

血循環からの指先接触力推定

2017年3月

日夏 俊

血循環からの指先接触力推定

日夏 俊

概要

手指の運動の複雑さに着目し、ユーザインタフェースの構築や人間に対する負荷の定量化などへの応用を目的として、様々な指先接触力計測手法の研究・開発が行われている。しかし、その多くの手法は光学センサの計測範囲によりユーザの動作や、装着型計測デバイスの構造により力を加える方向が制限されてしまうことなどの問題点が伴う。

本研究では、力を加える方向や動作範囲の制限のない指先接触力計測デバイスの開発を目的とする。血液の循環に基づいて、接触動作を行う指先から離れた基節部で計測する光電容積脈波を利用して、ユーザの指先接触力を推定する方法を提案する。提案手法では、脈波中の脈動成分と非脈動成分から、接触力と相関を持つ8個の特徴量を抽出して、多重線形回帰モデルを使用して三次元接触力を推定する。

接触力の大きさと脈波中の8個の特徴量との関係を調査するために、指先に対する直動アクチュエータによる接触力、または、被験者自身により加える接触力と、指基節部における脈波を同時に計測した。その結果、指先に対する接触力と脈波中の脈動成分や非脈動成分から抽出した特徴量との間に0.3~0.5程度の相関が確認できた。本実験で得た8個の特徴量を用いて回帰分析を行うと、誤差0.100 N/N、決定係数0.970程度の推定精度が得られることが確認できた。使用する特徴量やその個数を変更した場合の推定結果から、脈動成分や非脈動成分の両方が提案システムに有効であると示唆された。また、提案システムでは二つのセンサを使用することにより推定精度が向上し、誤差が約60%減少した。また、三次元の接触力を推定可能であることも確認できた。

キーワード：接触力，指，生体計測，光電容積脈波，血流，ヘモグロビン，
特徴量抽出，多重線形回帰

Estimation of Fingertip Contact Force Based on Blood Circulation

Shun Hinatsu

Abstract

Various methods have been proposed to measure user's fingertip contact force with a focus on complexity of human finger motion in order to apply to design of user interface, quantification of the load to human and so on. However, most of the methods restrict user's range of motion by the measurement area of the optical sensor, or limit force direction by the structure of the wearable sensing device.

This research aims to develop a wearable device to detect user's fingertip contact force without restriction of the user's motion or force direction. The author proposes a method to estimate the force of the fingertip by utilizing PPG (Photoplethysmogram) in the proximal part which is apart from the fingertip. The method extracts 8 feature values which are correlated with contact force in pulsatile and non-pulsatile components of PPG, and estimates the three-dimensional contact force by using them and multiple regression analysis.

The author conducted an experiment in order to investigate the relationship between the contact force and 8 feature values in PPG. PPG at subject's proximal part of the finger was recorded by 1 photo-detecting sensor when contact force was applied onto the fingertip by a linear moving actuator or subject himself/herself. As a result, the correlation of about 0.3-0.5 was confirmed between the contact force and the feature values in both components of the PPG. The author estimated the force by using the 8 feature values with the accuracy which included the error of about 0.100 N/N and the coefficient of determination of about 0.970. By changing the feature values and the number of them for estimation, the result indicated that both components are effective for the proposed system. In addition, using 2 photo-detecting sensors enhanced the estimation accuracy of the system with about 60% reduction of the error, and it also realized to estimate three-dimensional contact force.

**Keywords : Contact force, Finger, Bioinstrumentation, Photoplethysmogram,
Blood flow, Hemoglobin, Feature extraction, Multiple linear regression**

目次

第1章 序論	1
第2章 接触力の計測と血流への影響	3
2.1 接触力計測手法	3
2.2 手指内血流の挙動と脈波計測	10
2.3 本研究の方針と位置付け	17
第3章 接触力推定システムの構成	19
3.1 提案システムの構成	19
3.2 PPG 計測の理論	20
3.3 PPG 計測回路	23
3.4 特徴量の設定	25
3.5 推定モデルと評価指標	28
第4章 接触力推定システムの精度検証	31
4.1 実装した鉛直方向接触力推定システム	31
4.2 鉛直方向接触力に対する PPG 変化の検証	34
4.3 2 個の PTr を用いた接触力推定性能の検証	46
4.4 実験結果のまとめ・応用展開	52
第5章 結論	54
謝辞	55
参考文献	57
業績	64

目 次

1.1 血液の循環を利用した接触力推定	2
2.1 磁気センサによる弾性膜の角度計測を利用した接触力推定	4
2.2 カメラによるマーカの変位計測を利用した接触力推定	4
2.3 カメラによる皮膚変形計測を利用した接触力推定	5
2.4 歪みゲージによる指腹の変形計測を利用した接触力推定	5
2.5 歪みゲージによる爪変形計測を利用した接触力推定	6
2.6 電気抵抗計測電極による接触面積計測を利用した接触力推定	6
2.7 表面電極による筋電位計測を利用した接触力推定	7
2.8 リストバンド型デバイスによる筋電位計測を利用した接触力推定 . . .	7
2.9 カメラによる静脈像計測を利用した接触力推定	8
2.10 フォトダイオードによる血液量計測を利用した接触力推定	8
2.11 カメラによる血液量計測を利用した接触力推定	9
2.12 手指の動脈の位置	10
2.13 手指の静脈の位置	10
2.14 心拍に伴う動脈の挙動	11
2.15 指動脈中の血流と電気回路モデル	11
2.16 容積と血管壁内外圧差の関係	13
2.17 コンプライアンスと血管壁内外圧差の関係	13
2.18 P_T の大小による容積変化の違い	14
2.19 圧電式脈波計測の概要	15
2.20 光電容積脈波計測の概要およびヘモグロビンの構造	16
2.21 ヘモグロビンの吸光スペクトル	17
2.22 PPG 計測の種類	17
2.23 脈波計測の利用による指先接触力推定	18

3.1	提案システムの構成および処理の流れ	19
3.2	ある媒質に入射した光と透過後の光	20
3.3	各 PPG 計測における光量の変化	21
3.4	光-電流変換回路	22
3.5	PTr の入出力波形	22
3.6	PPG 計測回路	23
3.7	非脈動成分における特徴量	25
3.8	脈動成分における特徴量	26
4.1	実装した送受光部 (1 出力)	32
4.2	送受光部に使用した LED と PTr	32
4.3	実装したフィルタ・増幅回路 (1 入力)	32
4.4	使用した 3 軸力覚センサ	35
4.5	力覚センサと直動アクチュエータ	35
4.6	受動接触実験の様子	36
4.7	能動接触実験の様子	37
4.8	被験者に提示した映像	37
4.9	計測信号の例 (条件 1)	38
4.10	受動接触での推定例 (条件 2)	40
4.11	能動接触での推定例 (条件 4)	40
4.12	受動接触での推定例 (条件 1)	40
4.13	能動接触での推定例 (条件 6)	40
4.14	実装した送受光部 (2 出力)	46
4.15	実装したフィルタ・増幅回路 (2 入力)	46
4.16	条件 7～10 で接触力を加える方向	48
4.17	三次元接触力の推定例 (条件 8)	49
4.18	三次元接触力の推定例 (条件 10)	49
4.19	各方向の接触力と特徴量の間の相関	50

表 目 次

3.1	各特徴量の名称および解釈	28
4.1	使用した実験機器	34
4.2	使用した PC	34
4.3	実験条件の詳細	37
4.4	各特徴量と接触力との間の相関係数	39
4.5	各試行で得られた相関係数の正負内訳	39
4.6	特徴量全 8 個を使用した場合の誤差と決定係数	41
4.7	特徴量の個数を変更した場合の誤差と決定係数	41
4.8	使用した特徴量の組合せ	42
4.9	特徴量を 1 個除外した場合の誤差と決定係数	42
4.10	PTr の個数による推定性能比較	47
4.11	接触力各成分の推定精度	49

第1章 序論

人間は、常に外界に対して身体の皮膚を接触させて、物体を知覚して操作を行っている。物体を操作する多くの場合、人間は手足から様々な接触力を物体に対して及ぼし、逆に物体から人間の手足に対して様々な接触力が働いている。身体の手足における接触力を計測することで、バイオメカニクスやロボティクスなど様々な分野に応用できる。例えば、義肢が装着部位に与える力を求めることで、ユーザに負担の少ない医療用装具の設計に利用できる [1]。また、地面から足に対して生じる力を計測すれば、各関節の負担や筋肉が生じている力が求められて、スポーツなど運動時のエネルギー消費量推定に繋がる [2]。特に、手指の接触力の計測は幅広い場面に応用できる。例えば、電子機器操作のユーザインタフェースや [3]、人間の手指による把持を模したロボット [4] が挙げられる。さらに、福祉工学の観点から、高齢者の歩行を支援するナビゲーションロボットの操作 [5]、人間工学の観点から、道具操作時の手指への負担や操作性の評価 [6,7] などの例も挙げられる。したがって、手指が及ぼす接触力を計測することは重要であると考えられる。

手指は多くの関節で構成されるため、高い自由度を有している [8]。人間は、各関節の角度を変化させて、各指から加える力の大きさや方向を細かく調節することで、物体を扱っている [9,10]。手指を用いて物体を扱う際は、様々な関節角度・姿勢で指の腹側を接触させて物体を知覚して力を加える場合が主であり、動作内容の制限や接触時の感覚の阻害を伴わない接触力計測方法が求められている。

力覚センサに対して接触力を直接加えることが、最も一般的な接触力計測手法であるが、センサを対象物と指との間に介在させると、接触時のユーザの感覚を妨げたり、動作内容に制限が生じたりすることから [11]、繊細な操作の計測には適さない。接触力計測に利用できる物理現象として、対象物の変形 [12] や指変形 [13] などが挙げられる。しかし、対象物の変形を利用する手法では計測時に力を加える対象が限定されること、指変形を利用する手法では計測デバイスの装着により動作内容

や計測部位が制限されてしまうことなどの問題点がある．したがって，現在開発されている計測手法では，手指の自由度を生かした精密な操作に伴う接触力を計測する際には，ユーザの動作や計測範囲に関して制約が多いと考えられる．

本研究では，力を加える対象や動作内容，計測部位の制限を伴わずに，身体上で接触部位から離れた部位において接触力を計測する手法の開発を目的とする．ただし，作用面に対する垂直抗力および作用面上の剪断力を計測対象の三次元接触力とする．また，接触力は一点に生じる力とみなし，接触する部位における力の分布は考慮しない．本研究では，中枢から末梢を通して中枢に戻るという血液の循環により，末梢に対して接触力を加えた際に，血管の変形に伴って接触部位から離れた部位の血流が変化することに着目する．血流の変化は心臓の拍動に伴う血管内の血圧・容積変化である脈波に影響を与えるため，接触力に伴って変化する脈波の特徴量を抽出することで接触部位から離れた部位において接触力を推定可能であると考えられる．脈波計測は小型の装着型デバイスで実現でき，身体多くの部位で容易に計測可能であるため [14]，図 1.1 のように血液の循環を利用することで力を加える対象や動作の内容，計測部位の制限を伴わない接触力の計測が可能になると考えられる．

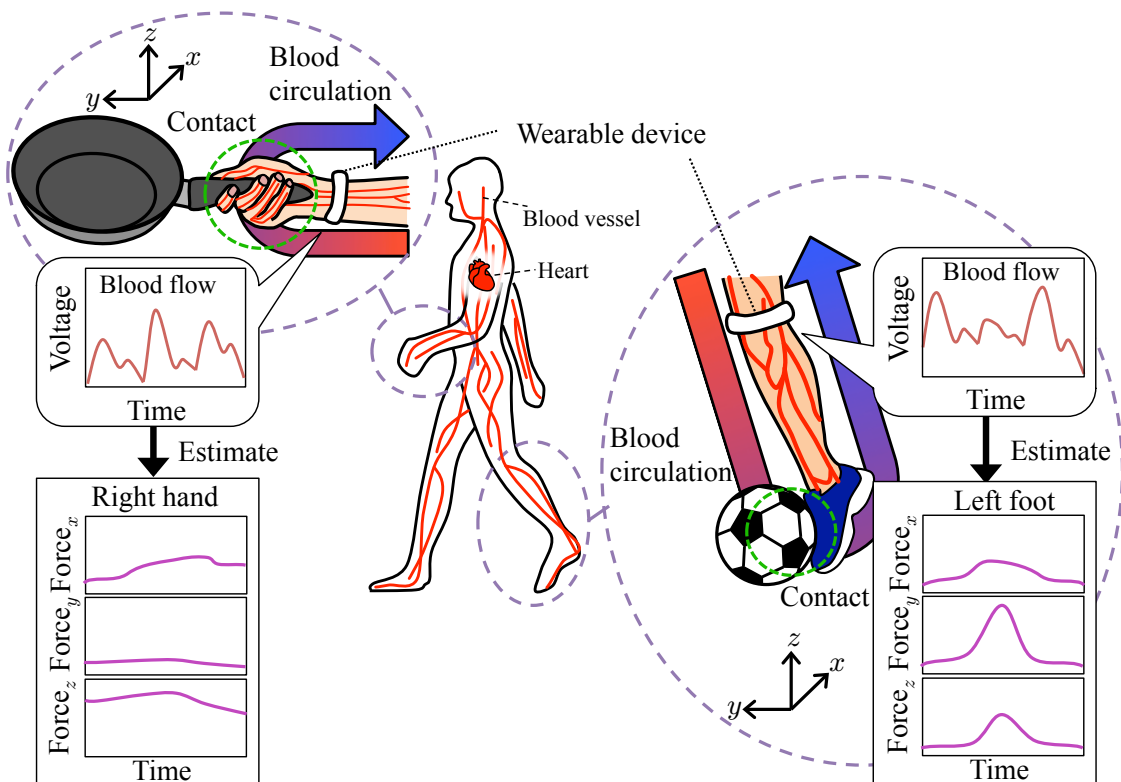


図 1.1: 血液の循環を利用した接触力推定

第2章 接触力の計測と血流への影響

本章では、まず、従来の接触力計測手法を二種類に大別して各々の具体例や特徴、原理について述べ、他手法の欠点を踏まえた上で血流変化を利用した接触力推定手法を提案する。次に、手指における血管の配置や負荷に対する血流の挙動について述べ、血流を伝播する脈波に対する接触力の影響を示す。最後に、本研究で提案する脈波計測を利用した接触力計測手法と位置づけ、方針について述べる。

2.1 接触力計測手法

力覚センサに対して接触力を加えることが、接触力を計測する最も一般的な手法である。しかし、実際に接触力を加える場合に指と対象物の間にセンサを介在させると、対象物や動作の内容を制限するため、繊細な操作の計測には適さない。センサを介在させない方法としては、接触に伴って指や対象物に生じる力学的な変形を主とする物理現象を利用する方法が挙げられる。例えば、指で対象物に接触力を加えると、対象物中の点に変位が生じたり、逆に力を加えた指に歪みが生じる。また、体内の神経活動や循環機能に由来する生理現象を利用する方法も挙げられる。例えば、指で接触力を加える際、筋電位の変化や血液分布の変化が生じる。以上の現象を利用して、接触力計測に利用する手法について述べる。

2.1.1 物理現象を利用する手法

対象物の変形を利用する手法

人が対象物に対して接触力を加える際の、対象物の変形を利用する接触力計測手法が開発されている。

図 2.1 に示す Han らのシステム [12] は、永久磁石とホール素子による磁気センサと、弾性を持つ膜により構成される。接触力を加えた際の膜の角度変化を、膜の隅に装着した磁気センサにより計測することで、接触力を弾性体の変位と力の関係から推定している。この手法は、膜上の任意の位置における接触力を計測できるという利点があるが、対象物が弾性を持つ物体に限定されることや、膜の固定により使用できる環境が限定されるという欠点がある。

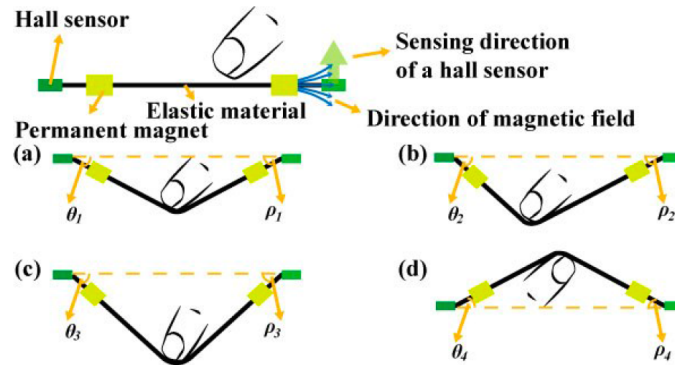


図 2.1: 磁気センサによる弾性膜の角度計測を利用した接触力推定 [12]

Kamiyama らのシステムを図 2.2 に示す。弾性を持ち透明な直方体にマーカを埋め込み、接触力を加えた際のマーカの変位をカメラを用いて計測することで接触力の推定を行っている [15]。この手法は力の分布を計測できるという利点があるが、計測対象がマーカを埋め込んだ弾性体に限定され、計測範囲がマーカの配置により制限されてしまうという欠点がある。

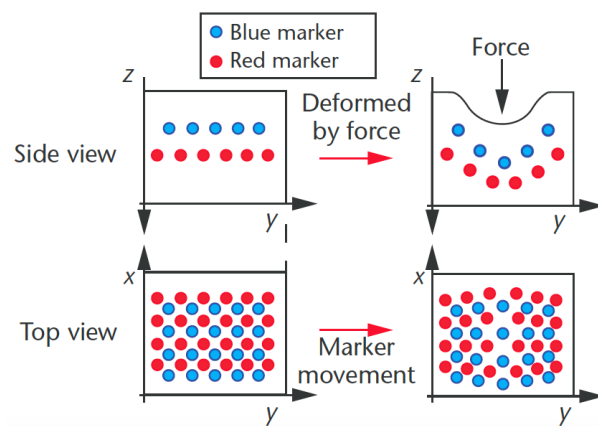


図 2.2: カメラによるマーカの変位計測を利用した接触力推定 [15]

大野らのシステムを図 2.3 に示す．ユーザが片方の掌に対して他方の手の指で接触力を加えた際の，掌の表面の変形をカメラで計測する．その変形を三方向の力が寄与する成分に分解することで，指から掌への三次元の接触力を推定している [16]．カメラにより計測を行うためにユーザの拘束を伴わないという利点があるが，ユーザの動作範囲がカメラの視野内に制限されることや，動作速度が大きい場合に高精度な接触力計測を行うことが難しいことなどの欠点がある．

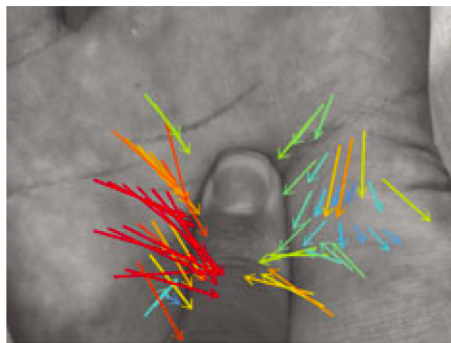


図 2.3: カメラによる皮膚変形計測を利用した接触力推定 [16]

指変形を利用する手法

接触力を加える際の力の大きさや方向に応じた指の変形に基づいた接触力計測手法が研究されている．

図 2.4 に示す Nakatani らの手法 [13] では，歪みゲージを搭載した装着型デバイスを指先に取り付けて，押下時の指腹の水平方向への変形の計測を基に三次元の指先接触力を推定している．この手法は，指腹には何も装着しないために接触力を加える対象を問わず使用できるという利点があるが，装着型デバイスにより指先自体が拘束されて動作が制限され，さらに計測部位が指先に限定されるという欠点がある．

