

模擬皮膚開発のための皮膚の粘弾性特性の計測

Measurement of viscoelastic properties of human skin to develop simulated skin

○高木啓佑, 佐川貢一

○ Keisuke Takagi, Koichi Sagawa

弘前大学

Hirosaki University

キーワード : 粘弾性計測 (Viscoelasticity measurement), 標準線形個体モデル (Standard Linear Solid model), 模擬皮膚 (Simulated skin), 自動採血 (Automated blood collection)

連絡先 : 〒 036-8561 青森県弘前市文京町 3 弘前大学理工学部機械科学科
高木啓佑, Tel:080-2816-3624, E-mail: h23ms525@hirosaki-u.ac.jp

1. はじめに

今日の医療現場では, 病気の原因究明などの目的で採血が頻繁に行われている。しかし, 採血は人が行う手技であることから, 血管周辺に存在する神経を採血針で損傷するリスクや医療従事者の不足による長い待ち時間といった問題がある¹⁾。これらの問題を解決するため, 採血の自動化が期待されている。自動採血ロボット開発において, 信頼性の高い実験を行うためには, 最終的にはヒトを対象とする実験が必要であるが, その前にヒトと等価なモデルを使用した実証実験が必要である。現在, 採血練習用のモデルが市販されている。これらは, 触感がヒトに近い特性を有するものの, 材料の粘弾性特性がどの程度ヒトと類似しているかは不明である。先行研究では, 皮膚への押込みによる皮膚の弾性特性の計測法が提案されている²⁾。しかし, 採血の特性を考慮すると, ヒトの皮膚は弾性のみならず, 粘性の特性も併せ持っているこ

と, 採血では一般的に皮膚に対して斜めに刺すため圧縮方向の試験だけでは特性の評価が不十分という問題点がある。以上のことから採血を考慮する場合, 粘性やせん断方向の特性についての調査が必要であると考えた。

そこで本研究では, 模擬皮膚開発のため, 穿刺位置である駆血した肘窩の圧縮方向およびせん断方向の粘弾性特性の計測を行い, よりヒトの皮膚の特性に近い模擬皮膚開発のための基礎データを得る。

2. 原理

ヒトの特性に近い模擬皮膚開発を行うためには, ヒトの皮膚をバネとダンパで構成されているモデルに置き換えて, その弾性係数と粘性減衰係数を求める。そして, 得られた粘弾性係数から模擬皮膚に用いる材料を同定し作成する。しかし, ヒトの皮膚は多くの物質によって構成されており, 精密な材料評価を行うためには,

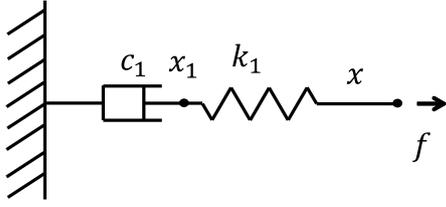


Fig. 1 Maxwell model

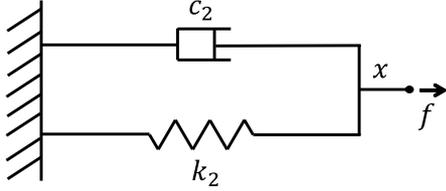


Fig. 2 Voigt model

極めて複雑なモデルが必要となり、材料の同定が困難となる。そのため、原理モデルは簡素なモデルが望ましい。粘弾性評価にはバネとダンパを構成要素とし、それらを結合した基本的な線形粘弾性モデルとして、応力緩和を表現する Maxwell モデル (Fig.1) と、クリープ現象を表現する Voigt モデル (Fig.2) が用いられる。Fig.1 は、バネとダンパを直列接続し、ダンパの左端を壁に固定し、バネの右端の先端に x の伸縮量を与える系である。ダンパの伸縮量を x_1 、バネの弾性係数を k_1 、粘性減衰係数を c_1 、反力を f とした。Fig.1 の運動方程式は以下の通りになる。

$$f = k_1(x - x_1) = c_1 \dot{x}_1 \quad (1)$$

Fig.2 は、バネとダンパを並列接続し、左端を壁に固定し、右端の先端に x の伸縮量を与える系である。バネの弾性係数を k_2 、粘性減衰係数を c_2 、反力を f とした。Fig.2 の運動方程式は以下の通りになる。

$$f = k_2 x + c_2 \dot{x} \quad (2)$$

一般的に実際の物質の挙動は、どちらか一方の特性で表現できることは少なく、その両方の性質を有することが知られている³⁾。そこで本研究では、応力緩和とクリープ現象の両方を表現できる標準線形固体 (Standard Linear Solid) モ

