

セルブリッジネットワークによる人工皮膚

Robot Skin Based on Cell-Bridge Network

○星貴之 興かがり 正 篠田裕之 (東京大学)

Takayuki HOSHI, Kagari KOSHI, and Hiroyuki SHINODA, The University of Tokyo

{star, kagari, shino}@alab.t.u-tokyo.ac.jp

“Cell-bridge network” is a communication system which consists of two-dimensional areas called “cells” and signal transmission devices called “bridges”. In this paper, we propose a tactile sensor skin as one of applications of the system. In this application, the cells are not only communication media but also parts of capacitive tactile sensor elements, and the bridges not only transmit signals but also measure the capacitances of the sensor elements. The structure of the sensor element is very simple; two layers of compressible insulators which are sandwiched between three pieces of stretchable conductive sheets. The sensor element acquires a contact area in addition to a contact force within its sensing area. The resulting robot skin is soft, stretchable, and suitable to cover a large area such as a whole surface of a humanoid robot.

Key Words: Tactile sensor, Robot skin, Cell bridge, Contact area, Nonlinear elasticity

1. はじめに

ロボットは従来、工場などの最適化された環境下で定められた作業を繰り返すだけのものであった。そのため触覚センサの必要性は低く、搭載されてもロボットハンドの指先のように局所的なものであった。しかし近年状況が変わり、ヒューマノイドやペットロボットのように人間社会の中で活動するロボットの研究が盛んになされるようになった。それらのロボットが周囲の環境を把握し、人間と安全に触れ合うためには、ロボットの全身を覆う触覚センサ (人工皮膚) が必要不可欠である[1]。そのような人工皮膚には、豊富な触覚情報を取得すること、ロボットの全身という大面積を覆うこと、柔軟性・伸縮性を持つことなどが求められる[2]。

これまでに報告されている研究の多くは、圧力を計測するセンサ素子をアレイにすることで人工皮膚を実現しようとしたものである[3]-[8]。それらのセンサ素子と、ホストコンピュータや計測回路を接続するためには配線が用いられる。しかし、その配線によって人工皮膚全体の柔軟性が損なわれるという問題が生じてしまう。また無線によってデータの送受信や給電を行なう方法も提案されている[9]。しかし無線を用いることで柔軟性を維持することはできるものの、エネルギー消費が大きい、混信のため十分なスループットが得られないなどがその方法の欠点となる。

それらの問題を解決する手法として、我々は「セルブリッジネットワーク」を提案している[10]。この通信法においてシステムは、「セル」と「ブリッジ」というふたつの要素によって構成される。セルは導電性の平面であり、アレイ状に並べられる。ブリッジはセル同士の境界に配置される通信チップであり、セルを介して電気信号を送受信する。セルの素材としては導電性であればゴムや繊維も使用可能なので、物理的に柔軟なネットワークを構成することができる。セルにセンサ素子を接続することで、セルブリッジをデータベースのよ

うに使う高密度センサアレイが実現できる。一方で、セルブリッジは静電型のセンサやアクチュエータとの親和性がよい。例えば文献[11]ではセルに静電型スピーカ機能の付与し、フレキシブルなスピーカアレイを実装している。

本稿では、このセルブリッジにもとづいた人工皮膚を提案する (図 1)。ここでセルには、文献[12]で提案した触覚センサ素子の機能が付与される。触覚センサ素子はひとつが数 cm 角という比較的大きなセンシングエリアを持ち、その中で表面応力の総和 (接触力) だけでなくその広がりに関する量 (接触面積) も取得する。これらふたつの量を取得することで、低いセンサ素子密度でも対象物体表面の細かい特徴を知覚する人工皮膚が実現できる。つまり少ないセンサ素子数でロボットの全身のような大面積を覆うことができるのである。この計測法は人間の皮膚触覚の特性にヒントを得ている。人間は全身の多くの部位 (手や顔以外) において二点弁別閾が数 cm という大きな値になっており、これは触覚の分解能がそれほど高くないことを示唆している[13]。しかし一方で、そのように分解能の低い部位においても人間は、対象物体の

