

ヒトの表面粗さ認識機構を模倣した触覚認識システム*

大岡昌博*¹, 川村拓也*², 板橋達也*³
宮岡 徹*⁴, 三矢保永*⁵A Tactile Recognition System Mimicking Human Mechanism
for Recognizing Surface UnevennessMasahiro OHKA*⁶, Takuya KAWAMURA, Tatsuya ITAHASHI,
Tetsu MIYAOKA and Yasunaga MITSUYA*⁶ Nagoya University, Graduate School of Information Science,
Fro-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, Aichi, 464-8601 Japan

A mathematical model was formulated on the basis of the results of psychophysical experiments in which human subjects discriminated fine steps on aluminum plates. The mathematical model emulated the real neuron discharge caused when a membrane potential exceeds a threshold. The membrane potential was determined by spatial and temporal summations of postsynaptic potential. To evaluate the mathematical model for surface texture recognition by robots, we performed a series of surface detection experiments using a robotic manipulator equipped with an optical three-axis tactile sensor. The single sensor cell of this sensor consisted of a columnar feeler and a 2-by-2 array of conical feelers. The three-axis force was calculated from the area-sum and area-difference of the conical feelers' contact areas. The robotic manipulator rubbed the tactile sensor on four brass plates with step-heights of 0, 0.05, 0.1 and 0.2 mm. It was found that the mathematical model could distinguish these step-heights.

Key Words: Robotics and Mechatronics, Measurement, Neural Network, Tactile Sensor, Psychophysics, Step-Height Recognition

1. 緒 言

ヒトは触覚を利用して物体表面の凹凸の微妙な相違を判別できる。しかも、精密測定室のように整っていない生活環境においても、比較的高い識別精度を得ている。このようなヒトの触覚の仕組みを検査装置に応用すれば、精密測定室の外でも使用できるロバスト性の高い計測システムを構築できる。このため、著者らはロボット・メカトロ機器に適用することを目的として、ヒトの表面粗さ認識機構を明らかにするための実験を行ってきた⁽¹⁾⁻⁽⁴⁾。精密研磨紙や可変段差呈示装置を用いた実験の結果から、ヒトは物体表面の数 μm の凹凸を計測できる高い検出能力をもつことを明らかにした。

この数 μm の凹凸に感応すると考えられる皮膚機械受容単位としては、機械的刺激の時間微分を検出する

FA I (First adaptive type I unit; 速順応 I 型単位) と二階微分を検出する FA II (First adaptive type II unit; 速順応 II 型単位) の存在が知られている⁽⁵⁾。著者らは、FA I と FA II のいずれが数 μm の凹凸を検知するのかを調査するため、低温時における FA II の感度が FA I に比べ著しく劣化する現象を利用して、低温における閾値を測定した。その結果、閾値がほとんど変化しなかったことから、FA I が数 μm の凹凸認識に役立つことを初めて明らかにした⁽¹⁾⁽²⁾。さらに、物体表面に沿って指を動かすときの触運動速度が表面粗さの識別特性に及ぼす影響を調べた。20 mm/s と 40 mm/s の触運動速度における閾値を比較すると、40 mm/s のほうがわずかに大きくなること、またこのときヒトが感じ取っている刺激の強さ(主観的等価値)については、20 mm/s に比べて 40 mm/s で移動する粗さのほうを大きく感じることを定量的に計測した⁽⁴⁾。

そこで本研究では、ヒトの表面粗さの認識機構をロボット・メカトロ機器に組込むことを目的として、ヒトの神経細胞である感覚受容器に McCulloch-Pitts のモデル⁽⁶⁾を適用して、表面粗さ認識モデルを定式化した。このモデルでは、神経細胞を多入力-出力のしきい値素子として扱い、皮膚表面に分布する多数の感覚受容器の出力信号が一つの神経細胞に伝達・加算さ

* 原稿受付 2002年9月6日。

¹ 正員, 名古屋大学大学院情報科学研究科(☎464-8601 名古屋千種区不老町)。² 岐阜大学工学部(☎501-1193 岐阜市柳戸1-1)。³ 日本車輛製造株式会社(☎456-8691 名古屋市熱田区三本松町1-1)。⁴ 静岡理工科大学理工学部(☎437-8555 袋井市豊沢2200-2)。⁵ 正員, フェロー, 名古屋大学大学院工学研究科(☎464-8306 名古屋千種区不老町)。