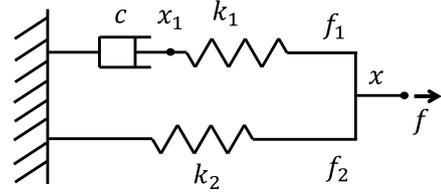


Fig. 3 Standard Linear Solid model

デル (Fig.3) を原理モデルとした。標準線形固体モデルは、弾性係数 k_1 のバネと粘性減衰係数 c_1 のダンパを直列接続した要素と弾性係数 k_2 のバネを並列接続している。Fig.3 は、上側のダンパと下側のバネの左端を壁に固定し、右端の先端に x の伸縮量を与える系である。ダンパの伸縮量を x_1 、反力を f 、分解した反力をそれぞれ f_1, f_2 、とすると。Fig.3 の運動方程式は以下の通りになる。

$$f = f_1 + f_2 \quad (3)$$

$$f_1 = k_1(x - x_1) = c \dot{x}_1 \quad (4)$$

$$f_2 = k_2 x \quad (5)$$

導出した (3) 式-(5) 式をラプラス変換すると、以下の通りになる。

$$F(s) = F_1(s) + F_2(s) \quad (6)$$

$$F_1(s) = k_1\{X(s) - X_1(s)\} = csX_1(s) \quad (7)$$

$$F_2(s) = k_2 X(s) \quad (8)$$

ただし、 $F(s), F_1(s), F_2(s), X(s), X_1(s)$ は、それぞれ f, f_1, f_2, x, x_1 のラプラス変換である。以上の式を連立して解くことにより、以下の式が求められる。

$$F(s) = \frac{c(k_1 + k_2)s + k_1 k_2}{cs + k_1} X(s) \quad (9)$$

よって、入力を $X(s)$ 、出力を $F(s)$ とすると伝達関数は以下の通りになる。

$$G(s) = \frac{F(s)}{X(s)} = \frac{c(k_1 + k_2)s + k_1 k_2}{cs + k_1} \quad (10)$$

(10) 式のステップ応答は (11) 式のようにになる。

$$f(t) = k_1 e^{-t/\tau} + k_2 \quad (11)$$

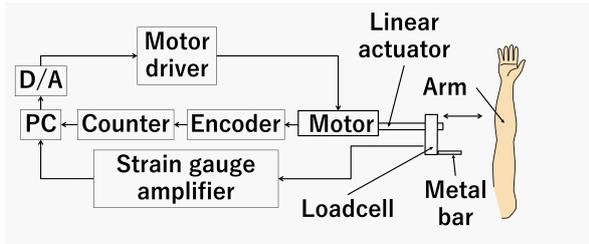


Fig. 4 Experimentatl equipment

ただし、時定数 τ は $\tau = c/k_1$ である. (11) 式は時間による反力の変化を表しており、第一項は時定数 τ を含むため、皮膚に変位を加えた直後の特性を示している. 第二項は、十分に時間経過した後の特性を示している. また、(10) 式を双一次変換によりサンプリング周期 T で離散化すると、(12) 式が得られる.

$$f(n) = Ax(n) + Bx(n-1) + Cf(n-1) \quad (12)$$

ただし、

$$\begin{aligned} A &= \frac{2c(k_1 + k_2) + k_1 k_2 T}{2c + k_1 T}, \\ B &= \frac{-2c(k_1 + k_2) + k_1 k_2 T}{2c + k_1 T}, \\ C &= \frac{2c - k_1 T}{2c + k_1 T} \end{aligned} \quad (13)$$

である. また、 n はサンプリング番号である. 実験で皮膚にステップ状の変位を加えたときの反力を測定し、(12) 式に最小二乗法を用いて A , B , C を求める. (13) 式より、皮膚や模擬皮膚の各パラメータ k_1 , k_2 , c を求める式に変形すると以下の通りになる.

$$k_1 = -Ik_2 + IA \quad (14)$$

$$k_2 = \frac{TB + 2H(IA + B)}{T + 2H(I - 1)} \quad (15)$$

$$c = \frac{-(C + 1)Tk_1}{2(C - 1)} \quad (16)$$

ただし、

$$H = \frac{TC + 1}{2C - 1}, I = \frac{2H + T}{2H} \quad (17)$$

である.

