

『人間における知能の力学的理解』特集号

皮膚の力学的構造に隠れている知能

解 説

篠田 裕之*

1. はじめに

「知能をもつ皮膚」という言葉は多くの読者にとって耳慣れないものかもしれない。一般に我々は、生物個体を感覚器官、筋肉、脳という独立した3つの部分からなるシステムとしてモデル化し、その個体の振る舞いを知的にする情報処理は脳が担っているものと理解している [1]。脳は知能の高い生物において特に発達し、空間的にも局在しているため、知能との対応関係を想像しやすいのに対し、生物表面全体に分布し、それ自体では動くこともない皮膚は、知能からは独立した存在のように感じられる。本稿ではそのような皮膚にも物理的構造レベルで多様なインテリジェンスが埋め込まれていることを紹介していく。

皮膚の組織の成り立ちや受容器の配置等については古くから科学的・医学的に調べられているが、触覚が情報を獲得するためにその構造が果たす役割について、工学的にも興味を持たれるようになったのはごく最近のことである。表面の圧力分布を検出する人工皮膚によってロボットに触覚を与えようとする研究は20年以上前から続いているが(例えば [2-4])、その試みがなかなか成功しなかったことがこのような興味を生み出す背景となった [5]。例えばロボットの聴覚のセンサとしては、空間の一点における音圧を計測可能なマイクロフォンを用意すれば(定位感など一部の感覚を除いて)大半の聴覚情報はその信号のどこかに含まれている。したがってそこから言語の意味など必要な情報を抽出する処理の問題は、センサデバイスの開発から切り離して考えることができる。しかし触覚においては、単に高解像度の圧力センサアレイを試作しても入力デバイスとして十分ということはなく、そこで得られたデータをいくら解析しても、人間同様の触感を得ることができなかった。この原因を考察する過程で、皮膚の物理的構造自体が巧妙な情報選択を行なっていることが徐々に明らかになってきたのである。これらの知見と周辺技術の進歩があいまって、今ようやく人間の皮膚感覚を代行できるデバイスが現実のものになりつつあるように(希望的に)感じられる [5]。

本稿では、生体が必要とする情報を皮膚が優先的に獲得するために、皮膚の構造がどのように利用されているかを紹介していく。例えば一見すると接触圧力を非常に細かくサンプリングし、その後複雑な計算をしなければ抽出できないように思われる接触分布の特徴が、適切な力学的構造によって容易に抽出されるようになる。それらは差し迫って必要とされている触覚デバイスの実現のために役立つ知見となることは勿論、多くの読者はそこに生物の知的な情報処理の本質を感じ取ることができるのではないかと想像する。例えば本稿で述べる皮膚構造のうち幾つかを備えた原始的生物は、脳がごく貧弱であっても相当レベルの知的さで外界に反応することができるであろう。そしてそのような皮膚の知能が土台となって、環境・空間をより高度に理解する知能が獲得されていったのではないかと推測したくなるはずである。

2. 本稿を読むための準備

本論に入る前に、人間の皮膚がどのような触覚情報を検出しているかを整理し、これまでの触覚センサが触感の多くを検出できていない原因について概説しておく。まず皮膚が検出している物理量は 1) 機械変形, 2) 温度, 3) 化学的作用, の3種類に分類される。温度は非常に大切な触覚情報であるが、最も扱いが容易な問題でもある。熱伝導の物理的性質から皮膚内部には細かい温度分布が生じることはなく、時間的な変動も緩やかなためである。そこでおもに機械変形に関連して人間が検出している情報に注目すると

- (1) 接触の場所, 力とその方向.
- (2) 面の曲率. 面接触であるか線, 点接触であるかの判別.
- (3) 滑りと滑りの予知(滑りそうかどうか). 摩擦.
- (4) 硬さ, 柔らかさ.
- (5) 粘性, 粘着性.
- (6) テクスチャ. 布や毛皮などの微細な構造.
- (7) 皮膚変形の巨視的形狀 [6,7]

といった言葉でその大半が網羅される。このうち特に基本となるのが項目 (1) と考えられ、1980年から90年にかけて基板やフィルム上の力(応力)の分布を検出可能なセンサアレイが数多く試作された [8,9]。そし

* 東京大学 情報理工学系研究科

Key Words: Tactile sensing, artificial skin, smart structure, intelligent sensor, sensitive skin, haptic interface.

