This article is a technical report without peer review, and its polished and/or extended version may be published elsewhere.

第 30 回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集（2025 年 9 月）

遠隔触診のための患部柔らかさ分布推定・可視化手法

Estimation and Visualization Method of Softness Distribution for Remote Palpation

海老名光希 [1)]，後藤充裕 [1)]，瀬下仁志 [1)]
Koki EBINA, Mitsuhiro GOTO, and Hitoshi SESHIMO

1) 日本電信電話株式会社　NTT 人間情報研究所（〒 239-0847 神奈川県横須賀市光の丘 1-1, koki.ebina@ntt.com）

概要:　過疎化により遠隔診療の重要性が高まる中，基本的な診断法である触診は遠隔化の価値は高く，筆者らはこれまでにウェアラブル力センサにより患部の柔らかさを取得する触診システムを開発している．一方，診察への応用には計測した柔らかさ情報を適切な形で医師に提示することも必要となる．本研究では取得した複数点の柔らかさ情報からその分布をサーフェスフィッティングにより推定するとともに，患部を 3D スキャンして得たモデルに重畳表示する手法を開発した．さらに，柔らかさが既知の試験片を用いた検証実験を通じて実際の柔らかさの分布に対応した結果が得られることを確認した．

キーワード：　遠隔触診，柔らかさ分布推定，視覚提示

1.　はじめに

少子高齢化による超高齢社会の到来により医師・看護師をはじめとする医療従事者の不足が各地で問題となっており，地方での高齢者の医療アクセス状況は悪化している．こうした背景から従来対面で実施されてきた各種診療処置の遠隔化が目指されており，中でも基本的な診断手法の一つである触診は特に遠隔化の価値が高い．一方で視聴覚情報を伝送する視診・聴診の遠隔化に対して，触診では触覚情報を伝送する必要があり，触覚を伝送する手法が確立されていない現状においては様々な研究が行われている．

遠隔化の例の一つとして、ロボットアームを介して患部の柔らかさを計測し，触覚提示デバイスに伝送するシステム [1, 2] が挙げられる．このシステムでは患者側に協力者を必要としない完全遠隔化が可能であるほか，エコーなど様々な付加機能を付けることが可能な利点がある一方で，安全性やコスト，操作性の面で課題がある．よって，筆者らは看護師や家族など患者の身近にいる協力者が遠隔地の医師からの指示を受けて触診を代行し，取得した情報を伝送する協調作業による触診を提案している．本形態の概要を図 1 に示す．この形態では医師と協力者間をビデオ通話で結び，現地の映像と音声を伝送することで，医師は患者の様子を確認しながら随時，協力者に言語・非言語に基づく指示を行い，患部の状態を取得して診断に活用することが可能となる．こうした D to P with N (Doctor to Patient with Nurse) 形態による触診は患者反応を踏まえた臨機応変な対応が可能であるほか，細かな意思疎通を円滑化できる可能性がある．また，医療従事者をはじめとする他者による触診には患者に安心感を与える一種のセラピー効果があることも報告されており [3]，そのメリットは大きい．Pompilio らはユーザの指につけた力センサのデータをリアルタイムで触覚提示

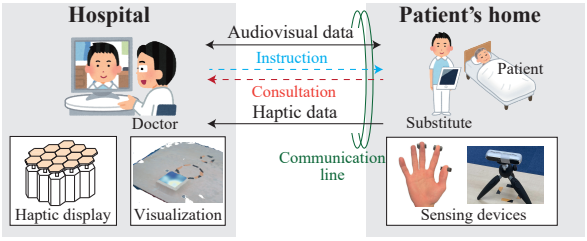
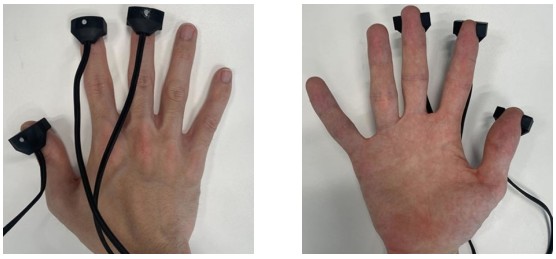


