

爪センサーを用いた指の接触及び屈曲検出の研究

野村 宜邦*¹ 前田 太郎*²

The Study of FingerNail Sensors for Measuring Finger Forces and Bending

Yoshikuni Nomura*¹ and Taro Maeda*²

Abstract — A new touch sensor is presented. This can also detect finger bending. This sensor is mounted on the fingernail and measures changes of nail color for detecting a finger touch force and bending. So, this sensor can detect these finger states without obstructing the human's natural haptic senses. We make prototype fingernail sensors by using light emitting diode and phototransistor, and test the utility and limit of measurement. We intend to use this sensor in daily life. Therefore, sensors must not disturb us. At first we use simple setting, and get some data. It suggests, what composition is suitable to get enough performance and pleasantness.

Keywords : touch sensor, finger bending, nail color, haptic senses

1. はじめに

これまで人間の行動解析として、また VR 環境での入力手法として手指の動作計測が重要視されてきた。ロボットハンドの制御においても人間の手を規範にし、効果的な把持動作を目指す研究が多い[1][2]。このような要望を受け、現在までに手指の動作を測定するデバイスが各種開発されている。指先の接触のみを検出する Pinch(Fakespace 社)や、関節角度を計測する DataGlove(VPL Reserch 社), CyberGlove(Virtual Technologies 社)などがある[3]。しかしこれらのデバイスは全てグローブ型を基本としており、手指の自然な振る舞いを妨げていると考えられる。特に指先の接触においてグローブ越しに得られる感覚というものは、明らかに通常と異なったものになっている。Johansson らの研究により、異なる摩擦係数をもつ物体を把持する際の把持力と負荷力の関係を調べた結果、指は滑らない最低限の力しか加えていないことが分かっている[4]。これは物体を把持する時に指先の皮膚に生じる微小なずれの大きさと方向を検出することが出来るからである[5]。また、物体把持動作を行う際、指自体の持つ粘弾性特性が重要な役割を果たすという報告や、指先の弾性によって、物体に押し当てる際に増える接触面積が力の知覚特性に対して影響を及ぼしているとの報告もある[6]。つまり、指先をグローブで覆うことで人間の把持動作そのものが変

化する可能性が高まるのである。また様々に研究されている触覚ディスプレイとの併用を考えた時、指先が何かに覆われているデメリットが強調される。そこで本論文では爪上に装着し、指先の接触と指の屈曲を同時に測定することのできるセンサーについて紹介する。

2. 爪センサーについて

爪センサーとは、指先が物に触れた時に爪の色が変化することを利用したタッチセンサーである。また、指の曲げによっても爪の色が変化することから、同時に屈曲計測のセンサーでもある。センサーが爪上に配置されていることにより、指先の自然な感覚を損ねることなく計測を行うことができ、物理的接触を受けないので耐久性に優れている。色の変化は、指先の血液の状態変化によるものであり、これは近赤外光を用いて測定することができる。実際には、爪の上から発光ダイオード(LED)で指先を照らし、離れた位置で光を検出することで計測を行う。吸光度は血液の量と酸素飽和度に影響されるので、明るさの変化が血液の状態変化の指標になる。医療現場ではこの原理を用いた酸素飽和度の測定装置(パルスオキシメーター)が用いられている。近赤外光を人体組織に照射すると、入射した光の波長(nm オーダ)に比べて組織を構成する細胞の大きさ(μm オーダ)が大きいため直進できず散乱され、組織内での光の強度分布は半球状に広がる(図1)。従って、場所 a において入射した光の場所 b における強度は場所 c での強度に等しいと言える[7]。

*1 東京大学 学際情報学府

*2 東京大学 情報学環

*1 Graduate School of Interdisciplinary Information Studies, Tokyo University

*2 Interfaculty Initiative in Information Studies, Tokyo University

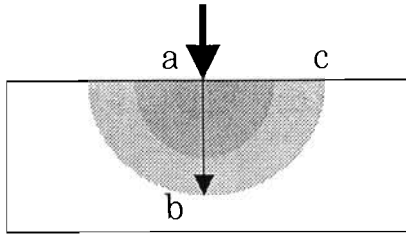


図1 組織内での光の散乱

また散乱物質に入射した光は散乱されるため、その光路長は直線距離よりも長くなる。散乱のない物体に対する入射光強度と出射光強度の関係は、一般に Lambert-Beer 則に従い、 I_i , I_o を入射光強度、出射光強度、 ϵ, c, d を組織の吸収係数、濃度、光路長と置くと、次のように与えられる。

