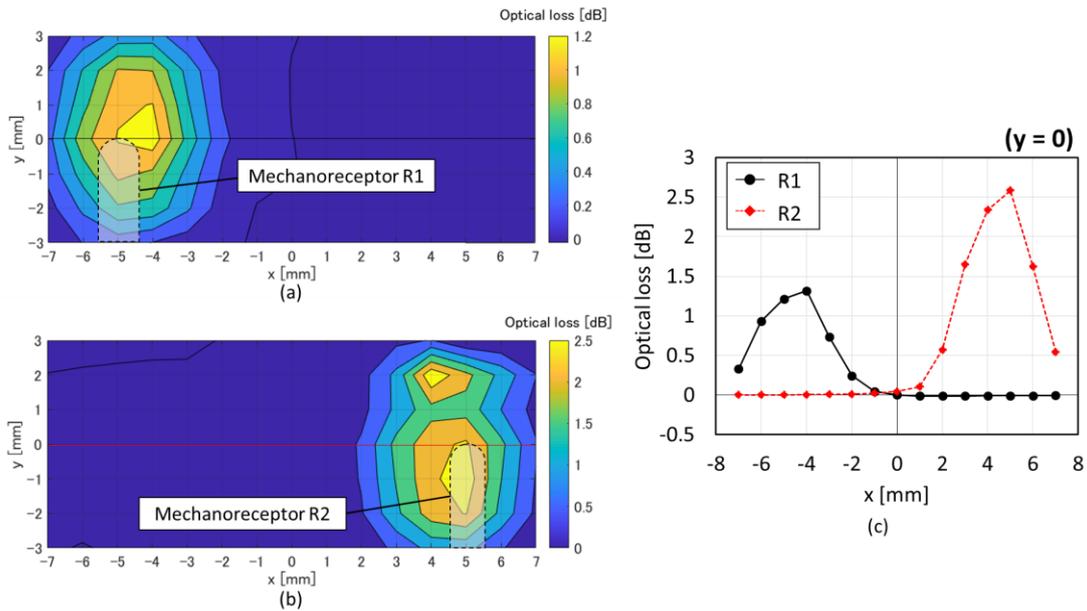


Fig.4-8. Spatially-distributed sensitivities of R1 and R2 with respect to optical losses when the 1-N force applied to the silicone rubber specimen type II: (a) Optical loss responses in R1, (b) those in R2, and (c) comparison of sensitivity distribution between R1 and R2 on the y-axis.

面近くに埋め込まれた場合、接触力に対して最大で 2.97 dB/N と高い感度を示した。また、受容器単体では直径 10 mm ほどの局所的な領域に感度があり、更に隣り合う受容器の応答を比較することで 2 mm ほどの空間分解能が得られる可能性が示唆された。

参考文献

- [1] 篠田裕之. “皮膚の力学的構造に隠れている知能,”システム/制御/情報, 46 巻 1 号 (2002): pp.28-34.
- [2] Thorlabs, Inc., ”Guide to Connectorization and Polishing Optical Fibers,” available: <https://www.thorlabs.co.jp/drawings/f6d45f5cfa6a9b55-06EFE75B-D838-45A2-C47EF6B0E4DC3AAB/FN96A-Manual.pdf>, 2015.
- [3] 山崎大志, 西山道子, 渡辺一弘. “終端反射型ヘテロコア光ファイバ触覚センサによる接触検知,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集 2015.2 (2015): p.288.
- [4] 山崎大志, 西山道子, 渡辺一弘. “光ファイバ式機械受容素子による柔軟な皮膚素材への感覚付与,” 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017). 2017 年 12 月. 宮城. 同講演論文集に掲載予定.

第5章 ヘテロコア光ファイバ式機械受容器を備えた柔軟人工指

5.1. 緒言

人間の指先は、触覚機能が最も優れた部位の一つであり、その形状及び機能を再現した指先型触覚センサは、ロボットハンドや人工義手でのアクティブタッチ機能への応用に向けてこれまでに様々な手法が提案されている[1-5]。人間の指先は、高密度に分布した数種類の機械受容器によって2 mm以下の空間分解能と静的接触及び1 kHz以下の振動に対して感度をもち[6]、0.1 μm から数 mmまでの皮膚変位を知覚できると言われている[7]。そしてその優れたセンシング性能によって触感として分類される多様な触覚情報を感知することができる[8]。

前章にて提案したヘテロコア光ファイバ式機械受容器は、柔軟体中に埋め込むことができ、外部からの接触に対して2 mm以下の空間分解能での検出性能をもつことが既に示された。本章では、本機械受容器を人間の指先を模した人工指に実装し、その接触に対する感度と振動に対する応答、さらに硬さや表面形状の検出性能を検証する。

5.2. ヘテロコア光ファイバ式機械受容器を備えた柔軟人工指

Fig. 5-1 にヘテロコア光ファイバ式機械受容器を内蔵した人工指の構成を示す。Fig. 5-1(a)に示すように、人工指は、およそ人間の人差し指と同じサイズであり、ABS樹脂製の爪部及び基礎部とシリコーンゴム製の皮膚部で構成されている。人工指内部に備わる機械受容器は、物体の接触による皮膚部の機械変形に追従してヘテロコア部が曲がることで接触を検知する。この人工指は以下の手順で製作された。

- ① プラスチック製の基礎部に設けられた孔に機械受容器の伝送路を挿入し、所定の位置で接着剤を用いて固定する。
- ② 人工指の形状をした鋳型に液状のシリコーンゴム(KE-1308, 信越シリコーン製)を流し込んだあと、機械受容器を固定した基礎部を差し込み、シリコーンゴムを硬化させる。

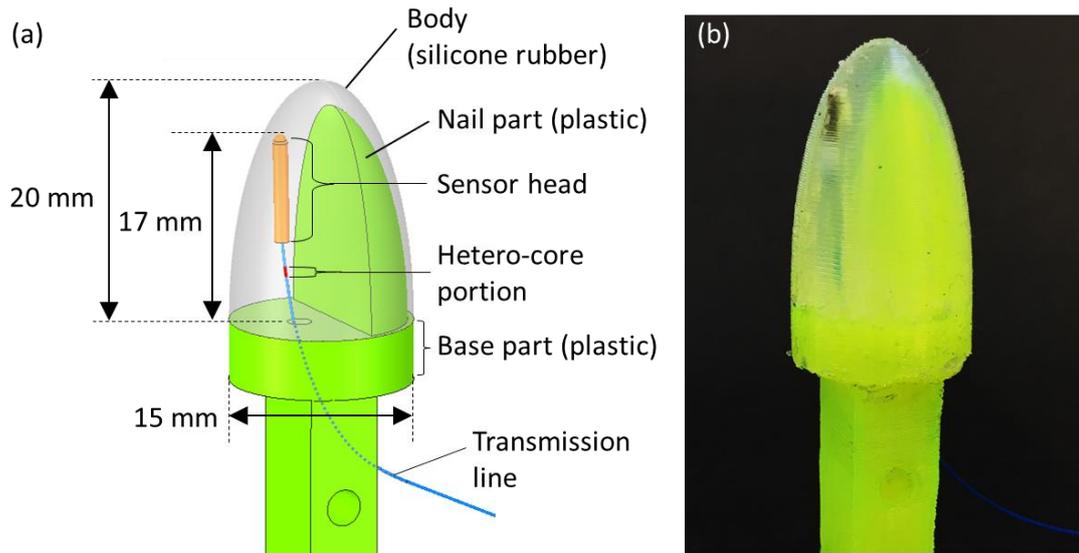


Fig.5-1. (a) Schematic drawing of a soft pseudo finger consisting of a fiber optic mechanoreceptor and a plastic nail part, both of which are molded in a silicone rubber body, and (b) the photo of a prototype.