図 1: 目指す遠隔触診システムの概要

デバイスに伝送する遠隔触診システム [4] を開発した．しかし，このシステムでは指腹部にセンサが埋め込まれた専用のグローブを介した触診となりユーザーは患部の状態を直接知覚できないうえ，指圧力のみの計測であるため患部の機械的特性は取得できない．手指の触感に与える影響が少ない指圧力計測手法も開発されているが [5]，計測レンジが不十分であったり精密なキャリブレーションが必要であるほか，同じく患部の機械的特性は取得できない課題がある．そうした背景から，筆者らはこれまでにウェアラブル力センサによりユーザーが直接患部に触りつつ，その柔らかさを取得可能な柔らかさ判定システムを開発した [6]．本システムは深度カメラを使用することにより押し込み量を計測し，その時の指圧力と指の大きさを基に患部のヤング率を推定する．また，爪に装着するタイプの力センサを用いるため指腹部の触感を損ねない計測が可能であり，ユーザーは自らの指で直接患部を触り、その触感を知覚しながらその感覚を遠隔地の医師に伝送することが可能となる．

一方で触診では一点のみの柔らかさで病状を評価することはなく，位置をずらしながら複数点で触診を行い患部の状態を評価する．また，腫れやしこりなど局所的な病変が生じるような症例においては，そうした患部の柔らかさの

© 2025 日本バーチャルリアリティ学会



(a) 手背　　(b) 手掌

図 2: Haplog 外観（撮り直します）

分布（大きさ・深さ・程度）を伝えることが特に重要となる．しかしながら，そうした柔らかさの分布は口頭では十分に言語化し正確に伝達することは困難であり，定量的かつ非言語的での提示が求められる．遠隔触診システムに関する研究においてそうした柔らかさ分布を算出・推定している研究は筆者の知る限り見受けられなかった．触診に限らない一般的な柔らかさ分布の計測システムとしては，集束超音波を用いて物体表面の柔らかさ分布を非接触で計測するシステム [7] が存在するが，表面の柔らかさしか計測できないほか，計測面全体を走査する必要があるため不必要な計測を行うことによる患者負担が大きくなる問題がある．そのため，本研究では前述の触診システムを用いて不等間隔で取得された複数点の柔らかさ計測データから，その分布をサーフェイスフィッティングにより推定し，その場で取得した患部の 3D モデルに対し重畳表示するシステムを開発した．本発表では開発した柔らかさ分布推定手法の詳細と患部 3D モデルのスキャン方法ならびに計測した柔らかさ分布の精度検証を行った結果を述べる．

2.　柔らかさ計測手法

本システムで使用する柔らかさの計測手法について説明する．本システムは深度カメラ（Intel Realsense D455f），ウェアラブル力センサ（テック技販製 Haplog）から構成され，指先の押し込み量と指圧力を同時計測することで患部の柔らかさ（ヤング率）を推定する．Haplog は指背側に取り付けることで爪ひずみから指圧力を推定する力センサであり（図 2a），指腹部が開放された構造（図 2b）となっているため，ユーザーの触感を損ねない計測が可能である．また，センサユニットの表面には計測用の赤外線反射マーカーを取り付けており，Realsense D455f から照射する赤外光を反射することで指の位置計測を行う．これまでの筆者らの既報においては YOLOv8 を用いた RGB 画像に基づく指位置トラッキングを行っていたが，照明条件等の影響により計測安定性に課題があったため，本手法に変更することでよりロバストな計測が可能となった．図 3 に計測の流れを示す．

図のように，深度カメラでは RGB 画像，赤外線画像，深度画像の 3 つが取得可能であり，RGB 画像より AR マーカーを検出して座標系の指定を行う．AR マーカーには従