て項目 (2) 以降についても、それらの感覚を生じさせる物理的な原因は皮膚表面に与えられる 3 方向の力や変位の分布であるから、そのアレイの解像度と時間応答を高めることによって、いずれすべての感覚が検出可能になるとの期待があったと想像される。

しかし少なくとも現在までのところ、それらの分布型センサで項目 (2) 以降を十分安定にセンシングできるようにはなっていない。例えば皮膚を傷つけてしまうほど鋭利な先端を認識すること、把持している物体が「滑り出しそう」という感覚や摩擦の感覚、細かなテクスチャや肌触りの識別、などは触覚の重要な働きであり、それらを部分的に検出する専用センサについては数多く提案されてきた。しかしこれらの触感を、単一のセンサ表面の接触圧分布から検出することは依然困難な問題であり、その理由は以下の 3 つの条件を同時に満たすことができていないためである。

① 観測の解像度 [10]

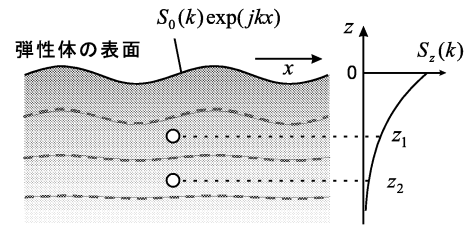
人間の皮膚の 2 点弁別閾（同時に接触した 2 点を 2 点であると同等できる最小距離）は指先でも 2~3 mm, 手の平では 1 cm 程度と比較的大きな値である。しかしたとえ手の平であっても鉛筆の先端とおしりは容易に識別することができるし、精細なテクスチャを識別することもできる。皮膚表面の力の分布からそれらを識別するためには 2 点弁別閾よりはるかに細かくサンプリングする必要がある。手の平に相当する識別能力をもつ人工皮膚であっても 1mm 以下の分解能が必要とされ、またその分解能を実現するためには各圧力センサは表面のごく浅い部分に配置されなければいけない [11].

② 測定のレンジ

皮膚表面での力、変位分布の計測においては各サイトのセンサに非常に大きなレンジアビリティを確保する必要がある。例えば指先の皮膚は接触時に数 mm 変位する一方で、200 Hz 付近の振動については 0.1μm 程度の振幅でも検出できる [12]。また人間の触覚においては、自身の関節の運動に伴う皮膚の変形については感度が鈍く、外界からの刺激には敏感に反応することができる。このような性質を実現するためには高い変形検出感度を持ちながら、大変形によってもセンサの出力が飽和しないことが必要である。

③ 皮膚の摩擦、形状および弾性的性質

センサスキンが得る情報と人間の皮膚が得る情報の整合性を保つためには、表面の摩擦 [14] と弾性的性質が人間の指と一致していなければならない。触覚センシングにおいては接触によってセンサ自身や対象が変形し、その結果として触感が決まるから、例えばセンサ自身の弾性的性質が違えば、センスされる情報が変わってしまう。これは視覚や聴覚と際立って異なる点である。例えば対象表面が人間の指先より柔らかければ



第 1 図 弾性体の表面に与えられた変形や応力は、固有の規則で内部に伝達する。例えば垂直応力成分の総和に注目すると、その表面分布の各空間周波数成分は指数関数的に減衰し、その減衰の仕方は空間的周期が短い成分ほど急激である。

ば対象物が指先に合わせて変形し、硬ければ皮膚の方が対象表面の形状に合わせて変形する [13]。もしセンサが人間の皮膚より著しく硬ければ（柔らかければ）、その表面の接触圧分布をいくら正確に測定しても、この相対的な差異を知覚することはできなくなる。

全体的な弾性的性質だけでなく、指が均質な円筒状弾性体の場合と、人間のように表面が硬く内側がより柔らかい場合とでは、接触面内の圧力分布や、接触力と変形量の関係が異なる ([15] および [16])。また表面に沿った横方向の皮膚の伸縮量あるいはせん断応力分布を観測することにより、滑りの予知 [17,18] や摩擦、粘性などの検出 [19-21] が可能になると考えられるが、皮膚が横方向に伸縮できない構造ではこの検出が難しくなる。このようにセンサ自身の弾性的性質に対して考慮を払わずに精密な圧力分布を測定しても触感を検出することはできないことがわかる。

さらにもう一つ重要な要因は指紋である。指紋のような表面の凹凸は、対象との相互作用や知覚情報の選択性を大きく変化させる [16,22]。

以上のように整理してみると、皮膚表面の応力や変位の分布を完全に検出し、そこから触感を得ようとするのが非常に困難な課題であることが実感されるであろう。しかし人間の皮膚はその力学的構造を上手に利用してこの一見困難なセンシングを実現しているのである。

3. 均一な弾性体が担いうる情報処理

人間の触覚の構造における重要な特徴の一つは、応力を感じるセンサが皮膚の表面ではなくその内部に存在することである。表面の応力そのものではなく、皮膚という一種のフィルタを介して応力を知覚することは、触覚にどのような効果をもたらすのであろうか。

