

数式モデルによる弾性着衣の圧迫圧推定に関する研究

Study on the Estimation of Compression Pressure in Elastic Garments Using a Mathematical Model

○戸沢真生*, 高階淳子*, 南斉俊佑*, 星崎みどり*, 関健史*, 長縄明大*

○Mao Tozawa*, Junko Takagai*, Shunsuke Nansai*
Midori Hoshizaki*, Takeshi Seki*, Akihiro Naganawa*

*秋田大学

*Akita University

キーワード： リンパ浮腫 (Lymphedema), 弾性着衣 (Elastic garments),
数式モデル (Mathematical model), ヘルツの接触定理 (Hertz theory)

連絡先： 〒 010-8502 秋田市手形学園町 1-1 秋田大学情報データ科学部
南斉 俊佑, Tel.: (018)-889-2129 E-mail: nansai@gipc.akita-u.ac.jp

1. 緒言

リンパ浮腫は「リンパを集めて血液循環へ戻すリンパ輸送システム（リンパ管とリンパ節）の機能不全により間質腔にリンパが蓄積した状態」と定義されている。発症要因から原発性と続発性とに大別され、わが国では大半はがん治療のリンパ節郭清術後、放射線治療後などがんに起因する続発性リンパ浮腫である。主な症状としてびまん性に進行する浮腫、倦怠感や易疲労感が見られる。多くの場合、痛みはないが炎症で急激に浮腫が増強すると痛みを伴うこともある¹⁾。日本リンパ浮腫学会によると、リンパ浮腫の治療を受けている患者はおおよそ 14 万人とされているが、未診断のケースもあるため患者数はさらに多くなると考えられる²⁾。

リンパ浮腫の治療法として、スキンケア、医療用リンパドレナージ、圧迫療法、運動療法を組み

合わせて行う「複合的理学療法」が推奨されており、中でも弾性包帯を用いて患部を圧迫する圧迫療法が効果的な治療法とされている。圧迫療法において適切な圧迫圧がかけられているかの確認は触診により行われている。しかしながら、触診では圧迫圧の評価が施術者の感覚に依存しているため、同じ施術者であっても日によって評価が異なる点や施術者によって評価が異なる点、施術者の経験が浅いと適切な評価を行うことが難しいといった課題がある。

従来、圧迫圧を定量的に測定する方法として、弾性包帯や弾性着衣と皮膚の間に圧力センサを挿入し、界面圧を直接測定する方法が用いられている³⁾。この方法では実際に作用している圧迫圧を定量的に取得できる一方、センサを弾性包帯と対象との間に挿入する必要があるため、測定可能な位置がセンサを配置した局所に限られる

という課題がある。また、センサの位置や対象表面との接触状態が変化する可能性があり、センサの位置や対象表面の曲率などによって測定値が影響を受ける可能性がある。さらに、圧迫圧を測定する際には、センサの校正方法や測定条件によって得られる値が変化することも報告されており、センサによる実測値を圧迫圧の評価に用いる際には測定系の影響を考慮する必要がある⁴⁾。

これに対し、外部からの力学的な押し込み特性（荷重と変位の関係）に基づき内部状態を推定できれば、センサを挿入することなく非侵襲的かつ客観的に圧迫圧を評価できる。これが本研究における力学的推定の大きな意義であり、センサを挿入する従来手法との明確な差異である。さらに、本研究の技術的な新規性は、弾性体同士の接触を記述する古典的な Hertz の接触定理を拡張し、弾性着衣による初期の圧迫圧を未知のパラメータとして組み込んだ独自の非線形数式モデルを構築した点にある。この数式モデルと実際の押し込み力とのデータを突き合わせ、レーベンバーグ・マルカート法などの非線形パラメータ推定を適用することで、押し込み力と変位という外部からの力学的な応答のみから内部の圧力を高精度に推定することが可能になる。

本研究では、圧迫療法における弾性着衣の圧迫圧を数式モデルを用いて定量的に評価する方法について検討した。本稿では、その成果を報告する。

2. 数式モデル

本研究では、弾性包帯による初期の圧迫圧を押し込み試験によって得られる押し込み力と押し込み量の関係から推定する。弾性包帯を巻いたシリコン模型を指先で押し込む場合、押し込みによって生じる反力に加えて、押し込み試験を開始する前から弾性包帯によってシリコン模型に作用し