E-mail: ohka@is.nagoya-u.ac.jp

れ、その加算値がしきい値を超えると加算値に比例した信号を出力すると考える。また、FA I は機械的刺激の時間微分を感知することが知られており、表面粗さは FA I が獲得しているという前述の実験結果から、定式化において感覚受容器の出力信号は受容器に発生した垂直ひずみの時間微分の絶対値に比例すると仮定した。さらに、前述の実験から得た「触運動速度が速いほど表面粗さを大きく感じる」という知見を反映させるために、粗さ刺激の移動による垂直ひずみの時間微分の時間経過が、本モデルの入力信号としてある一定時間重畳される時間加算の効果を組込んだ。

次に、本モデルの妥当性を検証するため、段差値と移動速度をパラメータとして、段差に対する指先の接触変形状態を有限要素法を用いて解析し、垂直ひずみの時間微分を求めた。この解析結果を本モデルの入力信号としてシミュレーションを実施して、その出力結果を前報⁽⁴⁾で得られた段差の移動速度の影響の結果と比較・検討した。

さらに、本モデルのロボットの触覚認識システムとしての有効性を検討するため、別途開発した光導波形触覚センサ搭載ロボットの触覚認識に本モデルを組込んで、真鍮板の表面に設けた 0.05, 0.1, 0.2 mm の微小段差を認識させる実験も行った。

2. 定式化のために用いた知見

ヒトの触覚認識機構は心理物理実験法や微小神経電図法などの実験手法を用いて調べられてきた。その結果、皮膚機械受容単位は反応速度と受容野の大きさによって 4 種類に分類された⁽⁵⁾。本研究では、表面粗さに感応すると考えられる FA I 皮膚機械受容単位に着目する。著者らや他の研究者によって得られた FA I に関する知見のうち、本研究の定式化に関連するものをまとめると以下ようになる。

- (1) 機械的刺激の時間微分に感応する⁽⁸⁾⁽⁹⁾。
- (2) 知覚する物理的刺激は、数 μm の凹凸の表面粗さ、および振幅と周波数がそれぞれ数 μm から数十 μm 、数十 Hz の振動刺激である⁽⁹⁾。
- (3) 刺激を知覚するときの触運動の速度効果については、触運動速度が速いほうが刺激を大きく認識する⁽⁴⁾。
- (4) 対応する皮膚感覚器は Meissner 小体である⁽⁸⁾⁽⁹⁾。

3. 神経回路モデル

神経生理学の分野において皮膚機械受容単位は、機械的刺激を直接受けるセンサ素子(皮膚感覚器)と信号

処理を行う演算素子(神経細胞)とから構成されるとされている。触覚の神経系を神経回路モデルを用いて数理モデル化すれば、ヒトの触覚認識機構をロボット・メカトロ機器に組みやすくなる。そこで本研究では、皮膚機械受容単位に McCulloch-Pitts の神経モデル⁽⁶⁾を適用し、さらに 2 章において述べた知見を考慮して、ヒトの表面粗さ認識機構を定式化する。

図 1 に示すような表面粗さを認識する神経回路を考える。皮膚表面に刺激が与えられると、皮膚感覚器はその機械的刺激を受取り、その情報を皮膚感覚器内部の電位(膜電位)の変化として出力する。神経細胞には数多くの樹状突起があり、皮膚感覚器から伸びた軸索はシナプスを介して、神経細胞の樹状突起に結合される。皮膚感覚器の出力信号が神経細胞に到達すると、神経細胞内部の電位が変化する。神経細胞の入力信号として、多数の皮膚感覚器の出力信号が同時に到達する場合、これらの入力信号が神経細胞においてすべて重なり合い、これらの和が神経細胞の膜電位となる。これは、空間加算の効果と呼ばれる。まず、この効果を数理モデル化する。

すなわち神経細胞は、皮膚表面に分布する n 個の皮膚感覚器が発する x_1, x_2, \dots, x_n の出力信号を受取るとする。 i 番目の皮膚感覚器と神経細胞との間の結合効率を表すシナプス荷重を w_i とすると、空間加算の効果を取入れた場合の膜電位 u は次式としてモデル化される。

$$u = \sum_{i=1}^n w_i x_i \dots \dots \dots (1)$$

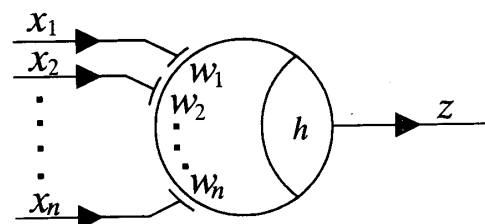
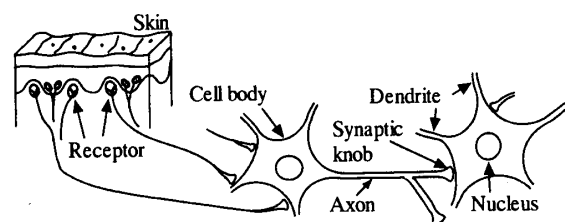