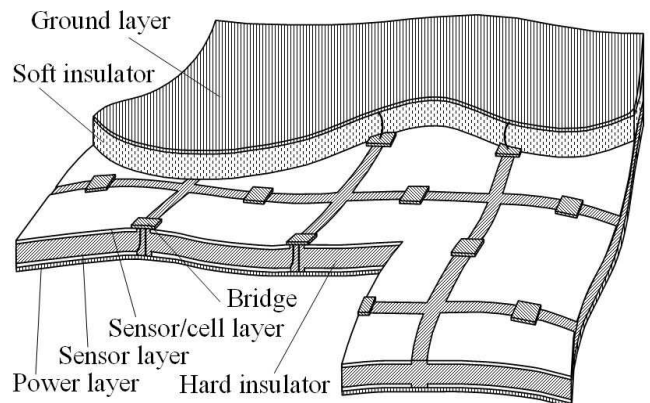


Fig. 1 Illustration of proposed robot skin.

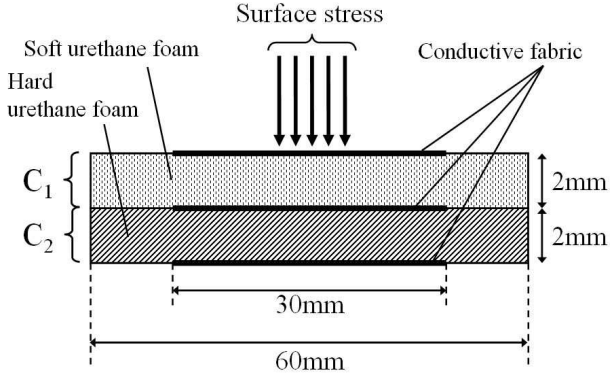


Fig. 2 Cross-section of tactile sensor element.

鋭さについては非常に感度よく識別することができる。これらの事実から、鋭さという特徴が触感を生成するための重要な役割を担っているのではないかと考えられ[14]、鋭さに関係した量を取得することで人工皮膚が人間の皮膚に大きく近づくことが期待できる。

まず 2 章では提案する人工皮膚の構造を説明する。続いて 3 章で触覚センサ素子の計測原理、4 章でブリッジについてそれぞれ紹介し、最後に 5 章で本稿をまとめる。

2. 人工皮膚の構造

セルブリッジネットワークにもとづく人工皮膚の構造について説明する。図 1 にその模式図を示す。硬さの異なる絶縁層が 2 層あり、それらが 3 枚の導電層 (表面から順にグラウンド層、センサ/セル層、センサ層) に挟まれている。導電層の間にはコンデンサが形成される。柔らかい絶縁層を挟むコンデンサを C_1 、硬い絶縁層を挟むコンデンサを C_2 と呼ぶ。このふたつのコンデンサがひとつのセンサ素子を構成する。センサ/セル層及びセンサ層の領域がひとつのセンサ素子のセンシングエリアにあたる。またその下には、センサ層と絶縁されて電源層が置かれる。グラウンド層と電源層は静電シールドとしても働く。センサ/セル層の境界にはブリッジが配置される。ブリッジはグラウンド層と電源層から電力の供給を受け、 C_n [F] ($n=1, 2$) を計測し、センサ/セル層を介してマルチホップすることによりホストコンピュータまでデータを伝送する。この構造により、長い配線を必要としない柔軟なセンサネットワークが実現される。

3. 触覚センサ素子

3.1 構造

表面応力の総和とその広がりを取得する触覚センシングの原理を説明する。図 2 に試作したセンサ素子の断面図を示す。接触面側に柔らかい発泡ウレタン (15 kg/m^3)、その下側に硬い発泡ウレタン (60 kg/m^3) の層があり、それぞれの厚さは 2 mm である。それらは伸縮性を持つ導電繊維の布 3 枚に挟まれている。導電層の一辺の長さは 30 mm であり、これは人間の前腕の二点弁別閾と同程度である。導電層と絶縁層は柔軟な基材なし両面テープで接着されている。