作製工程において、機械受容器をある程度の長さをもって基礎部に接着することで、シリコンゴムを硬化させた後に受容器の先端がシリコンゴム表面に位置し、ヘテロコア部を含む伝送路が一定の曲率をもつように埋め込むことができる。

5.3. 基本特性

5.3.1. 接触力に対する応答特性

作製した人工指における機械受容器の接触力に対する感度分布を確かめるため、機械受容器を埋め込んだ人工指に対して直径 1 mm の探針を深さ 1 mm まで押下し、押し込み量に対する光損失変化を計測した。Fig. 5-2 に実験構成を示す。人工指は機械受容器がフォースゲージの正面に来るように固定され、三軸可動ステージに固定されたフォースゲージが図中の z 軸方向に移動することで先端に取り付けられた探針が人工指の表面を押し込む。探針と人工指との接触位置は x, y 軸上で 1 mm 間隔で位置を変えながら設定した。押し込み量に対する接触力と受容器の光損失変化は、それぞれフォースゲージと、カップラを介して接続された中心波長 1.31 μm の LED/PD 計測器により計測された。またフォースゲージには ZP-50N(IMADA Co.)を用いた。

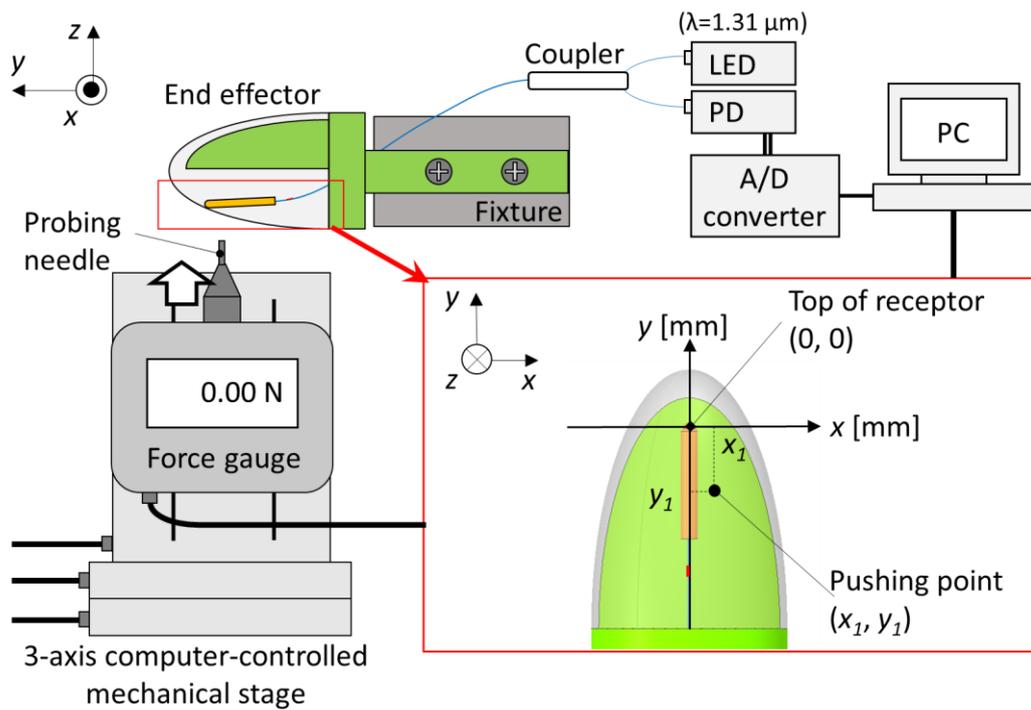


Fig.5-2. Experimental setup for the sensitivity distribution measurement of the pseudo finger.

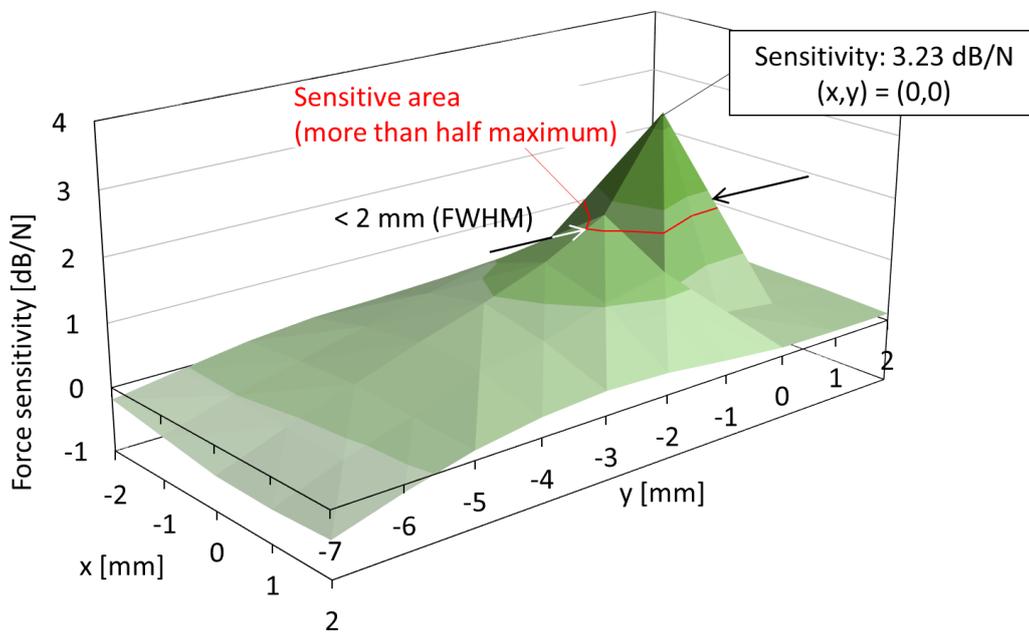


Fig.5-3. Force sensitivity distribution on the surface of the pseudo finger pressed by 1.0 mm in depth.

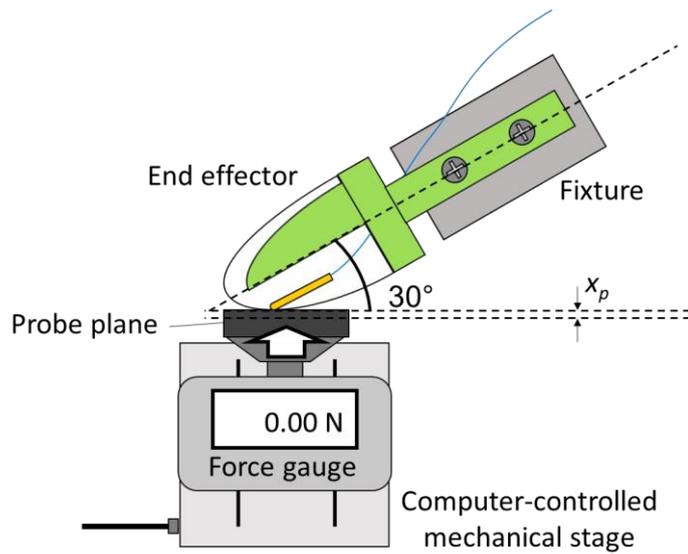


Fig.5-4. Experimental setup to find the contact force dependence of the pseudo finger.