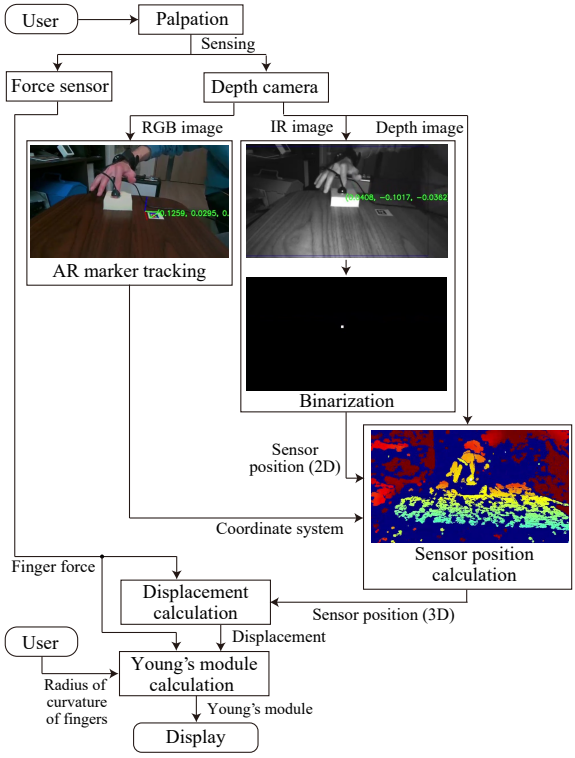


図 3: 計測処理の流れ

来マーカーより高速かつ高精度な位置・姿勢推定が可能な AprilTag3 [8] を用いており，後述する重畳表示用の 3D モデル生成と同じ座標系で計測を行うために使用する．また，マーカーの位置計測については，赤外線画像を二値化することでマーカーの位置を算出し，対応する深度画像の画素より 3 次元座標を算出する．得られた座標値はカメラ座標系となっているため，あわせて AR マーカーで指定した座標系への座標変換も行う．指圧力 f_z は Haplog にて計測しており，f_z が一定のしきい値以上となった時点を接触とみなしてそのときの指座標 p_o とし，それ以降の時刻 i における指位置 p_i から押し込み量 δ_z を算出する．そのほか，ユーザーの指の曲率半径 R_f よりヘルツの接触理論を用いて以下のように対象物のヤング率 E_o を推定する．

$$E_{\mathrm{o}} = (1 - v_{\mathrm{o}}^2)\left(\frac{4\delta_z^{\frac{3}{2}} R_{\mathrm{f}}^{\frac{1}{2}}}{3F_z} - \frac{1 - v_{\mathrm{f}}^2}{E_{\mathrm{f}}}\right)^{-1} \tag{1}$$

ここで，v_{o} は患部のポアソン比，v_{f} および E_{f} はそれぞれ触診指のポアソン比とヤング率である．患部のポアソン比については本研究が主に下肢の触診を想定していることから 0.45 と設定した．また，指の物性に関する項 $(1 - v_{\mathrm{f}}^2/E_{\mathrm{f}})$ は対象との接触状態に依存して値が変化するため，$A = E_{\mathrm{f}}/1 - v_{\mathrm{f}}^2$ とおいて A が δ_z と f_z の関数であると仮定し，物性が既知の試験片を用いてフィッティングを行う校正実験を行った．その結果，指数関数でフィッティングした際に最も当てはまりがよいことを確認した [6]．本研究ではここで算出した係数値を用いて対象物のヤング率を計測する．なお，本システムによるヤング率計測の平均絶対パーセント誤差（MAPE）は 4 mm 以上の押し込み条件下で 26.15%である．

