

電気触覚を用いた皮膚感覚のオーグメンティドリアリティ

The SmartTouch: A New Skin Layer to Touch the Non-Touchable

Abstract – This paper introduces a new type of Haptic AR system. Our approach uses electrical stimulation through the skin, or electro-tactile display. Since the electro-tactile display essentially requires only electrodes on the skin, it can be made quite thin and small. This leads to a new application area of tactile display, the SmartTouch. The SmartTouch is composed of a thin electro-tactile display and a sensor mounted on the skin. The sensed information is converted to tactile sensation through electrical stimulation. Thus, the wearer not only can make physical contact with the object, but also “touch” surface information of any modality, even those that are ordinarily non-touchable. The prototype of SmartTouch is composed of two layers. The top layer has a 4 by 4 array of stimulating electrodes on the front side of a thin plate, while the bottom layer has optical sensors on the reverse side of the plate. Visual images captured by the sensor are translated into tactile information, and displayed through electrical stimulation. We endeavored to realize the perception of luminance information as the unevenness of the object surface, by imitating the sensory nerve activity with electrical pulses.

Keywords : tactile display, electrocutaneous stimulation, augmented reality, Smart-Touch

1. はじめに

我々の日常が身体と外界とのインタラクションなしに成立し得ないことは、まず疑い得ない事実であろう。生命活動の本質とでもいべきこの相互作用の中で、外界から送られてくる情報は五感と総称される限られた感覚群によって受け取られる。

五感を担う個々の受容器が外界を知り得る唯一の窓であるということ自体、我々の不自由さに気付かされる驚くべき事実であるが、同時にこの制約を越えた感知能力を想像することは、多少なりとも我々に残された自由に違いない。すなわち見得ないものを見、聞き得ないものを聞く、俗に超能力と呼ばれる感覚である。もしそうした感覚が得られるなら、その感覚は我々の世界との関わり方を大きく変える可能性を持つだろう。

オーグメンティドリアリティ (Augmented Reality: 拡張現実感、以下 AR [2]) は超能力の工学的実装と捉えることができる。AR では人工的に生成された情報が実世界に重畳され、既存の感覚チャネルを介して提示される。情報の多くはセンサによって実世界から得られ、人間はセンサの能力を実質的かつ身体的に獲得する。

本稿は触覚における AR を扱う。触覚 AR は前述の表現を借りれば、触り得ないものを触る (可触化 [18]) 技術である。要素技術は (多くは既存の) 触覚提示デ

バイスとセンサの組み合わせに過ぎない。これを実世界の中で用いることで、実世界を触ると同時に、接触部位のもつ何らかの情報を触覚情報に変換し、重ねて触知可能な状況を作り出す。

野嶋らの提案した SmartTool [17, 18] は、手そのものに触覚提示装置を装着するのではなく、メスやペン等、手で扱う既存の道具を介して触力覚を提示する (図 1 左)。道具の接触部近傍にセンサを搭載し、センサから得られた情報を、接触部を作用点とした力覚情報に変換する。たとえば手術中に動脈等の危険領域をセンシングし、ディスプレイで反発力を生成することでリアルタイム、かつ直感的な術者への支援を行うことができる。センサを先端に配置することにより、センシング位置と提示される力覚の位置を一致させている (空間的ずれの回避)。

また指先における触覚の AR を狙った SmartFinger [1, 7] は指の爪側にセンサと振動子を装着する (図 1 右)。爪側からの駆動力によって、玉突きのように間接的に指腹部と接触対象の間に応力を発生させ、皮膚感覚を提示している。システムを爪側に搭載することで、現実の触覚を損なわない AR を実現している。センサを感覚提示部のごく近傍に配置して空間的ずれを抑える戦略は SmartTool と同様のものである。

本稿では皮膚感覚の AR をさらに追求する。我々が

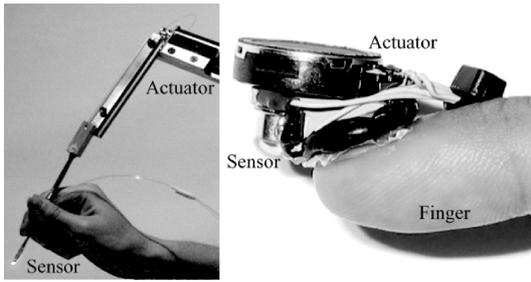


図1 触覚 AR の例：(左)SmartTool [18] . (右) SmartFinger [1]

Fig.1 Example of Augmented Haptics: (left) SmartTool [18], (right) SmartFinger [1]

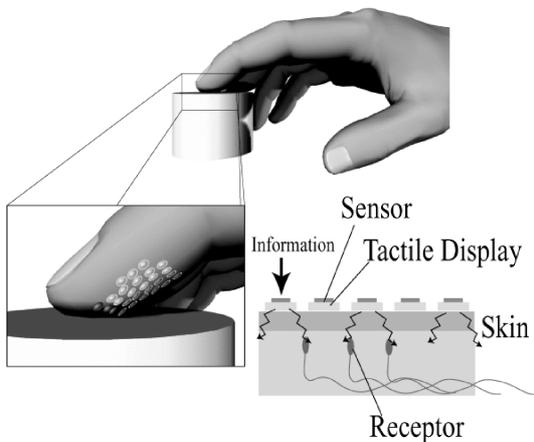


図2 SmartTouch：概念
Fig.2 Concept of SmartTouch: A new functional layer of the skin composed of a sensor and tactile display.

提案するのは、究極的には皮膚そのものにセンサと触覚ディスプレイが搭載された極薄の皮膚感覚 AR システム, SmartTouch である (図 2) . SmartFinger ではセンサ, ディスプレイ素子が各一つであったのに対し, SmartTouch では無数の素子が皮膚を覆う . センサ素子の得た情報を基にディスプレイ素子が皮膚感覚受容器を駆動することによって, 受容器はセンサ素子の能力を実質的に獲得することになる . センサとディスプレイを薄くし, 最終的には皮膚角質の厚みと同等以下にすることにより, SmartTouch は皮膚の新しい機能層として働く .