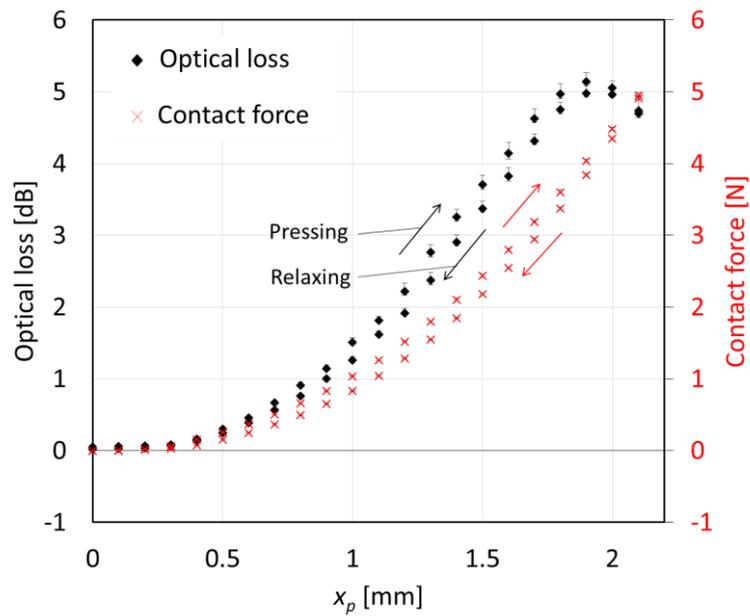


Fig.5-5. Relation between optical loss and contact force for the proposed pseudo finger as a function of pushing depth x_p in the range from 0.1 to 2.1 mm.

Fig. 5-3 に 1 mm の押し込み時に得られた接触力に対する感度を示す。Fig. 5-3 から分かるように、機械受容器は先端部の位置に当たる $(x, y) = (0, 0)$ にて 3.23 dB/N と最も高い感度を示し、先端部から 2 mm 以上離れると半分以下に低下した。この結果は、4.3 で示した機械受容器の感度分布と同等であり、受容器を埋め込む対象が指先のような形状であっても機械受容器の先端が表面付近に位置していれば同様の空間分解能を得られることが明かされた。そのため本構成においても、受容器を 2 mm 間隔で隣り合わせに埋め込むことで、接触に対する光損失値の比から 2 mm 以下の空間分解能で位置を推定することが可能である。

また、作製した人工指を平面に押し当てたときの接触力に対する感度を確かめるため、人工指に平板を押し当てたときの接触力及び光損失応答を計測した。Fig. 5-4 に示すように、本実験において人工指は平板に対して 30° 傾けて機械受容器の先端が平板に接触するように固定した。平板の人工指に対する押し込み量 x_p は 0.1 mm 刻みで最大 2.1 mm まで押し込まれた。また、このときのフォースゲージ及び光損失値の計測器は前述と同じ構成で行なった。Fig. 5-5 に人工指への押し込みに対する接触力及び光損失変化を示す。Fig. 5-5 の接触力と光損失応答を比較すると、押し込み量に対して接触力は単調に増加するのに対して光損失値は $x_p = 1.9$ mm を境に減少する傾向が見られた。機械受容器の光損失変化はヘテロコア部の変形量に相当する。そのため $x_p = 1.9$ mm 以上の押し込みが与えられたとき、機械受容器の反対側に位置する爪部が皮膚部の変形を妨げたために接触力の増加に対して機械受容器付近の皮膚部の変形量は減少し、むしろ機械受容器の伝送路付近の皮膚部まで接触範囲が広がったことでヘテロコア部の曲率が緩和されるように皮膚部が変形したものと考えられる。いずれにしても、本構成では、機械受容器は押し込み量 1.9 mm、接触力 4.0 N までの接触に対して単調な光損失応答を示すことが示された。

5.3.2. 振動に対する応答特性

作製した人工指の振動に対する応答性を評価するため、人工指をオーディオスピーカーに押し当てて正弦波振動を与えたときの光損失応答を計測した。Fig. 5-6 に示すように、人工指は機械受容器の先端部がオーディオスピーカーの振動板に接するように固定され、ファンクションジェネレータで生成される正弦波信号による振動板の振動を人工指が受け取るように構成した。オーディオス

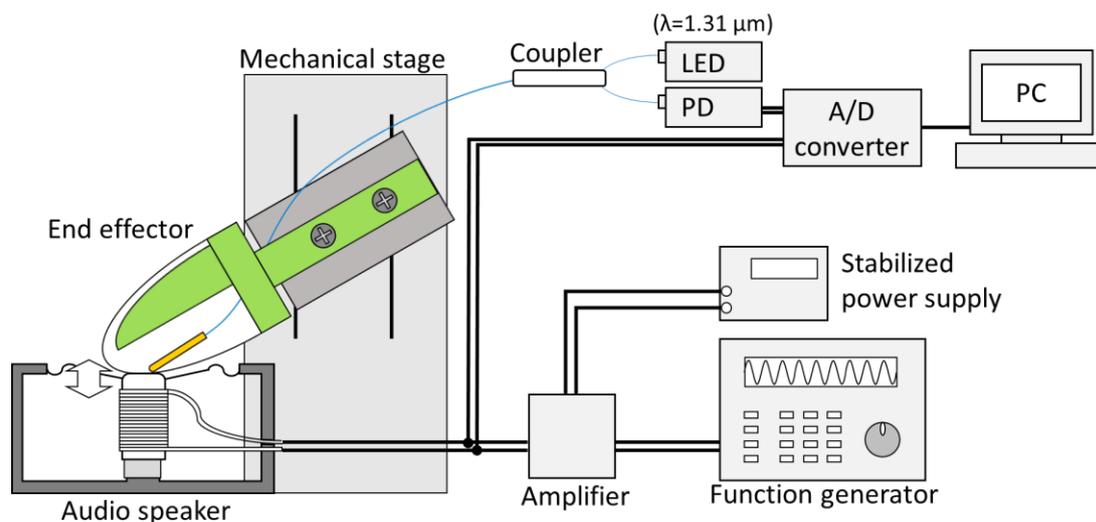


Fig.5-6. Experimental setup of the pseudo finger for vibration detection.

ピーカーに入力される正弦波信号と機械受容器の光損失値は A/D コンバータを介して同時に計測された。このとき、オーディオスピーカーのインピーダンス特性によりスピーカーへの入力信号と振動板の変位には位相差が生じるが、本構成においてスピーカーのインピーダンスは人工指の接触状態により変化するため、振動板に生じた振動の位相は予測が困難である。そのため、計測した正弦波信号は波形の形状のみが振動板の振動を特徴付けるものとみなした。オーディオスピーカーに入力した正弦波振動の周波数は、ファンクションジェネレータを用いて 50 Hz - 25 kHz の範囲となるよう設定した。Fig. 5-7 に 50 Hz - 1 kHz までの振動に対してサンプリング周波数 4 kHz で計測を行った際の実時間波形および周波数スペクトルの一例を示す。Fig. 5-7(a.1)-(b.1)からわかるように、100 Hz 程度以下の周波数帯域では機械需要器の光損失波形はスピーカーへの入力信号と形状のよく似た波形を示した。その一方で Fig. 5-7(c.1), (d.2)に見られる波形は、サンプリング周波数が印加した振動波形に追従するのに十分でなく、さらには振動板の振幅が微小で S/N 比が相対的に低下したためと考えられる。参考に、人工指を振動板に当てずに正弦波信号を入力した場合の振動板の振幅をレーザー変位計(IL-S025, KEYENCE Corp.)で計測したところ、入力振動数 200 Hz で振動板の振幅は 10 μm 以下であった。しかし Fig. 5-7(a.2)-(d.2)に示すように、入力信号と光損失応答の周波数スペクトルをそれぞれの振動数で比較すると、50 Hz, 100 Hz, 500 Hz, 1 kHz の設定周波数に対して、それぞれ 49.2 Hz, 99.8 Hz, 497.4 Hz, 987.2 Hz で入力波形と光損失応答共にピークが確認さ