いま皮膚の最も簡単なモデルとして、一様な弾性的性質をもつ十分厚い平板状弾性体を考える。このように一切の構造を持たない弾性体であっても、それが高度な信号処理を担いうるということが篠田・安藤によって指摘された。皮膚の情報処理の概略を把握するため、以下にまずそれを紹介する。いま問題を、第 1 図に示すように

皮膚に平行な x 方向と垂直な z 方向からなる2次元問題とし、その表面 $z=0$ に応力のパターンが与えられたとする。このとき各応力の成分 (x および z 方向の法線応力 s_{xx} および s_{zz} とせん断応力 s_{xz}) は皮膚の内部へ固有の規則で伝達する。このうち例えば応力の等方的な成分 $s(x,z) \equiv s_{xx}(x,z) + s_{zz}(x,z)$ について、表面直下での水平方向パターン $s_0(x) \equiv s(x,0-\delta)$ (δ は微小量) と深さ $z < 0$ での水平方向パターン $s_z(x) \equiv s(x,z)$ との関係に着目してみる。弾性理論の教えるところによれば、 $s_0(x)$ に含まれる波数 k の成分 $S_0(k)\exp(jkx)$ と $s_z(x)$ の波数 k 成分 $S_z(k)\exp(jkx)$ の関係は

$$S_z(k) = S_0(k)\exp(|k|z) \quad (z < 0) \quad (1)$$

のように与えられる。この式は高い空間周波数成分ほど (つまり表面の細かいパターンは) 弾性体の表面近くで強く減衰し、低い空間周波数成分ほど深部に容易に到達することを意味している。このような性質をもつ弾性体の中に s に対して感度をもつ検出子が様々な深さで配置されると、以下のような知覚が可能となる。

3.1 複数の深さに検出子が配置された場合

皮膚表面のパターンが (1) 式のような規則で減衰することがわかっているのであればこのことをセンシングに利用することができる。いま表面での応力パターンが波数 k の周期的パターンであったとし、それがパターンの形状を保ったまま速度 v で横方向に移動したとする。このとき深さ z_1 および z_2 に配置された二つの点で s を観測し、得られた時間信号 (の交流分) をそれぞれ $p_1(t)$ および $p_2(t)$ と書くと、それらは

$$p_2(t) = \exp\{|k|(z_2 - z_1)\}p_1(t) \quad (2)$$

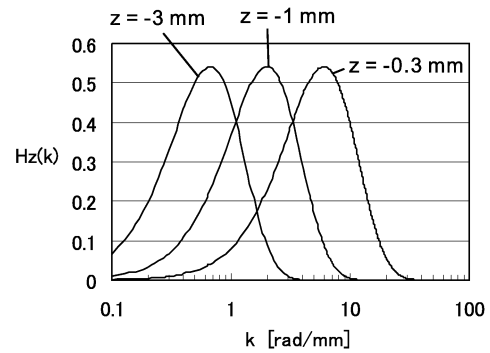
のような関係にある。このため、深い方の検出子の出力が浅い方の出力に比べてどれだけ減衰しているかを知ること、表面を移動する応力パターンの細かさを表す k が得られることになる (垂直サンプリング [23])。

3.2 検出子が応力の空間微分に感度をもつ場合

先に示した方法では、 $s_0(x)$ の空間的スペクトルが狭帯域であることと、垂直方向の振動などが混入しないことが前提となっていた。ここでは一歩進めて検出子が $s(x,z)$ の空間微分に感度をもつ場合を考えてみる。微分の方向としては x, z いずれの方向でもよいが、ここでは z 方向に m 階微分をとることとする。そのとき表面応力 $s_0(x)$ の各周波数成分 $S_0(k)\exp(jkx)$ に対して、点 (x,z) での微分検出子の出力は

$$\begin{aligned} \frac{\partial^m}{\partial z^m} S_0(k) \exp(jkx) \exp(|k|z) \\ = [|k|^m \exp(|k|z)] S_0(k) \exp(jkx) \end{aligned} \quad (3)$$