ている初期の圧迫圧による反力が生じていると考えられる。従って、押し込み力と押し込み量の関係を表す数式モデルには押し込みによる反力だけでなく、弾性包帯による初期圧迫圧の影響を考慮する必要がある。

そこで、指先とシリコン模型との接触を弾性体同士の接触問題として捉え、押し込み力と押し込み量の関係を表現するために Hertz の接触定理を用いる。まず、Hertz の接触定理から指先による押し込み時の力学的関係を導出する。その後、弾性包帯による初期圧迫圧を未知パラメータとして導入し、押し込み時に生じる反力と初期圧迫圧による反力を合わせることで、圧迫圧を含む数式モデルを構築する。さらに、導出した数式モデルと実験によって得られた押し込み力および押し込み量の関係を用いて初期圧迫圧を推定する。

以上の考え方にに基づき、以下では Hertz の接触定理から数式モデルを導出する。

数式モデルには Hertz の接触定理を使用する。Hertz の接触定理を適用するにあたり、以下の仮定をおく⁵⁾。

- 変形は弾性限度内である。
- 接触域は固体の大きさと比べ微小である。
- 接触面は摩擦無し。垂直荷重のみによって変位・圧力分布を与える。
- 接触面に xy 平面を導入し、球の中心軸上に z 軸をとる (Fig. 1)。
- 球対平面に対して Hertz の接触定理を適用する。

2つの弾性体の半径を R_1, R_2 , ヤング率を E_1, E_2 , ポアソン比を ν_1, ν_2 , 押し込み力を F とする。Hertz の接触定理により、接触面にかかる力 F と接触円の半径 a および押し込み量 δ の間には、換算半径 R' , 換算ヤング率 E を用いて以下の関係が成り立つことが知られている⁶⁾。

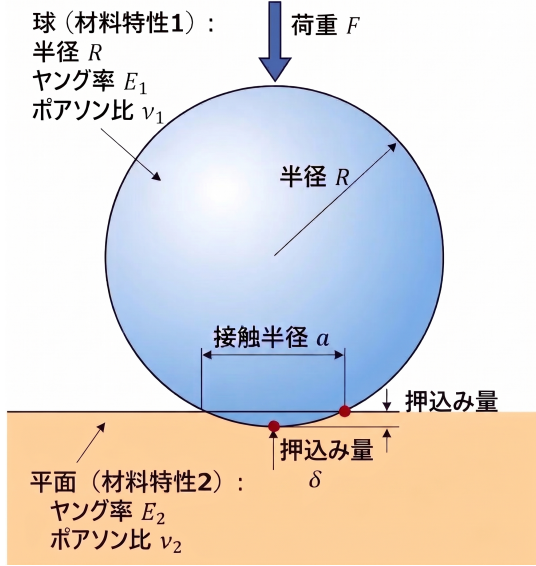


Fig. 1 Hertz の接触定理の模式図

$$F = \frac{4E}{3R'} a^3 \iff a = \left(\frac{3R'}{4E} F \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1)$$

$$\delta = \frac{a^2}{R'} = \left(\frac{9F^2}{16E^2 R'} \right)^{\frac{1}{3}} \iff F = \frac{4E}{3} \sqrt{R'} \delta^{\frac{3}{2}} \quad (2)$$

これらの式 (1), (2) は球面对球面における Hertz の接触定理で導かれる関係式である。本研究では仮定より球面对平面で Hertz の接触定理を用いるため式の変形が必要である。球面对平面の条件下で Hertz の接触定理を適用する場合、平面を半径が無限の円とみなすことができる⁶⁾。ただし、 R_1 は指の曲率半径、 R_2 は脚の曲率半径を表す。

よって、換算半径 R' は以下のように変形することができ、

$$\lim_{R_2 \rightarrow \infty} R' = \lim_{R_2 \rightarrow \infty} \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} = R_1 \quad (3)$$

$R_1 = R$ とすると式 (1), (2) は以下のようになる。

$$F = \frac{4E}{3R} a^3 \iff a = \left(\frac{3R}{4E} F \right)^{\frac{1}{3}} \quad (4)$$

$$\delta = \frac{a^2}{R} = \left(\frac{9F^2}{16E^2 R} \right) \iff F = \frac{4E}{3} \sqrt{R} \delta^{\frac{3}{2}} \quad (5)$$

式 (5) では圧迫療法における初期条件が考慮されていない。すなわち、圧迫療法における弾性包帯による圧迫圧を考慮した項が存在していない。そこで、初期条件を考慮した推定式の導出を行う。