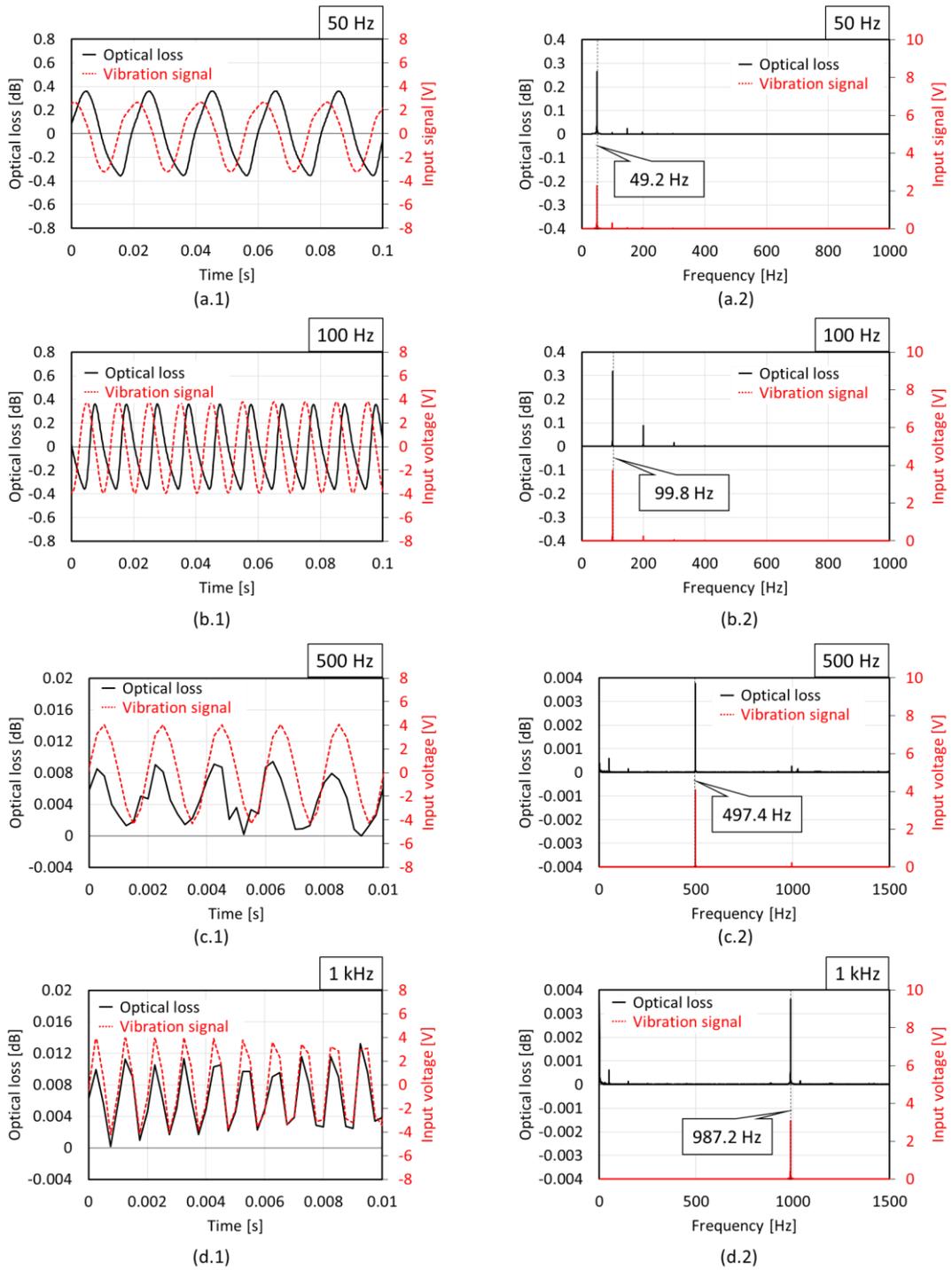


Fig.5-7. (x.1) Temporal responses and (x.2) frequency spectra of the optical losses and the input signals to the audio speaker when the pseudo finger touches a diaphragm surface driven by frequency of (a) 50 Hz, (b) 100 Hz, (c) 500 Hz, and (d) 1 kHz.

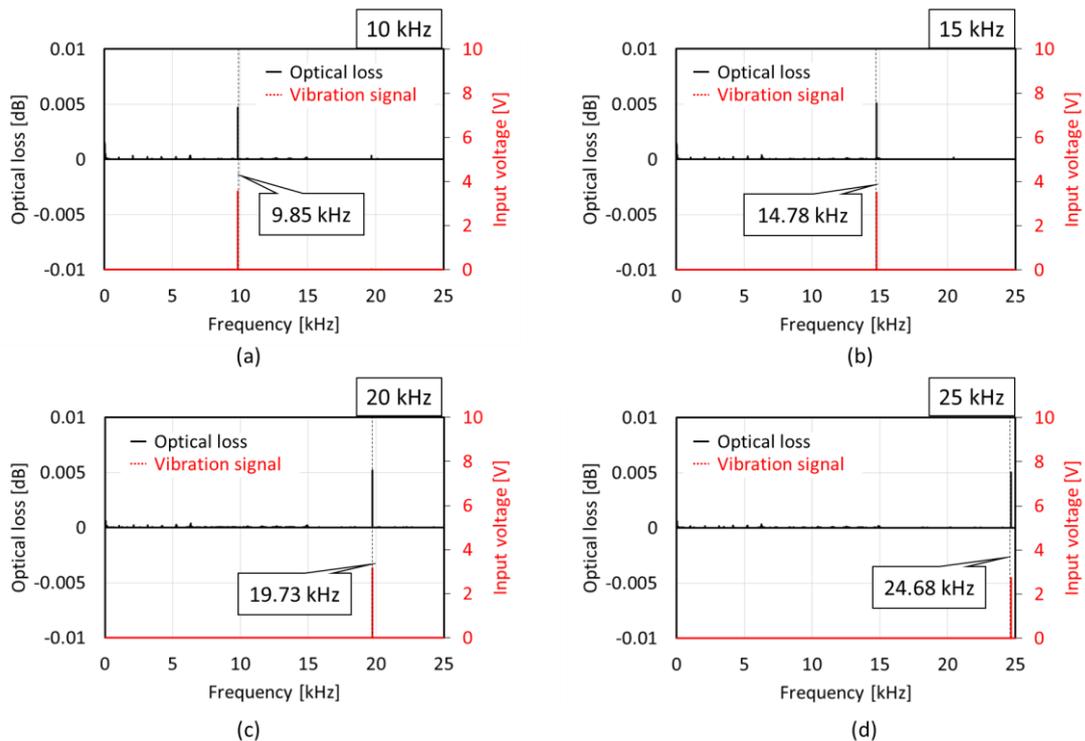


Fig.5-8. Frequency spectra of the optical losses and the input signals to the audio speaker when the pseudo finger touches a diaphragm surface driven by frequency of (a) 10 kHz, (b) 15 kHz, (c) 20 kHz, and (d) 25 kHz.