3.2 計測原理

式(1)で定義される、ある接触面 S 内で一様な垂直方向の表面応力分布 $\sigma(x, y)$ [Pa] を考える。

$$\sigma(x, y) = \begin{cases} F/S & \text{if } (x, y) \in S \\ 0 & \text{if } (x, y) \notin S \end{cases} \quad (1)$$

F [N] は表面応力の総和、 S [m^2] は S の面積である。ここで面積のみに注目し、簡単のため S の形状は円形と仮定する。

これから議論を進めていく上で、我々は次のようなふたつの仮定をおく。まず絶縁層の非線形弾性が式(2)のようなエントロピー弾性[15]で表されるとする。これは本来ゴムの非線形弾性を記述するものであるが、一般の材料についてもよい近似となる。

$$\sigma = \frac{E_n}{3} \left(\frac{1}{\lambda_n} - \lambda_n^2 \right) \quad (n=1, 2) \quad (2)$$

$$\lambda_n = 1 - \frac{\Delta d_n}{d_n - d_{0n}} \quad (3)$$

式中 n は絶縁層を区別する添え字であり、 $n=1$ が上側の軟らかい層を、 $n=2$ が下側の硬い層を表す。 E_n [Pa]、 λ_n 、 d_n [m] はそれぞれ各絶縁層のヤング率、伸長比、初期厚みである。また d_{0n} [m] は実在の材料が限界まで圧縮されたときの最終的な厚みを表す定数である。文献[15]に示される厳密なエントロピー弾性では $d_{0n} = 0$ であるが、使用する発泡性材料の性質に合致するよう経験的補正を行なったものである。

さらに、導電層に生じる張力と絶縁層のポアソン比が無視できるほど小さいと仮定する。これにより垂直方向の表面応力による水平方向への影響が無視できることになる。そのとき、変位分布 $\Delta d_n(x, y)$ [m] は直上の表面応力 $\sigma(x, y)$ によってのみ決定される。

導電層 (全体) 間の静電容量 C_n を計測することを考える。漏れ電界を無視すると、 C_n は式(4)で表される。

$$C_n = \iint_{\text{Element}} \frac{\epsilon_n}{d_n - \Delta d_n(x, y)} dx dy \quad (n=1, 2) \quad (4)$$

ϵ_n [F/m] は絶縁層の誘電率である。前述の仮定により、(C_1, C_2) は (F, S) によって一意に決定される。ここでもし逆に (C_1, C_2) から (F, S) が求められれば、(C_1, C_2) を計測することで接触力と接触面積を推定できることになる。

前述の逆推定の可能性を調べるため、静電容量変化のシミュレーションを行った。 $(\Delta C_1, \Delta C_2)$ をプロットした結果図を図 3 に示す。 D [m] は $D \equiv 2\sqrt{S/\pi}$ で定義され、円形の接触面 S の直径を表す。 $d_n = 2.2 \text{ mm}$ 、 $d_{0n} = 0.2 \text{ mm}$ と設定した。

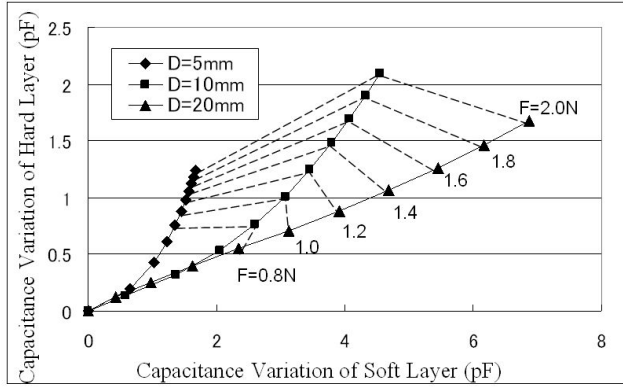


Fig. 3 Simulation result. Calculated (ΔC_1 , ΔC_2)s for various (F , S). D is the diameter of S for a circular object.

