バルーンの膨張現象を利用した触覚センサ —生体適合型センサシステムの開発—

田 中 由 浩* 堂 本 和 樹* 佐 野 明 人* 藤 本 英 雄*

Tactile Sensor Using Balloon Expansion —Development of a Biocompatible Sensor System—

Yoshihiro Tanaka*, Kazuki Doumoto*, Akihito Sano* and Hideo Fujimoto*

The aim of this study is the development of a biocompatible tactile sensor for measuring softness, sliminess, smoothness, and so on. We have proposed active tactile sensing method using balloon expansion. A balloon is contacted with an object and expanded by using fluid. Tactile information is evaluated by measuring the expansion process. In this paper, we develop a sensor system using a syringe. It is a compact system and can ensure enough safety for human body tissues by sterilization and using no electric power. Pressure changes and volume changes of the balloon can be measured together in the expansion. First, overview of the developed sensor system is presented. Next, composition of the sensor system and the sensing process are presented. Then, experiments using the developed sensor system are conducted on samples with different stiffness and surface conditions. Features extracted from sensor outputs can discriminate the samples and have clear correlations with stiffness and sliminess. The results show the validity of the proposed sensor system.

Key Words: Tactile Sensor, Balloon Expansion, Surface Condition, Stiffness, Medical Application

1. 緒 言

我々の触覚は対象の形状や質感を知るため、精密な操作を実現するために必要不可欠である。ものづくり分野や医療分野においては、今なお、ヒトの手（触覚）による検査や診断の結果が重要な評価因子となっている。近年、ヒトの主観的評価を定量化するため、ヒトの手に代わる触覚センサの開発が始まりつつある [1]~[3]。これまでの触覚センサは、把持等の物体の操作をロボットで実現するために、滑り覚センサ [4] や圧力分布型センサ [5]、近接覚センサ [6] などが主であった。

手術や触診などにおいては、腫瘍等の病巣部と正常部とでは経験的に触感が異なることが知られている。こうした触感の違いを判別、評価できるようになるには、長い訓練と経験が必要であり、また評価そのものが主観的であるため、現在、定量化するための技術開発が望まれている。また、近年、患者の負担の低減、術後の早期回復の観点から、内視鏡等を用いた低侵襲治療の発展、普及が望まれている。しかし一方で、画像中心になっており、より精度の高い診断、治療につながるとして、触覚センサの導入が注目されている。そこで本論文では、ヒト生体

組織の状態を知るための医療用触覚センサの開発を目的とする。

ここで、医療用の機器、とりわけ生体内に挿入される物に関して、考慮しなければならない安全面における障壁がある。それは、感染症の防止および漏れ電流の防止である。生体内に挿入される機器は、蒸気滅菌や EOG 滅菌等の何らかの物理的または化学的滅菌処理に対応できなければならない。また、機器内部に電気を導くことは生体安全性の面から避けるべきである。電気メス等の高周波電流を利用した治療機器、または MRI 等の強磁場を発生する機器と併用した場合、電磁波干渉により測定不能を招く恐れもある。電氣的、磁氣的ノイズを出さない、受けない機器がよい。

触覚センサの検出原理としては、ひずみゲージの利用 [7] や感圧導電性ゴムの利用 [8] [9]、電磁誘導の利用 [10]、圧電素子の利用 [11] など様々なものがあるが、ほとんどが電気の供給を必要とし、上記安全性の面で課題が残る。このような背景から、安全性を考慮した触覚センサも提案されつつあり、バルーンを用いた力センサ [12] [13] や、光ファイバを用いたトルクセンサ [14]、空気噴流を対象に当てインピーダンス計測を行う非接触式のセンサ [15] が試作されている。また、カテーテルにおける接触力を計測するための線状力センサ [16] も提案されている。しかしながら、これらはいずれも力覚のみに注目しており、対象のぬめり等の表面性状をセンシングすることまでは考慮されていない。硬さ等の力に関する触感はもちろん重要な評価項目である

原稿受付 2009 年 12 月 20 日

*名古屋工業大学大学院工学研究科

*Graduate School of Engineering, Nagoya Institute of Technology

■ 本論文は有用性で評価されました。

が、医師は表面性状も合わせて総合的に対象の触覚情報をとらえ判断している。ヒトの触覚知覚においては、表面性状に関する情報が硬さと独立した因子であることが布 [17] やヒト肌 [18] においてはすでに報告されている。生体組織においてもこれらの情報を得ることができれば、ヒトの触覚知覚に即した評価が期待できる。近年、対象の硬さや表面性状等の触覚情報を計測するセンサとして、ヒト機械受容器に似た出力特性を持つ圧電素子を用いたセンサ [2] や柔軟なヒト指構造に基づくセンサ [3] などが提案されているが、生体組織を対象とし上記安全性まで考慮したものは、筆者らの知る限りこれまでにない。