のように与えられる。したがって点 (x,z) における検出子の出力は、表面での応力パターン $s_0(x)$ に $H_z(k) \equiv$



第2図 フィルタ $H_z(k) = |k|^2 \exp(|k|z)$ のグラフ (ただしピーク値が等しくなるように z^2 を乗じて表示)。

$|k|^m \exp(|k|z)$ なる空間的なフィルタを施し、 x でサンプリングしたものとみなすことができる。微分を行わず、そのまま s を検出する場合には、 $H_z(k)$ は前述のように $\exp(|k|z)$ なる空間的ローパスフィルタであるが、微分操作が行われると低周波数成分が抑制されることにより、バンドパスフィルタの特性が得られるのである [24]。2階微分すなわち $m=2$ の場合のフィルタ形状を第2図に示す。フィルタ $H_z(k)$ をもう少し詳しく見てみると、

$$H_z(k) = \frac{1}{|z|^m} H_1(kz) \quad (4)$$

であるから、 $H_z(k)$ は深さによらず Q 値が一定で、中心周波数は $1/z$ に比例する。音声処理に用いられる定 Q フィルタバンク [25] より Q 値は小さいが、 s の空間微分に感度をもつ検出子を様々な深さに配置するだけで、それらの出力から $s_0(x)$ の空間的なスペクトルの構成を (聴覚系が時間的なスペクトルを把握するのと同様に) 把握することができることになる。

なお、聴覚系のフィルタバンクにおいては、しばしば複素信号を得るために元信号のヒルベルト変換が計算されるが、弾性体内部においてはこの計算をする必要がないことも注目に値する。すなわち z 方向に m 階微分するかわりに x 方向に1階微分、 z 方向に $m-1$ 階微分することにすればそのフィルタ特性は

$$H'_z(k) = j|k|k^{m-1} \exp(|k|z) = \begin{cases} jH(k) & (k > 0) \\ -jH(k) & (k < 0) \end{cases} \quad (5)$$

のように $H_z(k)$ のヒルベルト変換となるため、このような2種類の微分を検出することによって容易に複素振幅と位相が得られる。

3.3 応力テンソルが検出される場合

次に表面に与えられる荷重の集中と弾性体内部の応力テンソルの関係に注目してみる。ここからは3次元空間で議論することになると、応力テンソル $T(x,y,z)$ とは x, y および z 方向の垂直応力 s_{xx}, s_{yy} および s_{zz} を対角成分に、3方向のせん断応力を非対角成分に配

置した以下のような対称行列

$$T \equiv \begin{pmatrix} s_{xx} & s_{xy} & s_{xz} \\ & s_{yy} & s_{yz} \\ * & & s_{zz} \end{pmatrix} \quad (6)$$

のことである。人間の皮膚やゴムのようにポアソン比が1/2に近い非圧縮性固体の場合、接触領域下の任意点で観測される行列 T と表面の力の分布の形態とは、第3図に示すように次の関係がある [26]。

- (1) 点接触（力の方向は任意）— 行列 T の固有値（主応力）のうち2つはゼロで、ゼロでない固有値に対応する固有ベクトル（応力主軸の方向）は接触点の方向を向く。
- (2) 線接触 — 1つの主応力がゼロであり、観測点から（ゼロでない二つの主応力に対応する）応力主軸に沿って張った平面と表面との交線が接触線に一致する。
- (3) 面接触 — すべての主応力が有限の値をもつ。

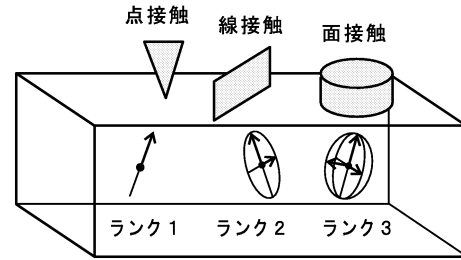
したがって、弾性体内部の高々1点で最低3自由度（主応力3成分）分の計測を行えば、その観測点付近での集中荷重の存在を検出することができることになる。

ここで非常に興味深いのは、弾性体中で検出される応力のランクが、表面の接触分布の幾何的特徴と直接関連付けられている点である。我々がひとかたまりの物体を認識し、その形状を抽象化する基礎となっている線や点の概念が、意図的な構造をもたない弾性体の中に備わっていることは注目に値するであろう。

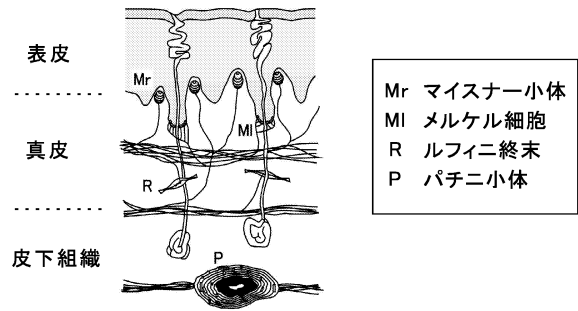
3.4 この章のまとめ

以上みてきたように、最も単純な皮膚モデルである均質弾性体であっても、表面の変形が内部に伝達する性質を上手に利用することによって、少数の観測点で様々なパターン特徴を抽出できることがわかる。人間の触覚の2点弁別閾は比較的大きいにも関わらず、細かい対象のテクスチャをその触感から識別したり、鋭い先端を容易に検出したりできることは一見すると不思議であるが、ここで示したような構造をもつ触覚にとっては自然に納得のいく性質であることがわかる。