Fig. 1 Modeling of fast adaptive Type I mechanoreceptive unit

2章の知見(1)より、皮膚感覚器は皮膚変形の時間微分を検出すると考えられる。そこで、皮膚感覚器は皮膚内に発生したひずみ速度を検出して、その絶対値に比例した信号を出力とする。すなわち、式(1)中における*i*番めの皮膚感覚器の出力 x_i は次式で計算できる。

$$x_i = a \left| \frac{d\varepsilon_i}{dt} \right| \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 ε_i と*a*は*i*番めの皮膚感覚器に発生するひずみと比例係数である。

皮膚感覚器の出力信号が神経細胞に到達し、神経細胞の膜電位を変化させる。この変化が減衰し消滅する前に次の新しい信号が到達すると、この信号による膜電位の変化は、前の変化の残差に重畳される。これは、時間加算の効果と呼ばれる⁷⁾。この効果は、時刻*t*'のときの*i*番めの皮膚感覚器と神経細胞との間のシナプス荷重を $w_i(t')$ と表して、時刻*t*における膜電位を $w_i(t-t')x_i(t')$ の過去から時刻*t*までのたみ込み積分で計算することで定式化できる。以上より、時間加算の効果を式(1)に取入れた場合の膜電位*u*は次式で計算する。

$$u = \sum_{i=1}^n \int_{-\infty}^t w_i(t-t')x_i(t')dt' \dots\dots\dots (3)$$

以前に到達した信号ほど膜電位の現在値に及ぼす影響が少なくなるため、これを表すためにシナプス荷重 $w_i(t)$ が時間とともに減衰すると考えられる。しかし、このときの時間経過を測定した実験結果がないため、ここでは、 $w_i(t)$ が0秒から*τ*秒の間一定値でその後零となる矩形波状に変化するとした。これを式で表すと次式のようになる。

$$w_i(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < \tau \\ 0, & t < 0 \end{cases} \dots\dots\dots (4)$$

神経細胞の出力には、式(3)で示される膜電位*u*が神経細胞に固有のあるしきい値*h*を超えると出力されるしきい値作用があることが知られている。この出力はパルスとして次の神経細胞に伝達され、このときのパルス密度は、膜電位*u*としきい値*h*との差に比例して増加する。このパルス密度を*z*とする。この効果を数式として表すために、ここでは最も簡単なしきい値関数 $\phi(q)$ を用いることにする。すなわち、パルス密度*z*は次式のようになる。

$$z = \phi(u - h) \dots\dots\dots (5)$$

$$\phi(q) = \begin{cases} q, & q \geq 0 \\ 0, & q < 0 \end{cases} \dots\dots\dots (6)$$

以上のように、空間加算の効果、時間加算の効果およびしきい値の作用を考慮したニューロンの数理モデ

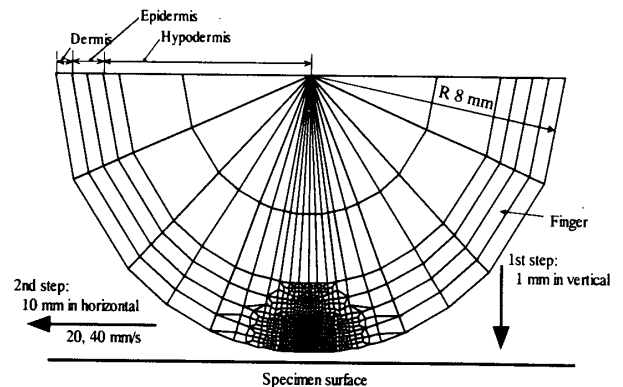
ルを用いて、FA I皮膚機械受容単位の治療を定式化した。以下では、数値モデル化したヒトの指による段差識別シミュレーション、および触覚センサを搭載したロボット・マニピュレータによる段差識別実験に本モデルを適用する。なお、パーセプトロンやバックプロパゲーションモデルでは式(4)に学習則を適用しているが、本研究のシミュレーションでは受容器とニューロンが一つの場合に限定するため、今回は特に学習則を組入れなかった。