以上をかんがみ本論文では、生体安全性に優れ、生体組織の硬さや表面性状等の触覚情報を計測するセンサの開発を目的とする。筆者らはこれまでに、バルーンの膨張現象を利用した触覚センシングを提案してきた [19] [20]。流体で満たしたバルーンを対象表面に押し当て、膨張させる。このときの膨張過程を計測することで、対象の硬さや表面の状態を評価する。原理確認としてこれまでに、ポンプを用いたセンサシステムを試作し、6種類の硬さおよび表面性状の異なる試料の判別が可能であることを示した。センサは内部に電気を供給する必要がなく、線状の形状であり、内視鏡等との親和性も高い。しかしながら、本センサシステムはいくつか課題を有していた。まず、電磁弁の開閉で液体（水）を送ることでバルーンの膨張を行わせており、流量のコントロールやバルーンの初期状態を一定に保つことが難しく、センシングの安定性や時間の面で課題があった。また、体積情報がなく、圧力センサによる内圧情報のみであったため、センサ出力からバルーン自体の膜応力成分を取り除くことが難しく、対象の情報を正確に捕えるには不十分であった。さらに、電磁弁や圧力センサも複数個あり、システムを構成する部品数が多く全体としてやや複雑であり、バルーンに送られる液体が、途中、ポンプや圧力センサ等とも接触するため、滅菌を確保することも課題となっていた。

そこで本論文では、上記課題を解決するため、シリンジを用いたセンサシステムを提案する。シリンジのピストンをリニアアクチュエータで押し込みバルーンを膨張させる。ピストンの移動量および荷重から、体積と内圧変化を計測することができる。システム全体はコンパクトになり、センシング時間も大幅に短くなった。さらに、液体をシリンジ内に封入できることから、滅菌の確保が可能になった。以下、本論文の構成を示す。第2章では、提案するセンサシステムについて、基本アイデア、センサの特徴について述べる。第3章では、センサシステムの構成について述べる。第4章では、センシング手順、信号処理について述べる。第5章では、硬さおよび表面性状が異なる柔軟物について実験を行い、試料判別、硬さと表面性状の評価に関する結果および考察を述べ、本センサシステムの有効性を示す。第6章で、結言を述べる。

2. バルーンの膨張現象を利用した触覚センサ

2.1 基本アイデア

流体で満たしたバルーンを対象表面に押し当て膨張させると、その膨張過程において対象への押し込みや接触面での滑り、固着が生じる。これらの現象は、対象の硬さや表面の状態（摩擦、

Fig. 1 Conceptual schematic illustration of proposed sensor

粘性等）に依存し変化する。したがって、バルーンの膨張過程を何らかの方法で計測することで、対象の硬さや表面性状等の触覚情報を取得できると考えられる。

本論文では、シリンジを用いてセンサシステムを開発した。Fig. 1 にセンサシステムのコンセプト図を示す。先端にバルーンを有し、一定の荷重を与える機構が搭載されたセンサプローブを対象に接触させる。センサプローブは、内部が液体で満たされており、チューブでシリンジとつながられている。シリンジのピストンをモータ等のアクチュエータを用いて押すことによって、バルーンを膨張させる。バルーンの内圧は、シリンジのピストンに力センサを取りつけることで測定でき、バルーンの体積も、エンコーダ等を用いてピストンの押し込み量を測定することで求めることができる。対象の触覚情報は、バルーン膨張時における内圧および体積の変化から評価される。なお、内視鏡下手術においては、センサプローブを内視鏡先端付近で固定し、内視鏡を動かすことで、対象にバルーンを接触させることができる。センサプローブの一部分の外径を、Oリングのようにして内視鏡の鉗子口に近い径にし、摩擦を利用することで内視鏡に固定する。ここで、センサプローブにより対象へ与えられる荷重は、組織に損傷を与えないよう小さくすべきであり、固定のための摩擦力は、これよりもやや大きくし、鉗子口に挿入できる範囲で調節すればよい。

2.2 生体安全性

提案するセンサは生体組織に対する高い安全性を有している。まず、バルーン自体はもともと柔軟であり、センサプローブに搭載された荷重負荷機構により、対象への荷重はメカニカルに一定に保たれる。また、生体内でセンシングが行われた場合、Fig. 1 に示したように、バルーンの内圧および体積は生体外で計測される。センサプローブは電気の供給を必要とせず、生体内では電気レスである。さらに、センサプローブ、チューブ、シリンジから構成される部分（以降、センサプローブユニットと呼ぶ）は、滅菌環境で一体で作ることにより、滅菌性を確保できる。すでに臨床現場で、バルーンやチューブ、シリンジは用いられており、これらを滅菌環境で作成することは可能である。また、中の液体も生理食塩水等、生体適合性のあるものを使用すればよい。なお、これらの部品は高熱による滅菌処理の適用は困難であり、繰り返し使用には向かない。しかし、本センサプ

ロープユニットは比較的安価に製造できるので、使い捨てが現実的であると考え、なお、アクチュエータや力センサなどの部分は、生体組織とは直接触れず、生体内に入るセンサプローブとも物理的な接触を伴わないため、滅菌の必要はない。

2.3 局所的アクティブセンシング

一般的に、表面性状をとらえようとすると、対象表面をセンサ自体でなぞる手段をとる [1]～[3]。しかしながら、生体組織に対しては、安定したなぞり動作を実現することは困難である。生体組織は柔らかくその表面も複雑な形状をしており、また、基本的に内視鏡等を用いた遠隔操作であるから、複雑な動作を行うことは難しい。提案するセンサは、表面性状を計測するためになぞり動作を必要としないのが利点の一つである。