もちろん人間の皮膚は均一な弾性体ではないため、人間がここで示したセンシング法をそのまま実践しているとは考えにくい。が、(1)異なる空間応答をもつ複数種類の受容器の出力強度比から空間的スペクトルの分布特徴を捉えること¹、(2)受容器の深さによって空間応答特性を変化させ、大局的变化と局所的变化を分離知覚すること、は実際の触覚においても同様である可能性が高い。



第3図 弾性体中の応力テンソル行列の固有値、固有ベクトル（主応力、応力主軸）と表面の接触形態の関係。

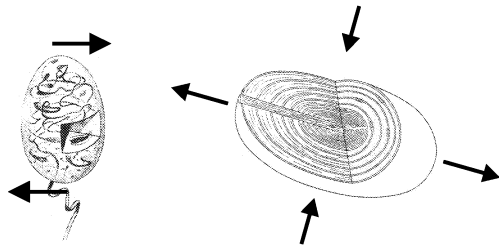


第4図 人間の皮膚無毛部の断面図。

4. 皮膚組織の形状と弾性分布の役割

皮膚組織の形状と硬さの分布が果たす役割について、前野らによって興味深い研究が報告された [16]。彼らは人間の皮膚の表皮、真皮、皮下組織の弾性と形状を忠実にモデル化して（ただし指の断面についての2次元問題として）指先に加わる力に対する組織の変形を有限要素法で求めた。第4図（文献 [27] より作成）のように、人間の皮膚無毛部の機械受容器にはマイスナー小体、メルケル細胞、ルフィニ終末、パチニ小体の4種類が存在すると言われている。最も表面に近い表皮から真皮、皮下組織と奥深くに入るにしたがって組織は柔らかくなり、指先の場合は皮膚の表面から0.7 mm程度の深さに硬い層（表皮）と柔らかい層（真皮）の境界ができています。またその境界は平面ではなく、図のように食い込み合っており、表皮の側からみて凹部にマイスナー小体が、凸部にメルケル細胞が配置されている。彼らは数値計算で変形時の歪エネルギーを求め、各受容器が配置されている部分に応力集中を生じることを見出した。またモデルの指先表面に垂直力と横ずれ力のそれぞれを与えた場合に境界の凹部と凸部では歪エネルギーの発生の仕方が異なること、特にマイスナー小体の配置されている凹部は指紋の存在の影響を強く受けることを明らかにした。この研究が示すように、皮膚の硬さが非均一であることは、第一に、受容器の配置個所に応力を集中させ効率よく皮膚変形を検出できるようにしていること、第二に、（受容器の構造だけでなく）その皮膚構造によって受容器ごとの空間応答を変化させる役割があるといえる。この第二の役割に付随して重要と思われる第三の役割は、ミク

¹視覚においては光のスペクトルの分布を、赤-緑-青3つのフィルタの出力パターンによって捉えている。



第5図 マイスナー小体(左)とパチニ小体(右)。

ロな応力集中だけでなく大局的な応力の伝達特性を変化させることである。外側が硬く、内側に柔らかい非圧縮性弾性体が存在する場合、応力の(空間的)高周波成分は内部へさらに伝わりにくくなる。積極的に受容範囲を広げ、広範囲の平均的な力を検出したい場合には、前章の議論から検出子を奥深くに配置すればよいが、(1)式に支配される均一弾性体の場合には、その深さが受容範囲の大きさと同程度になるようにする必要がある。それに対し内部が柔らかい皮膚構造の底面に検出子を配置すれば、薄い皮膚のままで受容範囲を広げることができる。

第四の働きは、接触時に接触圧を均一化する役割である。均質の弾性球を平面に押し当てた場合、Hertzの接触理論によれば、中心部ほど接触圧は大きくなるが、人間の指先の場合はほぼ均一な圧力が実現される[18]。このことは、人間の皮膚が対象形状に合わせてフィットし、押し当て力の小さい段階から十分な接触面積を確保可能であることを意味する。またこの性質は摩擦、粘着性や滑りの予知などを知覚するためにも重要であると考えられる。指と物体が接触し、押し当て力が增大すると、皮膚には表面に沿った方向に伸びようとする傾向が生じる。このとき対象との摩擦によって皮膚表面の伸縮量が影響を受けるため、この表面方向伸縮あるいはせん断力から、接触の瞬間にすでに摩擦係数が知覚されていると考えられる。(このことは前野ら[21]および筆者ら[20,19]によってほぼ同時期に指摘された。)このようなセンシングを感度よく安定に行なうためには、皮膚の背面が自由な横伸びを許容することと、押し当て力が小さいうちに十分な接触面積が確保されることが必要と考えられ、人間の皮膚構造はこの条件を非常によく満たしているといえる。