1.1 関連研究

皮膚感覚に関してディスプレイとセンサを組み合わせた例としては Fearing らによる Teletaction システムがある [6] . これは触覚センサと触覚ディスプレイを組み合わせて触覚のテレグジスタンスを実現しようというものであり, 例えば内視鏡手術下の皮膚感覚の伝達等を狙っている .

また 1970 年代には視覚障害者に画像情報を触覚提

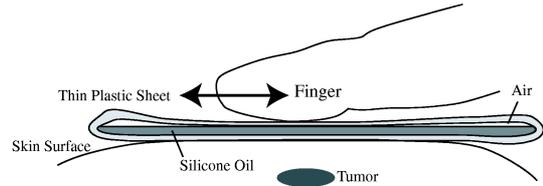


図3 Touch Enhancing Pad ([21] より再構成) .
Fig.3 Touch Enhancing Pad (Reconstructed from [21]).

示する試みが多くなされた . Bliss [3,4] らにより提案されたシステムではカメラで捉えた画像情報を上下振動するピンアレイによって提示している . 代表的な製品としては Optacon [22] が同様の視覚 触覚変換を行っている . しかしこれらの試みではモダリティの変換はなされるものの, 右手でカメラを動かし左手に触覚を提示するという構成に見られるように, AR 的な視点, すなわち空間的レジストレーション (触覚的には皮膚感覚と体性感覚の融合) に関しては無頓着であったようである .

皮膚感覚増強システムの単純かつ教訓的な普及例として, 乳がんの自己検診に用いられる Touch Enhancing Pad(製品名 SENSOR PAD) が挙げられる [21] . これは 2 枚の薄いビニール製シートとその間の潤滑油と微量の空気のみで構成されている (図 3) . 腫瘍が存在すると思われる体部位上の皮膚にシートを載せ, シートを挟んで触診を行う . 潤滑油の働きにより皮膚の細かな触覚テクスチャによる摩擦の影響が無くなり, 結果として深部の腫瘍に起因するしこり感が強調される . AR システムと見るには単純に過ぎるかとも思われるが, 人工的に触覚を増強していること, その変換を物理現象によって行っていること, そして何より筆者が知る限り最も普及していることは注目に値する .

1.2 電気触覚ディスプレイ

皮膚感覚 AR システムは薄くなければならない, というのが Touch Enhancing Pad から得られる教訓である . まず薄い事によってセンシング位置と提示位置の 3 次元的な空間位置合わせ精度は高くなる . さらに重要なのは現実の触覚 (Haptic Sensation) を妨げにくくなるという点である . 例えばなぞり動作時, 接触対象とシステムの間には摩擦力が生じる . もしシステムの厚みが大きいと, 接触部位と指腹の距離が作用点のずれを生み, 指には余計な回転モーメントが発生する (図 4) . しかし提示装置が十分に薄ければこの効果は抑えられる . 手袋程度の厚みであれば, 生起感覚としても手袋をはめた際に生じる程度の違和感に抑えられると考えられる .

SmartTouch の実装では皮膚感覚提示装置として電気触覚ディスプレイを採用する . 従来の皮膚感覚提示

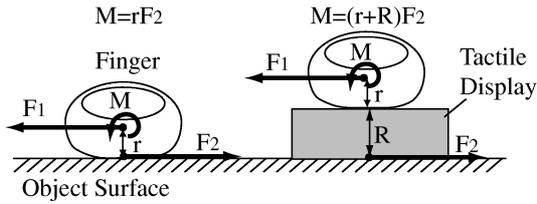


図4 触覚提示装置の指に生じる力モーメントに対する影響。(左):指で直接なぞる場合。(右):提示装置を介してなぞる場合。 F_1 :指のなぞり力, F_2 :摩擦力, r :指中心と皮膚表面との距離, R :提示装置の厚み, M :指中心に生じるモーメント. 定常状態で $F_1=F_2$.

Fig.4 Horizontal motion of the finger and generated torsional moment. F_1 : Finger force, F_2 : Friction, r : Distance between the center of the finger and skin, R : Display thickness, M : Torsional moment of the finger

デバイスは厚みが 10[mm] を越えるものが大半であるが、電気触覚ディスプレイは基本的には皮膚表面に配置した電極からの電流で感覚神経を駆動するものであり、極めて薄く、また柔軟に作成可能であるためである。

1.3 応用例

SmartTouch は皮膚感覚を提示部と外界センサからなるが、外界センサの変更により様々な応用用途を考案することができる。

まずセンサとして光センサを用いた視覚 触覚変換に関しては、視覚障害者に印刷物などの画像情報を提示する手法として提案することができる。前述のように据え置き型触覚ディスプレイとビデオカメラを用いた視触覚変換システムは従来より多く提案されているが、本システムはセンサ部と提示部が事実上一致しているため、皮膚感覚と体性感覚を組み合わせた能動的な触知行動が可能となる。従来のシステムが共通して持つ画像拡大モードは持たないため、細かな文字情報などの触知には向かないが、グラフ等の図形的な情報を伝えるデバイスとして期待できる。

また触覚の AR という観点からは外れるが、Smart-Touch を用いた視覚 触覚変換の VR 的応用としては、背面投影型 (赤外) プロジェクタとの組み合わせが考えられる。スクリーンに投影された画像が Smart-Touch により触覚テクスチャとして知覚される。一般に能動的な指の動きに応じた触覚を与えるためには高精度 (指先皮膚の 2 点弁別閾から少なくとも 2mm, 恐らくは 0.5mm 以下) かつ高速 (触覚受容器の応答性から 200Hz 以上) の指先位置計測を必要とするが、本構成は装着型触覚提示デバイスを用いた遭遇型触覚提示手法とでも呼ぶべきもので、特に大掛かりな位置計測をすることなく動的に触覚テクスチャを付与すること