センサは対象に対し、膨張を通じて局所的に能動接触する。このとき局所滑りがバルーン表面と対象物との間で生じる。ここで、ヒトが把持動作を行う際には、摩擦の検出が行われており、対象に触れた際に指表面に起こる初期の局所滑りが重要な役割を担っていることが知られている [21] [22]。物体との摩擦に依存する皮膚の横伸びあるいはせん断から摩擦係数が特定でき、皮膚内部のひずみ分布パターンから滑りを検出できる。ヒトは無意識のうちにこれを検知し、適正な力で対象を把持できる。このメカニズムを基にした触覚センサ内蔵ソフトフィンガも開発され、触れた瞬間に滑りやすさを検知できることが示されている [22] [23]。提案するセンサにおいても似た力学現象が起こっており、ヒトが取得する触覚情報に深い特徴量が、センサ出力に含まれる可能性があるといえる。

3. センサシステム

3.1 センサプローブユニット

開発したセンサプローブユニットの外観を Fig. 2 (a) に示す。センサプローブユニットは、センサプローブ、ウレタンチューブ (内径 2 [mm], 外径 4 [mm], 長さ 1.1 [m]) およびシリンジ (容量 2.5 [ml], 断面積 63.6 [mm³]) から構成されており、内部に水を封入している (生理食塩水にした場合と比較を行ったが、センサ出力に有意な差はなかった)。

センサプローブの構造を Fig. 2 (b) に示す。アクリル製チューブ (外径 4 [mm], 内径 2 [mm]) の先端に半球形のラテックス製バルーンが取り付けられている。バルーンは膨張前において、直径 4 [mm], 厚さ 0.15 [mm] である。バルーンと逆側には、チューブカップリングにより、ウレタンチューブがつけられている。さらに、センサプローブには、荷重負荷機構が搭載されている [20]。

荷重負荷機構は、バルーンのついたチューブより一回り大きい、固定チューブ (光硬化樹脂製、内径 4 [mm]) と可動チューブ (アクリル製、内径 4 [mm])、4 枚の円弧断面形状を有するシリコンゴムシートから構成される。Fig. 2 から分かるように、バルーンのついたチューブは、固定チューブと可動チューブに挿入されている。固定チューブは、バルーンのついたチューブ先端に固定され、可動チューブは、チューブ上でスライドできる。また、4 枚のシリコンゴムシートはチューブと対称に配置され、その両端がそれぞれ、固定チューブと可動チューブに接着されている。シートは、厚さ 1 [mm], 長さ 20 [mm], 断面

(a) Photograph

(b) Geometry of probe

(c) Constant loading by buckling

Fig. 2 Sensor probe unit

形状の円弧角 45 [deg], ヤング率 0.643 [MPa] である。

センシングでは、プローブにより対象に与えられる荷重を一定にする必要がある。これは、生体に対して安全な接触を確保する上でも重要である。ただし、第 1 章で述べたように、生体内では電気を使用することは避けるべきである。プローブに一般的な力センサや変位センサなどを搭載することはできない。そこで、上述した荷重負荷機構を用いることでメカニカルに一定の荷重負荷を実現している。

Fig. 2 (c) は、本センサプローブによる、センシング時の対象との接触状態を示す。可動チューブ部分を保持し、スライドさせることで、対象にバルーンを接触させる。このとき、シリコンゴムシート部分は圧縮変形を受け、やがて座屈を起こす。座屈後は、シートが大変形を起こし、対象およびプローブにかかる荷重はほとんど変化しなくなり、ほぼ一定になる。この区間は目視により確認できる程度に長い。例えば、一定となる区間に相当するバルーンのついたチューブ表面に色を塗るなどすれば、さらに目視が容易になる。

Fig. 3 に、本センサプローブを対象に接触させた際の可動チューブの移動量と荷重の関係を数例のプローブの様子とともに示す。Fig. 3 より、初め急激に荷重が上昇し、1.4 [mm]～8 [mm] の範囲ではほぼ一定荷重を実現できていることが分かる。この区

Fig. 3 Load changes to moving distance. The load was measured 5 times on each moving distance. All data and averages are shown in circle and line

間における、荷重の平均値は 0.542 [N]、標準偏差 ± 0.004 [N] であった。なお、シートの座屈による他の場所へのシートの接触は考慮する必要がある。試作したセンサプローブでは、Fig. 3 から分かるように、シートの変形が少ない時点で一定荷重に達するため、この影響を小さくすることができる。シートのヤング率や寸法、枚数を変更することで、荷重の大きさや、座屈点、座屈後の荷重一定となる区間を調節可能であり、条件に応じて適切なものを選ぶ必要がある。

3.2 シリンジドライバおよび計測システム

シリンジのピストンを操作するための装置（以降、シリンジドライバと呼ぶ）を Fig. 4 (a) に示す。シリンジドライバは、リニアアクチュエータ（リード 1 [mm]、エンコーダ付サーボモータ（マクソンモータ、RE25、GP26B、MR））、ロードセル（共和電業、LTS-1KA）、シリンジを固定するためのベースから構成される。シリンジのピストン根元をロードセルのロッド部とカップリングを用いて接続し、ロードセルをリニアアクチュエータで動かすことにより、シリンジのピストンを操作する。バルーンの内圧と体積は、ロードセルとエンコーダを用いてそれぞれ計測することができる。