© 2025 日本バーチャルリアリティ学会

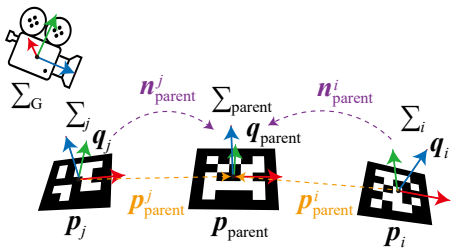


図 4: 本システムによる複数マーカー計測の動作原理

3. 患部 3D スキャン

3D スキャンにあたっては柔らかさ計測用の Realsense をそのまま用いることとし，必要機材の低減を図る．また前述の通り柔らかさ分布を重畳表示する都合上，柔らかさ計測と同一の座標系で 3D モデルを構築する必要があるため，AR マーカーにより座標系を指定する．ただし，単一のマーカーでは画角によっては常時捉えることが難しいため，座標系指定用の親マーカーとトラッキング補助用の子マーカーの 2 種類のマーカーを組み合わせることで全周からの撮影に対応する．図 4 に本システムの動作原理を示す．図に示されるように，カメラが親マーカーを捉えている状態で子マーカー i を捉えた場合，子マーカーのローカル座標系 Σ_i で表現した親マーカーの位置 $\boldsymbol{p}^i_{\text{parent}}$ を以下のように計算する．

$$\boldsymbol{p}^i_{\text{parent}} = \boldsymbol{q}_i^{-1}(\boldsymbol{p}_i - \boldsymbol{p}_{\text{parent}})\boldsymbol{q}_i \tag{2}$$

ここで，$\boldsymbol{q}_i$ は子マーカー i の姿勢を表すクォータニオン，$\boldsymbol{p}_i$ および $\boldsymbol{p}_{\text{parent}}$ は子マーカーおよび親マーカーの位置ベクトルであり，いずれもグローバル座標系（カメラ座標系）Σ_G で表現されている．同様に，子マーカーのローカル座標系 Σ_i で表現した親マーカーの姿勢を表す回転ベクトル $\boldsymbol{n}^i_{\text{parent}}$ は以下のように計算する．

$$\boldsymbol{n}^i_{\text{parent}} = \boldsymbol{q}_i^{-1}\boldsymbol{n}_{\text{diff(i)}}\boldsymbol{q}_i \tag{3}$$

ここで，$\boldsymbol{n}_{\text{diff(i)}}$ はグローバル座標上で表現した親マーカーと子マーカーの姿勢差分を表す回転ベクトルであり，両者の差分クォータニオン $\boldsymbol{q}_{\text{diff(i)}} = \boldsymbol{q}_i^{-1}\boldsymbol{q}_{\text{parent}}$ を回転ベクトルに変換したものである．親マーカーと子マーカーはいずれも同一の剛体（ここでは患者）に貼り付けているため，それらの位置関係は変化せず，$\boldsymbol{p}^i_{\text{parent}}$ および $\boldsymbol{n}^i_{\text{parent}}$ は常に一定値となる．そのため，親マーカーを何らかの原因によりロストした場合も，子マーカーをトラッキングできていればそれまでの $\boldsymbol{p}^i_{\text{parent}}$，$\boldsymbol{n}^i_{\text{parent}}$ と子マーカーの現在の位置・姿勢情報から以下のように親マーカーの位置推定値 $\hat{\boldsymbol{p}}_{\text{parent}}$ および姿勢推定値 $\hat{\boldsymbol{q}}_{\text{parent}}$ を計算できる．

$$\hat{\boldsymbol{p}}_{\text{parent}} = \boldsymbol{p}_i - \boldsymbol{q}_i\boldsymbol{p}^i_{\text{parent}}\boldsymbol{q}_i^{-1} \tag{4}$$

$$\hat{\boldsymbol{q}}_{\text{parent}} = \boldsymbol{q}_i\hat{\boldsymbol{q}}_{\text{diff}} \tag{5}$$

ただし $\hat{\boldsymbol{q}}_{\text{diff}}$ は回転ベクトル $\hat{\boldsymbol{n}}_{\text{diff}}$ をクォータニオンに変換したものであり，$\hat{\boldsymbol{n}}_{\text{diff}}$ は

$$\hat{\boldsymbol{n}}_{\text{diff}} = \boldsymbol{q}_i^{-1}\boldsymbol{n}^i_{\text{parent}}\boldsymbol{q}_i \tag{6}$$

として得られる．子マーカーは図 4 に示されるように複数設置することが可能であるため，それぞれの子マーカーから計算した親マーカーの位置・姿勢推定値を平均化することで，安定したマーカーの位置・姿勢を取得可能である．