ができる。

しかし我々が現在、より重要な応用と捉えているのは触覚 触覚変換である。マトリクス状触覚センサを用いて触覚センシングを行い、何らかの変換を施した触覚で提示する。もし触覚センサが人の触覚より高性能であれば (今後そのような触覚センサが登場するであろうし、レーザ変位計等の形状センサを用いることも考えられる)、日常生活における自然な皮膚感覚そのものを増強することが出来る。また人間の触覚受容器は皮膚表面の振動周波数に対してある感度特性を描くことが知られているが、例えばある手作業が必要とする周波数帯域を増強、あるいは周波数変調を行うことで手作業が必要とする周波数帯域を人が知覚する帯域に変換することが考えられる。

筆者の私見であるが、皮膚感覚を必要とする作業における高度な技能、いわゆる職人技の中には、無意識のうちに皮膚感覚受容器のダイナミックレンジを最大限に利用する指の動きによる部分があると推測される。SmartTouch による前述のような変換は、こうした手作業を強力に支援するだろう。

また余り知られていないが、人の皮膚感覚受容器は年齢と共に劇的に減少する [16]。我々の多くが一定年齢で老眼鏡や補聴器を必要とするが、全く同様に、補聴器とでも言うべき触覚増強システムが本来必要である可能性がある。

このような応用を考えたとき、SmartTouch が極めて薄いシステムである必要性が再認識される。望ましくは眼鏡や補聴器と同様に、装着していることを意識しないことが理想であろう。電気刺激以外の手法で電気刺激程度の薄さのディスプレイを作ることは現在のところ非常に困難と思われる。

2. 試作システム

本稿における SmartTouch 試作システムでは外界センサとしては光センサを用い、画像情報から触覚情報への変換を行った。さらに指の接触圧を力センサによって計測し、接触圧に依存した皮膚感覚提示を可能とした (図 5)。この試作システムによる評価実験を通して、他の種類のセンサを用いた SmartTouch システムにおいても必要な、共通の設計指針を得ることを目標とした。

試作システムの厚みは 5[mm] に抑えた。電気刺激部が 1.6[mm]、光センサ部が 2.4[mm]、力センサ部が 0.3[mm] で残りは各層の間を仕切る絶縁用フィルムの厚みである。

接触対象の画像情報を取得する光センサとしては、レンズ無しフォトトランジスタ (シャープ社製 PT600T, 1.6[mm] 角, 0.8[mm] 厚) を用い、16 素子

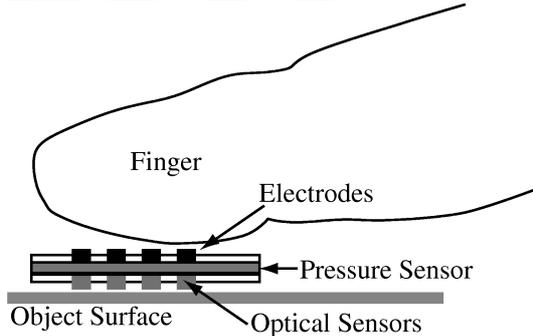
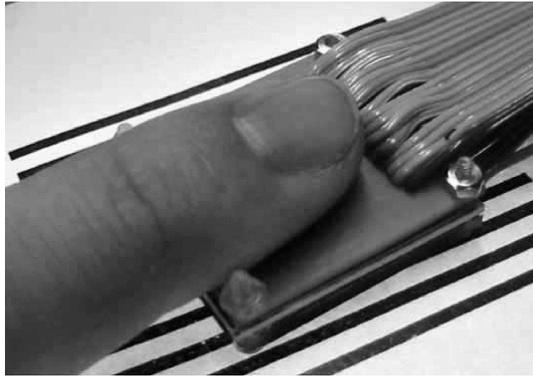


図5 SmartTouchの電気触覚による実装。(上) 試作システム。(下) 断面。

Fig.5 Prototype of SmartTouch: Visual image (black and white stripes) is captured by optical sensors and displayed through electrical stimulation

を4x4マトリクス状に配置した(図6右)。指の長軸方向間隔は2.5[mm]、短軸方向間隔は2.0[mm]である。この間隔はフォトランジスタのサイズによる製作上の制限から決定された。今回は接触対象としては印刷された紙を用い、光源を組み込まなかったため時間的に平滑化された照明で下から照らした。

皮膚感覚提示のための電気刺激部は直径1.0[mm]のステンレス製電極を16点、厳密に光センサの真上に配置し、各刺激点と計測点の位置ずれを0.5[mm]以下に抑えた。電極を介して皮膚に電流制御された電流パルス(約200[μs], 2.0[mA])を与えることにより皮膚感覚を生成した。

接触圧を測定する力センサとしてはフィルム状力センサ(ニッタ社製 FlexiForce, 0.3[mm]厚)を用いた。電極基板とセンサ基板の間に配置し接触圧を検出した。

2.1 光センサの空間特性設計

前述のように光センサの間隔(縦2.5[mm]、横2.0[mm])は製作上の都合によって決定された。実験初期の段階では各素子の受光面を直接紙面に接触させていたため、各光センサの担当領域は素子の受光面サイズとほぼ等しい約1.0[mm]平方であった。これは素子間隔より小さいため、素子と素子の間に“見えない”領域が生じた。するとシステムを白黒の縞模様の上で

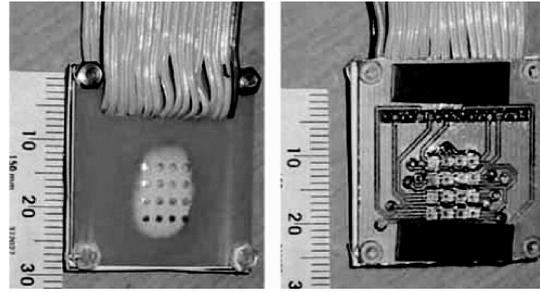


図6 (左) 刺激電極。(右) 光センサ。共に2.5[mm]x2.0[mm]間隔で4x4マトリクス状に配置されている。各刺激電極と光センサは厳密に同一面の表裏に配置されている。

Fig.6 (Left) Electrodes. (Right) Optical sensors. Both electrodes and sensors were arranged 2.5[mm]x2.0[mm] pitch, 4x4 matrix. The position of each electrode was strictly aligned with an optical sensor.