Fig. 4 (b) に計測システムを示す。センサプローブユニット、シリンジドライバを含めシステム全体は非常にコンパクトであり、容易に持ち運びができる。計測システムは、ひずみゲージアンプ（共和電業、DPM-752A）、コントローラボックス、センシング結果表示用 PC（OS: windowsXP）、フットスイッチから構成される。コントローラボックスには、マイコンボード（ゼネラルロボティクス、LEPRACAUN、OS: ART-Linux）が搭載されており、モータへの制御電圧の出力、エンコーダおよびロードセルからの出力データの取り込みが行われる。制御やデータの取り込みのサンプリング周波数は 1 [kHz] とした。また、センサ出力やシステムの状態を表示するための PC とマイコンとは、TCP/IP 通信を行っている。センサシステムの操作はすべて、フットスイッチで行えるようになっており、システムの ON/OFF 用、センサ駆動用、初期化用に三つ用意されている。

Fig. 4 Syringe driver and measurement setup

4. センシングプロセス

4.1 バルーン膨張による内圧変化と体積変化

対象物がない状態でセンサプローブのバルーンを膨張させたときの代表的なセンサ出力を Fig. 5 に示す。ただし、内圧と体積に関する時間変化および両者の関係が示されている。一定トルクでモータを駆動し、シリンジのピストンを押した。

Fig. 5 より、ピストンは連続的に押し続けられるため、体積は単調増加していることが分かる。一方、内圧については、初め小さな極値を持ち、その後緩やかに上昇し極値をとったあと、減少している。初めの極値は、シリンジのピストンにおけるゴム部分が滑りだすことによる静摩擦から動摩擦への変化に起因

Fig. 5 Pressure changes and volume changes under free condition (in case of no object)

すると考えられる。後半の極値は、一般的なバルーンの膨張における内圧と体積の関係の特性としてよく知られている [24]。

4.2 初期化とセンシング手順

Fig. 5 に示されているように、内圧と体積の関係は線形ではない。したがって、センシングの再現性を確保するためには、バルーンの膨張を開始する際の体積を一定にしなければならない。そこで、バルーンそのものの特徴である、対象物がない状態での膨張における内圧の極値 (Fig. 5 の 75 [mm³] 付近の極値を差す) に注目した。センサシステムをセットアップしたあと、モータを駆動し対象物がない状態でバルーンを膨張させ、内圧が極値を取る体積を記録する。その後、内圧が極値を取った体積から、一定の体積量 (75 [mm³]) までシリンジのピストンを引き、これをセンシングを開始する位置とする。また、この位置における体積値を 0 とした。

センシングにおいては、モータを一定トルクで駆動しピストンを押し、体積がセンシング開始位置から 60 [mm³] に達した時点で、モータのトルクを 0 とし停止させた。その後、次のセンシングのために、モータを駆動し、センシング開始位置までピストンを戻した。この復元の動作においては、上述したように正確なセンシングのために、位置精度が求められる。そこで、モータの制御に菊植らにより提案されたプロクシベースト・スライディングモード制御を適用した [25]。本制御法は、PID 制御の拡張であり、大きな位置誤差からの復元において、オーバーシュートを持たず、安全かつ正確な位置決めが行える。Fig. 6 にセンシング開始から終了後に元の位置に戻るまでの体積変化の一例を示す。正確な位置復元がなされていることが分かる。なお、センシング終了後に、体積が 70 [mm³] まで増加しているのは、60 [mm³] でトルクを 0 にしたあとも、慣性により多少膨張が続くためである。

Fig. 6 Position recovery control after sensing

Fig. 7 Typical output in sensing

また、Fig. 6 から分かるように、本センサシステムでは、一度のセンシングに要する時間は約 1.5 秒である。以前のポンプを用いたセンサシステムでは、約 15 秒を要しており [20]、大きく改善された。

4.3 センサ出力の信号処理

Fig. 7 に、対象物がある状態とない状態とで、本センサにより得られる内圧と体積の関係について代表的な例を示す。図より、対象物がある場合、内圧値が大きくなって現われることが分かる。バルーンは対象による力およびセンサプローブによる荷重を受けながら膨張するためである。

ここで、バルーンの内圧は、膜応力による圧力成分と外圧成分の和に等しく、以下のように表すことができる。

$$p = \frac{2h}{r}\sigma + p_{out} \quad (1)$$

ただし、 p 、 r および h は、バルーンの内圧、半径および厚さをそれぞれ表し、 σ および p_{out} はバルーンの膜応力と外圧を表す。ロードセルから得られる情報は、バルーンの内圧 p であり、対象の情報をとらえるためには、外圧を求めたほうが正確である。そこで、得られたバルーンの内圧と体積の関係から、バルーンに加えられた外圧を求めることを考える。対象物がない状態でバルーンを膨張させた場合、 $p_{out} = 0$ である。対象物がない状態での内圧と体積の関係をあらかじめ取得しておき、体積を基に得られた内圧から、この分を差し引くことで、外圧を求めることができる。

ここで、上述した信号処理はもう一つの重要な効果も有している。圧力変化は、温度やその他の環境要因により、バルー

ンやチューブの物理的特性が変化することにも影響を受ける。また、ロードセルにより得られる圧力情報には、実際にはシリンジのピストンが受ける摩擦力も含まれてしまっている。これらの情報は、対象物がある状態とない状態のいずれにおいても、環境が変化しなければ同じようにセンサの圧力情報に含まれている。したがって、差分処理を行うことで、これらの情報を相殺することができる。