4. シミュレーション

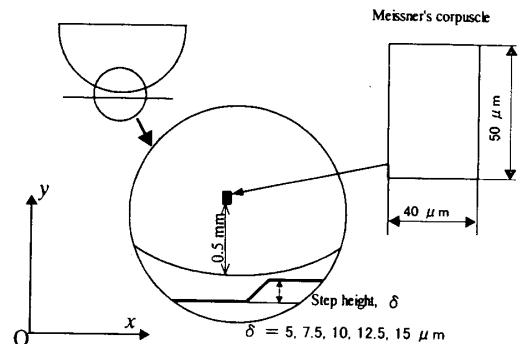
4.1 計算条件

前述の知見(4)にあるように、FA I皮膚機械受容単位に対応する皮膚感覚器はMeissner小体であると考えられている。3章で導いた皮膚機械受容単位の数理モデルの妥当性を検討するため、図2に示すように、半円柱で近似した指が微小段差のある剛体面の上を通過するときに、Meissner小体が存在する位置に発生する垂直ひずみ速度 $\dot{\varepsilon}_y$ を求める有限要素解析を行った。段差値*δ*については、心理物理実験の結果と比較するために、 $\delta = 5, 7.5, 10, 12.5, 15 \mu\text{m}$ を選定した。

知見(3)における触運動速度の効果の要因の一つと



(a) Mesh model



(b) Detail of contact portion

Fig. 2 Mesh model for contact analysis

しては、皮膚変形時の粘弾性の効果が考えられる。このため、粘弾性体モデルとして三要素固体と等価である一次の Prony 級数モデル⁽¹⁰⁾を採用することにより、皮膚を粘弾性体として近似した。

ヒトの皮膚は、表皮、真皮および皮下組織の三層構造であり、これらの三層に関するヤング率を、文献(11)を参考にして、それぞれ0.14, 0.034および0.080 MPaとした。ポアソン比については、測定値が報告されていないため、すべて0.45とした。横弾性係数の初期値と最終値の比、体積弾性率の初期値と最終値の比については、測定値が報告されていないため、三層とも共通の0.5とし、時定数については、文献値⁽¹²⁾12.9 msを採用した。

上述の条件に基づいて作成した指のモデルを微小な段差のある剛体面に押付けて水平方向に滑らせるシミュレーションを行って、図2中の塗りつぶされた Meissner 小体に対応する要素に生じる y 方向垂直ひずみ速度 $\dot{\epsilon}_y$ を求めた。Meissner 小体の存在する要素の位置については、皮膚表面から深さ0.5 mm、要素の大きさについては水平方向に40 μm 、垂直方向に50 μm とした。

荷重条件については、まず指を段差付きの剛体面に垂直方向に1 mm 移動させて加圧し、次に水平方向に10 mm スライドさせた。走行に伴う段差刺激の Meissner 小体への作用のみを見積もるためには、指が剛体面に最初に接触したときの圧縮変形の動的影響を取除かなければならない。そこで、指を剛体面に押しつけた後に1秒間静止させて、この圧縮の動的効果を打ち消した。なお、指の触運動速度については、心理物理実験の結果と比較・検討しやすくするために、同じ実験条件である $v=20$ mm/s と40 mm/sとした。また指と剛体面との摩擦については、摩擦係数を零とした。

次に、有限要素解析で求めたひずみ速度 $\dot{\epsilon}_y$ を3章において定式化した FA I 皮膚機械受容単位の数理モデルの入力信号として用いて、表面粗さの認識処理のシミュレーションを実施した。

式(1)~(4)に含まれる定数 a , n , τ , h については、神経細胞の活動を計測して決定する必要があるが、神経生理学の実験データが十分に入手できないため次のように仮定した。まず、 a は、皮膚上に与えられた刺激に比例して皮膚感覚器が信号を出力するときの比例係数である。本研究では、 $a=1$ Vs として、数理モデルのシミュレーションの出力を比によって評価することとした。また、本シミュレーションのように平面ひずみ状態の解析では、Meissner 小体が半円柱の指の

奥行き方向に複数並んで一斉に発火する場合を解析していることになる。解析を簡略化するため、受容単位の特性のばらつきを無視し、一つの受容単位で代表できるものとして、 $n=1$ とした。時間加算の効果が持続する時間 τ については、 $\tau=10\sim 300$ ms の範囲で計算し、別途実施した著者らの心理物理実験の結果に類似する τ の値を選定する方法を採用した。しきい値 h は、シミュレーション結果の定性的な傾向に影響を与えないため、 $h=0$ V とした。