れた。それ以外のピークは、50 Hz 付近に現れるリップルノイズ由来か、印加された振動数の高調波成分のいずれかであるが、いずれも印加された周波数成分と比べると明らかに小さいため、周波数スペクトルを元に印加された振動を特定することは十分に可能であるといえる。

さらに高周波の振動に対する応答性を確かめるため、サンプリング周波数を 50 kHz として入力信号の周波数を 10 kHz–25 kHz に設定したときの入力信号と光損失応答の周波数スペクトルを Fig. 5-8 に示す。これらの結果も、Fig. 5-8(a)–(d)から明らかなように、それぞれ設定した周波数に対して、9.85 kHz, 14.78 kHz, 19.73 kHz, 24.68 kHz で入力信号と光損失応答共にピークが観測された。この周波数帯域では、振動板の振幅はレーザー変位計で計測することは困難であり、人の指先で直接に振動板に触れた場合にも振動していると認識することは困難である。さらに言えば、20 kHz 以上の聴覚でも認識することが困難な高周波振動に対しても本機械受容器は検出可能であることが判明した。本実験構成では、高周波領域における振動板の振幅を精度よく計測する機器を用意しなかったが、1 kHz 以上の高周波振動では直接人の指で触ってわずかに感じられる程度の振動に対して

も人工指が応答していたため、人体の機械受容器の周波数応答性[9]を鑑みると、少なくとも数 μm の変位に対して機械受容器は検出することができ、さらにそれ以下の変位に対しても応答する可能性が十分に示唆された。

5.4. 質感情報の検出性能

5.4.1. 表面凹凸に対する応答特性

本節では、人工指が実際に質感に対する検出性能をもつことを明らかにするため、接触する対象物の表面凹凸や硬さといった特徴に対する応答性を評価した。Fig. 5-9 に凹凸のある表面に人工指をなぞらせたときの光損失応答を示す。本実験では、Fig. 5-9(a)に示すように、高さ 0.4 mm、周期 5.0 mm の正弦波形状の凹凸をもつ表面と、幅 10 mm、高さが 0.2 mm, 0.6 mm, 1.0 mm と段階的に上昇する矩形形状の凹凸をもつ表面試料をそれぞれ用意した。人工指は、機械受容器の先端部が表面に触れるように固定したまま、速度 1.0 mm/s で水平方向になぞらせ、そのときの光損失変化を計測した。このときのサンプリング周波数は 50 Hz で行った。また参照として、各試料の表面変位は予めレーザー変位計で計測した。Fig. 5-9(b), (c)にそれぞれの試料表面に対して人工指をなぞらせた時の光損失応答およびレーザー変位計で計測した表面変位を示す。Fig. 5-9(b)から、光損失応答はレーザー変位計で計測した表面の凹凸とよく一致した周期性のある変化を示したが、人工指と表面との接点が正弦波の頂点に達するときわずかに摂動した。Fig. 5-9(c)に示す矩形波形状の凹凸に対する光損失応答も、段差の高さに応じて光損失値が変化した。人工指が各段差の頂点と接するたびに光損失値が一時的に増加する傾向が見られた。いずれも人工指との接点が表面の突起形状に接触する際に生じているが、機械受容器の先端部に局所的な接触力が加わってヘテロコア部の曲率が一時的に増加したためと考えられる。このように接触対象のエッジに対して過度な反応が出る現象は生体の皮膚内部に備わる機械受容器においても同様に観測されている[10]。従って、提案する機械受容器の光損失応答は表面形状に対する応答とエッジに対する過度応答からなり、波形から表面形状の識別は十分に可能であることが示唆された。

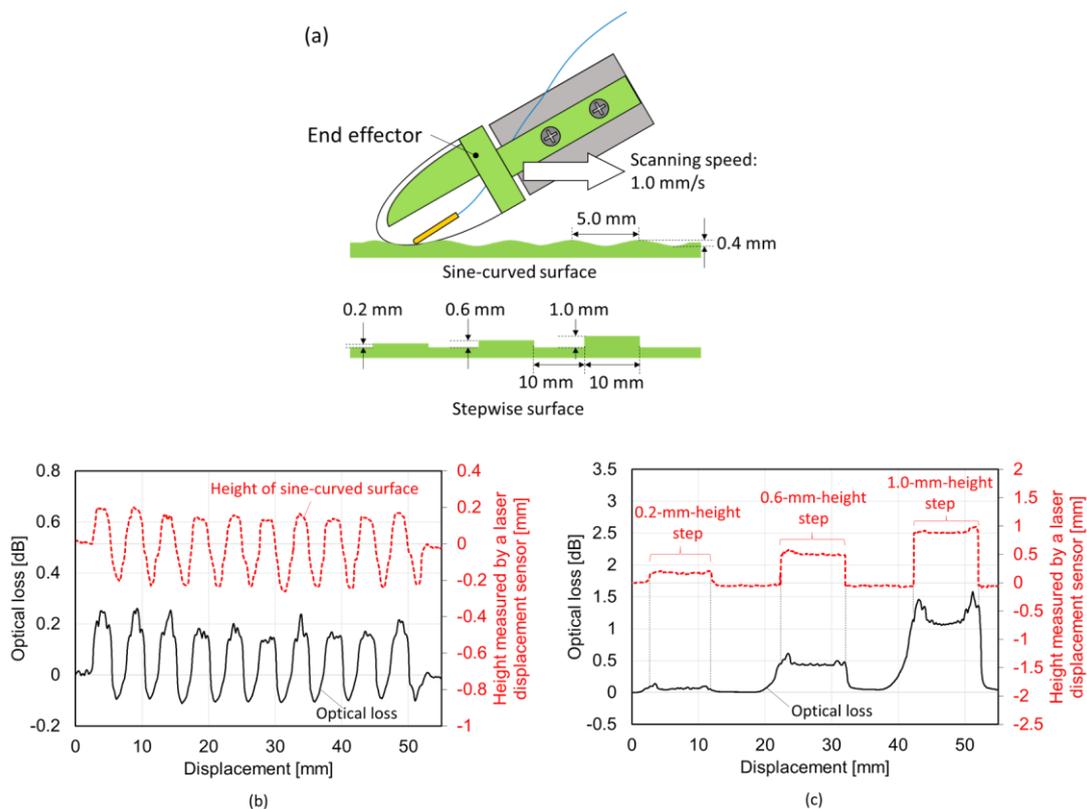


Fig.5-9. (a) Schematics of experimental configuration, and the results of surface shape detection using a laser displacement sensor (upper) and the proposed pseudo finger (lower) for (b) a sine-curved surface and (c) a stepwise surface.

5.4.2. 硬さに対する応答特性

人工指の硬さに対する識別性能を評価するため、硬度の異なるシリコーンゴム試料に対して人工指を押下したときの光損失変化量を計測した。Fig. 5-10 に人工指の押し込み試験の構成及び計測結果を示す。Fig. 5-10 に示すように、本実験において人工指は機械受容器の先端部がシリコーンゴム試料に接するように垂直可動ステージに固定され、速度 1.0 mm/s で押下される。シリコーンゴムの硬度は 5°から 80°まで 9 種類を用意した。硬さの度合いは 3.4.2 で述べたように一定の押し込み量に対する反発力から判別されるが、人工指と対象との接触判定の精度が硬さの判定を大きく左右してしまう。そこで、Fig. 5-10(b)に示すように、押し込み時に受容器の光損失値が一定量 L_0 まで増加した時点 t_0 を基準として Δt 秒押し込んだ後の増加量 ΔL を硬さの評価指標とした。 $L_0 = 0.1$ dB, $\Delta t = 0.5$ s と設定して各試料に対して取得した ΔL を比較すると、ゴムの硬度が増加するに伴い ΔL も増加することが確認された。また、硬度に対する ΔL の増加率は硬度の上昇に伴い低下する傾向が見られたが、これは人工指の皮膚部に用いたシリコーンゴム (KE-1308, 信越シリコーン製) が試料