以下の実験では、上記手法を用いて外圧を求めている。なお、この処理はリアルタイムでセンシング処理に実装されており、外圧の計算結果は、センシングと同時にオンラインで表示される。

5. 実験

5.1 実験試料および方法

計測実験に用いる試料として、Fig. 8 に示すような、表面にぬめりを有する柔らかい生体組織を模擬した試料を準備した。3種類の硬さを有するウレタンゲル ($A:E = 0.208$ [MPa], $B:E = 0.143$ [MPa], $C:E = 0.053$ [MPa]) を準備し、表面に塗布する液体として、水、山芋を水に溶かしたとろろ、乳液の3種類を準備した。なお、ウレタンゲルのヤング率は、直径13 [mm] の円柱を3 [mm/s] の速度で3 [mm] 押し込んだときの歪と応力の関係を、最小二乗法で一次近似することで求めた。とろろについては、山芋の濃度を30%とした。どの硬さのウレタンゲル上でも、水、とろろ、乳液の順によりぬるぬるした触感を感じる。なお、塗布の条件を同じにするため、塗布する液体の体積は0.2 [ml] とし、ウレタンゲル表面に薄く広げた。

実験では、センサプローブを手を持ち、対象表面に対して垂直に当たるように目視でプローブの傾きを補正した。また、他の液体が混ざること避けるために、計測の前にはあらかじめバルーンを水で軽く洗浄した。

5.2 実験結果および考察

5.2.1 センサ出力波形

Fig. 9 (a)(b)(c) に各試料について得られた代表的な外圧を示す。これらの図から分かるように、試料ごとで異なる波形を示している。全体的な特徴としては、初め鋭い極値を持ち、その後、上昇を続ける。

鋭い極値は、4.1 節で述べた初期に見られるシリンジピストンの静摩擦から動摩擦への変化に起因するものである。センサプローブが対象に接触した際にすでに外圧がバルーンに働いており、対象物がある状態とない状態とで、この摩擦の変化が発生する体積は若干異なる。そのため、差分処理を行っても、こ

の部分の出力を十分に打ち消すことができず、鋭い極値が現われてしまう。一方、初期の接触状態も対象の触覚情報を何らかの形で含んでおり、この鋭い極値を評価に利用することも考えられる。しかしながら、摩擦の過渡的变化に基づくものであり、センサプローブ側の初期の接触状態にも強く影響を受けると考えられる。再現性を十分に評価し、初期の接触状態にどのような形で対象の情報が含まれるか、本センシングメカニズムを詳細に解析し検討する必要がある、今後の課題である。

本論文では、鋭い極値後の圧力上昇に注目した。Fig. 9 から、硬さの違いについて注目すると、硬いものほど、出力値が全体的に大きくなっており、特にその差は、膨張前半から現われていることが分かる。一方、膨張後半では、どの硬さにおいても水に比べ、とろろ、乳液の順に、出力の上昇がより小さい。

(a) Samples with water

(b) Samples with yam water

(c) Samples with milky lotion

Fig. 9 Typical outer pressure on each sample

Fig. 8 Sample used in experiments

Fig. 10 State change of force applied to balloon

5.2.2 センシングメカニズムに関する考察

バルーンの膨張と対象から受ける力の関係について考察する。Fig. 10 に、バルーンが対象から受ける力の様子を模式的に示す。プローブが与える一定荷重を F_n 、硬さや表面の摩擦や粘性に応じてバルーンが対象から受ける外圧を p_{out} 、対象からの外圧によって受ける法線方向の力成分を F_{sn} とし、バルーンの内圧を p とする。初めはバルーンの内圧も小さく、またプローブの形状により、バルーン以外の部分も対象表面と接触する (Fig. 10 (a))。このとき、プローブが与える荷重 F_n は分散して、対象と接触しているバルーンおよびプローブの一部に作用していると考えられる。力のつり合いから、プローブを通じてバルーンが受ける荷重は、 F_{sn} と等しい。その後、膨張が進み内圧が高くなると、 p_{out} の上昇に伴い F_{sn} が大きくなり、バルーンだけが対象と接触するようになる (Fig. 10 (b))。このとき、 F_{sn} は F_n と等しくなる。以降は、 $F_{sn} = F_n$ を保持しバルーンの膨張が続くと考えられる。したがって、膨張の初め、バルーンは対象を押し込み、やがて、対象とは逆の方向へ膨張が顕著になる。これは、実際のセンシングにおいても観察できた。

上記メカニズムに基づく、硬さについては、押し込みが行われる膨張前半において、表面性状については、押し込みがなく接触面積が広がる膨張後半において計測できると考えられる。前半の膨張において、同じ体積値では、硬い対象物ほど外圧値が高くなる。後半では、接触面積の増加に従い対象から受ける摩擦や粘性に起因する力が増加するため、滑りにくいものほど、圧力上昇が高くなる。Fig. 9 に示した実験結果はこれらの考察を支持する結果といえる。