5. 機械受容器の構造と役割

最後に人間の皮膚に存在する4種類の機械受容器が、どのような力学構造を利用して情報を検出しているかを考察する。ここでも種々の時間的応答、空間的応答を得るために、幾何的、力学的構造が上手に利用されている。

5.1 受容器の構造と時間的応答

人間の皮膚は大変形を許容する一方で、表面のテクスチャを感じる時には極めてわずかな変形を検出して

いる。このように広い測定レンジは、各受容器が固有の時間応答特性を分担することで実現していると考えられる。4種類の受容器のうち、最も奥深くに配置されているパチニ小体の最小検出可能振動振幅は周波数の2乗に反比例して減少していき、200~300 Hzにおいて最も感度がよい。表層のマイスナー小体は、振動検出の振幅閾値が周波数の1乗に反比例し、数十 Hzで最高感度に達する。ほぼ同じ深さにあるメルケル細胞は周波数に対して平坦な特性になっている[12]。以上より例えばパチニ小体は低周波数であれば大変形にも反応しないため、対象物を強く握りしめている場合にも、そこに加わったわずかな振動を感度よく検出することができる。第5図に見るように、パチニ小体はラメラと呼ばれる同心円状の薄い細胞が20~70層にわたって層状に重なった構造をしており、ラメラ間はコラーゲン繊維で結合されるとともに液体で満たされていると言われている[28]。このような粘性を介して力を伝える力学的構造のため、パチニ小体の表面に与えられた振動刺激は高い周波数ほど中心部の神経軸索に到達しやすく、それがこのような周波数特性を生み出していると考えられている。

また奈良らは、近年マイスナー小体のらせん構造を解析し、最も低い共振周波数を与える横ずれ振動モード(第5図左側の図のように、らせんの頂上と底部を横にずらす変形)が40 Hz付近で共振することからマイスナー小体の周波数特性の一部を説明できる、とする理論を提案している[30]。

このように人間の皮膚機械受容器は、その力学的構造によって受容器ごとの周波数特性を変化させ、センシングに利用していると考えられる。

5.2 受容器の構造と空間的応答

各受容器の空間応答については依然不確定の要因が多いが、いくつか手がかりとなる研究は報告されている。まず各受容器の応答を推測する際の一つの指針は、「機械受容性の神経膜はその表面変形エネルギーを電気信号に変換している」というものである。人工的なセンサにおいては圧電膜の変形を発生電荷によって観測するような線形型のものが一般的であるのに対し、神経膜上の機械受容性イオンチャンネルにおいては、その開閉確率がチャンネル表面の変形エネルギーに依存すると言われている[31]。例えば受容器が空間的に等方な神経終末であり、弾性的性質が周囲の組織と同じとみなせる場合には、その受容器は周辺の歪エネルギー密度を検出するセンサと考えてよいことになる。実験的にもこの仮説を支持する結果が報告されている[32]。

ただしパチニ小体のラメラ構造のように神経膜に至るまでに特有な構造物が存在する場合や、マイスナー小体のらせん構造のように方向性をもった形状の場合

には、それによって新たな選択性が付与される。パチニ小体のラメラ構造について詳細に解析した奈良の報告によれば [29], その層状構造に外部から与えられる変形のうち, 第 5 図右のような一方向的に押しつぶす単純変形のみが中心部の神経軸策に到達し, より高次の変形 (受容器の周囲に沿っての高次の周期的変形) は神経まで到達できないということが理論的に予測されている。もしこの考察が正しければパチニ小体は周囲の歪エネルギーをそのまま感じるのではなく, 歪の空間的平均値に選択的に反応していることになる。

方向性をもってらせん状に巻かれたマイスナー小体の解析 [30] も興味深い。この構造が 40 Hz 程度以下で共振を生じるのは, らせんの頂上と底部を横にずらす変形の振動モードのみであることと (ただし周囲組織や粘液の影響は考慮されていない), 力学的考察によれば受容器全体が横ずれ変形したときに神経繊維の表面積が大きく変化することから, マイスナー小体は横ずれ変形に選択的に感度を有すると論じられている。一方皮膚の力学的構造を解析した前野らの研究 [16] では, マイスナー小体が配置されている個所の歪エネルギーが, 皮膚表面にせん断力が加えられた際に特徴的な振る舞いをしており, これらの観点から, マイスナー小体が (第 5 図に示すような) せん断変形を検出しやすい性質を有していることが示唆されている。文献 [34] の実験結果もこの仮説と矛盾しない。