動かすと、指の下にあるはずの模様をセンシング出来ない(縞がセンサ間のすき間に入ってしまう)場合と、急にセンシングされる場合が繰り返生じ、その結果極めて不安定な感覚提示となった。この問題を解決するためには各素子の担当領域を広げ、適当な空間特性を持たせる必要がある。

良く知られるように、一般に間隔 d のサンプリングデータから元情報を再構成するためには元情報がサンプリング間隔から決定される周波数 $1/2d$ (ナイキスト周波数)以上の周波数成分を持たない必要がある(サンプリング定理)。前述の問題はまさにこの条件を満たさない場合に生じるエイリアシング現象そのものであった。そこで素子基板上にストップを設け、素子と紙面との距離を約0.5[mm]離し、距離を稼ぐことにより各素子の担当領域を広げた(図7)。

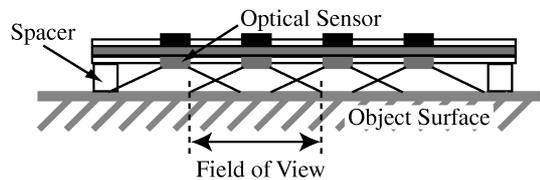


図7 フォトランジスタ基板上に設けたスペーサによる空間特性の改善。

Fig.7 Broaden the field of vision of the sensing element by mounting spacer on the sensor substrate.

最終的にセンサの空間周波数特性を次の方法で計測した。間隔を変化させた白黒の縞模様(近似的にサイン波と見なす)上を移動させ、単一のセンサからの出力を記録した。縞模様は1.0[mm]間隔(0.5[mm]の黒縞と0.5[mm]の白縞)から8.0[mm]間隔までを印刷した紙を用いた。

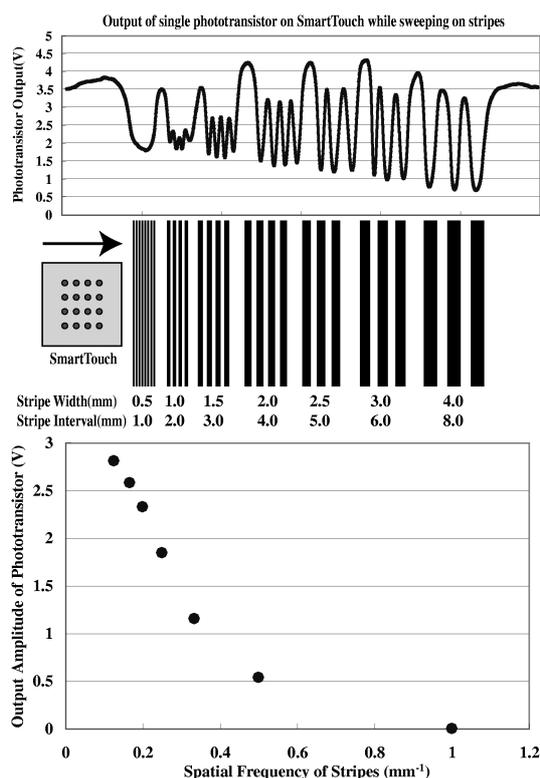


図 8 (上): SmartTouch 上のフォトトランジスタの応答．空間周波数を変えた黒白の縞模様上を走査．(下) 縞の空間周波数応答

Fig.8 Response of the phototransistor on SmartTouch while sweeping on black and white stripes with different spatial frequencies.

出力結果が図 8(上) である．出力振幅を各縞模様
の空間周波数に対してプロットし直したのが図 8(下)
である．グラフから本センサの遮断周波数 (-3dB) は
0.2[mm⁻¹] ~ 0.25[mm⁻¹] であることが分かる．縞模様
の間隔に直すと 4.0[mm] ~ 5.0[mm] である．この値は
センサ間隔から計算されるナイキスト間隔 (サンプリ
ング間隔の 2 倍) にほぼ等しく，結論として正しいアン
チエイリアスフィルタが設計されたことが分かる．人の
指の 2 点弁別能力が 2.0[mm] であることを考えると
今回センシング可能な縞模様の間隔はやや大きい
が，将来的にセンサアレイの密度を上げれば解決する
問題である．なお同様の解析が Fearing らによつて
触覚センサと触覚ディスプレイに適用されている [5, 6] ．

2.2 時間遅れ

光センサの出力を基に電気刺激を行う．電気刺激パ
ルスは約 200[μs] 幅であり，本稿の実験の範囲では単
純な矩形パルスしか用いないが，今後より高品位な皮
膚感覚提示 (例えば発生するジュール熱を抑えること
による痛覚の低減) のためには最適化された刺激波形
を設計する必要があることが示唆されており [14]，こ
のためには刺激波形のサンプリング間隔が刺激パルス

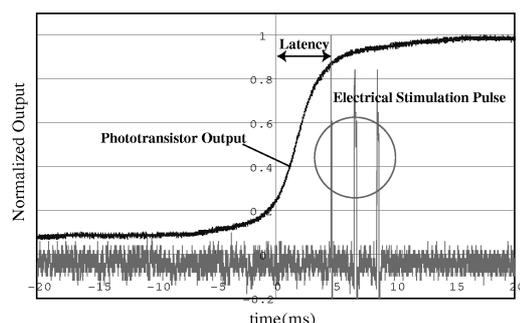


図 9 フォトトランジスタ出力と刺激電流 (ディ
ジタルストレージオシロスコープにて取得，
正規化して表示) ．

Fig.9 Phototransistor output and stimulus current (normalized). As we will mention in Sec.3.2, Electrical current pulse was applied when time derivative of phototransistor output reached to certain threshold. The time delay from sensing to stimulation was 4[ms].