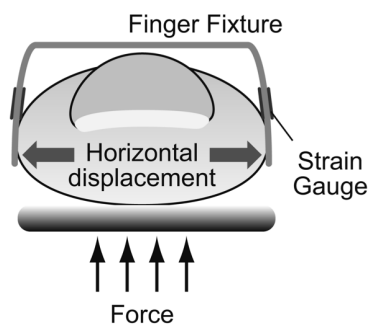


図 2.4: 歪みゲージによる指腹の変形計測を利用した接触力推定 [13]

図 2.5 に示す白井らの手法 [17] では、歪みゲージを爪に取り付けて、接触時の爪の歪みを計測することで三次元の指先接触力を推定している。この手法も、接触力を加える対象を問わず使用できるという利点があるが、装着型デバイスにより動作や計測部位の制限が伴うという欠点がある。

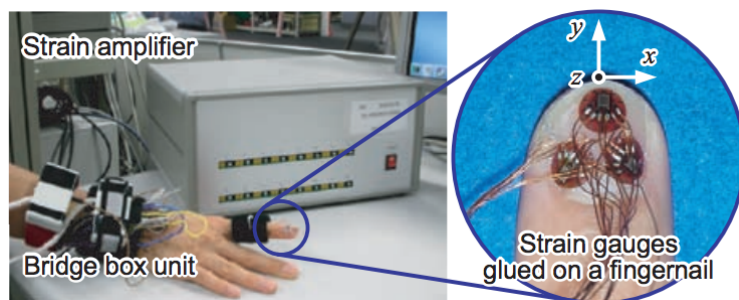
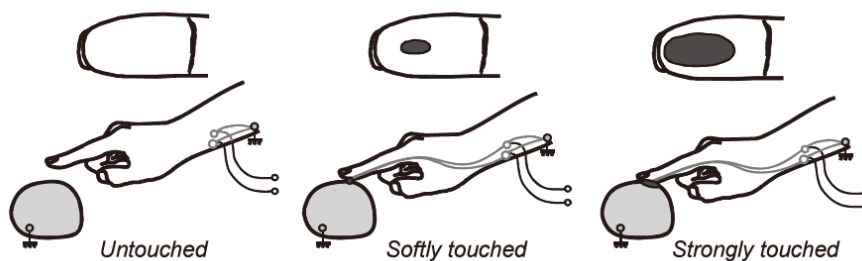


図 2.5: 歪みゲージによる爪変形計測を利用した接触力推定 [17]

Yoshimoto らのシステム [18] を図 2.6 に示す。指で物体に接触する際、接触力に応じて接触面積が変化することに着目し、指中節部に取り付けた電極から指と物体の間の電気抵抗を計測することで、接触力の大きさを推定している。この手法は、接触状態に影響を与えないことや、指以外にも計測箇所を拡張できることなどの利点があるが、出力電圧が肌の乾燥状態により変化する、または、対象物が導電体に限られるという欠点がある。

Mechanical diagram



Electrical diagram

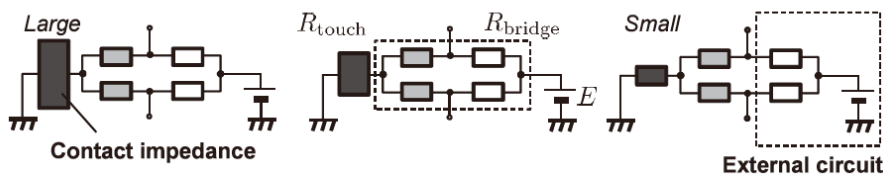


図 2.6: 電気抵抗計測電極による接触面積計測を利用した接触力推定 [18]

2.1.2 生理現象を利用する手法

筋電位を利用する手法

指先で接触力を加える際、筋電位が変化することを利用した接触力計測手法が研究されている。

小川らのシステムを図 2.7 に示す。腕に表面電極を貼り付けて計測した筋電位を基に指先接触力を推定している [19]。この手法は、指先から離れた部位における計測により接触力を推定でき、力を加える対象物を制限しないという利点があるが、電極の適切な配置を決定することが難しいという欠点がある。

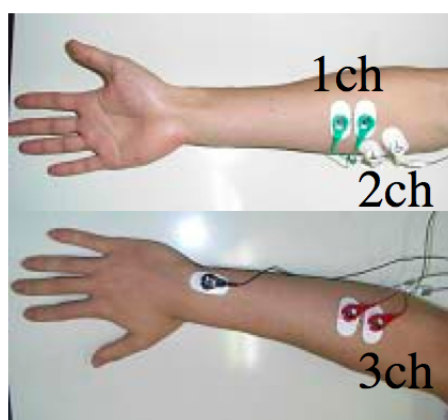


図 2.7: 表面電極による筋電位計測を利用した接触力推定 [19]

図 2.8 に示す牧野らのシステムでは、柔軟なリストバンド型デバイスにより計測した筋電位を基に指先接触力を推定している [20]。この手法は、力を加える対象物を制限しないという利点に加えて、電極の厳密な配置が不要という利点があるが、身体上でデバイスにより拘束される部位が大きいという欠点がある。

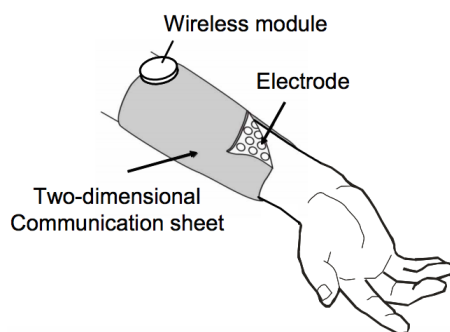


図 2.8: リストバンド型デバイスによる筋電位計測を利用した接触力推定 [20]

血液を利用する手法

指先で接触力を加える際、指腹の変形に伴って指先の血液の挙動が変化することを利用した接触力計測手法が研究されている。

指腹で接触力を加えた際の指の変形に伴い、接触面における静脈像が変化する。星らは図 2.9 のように指で透明な板に対して接触力を加えた際、指腹部の血液分布を近赤外光とカメラを用いて計測することで力の方向や大きさを推定している [21]。この手法は、指腹側にカメラを必要とするため、ユーザの動作範囲や力を加える方向に制限がある。

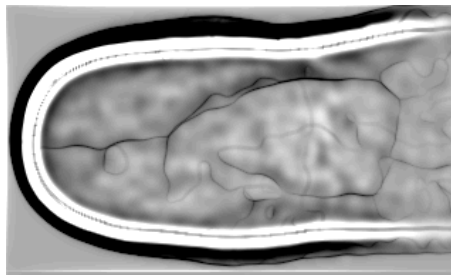


図 2.9: カメラによる静脈像計測を利用した接触力推定 [21]

Mascaro らのシステム [22,23] を図 2.10 に示す。爪の上部に LED やフォトダイオードを搭載したデバイスを装着し、LED から爪に対して赤外光を照射して、指先の血液量に応じた光の減衰をフォトダイオードにより計測することで指の三次元接触力を推定している。この手法は、指腹には何も装着しないために接触力を加える対象を問わず使用できるという利点があるが、爪の上部にデバイスを装着するためには計測対象が指の腹側から加える接触力に制限されるという欠点がある。

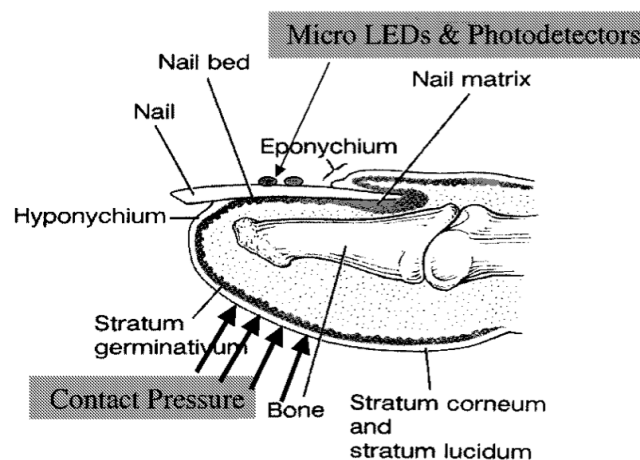


図 2.10: フォトダイオードによる血液量計測を利用した接触力推定 [22]

図 2.11 に示す小川らのシステムでは、カメラを用いて指先の血液量を計測することで、接触力の大きさ及び方向を推定している [24]。この手法はユーザの手指を拘束しないという利点があるが、ユーザの動作範囲がカメラの視野内に制限されるという欠点がある。

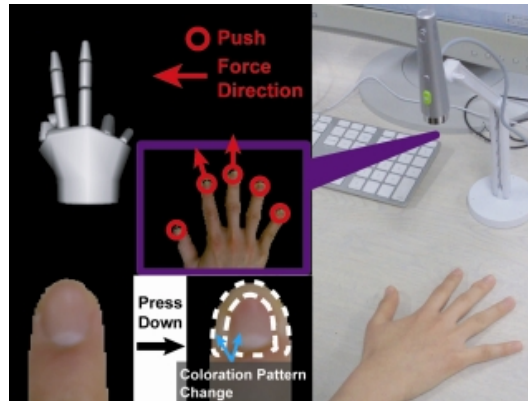


図 2.11: カメラによる血液量計測を利用した接触力推定 [24]

血液を利用する手法は、接触している指で起こる現象に着目しているため、概して接触力を加える対象を制限しないという利点がある。また、指が接触する作用面に対する垂直抗力の大きさに限らず、作用面上の剪断力も含めた三次元接触力を推定できるという利点もある。ところが、力を加えている接触部位とセンサによる計測部位が一致している、または、近接しているために、ユーザが力を加える方向および動作範囲の制限を伴うという欠点がある。一方、血液は中枢から末梢へ流れて中枢へ戻るという循環の性質を有することに着目すると、末梢で接触力を加えた際に離れた部位の血流も変化すると考えられる。したがって、血液の循環を利用することで離れた部位から接触力を推定できる可能性があり、前述の欠点を補えると考えられる。

2.2 手指内血流の挙動と脈波計測

本節では、手指の血管の性質に触れたうえで、指先に接触力が加えられた際に、末梢血管から離れた位置で血流を解析することにより、末梢から加える接触力に伴って変化する情報を抽出可能であることを示す。次に、血流に伴う血管の容積変化である脈波を計測する手法について述べ、本研究に利用する脈波計測手法の検討を行う。

2.2.1 接触力に伴う血流変化

図 2.12 に手指の動脈の位置、図 2.13 に手指の静脈の位置を示す [25–27]。血液は中枢から動脈を通して指先へ流れ、指先の毛細血管を介して静脈を通して中枢に戻る。各手指には、固有掌側指動脈 (Proper palmar digital arteries) と呼ばれる 2 本の大きな動脈が基節部から末節部に位置している [28, 29]。固有掌側指動脈は指骨よりも掌側に位置しているため、特に掌側からの接触力の影響を受けることが知られている [30]。

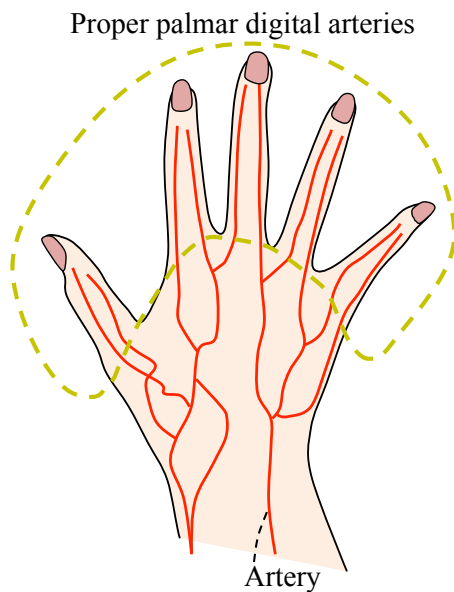


図 2.12: 手指の動脈の位置

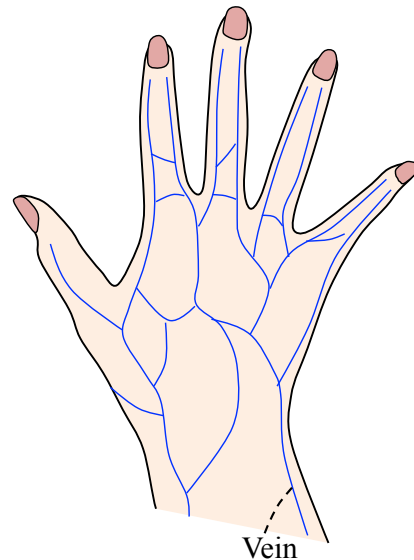


図 2.13: 手指の静脈の位置

指の血液は、固有掌側指動脈中を中枢から指先へと流れ、静脈を通して中枢に戻る。動脈は弾性を示すこと、毛細血管をはじめとする末梢血管は収縮性を持ち血流の即刻の流出を妨げることで、図2.14に示すように心臓の収縮・弛緩時の駆出血流に伴って動脈は伸展・収縮し、血管内圧および容積の変化である脈波を生じる [31–33]。

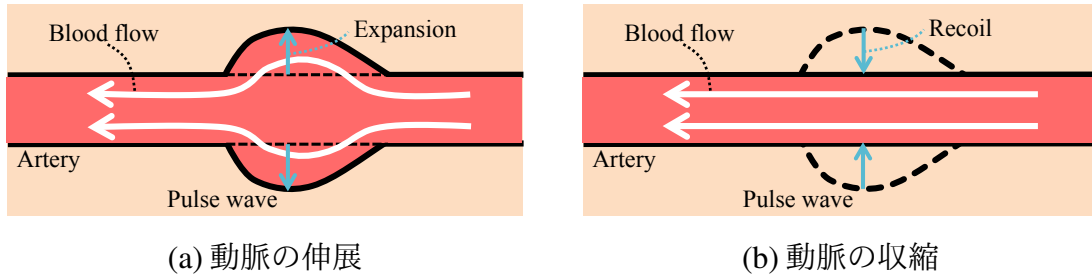


図 2.14: 心拍に伴う動脈の挙動

血管を単純化した流れのモデルとして考えると、電気回路の類推として説明できる [34,35]。手指内の血管は、図2.15に示すように対応付けることができる。血流量を電流、血管の内圧差を電位差、血管の抵抗を電気回路における抵抗に置き換えることができる。

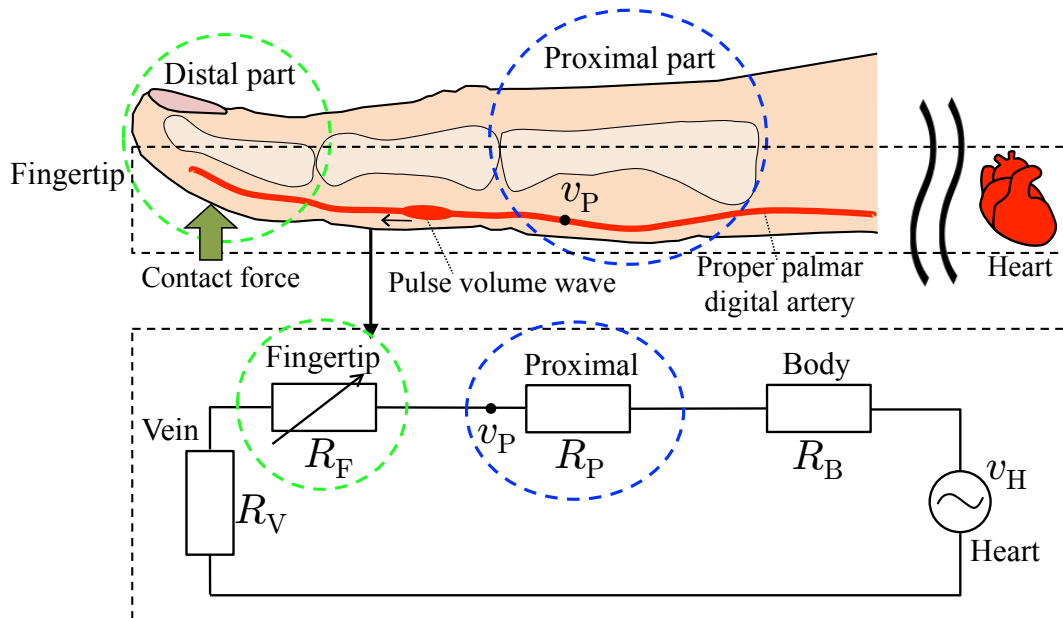


図 2.15: 指動脈中の血流と電気回路モデル

図 2.15 に示すように，心臓による血液の駆出圧力を v_H ，静脈，指先，基節部，他の部位における血管抵抗を，それぞれ R_V ， R_F ， R_P ， R_B と設定して，指内における血管内圧の変化を考える．基節部動脈における血管内圧 v_P は式 (2.1) で表される．

$$\begin{aligned} v_P &= \frac{R_F + R_V}{R_B + R_P + R_F + R_V} v_H \\ &= \frac{1}{1 + \frac{R_B + R_P}{R_F + R_V}} v_H \end{aligned} \quad (2.1)$$

指先の接触力により末梢血管に力が加えられると，指先の血管抵抗 R_F が増加する． R_F を変数として考えると，式 (2.2) のように v_P を R_F で微分すると常に正となることから， v_P は R_F に依存して単調増加である．したがって，指先の接触力の増加による抹消部の血管に対する負荷に伴い，基節部の動脈における血管内圧が増加すると考えられる．

$$\frac{\partial v_P}{\partial R_F} = \frac{R_B + R_P}{(R_B + R_P + R_F + R_V)^2} v_H > 0 \quad (2.2)$$

一方，心臓の拍動に由来する血管の脈動は血管内圧および外圧に依存しており，その差圧である血管壁内外圧差に応じて血管容積が変化する．血管内圧を P_{IN} ，外圧を P_{OUT} とすると，血管容積 W は血管壁内外圧差 $P_T (= P_{IN} - P_{OUT})$ の関数として式 (2.3) で表される．図 2.16 に W と P_T との関係を示す．また，コンプライアンス D は P_T の関数として式 (2.4) で表される [32]．図 2.17 に D と P_T との関係を示す [30]．

$$(2.3)$$

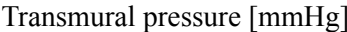


図 2.16: 容積と血管壁内外圧差の関係 [30]

(2.4)

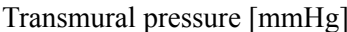


図 2.17: コンプライアンスと血管壁内外圧差の関係 [30]

W_M は最大容積， W_0 は $P_T = 0$ の場合の容積， D_M は血管の最大コンプライアンスである．先述のように指先の接触力により抹消血管に力が加えられると，指先の血管抵抗 R_F が増加するため，固有掌側指動脈における血流量が減少し，基節部における容積が減少すると考えられる．また，心臓の拍動に伴い血管壁内外圧差 P_T は一定の圧力を基準として変動し，容積もその変動に伴い変化する．本研究では，この一定の圧力に伴う脈波の容積変化を非脈動成分，圧力の変動に伴う脈波の容積変化を脈動成分と定義し，接触力を反映する血流情報として着目する．図 2.16 より， $P_T = 0$ のとき血管壁内外圧差が ΔP_T 変化すると，容積は ΔW_1 変化する． $P_T > 0$ のとき，同様に血管壁内外圧差が ΔP_T 変化すると，容積は $\Delta W_2 (< \Delta W_1)$ 変化する．したがって， $P_T > 0$ では P_T の増加によってコンプライアンス D は減少するため，図 2.18 に示すように内圧変化に伴う容積変化は小さくなる [36,37]．