なお残り 2 つの受容器については手がかりとなる資料が少ないが, メルケル細胞は歪エネルギー密度をそのまま感じている可能性が高く [32], ルフィニ終末は皮膚表面に沿う方向の伸縮に対して感度をもつという説がある [27]。

6. おわりに

以上人間の皮膚の構造が, 触覚情報の抽出のためにどのような役割を果たしているかを解説してきた。単に歪エネルギーに感度をもつ神経終末に, 特有の機械的構造が付加されることによって時間的・空間的な選択性が与えられ, それらが皮膚の構造の中に 3 次元的に配置されることによって, 動きの中での重要な触覚情報が抽出される。それらの特徴抽出の過程では, より高次の知能への橋渡しとなるべき機構も垣間見ることができた。個々にみると物理学あるいは材料力学でしかない単純な現象がうまく組みあわせり, 一見複雑そうなパターン処理が実現されている皮膚は, 知能の本質をよく表しているように思う。

もちろん本稿で記した解釈の中には依然仮説の域を出ていないものも多い。均質な弾性体において優れた情報処理が可能であることを紹介したが, そのような一段階上位の処理が実際の皮膚においてどう具体化されているのかも今後解明していくべき課題と考えている。なお, 近年梶本・舘らによって電気刺激によって

皮膚の受容器を選択的に刺激する技術が提案され [33] 今後はそれらも新しいツールとして触覚の解明が進むのではないかと期待している。なお本稿では皮膚の構造に関する話題に絞って解説し, 触覚と知能の関係においても一つの鍵となる能動的触覚 (能動的な動作を伴う触覚) については言及しなかった。この点については機会を改めて論じてみたい。

著者略歴

しの だ ひろ ゆき
篠 田 裕 之



1988 年東京大学工学部物理工学科卒業。90 年同大学院計数工学修士, 90 年より同大学助手, 95 年博士 (工学)。同年より東京農工大学講師, 97 年より同助教授, 99 年 UC Berkeley 客員研究員, 2000 年より東京大学助教授, 現在に至る。触覚を中心としたセンサシステムとデバイス, 触覚ディスプレイ, 光・音響計測などの研究と教育に従事。1999 年 IEEE ICRA The Best Conference Paper Award, 1993 年, 1994 年, 1998 年計測自動制御学会論文賞, 1998 年日本機械学会部門賞, 1994 年佐藤記念知能ロボット研究奨励賞受賞。計測自動制御学会, 電気学会, 日本機械学会, 日本 VR 学会, 日本ロボット学会の会員。

参考文献

- [1] 佐々木正人: アフォーダンス—新しい認知の理論; 岩波書店 (1994)
- [2] 井上博允, 田中義光: 高密度に配置されたロボットの触覚; 第 14 回自動制御連合講演会講演論文集, pp.301-302 (1971)
- [3] 木下源一郎, 森政弘: 学習機能をもった多素子人工触覚による対象物の形状識別; バイオメカニズム 2—ヒトと機械の接点—, 東大出版会, pp.243-249 (1972)
- [4] 石川正俊, 下条誠: ビデオ信号出力をもつ圧力分布センサと触覚パターン処理; 計測自動制御学会論文集, Vol.24, No.7, pp.662-669 (1988)
- [5] 篠田裕之: 器用な手の皮膚と触覚; 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.6, pp.767-771 (2000)
- [6] K. Nagata, M. Ooki and M. Kakikura: Feature Detection with an Image Based Compliant Tactile Sensor; *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp.838-843 (1999)
- [7] D. Hristu, N. Ferrier, and R. W. Brockett: The performance of a deformable-membrane tactile sensor - basic results on geometrically-defined tasks; *Proc IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pp.508-513 (2000)
- [8] H. R. Nicholls and M. H. Lee: A Survey of Robot Tactile Sensing Technology; *Int. J. Robotics Research*, Vol.8, No.3, pp.3-30 (1989)
- [9] M. H. Lee and H. R. Nicholls: Tactile Sensing for Mechatronics - A State of the Art Survey; *Mechatronics*, Vol.9, pp.1-31 (1999)

