

# 触圧の測定が可能な指サック型ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンド

## Finger Cot type Strain-gauge-sandwiched Rubber Artificial Skin Layer for measurement of the finger pressure

○正 竹園 年延 (成蹊大) 正 望山 洋 (筑波大)  
正 和田 有司 (成蹊大)

Toshinobu TAKEI, Seikei University, takei\_t@st.seikei.ac.jp  
Hiromi MOCHIYAMA, University of Tsukuba  
Yuji WADA, Seikei University

We propose the Finger Cot type Strain-gauges-sandwiched Rubber Artificial Skin Layer . It is a wearable sensor for measurement of the finger pressure. The thickness, lightness and excellent wearing feeling are the better features than other wearable sensors. The strain-gauges are arranged in the layer at the side of the finger in order to measure the deformation of the touching finger. Method of fabrication and results of experiment of the measurement are shown. Further more, the dynamical models of both the finger and the finger lapped by rubber are configured. Then, mechanical phenomenon are simulated in touching action of the finger by finite element method. From those results, it has been shown that the the reaction force to the ball of finger can be measured by the Finger Cot type Strain-gauges-sandwiched Rubber Artificial Skin Layer.

**Key Words:** Continuum Robots, Soft Robotics, Flexible Mechanism, Haptics

### 1 諸言

人間の手に関する行動の測定には、多くの関心が寄せられている。それは、様々な分野において、その結果を活かした製品開発が期待されているためである。

特に、指の接触力は、手の行動を規定する重要な情報の1つである。接触力の測定に関して、既に幾つか方法が提案されているが、未だに、最も関心とニーズがある。実際の作業を測定するのに十分なセンシング技術が確立されていないためである。

接触力を測定する方法の一つとして、センサを接触する機器等に取り付ける方法がある。対象毎に専用の測定器を用意する必要があり、対象の種類や数が複数ある場合は準備が大変になる。

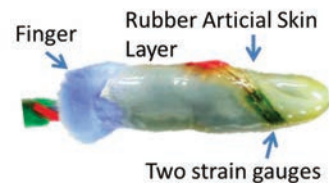
また、一方で、指側にセンサを取り付ける方法も提案されている。Mascaroらは、爪の色を撮影し画像処理により、指先に加わる力を計測するウェアラブル指センサを開発している [1],[2],[3]。

これらに対して、我々のグループは、ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドを提案している [5]。それは、指の周りを薄いゴム層で被覆し、そのゴム層内にひずみゲージを埋め込んだウェアラブル型の触覚センサである。この提案するセンサは、薄く成形することが可能であるため、身の回りにある指サックと重さや大きさは同等である。加えて、このセンサのゴム層は、装着者の身体形状の計測値に基づいて成形されている。そのため、ヒトの身体に圧迫しない程度にフィットさせることが可能であり、これまでに提案されたセンサよりも、軽く、そして、装着性がよいため、作業を阻害しない。

文献 [5] に提案されたゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドでは、ゴム層内に埋め込まれた歪ゲージは、指の腹に配置されていた。そして、そのセンサを用いて、応答のよい接触の有無の検出が可能であることが報告された。

本研究では、指の腹ではなく、新たにひずみゲージを指の側面に配置する (Fig.1を参照)。これにより、指の接触の検知だけでなく、新たに触圧の測定も可能にする。接触面にセンサがないため、様々な作業に対しても安定した計測が行えると期待できる。

本稿では、製作したゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドについて説明する。そして、それを用いた触圧の測定結果を示す。加えて、ゴム製人工皮膚層を付けた指モデルを力学的に解析し、