4.2 計算結果と考察 図2に示す Meissner 小体が存在する位置に発生する垂直ひずみの時間経過を図3に示す。指を剛体面に押圧させた後、初期の圧縮ひずみの履歴を消去するため、1秒間指を静止させたことから、指と剛体面との接触による圧縮変形の後に、垂直ひずみの値は一定値となっている。段差が Meissner 小体の存在位置に接近すると、急峻なひずみのピークが発生している。また段差値が大きいほどひずみのピーク値が大きくなることなどがわかる。

前述するように τ については、10~300 ms の範囲で計算した。ここでは、まず $\tau=300$ ms の場合について検討する。図3に示した解析により得られた垂直ひずみから計算したひずみ速度を、式(1)~(6)で表される皮膚機械受容単位の数理モデルの入力信号として代入して、パルス密度 z を計算した。前述のように式(2)中の定数を $a=1$ としたため、計算するパルス密度 z の値には意味がなく、相互の関係は比によって評価する必要がある。ここでは、 $v=40$ mm/s、 $\delta=15$ μm のパルス密度の最大値が1となるように正規化して、その結果を図4に示す。

パルス密度 z については、触運動速度 $v=20$ mm/s、40 mm/s とともに、皮膚感覚器が段差に近づくにつれて

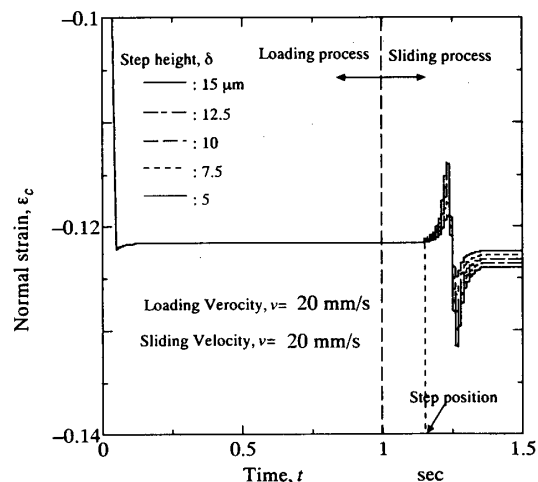


Fig. 3 Variation in compressive strain

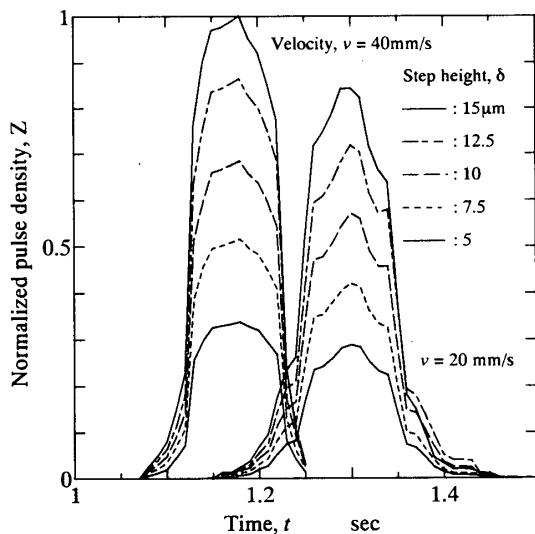


Fig. 4 Variation in normalized pulse density

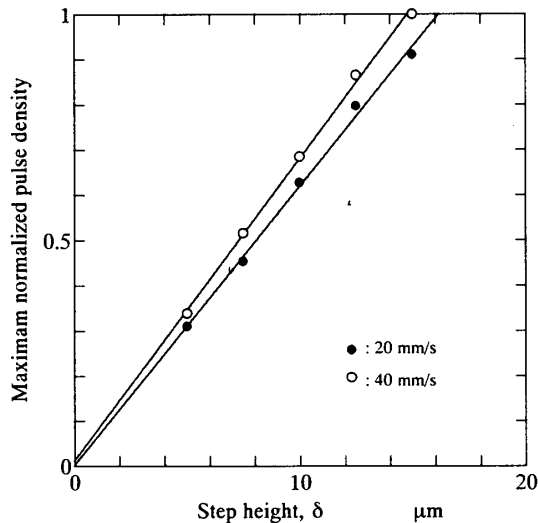


Fig. 5 Relationship between model output and step height

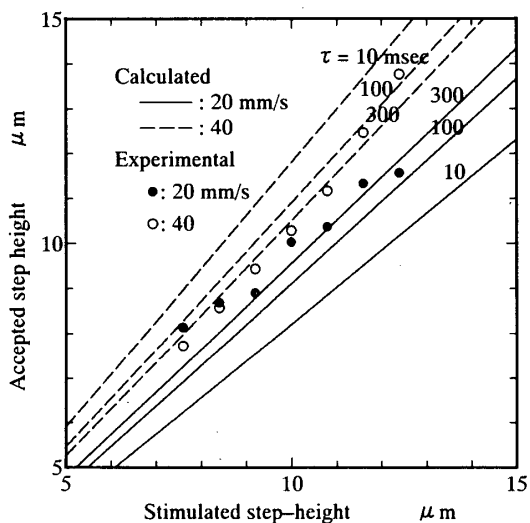


Fig. 6 Comparison between simulated and experimental results