- [10] N. Asamura, T. Shinohara, Y. Tojo, N. Koshida, and H. Shinoda: Necessary Spatial Resolution for Realistic Tactile Feeling Display; *Proc IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.1851–1856 (2001)
- [11] M. Shimojo: Mechanical Filtering Effect of Elastic Cover for Tactile Sensor; *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol.13, No.1, pp.128–132 (1997)
- [12] S. J. Bolanowski, Jr. et. Al.: Four Channels Mediate the Mechanical Aspects of Touch; *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol.84, No.5, pp.1680–1694 (1988)
- [13] 藤田欣也, 大森純祐, 片桐宏: 指先接触面積制御による柔らかさディスプレイの試作; 日本バーチャルリアリティ学会第5回大会論文集, pp.251–254 (2000)
- [14] H. Han, A. Shimada, and S. Kawamura: Analysis of Friction on Human Fingers and Design of Artificial Fingers; *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.3061–3066 (1996)
- [15] N. Xydas, M. Bhagavat, and I. Kao: Study of Soft-Finger Contact Mechanics Using Finite Elements Analysis and Experiments; *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.2179–2184 (2000)
- [16] 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的関係; 日本機械学会論文集C編, 63巻, 607号, pp.881–888 (1997)
- [17] 佐々木晋哉, 松本賢一, 吉富隆博, 篠田裕之: 共鳴型テンソルセルによる滑り予知触覚センサ; 第37回計測自動制御学会学術講演会予稿集, Vol.2, pp.411–412 (1998)
- [18] 前野隆司, 他: 曲面状弾性体の内部ひずみ分布検出に基づく把持力制御法; 日本機械学会論文集, 64巻, 620号C編, pp.1258–1265 (1998)
- [19] K. Nakamura and H. Shinoda: A Tactile Sensor Instantaneously Evaluating Friction Coefficients; *Proc. TRANSDUCERS '01*, Vol.2, pp.1430–1433 (2001)
- [20] 佐々木晋哉, Wong Huey Sheong, 中村克彦, 篠田裕之: 接触瞬間に摩擦係数を検出する触覚センサ; 第38回SICE学術講演会予稿集, pp.339–340 (1999)
- [21] 鄭森介, 河合隆志, 前野隆司: 曲面状弾性フィンガのひずみ分布を用いた摩擦係数の検出法; 日本機会学会1999年度次大会講演論文集V, pp.235–236 (1999)
- [22] 下条誠, 石川正俊: 空間フィルタ形触覚センサを用いた能動センシング; 電子情報通信学会論文誌 C-II, Vol.J74-C, No.5, pp.309–316 (1991)
- [23] H. Shinoda, M. Uehara and S. Ando: A Tactile Sensor Using Three-Dimensional Structure; *Proc. 1993 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.435–441, Atlanta (1993)
- [24] 先田力哉, 篠田裕之, 安藤繁: 3次元構造を有する触覚センサ(II) -弾性体内部における変位の微分知覚-; 第34回自動制御連合講演会予稿集, pp.529–530 (1991)
- [25] L. Rabiner, B. H. Juang 著, 古井監訳: 音声認識の基礎(上); NTTアドバンステクノロジー (1995)
- [26] H. Shinoda, N. Morimoto and S. Ando: Tactile Sensing Using Tensor Cell; *Proc. 1995 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, Vol.1, pp.825–830, 1995.
- [27] R. S. Johansson and A. B. Vallbo: Tactile Sensory Coding in the Glabrous Skin of the Human Hand; *TINS* pp.27–32 (1983)
- [28] S. J. Bolanowski, Jr. et. Al.: Intensity and Frequency Characteristics of Pacinian Corpuscles; *Int. Journal of Neurophysiology*, Vol.51, No.4, pp.793–811 (1984)
- [29] 奈良高明, 前田太郎, 安藤繁, 舘暲: パチニ小体の連成共振系モデル-層状ラメラ構造のモードフィルタリング機能-; 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.403–406 (2000)
- [30] 奈良高明, 前田太郎, 安藤繁, 舘暲: 皮膚の直交変形量に関する考察-マイスナー小体, パチニ小体が検出する皮膚変形量について-; 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.407–410 (2000)
- [31] F. Guharay, et.al.: Stretch-Activated Single Ion Channel Currents in Tissue-Cultured Embryonic Chick Skeletal Muscle; *Journal of Physiology*, Vol.352, pp.685–701 (1984)
- [32] M. A. Srinivasan, K. Dandekar: An Investigation of the Mechanics of Tactile Sense Using Two-Dimensional Models of the Primate Fingertip; *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, Vol.118, pp.48–55 (1996)
- [33] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, and S. Tachi: Electrocutaneous Display as an Interface to a Virtual Tactile World; *Proc. of IEEE-VR*, pp.289–290 (2001)
- [34] V. G. Macefield, C. Hager-Ross, and R. S. Johansson: Control of Grip Force during Restraint of an Object Held between Finger and Thumb: Responses of Cutaneous Afferents from the Digits; *Exp Brain Res*, Vol.108, pp.155–171 (1996)