ここで、低荷重の条件、すなわち、小さい荷重の負荷機構を有するプローブ (0.147 [N]) を用いて、同様の実験を行った。得られた試料ごとの代表的な外圧を Fig. 11 示す。Fig. 11 より、硬さに応じた圧力差が小さいことが分かる。一方、表面性状については、Fig. 9 と同様の傾向で差が現われている。荷重が小さく、対象への押し込みが十分に起こらなかったため、硬さに応じた圧力差が得られなかったと考えられる。対象の硬さに応じて、適切に荷重条件を決定する必要があることが分かる。

5.2.3 センサプローブの傾きの影響

センシングでは、基本的にセンサプローブを対象面に対し垂直に接触させることを想定している。そこで、センサプローブの傾きによる影響を調べた。センサプローブを垂直から、10, 20, 30 [deg] と傾斜を与えて接触させ、同様の実験を行った。表面に水を塗布したウレタンゲル B について得られた結果を Fig. 12

Fig. 11 Experimental results under condition of small loading

Fig. 12 Experimental results under different contact angles

に示す。図には各傾斜における代表的な出力を示した。図より、鋭い極値後の膨張初期において、傾斜が大きくなるにつれて、出力が小さくなる傾向がやや見られるが、体積 20 [mm³] 付近を過ぎたところからは、傾斜による差はほとんど見られない。バルーンは球状で、なぞり動作を伴わない膨張を通じた接触であり、また、対象には均一な材質を用いている。このことから、傾斜による影響が少なく、特に、バルーンが大きくなる膨張後半では、ほぼ差が見られなかったと考えられる。膨張初期において若干見られた差は、Fig. 10 に示したように、初めはバルーン以外にセンサプローブの一部も対象に接触しており、初期の接触状態が傾斜に応じてやや異なることが要因と考えられる。なお、傾斜を 30 [deg] より大きくすると、対象表面上でセンサプローブ自体が滑ってしまい、安定したセンシングを行えなかった。

以上より、本センサでは、対象が均一であれば、30 [deg] 程度までは傾斜の影響は少ないといえる。しかしながら、対象が不均一な場合、また、対象の厚みや面積など、境界条件によっても、センサ出力は変化することが考えられる。触覚情報の評価には、対象がある程度の均一さと大きさを持つ必要がある。今後、厚みや面積など対象の環境による影響を実験的・解析的に検討し、センサが計測可能な範囲の特定、また、結果を基にセンシングの改良を行っていく。

5.3 異なる触感の試料判別

5.2 節の考察に基づき、膨張の前半と後半に注目し二つ特徴量を求め、試料間で比較を行った。体積と外圧の関係を基に、体積 20 [mm³] における圧力値および、体積 50~60 [mm³] における圧力上昇値を求め、それぞれ P_a 、 G_b とした。なお、 P_a につ

Fig. 13 Sensor output distributions

いては、体積 $19 \sim 21 [\text{mm}^3]$ の圧力の平均値、 G_b については、当該区間における圧力値と体積値から最小二乗法を用いて一次近似し傾きを算出した。

各試料について 5 回ずつ計測を行い、得られた外圧と体積の関係から求めた P_a および G_b の分布図を Fig. 13 に示す。各プロットは一回の計測により得られた結果を示す。図より、試料によって異なる位置に分布していることが分かる。柔らかい試料では P_a が小さく、ぬるぬるする表面では G_b が小さい傾向にあり、それぞれの特徴量が硬さと表面性状に寄与する割合が異なることが分かる。

以上により、一度のセンシングで硬さと表面性状に関する情報を取得できる可能性が示された。

5.4 各試料の特性値とセンサ出力の比較

対象試料を増やし、 P_a および G_b について、ヤング率およびぬめりとの関係を調べた。ヤング率については、 $E = 0.208, 0.143, 0.053, 0.047, 0.021 [\text{MPa}]$ の計 5 種類のウレタンゲルを準備し、ぬめりについては、山芋の濃度を変化させ、10, 20, 30, 40%のとろろを準備した。濃度が高くなるほど、ぬめりが強くなる。ここで、ぬめりについて、ヒトの触知覚メカニズムが明らかになっておらず、明確な指標がない。そこで、ぬめりの評価の一つとして、静止摩擦係数を用いた。先端が半球状のロッドにセンサと同じパルーンを張り付け、各とろろを塗布したウレタンゲルと接触させて、静止摩擦係数を計測した（新東科学, TRIBOGear TYPE:14FW）。濃度 10, 20, 30, 40%のとろろについてそれぞれ、静止摩擦係数は 1.50, 0.86, 0.69, 0.39 であった。ぬめりが強くなるにつれて、静止摩擦係数が小さい。

ヤング率に関する実験では、上述した 5 種類のウレタンゲルの表面に水を塗布したものを用いた。ぬめりに関する実験では、ヤング率 $0.208 [\text{MPa}]$ のゲルの上に、上述した 4 種類のとろろを塗布したものを用いた。Fig. 14, 15 に得られた結果を示す。図中に示した r は、ヤング率および静止摩擦係数と各センサ出力 P_a および G_b との間で求めた相関係数を示す。Fig. 14 より、ヤング率が高くなるにつれて P_a が増加することが分かる。相関係数も非常に高い。一方、 G_b も P_a には劣るが、相関関係が見られる。膨張後半では縦方向の押し込みは起こって