式 (5) において、初期状態を表す項を F_0 としておくと、初期条件を考慮した推定式は以下のように表すことができる。

$$F = \frac{4E}{3} \sqrt{R} \delta^{\frac{3}{2}} + F_0 \quad (6)$$

ここで、圧迫圧を P_0 、接触領域が半径 a の円領域であるとする圧力の定義より

$$F_0 = \pi a^2 P_0 \quad (7)$$

が成立する。この時の面積を押込み量 δ に関する式で表していく。Hertz の接触定理で説明した接触半径 (式 (4)) を押込み量 δ を用いて表すと以下ようになる。

$$\delta = \frac{a^2}{R} \iff a^2 = \delta R \quad (8)$$

触診を行う際の指先とシリコン模型の接触部分が円領域であるとする。接触部分の円領域において、その円の半径を接触半径である a とすると式 (8) により円領域の面積は次のようになる。

$$\pi a^2 = \pi \delta R \quad (9)$$

よって、式 (7) は式 (9) を代入することにより

$$F_0 = \pi a^2 P_0 = \pi \delta R P_0 \quad (10)$$

となり、面積を押込み量に関する式に変形することができた。故に、式 (6) は式 (10) を代入することにより、

$$F = \frac{4E}{3}\sqrt{R}\delta^{\frac{3}{2}} + \pi\delta RP_0 \quad (11)$$

となる．第3章では，導出した推定式についての検証実験を行い，妥当性の評価を行う．

3. 実験

シリコン模型に弾性包帯を巻き，その上からフォースゲージを用いて押込み試験を行う．本章では，第2章で導出した推定式（式（11））の妥当性の評価をする目的で実験を行う．

3.1 実験条件

シリコン模型（Fig. 2）に弾性包帯（BIFLEX, Thuasne）（Fig. 3）を巻き，電動ステージに取り付けたフォースゲージでシリコン模型を押込み，その際の押込み力を測定する．以下に実験条件を示す．

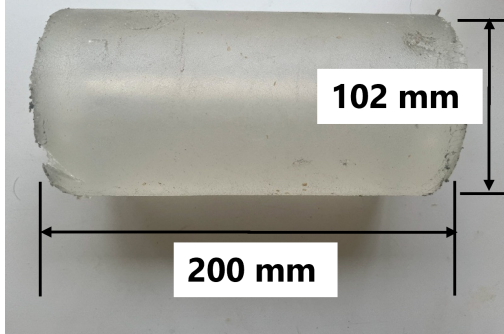


Fig. 2 シリコン模型



Fig. 3 BIFLEX

- 1) シリコン模型に弾性包帯を巻いた状態で押込み試験を行う．
- 2) 指定圧迫圧（10～70 mmHg, 35, 45, 55, 65 mmHg⁷⁾）で巻いたシリコン模型をステージから浮かせた状態で固定して押込み試験を行う（Fig. 4）．なお，圧迫圧の確認にはPicoPress⁸⁾を使用した（Fig. 5）．
- 3) 巻いた弾性包帯の層は10 mmHgで2重，20 mmHg～60 mmHgで3重，65, 70 mmHgで4重にし，指定圧迫圧±1 mmHg以内に収まるようにした．なお，包帯を巻く人はセラピストではない本実験実施者であり，包帯に一定の張力がかかるようにして巻いた．

3.2 実験方法

3.1節に示す実験条件に基づき，以下に示す実験方法で実験を行う．

- 1) 電動ステージを用いて0～10 mm まで0.5 mm ずつ押込み量を測定しながらシリコン模型をフォースゲージで押し込んでいく．なお，押込み量はレーザー変位計により測定する（Fig. 6）．
- 2) 押込み量の測定に先立ち，押込み量測定の精度を確保するため，既知の高さを有するブロックゲージを用いてレーザー変位計

の原点設定およびキャリブレーションを実施し、指示値の線形性を確認した。

- 3) この操作を3回行い、その平均値を式(11)の妥当性の評価に用いる。
- 4) MATLAB (2025a) で非線形最小二乗問題を解くためのアルゴリズムであるレーベンバーグ・マルカート法を用い、非線形最小二乗問題を解く中核となる関数である `lsqnonlin` を用いることにより圧迫圧である P_0 [kPa] を推定する。ただし、押込み力 F , 押込み量 δ は測定データを使用する。