長より充分小さい必要がある．

また波形の更新に関しては，電極間隔が最小で
2.0[mm] であり，我々の予備実験によれば触知時の指
の速度は最大で 100[mm/s] 程度であるため，電極間
の移動時間は最小で 20[ms] と計算される．この移動
を適切に表現するためには移動にかかる時間より充分
早い刺激波形更新が必要であると考えられる．

我々のシステムでは刺激波形生成用 PC(Pentium4
1.8GHz,Windows2000) に搭載した高速 DA ボード
(National Instruments 社製 DAQ6713, 8ch) 2 枚を同
期させて 16ch 出力とし，ボード上の Double-Buffer 機
能と PCI バス上の DMA 転送機能を用いることによ
り，1.0[μs] ステップの波形を更新周期 4.0[ms] で切れ
目なく生成し続けた．このとき 1ch あたりのサンプリ
ング件数は 4000 点となる．

センシングから提示までの時間遅れを実際の計測に
より評価した．フォトトランジスタ出力と刺激電流を
デジタルストレージオシロスコープにて取得，正規
化して表示した (図 9) ．第 3.2 節で述べるようにフォ
トトランジスタ出力の時間微分が閾値を越えた時に
200[μs] の刺激電流パルスを生成している．図では時
間軸原点が閾値を越えた瞬間であり，約 4[ms] の時間
遅れで刺激パルスが生成されていることが分かる．

3. 皮膚感覚生成手法

取得したセンサの時系列情報を，電気刺激の刺激パ
ターンに変換する．変換手法の良否は本来応用目的に
依存するが，本稿ではまず生起感覚の“自然”さを求
める方針とした．換言すれば，指のなぞり速度の変化
等に関わらず，そこに触覚を生じる物理的な対象が存

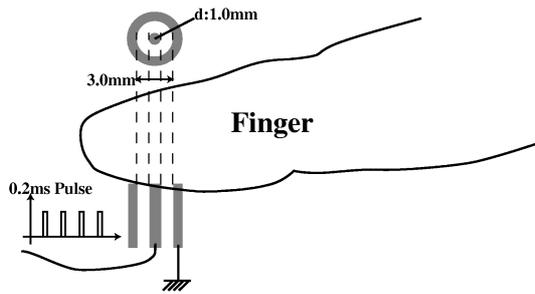


図 10 同心円電極による指先刺激。
Fig. 10 Fingertip stimulation by concentric electrode.

在する感覚，存在感の実現を目標とした。

その上で，取得した画像の濃淡情報を接触対象の凹凸情報として認識できることを目指した。例えば図 5 のように白黒の縞模様をなぞった場合，同じ間隔の凹凸として感じられるというものである。

3.1 電気刺激における受容器選択刺激

過去の研究において明らかになった指先電気刺激の要点は次のようなものである。中心電極の直径 1.0[mm]，不関（外周）電極の内径 3.0[mm] の同心円電極を用いた場合（図 10），中心電極を陰極，不関電極を陽極とした電流パルス（200[μs]，2[mA]，10～50[Hz]）を与えると，被験者の内観報告として中心電極付近に圧覚を生じる。逆に中心を陽極とした場合には振動感覚を生じる。一方生理学的知見としては，皮膚浅部に存在する 2 種類の機械受容器のうち，Merkel 細胞は皮膚に生じた静的な応力エネルギー，すなわち変位自体にตอบสนองして発火を続けるのに対し，Meissner 小体は変位の時間変化，すなわち微分に対応して発火するとされている [23]（図 11）。このことから指先の電気刺激では，陰極刺激では Merkel 細胞，陽極刺激では Meissner 小体に接続された神経軸索が選択的に刺激されていると思われる [12]。

3.2 光センサ出力から神経発火への変換

我々の方針は，“自然”な感覚を生じさせることであった。これを受容器興奮のレベルに還元するならば，現実を生じるであろう神経興奮の状態を人工的に生成することに他ならない。前節の電気刺激における受容器選択的な刺激と，Merkel 細胞が変位にตอบสนองし Meissner 小体の変位の時間変化にตอบสนองするという知見とあわせ，次のような変換手法を採った。

まず光センサによって得られた明暗を皮膚の凹凸変形情報と見なす。次にこの凹凸がある閾値を越えたとき，越えた分に付いて比例する頻度で陰極性パルスで刺激を行い，Merkel 細胞に繋がる軸索を興奮させ，静的な圧覚を生起させる。また凹凸の時間微分の絶対値がある閾値を越えた時，陽極性パルスを与えること

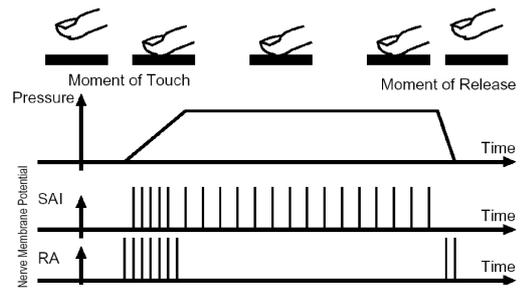


図 11 物体接触時の各受容器の応答。SAI: Merkel 細胞（圧覚），RA: Meissner 小体（振動覚）（[23]より再構成）。

Fig. 11 Firing pattern of mechanoreceptor when finger touches and releases the object. SAI: Merkel ending (pressure sensation), RA: Meissner corpuscles (vibratory sensation) (reconstructed from [23])

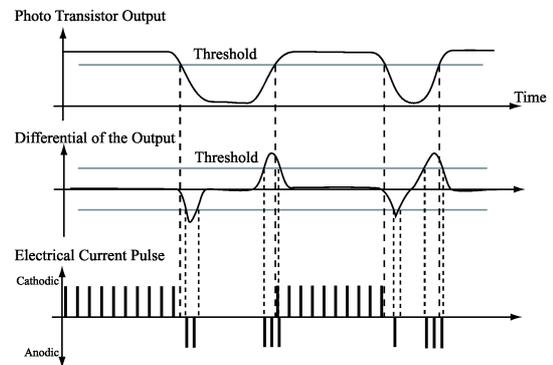


図 12 触覚コーディング法

Fig. 12 Phototransistor output, its differential and electrical stimulation pattern of single electrode.