本システムではこうして取得した AR マーカーが指示する座標系に基づいて 3 次元点群を取得する．取得した点群は Open3D を用いて色情報を考慮した ICP 法によるレジストレーションを行ったうえで，ポーズグラフ最適化を実施し点群をマージする．その際，点群が過密となることを防ぐため，ボクセルサンプリングを行い点群数を削減する．本システムでは以上の流れより患部の 3D モデルを取得する．

4. 柔らかさ分布の推定・可視化手法

4.1 柔らかさ分布推定

本システムでは触診点の 3 次元座標と押し込み量毎のヤング率を記録できる一方で，指による押し込みであるため等間隔で柔らかさを取得することはできず，その分布の算出にあたっては不等間隔で疎に取得されたヤング率をもとに任意点のヤング率を補間する必要がある．そこで，本研究では押し込み量毎に記録されたヤング率を一定の間隔毎に集計・平均化したうえで，X-Y 座標を触診面，柔らかさを Z 座標の値としてサーフェスフィッティングを行い，柔らかさ分布への曲面の当てはめを行うこととした．当てはめに際しては Python ライブラリの一種である SciPy の Rbf 補間関数を用いており，使用関数は多重二乗関数，平滑化係数は 0.25 とした．また，物体のヤング率は一般に粘性の影響で押し込み過程と除荷過程で異なることから，ここでは押し込み過程のみのヤング率を集計対象としている．図 5 に実験環境を示す．図に示されるように，触診点の座標はカメラ画角内に配置した AR マーカーにより指示する．計測対象は柔らかさの異なるウレタンゲル製試験片 A~D であり，図に示すような順番で配置したほか，測定箇所は 6×6 のグリッド状の 36 点とした．先に述べたように，指での指圧となるため指圧点は完全に等間隔なグリッド状にはならない点に留意されたい．また，ヤング率は押し込み量と合わせて記録されているため，ここでは 0, 0.5, 1.0, ..., 11.0 mm まで 0.5 mm 刻みで集計・平均化し，同一押し込み量のデータ間でフィッティングを実施した．ただし，押し込み初期の < 3.0 mm のヤング率は特に粘性の影響が大きく値が不正確となるため，押し込み量 3 mm のヤング率で 0 次補間している．

図 6 に押し込み量 4 mm におけるヤング率分布の等高線プロットを示す．図に示されるように，概ね試験片毎の柔らかさの違いを反映した柔らかさ分布が取得できた．また，表 1 に各試験片の中央部付近のヤング率推定値と圧縮試験により取得した真値との比較結果を示す．表 1 に示されるように，一部の試験片で誤差のみられるものの，概ね実際のヤング率に近い値が得られた．誤差の原因に関しては柔らかさ計測における測定誤差に加えて，柔らかさ分布算出時の平滑化に起因する誤差が考えられる．