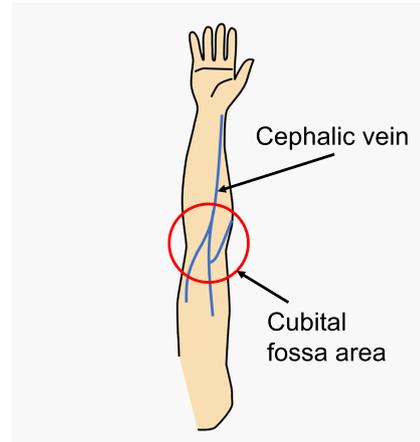


Fig. 5 Measurement area



Fig. 6 Artificial skin

3. 実験方法

3.1 実験装置

Fig.4 は、実験装置の概略図である. ロードセル (CZL616C, Phidget) に取り付けられた金属棒の位置制御を行うことで、腕や模擬皮膚に対して変位を与え、その反力のデータを取得することにより、皮膚の粘弾性特性を計測する機構となっている. モータの駆動には、PC、D/A 変換ボード (PCI-3521, Interface)、モータドライバ (JW-143-2, Okatech) を使用しており、金属棒の位置制御には、エンコーダ (ENC22, maxon) とパルスカウンターボード (PCI-6204, Interface) を使用、反力の測定には、ロードセルとひずみゲージアンプ (PhidgetBridge1046_0, Phidget) を使用して測定する. サンプリング周期は 0.01s とした.

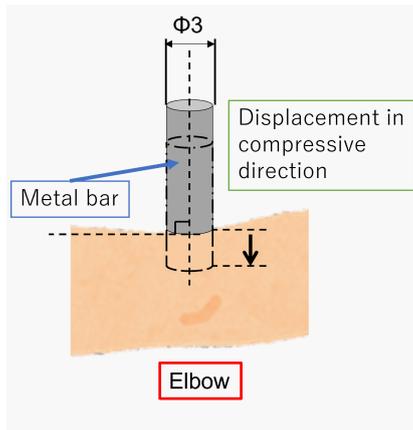


Fig. 7 Method of compression experiment

3.2 実験方法

測定対象は、20代男性5名の駆血した右腕の橈側皮静脈上の肘窩部 (Fig.5) と、市販されている模擬皮膚 (シンジヨー用注射パッド, 京都科学) (Fig.6) である⁴⁾。金属棒を皮膚に対し圧縮方向 (Fig.7) またはせん断方向 (Fig.8) に変位を与える実験を行い、その反力 [N] と変位 [mm] のデータから粘弾性特性を測定する。変位は、金属棒の位置を 0mm~5mm まで、10s 毎に 1mm ずつ増加させている。計測開始の条件として、圧縮方向の計測では、金属棒を腕に対し一定速度で直進させ、金属棒の先端が皮膚に触れたときに 0.1N 以上を検知してから計測開始とした。せん断方向の計測では、計測点が滑るのを防ぐため、皮膚への押しつけが 1.0N 以上となったときを目安として計測を開始する。

4. 実験結果と考察

4.1 実験結果

実験では、押し込む金属棒の変位を 0mm~5mm としているが、粘弾性係数導出のために使用するデータは、反力が安定する 1mm~4mm の区間とした。Fig.9 は、被験者 1 名の皮膚に加えた圧縮方向の押し込み量 (Fig.9 上) と、反力の実測値および推定値 (Fig.9 下) の結果である。グラフの実線は実測値、破線は推定値を表している。