で Meissner 小体に繋がる軸索を興奮させ，時間変動を提示する（図 12）。これにより受容器レベルで，現実を生じるであろう神経興奮の状態が合成されることになり，凹凸を知覚することができる。

しかし第 4.1 節で述べるように，実際には空間分解能などの問題から陰極刺激を採用せず，静的成分，時間微分成分共に陽極刺激で提示する場合もある。

3.3 走査と刺激タイミング

ある点に感覚を提示する場合，その電極から電流を流すと共に周囲の電極を接地することにより電流経路を確保する必要がある。このため 16 点の刺激点を全て同時に刺激する事は出来ず，テレビモニタと同様な時分割走査が必要となる [12]（図 13）。

第 2.2 節で述べたように，本システムの刺激ループは 4.0[ms] である。これに対して電気刺激パルスのパルス幅は 0.2[ms] である。我々の予備実験では隣り合った電極を連続して刺激した場合，予期しない強い感覚を生じる現象が稀に生じた。この現象は電極の中

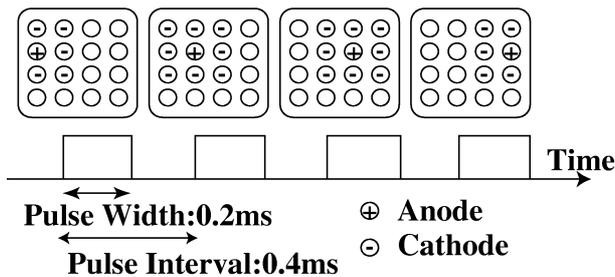


図 13 陽極刺激における走査 [10].
Fig. 13 Scanning procedure in cathodic stimulation mode [10].

間に位置する神経軸索が連続した 0.4[ms] のパルスの影響を受けたためと考えられるため、刺激パルス間に 0.2[ms] の休止期間を設けて回避した。その結果、一回のループで提示できるパルスは 10 回に限られた。

電極数は 16 点であり、さらに第 3.2 節で述べたように凹凸情報の比例成分と時間微分成分を提示するため、刺激提示時間が足りなくなる。現在の解決策は以下の通りである。まず時間微分成分の刺激（陽極刺激）は装着者に時間変動を伝える time-critical な要素であるため、優先的に各点の刺激の有無を決定する。この段階で提示可能なパルス数を越えないよう、刺激閾値を調整する。次に残った時間を用いて比例成分（陰極刺激）を行い、定常的な圧覚を提示する。刺激閾値の調整は同様に行う。

3.4 接触圧から発火神経数への変換

電気刺激は長い歴史を持つが、リハビリ等の医療用途以外では一般に普及しているとは言いがたい。その大きな理由が、“電気ショック”という言葉で端的に表される電気刺激に対する恐怖感である。その一方で我々は痛覚を生じ得る物体、例えば画鋸等を日常的に扱うが、恐れを感じることは無い。この事実は、皮膚感覚の質自体は電気刺激の持つ侵襲感の本質ではないことを示唆している。

機械的な刺激と電気刺激の著しい違いは、前者では皮膚感覚は多少なりとも操作者の運動に対応して生じるため操作者は感覚量を予測、調節することができるのに対し、電気刺激の体験者は、そのままでは能動的に感覚量を制御することも、予測することもできないという点である。この予測不可能性が、“電気ショック”という言葉で表現されるものの本質と思われる。

こうした考察から、我々は電気刺激の刺激量を接触圧に依存して制御し、侵襲感の無い刺激を目指した [11]。電気刺激の刺激量を定めるパラメータのうち今回調整可能なのは、刺激パルスの頻度と単一刺激パルスのエネルギーの二つである。刺激パルスの頻度は既に前節で光センサ出力から神経発火への変換に利用している

ため、単一刺激パルスのエネルギーを制御することとした。刺激パルスのエネルギーはパルスの高さによって調整されるが、今回は前述のパルス走査アルゴリズムを簡便にするため、パルスの高さを接触圧の単調増加関数として制御した。

4. 実験

4.1 静止時の二点弁別

まず二点弁別実験によって電気刺激そのものの空間分解能を計測した。左手示指に対して水平方向に並ぶ 4 電極 (2.0mm 間隔) のうちランダムに選んだ 2 点を刺激した。同じ電極が選ばれることもある。選ばれた 2 点を同時に 0.5[s] 間、30[Hz] のパルスで刺激した (前述の走査の必要から 2 点の刺激タイミングは厳密には 0.4[ms] ずれるが、これは知覚不可能な時間差である)。刺激後、被験者に「1 点で刺激された (One Point)」、「短い線分を知覚したが 2 点とは言えない (Short Line)」、「2 つの刺激の山を知覚 (Two Point)」の 3 択で回答させた。

まず陽極刺激に関して実験した。6 人の被験者に対する各 40 回の試行の結果を図 14 に示す。図から電極間隔が 2.0[mm] の時には 2 点と感ぜられずに短い線分を知覚する割合が最も高いが、4.0[mm] 離れると 2 点と感ぜられる割合の方が高くなるのが分かる。この結果から本システムにおける陽極パルスモードでの空間分解能は 2.0~4.0[mm] と結論付けられる。

第 2.1 節で述べたセンサの場合と同様、感覚提示側においても一種のエリアシングの影響を考えなければならない。提示側においてはこの影響は、隣り合った 2 点が別個の点として知覚され、連続した図形を表現できないことを意味するが、本実験の結果は隣り合った 2 点が連続した線分として感ぜられること、換言すれば提示側においても適度な感覚の拡散によりアンチエリアシングフィルタがうまく設計できていることを示唆している。