$$\log I_o/I_i = \epsilon cd \quad (1)$$

さらに光の減衰の割合 OD を、

$$OD = \log I_o/I_i \quad (2)$$

と定義すると、散乱のない物体では、

$$OD = \epsilon cd \quad (3)$$

となる。対象物体の散乱特性がほとんど変化せずに吸収特性のみが変化する場合については、 B を散乱による光路長の変化を表す係数とすると、

$$\Delta OD = B\Delta(\epsilon cd) \quad (4)$$

が成り立つことが知られている。もちろん指先は単一の組織ではなく、骨による影響も受けると考えられるので、単純に上式が成り立つ訳ではないが、指内部の変化を爪越しの LED 出射光強度によって検出することは可能であると考える。このような LED とフォトディテクターの組み合わせによる指の接触検出は Mascaro らによって研究されている[8][9]。本研究ではさらに指の屈曲の検出も同時に行えないか検討を行う。Mascaro らの論文で爪センサーの挙動を色の変化を起こしている部位の毛細血管及び、動脈、静脈における血流、流体抵抗、接触応答におけるキャパシタンスで記述するモデルが提唱されている。我々は屈曲の要素を動静脈中の血流量変化という形でこのモデルに組み込むことにする。パルスオキシメータでは2つの波長に対する吸光度の変動に Lambert-Beer 則を適用して酸素飽和度を測定しているが、爪センサーでは接触、屈曲の有無の検出のみに目的を絞り、通常時の吸光度からの変動が接触を意味するものとして1波長で検出を行った。接触は ON, OFF のみ、屈曲は数段階程度検出することを最初の目標とする。この目標設定は爪センサーの最初の応用先であるパラサイトヒューマン計画[10]における第一世代の実験セットにおい

て人間行動の第一次近似モデル作成時に最低限必要な精度と位置付けられる。

3. センサーの構成

実際に装着し常用することを想定しているため、装着に負担がない構成が求められる。そこで、STANLEY 社製チップタイプ赤色 LED(BB1101W)の出射光を東芝社製フォトトランジスタ(TPS603A)で検出した後増幅し、Microchip Technology 社製マイコン PIC16F873 によって A/D 変換後、シリアル通信を通じて PC で計測する爪センサーを試作した(図2)。この構成では手の甲に配置された基板に指から数本の配線が接続されるだけであり、拘束感が少ない。電源に乾電池、PC にノート PC を利用することでウェアラブルとしての使用が可能である。

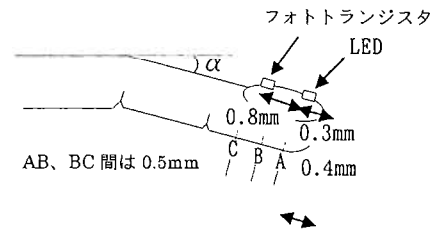
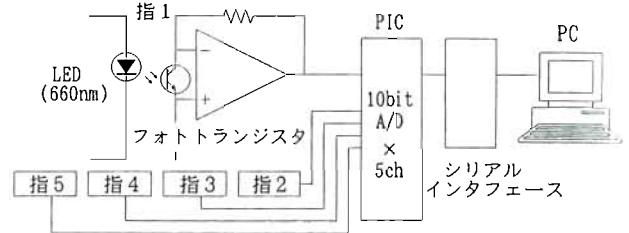


図2 爪センサー構成図

近赤外光を用いた生体計測では、入射光間距離(透過距離)が短いと光路中の組織の光吸収体(ヘモグロビン等)量も少なく、その吸収変化も小さくなるため、測定が困難になり、一方透過距離を長くすると光子の複雑な散乱により実際の光路長の算出が不可能になると言われている[11]。爪の長さ程度(1cm 強)では前者の距離が短い方が問題になる。そこでなるべく LED とフォトトランジスタの距離を離して配置した。指の動きによるノイズを減らすためには、センサーを強固に固定し、かつセンサー面が透明でなければならない。そこで固定には付け爪に利用されている接着剤を利用した。LED からの直接光をフォトトランジスタが検出しないように小型のチップ LED を使用し、その側面を不透明なテープで遮光した。さらにセンサーの上部にもテープを張って外乱光の影響を避けた。まず、最も単純な構成である1つの LED と1つのフォトトランジスタの組み合わせでどの程度の検出が行えるのかを調べる。