Fig. 4 実験全体図



Fig. 5 PicoPress

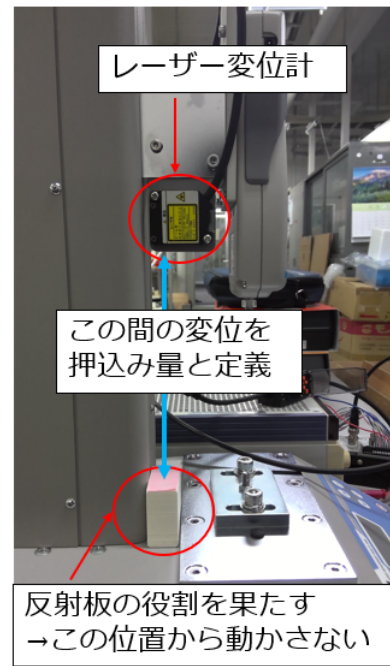


Fig. 6 押込み量の定義

3.3 実験結果

Fig. 7 に MATLAB によりデータの処理を行い得られた結果を示す。ここで、横軸はデータセットの番号、縦軸は P_0 の値 [kPa] である。Table 1 に各データセットに対する推定結果を kPa から mmHg に変換したものを示す。Table 1 からデータ番号 2 を除いたデータセットに対して誤差が ± 2 mmHg 以内であることが分かる。

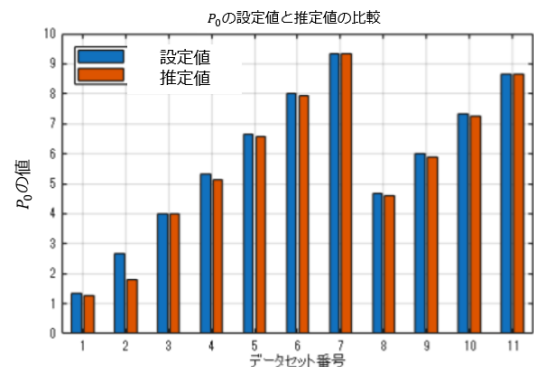


Fig. 7 推定結果

Table 1 各データセットに対する推定結果

データ 番号	設定値 [mmHg]	推定値 [mmHg]	誤差 [mmHg]
1	10	9.43	0.57
2	20	13.58	6.42
3	30	29.88	0.12
4	40	38.49	1.51
5	50	49.33	0.67
6	60	59.34	0.66
7	70	70.01	0.01
8	35	34.52	0.48
9	45	44.04	0.96
10	55	54.29	0.71
11	65	64.92	0.08

4. 考察

本実験の目的は、第2章で導出した初期圧迫圧を組み込んだ独自の数式モデル(式11)が、実際の押込み特性から圧迫圧を定量的に推定する手法として妥当であるかを評価することであった。Table 1 および Fig. 7 に示す通り、11 条件中 10 条件においてセンサ(PicoPress)による実測値と本モデルによる推定値との誤差が ± 2 mmHg 以内に収まった。この結果は、提案する数式モデルが、弾性包帯による初期の圧迫圧を物理的に正しく表現できており、押込み力と変位という外部からの力学的な応答のみから内部の圧力を高精度に推定できることを実証するものである。従って、本推定式は施術者の感覚に依存しない定量的な圧迫圧推定手法として、高い妥当性を有していると考えられる。

4.1 データ番号 2 以外に関する考察

データ番号 2 を除く条件、10 mmHg、30～70 mmHg の条件において高い精度で推定が可能であった理由として、弾性包帯の適切な張力と巻き数が確保されていたことが挙げられる。弾性包帯の張力が十分に保たれている場合、複数層

に巻かれた弾性包帯同士が強固に密着し、層間の摩擦や微小なズレが抑制される。その結果、弾性包帯全体が一つの均質な弾性体として振る舞いやすくなり、Hertz の接触定理が前提とする理想的な弾性変形に近い物理的挙動を示したと考えられる。

加えて、この安定した力学特性が最適化計算に寄与したことも大きい。物理的な反力が数式モデル(式11)に精度よく追従したことで、MATLAB を用いたレーベンバーグ・マルカート法による非線形パラメータ推定においても、局所解に陥ることもなく安定して大域的な最適解(圧迫圧 P_0) に収束したと推測される。

4.2 データ番号 2 に関する考察

結果を見る限りでは、11 条件中 10 条件において誤差が ± 2 mmHg 以内で圧迫圧の推定を行うことができていることが分かる。しかしながら、データ番号 2 においてはほかのデータと比較して推定結果の誤差が大きくなっている。この原因として、以下の点が考えられる。