**Fig.1** Two strain-gauges-sandwiched rubber artificial skin layer

圧力と歪、そして、圧力と側面の変形曲率の関係を求める。これらの実験結果から、と解析結果を用いて、指の側面に配置した歪ゲージにより、触圧が測定できることを示す。

### 2 指サック型ゴム製人工皮膚層歪ゲージサンド

#### 2.1 センサの構造

ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドは、指の周りを薄いゴム層で被覆し、そのゴム層内にひずみゲージを埋め込んだウェアラブル型の触覚センサである。指模型にセンサを取り付けた概観を Fig.1 に示す。本研究で用いるこのセンサは、2枚の歪ゲージセンサを用いている。この2つの歪みゲージセンサは、表同士を重ね合わせて、ゴム層を挟んで同じ場所に配置されている。センサが配置されている箇所は、複数の重ねた層からなる。指側から順番に、まず、人間の皮膚の上にゴム層がある。その上に歪ゲージ、そして、ゴム層、またその上に歪ゲージ、最後に、ゴム層という順番になっている。その部分の厚さは、0.3mm-1.3mm程度である。

#### 2.2 製作方法

ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドの製作方法は、文献 [?] に記載されている手法とほぼ同じである。異なる点は、指の型の形成をするにあたり、3D スキャナーと 3D プリンタを用いずに、直接的にシリコンを用いて指の形をとり、ホビーキャストを用いてその型を転写して指の模型を作成する点である。これにより製作の時間的コストを大きく減らし、よりフィット感のよいゴム製

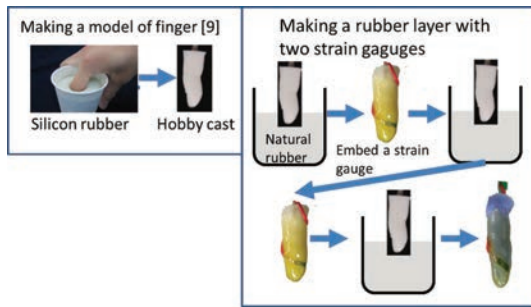


Fig.2 Process of fabrication of Strain-gauge-sandwiched Rubber Artificial Skin Layer

人工皮膚層を生成する。よりフィット感を高めるために、指を用いて直接的にゴムリッピングする手法が文献 [6] にて報告されている。

生成の工程を Fig.2 に示す。まず、シリコン（ブルーミックス）に指を入れ、指の型を形成する（約 20 分）。そして、指を抜き取り、その型の中にポリウレタン樹脂（ホビーキャスト）を流し込み硬化させ、指の模型を生成する（約 15 分）。ゴム層の脱着を用意するために、この指模型の表面にワセリン、もしくは、タルクを塗布する。次に、天然ゴムの中に、このポリウレタン樹脂製の指模型を入れてゆっくりとひき出し、模型表面をゴムでコーティングする。ゴムが硬化するまで待ち（30 分）、その後、指の側面に歪ゲージの裏面を張り付ける。硬化したばかりのゴムの表面には粘着力があるため、ひずみゲージはそのままゴムの表面に置いただけである。このゴムリッピングの作業を、もう一度行い、先程のセンサと同じ位置に、表面の歪ゲージ張り付ける。そして、再度、ゴムリッピングを行い全体を被覆する。このゴムリッピングの作業は合計 3 回行う。

### 3 触圧の測定実験

#### 3.1 センサ歪量と圧力のキャリブレーション

ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドを用いた触圧の測定実験を行った。実験システムの構成を Fig.3 に示す。2 つの歪ゲージから得られる抵抗値の変化は、ホイートストンブリッジを用いて、電圧として計測する。電圧はオペアンプ（LT1167）により増幅する。今回使用した歪ゲージは、共和産業の KFG-5-120-C1-23L30C2R である。また、この出力電圧はマイコン（mbed）により、約 0.1[sec] のサンプリング周期毎に取得される A/D 変換された後、シリアル通信により PC に送られる。

ゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドを用いた触圧の測定実験を行う準備のために、キャリブレーションを行う。キャリブレーションのために、接触する対象に 1 軸の圧力センサを配置する。2 つの歪みゲージセンサを繋げたホイートストンブリッジから得られた電圧と、この 1 軸の圧力センサからの電圧を取得し、歪と圧力の相関関係を求める。圧力センサにはニッタ株式会社の Flexi Force を用いた。この Flexi Force の変化する抵抗値と圧力の関係は事前に計測し、相関関係を求めておく必要がある。