(a) Pressure value P_a (b) Pressure gradient G_b

Fig. 14 Relationship between Young's modulus of urethane gel and sensor outputs. All data are shown in circle and averages are shown in asterisk and line

(a) Pressure value P_a (b) Pressure gradient G_b

Fig. 15 Relationship between static friction coefficient of yam water and sensor outputs. All data are shown in circle and averages are shown in asterisk and line

いないが、横方向への押し込みが生じている。これにより、 G_b も硬さと相関関係を有していると考えられる。また、Fig. 15 より、静止摩擦係数が高くなるほど、 G_b が高くなっていることが分かる。相関係数も非常に高い。 P_a については静止摩擦係数に

対して値の変化が少なく相関関係は確認できない。膨張前半では、バルーンの対象への接触面積も小さく、表面性状の影響がセンサ出力に現われづらいといえる。

以上より、本センサによる硬さとぬめりの計測の可能性が示された。実際は、対象に関する様々な力学的特性がバルーンの膨張に含まれていると考えられる。今後、膨張現象と対象の物理特性との関係を明らかにしていくことで、ヤング率やその他の硬さに関する情報（粘性や張り）や、表面の様々な特性（摩擦や粘性、粗さなど）とセンサ出力との関係を求めることができ、触覚情報の定量的評価が期待できる。また、ぬめりなど様々なヒトが受容している触感には、その知覚メカニズムが十分に明らかになっていない。対象の触覚情報の客観評価に向けて、センサの開発と同時に、ヒトの触知覚メカニズムについても検討し、評価に反映していく必要がある。

6. 結 言

生体安全性に優れ、生体組織の硬さおよび表面性状等の触覚情報を計測するセンサの開発を目的に、バルーンの膨張現象を利用した触覚センサとしてシリンジを用いたセンサシステムを提案した。センサ内部に電気を供給する必要がなく、センサは電氣的、磁氣的ノイズを出さず、受けない特徴を有している。また、シリンジを用いて液体を封入したセンサプローブとすることで、滅菌性の確保を可能にした。センシングでは、バルーンの膨張過程を内圧および体積で計測し、差分処理を行うことで、センサ自身の特性変化によらないバルーンが膨張時に受けた外圧を算出することができ、対象の触覚情報を正確にとらえることができる。なお、センシング時間は約 1.5 秒と素早く、センサシステム全体もコンパクトである。硬さと表面性状（ぬめり）の異なる柔軟物に対して実験を行った結果、9 種類の触感の異なる試料が判別可能であり、硬さと表面性状に関する同時センシングが可能であることが示された。続いて、センサ出力から求めた特徴量と、対象試料のヤング率および表面に塗布した液体の静止摩擦係数との関係を調べた結果、膨張前半に得られた外圧値は、硬さと強い相関関係を持ち、後半に得られた体積に対する外圧の変化率は、静止摩擦係数と強い相関関係を持つことが分かった。以上により、開発したセンサシステムの有効性が示された。

今後は、触覚情報の定量的計測に向けて、センシングメカニズムの詳細解析を進めるとともに、臨床応用に向け、センサプローブの小型化などを行う予定である。また、ヒトの触知覚メカニズムについての検討や動物実験を行い、対象（生体組織）の力学的モデル化と評価法 [26] について検討予定である。