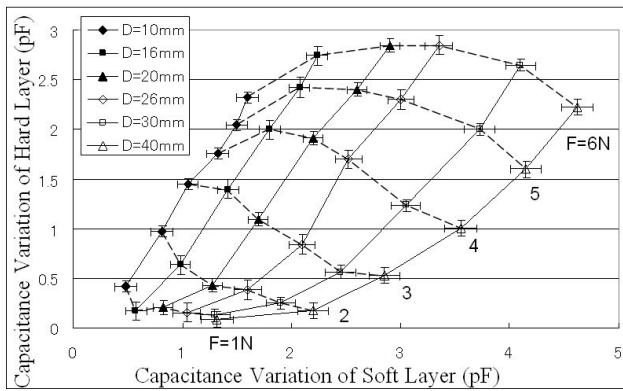


Fig. 4 Experimental result of 5 trials. Averaged trajectories of (ΔC_1 , ΔC_2)s for various (F , S) with error bars representing maximal deviations.

様々な (F , S) に対して (ΔC_1 , ΔC_2) が二次元的に展開され、(ΔC_1 , ΔC_2) から (F , S) への対応を一意にとれることがわかる。ただしそれは接触力 F がある閾値以上のときであり、図 3 においてはその閾値は約 1.0 N であると考えられる。

3.3 実験

試作センサ素子を用いて計測原理を確認する実験を行なった。 $D=10, 16, 20, 26, 30, 40$ mm の対象物体を触覚素子の中央へ機械式アーム (Z ステージ) で支持しながら垂直に、5 回ずつ準静的に押し当てた。それと同時に押し当て力の計測も行った。

計測した (ΔC_1 , ΔC_2) の平均値を図 4 に示す。各 D に関するデータの最大偏差をエラーバーとして示してある。5 回分のばらつきは最大でも ΔC_1 方向に 0.15 pF、 ΔC_2 方向に 0.1 pF 程度であり、対象物体の識別と押し当て力の推定が可能であることがわかる。この $F=1-6$ N、 $D=10-40$ mm の領域は、各軸方向の最大偏差を 1 辺とする長方形で区切ると 164 区画に分割される。これは試作センサ素子から 7 bit 強の情報量が取れることを表している。

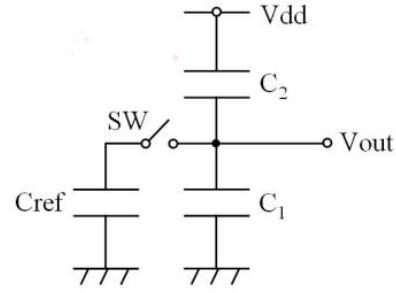


Fig. 5 Equivalent circuit of measurement system.

4.ブリッジ

4.1 計測法

提案する人工皮膚において、セルブリッジネットワークの構成要素のひとつであるブリッジは、通常のデータ送受信の機能に加え、触覚センサ素子の静電容量 C_n を計測する機能を持つ。その計測は図 5 に示すように行なわれる。ブリッジの内部には参照容量 C_{ref} があり、スイッチ SW を介して C_1 , C_2 の結合部 (図 1 のセンサ層) に接続されている。結合部における分圧 V_{out} [V] は式(5)、式(6)のように表される。

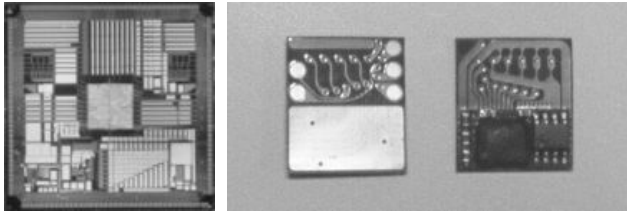
$$V_{out}(OFF) = \frac{C_2}{C_1 + C_2} V_{dd} \quad (5)$$

$$V_{out}(ON) = \frac{C_2}{C_1 + C_2 + C_{ref}} V_{dd} \quad (6)$$

ここで $V_{out}(OFF)$, $V_{out}(ON)$ はスイッチ SW が OFF, ON のときの分圧を表す。ブリッジはこの分圧を計測し、A/D 変換したあと、データとして送信する。 C_1 , C_2 は式(5)、式(6)を解くことで求められる。また各測定の前には C_1 , C_2 , C_{ref} にたまっている電荷を開放する、初期化の操作を行なう。