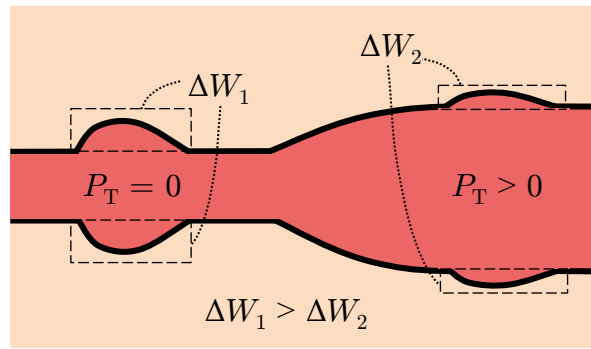


図 2.18: P_T の大小による容積変化の違い

以上より，末梢に生じる負荷により末梢及び末梢から離れた位置での血流が変化し，血流変化に伴う血管の内圧および容積の変化である脈波に影響を与えと考えられる．特に，手指においては中手指節間関節付近から分岐して各指に 2 本ずつ位置する固有掌側指動脈により [38]，指先への負荷により基節部における血流や脈波に影響が生じやすいと考えられる．血流を計測する方法としては超音波やレーザ光を用いる方法が挙げられるが，計測値がプローブを当てる位置や角度に依存するという問題点や，光学系の装置が複雑かつ調整が難しいという問題点などが挙げられ [39,40]，従来の接触力計測手法のようにインタフェース等への応用には適さない．一方，脈波計測は身体の様々な部位において，指輪型や腕輪型，イヤホン型などユーザへの負担が少ない様々な形態で実現できることから [14,41]，計測の自由度が比較的高

い。したがって、同じ固有掌側指動脈が位置する一本の手指の中で、実際に接触力が生じている指先から離れた基節部において脈波計測を行い、その結果を利用することで末梢への負荷を推定できると考えられる。

2.2.2 脈波計測手法

血流変化に伴う血管の内圧や容積の変化である脈波は様々な手法で計測できる [42]。具体的には、チャンバ式脈波計測や電気インピーダンス式脈波計測、圧電式脈波計測 [43]，光電容積脈波計測 [44] が挙げられる。以下では、手指で行える脈波計測手法の具体例と特徴について述べ、本研究に利用する手法の検討を行う。

圧電式脈波計測

圧電式脈波計測の概要を図 2.19 に示す。血管の容積変化に伴って、血管の内圧変化による振動は生体組織を経て皮膚表面へと伝わる。圧電式脈波計測では、手指に装着した圧電素子により計測される振動を脈波計測に利用している [45]。この手法は、血管壁の振動を直接検出できるため高精度な計測を実現できるという利点があるが、腕や指を動かした際に重畳するアーチファクトが大きいという欠点がある [46]。

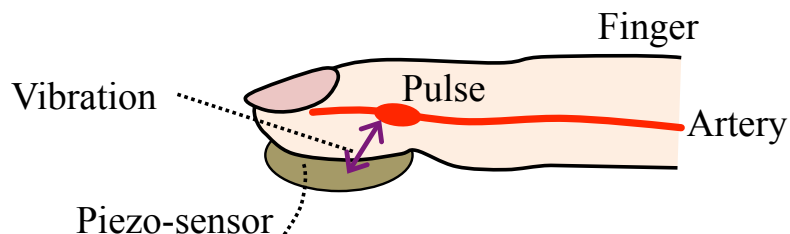


図 2.19: 圧電式脈波計測の概要 [45]

光電容積脈波計測

光電容積脈波 (PPG : Photoplethysmogram) 計測の概要およびヘモグロビンの構造を図 2.20 に示す。血液中のヘモグロビンは赤血球が有する蛋白質であり、ヘムとグロビン蛋白より構成される。図 2.20 の左下に示すように、ヘムは中心に酸素と結合する鉄原子を持ち、酸素の有無によりヘモグロビンには酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンが存在する。この鉄原子が血液の赤色の由来である [44]。図 2.21 に示すように両ヘモグロビンは近赤外光に対して強い吸光特性を示す [47]。PPG 計測では、可視光から赤外光領域 (400~1400 nm) における血液中のヘモグロビンの吸光特性 [48] を利用し、心臓から血液が送り出される際の血管の容積変化を計測する。具体的には、発光ダイオード (LED : Light Emission Diode) などから光を血管に対して照射した際の受光量の変化をフォトランジスタ (PTr : Photo Transistor) などで計測し、電気信号として脈波を得る [42]。図 2.22 に示すように計測部を挟んで送光部と受光部を向かい合わせに設置する透過式と、送光部と受光部を計測部位に向けて隣接して設置する反射式が存在する。PPG 計測は、指先など身体の様々な部位で計測できるという利点があるが [49-51]、部位とセンサの接触状態によって出力が大きく変動してしまうという欠点がある [44]。

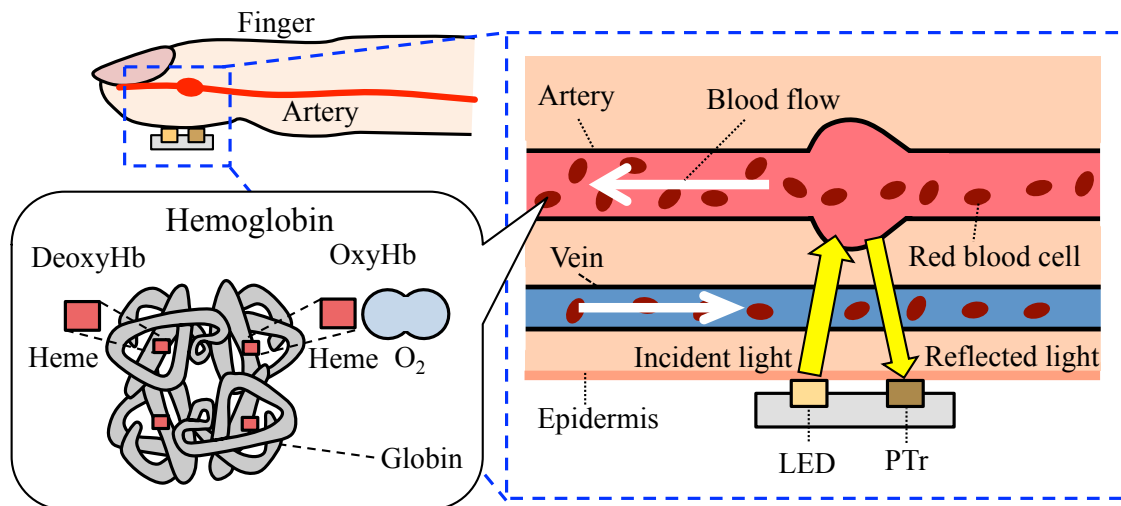


図 2.20: 光電容積脈波計測の概要およびヘモグロビンの構造 [52]

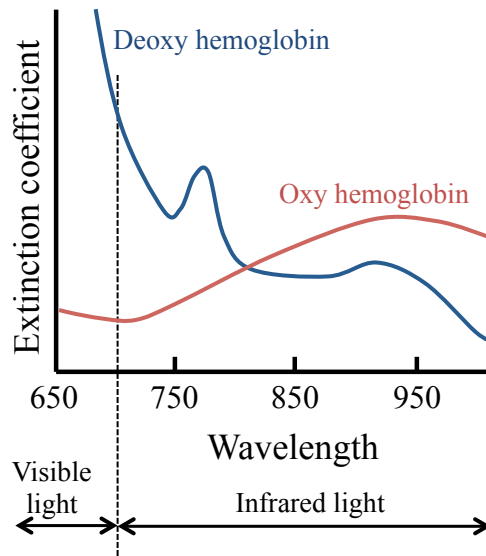


図 2.21: ヘモグロビンの吸光スペクトル [53]

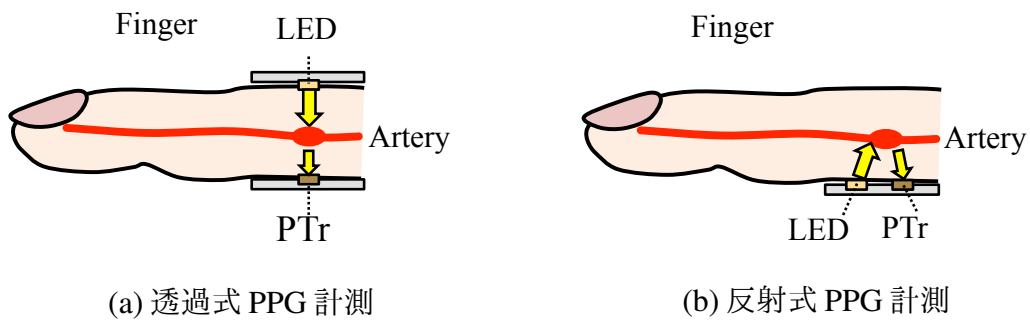


図 2.22: PPG 計測の種類

2.3 本研究の方針と位置付け

本研究では、手指の末節・基節間の血液循環および血管容積変化を利用することで、動作部位である指先の拘束を伴わず、接触力を加える方向の自由度や対象物の汎用性が高い接触力計測手法の開発を目的とする。2.2節で示した通り、中枢から末梢を通して中枢へ戻る血液の循環および手指内の固有掌側指動脈に着目すると、指先で接触力を加えると指先から離れた基節部において血流が変化する。血流の変化として血管内圧・容積変化である脈波を基節部で計測し、接触力による非脈動成分および脈動成分の変化を反映する特徴量を抽出して解析することで指先接触力を推定できると考えられる。以上の手法により、対象物の変形や接触面積の変化を利用する手法に伴う対象物の制限や、指変形を利用する手法に伴う動作内容の制限など

を伴わずに、図2.23に示すように接触力を計測することが可能になると考えられる。脈波計測手法としては、圧電式脈波計測と光電容積脈波計測が挙げられるが、前者は圧電素子を最適な圧力で装着することが難しい。計測装置をより小型化できることや [14]、身体多くの部位で容易に計測可能であることから、反射式光電容積脈波計測を利用する。しかし、脈波は外部からの負荷を受けて変化し [54]、さらに人間の健康状態や運動などによっても大きく変動し、血管構造の複雑さからも再現性の高い計測は困難である。本研究では、計測システムの実装や被験者実験を行い、脈波を用いた接触力計測の実現可能性を示し、接触力の推定精度の検証や応用の検討を行う。

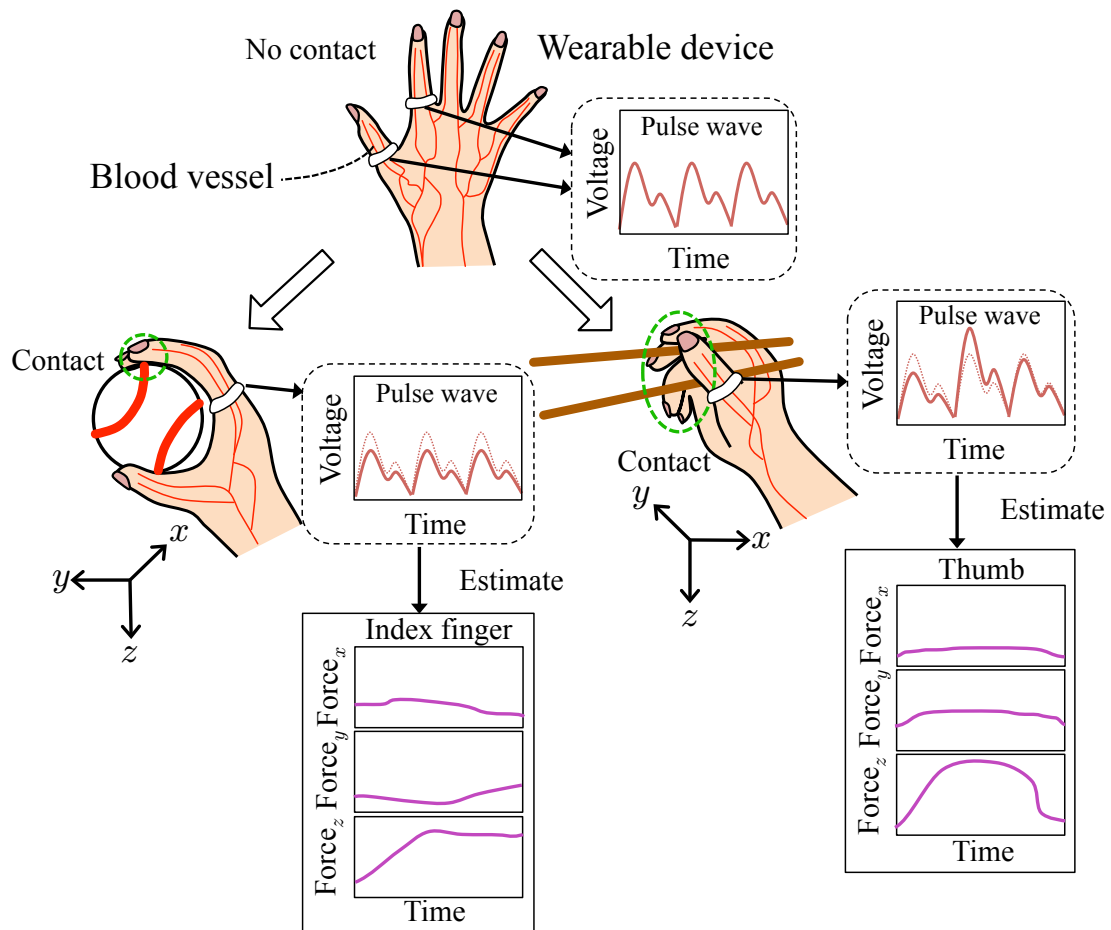


図 2.23: 脈波計測の利用による指先接触力推定

第3章 接触力推定システムの構成

本章では、まず、光電容積脈波計測を利用した接触力推定システムの構成について述べる。次に、提案システムで利用する光電容積脈波計測の理論および提案システムを構成する回路について述べる。最後に、接触力推定に使用する脈波特徴量および回帰分析を利用した推定と評価の方法について述べる。

3.1 提案システムの構成

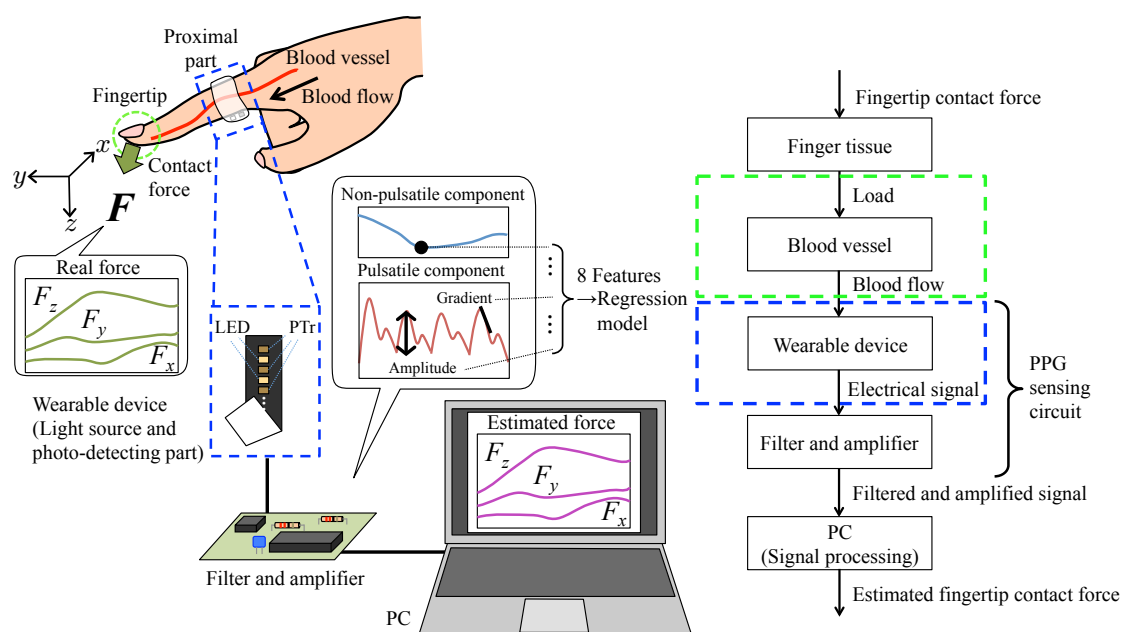


図 3.1: 提案システムの構成および処理の流れ

提案システムの構成および処理の流れを図 3.1 に示す。提案システムは大きく分けて装着型計測デバイスと回路で構成される。ユーザは計測デバイスを指の基節部に装着し、デバイス上の発光ダイオード (LED : Light Emission Diode) とフォトトランジスタ (PTTr : Photo Transistor) により基節部の脈波を計測する。手指で接触力を加

えた際に皮下組織を通じて血管に負荷が生じて血流が変化し，計測される波形に変化が生じると考えられる．回路で信号を処理後 AD 変換を介して PC に取り込み，接触力に応じて変化する特徴量を抽出して接触力の推定に利用する．

3.2 PPG 計測の理論

光が図 3.2 のように厚さ d の媒質に入射したとき，入射した光の強度 I_{IN} と透過後の光の強度 I_{OUT} には式 (3.1) で表される Lambert-Beer の法則が成り立つ [55]．

$$I_{\text{OUT}} = I_{\text{IN}} \exp(-bd) \quad (3.1)$$

b は媒質に依存する吸光定数である．

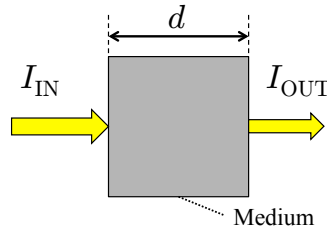


図 3.2: ある媒質に入射した光と透過後の光

以下では，式 (3.1) を PPG 計測の場合について考える [56]．2.2.1 節で定義した一定の圧力に伴う脈波の容積変化である非脈動成分，圧力の変動に伴う脈波の容積変化である脈動成分の有無を考慮して，血管を含む部位に光を入射した際の透過光および反射光を導出する．

まず，図 3.3(a) に示すように，透過式 PPG 計測の場合を考える．入射した光量を I_0 ，脈動成分により容積が増加した動脈を透過した後の光量を I_{H1} ，非脈動成分のみで容積が変化していない動脈を透過した後の光量を I_{L1} とする．ただし，光路に骨は含まれないとする． I_{H1} ， I_{L1} は，それぞれ式 (3.2)，(3.3) で表される．

$$I_{\text{H1}} = I_0 \exp(-b_{\text{DC}}d_{\text{DC}} - b_{\text{Hb}}d_{\text{MIN}}) \quad (3.2)$$

$$I_{\text{L1}} = I_0 \exp(-b_{\text{DC}}d_{\text{DC}} - b_{\text{Hb}}d_{\text{MAX}}) \quad (3.3)$$