増加すること、またその最大値は段差値 δ が大きくなるにつれて増大することなどがわかる。さらに、指の触運動速度と段差値がパルス密度に与える影響を調べるため、各計算条件における最大値を求めた。 $v=20$ mm/s, 40 mm/s における段差値とパルス密度の最大値との関係を図5に示す。

図5から段差値 δ の大きさに比例してパルス密度の最大値が増大することがわかる。また指の触運動速度の影響について、同一の段差値に対するパルス密度の最大値を比較すると、指を速く移動させたときのほうが、遅いほうに比べて大きいことがわかる。

次に、著者らの実験結果⁽⁴⁾に一致する τ の値を求めるため、 $\tau=10$ および 100 ms についても同様な計算を実施した。各 τ の値について、図5中の直線で示すように $v=20$ と 40 mm/s の計算結果の一次回帰直線を求め、両者の傾きの平均値からパルス密度の最大値から段差値への換算係数を算出した。それを用いて縦軸をパルス密度の最大値から段差値に変換した結果を図6に示す。図6中の記号は、著者らの実験結果⁽⁴⁾を示す。この図から、同一段差を識別する場合でも、指の触運動速度が速いほうが遅いほうに比べて段差値を大きく感じる事がわかる。さらに、計算結果と実験結果を調べると、 $\tau=300$ ms が実験結果と最もよく一致していることがわかる。

5. 実験によるモデルの妥当性の検討

5.1 実験装置と実験手順 著者らが開発した三軸触覚センサ搭載五自由度ロボット・マニピュレータ⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾に搭載し、このマニピュレータが、段差を設けた試験片上を走査することにより段差識別を行う実験装置を構成した。ロボット・マニピュレータが試験片上を正確に平面走査できるようにするため、120°おきに設置した三つのねじによって試験片台の傾きを調整した。試験片としては、表面に高さ $\delta=0.05, 0.1, 0.2$ mm の段差を形成した真鍮板(段差試験片)、および段差を設けない真鍮板(平面試験片, $\delta=0$ mm)を用いた。

本触覚センサには、三軸力計測のできるセンサ素子が 3 mm の間隔で 10×13 個アレイ状に配列されており、較正試験により力-変位変換行列も求められているのでセンサ素子先端の変位を計測できる。本実験では、中央に位置するセンサ素子1個の変位を計測した。