この実験で得られた、ひずみゲージの抵抗値の電圧換算値と圧力の関係を Fig.4 に示す。横軸の歪の量が大きくなるにつれて、縦軸の圧力が大きくなること分かる。両者には、顕著な相関関係が見られ、圧力が約 1.3[N] あたりまでは変化を測定すること可能である。圧力が 1.3[N] を超えると、横軸の歪の変化は小さいため、圧力の計測が難しいことが分かる。

#### 3.2 触圧の測定

使い方は、指サック型のゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドを、人さし指にはめるだけである。実験内容は次の通りである。約 2 秒間隔で、平な面をゆっくりと押しこみ、ゆっくりと力を抜いて離し、この動作を 3 回行う。この時の触圧を測定する実験を行い、その結果を Fig.5 に示す。

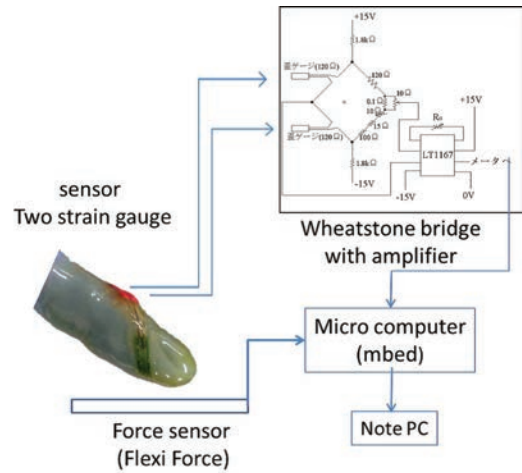


Fig.3 Experimental system

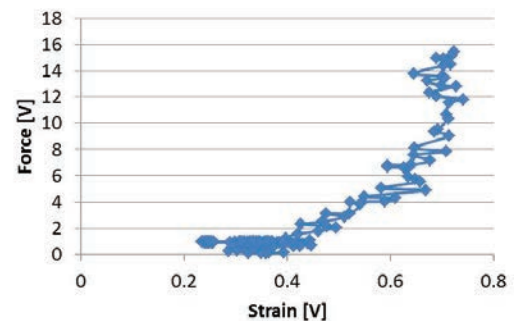


Fig.4 Relation between force and strain of the sensor

Fig.5 より、3 つの山のピークがあることから、3 回押ししたことが分かる。また、ピークの間隔は約 2 秒ほどであり実験時の指の動作と一致している。圧力が約 0 から徐々に大きくなり、約 15N まで達したあと、圧力が小さくなっていることがわかる。押し付ける動作に比べて、力を抜く動作が早いこともわかる。この時のサンプリング時間は 0.1[sec] である。

これらの結果より、指サック型のゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドを用いて、触圧の測定が可能であるといえる。

### 4 有限要素法によるゴム皮膚層の力学解析

#### 4.1 目的

ゴム層に埋め込んだ歪ゲージにより、触圧が測定ができる理由は、指の側面形状の変化を、歪ゲージにより計測しているためである、と考える。その仮説を検証するために、測定している物理変化について、実験条件を模擬可能な指モデルと指サック状のゴム層を適用したモデルを作成し、これを圧縮した際の応力・ひずみ分布を、有限要素法を用いて算出・検討した。

#### 4.2 ゴム被膜された指の断面モデル

Fig. 2(a) に、一般的な一指指のモデルを示す。長半径 8 mm × 短半径 6 mm 半楕円領域とし、奥行きが十分長い平面ひずみ要素を用いた。表面から 0.4 mm の領域を表皮・爪とし、そこから深さ 1 mm までの領域を真皮とし、残りを皮下脂肪の領域とした。ただし、末節骨側方で細い皮下脂肪領域ができて、解析が不安定になるのを避けるために、この部分についてはやや厚めの真皮領域を確保している。解析領域 z 方向の奥行きについては 1cm を基準として反力や接触面積を表示する。