© 2025 日本バーチャルリアリティ学会

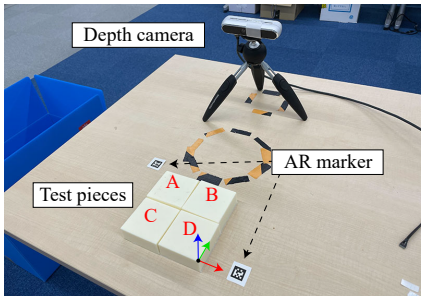


図 5: 柔らかさ分布取得における計測環境

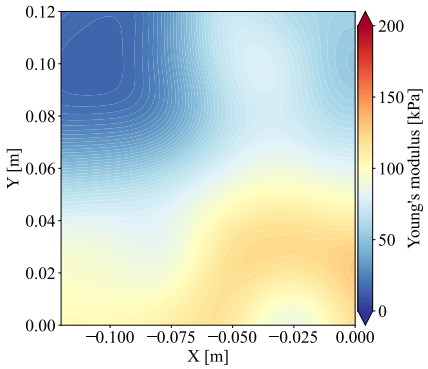


図 6: 柔らかさ分布推定結果（押し込み量 4 mm）

4.2 柔らかさ分布可視化

得られた柔らかさ分布情報は取得した患部 3D モデルと同じ座標系で保存されているため，図 6 で示した等高線プロットをモデル上に重畳表示することが可能となる．図 5 に示す実験環境をスキャンした 3 次元モデルに対して，柔らかさ分布を重畳表示したものを図 7 に示す．サーフェスフィッティングの原理上，外挿すなわち触診点より外側の領域の柔らかさも推定可能であるが，正確性に劣るためここでは AR マーカーが定義する座標軸に沿って触診点を囲む最小の四角形の範囲内の結果のみを表示している．図 7 に示す通り，着色部分は実際の試験片と概ね一致しており，視覚的に妥当性のある結果が得られた．

5. おわりに

本研究ではウェアラブル力センサによる柔らかさ計測システムにより得た複数点の柔らかさ情報からその分布を推定し患部の 3D モデルに重畳表示する手法を開発した．検証実験の結果，実際の柔らかさの分布に対応した結果が得られることを確認した．今後はユーザー実験を通じた本システムの有効性の検証を目指す。

表 1: ヤング率計測精度比較結果

Test piece	True value [kPa]	Estimated value [kPa]
A	22.2	20.0
B	56.0	74.5
C	81.9	85.8
D	170.2	119.9

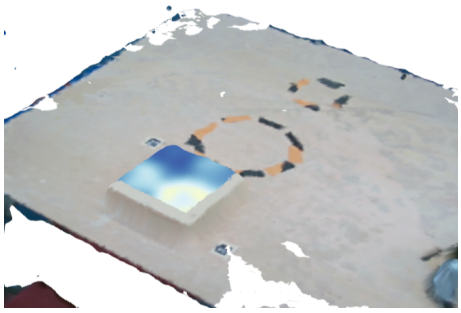


図 7: 柔らかさ分布重畳表示結果

参考文献

[1] N. S. Methil, Y. Shen, D. Zhu, C.A. Pomeroy, R. Mukherjee, N. Xi, and M. Mutka, “Development of supermedia interface for telediagnostics of breast pathology,” Proceedings of 2006 IEEE In. Conf. Robot. Autom. (ICRA 2006), Orlando, FL, USA, pp. 3911–3916, 2006.

[2] J. Kim, B. Ahn, Y. Kim, and J. Kim, “Inclusion detection with haptic-palpation system for medical telediagnosis,” 2009 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC 2009), Minneapolis, MN, USA, pp. 4595-4598, 2009.

[3] D. Lupton and S. Maslen, “Telemedicine and the senses: A review,” Sociol Health Illn., vol. 39, no. 8, pp. 1557–1571, 2017.

[4] M. Pompilio, N. D ’ Aurizio, T. L. Baldi, L. Franco, G. Gabriele, and D. Prattichizzo, “A Novel Wearable Sensing Device Enabling Remote Palpation,” Proceedings of 2024 IEEE Haptics Symp. (HAPTICS 2024), pp. 149–156, Long Beach, CA, USA, 2024.

[5] K. Dong, Y. Chu, T. Fang, X. Ye, X. Wang, and F. Tang, “Wearable Photoelectric Fingertip Force Sensing System Based on Blood Volume Changes without Sensory Interference,” ACS Appl. Mater. Interfaces., vol. 15, no. 29, pp. 34578–34587, 2023.

[6] K. Ebina, M. Goto, H. Seshimo, “Development of a simple softness measurement method using a wearable force sensor and depth camera for remote edema palpation,” 47th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2025), Copenhagen, Denmark, 2025.

[7] 藤原正浩，篠田裕之，“集束超音波を用いた表面柔らかさ分布の遠隔計測，” 計測自動制御学会論文集, vol. 49, no. 4, pp. 455–460, 2013.

[8] M. Krogius, A. Haggenmiller and E. Olson, “Flexible Layouts for Fiducial Tags,” 2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS),” pp. 1898-1903, Macau, China, 2019.

© 2025 日本バーチャルリアリティ学会