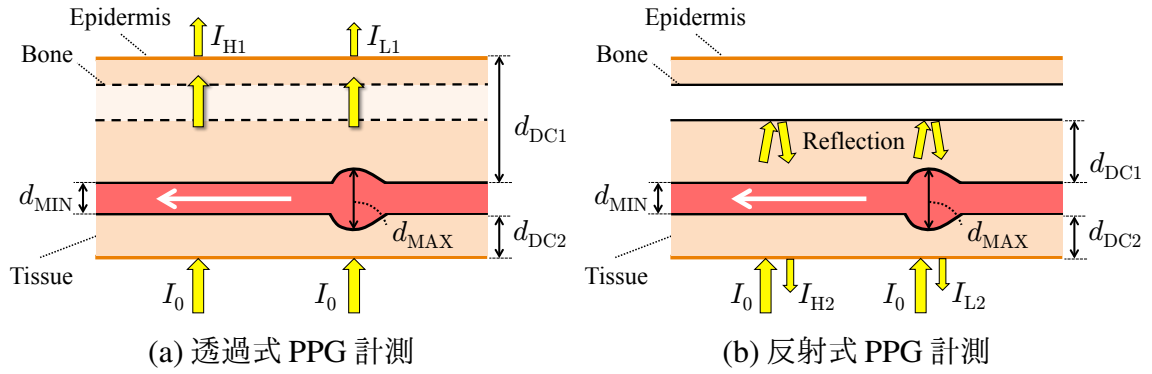


図 3.3: 各 PPG 計測における光量の変化

b_{Hb} , b_{DC} は、それぞれ動脈中のヘモグロビンの密度に依存する吸光定数、他の組織中の吸光物質に依存する吸光定数である．また、 d_{MIN} は脈動が発生しない場合の動脈径、 d_{MAX} は脈動が発生する場合の動脈径の最大値である． d_{DC} は、光路の中で脈動の有無により変化しない部分の長さであり、動脈壁厚や静脈径、皮下組織の厚みなどに相当する．ただし、図 3.3(a)(b) とともに $d_{DC} = d_{DC1} + d_{DC2}$ であり、動脈の前後の光路長は脈動の有無に依存せず、 d_{DC1} や d_{DC2} で一定であるとみなす．

次に、図 3.3(b) に示すように、反射式 PPG 計測の場合を考える．反射式 PPG 計測では、透過式 PPG 計測と同様に光を入射した際の、骨における反射を利用する [57,58]．入射した光量を I_0 、脈動成分により容積が増加した動脈を透過した後の光量を I_{H2} 、非脈動成分のみで容積が変化していない動脈を透過した後の光量を I_{L2} とする． I_{H2} 、 I_{L2} は、それぞれ式 (3.4)、(3.5) で表される．

$$I_{H2} = I_0 \exp(-2b_{DC}d_{DC} - 2b_{Hb}d_{MIN}) \quad (3.4)$$

$$I_{L2} = I_0 \exp(-2b_{DC}d_{DC} - 2b_{Hb}d_{MAX}) \quad (3.5)$$

以上で得られた光量の変化を、図 3.4 に示す回路において、PTr を用いて電気信号に変換する．PTr に入力される光が強いほど、より大きな電流が抵抗 R_T に流れ、PTr のコレクタ電位 v_{PTr} は低くなる．したがって、 I_{H1} 、 I_{H2} を入力した時のコレクタ電位を v_{BASE} とし、 I_{L1} 、 I_{L2} を入力した時のコレクタ電位を v_{PEAK} とすると、 $I_{H1} > I_{L1}$ および $I_{H2} > I_{L2}$ に対して、 $v_{BASE} < v_{PEAK}$ となる．図 3.5 に、PPG 計測において PTr に入力される光量、PTr が出力する電気信号の波形を示す．

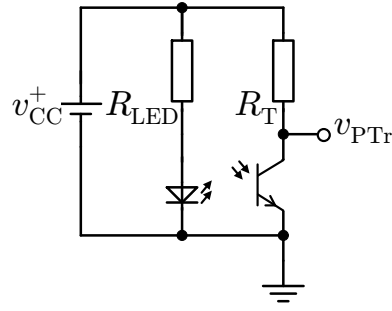


図 3.4: 光-電流変換回路

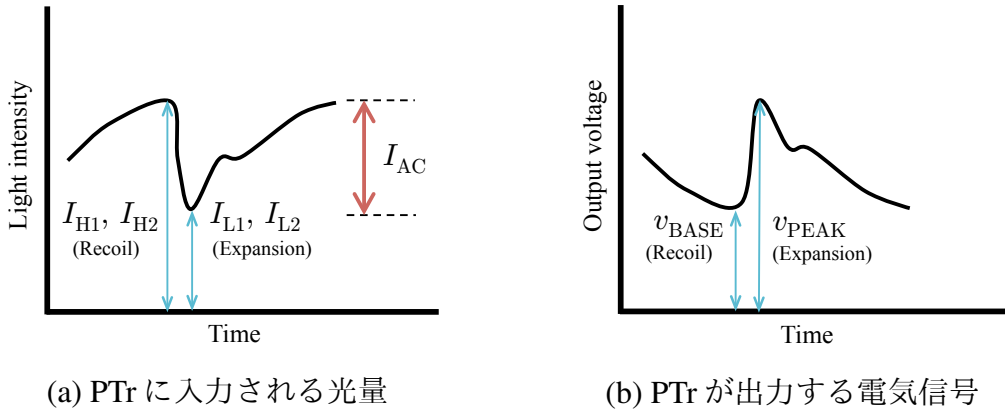


図 3.5: PTTr の入出力波形 [56]

血管中における脈動の有無による光路長の変化を $\Delta d = d_{\text{MAX}} - d_{\text{MIN}}$ とする．脈動成分を反映する光量 I_{AC} は，透過式 PPG 計測の場合は式 (3.6)，反射式 PPG 計測の場合は式 (3.7) で表される．

$$\begin{aligned}
 I_{\text{AC}} &= I_{\text{L1}} - I_{\text{H1}} \\
 &= I_0 \exp(-b_{\text{DC}}d_{\text{DC}} - b_{\text{Hb}}d_{\text{MIN}}) - I_0 \exp(-b_{\text{DC}}d_{\text{DC}} - b_{\text{Hb}}d_{\text{MAX}}) \\
 &= I_{\text{L1}}(1 - \exp(-b_{\text{Hb}}\Delta d))
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

$$I_{\text{AC}} = I_{\text{L2}}(1 - \exp(-2b_{\text{Hb}}\Delta d)) \tag{3.7}$$

以上より，脈動の有無により光路が Δd 変化すると，脈動成分を反映する光量 I_{AC} が変化する．したがって，PTTr を用いて光量を電流に変換することで，血流の変化を電気信号として取得することができる．

3.3 PPG 計測回路

図 3.6 に提案システムに組み込む PPG 計測回路を示す．2.2.1 節で述べた通り，負荷によって PPG は脈動成分も非脈動成分も変化することが予想されるため，同二成分を別に計測して解析する必要がある．そのために本回路は，送受光部と脈動成分処理部，非脈動成分処理部から構成されている．

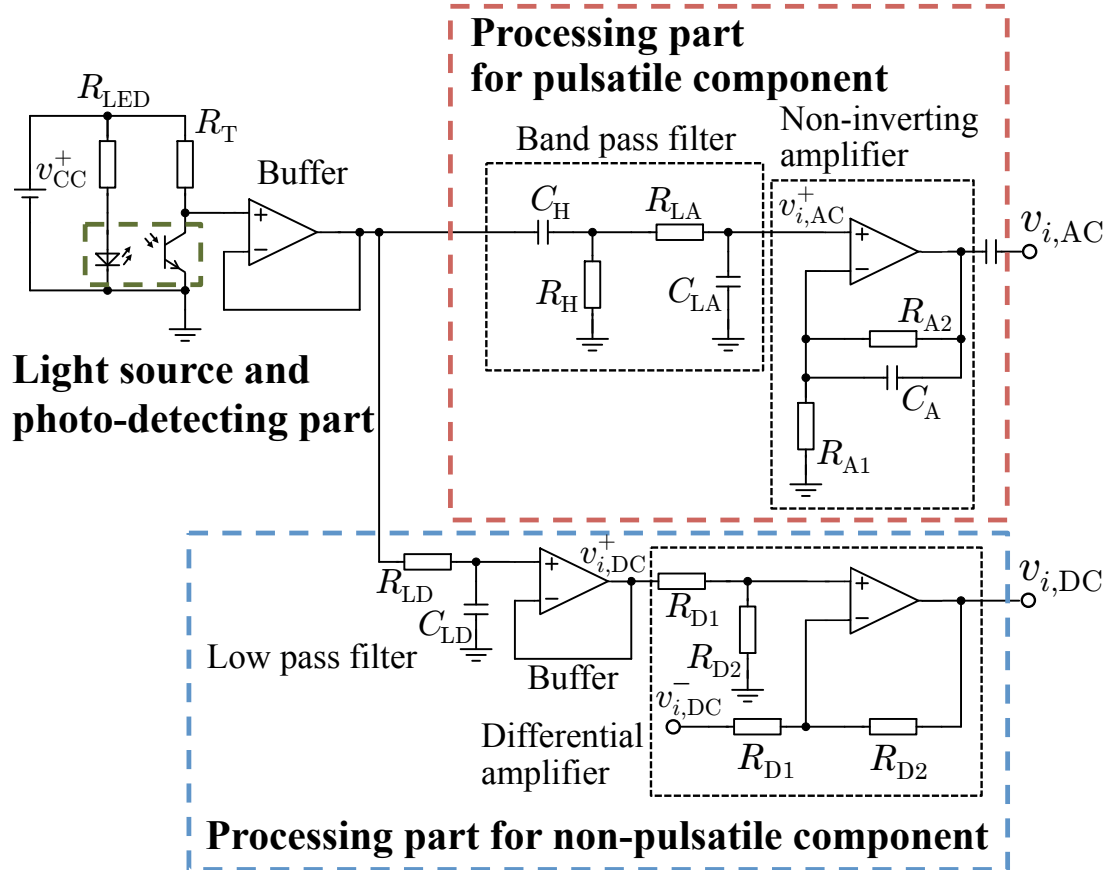


図 3.6: PPG 計測回路

脈動成分処理部のフィルタ回路は非脈動成分や高周波雑音を遮断するために，高域通過フィルタと低域通過フィルタを直列に接続した帯域通過フィルタを使用する．この帯域通過フィルタの遮断周波数は式 (3.8)，(3.9) で表される．

$$f_{\text{HPF}} = \frac{1}{2\pi C_H R_H} \quad (3.8)$$

$$f_{\text{LPFA}} = \frac{1}{2\pi C_{LA} R_{LA}} \quad (3.9)$$

脈波に伴う脈動成分の変動は微小なため、非反転増幅回路を用いて増幅を行う。図 3.6 の非反転増幅回路の入力電圧 $v_{i,AC}^+(t)$ と出力電圧 $v_{i,AC}(t)$ の関係は式 (3.10) で表される (t : 時刻). i は PTr を複数使用した場合の番号に相当し、各 PTr の出力は別々の回路で処理する。ただし、各回路の遮断周波数や増幅率は同一である。

$$v_{i,AC}(t) = \left(1 + \frac{R_{A2}}{R_{A1}}\right) v_{i,AC}^+(t) \quad (3.10)$$

$v_{i,AC}(t)$ が、本回路により出力される脈動成分の電圧である。非脈動成分処理部のフィルタ回路は高周波雑音を遮断するために、低域通過フィルタを使用する。この低域通過フィルタの遮断周波数は式 (3.11) で表される。

$$f_{LPFD} = \frac{1}{2\pi C_{LD} R_{LD}} \quad (3.11)$$

非脈動成分の変動は微小かつバイアス電圧が高いため、減算増幅回路を用いてゼロ点調整及び増幅を行う。図 3.6 の減算増幅回路の入力電圧 $v_{i,DC}^+(t)$, $v_{i,DC}^-(t)$ と出力電圧 $v_{i,DC}(t)$ の関係は式 (3.12) で表される。

$$v_{i,DC}(t) = \frac{R_{D2}}{R_{D1}}(v_{i,DC}^+(t) - v_{i,DC}^-(t)) \quad (3.12)$$

$v_{i,DC}(t)$ が、本回路により出力される非脈動成分の電圧である。ゼロ点調整の際は、 $v_{i,DC}^+(t)$ を AD 変換器を介してコンピュータに取り込み、ゼロからの逸脱量に応じて減算増幅回路の反転入力端子側への入力電圧 $v_{i,DC}^-(t)$ をフィードバック制御により自動調整する。

3.4 特徴量の設定

指先接触力を推定するために、脈動成分および非脈動成分において接触力に応じて変化すると考えられる $Q_{i,1}(t) \sim Q_{i,8}(t)$ の 8 個の特徴量を各 PTr の出力毎に設定する．各特徴量は PPG 計測回路が出力する $v_{i,DC}(t)$ および $v_{i,AC}(t)$ から抽出し、回帰分析に使用する．ただし、実際には回路や力覚センサの出力電圧を AD 変換により PC に取り込むため、以下では各信号や特徴量を $v_{i,DC}[n]$, $Q_{i,1}[n]$ のように表される離散信号として扱う (n : 離散時刻).

非脈動成分では、図 3.7 に示すような時刻 n を中心とする時間窓内の移動平均を求めて平滑化した $Q_{i,1}[n]$ を特徴量として定義する．各時間窓は h 個のデータ点を有し、 $Q_{i,1}[n]$ は式 (3.13) で定義される．ただし、 h は偶数であり、 $m_1 = n - h/2 - 1$, $m_2 = n + h/2$ である．

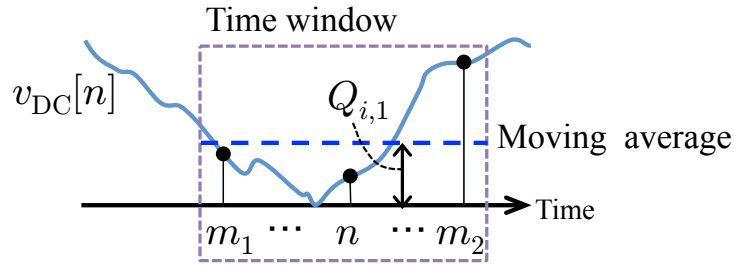


図 3.7: 非脈動成分における特徴量

$$Q_{i,1}[n] = \frac{1}{h} \sum_{m=m_1}^{m_2} v_{i,DC}[m] \quad (3.13)$$

標本化周波数 f_S , h 個のデータ点で得られる移動平均フィルタの伝達関数 $H(f)$ は式 (3.14) で表される [59].

$$H(f) = \frac{\sin(\pi f h / f_S)}{\pi f h / f_S} \quad (3.14)$$

移動平均フィルタの遮断周波数を f_{MA} とする．ゲイン-3 dB を得るために式 (3.15) を f_{MA} について解いた結果から、 f_{MA} は、式 (3.16) で表される [60].

$$|H(f_{MA})| = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad (3.15)$$

$$f_{MA} = \frac{0.443 f_S}{h} \quad (3.16)$$

接触力の増加により、脈動成分の振幅が減少することが予想されるため、振幅の減少を反映する特徴量を抽出する。脈動成分 $v_{i,AC}[n]$ は完全な周期信号ではないため、フィルタで完全には除去できなかった低周波成分が重畳してしまうため、式 (3.17) に示すように非脈動成分と同様に求めた移動平均を差し引いた $v_i[n]$ を求める。その結果から移動平均と同じ h 個のデータ点を有する時間窓を設定し、図 3.8 および以下に示す特徴量を算出する。

$$v_i[n] = v_{i,AC}[n] - \frac{1}{h} \sum_{m=m_1}^{m_2} v_{i,AC}[m] \quad (3.17)$$

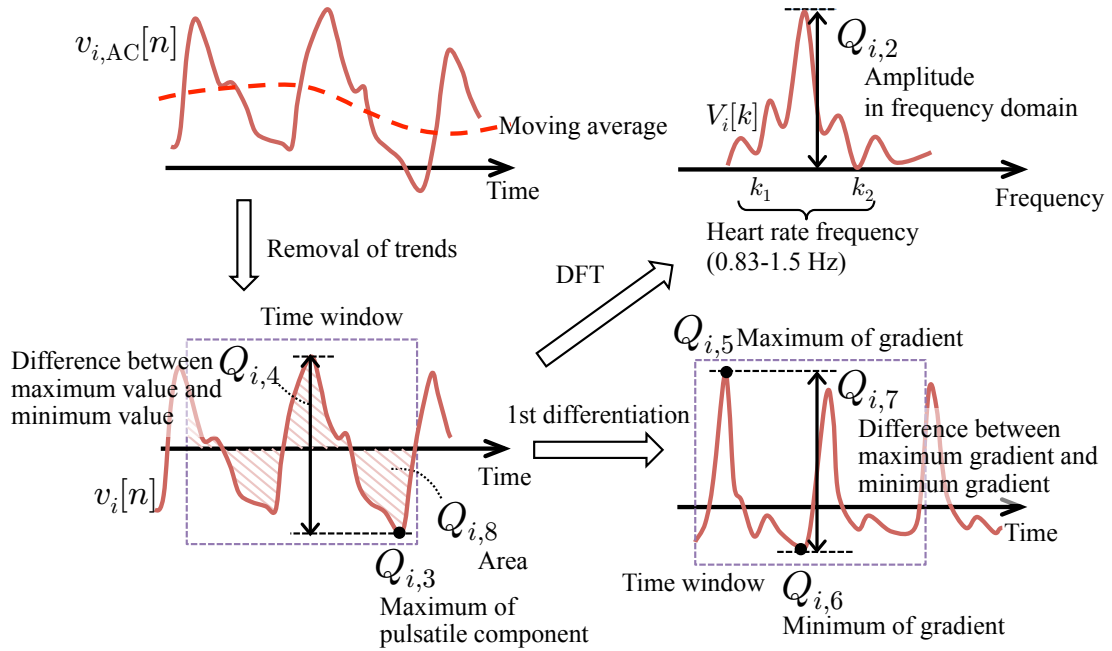


図 3.8: 脈動成分における特徴量

接触力による振幅の減少に伴って、脈動成分中で心拍に由来する周波数成分の減少が予想されるため、周波数領域からも特徴量を抽出する。一般成人の安静時の心拍範囲に含まれる周波数におけるパワースペクトルの最大値を、周波数領域における振幅 $Q_{i,2}[n]$ として使用する。 $Q_{i,2}[n]$ は式 (3.18) のように求められる。

$$Q_{i,2}[n] = \max_{k \in [k_1, k_2]} |V_i[n, k]| \quad (3.18)$$

ただし、周波数を $f = 2\pi k/N$ と離散化しており (k : 整数, N : 全データ長), k_1 と k_2 は脈拍の下限と上限に相当する。 $V_i[n, k]$ は $v_i[n]$ に h 個のデータ点を有する時間

窓内で離散フーリエ変換を施した結果であり、 v_i に対するフーリエ変換に対して窓関数 $w[m]$ を重畳積分した式 (3.19) で表される。窓関数 $w[m]$ には Hamming 窓を用いる。

$$V_i[n, k] = \sum_{m=m_1}^{m_2} v_i[n] w[n-m] \exp\left(-\frac{2\pi k m}{N}\right) \quad (3.19)$$

時間領域における振幅として、式 (3.20) に示すように v_i の絶対値を計算し、時間窓 $m_1 \leq m \leq m_2$ における最大値 $Q_{i,3}[n]$ を使用する。

$$Q_{i,3}[n] = \max_{m \in [m_1, m_2]} |v_i[m]| \quad (3.20)$$

また、式 (3.21) に示すように同じ時間窓における最大値と最小値の差 $Q_{i,4}[n]$ も特徴量として使用する。

$$Q_{i,4}[n] = \max_{m \in [m_1, m_2]} v_i[m] - \min_{m \in [m_1, m_2]} v_i[m] \quad (3.21)$$

振幅の減少が減少すると、極大値に達するまでの傾き (正值) は減少し、極大値から極小値までの傾き (負値) が増加することが予想される。したがって、式 (3.22) および (3.23) に示すように、 $v_i[n]$ の中心差分を計算することで波形の傾きを求め、その最大値 $Q_{i,5}[n]$ と最小値 $Q_{i,6}[n]$ を特徴量として使用する。さらに、式 (3.24) に示すように $Q_{i,5}[n]$ と $Q_{i,6}[n]$ の差 $Q_{i,7}[n]$ も使用する。

$$Q_{i,5}[n] = \max_{m \in [m_1, m_2]} (v_i[m+1] - v_i[m-1]) \quad (3.22)$$

$$Q_{i,6}[n] = \min_{m \in [m_1, m_2]} (v_i[m+1] - v_i[m-1]) \quad (3.23)$$

$$Q_{i,7}[n] = Q_{i,5}[n] - Q_{i,6}[n] \quad (3.24)$$

振幅の減少は瞬時に起こるものではなく、実際には接触力が生じている時間やその前後でも起こると考えられる。したがって、式 (3.25) に示すように、波形と時間軸に囲まれた面積として窓内の値の絶対値を計算して足し合わせた値 $Q_{i,8}[n]$ を特徴量として使用する。

$$Q_{i,8}[n] = \sum_{m=m_1}^{m_2} |v_i[m]| \quad (3.25)$$

以上の特徴量 $Q_{i,1}[n] \sim Q_{i,8}[n]$ の名称および各特徴量が反映すると考えられる物理・生理学的指標を表 3.1 に示す.