Fig. 2(b) に、指モデルを覆う形状の厚み 0.4mm の天然ゴム層を配置したモデルを示す。ゴムと指を一体のモデルと指とゴムが固着した格好となるが、通常指サックなどゴムで指を覆う場合、

Table 1 Material constant for the analysis

	fat[10]	dermis[10]	epidermis[10]	rubber[?]
Young's modulus [kPa]	34	80	136	3,630
Poisson's ratio	0.48	0.48	0.48	0.499
Shear modulus [KPa]	11.5	27.0	45.9	1,210
Mooney-Rivlin $C_1$ [KPa]	2.3	5.40	9.19	529
Mooney-Rivlin $C_2$ [KPa]	3.45	8.10	13.8	75.5
Density (x10 actual) [ $g/cm^3$ ]	13.0	13.0	13.0	9.1

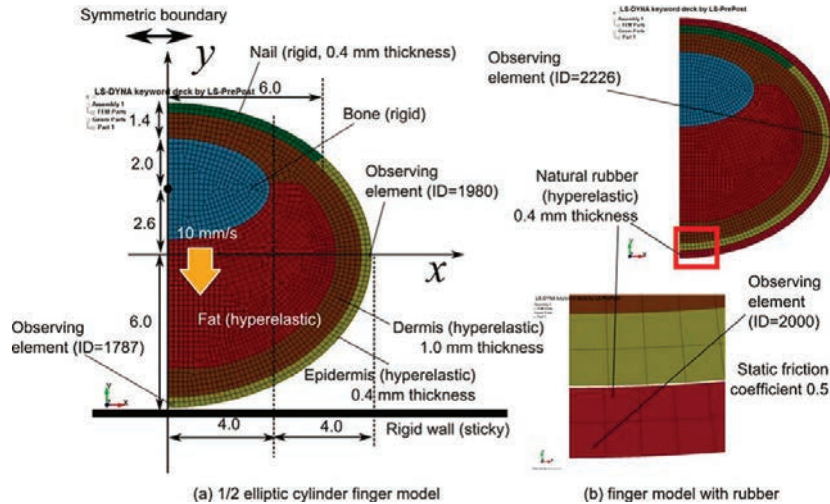


Fig.6 Model of the finger for finite element method

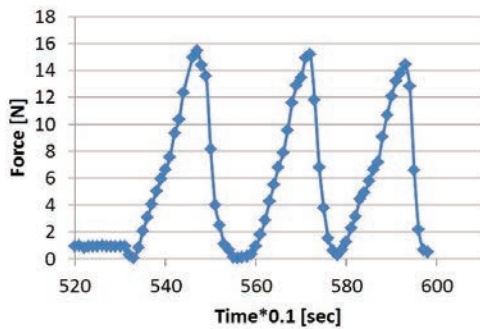


Fig.5 Experimental result of taping force

爪付近の凹部までゴムが入り込むとは考えにくい。そこで、指とゴムは間隔 0.01mm 開いた別モデルとし、接触判定と摩擦係数 0.5 により相互の影響を考慮するものとした。Table 1 に使用した材料定数示す。本解析では表皮は超弾性体 Mooney Rivlin 則 [7],[8],[9] として取り扱うものとした。超弾性体パラメータについては、 $C_1/C_2$  の比が文献 [8] とおなじ、 $2/3$  になるよう条件で、ヤング率がそれぞれ文献 [10], [11] に従うように調整した。なお解析時間の短縮と準静的条件の確保のために、実際の 10 倍の密度と質量減衰 =100 [1/s] を使用した。

#### 4.3 解析の結果

指を平面に押し付けるシミュレーションを行う。強制速度は 10 mm/s であり、この時の解析時間は 0.4 s までとし、4 mm までの変形を取り扱った。指の側面の曲率の変化と圧力の関係を Fig.7 に示す。図の中にある finger model と記述された線が一般的な指の場合を示し、rubbermodel がゴム層で指を被覆した場合である。どちらの曲線も、圧力が増えるに従い指の側面形状の曲率が増えていることが分かる。また、指の側面の y 軸方向の歪量と圧力の関係を Fig.8 に示す。曲率と同様に、圧力が増えるに伴い、