4.2 LSI チップ

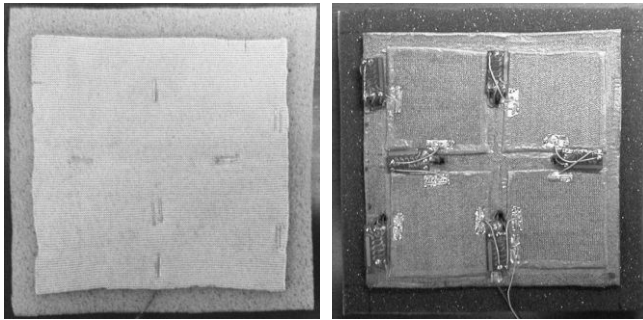
前述したような容量測定機能を持つブリッジのため、アナログ/デジタル混載 LSI チップを試作した (図 6 a)。0.35 μm CMOS LSI プロセスで作成され、チップサイズは $5 \times 5 \text{ mm}^2$ である。そのうち実際のアナログ/デジタル回路の面積は 1.5 mm^2 以下である。動作周波数は 50 MHz、 V_{out} を計測するため 8-bit A/D コンバータを搭載している。その変換データとそれぞれのブリッジ固有の ID を含んだパッケージを、センサ/セル層を介して隣のブリッジに送信する。今回はフロー制御を行わず、1 ms ごとにパッケージを送信する仕様となっている。この LSI チップを $16 \times 18 \text{ mm}^2$ のフレキシブル基板にパッケージングした (図 6 b)。これは折り曲げることができ、実装するときには $16 \times 9 \text{ mm}^2$ になる。また現在は信号の電圧調整のため IC チップ ($5 \times 6 \text{ mm}^2$) が必要だが、次のバージョンではこれが不要となり、さらに半分サイズになる予定である。



(a)

(b)

Fig. 6 (a) Closeup top view of first prototype of CMOS LSI ($5 \times 5 \text{ mm}^2$). (b) LSI packaged on flexible substrate ($16 \times 18 \text{ mm}^2$).



(a)

(b)

Fig. 7 Developed 2×2 tactile sensor array. Each sensor element is $40 \times 40 \text{ mm}^2$. (a) and (b) are top and bottom views of the test model.

4.3 人工皮膚

前述の触覚センサ素子とブリッジにより 2×2 のアレイを試作した (図 7)。ひとつのセンサ素子のサイズは $40 \times 40 \text{ mm}^2$ とした。現在の試作 LSI にはまだセンサ/セル層を通信に用いるプロトコルを実装していないため、外部にセル層を追加している。この試作人工皮膚を用いて、ブリッジが各センサ素子の静電容量を計測し、その計測データが最大 2 回のホップを経て PC へ正常に送られてくることを確認した。図 8 に、各センサ素子の計測データから接触力 F (円柱の高さ) と接触面積 S (円柱の底面積) を推定している様子を示す。

5. おわりに

本稿では、セルブリッジネットワークのアプリケーションとして人工皮膚を提案した。接触力だけでなく接触面積をも取得する触覚センサ素子をアレイ状に並べ、その境界に計測と通信を行なうチップを配置する。そしてセンサ素子を構成する導電層を、データの伝送路としても利用する。これにより配線のわずらわしさのない、柔軟で多様な触感を得る人工皮膚を実現することができる。また 2×2 の人工皮膚を試作し、提案手法が実現可能であることを示した。

文献

- [1] M. H. Lee and H. R. Nicholls, "Tactile sensing for mechatronics – A state of the art survey," *Mechatronics*, vol. 9, pp. 1-31, 1999.
- [2] 篠田裕之, "触覚センシングの現状と今後の展開", 日本ロボット学会誌, vol. 20, no. 4, pp. 35-38, 2002.