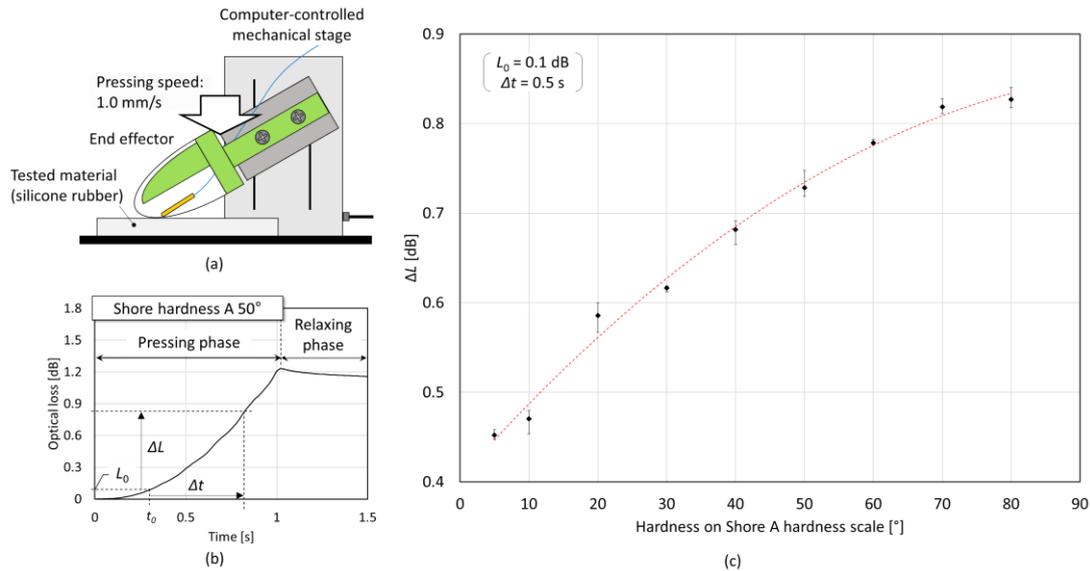


Fig.5-10. Hardness discrimination by the pseudo finger based on contact force. Tested materials were silicone rubbers with different hardness ranging from 5° to 80° in Shore A hardness scale. (a) Schematics of the experimental setup, (b) a temporal profile of optical loss response in case of 50°, and (c) the variations of optical loss increments in 0.5 s passing from t_0 at which the optical loss reached 0.1 dB.

に対して非常に軟らかく，硬度が高い試料ほど押し込みにより生じる歪が小さく反発力に差異が現れなかったためである。

5.5. 結言

本章では，人間の指先と同等の触覚機能をもつ指先型触覚センサを目指してヘテロコア光ファイバ式機械受容器を備えた柔軟人工指を作製し，接触力および振動に対する検出性能や硬さ，表面形状などの触覚情報に対する応答性を検証した[11]。作製した人工指は，人間の人差し指と同形状で柔軟なシリコンゴムからなる皮膚部をもち，内部に備えた機械受容器が皮膚部の変形を感知する。人工指に対する一連の実験を通して，本機械受容器を備えた人工指は人体の指先に相当する 2 mm の空間分解能と 25 kHz までの幅広い周波数応答性をもつことが示唆された。また，硬さや表面形状といった触覚情報に対して十分な識別性能を持つことが明らかになった。結果として，本章で示した機械受容器のセンシング性能は，5.1 で述べた指先型触覚センサに求められる条件を十分に満たした。

参考文献

- [1] K. Hosoda, Y. Tada, and M. Asada. "Anthropomorphic robotic soft fingertip with randomly distributed receptors," *Robotics and Autonomous Systems*, vol.54, no.2 (2006): pp.104-109.
- [2] K. Sato, K. Kamiyama, N. Kawakami, and S. Tachi. "Finger-shaped GelForce: Sensor for measuring surface traction fields for robotic hand," *IEEE Transactions on Haptics* vol.3, no.1 (2010): pp.37-47.
- [3] L. Jamone, L. Natale, G. Metta, and G. Sandimi. "Highly sensitive soft tactile sensors for an anthropomorphic robotic hand," *IEEE sensors Journal*, vol.15, no.8 (2015): pp.4226-4233.
- [4] M. Kaboli, R. Walker, and G. Cheng. "Re-using prior tactile experience by robotic hands to discriminate in-hand objects via texture properties," In *Robotics and Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on* (pp. 2242-2247).
- [5] Y. Zhang, Y. Mukaibo, and T. Maeno. "A multi-purpose tactile sensor inspired by human finger for texture and tissue stiffness detection," In *Robotics and Biomimetics, 2006. ROBIO'06. IEEE International Conference on* (pp. 159-164).
- [6] R. S. Johansson, and J. R. Flanagan. "Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks," *Nature reviews. Neuroscience*, vol.10, no.5 (2009): p.345.
- [7] 篠田裕之. "ヒトのように触れる," *日本バーチャルリアリティ学会誌*, vol.12, no.3 pp.150-155, 2007.
- [8] S. Okamoto, H. Nagano, and Y. Yamada. "Psychophysical dimensions of tactile perception of textures," *IEEE Transactions on Haptics*, vol.6, no.1 (2013): pp.81-93.
- [9] G. A. Gescheider, S. J. Bolanowski, and K. R. Hardick. "The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system," *Somatosensory & Motor Research*, vol.18, no.3 (2001): pp.191-201.
- [10] A. P. Sripari, S. J. Bensmaia, and K. O. Johnson. "A continuum mechanical model of mechanoreceptive afferent responses to indented spatial patterns," *Journal of neurophysiology*, vol.95, no.6 (2006): pp.3852-3864.
- [11] H. Yamazaki, M. Nishiyama, and K. Watanabe. "A fiber optic mechanoreceptor in a finger-shaped end effector for human-like tactile sensing," *IEEE Sensors Journal*. Vol. 17, Issue 16 : pp. 5123-5129, 2017.

第 6 章 結論

本論文では、耐環境性と構造物への実装性に優れ、人工的な感覚神経としての実用可能性を秘めたヘテロコア光ファイバセンサを用い、構造物に人間の皮膚のような触知覚を与える触覚センシングの実現性について、硬さや表面粗さといった質感情報に対するセンシング性能と構造物への実装実現性の観点で検証を行なった。

第 2 章では、まず触覚センシングが目標とする人間の触知覚機能について明らかになっている事項を皮膚の生理学的メカニズムと情報処理メカニズムの二つの観点で紹介し、皮膚内部に分布する触覚受容器による圧力、振動、温度、痛み等の多様な感覚モダリティと、それらの刺激から総合的に認識される材質感次元の存在を示した。また、これまで報告されてきた触覚センシングの応用事例を始めとしてこれまでに提案されてきた触覚センシング技術を紹介し、現在活発に研究開発が行われる電氣的触覚センサに対する光ファイバ式触覚センサの有用性と現時点での課題を明らかにした。

第 3 章では、伝送型ヘテロコア光ファイバセンサに小型な三点曲げ機構を設けた触覚センサ素子を提案し、センサ原理と触覚に対するセンシング性能に関する実証実験について記述した。提案したセンサ素子は 5 mm 程の小型な素子中にヘテロコア部を湾曲させる三点曲げ機構を備えており、素子が受ける接触力 5 N 以下、変位量では 0.8 mm 以下の接触に対して単調な光損失応答を示すことを示した。また、質感の一つである表面粗さに対して、なぞり動作によって高さ数十 μm 程度の表面凹凸を感知することができ、更になぞり動作中の光損失応答の時間変動から接触面の周期的形状や摩擦を含めた表面性状を識別できる可能性が示された。さらには接触対象物の硬さに関して、一連の押し込み動作時における光損失の時間応答波形をもとに硬度の差異や粘弾性特性を識別できることが示された。一方で、本センサ素子は、その素子サイズや伝送路の配線条件によって埋め込む構造物を制限したりセンシング性能が低下する可能性があることが示唆された。

第 4 章では、触覚センシング機能と構造物への埋め込み易さを両立させるため、終端反射型ヘテロコア光ファイバセンサを構造物の変形を感知する機械受容器として用いた新たな手法を提案し、