歪量も大きくなっている。ただし、ゴムで被覆された指と何もしていない指では、同じ圧力でも曲率と歪量共に、ゴム層がある場合の方が小さかった。ゴム層があるために弾性率が高まったと考える。

各軸の圧力を合計して平均した圧力分布 ( $p = -(xx+yy+zz)/3$ ) を Fig.9 と Fig.10 に示す。Fig.9 はノーマルの指の場合であり、Fig.10 はゴムで被覆された指の場合である。両者ともに、基本的には末節骨下部が高い傾向にある。ゴムがある方は、ゴムがあることにより指全体が覆われるため、皮下脂肪部全体が高圧力状態になっている。

y 方向ひずみ分布を Fig.11 と Fig.12 に示す。ひずみ分布は、指側方では伸張方向の y ひずみが得られている。両方のケースにおいて、接触が起きている面の上部では圧縮方向の y ひずみとなっている。ゴム付きモデルでもひずみに関してはほとんど似たような分布であり、y 側面においてはゴムのひずみと直下の表皮のひずみはほとんど同じ値となる事が分かる。

指モデルの圧縮について、モデルの修正とゴムモデルの適用を行い、解析を行った。その結果、反力 5N 以下の領域ではおおむねひずみと反力は線形の関係にあり、ゴムをつけた場合には指の弾性が 10 程度大きくなる結果が認められた。また、ひずみゲージで計測される指側面での曲率を解析でも測定し、反力とひずみとの依存性を調べると、ひずみとよく似た応答が認められ、やはり 5N 以下の領域では直線的な関係が得られた。

#### 5 結言

本稿では、製作したゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンドについて説明し、それを用いた触圧の測定結果を示した。提案するウェアラブルセンサを用いて、15[N] 程度までの触圧を測定できることが分かった。加えて、ゴム製人工皮膚層を付けた指モデルを力学的に解析し、圧力と歪、そして、圧力と側面の変形曲率の関係を求めた。実験結果、及び、シミュレーション結果、ともに、圧力とゴム層にある歪ゲージには、強い相関関係が得られた。特に 1N 以下では、それらは直線的な関係となった。これらの実験結果と解析結果を用いて、指の側面に配置した歪ゲージにより、

触圧が測定できることを示した。

謝辞

成蹊大学 理工学部 鳥毛明 准教授には、実験回路の設計について助言を受け賜り、感謝しております。

References

- [1] S. Mascaro and H. Asada.: “Photoplethysmograph fingernail sensors for measuring finger forces without haptic obstruction”, IEEE Transactions on Robotics and Automation, 17(5): 698-708, Oct 2001.
- [2] S. Mascaro and H. Asada.: “Measurement of finger posture and threeaxis fingertip touch force using fingernail sensors”, IEEE Transactions on Robotics and Automation, 20(1): 26-35, Feb 2004.
- [3] T. Grieve, L. Lincoln, Y. Sun, J. M. Hollerbach and S. A. Mascaro.: “3D Force prediction using fingernail imaging with automated calibration”, Proceedings of IEEE Haptics Symposium, pp.113-120, 2010.
- [4] Masashi Nakatani, Kouzo Shiojima, Satoshi Kinoshita, Tomoyuki Kawasoe, Kazumi Koketsu, Jun Wada.: “Wearable Contact Force Sensor System Based on Fingerpad Deformation”, Proceedings of the IEEE World Haptics Conference, pp.323-328, 2011.
- [5] 望山洋, 林秀俊, 蕭 凱文, 竹園年延, 篠塚英, 小川清. “ゴム製人工皮膚層メカトロサンド”, 第 32 回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2014), 3B2-01, 2014
- [6] 福田航平, 望山洋, 竹園年延: “ダイレクトディッピング成形によるゴム製人工皮膚層ひずみゲージサンド”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015(ROBOMECH2015), 2015. (掲載予定)
- [7] M. Mooney: “A theory of large elastic deformation”, Journal of Applied Physics, 11, pp.582-592, 1940.
- [8] H.M.Yin, L.Z.Sun, G.Wang, T.Yamada, J.Wang, and M.W.Vannier: “ImageParser: a tool for finiteelement generation from three-dimensional medical images”, BioMedical Engineering OnLine 3, 31 doi:10.1186/1475-925X-3-31, 2004.
- [9] J.O.Hallquist: “LS-DYNA THEORY MANUAL, Material Model 27”, Incompressible Mooney-Rivlin Rubber, pp.19.56-19.62, 2006.
- [10] 前野 隆司: “触覚のモデリングと有限要素解析”, 日本バーチャルリアリティ学会誌 vol.9, pp. 72-76, 2004.
- [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的関係”, 日本機械学会論文集 (C編) vol.63, pp. 881-888, 1997.