1. 実験条件において、弾性包帯の層は 10 mmHg で 2 重、20～60 mmHg で 3 重に設定しており、20 mmHg は 3 重で巻く条件の中で最も低い圧力設定である。3 重もの層を重ねながら比較的低い圧迫圧を一定に保つには、包帯の張力を意図的に弱くして巻く必要がある。本実験の実施者はセラピストではないため、包帯を巻く際に巻きムラや包帯のたるみが生じやすく、シリコン模型に対する初期の密着性が均一でなかった可能性が高いと推測される。
2. 本研究の数式モデルでは Hertz の接触定理を用いており、「接触面は摩擦無し」等の仮定を置いている。しかし、弾性包帯を複数層重ねた状態は均質な弾性体とは異なり、層間の摩擦や微小なズレが発生する。特に比較的低い

張力で3重に巻かれた条件では押し込み時に弾性包帯の層間で滑りやたわみが生じ、垂直荷重のみによる変位というHertzの接触定理の前提から乖離しやすくなったと推測される。

3. 本モデルでは、触診を行う指先とシリコン模型の接触部分を円領域と仮定し、面積を押し込み量を用いた式に置き換えている。しかし、低張力で巻かれた弾性包帯表面は柔らかく変形しやすいため、実際の接触面積とモデルが想定する面積との間に誤差が生じた可能性がある。

これらのことから、弾性包帯の巻き数が切り替わる境界の圧力や非熟練者による低張力での巻き方においては、弾性包帯の巻き方の均一性の確保が今後の課題として挙げられる。

4.3 本技術の限界

本推定技術を実際の臨床現場で適用する上では、いくつかの限界も存在する。

第一に、測定対象の構造特性である。本実験では均質なシリコン模型を対象としているが、ヒトの生体組織（皮膚、皮下脂肪、筋肉等）は粘弾性や強い非線形性を持ち、部位によっては下層に骨が存在する。単純な均質弾性体を仮定したHertzの接触定理のみでは、生体特有の深い押し込み時の急激な反力上昇を完全にモデリングすることは難しい。

第二に、実際の触診動作における不確実性である。本実験の検証では電動ステージとフォースゲージを用いて、垂直かつ理想的な軌道で押し込みを行っているが、施術者の手技による触診では、指の挿入角度や押し込み速度が一定ではない。これにより、モデルが想定する理論的な接触面積と実際の接触面積との間に乖離が生じ、推定精度を低下させる要因になりうる。

今後は、生体の非線形な弾性特性を考慮した数式モデルへの拡張やノイズの多い非理想的な押し込みデータに対しても、パラメータ推定アルゴリズムが安定して妥当な圧迫圧を導出できるかについての検証が必要である。

5. 結言

本研究では、数式モデルによる弾性着衣の圧迫圧推定を行う方法として新たな推定式を導出し、検討を行った。その結果、11条件中10条件において誤差が ± 2 mmHg以内で圧迫圧の推定を行うことができた。今後は、実験条件を変更した実験を行い、推定式の有用性や推定精度の向上を目指す。

参考文献

- 1) 菊谷光代：リンパ浮腫を知る, 日本創傷・オストミー失禁管理学会誌 J. Jpn. WOCM., Vol. 23, No.4, pp. 394-405, (2019)
- 2) 重松宏：我が国のリンパ浮腫の現状とリンパ浮腫療法士の育成, そして日本リンパ浮腫治療学会の設立, 日本皮膚科学会雑誌 129 巻 9 号, pp. 1871-1876 (2019)
- 3) Nareerut Jariyapunya et al. :Predictive modelling of compression garments for elastic fabric and the effects of pressure sensor thickness, THE TEXTILE INSTITUTE, Vol.110, No.8, pp.1132-1140, 2019
- 4) Stephen Thomas: Limitations of popular methods used for calibrating sensors for the measurement of sub-bandage pressure, Journal of Wound Care, Vol.33 (8) , pp578-586, 2024
- 5) 和田浩二: 付着力を考慮した弾性球の接触 (JKR理論), 平成 17 年 9 月 15 日
- 6) 吉沢武男: 大学演習 機械要素設計改訂版, 裳華房, p221, 2004
- 7) <https://www.ilfj.jp/file/co3.pdf>, (2026-08-21 アクセス)
- 8) <https://www.nakcorp.co.jp/files/download/files20170612125158.pdf>, (2026-09-01 アクセス)