素子単体でのセンシング性能，及び弾性素材中での触覚検出性能について論じた．この機械受容器は前章で述べたセンサ素子に比べて実装時の配線の簡便性と素子の更なる小型化を獲得した．本機械受容器をシリコンゴム試料に埋め込んだ際，シリコンゴムの弾性が生む空間的ローパスフィルタ機能により，埋め込みの深さによって受容器の触覚検出性能が検出範囲と感度の両面で変化することが実験で明らかになり，特に機械受容器を表面付近に埋め込んだ場合には 2 mm 程度の局所領域での接触検出性能を示した．

第 5 章では，ヘテロコア光ファイバ式機械受容器を人間の指を模したシリコンゴム製の人工指に埋め込んだ場合における受容器の応答性を，感度・空間分解能・振動に対する検出性能の観点から評価し，さらに硬さや表面凹凸に対する応答性も検証した．本機械受容器を埋め込んだ人工指は接触力 4 N 以下，押し込み量 1.9 mm 以下に相当する接触に対して単調な光損失応答を示し，空間分解能についても前章で述べたときと同様，2 mm 以下の空間分解能が見込まれた．また，振動に対する応答性は，人間が皮膚で感じ取れる周波数である 1 kHz 以下だけでなく，最大 25 kHz の制限は振動に対して応答することが判明した．本受容器はセンサ原理上，静的な変形量に対しても安定した応答性を示すため，人間が皮膚を通して感じ取れる圧力や振動に対して十分な検出性能をもつことが証明された．また，硬さの異なるシリコンゴムに対して押し込み動作時におけるセンサ応答から硬度を識別可能であることや，凹凸のある表面に対してなぞり動作時のセンサ応答から比較的緩やかな形状変化と鋭いエッジ部を判別できることが示された．

総論として，本論文で述べたヘテロコア光ファイバセンサによる触覚センシング手法は，これまで構造物の健全性診断などで光ファイバセンサに用いられてきた“光神経システム”という概念を触覚センシング分野に導入し，人間の皮膚のような多様な触覚情報に対する感受性を構造体にもたせることに成功した．その過程で，ヘテロコア光ファイバセンサによる触覚センシングは，一般的に光ファイバセンサに対していわれる耐環境性や非電氣的センサであるといった特徴に加えて，従来の電氣的センサでは困難だった単一センサによる幅広い触覚センシングが行えることが実証された．また，4，5 章で提案したヘテロコア光ファイバ式機械受容器は人間の皮膚内に分布する機械受容器を模倣することで柔軟な構造物を触知覚化することに成功したが，素子の作製方法を改良す

ることでフェルルールを用いずに素子サイズをファイバ径程度まで小型化することができ、センサが埋め込まれているか判別できないほど違和感なく構造物を知覚化できる触覚センサデバイスが実現するだろう。以上の結果をもって、ヘテロコア光ファイバセンサは従来の光ファイバセンサまたは電氣的センサによる触覚センシング手法と比較しても優れた触覚検出性能を有し、構造物の触覚化という目標に対して十分な実現可能性が示されたといえる。

謝辞

本研究を遂行するにあたり，公私共に支えて下さった多くの方々に，この場をお借りして感謝の意を述べさせていただきます。本論文の指導教官である渡辺一弘教授には，研究者の心得から研究の進め方まで一つ一つ細やかにご指導頂きました。また，折々で公私両面での御指導，御鞭撻を頂き，一研究者としてだけでなく，社会を担う一青年としての気概を学ばせて頂きました。深く感謝申し上げます。

講師 西山道子先生には，研究の方向性や実験の進め方に関して日頃から多くの御助言を頂きました。創価大学理工学部 6F 研究室に在する，窪寺昌一教授，崔龍雲教授，伊与田健敏准教授，石井良夫准教授には，研究室の垣根を越えて親身にして下さり，公私共に大変お世話になりました。研究室に所属してより先輩方の細木藍さん，小山勇也助教には，研究だけでなく公私共に日頃からお世話になりました。深く御礼申し上げます。

研究室の仲間として共に切磋琢磨した，白石正城先輩，藤野修平くん，北川翔くん，関本誠也くん，末吉弘幸くん，中矢伸一くん，栗本大輝くん，黒瀬一朗くん，その他ファイバグループ，レーザグループ，IVR グループ，ロボットグループの先輩後輩一人一人にも心より感謝申し上げます。

そして，博士後期課程への進学を快く許してくれ，陰日向なく支えてくれた父母，祖母，兄姉に心から感謝いたします。

最後に，日頃から私共創価大学生に限りない御期待をかけ，応援して下さる創立者 池田大作先生と奥様に，心より感謝申し上げ，本学卒業生としての誇りを胸に必ず社会で勝利の実証を示して参ります。

著者論文および文献目録

[主論文を構成する学術論文]

- 1) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA, Kazuhiro WATANABE and Mikhail SOKOLOV. “Tactile sensing for object identification based on hetero-core fiber optics,” Sensors and Actuators A: Physical. Vol. 247 : pp. 98-104, 2016.
- 2) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. “A fiber optic mechanoreceptor in a finger-shaped end effector for human-like tactile sensing,” IEEE Sensors Journal. Vol. 17, Issue 16 : pp. 5123-5129, 2017.

[国際会議報告]

- 1) Hiroshi YAMAZAKI, Yuya KOYAMA and Kazuhiro WATANABE. The Development of a Sensitive Thumbstall with a Hetero-core Fiber-optic Sensor for a New Sensitive Glove. IEEE Sensors 2012 (Open Poster Session). 2011年10月. Taipei (Taiwan).
- 2) Hiroshi YAMAZAKI, Yuya KOYAMA and Kazuhiro WATANABE. Sensitive tactile sensor for robotic manipulation using a hetero-core fiber-optic sensor. 2013 International Symposium on Smart Sensing and Actuator System (ISSS'13). 2013年8月. Busan (Korea). Proceeding of ISSS'13 : pp. 39-42.
- 3) Hiroshi YAMAZAKI, Yuya KOYAMA and Kazuhiro WATANABE. A tactile sensing element based on a hetero-core optical fiber for force measurement and texture detection. 23rd International Conference on Optical Fiber Sensors (Poster Session). 2014年6月. Santander (Spain). SPIE Proceedings Vol.9157 : pp. 915717_1-4.
- 4) Shuhei FUJINO, Hiroshi YAMAZAKI, Ai HOSOKI and Kazuhiro WATANABE. A flexible tactile sensitive sheet using a hetero-core fiber optic sensor. 23rd International Conference on Optical Fiber Sensors (Poster Session). 2014年6月. Santander (Spain). SPIE Proceedings Vol.9157 : pp. 91579Y_1-4.
- 5) Hiroshi YAMAZAKI, Yuya KOYAMA, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. Hetero-core fiber optic tactile sensor for accurate discrimination of texture and hardness. Fifth Asia-Pacific Optical Sensors Conference (APOS) (Poster Session). May 2015 in Jeju (Korea). Proceedings of SPIE : pp. 96550O_1-4.
- 6) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. A hetero-core fiber optic tactile sensor for localized hardness detection. 2015 International Symposium on Smart Sensing and Actuator System (ISSS'15). 2015年8月. Hakone (Japan). Proceeding of ISSS'15 : pp.1-3.