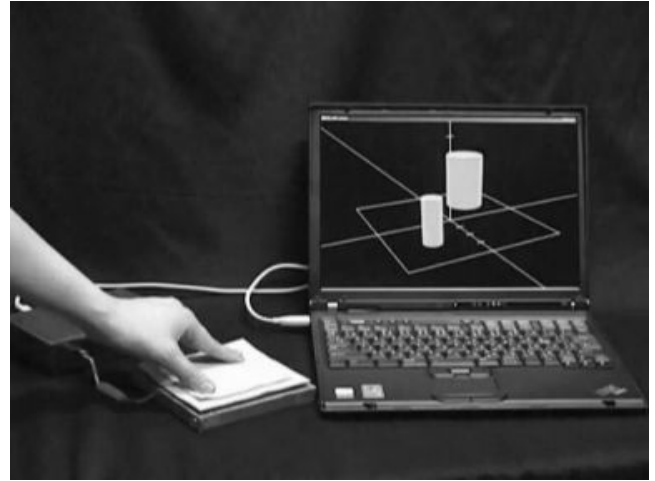


Fig. 8 Demonstration. One element (near side) is pressed by the thumb, and the other (far side) is pressed by the first and second fingers. F and S (the height and the area of the base of the column) are estimated successfully.

- [3] E. S. Kolesar and C. S. Dyson, "Object imaging with a piezoelectric robotic tactile sensor," *IEEE Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 4, pp. 87-96, 1995.
- [4] R. Kageyama, S. Kagami, M. Inaba, and H. Inoue, "Development of soft and distributed tactile sensors and the application to a humanoid robot," *Proc. of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 2, pp. 981-986, 1999.
- [5] F. Castelli, "An integrated tactile-thermal robot sensor with capacitive tactile array," *IEEE Transactions on Industry Applications*, vol. 38, no. 1, pp. 85-90, 2002.
- [6] N. Futai, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "A flexible micromachined planar spiral inductor for use as an artificial tactile mechanoreceptor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 111, pp. 293-303, 2004.
- [7] O. Kerpa, K. Weiss, and H. Worn, "Development of a flexible tactile sensor system for a humanoid robot," *Proc. of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003)*, vol. 1, pp. 1-6, 2003.
- [8] M. Shimojo, A. Namiki, M. Ishikawa, R. Makino, and K. Mabuchi, "A tactile sensor sheet using pressure conductive rubber with electrical-wires stitched method," *IEEE Sensors Journal*, vol. 4, no. 589-596, 2004.
- [9] M. Hakozaiki, A. Hatori, and H. Shinoda, "A sensitive skin using wireless tactile sensing elements," *Proc. of 18th Sensor Symposium*, pp. 147-150, 2001.
- [10] A. Okada, Y. Makino, and H. Shinoda, "Cell bridge: A signal transmission element for constructing high density sensor networks," *Proc. of 2nd International Workshop on Networked Sensing Systems (INSS 2005)*, pp. 180-185, 2005.
- [11] A. Okada, Y. Makino, and H. Shinoda, "Cell-bridge-based connection method of high density sensor elements," *Proc. of 22nd Sensor Symposium*, pp. 425-428, 2005.
- [12] T. Hoshi and H. Shinoda, "A tactile sensing element for a whole body robot skin," *Proc. of 36th International Symposium on Robotics (ISR 2005)*, 2005.
- [13] 大山正, 今井省吾, 和气典二 (編), 新編感覚・知覚ハンドブック, p. 1232, 誠信書房, 1994.
- [14] Y. Makino, N. Asamura, and H. Shinoda, "Multi primitive tactile display based on suction pressure control," *Proc. of IEEE 12th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (Haptic Symposium 2004)*, pp. 90-96, 2004.
- [15] G. R. Strobl, *The Physics of Polymers: Concepts for Understanding Their Structures and Behavior*, chap. 7, Springer, 1997.