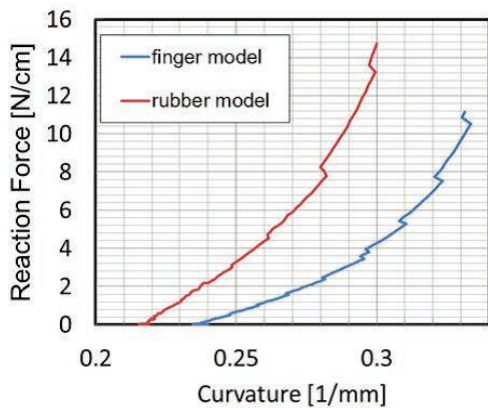


Fig.7 Relationship between reaction force and the curvature of side part of the finger

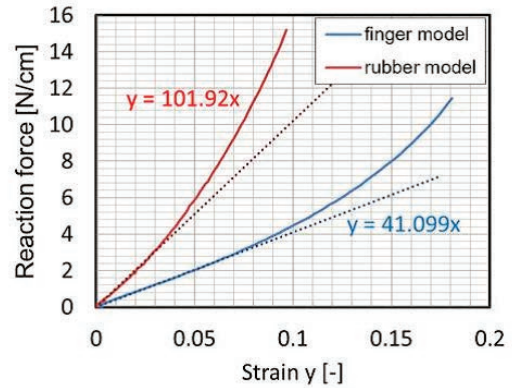


Fig.8 Relationship between reaction force and the strain on y axis at side part of the finger

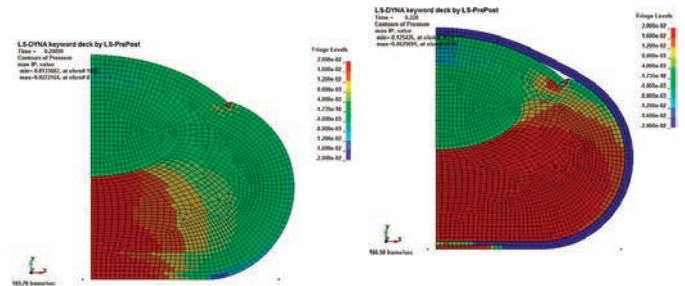


Fig.9 Reaction force in 2mm collapsing normal finger

Fig.10 Reaction force in 2mm collapsing finger with the rubber layer

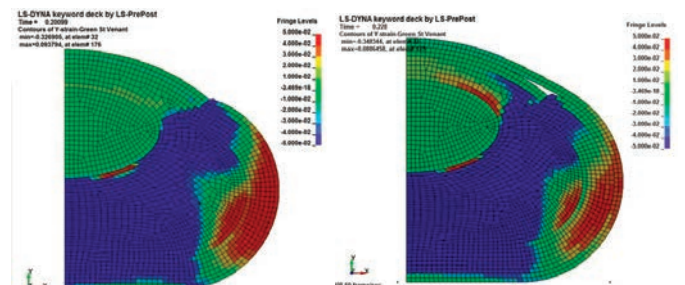


Fig.11 Strain-y in 2mm collapsing normal finger

Fig.12 Strain-y in 2mm collapsing finger with the rubber layer