表 3.1: 各特徴量の名称および解釈

記号	名称	解釈
$Q_{i,1}$	非脈動成分	収縮時の動脈径・静脈径, 皮下組織の厚みなど
$Q_{i,2}$	周波数領域振幅	動脈径の変動
$Q_{i,3}$	脈動成分最大値	動脈径の変動
$Q_{i,4}$	時間領域振幅	動脈径の変動
$Q_{i,5}$	傾き最大値	動脈径の伸展速度
$Q_{i,6}$	傾き最小値	動脈径の収縮速度
$Q_{i,7}$	傾き最大最小差	伸展・収縮時の脈動変化量の差
$Q_{i,8}$	面積	動脈径の変動と伸展・収縮の継続時間

3.5 推定モデルと評価指標

提案システムでは, 3.4 節で述べた特徴量 $Q_{i,1}[n] \sim Q_{i,8}[n]$ および力覚センサで計測した実際の接触力 $\mathbf{F}[n] = (F_x \ F_y \ F_z)^T$ を用いて, 回帰分析により指先接触力を推定する. ただし, $(F_x \ F_y \ F_z)^T$ は $(F_x \ F_y \ F_z)$ の転置行列を表す. 推定モデルには式 (3.26) に示す多重線形回帰モデルを使用し, 最小二乗法により回帰係数 $\mathbf{c}_{i,j} = (c_{i,j,x} \ c_{i,j,y} \ c_{i,j,z})^T$ を算出し, 接触力 $\hat{\mathbf{F}}[n] = (\hat{F}_x \ \hat{F}_y \ \hat{F}_z)^T$ を推定する. M は PTr の個数である.

$$\begin{pmatrix} \hat{F}_x[n] \\ \hat{F}_y[n] \\ \hat{F}_z[n] \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{0,x} \\ c_{0,y} \\ c_{0,z} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_{1,1,x} & \dots & c_{1,8,x} & \dots & c_{M,1,x} & \dots & c_{M,8,x} \\ c_{1,1,y} & \dots & c_{1,8,y} & \dots & c_{M,1,y} & \dots & c_{M,8,y} \\ c_{1,1,z} & \dots & c_{1,8,z} & \dots & c_{M,1,z} & \dots & c_{M,8,z} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Q_{1,1}[n] \\ \vdots \\ Q_{1,8}[n] \\ \vdots \\ Q_{M,1}[n] \\ \vdots \\ Q_{M,8}[n] \end{pmatrix} \quad (3.26)$$

ただし, 力覚センサで計測した実際の接触力 $\mathbf{F}[n]$ は微小な変動が多く観察されるため, 式 (3.13) で示した非脈動成分と同様に, データ点数 h の移動平均フィルタを用いて平滑化した $\mathbf{F}_{\text{TRUE}}[n]$ を用いる.

各特徴量と、力覚センサで計測された接触力 $\mathbf{F}_{\text{TRUE}}[n]$ との間の相関を確認するため、式 (3.27)(3.28)(3.29) に示すように各試行に対して特徴量 $Q_{i,j}[n](j = 1, 2, \dots, 8)$ と力覚センサで計測された接触力 $\mathbf{F}_{\text{TRUE}}[n]$ との間の相関係数 CORR (Correlation Coefficient) を算出する。 $\bar{Q}_{i,j}[n]$, $\bar{F}_{\text{TRUE},x}[n]$, $\bar{F}_{\text{TRUE},y}[n]$, $\bar{F}_{\text{TRUE},z}[n]$ は、一試行で計測された特徴量 $Q_{i,j}[n]$ および力覚センサで計測した接触力 $\bar{F}_{\text{TRUE},x}$, $\bar{F}_{\text{TRUE},y}$, $\bar{F}_{\text{TRUE},z}$ の平均である。

$$\text{CORR}_{i,j,x} = \frac{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])(F_{\text{TRUE},x}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},x}[n])}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])^2} \sqrt{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},x}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},x}[n])^2}} \quad (3.27)$$

$$\text{CORR}_{i,j,y} = \frac{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])(F_{\text{TRUE},y}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},y}[n])}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])^2} \sqrt{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},y}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},y}[n])^2}} \quad (3.28)$$

$$\text{CORR}_{i,j,z} = \frac{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])(F_{\text{TRUE},z}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},z}[n])}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (Q_{i,j}[n] - \bar{Q}_{i,j}[n])^2} \sqrt{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},z}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},z}[n])^2}} \quad (3.29)$$

提案システムの推定性能の評価指標として、実際の接触力 $\mathbf{F}_{\text{TRUE}}[n]$ と推定した接触力 $\hat{\mathbf{F}}[n]$ を比較するために、式 (3.30)(3.31)(3.32) に示す平均二乗平方根誤差 RMSE (Root Mean Squared Error) を求める。

$$\text{RMSE}_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},x}[n] - \hat{F}_x[n])^2} \quad (3.30)$$

$$\text{RMSE}_y = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},y}[n] - \hat{F}_y[n])^2} \quad (3.31)$$

$$\text{RMSE}_z = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},z}[n] - \hat{F}_z[n])^2} \quad (3.32)$$

さらに，式 (3.26) の推定モデルの妥当性を検証するために，式 (3.33)(3.34)(3.35) に示す決定係数 COD (Coefficient of Determination) を求める．

$$\text{COD}_x = 1 - \frac{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},x}[n] - \hat{F}_x[n])^2}{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},x}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},x}[n])^2} \quad (3.33)$$

$$\text{COD}_y = 1 - \frac{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},y}[n] - \hat{F}_y[n])^2}{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},y}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},y}[n])^2} \quad (3.34)$$

$$\text{COD}_z = 1 - \frac{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},z}[n] - \hat{F}_z[n])^2}{\sum_{n=1}^N (F_{\text{TRUE},z}[n] - \bar{F}_{\text{TRUE},z}[n])^2} \quad (3.35)$$

$$(3.36)$$

RMSE と COD は各試行の結果に対して推定を行う度に求め，試行や推定の条件を変更した場合における提案システムの推定性能の比較に使用する．

第4章 接触力推定システムの精度検証

本章では、まず、鉛直方向の接触力を推定することを目的として実装した PPG 計測回路および使用機器について述べる。次に、基節部で PPG 計測を行いながら指先に対して接触力を加える実験の方法および結果、提案手法により得られた推定精度について述べ、実験結果の考察を行う。さらに、推定精度の向上や三次元の接触力を推定することを目的として複数の PTr を使用した回路および実験の内容を説明し、実験結果の考察を行う。最後に、以上の実験結果を踏まえた提案システムの応用展開について述べる。

4.1 実装した鉛直方向接触力推定システム

本節では、提案システムの基本原理を確認するために 1 個の PTr を用いて三次元の接触力の鉛直方向成分 F_z のみを推定対象とした場合を考える。本条件での推定に向けて、実装した PPG 計測回路および実験に使用した機器の型番や仕様について述べる。

4.1.1 実装した PPG 計測回路

実装した PPG 計測回路は、指への装着を想定した送受光部と、フィルタ・増幅回路の二つに分かれている。図 4.1 に実装した送受光部を示す。送受光部には LED と PTr が 1 個ずつ組み込まれており、2 本の固有掌側指動脈のうち 1 本の容積変化に応じた赤外光の反射光を検出する。本実験では指の接触力の有無に伴う PPG の変化を計測することを想定したため、図 4.1(a) に示すように送受光部には回路に面ファスナを取り付け、指に着脱可能な形とした。また、図 4.1(b) に示すように外周を塩化ビニルで固定した。

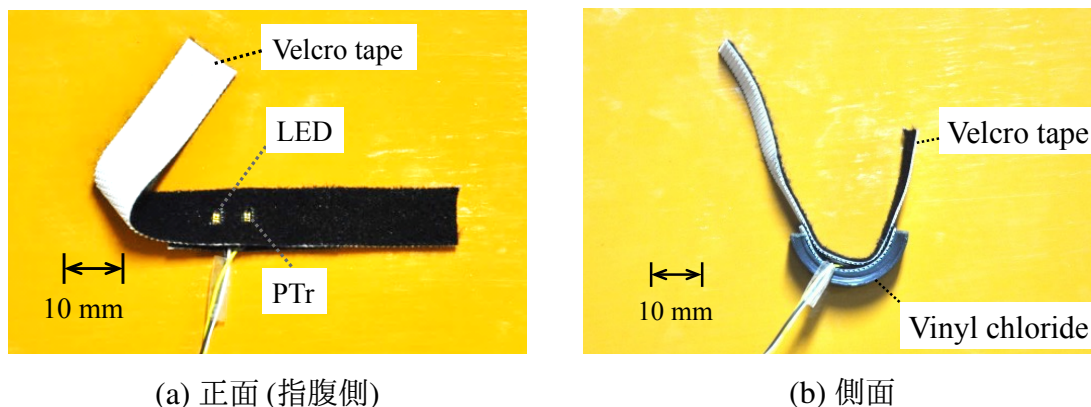


図 4.1: 実装した送受光部 (1 出力)

送受光部に使用した LED と PTr を図 4.2 に示す．本研究では，主に表皮よりも深部に存在する動脈を計測することや [61]，動脈中の酸化ヘモグロビンの吸光度を考慮して，比較的長波である赤外光を使用した．特に脈動成分の振幅から抽出する特徴量が多いため，波長特性に近い LED と PTr の使用による SN 比の向上を目的として，LED の発光ピーク波長および PTr の感度ピーク波長を 850 nm とした．



図 4.2: 送受光部に使用した LED と PTr

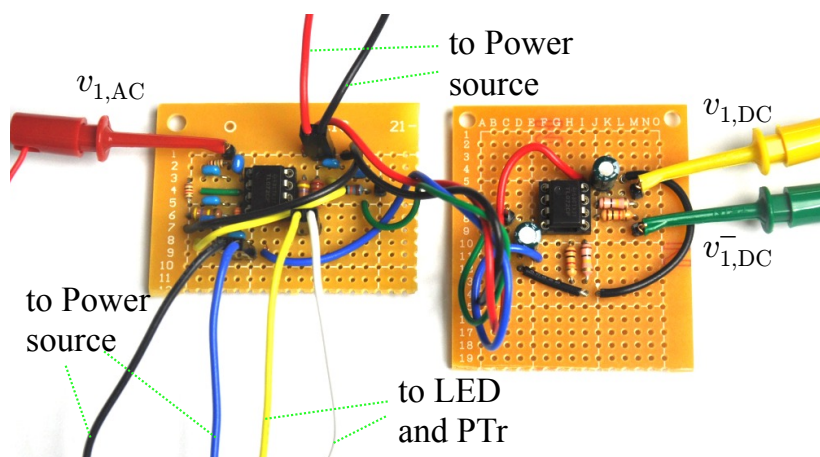


図 4.3: 実装したフィルタ・増幅回路 (1 入力)

図 4.3 に実装したフィルタ・増幅回路を示す．5 V の電源電圧を DC-DC コンバータ (COSEL ZUW1R50512) を用いて ± 12 V に変換して，本回路用の電源として使用した．一般成人の安静時の脈拍は 50～90 bpm (0.83～1.5 Hz) であり [62]，PPG 信号中の脈動成分が持つ周波数成分は 0.5 Hz から 4.0 Hz [63] であるが，本研究では心拍以外にも由来する要素も計測する必要があるため，帯域通過フィルタによる通過範囲を広く設定した．0.20 Hz から 0.35 Hz に含まれる人間の呼吸 [63] に伴う体動に由来する雑音を遮断することを考慮し，下側の遮断周波数を $f_{\text{HPF}} = 0.34$ Hz と設定した．また，指の運動が約 8 Hz であることと [64]，脈動成分では振幅の減少に着目するため十分に大きな振幅を計測することも考慮し，上側の遮断周波数を $f_{\text{LPFA}} = 48$ Hz と設定した．そのために式 (3.8)，(3.9) よりフィルタの抵抗やコンデンサの値を $R_{\text{H}} = 470$ k Ω ， $C_{\text{H}} = 1.0$ μ F， $R_{\text{LA}} = 33$ k Ω ， $C_{\text{LA}} = 0.1$ μ F とした．増幅前に計測される脈動成分の振幅は数 mV であり，本計測回路を用いて 180 倍に増幅して数 V の振幅を確認するため，式 (3.10) より非反転増幅回路中の抵抗の値を $R_{\text{A1}} = 1.0$ k Ω ， $R_{\text{A2}} = 180$ k Ω とした．

一方，非脈動成分を計測するために，脈動成分と同様に人間の呼吸に由来する雑音を遮断することを考慮し，遮断周波数 $f_{\text{LPFD}} = 0.23$ Hz と設定した．そのために，式 (3.11) より低域通過フィルタにおいて抵抗やコンデンサの値を $R_{\text{LD}} = 680$ k Ω ， $C_{\text{LD}} = 1.0$ μ F とした．減算増幅回路中の抵抗の値を $R_{\text{D1}} = 18$ k Ω ， $R_{\text{D2}} = 1.0$ k Ω とした．

非脈動成分の低域通過フィルタの遮断周波数は $f_{\text{LPFD}} = 0.23$ Hz であることから，非脈動成分および力覚センサの出力に対して施す移動平均フィルタの遮断周波数 f_{MA} も一致させる必要がある．式 (3.16) に $f_{\text{MA}} = 0.23$ Hz と $f_{\text{S}} = 1000$ Hz を代入すると， $h = 1926$ が得られるため，本実験では近似して $h = 2000$ とした．移動平均フィルタの遮断周波数は式 (3.16) から $f_{\text{MA}} = 0.22$ Hz となった．

4.1.2 使用した機器

検証実験で使用した機器名と型番を表 4.1, PC の仕様を表 4.2 に示す. 各実験において, PPG 計測回路と力覚センサの出力電圧は標準化周波数 1 kHz, 量子化数 16 bit で AD 変換を行って PC に取り込んだ.

表 4.1: 使用した実験機器

機器名	用途	型番
電源	PPG 計測回路駆動	Anker Astro E3
電源	アクチュエータ駆動	ISO-TECH IPS 303DD
AD 変換・ DA 変換器	回路出力信号取得・ アクチュエータ駆動	NATIONAL INSTRUMENTS NI USB-6216
DA 変換器	バイアス電圧出力	Interface LPC-361316
力覚センサ	接触力計測	テック技販 USL06-H5-50N-A
増幅器	力覚センサ出力の増幅	テック技販 DPA-03A
直動アクチュエータ	接触力印加	Orientalmotor DRLM42G-04A2P-K
モータドライバ	アクチュエータ駆動	Orientalmotor LRD507-K

表 4.2: 使用した PC

項目	仕様
OS	Microsoft Windows 7
CPU	Intel Core i7 3.50 GHz
メモリ	32.0 GB

4.2 鉛直方向接触力に対する PPG 変化の検証

2.2.1 節で述べた接触力に伴う血流変化の理論に基づくと, 指先に接触力を加えた際に生じる指先への負荷に応じて, PPG の特徴量が変化することが確認できれば, その相関関係を利用した接触力推定が可能になると考えられる. 本節では, 指先に加えた接触力と PPG を同時に計測した結果から, 推定に有効な特徴量を検討した実験の内容について述べる.

4.2.1 実験内容と結果

本実験では、接触力と PPG の関係を確認するために、力覚センサで計測される実際の接触力と、PPG 計測で得られる信号を同時に記録した。指先に接触力を生じさせるための方法として、対象物が被験者に力を加える場合と被験者が対象物に加える場合が考えられるため、本実験では受動接触実験と能動接触実験を実施した。本節では各実験の内容や結果について述べる。

受動接触実験

本実験では被験者の姿勢や接触力の変化などを可能な限り統一するために、被験者が台に手を置いた状態で、PC で制御する直動アクチュエータの上下運動によって指先に接触力を与えた。直動アクチュエータに力覚センサを装着し、PC から DA 変換器を介して直動アクチュエータを制御することで実際の接触力を計測しながら指先に負荷を加えた。直動アクチュエータ用の電源電圧は 24 V に設定した。図 4.4 に示す 3 軸力覚センサを図 4.5 に示すように直動アクチュエータに装着した。

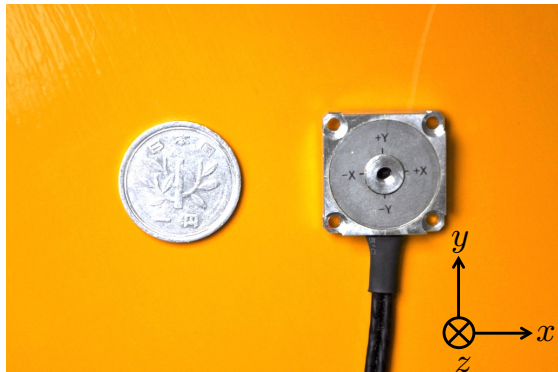


図 4.4: 使用した 3 軸力覚センサ

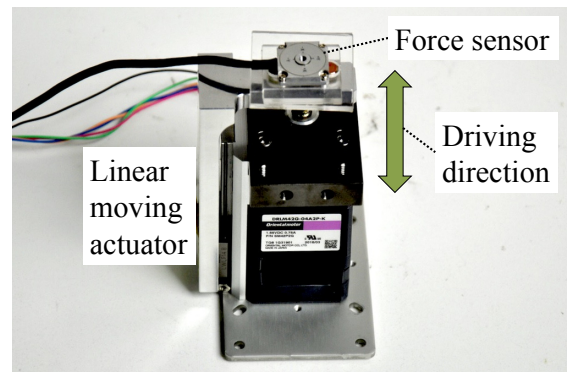


図 4.5: 力覚センサと直動アクチュエータ

受動接触実験の様子を図 4.6 に示す。各試行において、直動アクチュエータは一定の速度で鉛直方向に 10 mm 上昇させ、直ちに初期位置まで下降させた。上昇・下降の速度は 1, 2, 4 mm/s の 3 種類とし、それぞれ条件 1, 2, 3 と設定した。また、速度に応じて各条件での計測時間は 20, 10, 5 s とした。試行回数は各条件 5 回とした。