4. センサーの評価実験

接触は通常の把持動作で多い指の腹を平面に押し当てる場合と、接触位置による影響を調べる為に場所A, B, Cの3箇所に力を加える場合の2通りを行った。平面的に接触力を与えるときは、指の腹の最も厚い部分に最初に接触するように設定し、場所を限定するときは接触位置に固定したワイヤーに加重することで接触力を加えた。屈曲に関しては、指の第二関節が把持動作において関節角の変化が大きく、光量変化への影響も他の関節に比べ大きいことに着目し、この関節の角度変化について調べた。また第二関節は関節角を固定しやすく、実験における各試行間での誤差が少なくなることが期待される。他の関節は伸ばした状態で測定した。本計測では指の姿勢による重力の影響が考えられ、予備実験としてこの影響を計測したところ3分間指を水平に伸ばした状態での平均出力を1とすると、垂直にした時は0.986となった。接触や屈曲の影響に対して小さくはあるが、以下の実験セットでは正確を期して指を水平に保ち計測を行った。測定は22歳から25歳までの健康な成人男性3名に対して行い、着座状態で左手人差し指を計測に用いた。時系列データについては代表一名のものを掲載する。

4.1 等時間間隔接触

0.5秒間隔で指先に0.5Nの接触力を加える。接触面は平面で指は伸ばした状態で測定を行う。

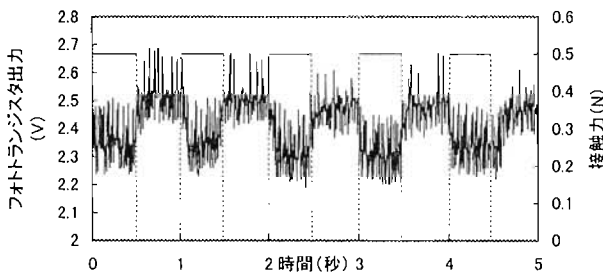
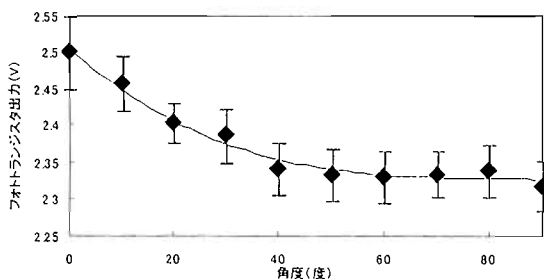