- 7) Sho KITAGAWA, Hiroshi YAMAZAKI, Ai HOSOKI, Michiko NISHIYAMA. Development of SPR temperature sensor using Au/TiO₂ on hetero-core optical fiber. Photonics west 2016, 2016年2月. San Francisco (USA), Procs. of SPIE, Vol.9754, Photonic Instrumentation Engineering III: 97541B.
- 8) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. A hemispheric hetero-core fiber optic tactile sensor for texture and hardness detection. Photonics west 2016, 2016年2月. San Francisco (USA), Procs. of SPIE Vol.9754, Photonic Instrumentation Engineering III: 97540X.
- 9) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. Hetero-core fiber optic tip sensor for providing touch sensation for robotic fingers. IEEE Sensors 2016 (Open Poster Session). 2016年10月. Orland, FL (USA), paper ID: 2225.
- 10) Hiroyuki SUEYOSHI, Hiroshi YAMAZAKI, Ai HOSOKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. Development of a Hetero-Core Optical Fiber SPR Sensor Using Bend-Insensitive Fibers. IEEE Sensors 2016 (Open Poster Session). 2016年10月. Orland, FL (USA), paper ID: 2226.
- 11) Masaya SEKIMOTO, Hiroshi YAMAZAKI and Kazuhiro WATANABE. Evaluation of Hetero-Core Optical Fiber Accelerometer Characteristics. IEEE Sensors 2016 (Open Poster Session). 2016年10月. Orland, FL (USA), paper ID: 2233.
- 12) Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. Development of hetero-core fiber optic tip tactile sensors for an artificial fingertip. The 3rd International Conference on Advanced Engineering–Theory and Application 2016 (AETA 2016), 2016年12月. AETA 2016: Recent Advances in Electrical Engineering and Related Sciences: pp. 731-736.
- 13) Shinichi NAKAYA, Hiroshi YAMAZAKI, Michiko NISHIYAMA and Kazuhiro WATANABE. Hetero-core fiber optic tactile sensor for detecting liquid viscosity under the condition of flow rate and sensor position. 5th International Conference on Sensor Networks (SENSORNETS 2017), 2017年2月 Porto (Portugal).
- 14) Daiki KURIMOTO, Hiroshi YAMAZAKI and Kazuhiro WATANABE. Hybrid positioning system of GNSS and PDR for inspection work supports with switching and correcting functions. 5th International Conference on Sensor Networks (SENSORNETS 2017), 2017年2月 Porto (Portugal).

[国内会議報告]

- 1) 山崎 大志, 小山 勇也, 渡辺 一弘. ヘテロコア型光神経触覚センサによる接触面の微細形状判別. 電子情報通信学会ソサエティ大会. 2013年9月. 福岡. 同学会講演論文集 2013_通信(2) : p355.

- 2) 藤野 修平, 山崎 大志, 渡辺 一弘. ヘテロコア光ファイバを用いた光神経センシティブシート
の開発. 電子情報通信学会ソサイエティ大会. 2014年9月. 徳島. 同学会講演論文集. B-13-8 : p.
295.
- 3) 山崎 大志, 小山 勇也, 渡辺 一弘. ヘテロコア光ファイバセンサによる触覚認識手法の検討.
レーザー学会学術講演会第35回年次大会. 2015年1月. 東京. 同講演論文集. 12a I 05.
- 4) 山崎 大志, 小山 勇也, 渡辺 一弘. 表面形状と硬さを識別可能なヘテロコア光神経触覚センサ.
光ファイバ応用技術研究会. 2015年2月. 鹿児島. 信学技報, Vol. 114, No. 453, OFT2014-71 :
pp. 77-80.
- 5) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 終端反射型ヘテロコア光ファイバ触覚センサによる接触検
知. 電子情報通信学会ソサイエティ大会. 2015年9月. 宮城. 同講演論文集. B-13-10 : p. 288.
- 6) 北川 翔, 細木 藍, 西山 道子, 山崎 大志, 渡辺 一弘. Au単層ヘテロコア光ファイバ SPR セ
ンサの温度特性に関する検討. 第76回応用物理学会秋季学術講演会, 2015年9月, 愛知, 同講演
予稿集, 16a-1E-9 : p.03-420.
- 7) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 物体のテクスチャを識別可能なヘテロコア光神経触覚セン
サ. 第32回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム. 2015年10月. 新潟. 同講
演論文集. 28pm3-A-4 : pp. 1-4.
- 8) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. ヘテロコア光神経触覚センサによる粘弾性評価手法の検討.
2016年電子情報通信学会総合大会. 2016年3月. 福岡. 同講演論文集. B-13-3 : p. 424.
- 9) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 柔軟ロボット指に実装可能な終端反射型ヘテロコア光ファ
イバ触覚センサの開発. 2016年電子情報通信学会通信ソサイエティ大会. 2016年9月. 北海道. 同
講演論文集. B-13-2 : p. 305.
- 10) 中矢 伸一, 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. ヘテロコア光神経触覚センサによる粘性抵抗
測定の基礎検討. 2016年電子情報通信学会通信ソサイエティ大会. 2016年9月. 北海道. 同講演論
文集. B-13-1 : p.304.
- 11) 末吉 弘幸, 山崎 大志, 細木 藍, 西山 道子, 渡辺 一弘. 曲げ耐性ファイバを用いたヘテロ
コア光ファイバ SPR センサの液体検知性能評価. 光ファイバ応用技術研究会. 2016年11月. 長崎.
信学技法, Vol. 116, No. 295, OFT2016-29 : pp.13-16.
- 12) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. ロボット皮膚への触覚付与を目指した光ファイバ機械受容

素子の試作. 第 17 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2016). 2016 年 12 月. 北海道. 同講演論文集. 2A1-2 : pp. 1313-1315.

- 13) 栗本 大輝, 山崎 大志, 佐々木 博幸, 渡辺 一弘. 点検作業支援のための GNSS と PDR を統合した測位システムの検討. 第 17 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2016). 2016 年 12 月. 北海道. 同講演論文集. 2I1-2 : pp.1758-1761.
- 14) 関本 誠也, 山崎 大志, 渡辺 一弘. ヘテロコア光ファイバセンサによる加速度計即への応用. レーザー学会学術講演会第 37 回年次大会. 2017 年 1 月. 東京. 同講演予稿集. E07a-I-04.
- 15) 北川 翔, 山崎 大志, 細木 藍, 西山 道子, 渡辺 一弘. Au/Ta₂O₅/TiO₂ 多層膜を用いたヘテロコア光ファイバ SPR 温度センサの性能評価. レーザー学会学術講演会第 37 回年次大会. 2017 年 1 月. 東京. 同講演予稿集. E07a-I-06.
- 16) 黒瀬 一朗, 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 構造ヘルスマモニタリングのためのヘテロコア光ファイバ加速度計を用いた速度及び変位算出法の検討. 2017 年電子情報通信学会総合大会 (ポスターセッション). 2017 年 3 月. 愛知.
- 17) 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 光ファイバ式機械受容素子による柔軟な皮膚材への感覚付与. 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017). 2017 年 12 月. 宮城. 同講演論文集. 1B3-06 : pp. 381-383.
- 18) 中矢 伸一, 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 光ファイバ式機械受容素子を埋め込んだ人工指による粘性抵抗の検出. 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017). 2017 年 12 月. 宮城. 同講演論文集. 1B3-05 : pp. 378-380.
- 19) 黒瀬 一朗, 山崎 大志, 西山 道子, 渡辺 一弘. 橋梁の垂直振動計測に適したヘテロコア光ファイバ加速度計の周波数応答特性. 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017). 2017 年 12 月. 宮城. 同講演論文集. 3D6-06 : pp. 3167-3169.
- 20) 栗本 大輝, 山崎 大志, 近 哲也, 渡辺 一弘. 点検現場における GNSS と PDR を組み合わせたハイブリッド測位システムのための方位角及び歩幅補正機能の提案. 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017). 2017 年 12 月. 宮城. 同講演論文集. 3D6-07 : pp. 3170-3174.