謝 辞 なお、本研究は NEDO インテリジェント手術機器研究開発事業により実施された。ここに感謝を表す。

参 考 文 献

- [1] P. Dario and G. Buttazzo: "An anthropomorphic robot finger for investigating artificial tactile perception," *The International Journal of Robotics Research*, vol.6, pp.25-48, 1987.
- [2] Y. Tanaka, M. Tanaka and S. Chonan: "Development of a sensor system for collecting tactile information," *Microsystem Technologies*, vol.13, pp.1005-1013, 2007.
- [3] 門並, 昆陽, 前野: "触感遠隔伝達のためのフィンガパッド型触覚センサの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 1P1-I09, 2008.
- [4] 郡司, 荒木, 並木, 明, 下条: "触覚センサによる滑り検出に基づく多指ハンドの把持力制御", 日本ロボット学会誌, vol.25, no.6, pp.172-180, 2007.
- [5] S. Saga, H. Kajimoto and S. Tachi: "High-resolution tactile sensor using the deformation of a reflection image," *Sensor Review*, vol.27, pp.35-42, 2006.
- [6] 天本, 下条, 柴崎, 石川: "赤外線を用いた接近感覚型センサにおけるロボットの対象物認識", 計測自動学会 SI 部門講演会論文集, pp.493-494, 2007.
- [7] 河合, 平野, 前野: "把持力制御のための曲面状ひずみ分布センサの開発", 日本機械学会論文集 (C 編), vol.64, no.627, pp.4264-4270, 1998.
- [8] T. Hoshi and H. Shinoda: "A large area robot skin based on cell-bridge system," *Proceedings of 5th IEEE Conference on Sensors*, pp.827-830, 2006.
- [9] A.P. Miller, W.J. Peine, J.S. Son and Z.T. Hammoud: "Tactile imaging system for localizing lung nodules during video assisted thoracoscopic surgery," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.2996-3001, 2007.
- [10] S. Takenawa: "A magnetic type tactile sensor using a two-dimensional array of inductors," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.3295-3300, 2009.
- [11] S. Sokhanvar, M. Pachirisamy and J. Dargahi: "A multi-functional PVDF-based tactile sensor for minimally invasive surgery," *Smart Materials and Structures*, vol.16, pp.989-998, 2007.
- [12] 岡安, 岡本, 藤江: "バルーンを用いた手術支援マニピュレータの開発 -バルーンセンサによる圧排圧力の推定-", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2A1-G10, 2007.
- [13] D. Zbyszewski, K. Althoefer, L. Seneviratne and A. Bhaumik: "Tactile sensing using a novel air cushion sensor—A feasibility study," *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.41-46, 2008.
- [14] C. Natale and S. Pirozzi: "Minimally invasive torque sensor for tendon-driven robotic hands," *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.65-70, 2008.
- [15] 川原, 徳田, 金子: "軸心共有型非接触インピーダンスセンサ", 計測自動制御学会論文集, vol.40, no.5, pp.709-714, 2004.
- [16] 永野, 佐野, 坂口, 藤本: "極細かつ長尺の線状体用力センサの開発 —脳動脈瘤コイル塞栓術への適用—, 計測自動制御学会論文集, vol.44, no.3, pp.278-284, 2008.
- [17] M. Tanaka, Y. Tanaka and S. Chonan: "Measurement and evaluation of tactile sensations using a PVDF sensor," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol.19, no.1, pp.35-42, 2008.
- [18] 飯田: "触知覚の科学", 表面科学, vol.10, no.12, pp.839-843, 1998.
- [19] Y. Tanaka, K. Doumoto, A. Sano and H. Fujimoto: "Active tactile sensing of stiffness and surface condition using balloon expansion," *Proceedings of 2nd IEEE International Conference on Human System Interaction*, pp.54-59, 2009.
- [20] Y. Tanaka, K. Doumoto, A. Sano and H. Fujimoto: "Expansion of balloon on soft object and its application to tactile sensor," *Proceedings of 2009 JSME-IIP/ASME-ISPS Joint Conference on Micromechanics for Information and Precision Equipment*, pp.313-314, 2009.
- [21] S. Johansson and G. Westling: "Tactile afferent signals in the control of precision grip," Jeannerod M. (ed), *Attention and Performance*, pp.677-713, Erlbaum, Hillsdale, 1990.
- [22] T. Maeno, T. Kawai and K. Kobayashi: "Friction estimation by pressing an elastic finger-shaped sensor against a surface," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol.20, no.2,

pp.222–228, 2004.

- [23] 佐野, 西, 宮西, 藤本: “触覚情報に基づく遠隔臨場感多指ハンドシステムの構築”, 計測自動制御学会論文集, vol.40, no.2, pp.164–171, 2004.
- [24] W. Ogden: “Large deformation isotropic elasticity—On the correlation of theory and experiment for incompressible rubber-like solids,” Proceedings of Royal Society of London, A.326, pp.565–584, 1972.

- [25] R. Kikuuwe and H. Fujimoto: “Proxy-based sliding mode control for accurate and safe position control,” Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.25–30, 2006.

- [26] 田中, 東森, 金子: “ひきつれ効果を有する生体組織粘弾性モデルの逆問題”, 第25回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 1J34, 2007.

田中由浩 (Yoshihiro Tanaka)

2006年東北大学大学院工学研究科バイオロボティクス専攻博士後期課程修了。現在, 名古屋工業大学大学院工学研究科機能工学専攻助教。触覚センサ, 触覚情報処理メカニズムなどの研究に従事。2007年日本機械学会賞(論文), 2009年愛知県わかしゃち奨励賞最優秀賞, 計測自動制御学会 SI 部門研究奨励賞などを受賞。日本学術会議特任連携会員, Global Young Academy Founding Member。日本機械学会, 計測自動制御学会などの会員。博士(工学)。(日本ロボット学会正会員)

佐野明人 (Akihito Sano)

1987年岐阜大学大学院工学研究科精密工学専攻修士課程修了。現在, 名古屋工業大学大学院工学研究科機能工学専攻教授。触覚テクノロジー, 受動歩行, 人間-機械系の研究に従事。2004年度日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門一般表彰(ROBOMECH 表彰), 2005年度計測自動制御学会論文賞・友田賞などを受賞。2008, 2009年度本学会評議員, 2010年度本学会理事, 日本機械学会フェロー, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会などの会員。博士(工学)。(日本ロボット学会正会員)

堂本和樹 (Kazuki Doumoto)

2010年名古屋工業大学大学院工学研究科情報工学専攻博士前期課程修了。同年, パナソニックエコシステムズ株式会社に入社, 現在に至る。在学中は, 触覚センシングに関する研究に従事。

藤本英雄 (Hideo Fujimoto)

1970年名古屋大学工学部機械学科卒業。現在, 名古屋工業大学教授。医学工学や感性の工学, ロボティクスなどに興味を持つ。工学博士。ASME 最優秀論文賞など多数受賞。スケジューリング学会会長, SICE 常務理事, 文部省科学技術学術審議会文化資源委員会委員。愛知県ものづくり人材育成協議会座長, SICE 中部支部支部長, 名古屋工業大学ものづくりテクノセンター長, 理化学研究所研究員など歴任。日本機械学会フェロー・評議員, 日本ロボット学会理事。(日本ロボット学会正会員)