図3 等時間間隔接触による出力変化

4.2 関節角依存性

接触力無しで第二関節角(図2の α)を変化させる。

図4 第二関節角(α)の変化による出力変化

4.3 接触場所依存性

図2に示す点A, B, Cにおいて接触力を加える。

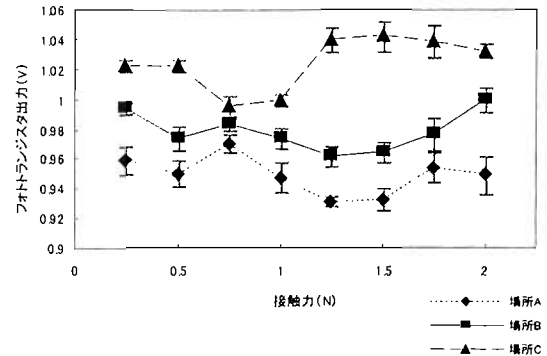


図5 接触位置の違いによる出力変化

5. 実験結果について

等時間間隔接触の結果(図3)より、このセンサーが接触に対して素早い時間応答を見せることが分かる。また、複数回の接触に対しても同じような出力を返している。関節角依存性の計測結果(図4)は、関節角の影響がフォトトランジスタの出力に明白に現れることを示している。特に0~40度での出力の減少が著しい。近似曲線を見て分かる通り、関節角に対して出力が滑らかに変化している。このことは、爪センサーを用いることで接触だけでなく指の屈曲を測定できることを示している。接触場所依存性の計測結果(図5)ではA, Bが同じ傾向を示しているのに対し、Cが反対の傾向を示している。この現象は前述のMascaroらの論文においても指摘されている。指の前方に力を加えた時と後方に力を加えた時とでは、前者では爪の先端が白色に後者では赤色になる事より光路中の血液量が異なっていることが分かる。この違いが結果に現れたと考えられる。また、指が曲がらないように固定した状態で0Nから2Nまで接触力を加えていくと、ほぼ線形に出力が減少するが、この測定では実際の接触状態に合わせるため固定を行わなかった結果、非線形な出力が得られた。以上の実験結果から、指の接触による出力の変化は、ほぼ同じオーダーの変化を及ぼす指の屈曲の影響を受け、さらに指の接触位置によっては出力の傾向が逆転する可能性があることが分かった。また接触位置に関しては、通常接触力が特定の点ではなく指に対して平面的に加えられることから、その力が指の前方、後方にどのように分散して加えられているのかを知ることは困難である。

6. 爪センサーの改良

以上より、指の接触と屈曲によって確かにLEDの射出光強度が変化することが分かった。しかし一対のLEDと

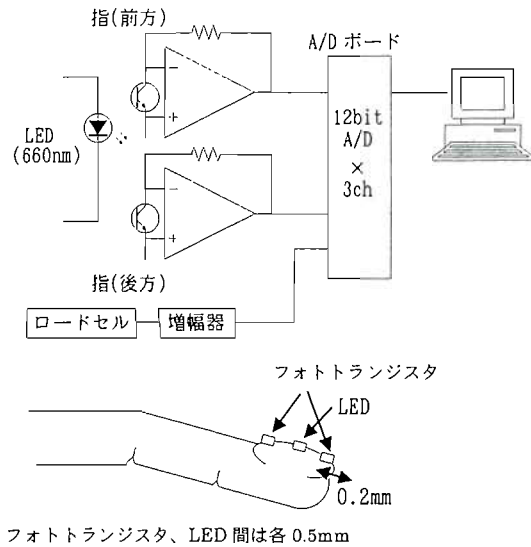


図7 爪センサーII構成図

フォトトランジスタでは接触と屈曲の切り分け，接触位置による違いを判断することは難しい．そこでいくつかの改良案を考えた．例えば光源位置を固定せず複数の光源を使用することで，前方の接触を検出するには前方の光源を，後方の検出には後方のものを用いて位置の検出を行えると思われる．また，屈曲を前方光量と後方光量の和，接触を前方光量と後方光量の差とすることで，それぞれの切り分けができる可能性もある．そこで指の前方，後方にフォトトランジスタ，中間にLEDを配置した1発光2受光構成の爪センサーを試作し，引き続き実験を行った(図6)．このセンサーについては計測に主眼をおき，A/D変換をPICからInterface社製PCIバスA/DボードPCI-3133に変え，指先への負荷をリアルタイムに把握する為にTEAC社製ロードセルTC-SR20Nを追加した．センサー及びロードセルの出力は200Hz以上で同時サンプリングされる．実験はこれまで行ったものに加え，インパルス，ステップ状の接触力を場所A，B，Cに加えるものを追加した．以下，このセンサーを爪センサーIIと表記する．

6.1 典型波形(爪センサーII)