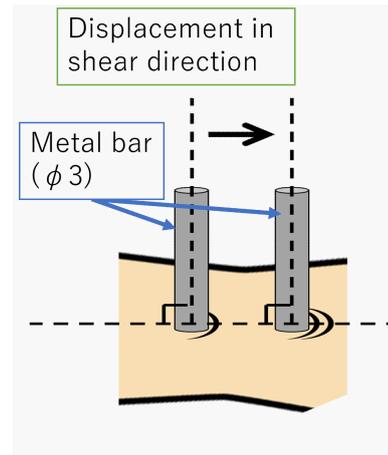


Fig. 8 Method of shearing experiment

変位が 1mm 増加した瞬間、反力が急に増加した後わずかに減少し、その後、一定の値に収束している。同様に、Fig.10 は模擬皮膚を対象とした圧縮方向の押し込み実験の結果である。Fig.11 は、同じ被験者 1 名の皮膚に加えたせん断方向の押し込み量と、反力の実測値および推定値の結果である。同様に、Fig.12 は模擬皮膚を対象としたせん断方向の押し込み実験の結果である。圧縮方向の実験結果である Fig.9, Fig.10 より、変位を与えた瞬間の模擬皮膚の反力の増加は小さく、一定の値に収束する時間が速くなっていることがわかる。Fig.11, Fig.12 でも同様な特徴が見られた。また、ヒトの皮膚の特性については、Fig.9, Fig.11 より、せん断方向の方が変位を与えた時の反力の増加が大きくなっていることがわかる。Fig.10, Fig.12 より模擬皮膚についても同様な特徴が見られた。

Fig.13, および Fig.14 は、粘弾性係数と時定数の被験者 5 名の平均値と標準偏差を黒色、模擬皮膚の値を白色で表したグラフである。Fig.13 は圧縮方向、Fig.14 はせん断方向を示している。圧縮方向、せん断方向ともに模擬皮膚の粘弾性係数はヒトよりも小さく、時定数も小さい値となった。また、ヒトおよび模擬皮膚ともに圧縮方向の粘弾性特性は、せん断方向の特性より小さい値となった。一方、時定数は、変位の方向による違いは少ないことが確認できた。

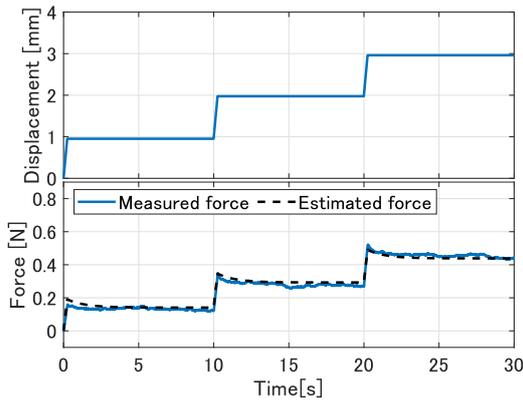


Fig. 9 Displacement in compressive direction (Human)

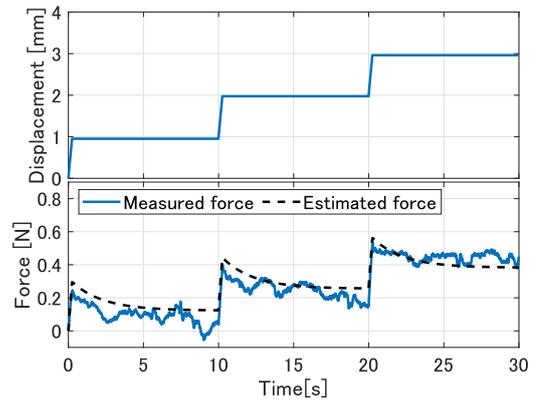


Fig. 11 Displacement in shear direction (Human)

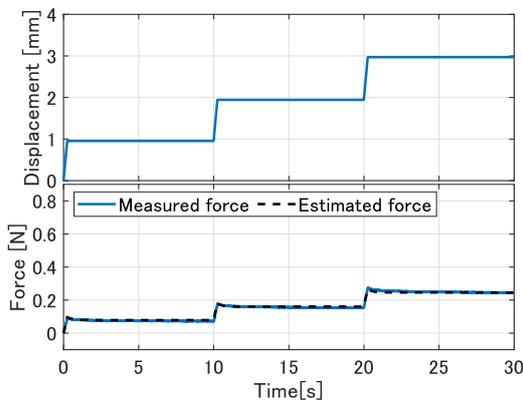


Fig. 10 Displacement in compressive direction (Artificial skin)

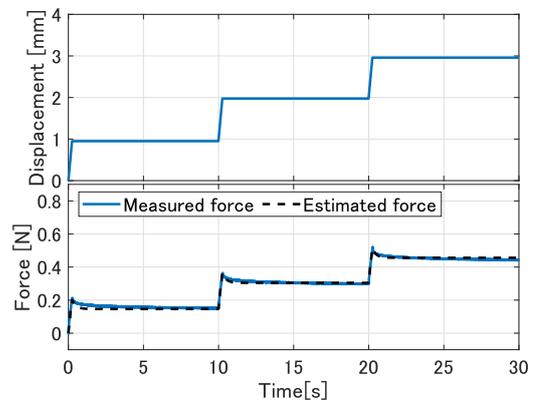


Fig. 12 Displacement in shear direction (Artificial skin)