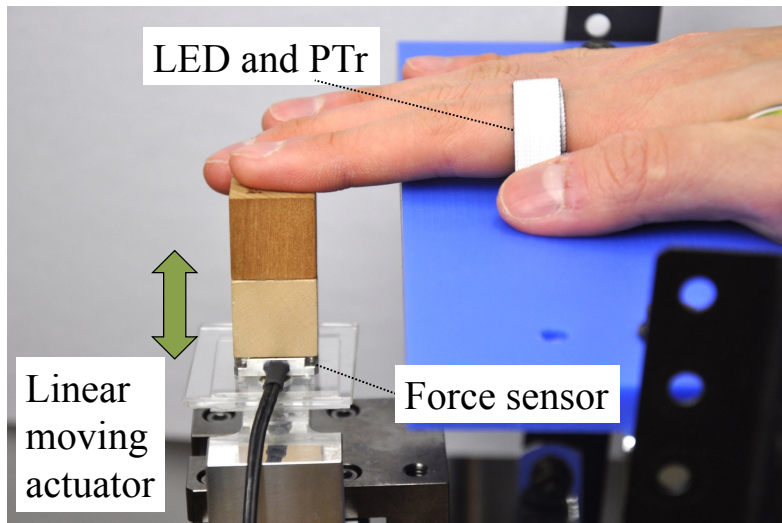


図 4.6: 受動接触実験の様子

能動接触実験

能動接触実験では、図 4.4 の力覚センサに対して、被験者の意思によって接触力を増減させた。また、接触力を加える際の指の屈曲角度を変更することで3種類の条件の実験を行った。能動接触実験の様子を図 4.7 に示す。指の末節・中節・基節にそれぞれ貼り付けたマーカをカメラで検出することで指の屈曲角度 θ を求め、各試行の前にモニタによって被験者に提示して試行中の屈曲角度の再現性を保った。 θ は $0 \sim 20$, $20 \sim 40$, $40 \sim 60$ deg の3種類として、それぞれ条件4～6と設定した。試行回数は各条件で5回とした。いずれの条件でも計測時間は10 sと設定し、前半の5 sで10 N程度まで力を約2 N/sで増加させ、後半の5 sで力を同速度で減少させるように被験者に指示した。力の増減の目安および実際に被験者が加えている力の大きさは図 4.8 に示す映像によりモニタを通して提示した。

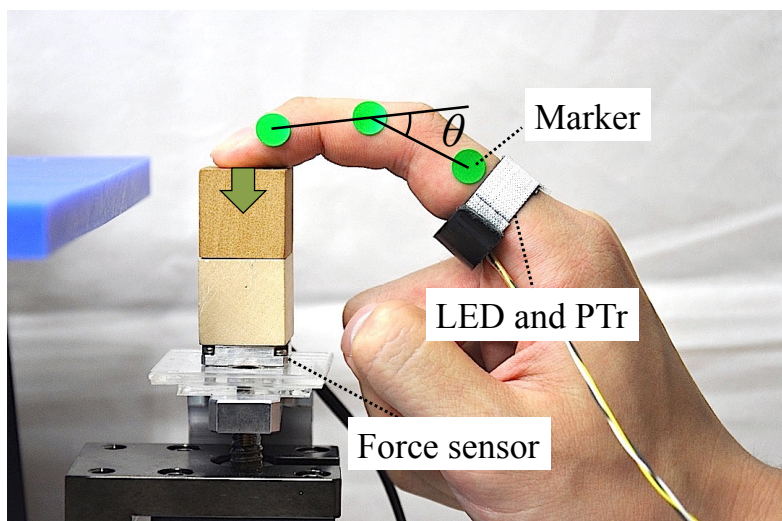


図 4.7: 能動接触実験の様子

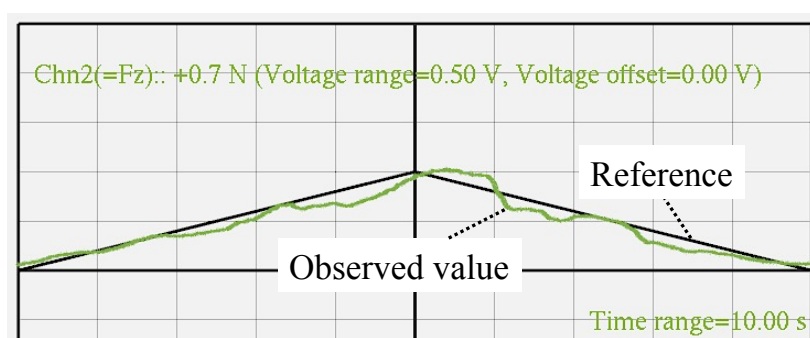


図 4.8: 被験者に提示した映像

以上の両実験条件の詳細を表 4.3 に示す.

表 4.3: 実験条件の詳細

条件	受動/能動	アクチュエータ速度 [mm/s]	計測時間 [s]	指屈曲角度 [deg]
1	受動	1	20	0
2	受動	2	10	0
3	受動	4	5	0
4	能動	0	10	0~20
5	能動	0	10	20~40
6	能動	0	10	40~60

実験で計測された信号の例

受動接触実験・能動接触実験ともに，20 代男性 5 名が参加した．被験者は全員右利きであり，各実験において右手を使用した．本実験中の一被験者に対する一試行における，力覚センサで計測された接触力，脈動成分，非脈動成分の例を図 4.9 に示す．

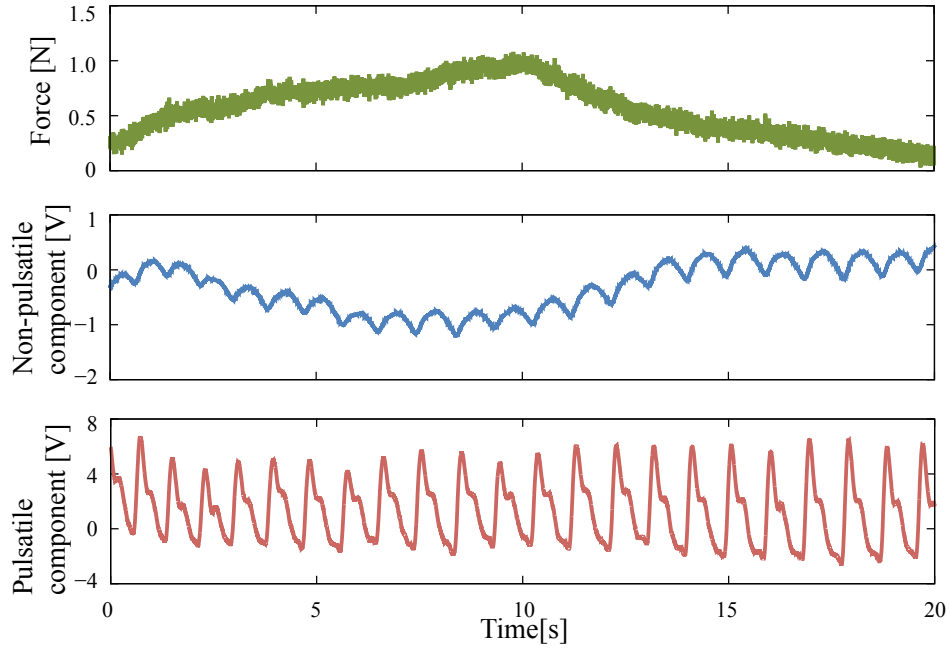


図 4.9: 計測信号の例 (条件 1) 受動接触，アクチュエータ速度 1mm/s

特徴量と接触力との間の相関

PPG 信号中の 3.4 節で示した特徴量と，実際の接触力との間の相関を確認するため，式 (3.29) に示したように各試行に対して出力信号 $v_{1,DC}[n]$ および $v_{1,AC}[n]$ から抽出した特徴量 $Q_{1,j}[n]$ ($j = 1, 2, \dots, 8$) と力覚センサで計測された接触力 $F_{TRUE,z}[n]$ との間の相関係数 $CORR_{1,j,z}$ を算出した．ただし，2.2.1 節で示したように，接触力の増加により脈動成分や非脈動成分は通常は減少するが，血管内圧及び外圧の状態によっては増加することもあると考えられる．本実験では正負に関わらず接触力との相関が高く接触力推定のために有効な特徴量を検討する．したがって，各相関係数の絶対値 $|CORR_{1,j,z}|$ を算出して全 150 回の試行による平均を表 4.4 に掲載し，その

値が大きい特徴量から順位を付記する．また，全 150 回の試行から得られた相関係数の値の正負の内訳を表 4.5 に示す．

表 4.4: 各特徴量と接触力との間の相関係数

特徴量	受動接触	能動接触	平均	順位
非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$	0.496 ± 0.281	0.437 ± 0.254	0.466 ± 0.269	4
周波数領域振幅 $Q_{1,2}[n]$	0.313 ± 0.231	0.343 ± 0.220	0.328 ± 0.226	8
脈動成分最大値 $Q_{1,3}[n]$	0.495 ± 0.252	0.426 ± 0.245	0.461 ± 0.251	5
時間領域振幅 $Q_{1,4}[n]$	0.501 ± 0.275	0.435 ± 0.248	0.468 ± 0.264	2
傾き最大値 $Q_{1,5}[n]$	0.524 ± 0.216	0.392 ± 0.237	0.458 ± 0.236	6
傾き最小値 $Q_{1,6}[n]$	0.489 ± 0.254	0.392 ± 0.206	0.440 ± 0.236	7
傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$	0.568 ± 0.236	0.392 ± 0.227	0.480 ± 0.248	1
面積 $Q_{1,8}[n]$	0.482 ± 0.244	0.451 ± 0.259	0.467 ± 0.252	3

表 4.5: 各試行で得られた相関係数の正負内訳

特徴量	正の個数	負の個数
非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$	85	65
周波数領域振幅 $Q_{1,2}[n]$	53	97
脈動成分最大値 $Q_{1,3}[n]$	22	128
時間領域振幅 $Q_{1,4}[n]$	22	128
傾き最大値 $Q_{1,5}[n]$	31	119
傾き最小値 $Q_{1,6}[n]$	101	49
傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$	36	114
面積 $Q_{1,8}[n]$	24	126

鉛直方向接触力の推定結果

各試行結果から抽出した特徴量 $Q_{1,1}[n] \sim Q_{1,8}[n]$ を用いて，最小二乗法により多重線形回帰モデルの回帰係数を求めることで指先接触力を推定した．ただし，受動接触および能動接触ともに，被験者によって力覚センサで計測された接触力の範囲に違いが見られたため，以下では接触力の最大値を 1 として正規化を施して平均二乗平方根誤差と決定係数を算出した．本実験で得られた推定結果のうち，高精度の推定例を図 4.10, 4.11 に，低精度の推定例を図 4.12, 4.13 に示す．

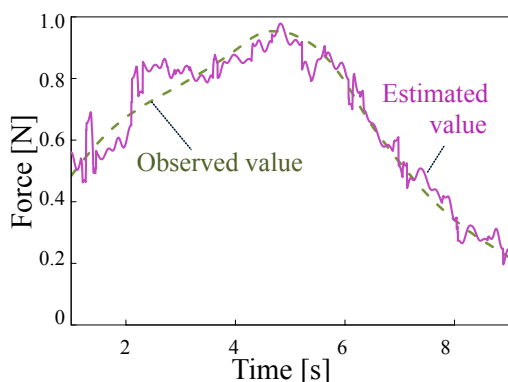


図 4.10: 受動接触での推定例 (条件 2)
アクチュエータ速度 2 mm/s
誤差 : 0.054 N/N, 決定係数 : 0.995

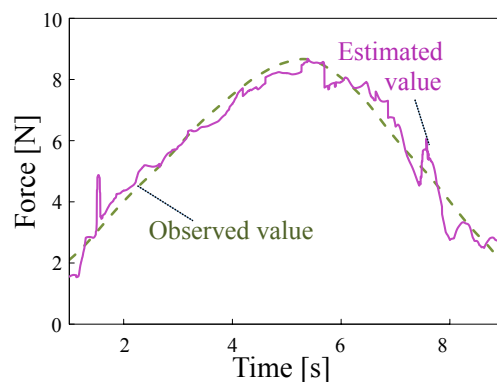


図 4.11: 能動接触での推定例 (条件 4)
指屈曲角度 0~20 deg
誤差 : 0.051 N/N, 決定係数 : 0.995

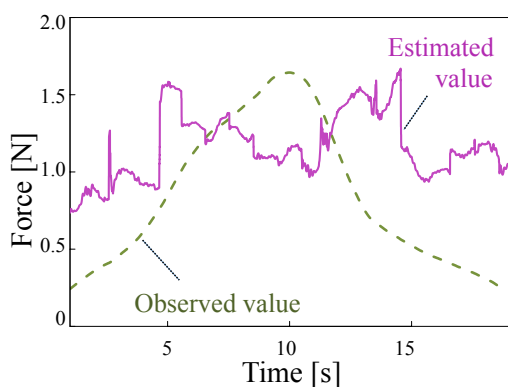


図 4.12: 受動接触での推定例 (条件 1)
アクチュエータ速度 1 mm/s
誤差 : 0.204 N/N, 決定係数 : 0.880

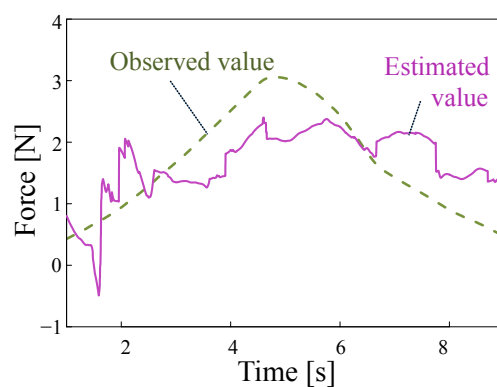


図 4.13: 能動接触での推定例 (条件 6)
指屈曲角度 40~60 deg
誤差 : 0.214 N/N, 決定係数 : 0.879

接触力の推定精度を評価するために平均二乗平方根誤差を, モデルの妥当性を評価するために決定係数を試行毎に算出した. 実験条件 1~6 から得られた誤差および決定係数の平均を表 4.6 に示す.

表 4.6: 特徴量全 8 個を使用した場合の誤差と決定係数

条件	誤差 [N/N]	決定係数
1	0.110 ± 0.041	0.970 ± 0.025
2	0.067 ± 0.030	0.990 ± 0.011
3	0.035 ± 0.017	0.998 ± 0.002
4	0.093 ± 0.039	0.978 ± 0.017
5	0.107 ± 0.041	0.969 ± 0.025
6	0.114 ± 0.051	0.963 ± 0.031
平均	0.088 ± 0.047	0.978 ± 0.024

各特徴量の有効性

推定における各特徴量の有効性を検討するために，使用する特徴量や個数を変更して回帰分析を行った．表 4.4 に示した相関の高い特徴量を各条件で使用し，相関の低い特徴量から除外していった．受動・能動接触各実験において，特徴量の個数を変更した際の誤差および決定係数の平均を表 4.7 に，使用した特徴量の組合せを表 4.8 に示す．表 4.8 中の「○」は使用した特徴量，「-」は除外した特徴量を表す．

表 4.7: 特徴量の個数を変更した場合の誤差と決定係数

個数	受動接触		能動接触	
	誤差 [N/N]	決定係数	誤差 [N/N]	決定係数
8	0.071 ± 0.043	0.986 ± 0.020	0.104 ± 0.045	0.971 ± 0.026
7	0.078 ± 0.043	0.984 ± 0.021	0.112 ± 0.047	0.966 ± 0.029
6	0.076 ± 0.044	0.984 ± 0.021	0.112 ± 0.048	0.966 ± 0.029
5	0.083 ± 0.045	0.982 ± 0.022	0.123 ± 0.049	0.960 ± 0.032
4	0.088 ± 0.046	0.980 ± 0.023	0.132 ± 0.051	0.954 ± 0.036
3	0.118 ± 0.044	0.970 ± 0.026	0.179 ± 0.052	0.920 ± 0.049
2	0.128 ± 0.043	0.965 ± 0.029	0.194 ± 0.048	0.908 ± 0.050
1	0.146 ± 0.047	0.955 ± 0.039	0.222 ± 0.041	0.883 ± 0.049

表 4.8: 使用した特徴量の組合せ

特徴量	個数							
	8	7	6	5	4	3	2	1
傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$	○	○	○	○	○	○	○	○
時間領域振幅 $Q_{1,4}[n]$	○	○	○	○	○	○	○	-
面積 $Q_{1,8}[n]$	○	○	○	○	○	○	-	-
非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$	○	○	○	○	○	-	-	-
脈動成分最大値 $Q_{1,3}[n]$	○	○	○	○	-	-	-	-
傾き最大値 $Q_{1,5}[n]$	○	○	○	-	-	-	-	-
傾き最小値 $Q_{1,6}[n]$	○	○	-	-	-	-	-	-
周波数領域振幅 $Q_{1,2}[n]$	○	-	-	-	-	-	-	-

全 8 個の特徴量の中で、推定に対する各特徴量の寄与を検証するため、全 8 個の特徴量の中からいずれか 1 個のみを除外した 7 個を用いて回帰分析を行った場合の推定精度を比較した。全試行において、特徴量を全 8 個用いて回帰分析を行った場合と、特徴量をいずれか 1 個のみ除外した 7 個用いて回帰分析を行った場合における誤差と決定係数の平均を表 4.9 に示す。

表 4.9: 特徴量を 1 個除外した場合の誤差と決定係数

除外した特徴量	誤差 [N/N]	決定係数
なし	0.088 ± 0.047	0.978 ± 0.024
非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$	0.120 ± 0.051	0.963 ± 0.035
周波数領域振幅 $Q_{1,2}[n]$	0.095 ± 0.048	0.975 ± 0.027
脈動最大値 $Q_{1,3}[n]$	0.092 ± 0.049	0.976 ± 0.026
時間領域振幅 $Q_{1,4}[n]$	0.093 ± 0.050	0.976 ± 0.027
傾き最大値 $Q_{1,5}[n]$	0.087 ± 0.047	0.978 ± 0.024
傾き最小値 $Q_{1,6}[n]$	0.087 ± 0.047	0.978 ± 0.024
傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$	0.087 ± 0.047	0.978 ± 0.024
面積 $Q_{1,8}[n]$	0.095 ± 0.049	0.975 ± 0.027

4.2.2 鉛直方向接触力の推定結果に対する考察

本節では、4.2.1 節で示した推定結果や評価指標を元に、提案手法の有効性、接触条件および特徴量を変更した場合の精度、推定結果の誤差を生じる原因について考察する。

接触力による特徴量の変化

2.2.1 節で述べた理論に基づくと、接触力の増加に応じて PPG の脈動成分の振幅および非脈動成分が減少すると予想される。表 4.4 から、非脈動成分および脈動成分から抽出した特徴量と力覚センサで計測した接触力との間に 0.3~0.5 程度の相関係数が確認でき、提案手法および特徴量設定の有効性が示唆された。しかし、表 4.5 に示した通り、各特徴量において相関係数の正負にばらつきが見られた。脈動成分の振幅の増加は、送受光部の装着圧や皮下脂肪によって外圧 P_{OUT} が増加して血管内外圧差 $P_T < 0$ となり、図 2.16(b) 中の $P_T < 0$ の範囲で脈動が発生したため、容積変化が大きくなったことが原因であると考えられる。非脈動成分の増加は、本システムでは動脈と静脈を同時に計測しており、送受光部の位置によっては 2.2.1 節で着目した動脈ではなく静脈が計測対象として多く含まれたことが原因であると考えられる。

条件による推定精度の変化

表 4.6 に示した誤差および決定係数から、条件 1~3 の受動接触実験ではアクチュエータの速度を大きく、計測時間を短くするほど推定精度が向上していく傾向が確認できた。条件 1~3 の条件間の比較のため、誤差および決定係数ともに等分散性がないことを確認して Games-Howell 法による多重検定 [65] を行ったところ、誤差および決定係数ともに各条件間で有意差が見られたため (誤差 $p < 0.001$, 決定係数 $p < 0.01$)、提案システムでは動作速度が速いほど推定性能が向上すると考えられる。

一方、条件 4~6 の能動接触実験で得られた誤差および決定係数からは、指の屈曲角度を大きくすると推定精度が下がる傾向が見られた。しかし、条件 4~6 の条件間の比較のため、分散分析 [66] を行った。ただし、誤差および決定係数ともに等分散性を確認した。その結果、誤差および決定係数ともに各条件間の有意差はなかった。

(誤差 $p = 0.236$, 決定係数 $p = 0.136$). したがって, 提案システムは指の屈曲角度に影響されず指先接触力を推定できると考えられる.