自由に指に力を加えたデータを計測した．接触面は平面であり，接触力，指の屈曲を自由に变化させた．

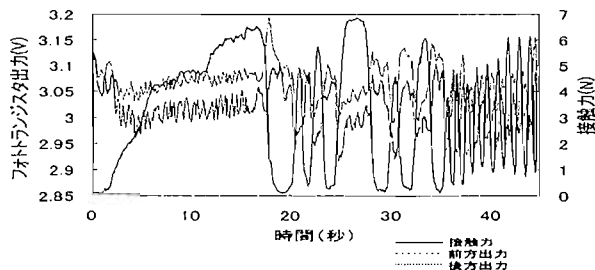


図8 前後フォトトランジスタ出力及び接触力

この結果は日常最も起こりうる典型的な波形であるといえる．LED-フォトトランジスタ間の距離が狭まったことで，フォトトランジスタ出力に指の変化の影響が出にくくなるのが懸念されたが，十分計測可能であることが確認された．ここで問題になるのは，どの程度の周波数帯域で計測を行えばよいのかという点である．一般に生体信号を計測する際には数百Hzのサンプリングを行うことが多い．しかし指の動作を考えると，それほど高い周波数が必要になることは少ないと思われる．一切フィルタを通さない場合，図3のような波形が得られている．立ち上がり，立下りに特徴があるとしてもこの程度の動作なら数十Hz程度の成分があれば良いのではないかと考えた．屈曲についても指の屈曲速度を考えると1~10Hz近辺に特徴が出ると思われる．その一方，光量変化に影響を及ぼす血液量の変化や指の姿勢による重力の影響はずっと低い周波数領域に現れる．血流の変動である脈波は交感神経系，副交感神経系の影響を受け，血圧のMayerWave成分及び呼吸に由来する0.1Hz近辺の周波数領域でゆらぎを示すことが知られている．これらの爪センサーにおけるノイズはドリフト量としてハイパスフィルタを入れることで取り除くことができる．今回はオーバーサンプリングしたのに対し，デジタル信号処理を行って波形をフィルタリングしているが，本来フィルタはオペアンプの前段に入れるべきである．これらの点に関しては何を特徴量とするのかと合わせて，今後も検討する必要がある．

6.2 関節角依存性(爪センサーII)

接触力無しで第二関節角(図2の α)を変化させる．実験条件は実験4.2に合わせた．

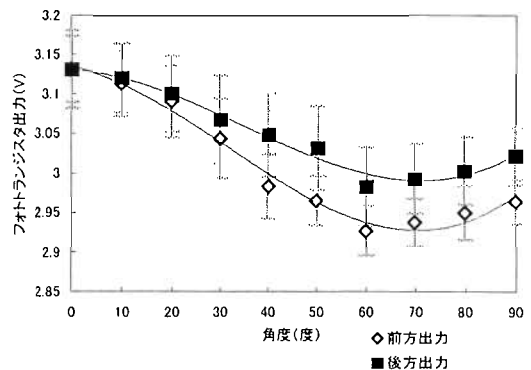


図8 第二関節角(α)の変化による出力変化

6.3 接触場所依存性(爪センサーII)

図2に示す点A，B，Cにおいて接触力を加える．実験条件は実験4.3に合わせた．グラフは視認性を上げるために前方出力と後方出力に分けてあるが，同時に計測したものである．y軸は各グラフのレンジに合わせた．

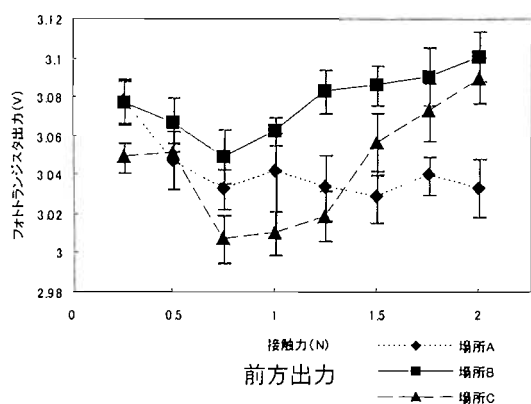


図9 接触位置の違いによる前後出力変化

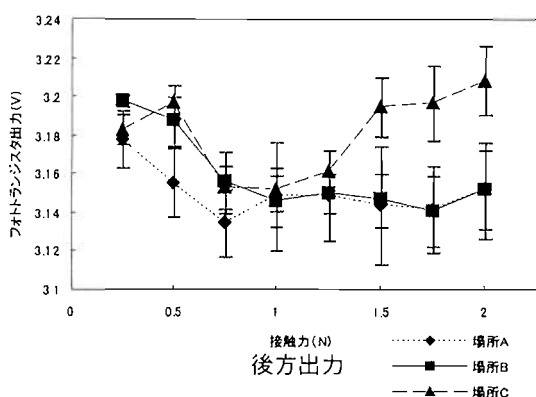


図9 接触位置の違いによる前後出力変化

6.4 インパルス入力 (爪センサーII)