実験手順として、1) 三軸触覚センサのセンシング面と試験片面を水平に保った状態でセンシング面を試験片面に押付け初期垂直荷重を加える、2) ロボット・マ

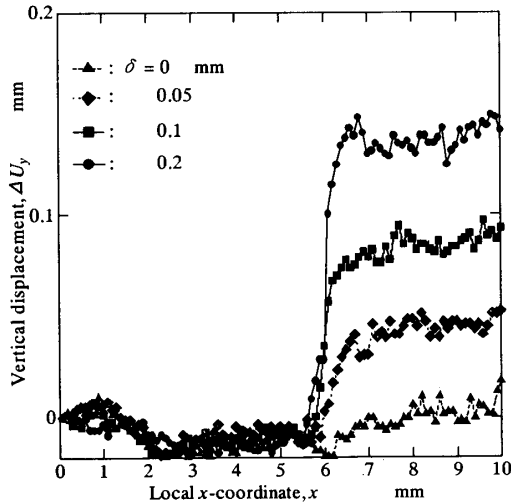


Fig. 7 Variation in vertical displacement

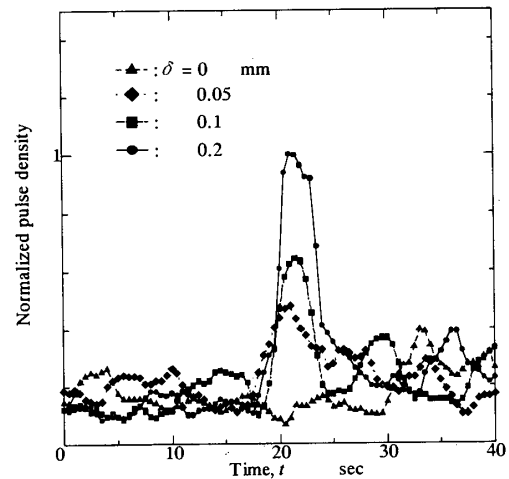


Fig. 9 Variation in pulse density

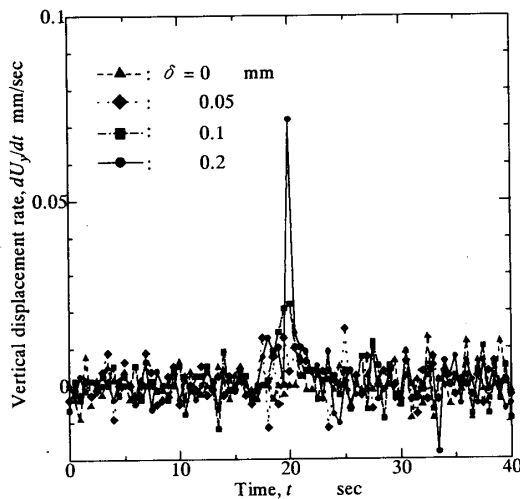


Fig. 8 Variation in rate of vertical displacement

ニピューレータを水平方向に 10 mm 走査して、試験片の段差を計測する、といった方法をとった。このため、触覚センサの測定値としては、初期垂直荷重を加えたときのセンサ素子の変位 U_{y0} を基準とした変化量 $\Delta U_y = U_y - U_{y0}$ を求めた。

5.2 平面走査実験および考察 段差を設けた試験片上を走査したとき、三軸触覚センサが測定した垂直方向変位 ΔU_y の時間経過を図 7 に示す。横軸 x は、触覚センサに初期荷重を加えた位置を $x=0$ とし、そこからの水平方向の相対移動距離である。試験片上の段差の位置において、垂直方向変位 ΔU_y はいずれもステップ状に変化している。跳躍量に着目すると、跳躍量の比が段差の値 $\delta=0.05, 0.1, 0.2$ mm の比にほぼ等しいことがわかる。この結果から、触覚センサは試験片表面に形成された段差をほぼ忠実にトレースできることが確認された。

しかし、垂直方向変位 U_y から段差計測をしようとすると、跳躍量の計測の基準となる U_{y0} が一定である必要がある。ロボットへの用途を考えると、対象物体からの接触・離脱を繰り返す場合が主となる。また、対象面とセンシング面が平行である補償もない。段差値の計測では、物理量の現在値から算出できることが好ましい。

垂直方向変位 U_y 以外の現在値として、その時間微分 \dot{U}_y があるから、 \dot{U}_y の時間変化を図 8 に示す。横軸は、触覚センサに初期荷重を加え、走査を開始したときからの経過時間である。 \dot{U}_y の変化を見ると、段差の位置にピーク値があることがわかる。 \dot{U}_y の値は測定値の現在値から計算できるため、 U_{y0} に依存する ΔU_y に比べて、リアルタイム性が求められるロボットの段差識別にとって有利である。しかし、図 8 からわかるように、 \dot{U}_y はノイズ成分を多く含むため、 $\delta=0.05$ mm と 0.1 mm の段差の判別が困難である。このため、 \dot{U}_y は精密な段差識別に用いる指標として期待できない。

そこで、本研究で新しく定式化したヒトの皮膚機械受容単位の数理モデルをロボットによる触覚認識に組込むこととした。図 8 に示した触覚センサの垂直方向変位の時間微分 \dot{U}_y を、センサ素子の基準長さで割って計算した値を、式(2)中のひずみ速度とした。これを本モデルの入力信号として、式(5)によりパルス密度 z を計算した。このとき、モデルに含まれる定数については、 $a=1$ Vs, $n=1$, $\tau=3$ s, $h=0$ V とした。なお、本触覚センサは 1 フレームずつ画像処理を行って三軸力の分布を求めているため、サンプリングタイム時間が 0.5 秒と長い。FA I の帯しきいは数 10 Hz であり、1 オーダ高いためそれに合せて τ を前述の図

6 で用いた 300 ms の十倍の値を採用した。

モデルの出力結果を図 9 に示す。縦軸は、段差値 0.2 mm における最大値によって正規化されたパルス密度 z を表す。 z の時間経過を見ると、単一のピークを形成している。また、ノイズが抑制されるため、図 8 では判別できなかった $\delta=0.05$ mm と 0.1 mm の段差を明りょうに識別できることがわかる。これより、本モデルが表面の微小な段差をロボットにリアルタイムに認識させるために有効であることが確認できた。