表 4.7 に示した通り, 特徴量の個数が多いほど推定性能が向上する傾向が確認できた. 能動接触実験と受動接触実験で推定性能を比較すると, 特徴量 1 個で推定した場合は能動接触実験の方が誤差は 0.076 N/N 大きく, 決定係数は 0.072 低かった. 特徴量を 8 個に増やして推定した場合は, 能動接触実験の方が誤差は 0.033 N/N 大きく, 決定係数が 0.015 低かった. したがって, 誤差および決定係数ともに条件間における差が小さくなった. 能動接触実験では, 接触力の変化量や指の屈曲角度など被験者の意思に伴う要素が受動接触実験よりも多く, 実験ごとの条件の統一が難しいことから差が生まれると考えられる. しかし, 以上の結果から, 特徴量の個数を適切に設定することで, 受動接触・能動接触の条件の違いに左右されない頑強な計測を行えるように改善できると考えられる.

推定に有効な特徴量

表 4.4 に示した通り, 接触力との間の相関が一番高かった特徴量は傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$ であった. しかし, 表 4.7 に示すように, 特徴量を 1 個ずつ除外する度に提案システムにより接触力を推定すると, 誤差および決定係数が最も大きく変化したのは非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$ の有無が異なる, 特徴量を 4 個から 3 個に減らした場合であり, 誤差が受動接触実験で 0.030 N/N , 能動接触実験で 0.047 N/N 変化した. 特徴量の個数を変更した場合の推定性能を条件間で比較するために, 等分散性を確認できた誤差に対しては分散分析を行い, 等分散性を確認できなかった決定係数に対しては Games-Howell 法による多重検定を行った. その結果, 特徴量を 1 個ずつ除外していく過程で誤差および決定係数ともに有意差が見られたのは特徴量 4 個から 3 個に除外した場合のみであった ($p < 0.001$).

推定に対する各特徴量の寄与を検証するため, 全 8 個の特徴量の中からいずれか 1 個のみを除外した 7 個を用いた場合の推定精度を比較した. 表 4.9 から, 推定精度の変化は非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$ を除外したときが一番大きく, 誤差は 0.032 N/N 増加し, 決定係数は 0.015 減少した. 特徴量の個数を変更した場合と同様に, 条件間を比較するために等分散性を確認できた誤差に対しては分散分析を, 等分散性を確認でき

なかった決定係数に対しては Games-Howell 法による多重検定を行った。その結果、特徴量を全 8 個用いた場合と比較して有意差が見られたのは非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$ を除外した場合のみであった ($p < 0.001$)。以上より、提案システムによる接触力推定において非脈動成分 $Q_{1,1}[n]$ の寄与が大きいことが示唆された。

脈動成分から抽出した特徴量は 7 個であり、接触力との間の相関が最も高い傾き最大最小差 $Q_{1,7}[n]$ も含まれるが、いずれの特徴量も振幅の減少に着目しており、相互に相関を持ち冗長となり得る。特に、表 4.9 にも示した通り、脈動成分を一階微分した結果から抽出した傾きに関する特徴量 $Q_{1,5}[n] \sim Q_{1,7}[n]$ のうちいずれを取り除いても推定精度に大きな変化は見られなかった。一方、非脈動成分は脈動成分とは回路で分離した別信号から特徴量を抽出したため、他の特徴量とは互いに独立であると考えられるために推定における寄与が大きいと考えられる。また、脈動成分は心臓の拍動に由来しているために各特徴量が一拍毎に断続的に変化することが多いが、非脈動成分は心拍によらず連続的に変化することも、接触力推定への寄与が大きいことの要因であると考えられる。したがって、提案システムにおける接触力推定では、非脈動成分と脈動成分の両方から特徴量を抽出することが有効であると考えられる。

推定結果の誤差を生む原因

脈波は接触力に伴う負荷などに由来する外因的変化と、心拍変動などに由来する内因的変化の影響を受ける。各条件内での推定結果の誤差は、現在のシステムでは外因的変化と内因的変化を完全には分離できていないことが原因の一つであると考えられる。また、受動接触実験では直動アクチュエータからの受動的な力による負荷のみを想定しているが、実際には被験者による能動的な力や指の移動による負荷が、指先および他の部位にも生じていることが予想される。さらに、体動アーチファクトによる PPG の変動や [67,68]、血管位置の個人差も寄与すると考えられる。

4.3 2個の PTr を用いた接触力推定性能の検証

推定精度の向上や三次元接触力の推定に向けて、送受光部における PTr を2個に増やした。本節では、実装したシステムの詳細や、同システムを用いて行った接触力推定実験およびその結果について述べる。

4.3.1 2個の PTr を有する PPG 計測回路

図 4.14 に示す送受光部は1個の LED と2個の PTr から構成され、2本の固有掌側指動脈における容積変化に応じた赤外光の反射光を検出する。各 PTr の出力は、別々の脈動成分処理部・非脈動成分処理部で扱うが、遮断周波数や増幅率は同一である。

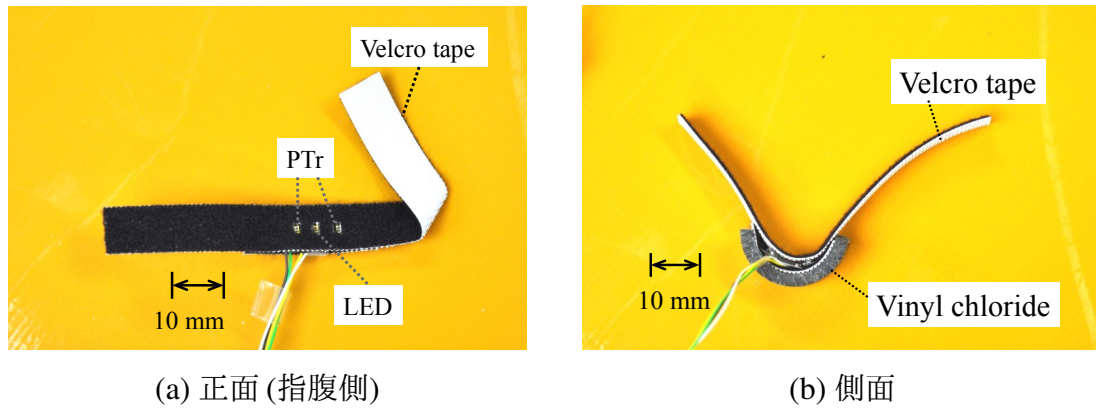


図 4.14: 実装した送受光部 (2 出力)

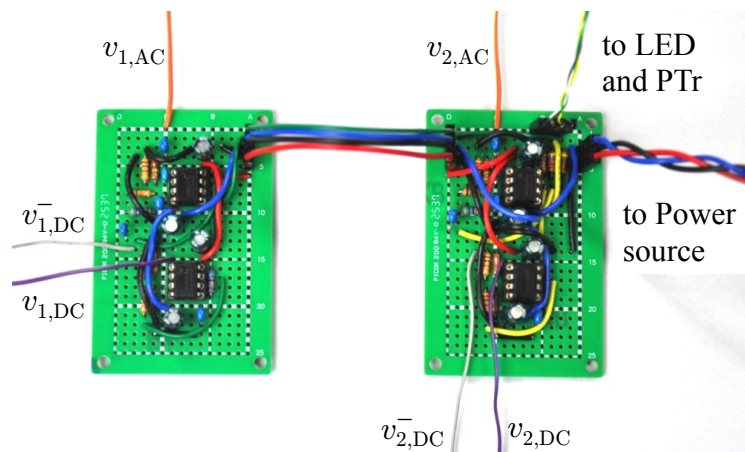


図 4.15: 実装したフィルタ・増幅回路 (2 入力)

2 個の PTr からの入力に対応したフィルタ・増幅回路を図 4.15 に示す．本システムでは 2 個の PTr により非脈動成分，脈動成分ともに 2 個ずつ出力されるため，送受光部を人差し指に装着した際に親指に近い方の出力を $v_{1,DC}[n]$, $v_{1,AC}[n]$, 中指に近い方の出力を $v_{2,DC}[n]$, $v_{2,AC}[n]$ と表す．微小な雑音を除去するため，脈動成分に対する帯域通過フィルタの上側の遮断周波数を $f_{LPFA} = 11 \text{ Hz}$ と変更した．そのために，式 (3.9) より抵抗やコンデンサの値を $C_{LA} = 1.0 \mu\text{F}$, $R_{LA} = 15 \text{ k}\Omega$ とした．また，帯域を狭くしたことによる振幅の減少を防ぐため，非反転増幅回路による増幅率を約 220 倍と変更した．そのために，式 (3.10) より $R_{A2} = 220 \text{ k}\Omega$ とした．他の抵抗やコンデンサの値は PTr が 1 個の場合と同じである．非脈動成分 $v_{1,DC}[n]$, $v_{2,DC}[n]$ は，各々を AD 変換器を介して PC に取り込んでゼロ点調整を個別に行った．

4.3.2 実験内容と結果

本節では，2 個の PTr を使用した提案システムによる接触力推定性能を検証した実験の内容および結果について述べる．

鉛直方向接触力の推定性能検証

2 個の PTr を有するシステムを用いて，4.2 節の受動接触実験および能動接触実験で，誤差および決定係数が最良の結果となった条件 3・条件 4 を再度行った．本実験には，4.2 節の実験と同じ 20 代男性 5 名が参加した．被験者は全員右利きであり，各実験において右手を使用した．誤差および決定係数を算出し，PTr が 1 個の場合と推定性能を比較した．PTr の個数により推定性能を比較した結果を表 4.10 に示す．

表 4.10: PTr の個数による推定性能比較

	PTr 個数	誤差 [N/N]	決定係数
条件 3	1	0.035 ± 0.017	0.998 ± 0.002
	2	0.010 ± 0.008	0.992 ± 0.011
条件 4	1	0.093 ± 0.039	0.978 ± 0.017
	2	0.037 ± 0.020	0.970 ± 0.027

三次元接触力の推定性能検証

提案システムによる三次元の接触力の推定性能を検証するため、以下で述べる条件7～10の実験を行った。三方向に独立して接触力を加えることは困難であるため、本実験では図4.4に示した3軸力覚センサに対して、各条件で異なる方向へ接触力を加えた。図4.16に示すように、被験者から見て条件7では右側(x 軸正の方向)、条件8では左側(x 軸負の方向)条件9では奥側(y 軸正の方向)、条件10では手前側(y 軸負の方向)に接触力を加えるよう指示した。いずれの条件でも計測時間は条件4(鉛直方向の能動接触実験)と同様の10sと設定し、前半の5sで力を約0.4 N/sで増加させ、後半の5sで力を同速度で減少させるように被験者に指示した。力の増減の目安および実際に被験者が加えている力の大きさは、図4.8と同様の映像によりモニターを通して提示した。各条件について計測を5回行った。本実験も、4.2節の実験と同じ被験者5名が参加した。条件4および7～10の各試行において誤差および決定係数を算出して比較した。本検証における実験条件および推定精度を表4.11に示す。

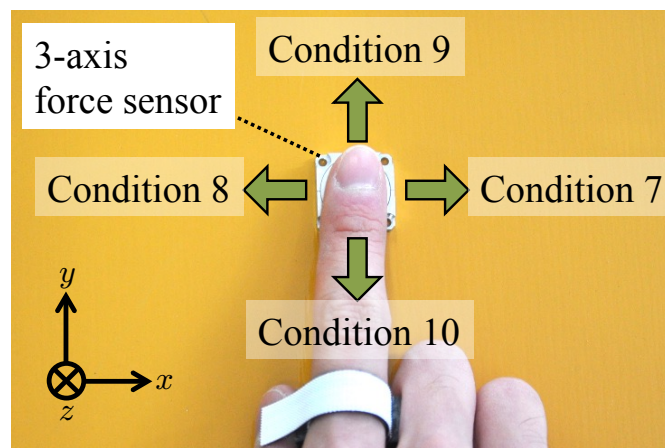


図 4.16: 条件7～10で接触力を加える方向

本実験で得られた三次元接触力の推定結果のうち、高精度の推定例を図 4.17，低精度の推定例を図 4.18 に示す。

表 4.11: 接触力各成分の推定精度

	指示した方向	誤差 [N/N]	決定係数
条件 4	$+z$ 鉛直下方向	0.037 ± 0.016	0.970 ± 0.027
条件 7	$+x$ 水平右方向	0.029 ± 0.015	0.982 ± 0.022
条件 8	$-x$ 水平左方向	0.033 ± 0.013	0.976 ± 0.023
条件 9	$+y$ 水平奥方向	0.040 ± 0.013	0.970 ± 0.019
条件 10	$-y$ 水平手前方向	0.034 ± 0.015	0.976 ± 0.025

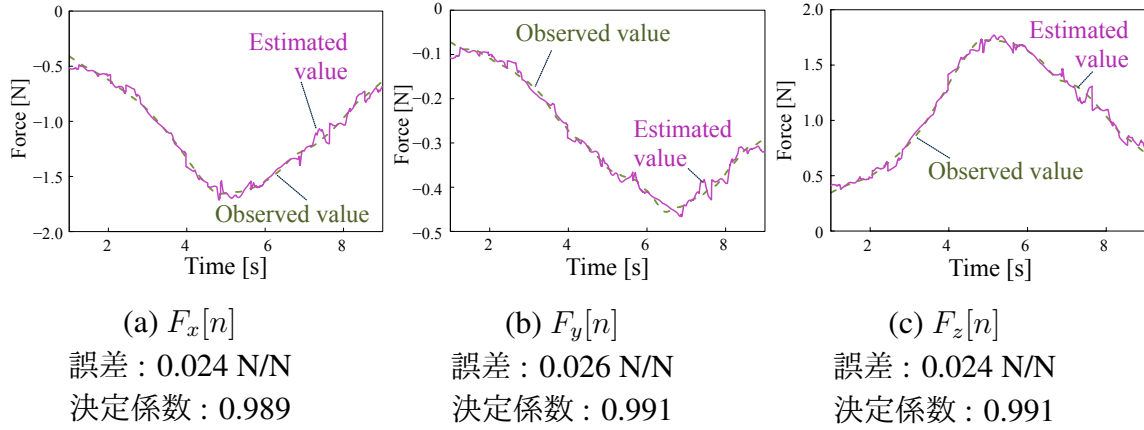


図 4.17: 三次元接触力の推定例 (条件 8) 指示した方向 : $-x$

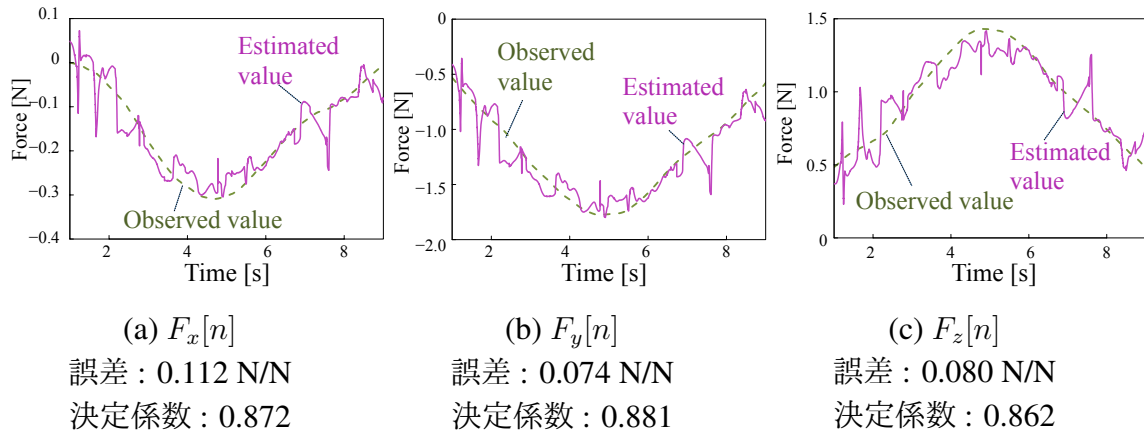


図 4.18: 三次元接触力の推定例 (条件 10) 指示した方向 : $-y$

条件 4, 7~10 で加えた各方向の接触力と各特徴量の間の相関を図 4.19 に示す．横軸が各特徴量，縦軸が各条件で指示した方向の接触力に相当し，両者が交差する場所に各相関係数の絶対値の平均を明暗で表した．

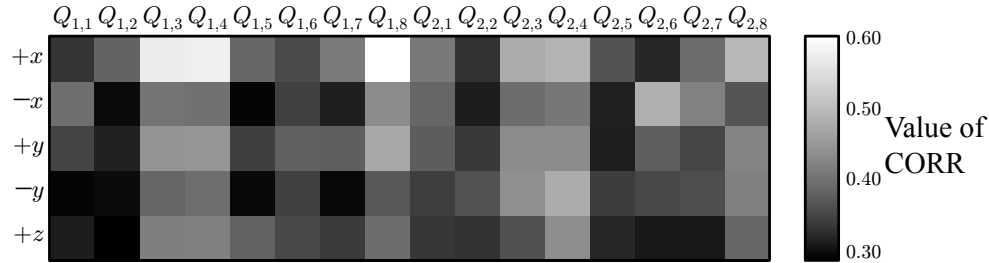


図 4.19: 各方向の接触力と特徴量の間の相関

4.3.3 2 個の PTr を用いた接触力推定結果に対する考察

本節では，前節で示した推定結果を元に，PTr の個数変更による推定性能の変化や三次元接触力の推定性能について考察する．

鉛直方向接触力の推定性能

表 4.11 より，PTr を 1 個から 2 個に増やすことで，条件 3・4 とともに誤差は減少したが，決定係数が低くなった．PTr の個数の違いによる推定性能の変化を検証するため，条件 3 の誤差および決定係数，条件 4 の誤差に関しては等分散性がないことを確認して Welch の t 検定 [66] を行った．条件 4 の決定係数に関しては等分散性を確認して Student の t 検定 [66] を行った．その結果，誤差に関しては条件 3・4 とともに有意差を確認できた ($p < 0.001$)．決定係数に関しては条件 3 では有意差が見られたが ($p < 0.05$)，条件 4 では有意差がなかった ($p = 0.217$)．決定係数の変化から推定モデルの妥当性が向上したとは言えないが，実際の決定係数の変化は 1% 以下であることから，誤差に対して決定係数の変化は比較的小さいと考えられる．したがって，提案システムでは PTr を 1 個から 2 個に増やすことで，受動接触・能動接触を問わず推定性能を向上させることができたと考えられる．特に，条件 3・4 の結果を合わせると，1 個の PTr を用いた場合の誤差は 0.065 N/N であり，2 個の PTr を用いた場合の誤差は 0.024 N/N であった．したがって，PTr を増やすことで，推定精度を約 63 % 向上させることができたと言える．複数の PTr を用いることで，別々の箇所の血流を計測することができるため，システムの頑強性が向上したと考えられる．