しかし同時に本実験の結果は電気刺激の現在のところの限界も示している。機械的な皮膚変形による皮膚感覚提示では指先の二点弁別能力は約 2.0[mm] 程度であるから [20]、電気刺激の方が機械刺激よりぼやけた形状しか提示できないことになる。今後電流経路をより限定すること等によって、より狭い部位を刺激する工夫が必要である。

同様の実験を陰極刺激に対しても行ったが、陽極刺激のように感覚が点として感ぜられる電流値は閾値から 20% 程度の領域に過ぎず、これを越えると感覚が広がり、陽極刺激のように 2 点弁別を計測することが出来なかった。この陽極と対照的な陰極における「ぼやけ」現象は最初に Kaczmarek [9] によって報告され、

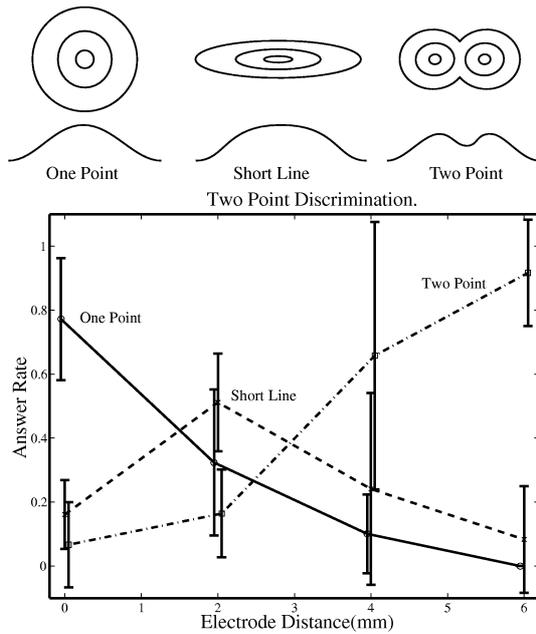


図 14 陽極刺激における 2 点弁別 .
Fig. 14 Two point discrimination with anodic pulse stimulation.

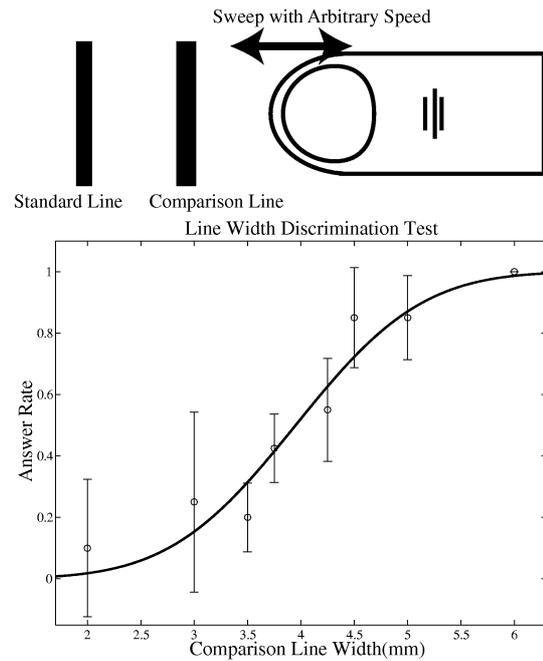


図 15 線幅の弁別 (上) 実験状況 (下) 弁別結果 .
Fig. 15 Line width discrimination. Standard line width is 4[mm].

我々によって数理的解析による説明がなされたものである [10, 13] . 今回の実装においては装着者に形状を伝えることは極めて重要であると考えられるため、以降の実験では陰極刺激を用いず、代わりに陽極刺激を用いた。つまり本来の第 3.2 節での選択刺激と感覚合成の趣旨からは外れてしまうが、時間変動に対しても、静的な変移に対しても陽極刺激を行うものとした。

4.2 線幅の弁別

前節で求めたのは静的な空間分解能であるが、本システムは装着したまま接触対象表面を動的になぞることで、より高い空間分解能を得る狙いを持つ。特に応用としては紙に描かれたパターンの認識を目指しているため、次に紙面上の線分幅の認識能力について調べた。

2本の線分を 20[mm] 離して描画した。一本は標準刺激としての 4.0[mm] 幅の線分であり、もう一本は比較刺激としての 2.0, 3.0, 3.5, 3.75, 4.25, 5.0, 6.0[mm] 幅の線分である。SmartTouch を装着した被験者は2本の線分を、線分垂直方向に任意速度でなぞり、どちらが「太い」か回答する。一人の被験者に対する試行回数は、2.0, 5.0, 6.0[mm] に対しては各 4 回、それ以外に対しては各 8 回行った。

6人の被験者が比較刺激を「太い」と回答した割合をプロットしたのが図 15 である。最小二乗法による累積正規曲線へのフィッティング結果も合わせて表示している。70%以上の確率で太さの大小関係を正しく回答する閾値は、下側が 3.5[mm]、上側が 4.5[mm] であり、本システムにおいて 4.0[mm] 幅の線分に対して

0.5[mm] の違いを太さの違いとして認識しうることが示された。

5. おわりに

本稿では皮膚感覚の AR システム SmartTouch を提案した。試作システムでは提示部に電気刺激を用い、さらに実世界センサとして光センサを用いることで画像情報を触覚情報に変換した。

従来の多くの皮膚感覚ディスプレイは主に二つの場面での応用を考えている。一つは視覚障害者の感覚代行ないし記号提示であり、もう一つは計算機とのインタラクションをより効果的に行う、ないし計算機によって生成されたバーチャル世界の現実感を向上させるための触覚テクスチャ提示である。これに対して SmartTouch は、ディスプレイとセンサを組み合わせることによって皮膚感覚ディスプレイが現実の日常生活に登場する可能性を示すものである。

第 1.3 節で示したように、SmartTouch は最終的には眼鏡や補聴器と同様に、装着していることを意識しない皮膚感覚増強システムとなることを目標としている。このとき提案したシステムを現在の技術で今後どこまで薄く出来るかというのは興味深い問題である。