図2に示す点A, B, Cにおいてインパルス状の接触力を加える。指は伸ばした状態で、各場所について各5回ずつ1秒間隔で1Nの力を加えた。

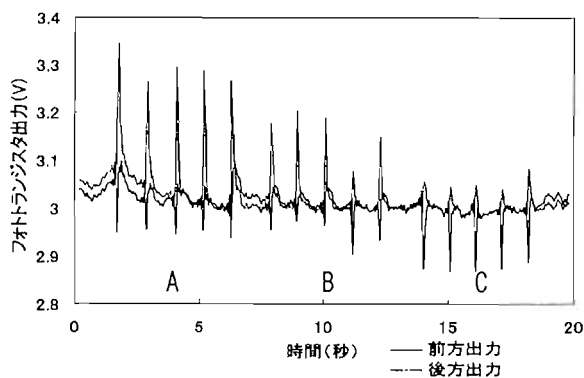


図10 インパルス入力による前後出力変化

6.5 ステップ入力 (爪センサーII)

図2に示す点A, B, Cにおいてステップ状の接触力を加える。指は伸ばした状態で、各場所について各3回ずつ5秒間、1Nの力を加えた。

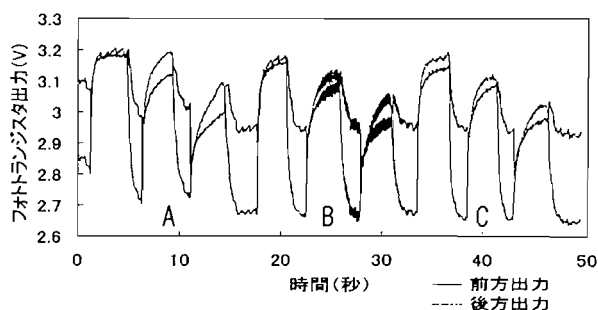


図11 ステップ入力による前後出力変化

6.6 逆向きの屈曲 (爪センサーII)

実験6.4, 6.5において力が加えられた瞬間に指が後ろ側に反っている影響が出ている可能性があるため、単に指を後ろに反らせただけのデータを計測する。曲げに関しては指先に直接力を加えられないので指を後ろ向き限界まで反らす動作を繰り返した。

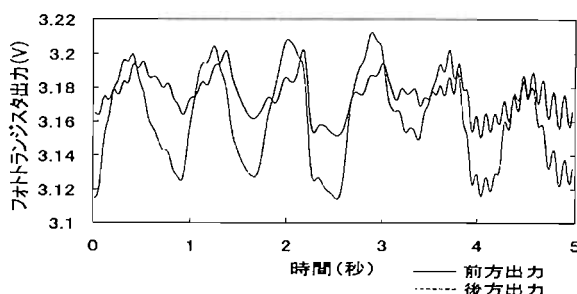


図12 後ろ向き屈曲動作による前後出力変化

7. 実験結果について (爪センサーII)

爪センサーIIでの関節角依存性は前方、後方の出力共に第二関節角の増加に対し、出力が減少している(図8)。出力の形状はそれぞれ似通っており、指を曲げたことによって増加する指先の血液量が指先全体に同じ影響を与えていると考えられる。指を伸ばした状態では、爪の中心部に白色部分ができ、曲げた状態では全体が赤色化する。これは爪と指の間のテンション及び指の曲げによる指先の毛細血管内の血液量変化による影響である。接触位置依存性はLED-フォトトランジスタ間の距離が狭まったことで出力が分かりづらくなっているが、およそ実験4.3で得られたグラフと同じである(図9)。やはり、接触位置によって出力変位が反転する傾向が出ている。接触力としてインパルス状の入力を与えた実験では前方後方の出力変位が反対に出ている。これは場所によらず、3ヶ所全て同じ傾向を示している(図10)。また、前方のセンサーの出力変位は接触位置が後方になるにつれ増加するのに対し、後方のセンサーでは減少する傾向を示した。光路中の光の吸収変化は接触位置—センサー間