6. 結 言

本研究では、ロバスト性の高いヒトの触覚認識機構をロボット・メカトロ機器の計測システムに適用することを目的として、まずこれまでに神経生理学で得られたヒトの触覚についての知見に基づいて、表面粗さを認識するための神経回路モデルを定式化した。定式化した神経回路モデルの妥当性を検証するために、微小段差が指に接触して移動する運動系を接触問題としてモデル化し、有限要素法を適用してシミュレーションを行い、この結果を心理物理実験の結果と比較した。次に、触覚センサを搭載したロボット・マニピュレータを用いて、微小段差を判別する認識実験を行い、本モデルのロボットの触覚認識システムとしての有効性を確認した。

以下に結論を要約する。

(1) McCulloch-Pitts の神経細胞モデルを基礎として、時間加算効果を考慮したヒトの表面粗さ認識機構の数理モデルを新しく提案した。定式化においては、これまでに神経生理学的に得られた知見に基づいて、皮膚感覚器から出力される神経発射密度が皮膚に発生するひずみ速度の絶対値に比例する関係を導入した。

(2) 指の力学特性を粘弾性体として近似して、指が微小段差のある剛体要素に接触し移動するときの接触問題を解析し、皮膚感覚器に発生するひずみ速度を FEM 解析によって求めた。さらに、得られたひずみの時間微分を本モデルに入力して計算した。その結果、同じ段差値であっても移動速度が大きいほどモデルの出力値が大きくなり、心理物理実験の実験結果と

同じ傾向を示すことを確認した。

(3) 本モデルを用いて触覚認識を行うために、光導波形三軸触覚センサを搭載したロボット・マニピュレータを用いて段差識別実験を実施した。その結果、センサの変位量の差異に基づいて判別を行うときに比べて、本モデルを用いて触覚認識を行った場合には、0.05 mm と 0.1 mm の段差の判別が可能となり、ロボットによる触覚認識の精度向上に有効であることが確認された。

文 献

- (1) Miyaoka, T. and Ohka, M., Tactile Information Processing Mechanisms of Fine Surface Texture Discrimination in Humans: A Study with Ridge Height Discrimination Tasks, Int., *Ergonomics Association 13th Triennial Congress of the IEA*, 7 (1997), 264-266.
- (2) 大岡昌博・宮崎徹・川村拓也・三矢保永, 可変段差呈示装置によるヒトの表面粗さ弁別能力試験, *機論*, 64-625, C (1998), 3534-3540.
- (3) Miyaoka, T., Mano, T. and Ohka, M., Mechanisms of Fine-surface-texture Discrimination in Human Tactile Sensation, *J. Acoustical Society America*, 105-4 (1999), 2485-2492.
- (4) 大岡昌博・宮崎徹・川村拓也・三矢保永, ヒトの表面粗さ弁別における触運動速度の影響, *機論*, 66-641, C (2000), 226-231.
- (5) Vallbo, Å. B. and Johansson, R. S., Properties of Cutaneous Mechanoreceptors in the Human Hand Related to Touch Sensation, *Human Neurobiology*, 3 (1984), 3-14.
- (6) McCulloch, W. and Pitts, W., A Logical Calculus of the Ideas Immanent in Nervous Activity, *Bulletin of Mathematical Biophysics*, 7 (1943), 115-133.
- (7) 甘利俊之, 神経回路網の数理(1978), 7-27, 産業図書.
- (8) Moss-Salentijn, L. (Nicholls, H. R. 編), *The Human Tactile System, Advanced Tactile Sensing for Robotics*, (1992), 123-145, World Science.
- (9) 宮岡徹, 触覚のモジュール機構, 静岡理工科大学紀要, 第 3 巻 (1994), 15-28.
- (10) *ABAQUS Theory Manual*, Ver. 5-7 (1998), 4.72.1-10.
- (11) 前野隆司・小林一三・山崎信寿, ヒト指腹部構造と触覚受容器位置の力学関係, *機論*, 63-607, C (1997), 881-888.
- (12) 岡久雄・入江隆, 皮膚軟部組織モデル化のための生体定数, *バイオメカニズム学会誌*, 17-4 (1993), 216-222.
- (13) 大岡昌博・三矢保永・松永泰明・竹内修一, 光導波形三軸触覚センサの複合荷重に対する感度特性, *機論*, 65-630, C (1999), 602-608.
- (14) 大岡昌博・三矢保永・松永泰明・高柳旬一, 光導波形三軸触覚センサ搭載ロボット・マニピュレータによる表面段差の識別, *機論*, 65-637, C (1999), 3665-3671.