まず電気触覚提示部は電極さえあればよいため、現状の技術でもフィルム状基板をエッチングすることで 0.3[mm] 程度のものを作ることが出来る [8]。しかしさらに、導電性インク等で皮膚表面に使い捨て電極を“印刷”することが出来れば、事実上電極の厚みは 0 と

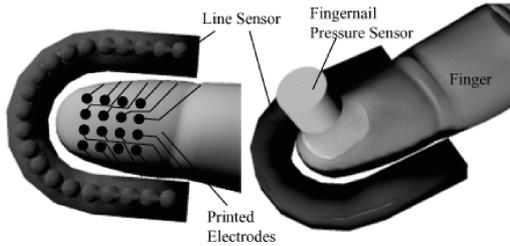


図 16 電気触覚を用いた SmartTouch システム
未来図

Fig. 16 SmartTouch of the near future

見なすことが出来るだろう。

本システムの第二の構成要素であるセンサに関しては、電極直下に配置する現状の構成ではこれ以上薄くすることは難しい。しかし図 16 のように指側面に沿ってセンサを配置すればこの問題は解決する。同時に指のなぞり速度をセンサ情報から計算すれば、指下面の状態は蓄えられた過去のセンサ時系列情報から展開可能である。例えばライン CCD を指を囲うように配置すれば、光学スキャナの要領で画像情報を取得することが出来ると同時に、光学式マウスに使われている時空間相関計算により指の速度を計算することは容易である。もちろんこれは指が連続したなぞり動作を行っており、さらにその動作中に接触対象が変化しないことを前提とした議論である。

第 3 の構成要素であった接触力センサに関しては現在、爪に搭載した光センサで圧力による血行変化を色変化として捕らえられることが明らかになっており [15, 19]、これを利用することで力センサを爪側に配置することが出来る [1]。こうして理想的なシステムとして、ほぼ実世界の触覚を損なうことなく触覚 AR を実現するものが構成可能と思われる。今後はこれらの構成を実現していく。

謝辞 本研究の一部は文部省科研費補助金 (特別研究員奨励費 13-06135) によっている。

参考文献

[1] H. Ando, T. Miki, M. Inami, and T. Maeda. The nail-mounted tactile display for the behavior modeling. In *Conference Abstracts and Applications of SIGGRAPH*, p. 264, 2002.

[2] R. T. Azuma. A survey of augmented reality. *Presence*, Vol. 6, No. 4, pp. 355–385, 1997.

[3] J. C. Bliss. A relatively high-resolution reading aid for the blind. *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, Vol. MMS-10, No. 1, pp. 1–9, Mar 1969.

[4] J. C. Bliss, M. H. Katcher, C. H. Rogers, and R. P. Shepard. Optical-to-tactile image conversion for the blind. *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, Vol. MMS-11, No. 1, pp. 58–65, Mar 1970.

[5] R. S. Fearing and J. M. Hollerbach. Basic solid mechanics for tactile sensing. *Int. Journal of Robotics*

Research, Vol. 4, No. 3, pp. 40–54, 1985.

[6] R. S. Fearing, G. Moy, and E. Tan. Some basic issues in teletaction. In *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, Apr 1997.

[7] 稲見昌彦, 三木健, 野嶋琢也, 前田太郎, 館暉. 触覚におけるオーグメンテッドリアリティの研究 (第 2 報)-爪装着型触覚重畳提示-. *ヒューマンインタフェース学会研究報告集*, Vol. 4, No. 1, pp. 29–32, Sep 2002.

[8] K. A. Kaczmarek and M. E. Tyler. Effect of electrode geometry and intensity control method on comfort of electrotactile stimulation on the tongue. In *Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division*, Vol. 2, pp. 1239–1243, 2000.

[9] K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler, and P. Bach y Rita. Electrotactile haptic display on the fingertips: Preliminary results. In *Proc. 16th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 940–941, 1994.

[10] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, and S. Tachi. Electro-tactile display with force feedback. In *Proc. World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics (SCI2001)*, Vol. XI, pp. 95–99, July 2001.

[11] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 館暉. 電気触覚ディスプレイにおける能動触. *日本バーチャルリアリティ学会第 6 回大会論文集*, pp. 489–490, Sep 2001.

[12] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 館暉. 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ. *電子情報通信学会誌*, Vol. j84-D-II, pp. 120–128, 2001.

[13] 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 館暉. 陽極電流刺激と力依存制御を用いた指先への記号提示. 第 40 回日本 ME 学会大会, pp. 2–34, May 2001.

[14] 梶本裕之, 川上直樹, 館暉. 神経選択刺激のための最適設計法. *電子情報通信学会誌*, Vol. j85-D-II, pp. 1484–1493, 2002.

[15] S. Mascaro and H. Asada. Understanding of fingernail-bone interaction and fingertip hemodynamics for fingernail sensor design. In *Proc. Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Orlando*, pp. 106–113, Mar 2002.

[16] W. Montagna. *Advances in Biology of Skin, Vol. VI, Aging*. Pergamon Press, 1964.

[17] T. Nojima, D. Sekiguchi, M. Inami, and S. Tachi. The smarttool: A system for augmented reality of haptics. In *Proc. IEEE VR'2002*, pp. 67–72, 2002.

[18] 野嶋琢也, 関口大陸, 稲見昌彦, 館暉. 力覚提示を利用した実時間実環境作業支援システムの提案. *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 7, No. 2, pp. 193–200, 2002.

[19] 野村宜邦, 前田太郎. 爪センサーを用いた指の接触及び屈曲検出の研究. *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 6, No. 3, pp. 215–220, 2001.

[20] 大山正, 今井省吾, 和気典二. 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック. 誠信書房, 1994.

[21] D. A. Perry and H. E. Wright. Touch enhancing pad. In *US Patent 4657021, 4793354*, 1985.

[22] D. Stein. The optacon: Past, present, and future. In <http://www.nfb.org/bm/bm98/bm.980506.htm>.

[23] A. B. Vallbo and R. S. Johansson. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Human Neurobiology*, Vol. 3, pp. 3–14, 1984.