4.2 粘弾性係数の推定値の妥当性

実験結果である実測値と求めた粘弾性係数を用いて得られたステップ応答の推定値を比較し、粘弾性係数の推定値の妥当性について考察する。Fig.9~Fig.12の反力の実測値と推定値の相関係数を $r_9 \sim r_{12}$ とすると、 $r_9 = 0.9959$, $r_{10} = 0.9988$, $r_{11} = 0.9464$, $r_{12} = 0.9985$ となり、いずれも強い相関関係があることがわかった。このように反力の実測値と推定値のあいだに強い相関係数があることから、粘弾性係数の推定値は妥当と考える。次に、ヒトの皮膚と模擬皮膚の特性の違いの影響について考える。模擬皮膚は粘性減衰係数が小さく、それにより時定数も小さくなった。これは、変位を与えてから定常状態になるのが速いという特性を示している。また、弾性係数 k_2 の値もヒトの皮膚よりも小さい

ことがわかった。この特性の違いは、模擬皮膚の材料特性がヒトの皮膚の粘弾性特性を十分に模倣できておらず、穿刺時に指先に伝わる感覚にも影響することが考えられる。また、針先に作用する力を利用して自動穿刺を行うロボットの制御アルゴリズムを開発する際、模擬皮膚の粘弾性特性はヒトと同等である必要がある。

5. おわりに

本研究では、模擬皮膚開発のため、ヒトの皮膚と市販の模擬皮膚の圧縮方向およびせん断方向の粘弾性特性の計測を行った。その結果、圧縮方向とせん断方向では粘弾性による応答が異なり、市販の模擬皮膚は粘性が特に小さく、ヒトの皮膚とは大きく異なる特性であることが確

- 4) 医療安全情報レポート, 日本臨床検査標準協議会, <https://miyagi-kango.or.jp/assets/pdf/medical/iryouanzen01.pdf> (2023/01 閲覧)

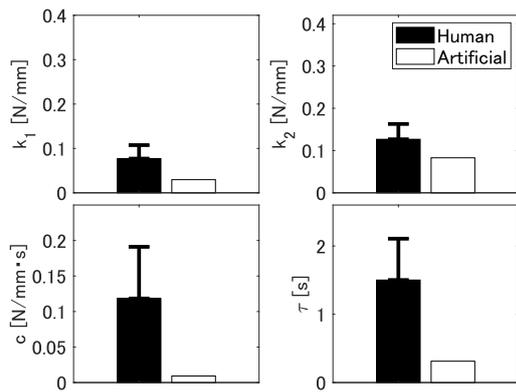


Fig. 13 Viscoelastic modulus and time constant (compression)

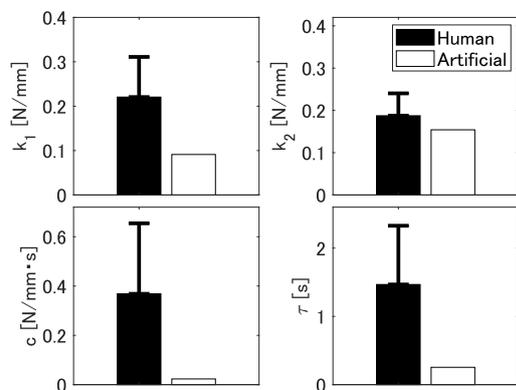


Fig. 14 Viscoelastic modulus and time constant (shearing)

認された. このことより, 模擬皮膚を開発する際は, 圧縮方向だけでなく, せん断方向に力が加わった時の特性やヒトの皮膚の粘性の再現が課題であると考え. 今後は, ヒトの皮膚と模擬皮膚の粘弾性特性が異なる原因を調査し, ヒトの皮膚の粘弾性特性を有する模擬皮膚開発を行う予定である.

参考文献

- 1) 町田保: 採血・静脈注射をめぐる医療事故, 臨床看護, Vol.34, No.1, pp.77–82, 2008.
- 2) 土井一浩, 三木将仁, 森田真史: 押し込み試験による皮膚組織のヤング率測定における Hertz 接触理論の展開, 日本機械学会論文集, Vol.82, No.833, pp.5–6, 2016.
- 3) A.Takacs, J.K.Tar, T.Haidegger and I.J.Rudas: Applicability of the Maxwell-Kelvin model in soft tissue parameter estimation,