距離が伸びることによって、より大きく接触の影響を受ける。その結果センサー出力変位が大きくなったと考えられ、複数のセンサーを使い分けることによって接触位置を特定できことを裏付けている。また、第二関節を90度曲げた状態でも測定を行ったが、同様の結果が得られた。ステップ状の接触力を加えた実験では、一見前後の出力変位が同方向に出ているように見えるが、前方の出力が一度立ち下がった後に、増加しているのに対し、後方の出力は立ち下がることなく、そのまま増加している(図11)。単に指を後ろ向きに反らせた場合のグラフでは前方の出力が立ち下がることはなかった。つまり、ステップ入力でも得られた結果は、接触した瞬間に前後逆向きに出る出力と指の反りによる出力が組み合わさったものだといえる。通常の把持動作の時も、接触した瞬間とその後の変位に出力を切り分けて考え、前後の出力変位が逆方向に出た瞬間に接触が始まり、後の変化は指の屈曲が加わったものとして、接触開始の検出を行うことが可能である。ステップ入力でも第二関節を90度曲げた状態で測定を行ったが、同様の結果が得られた。指の屈曲は実験4.2, 6.2で得られた結果より、出力になだらかな減少をもたらすことが分かっている。得られた結果の近似曲線を元に関節角をパラメータとした出力の関数を作ることができ、指の接触と屈曲が出力に加算されて出ているなら、これを用いて接触のみの影響を切り出すことができる。単純な加算として表現できるかは、爪センサーのモデル化と同時に検討中であるが、先ほどの接触開始の検出と共に手指の把持動作検出の有力な手がかりになると考えられる。

8. おわりに

爪センサーを用いて指先の接触と屈曲を検出できることを示した。1発光2受光構成の爪センサーを使用することで接触開始の瞬間を判定することが可能になった。また、屈曲の影響を単純な出力関数に近似し、センサー出力から取り除くことで接触と切り分けられると思われる。現状の構成では接触位置について前後方向を大まかに判断することしかできないが、光源をいくつか設けることで検出精度を上げていきたい。接触位置について検討を行うには、物体に指を押し当てた時、どのような力分布になっているのか分かることが望ましい。現在、指表面に描いたドットパターンの計測と力センサーを組み合わせる皮膚変形と把持・負荷力を測定する装置が開発されている[12]。このような装置を利用して、接触位置の影響をより詳細に評価する必要がある。信号をリアルタイムに処理するためにはノイズやドリフトの除去と特徴量の抽出を高速に行わなければならない。爪上でのセンサー、増幅器、フィルタの一括実装とコムフィルタと

積分器のカスケード接続であるCICフィルタを利用した軽量のデジタル信号処理の併用による実装を検討している。

参考文献

- [1] 中沢信明, 梶川伸哉, 猪岡光, 池浦良淳, 松井利一: 人間の指先軌道特性に基づいたマニピュレータの把持動作計画, 第18回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp861-862(2000)
- [2] 武井秀之, 青柳誠司, 高野政晴: 人間の指の動作解析とロボットハンドへの応用(第1報), 第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp921-922(1997)
- [3] 清水俊治, 関喜一, 下条誠, 佐藤滋: 入力デバイスとしての把持力分布計測装置の提案, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集第一巻, pp197-198(1996)
- [4] R.S.Johansson and G.Westling: Role of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Exp. Brain Res* Vol.56, pp.550-564(1984)
- [5] 井野秀一, 黒木速人, 和田親宗, 泉隆, 伊福部達: 3軸移動ステージ機構を備えた触覚ディスプレイによる「ずれ」の知覚特性, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, Vol.1, pp175-176(1996)
- [6] 中沢信明, 池浦良淳, 猪岡光: 人間の指先のせん断方向粘弾性特性, 日本機械学会論文集 C 編 Vol.64, No.624, pp292-298(1998)
- [7] バイオメディカルサイエンス社: 組織 SO₂・Hb 量モニター PSA-IIIIN マニュアル
- [8] Mascaro.S and Asada.H: Distributed Photo-Plethysmograph Fingernail Sensors: Finger Force Measurement without Haptic Obstruction, *DSC-Vol.67, Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division*, pp. 73-80(1999)
- [9] Mascaro.S and Asada.H: Photoplethysmograph Fingernail Sensors for Measuring Finger Forces without Haptic Obstruction, Submitted to the *IEEE Transactions on Robotics and Automation*(2000)
- [10] 前田太郎: パラサイトヒューマンによる人間機能の研究, 日本バーチャルリアリティ学会第4回大会論文集, pp425-426(1999)
- [11] 田村正秀, 一色学, 橋秀光, 久保良彦, 田村知己: 近赤外線レーザー光を用いる無侵襲生体計測, *人工臓器* 18巻5号, pp1573-1580(1989)
- [12] 多田充徳, 今井正和, 小笠原司: 皮膚変形と把持/負荷力の同時計測装置の開発, 第18回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp1009-1010(2000)

(2001年1月31日受付)