三次元接触力の推定性能

本実験では、三方向に独立して接触力を加えることは困難であるため、各条件で異なる方向へ接触力を加えるように指示した。表 4.11 より、実験 4 の鉛直方向接触力の推定の結果と比べて、実験 7～10 の水平方向接触力の推定結果に大きな差はなかった。各方向の接触力に対する推定精度を比較するため、条件 4, 7～10 における誤差および決定係数に対して分散分析を行った。ただし、誤差および決定係数ともに等分散性を確認した。その結果、条件 7 (+ x) と条件 9 (+ y) の間のみ有意差が見られた ($p < 0.1$)。また、決定係数に有意差は確認できなかった ($p = 0.682$)。条件 7 と条件 9 の間の差は 0.01 N/N 程度であり、各条件における誤差よりも小さいが、誤差の観点では等しい精度で水平各方向の接触力を推定できるとは言えない。また、条件 7・8 ($\pm x$) と条件 9・10 ($\pm y$) の結果を比較すると、条件 7・8 ($\pm x$) の方が誤差が小さいことから、被験者から見て左右方向の接触力に対する推定精度が高い傾向がある。しかし、条件 4 (+ z) で得られた誤差と条件 7～10 ($\pm x, \pm y$) で得られた誤差との間には有意差が確認できなかったことから、提案システムは鉛直方向・水平方向を問わず同等の精度で接触力を推定できると考えられる。

また、各条件では被験者に一方向のみに接触力を加えるよう指示したが、図 4.17 に示したように、指示した方向以外の接触力も同様に推定できた。図 4.18 に示したように推定精度の低い結果も得られたが、誤差は各方向で最大でも 0.100 N/N、即ち 10 % 程度であり、接触力の時間変化は概ね推定できている。したがって、提案システムにより三次元接触力を推定できると考えられる。

図 4.19 に示した各方向の接触力と特徴量の間の相関では、全体的に明確な傾向を確認できたとは言い難い。しかし、水平方向 + x と $Q_{1,3}[n]$, $Q_{1,4}[n]$, $Q_{1,8}[n]$ との間に、特に高い相関が確認できた。先述の通り、条件 7 (+ x) と条件 9 (+ y) で得られた誤差に有意差が確認できたことから、提案システムは被験者から見て左右方向の接触力の推定に適している可能性がある。本実験で使用した送受光部は 2 個の PTr を有し、2 本の固有掌側指動脈における容積変化に応じた赤外光の反射光を検出する。被験者から見て左右方向に接触力を加える際、各固有掌側指動脈に生じる負荷は均一ではないと考えられる。したがって、左右方向の接触力の推定のために、送受光部における PTr の配置が有効であったと考えられる。また、鉛直方向 + z と $Q_{2,5}[n]$,

$Q_{2,6}[n]$, $Q_{2,7}[n]$ との間の相関は比較的低いが、水平方向 $+x$, $-x$, $+y$, $-y$ と同特微量との間の相関は他と比べても遜色ない値が得られた場合が確認できる。同特微量はいずれも脈動成分を一階微分した値から抽出した特徴量である。脈動成分から抽出した特徴量はいずれも振幅の増減に着目しており、互いに相関を持ち冗長となり得るが、以上の結果から接触力の方向によっては有効な特徴量が異なる場合がある。したがって、提案システムでは、接触力の方向や解剖学的知見に応じて PTr の配置や特徴量を決定することで、三次元の接触力を推定できると考えられる。

4.4 実験結果のまとめ・応用展開

本研究では、大きく分けて 1 個の PTr を用いた鉛直方向接触力推定性能の検証と、複数の PTr による接触力推定性能の検証という二つの実験を行った。各実験の結果から、主に以下に示す結果が得られた。

- 1 個の PTr を用いた鉛直方向接触力推定性能の検証
 - 受動接触・能動接触ともに誤差 0.100 N/N，決定係数 0.970 程度で鉛直方向接触力を推定できる
 - 推定性能は指の屈曲角度には依存しない
 - 非脈動成分・脈動成分の各特徴量と接触力との間に相関が存在する
 - 非脈動成分・脈動成分の両方から特徴量を抽出することが有効である
 - 特徴量が多いほど推定性能が向上する
- 複数の PTr を用いた接触力推定性能の検証
 - 1 個の PTr を用いた場合よりも鉛直方向接触力の推定性能が向上する
 - 鉛直方向・水平方向の接触力を同等の精度で推定できる
 - 接触力を加える方向によって各特徴量の寄与が異なる傾向がある

提案システムの応用例として、接触力計測に基づいた物体操作の技能分析や道具の設計を行うためには、受動接触・能動接触や指の屈曲角度に加えて、手指の姿勢変化に対する計測の頑強性や、さらなる推定性能の向上が必要である。しかし、誤

差は 0.100 N/N，即ち 10 %程度の推定精度が得られていることから，接触力による 10 段階程度の入力や，接触検出を行うユーザインタフェースであれば，現時点での推定性能でも実現できると考えられる．二つの実験の結果から，推定性能の向上のためには接触力を加える方向や解剖学知見に基づいて，PTr の配置を適切に設定することや特徴量の個数を増やすことなどが有効であると考えられる．上述の改良は，本実験で実装した送受光部上の PTr の個数や配置を調整し，PC で行う特徴量抽出の対象に新たな特徴量を追加することで実現できるため，動作や操作対象に対する制約は依然として少ない．したがって，提案手法による接触力計測は，医療や福祉，スポーツなど幅広い場面での応用が期待される．

第5章 結論

本研究では、動作や操作に制約を与えず利用場面の制限も少ない指先接触力の計測を目指して、血液の循環に基づいて接触部位から離れた部位において計測される脈波変化を解析してユーザの指先接触力を推定する方法を提案した。本手法の有効性を検証するために被験者実験を行い、指先に接触力が生じた際の基節部での脈波から抽出した特徴量と接触力との間の相関を調べた。その結果、脈動成分および非脈動成分から抽出した8個の特徴量と接触力との間に相関を確認できた。8個の特徴量を用いて回帰分析により接触力を推定したところ、接触の条件を変更しても誤差0.100 N/N、決定係数0.970程度の精度で接触力を推定できることが確認できた。推定に使用する特徴量の個数や種類を変更したところ、特徴量の個数が多いほど高い精度で接触力を推定でき、脈動成分と非脈動成分の両方が推定に大きく寄与することが示唆された。また、計測デバイス上のセンサを増やすことで、さらに推定精度が約60%向上し、鉛直方向に限らず水平方向も含めた三次元接触力を同等の精度で推定できることが確認できた。提案手法による接触力計測は動作や操作対象に対する制約が少ないため、医療や福祉、スポーツなど幅広い場面での応用が期待される。

謝 辞

本研究は大阪大学 大学院基礎工学研究科で行ったものである。

大城研究室に配属されて3年間が経過しましたが、普段の研究室での活動に加えて海外研究留学なども経験し、非常に充実した学生生活を送ることができました。大城研究室スタッフの皆様および学生の皆様をはじめとする方々に数々のご協力をいただき、深く感謝申し上げます。

研究環境および研究発表の機会を提供して頂き、本研究の有用性や方向性に関して多大なるご指導をして頂きました。大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城 理 教授に厚くお礼申し上げます。ゼミでは多岐にわたる質問を頂き、多方面から研究を捉えることや研究の意義を考えることの大切さを教えて頂きました。重ねて感謝申し上げます。本論文の副査として様々なご指導を頂きました。大阪大学 大学院基礎工学研究科 田中 正夫 教授に厚くお礼申し上げます。本研究の方針に関して鋭く時には厳しいご意見を頂き、理論を基に研究を進めることの重要性を教えて頂きました。大阪大学 大学院基礎工学研究科 黒田 嘉宏 准教授に厚くお礼申し上げます。本研究に関する相談に快く応じて頂き、論文投稿や研究に取り組む姿勢に関しても基本から丁寧にご指導を頂きました。大阪大学 大学院基礎工学研究科 吉元 俊輔 助教に厚くお礼申し上げます。

卒業研究を丁寧にご指導して頂き、ご栄転後もお会いした際にお気遣いを頂きました。関西学院大学 理工学部 井村 誠孝 教授に厚くお礼申し上げます。プログラミングを基礎からご指導して頂き、海外研究留学に関する相談にも快く応じて頂きました。大阪大学 サイバーメディアセンター 浦西 友樹 准教授に心よりお礼申し上げます。研究会などでお会いした際にご助言を頂きました。大阪大学 大学院基礎工学研究科 招聘研究員 三宅 正夫 先生に厚くお礼申し上げます。食事の際に気さくに話しかけて頂くなど、様々なお気遣いを頂きました。大城研究室 秘書 杉浦 延予 氏に厚くお礼申し上げます。交換留学生としての受け入れを快諾して頂き、フィンランド滞在中の研究も含めて様々なご指導を頂きました。オウル大学 情報・電気工学部 Petri Pulli 教授に心よりお礼申し上げます。

研究室生活で大変お世話になった先輩方である，井手口 裕太 氏，加藤 雄樹 氏，北島 利浩 氏，朝野 美穂 氏に心より感謝致します．特に，井手口 裕太 氏には，豊富なご経験を基に本研究の方針および回路設計に関する相談に何度も応じて頂きました．加藤 雄樹 氏には，本研究に関してご自身の研究や企業でのご経験を基に幅広い知識を提供して頂きました．深く感謝致します．

毎日の研究室生活を共に過ごし，多くの困難も協力して乗り越えてきた，同期の Nadhifa Ayunisa 氏，加藤 弘樹 氏，桑谷 達之 氏，武村 浩志 氏，細田 椋平 氏に感謝します．研究に熱心に取り組みながらも，研究室に明るい雰囲気をもたらしてくれる，後輩の原口 亮文 氏，山田 恵之 氏，加藤 拓実 氏，藺田 拓哉 氏，西田 直樹 氏，蜂谷 俊樹 氏，福田 和行 氏，吉村 優輝 氏に感謝します．

また，大阪大学における学部・大学院での計 6 年間の学生生活では，他にも多くの方にご理解およびご協力を頂きました．本論文に名前を記すことができなかった多くの方々に感謝します．

最後に，いつも私を心配するとともに応援してくれる家族に感謝します．

本研究における被験者実験は，基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認 (27-6) を得て行った．被験者には実験内容について説明を行い，書面にて同意を得られた場合にのみ計測を行った．

参考文献

- [1] 山本 澄子. 上肢装具とバイオメカニクス 上肢装具のバイオメカニクス. 日本義肢装具学会誌, Vol. 15, No. 2, pp. 151–155, 1999.
- [2] 山本 澄子. 人を計る バイオメカからみた計る. 理学療法科学, Vol. 11, No. 3, pp. 153–160, 1996.
- [3] 小川 修平, 杉田 尚基, 岩井 大輔, 佐藤 宏介. EigenNail 法における複数識別器による指先押下認識の改善とそのメニュー選択インタフェース応用に向けた基礎検討. 映像情報メディア学会誌, Vol. 67, No. 12, pp. J425–J433, 2013.
- [4] I. Kim and H. Inooka. Determination of grasp forces for robot hands based on human capabilities. *Control Engineering Practice*, Vol. 2, No. 3, pp. 415–420, 1994.
- [5] A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. T. Matthews, J. Dunbar-Jacob, and S. Thrun. A robotic walker that provides guidance. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 1, pp. 25–30. IEEE, 2003.
- [6] P. Heo and J. Kim. Finger flexion force sensor based on volar displacement of flexor tendon. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1392–1397, 2012.
- [7] 宮田 なつき. 製品設計のためのデジタルハンド. バイオメカニズム学会誌, Vol. 38, No. 1, pp. 25–30, 2014.
- [8] 山下 忠. 操作要素としての指の機能の自由度にもとづく解析. 計測と制御, Vol. 2, No. 4, pp. 249–257, 1963.

- [9] 長尾 竜郎. 手指動作の研究 (第 1 報). リハビリテーション医学, Vol. 8, No. 1, pp. 3–12, 1971.
- [10] 岡田 徳次. 細密な物体操作のための指運動の解析. 計測自動制御学会論文集, Vol. 16, No. 4, pp. 597–602, 1980.
- [11] L. Dipietro, A. M. Sabatini, and P. Dario. A survey of glove-based systems and their applications. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, Vol. 38, No. 4, pp. 461–482, 2008.
- [12] J. Han, J. Gu, and G. Lee. Trampoline: a double-sided elastic touch device for creating reliefs. In *Proceedings of the 27th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pp. 383–388, 2014.
- [13] M. Nakatani, K. Shiojima, S. Kinoshita, T. Kawasoe, K. Koketsu, and J. Wada. Wearable contact force sensor system based on fingerpad deformation. In *Proceedings of IEEE World Haptics Conference 2011*, pp. 323–328, 2011.
- [14] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, Vol. 3, No. 2, pp. 282–302, 2014.
- [15] K. Kamiyama, K. Vlack, T. Mizota, H. Kajimoto, N. Kawakami, and S. Tachi. Vision-based sensor for real-time measuring of surface traction fields. *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 25, No. 1, pp. 68–75, 2005.
- [16] 大野 良介, 吉元 俊輔, 佐藤 宏介. 無装着入力インタフェースのための掌への指先押下の画像センシング. 映像情報メディア学会誌, Vol. 68, No. 7, pp. J285–J291, 2014.
- [17] 白井 雅憲. 爪の歪み計測に基づく指先接触力センサの開発と日用品の把握運動計測への応用. 中央大学 大学院研究年報 理工学研究科篇, No. 37, 2007.
- [18] S. Yoshimoto, Y. Kuroda, M. Imura, and O. Oshiro. Spatially transparent tactile sensor utilizing electromechanical properties of skin. *Advanced Biomedical Engineering*, Vol. 1, No. 1, pp. 89–97, 2012.

- [19] 小川 卓哉, 前田 雄介, 福井 邦雄, 宮田 なつき. 筋骨格系を考慮した筋電からの指先力推定. 精密工学会学術講演会講演論文集, Vol. 2009, No. 0, pp. 57–58, 2009.
- [20] 牧野 泰才, 篠田 裕之, 岡田 明正. 二次元筋電パターンを計測する柔軟体インタフェース. 電気学会センサ・マイクロマシン準部門総合研究会, pp. 17–22, 2006.
- [21] 星 貴之. 静脈像にもとづくタッチインタフェースのための基礎的検討 (第 28 回 センシングフォーラム資料: センシング技術の新たな展開と融合)–(生体計測 1). センシングフォーラム資料, Vol. 28, pp. 65–68, 2011.
- [22] S. Mascaro and H. H. Asada. Photoplethysmograph fingernail sensors for measuring finger forces without haptic obstruction. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 17, No. 5, pp. 698–708, 2001.
- [23] S. Mascaro and H. H. Asada. Measurement of finger posture and three-axis fingertip touch force using fingernail sensors. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 20, No. 1, pp. 26–35, 2004.
- [24] 小川 修平, 杉田 尚基, 岩井 大輔, 佐藤 宏介. Yubios: 指先画像を用いた任意面に対する指先力の検出. 情報処理学会 インタラクション, pp. 779–782, 2011.
- [25] 佐々木 正修. <原著> 三次元的観察による手の血行の解剖学的および臨床的研究: 手の橈側部を中心に. 広島大学医学雑誌, Vol. 49, No. 4, pp. 93–107, 2001.
- [26] E. A. Edwards. Organization of the small arteries of the hand and digits. *The American Journal of Surgery*, Vol. 99, No. 6, pp. 837–846, 1960.
- [27] F. H. Netter. *ATLAS OF HUMAN ANATOMY*. Saunders, Philadelphia, 2011.
- [28] eOrthopod. Hand anatomy eorthopod. <http://eorthopod.com/hand-anatomy/>. 2016/07/17 閲覧.
- [29] eOrthopod. Swan neck deformity of the finger eorthopod. <http://eorthopod.com/swan-neck-deformity-of-the-finger/>. 2016/07/17 閲覧.

- [30] X. F. Teng and Y. T. Zhang. Theoretical study on the effect of sensor contact force on pulse transit time. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 8, pp. 1490–1498, 2007.
- [31] M. Tanaka, S. Wada, and M. Nakamura. *Computational Biomechanics - Theoretical Background and Biological/Biomedical Problems*. Springer, Berlin, 2012.
- [32] W. W. Nichols, M. F. O’Rourke, and C. Vlachopoulos. *McDonald’s Blood Flow in Arteries - Theoretical, Experimental and Clinical Principles Sixth edition*. Hodder Arnold, London, 2011.
- [33] 中山 昭雄. 新版 生理学入門. 朝倉書店, 東京都, 1998.
- [34] N. Westerhof, J-W. Lankhaar, and B. E. Westerhof. The arterial windkessel. *Medical and biological engineering and computing*, Vol. 47, No. 2, pp. 131–141, 2009.
- [35] S. Ponkshe. Computer modeling of physiological conditions for better understanding of intracranial blood pressure and brain vasculature. <http://www.jyi.org/issue/computer-modeling-of-physiological-conditions-for-better-understanding-of-intracranial-blood-pressure-and-brain-vasculature/>. 2016/07/18 閲覧.
- [36] P. D. Baker, D. R. Westenskow, and K. Kück. Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure. *Medical and biological engineering and computing*, Vol. 35, No. 3, pp. 271–278, 1997.
- [37] R. Raamat, J. Talts, K. Jagomägi, and E. Länsimies. Mathematical modelling of non-invasive oscillometric finger mean blood pressure measurement by maximum oscillation criterion. *Medical and biological engineering and computing*, Vol. 37, No. 6, pp. 784–788, 1999.
- [38] 越智 淳三. アトラス解剖学 第三版. 文光堂, 東京都, 2004.
- [39] 前野 七門, 中西 正一郎, 太田 なおみ, 大町 和, 太田 隆祐, 宮西 智和, 東雲 大輔, 坂口 麻友美, 川上 知映, 石川 隆太, 橋本 晃佳, 作田 剛規, 松村 欣也, 小柳 知彦.

パルスドプラ法による血流量測定 of 誤差要因についての検討. 日本透析医学会雑誌, Vol. 43, No. 8, pp. 641–647, 2010.

- [40] 沖野 遥, 菅原 基晃, 松尾 裕英. 心臓血管系の力学と基礎計測. 講談社, 東京都, 1982.
- [41] Y. Sun and N. Thakor. Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 63, No. 3, pp. 463–477, 2016.
- [42] 山越 憲一, 戸川 達男. 生体用センサと計測装置. コロナ社, 東京都, 2000.
- [43] J. G. Webster. *MEDICAL INSTRUMENTATION Application and Design Fourth Edition*. WILEY, Hoboken, 2009.
- [44] 内山 靖, 小林 武, 間瀬 教史. 計測法入門～測り方, 計る意味. 協同医書出版社, 東京都, 2006.
- [45] C. O. González-Morán, J. J. Flores-Cuautle, and E. Suaste-Gómez. A piezoelectric plethysmograph sensor based on a pt wire implanted lead lanthanum zirconate titanate bulk ceramic. *Sensors*, Vol. 10, No. 8, pp. 7146–7156, 2010.
- [46] 太陽誘電株式会社. 圧電圧力波センサ. <http://www.yuden.co.jp/jp/solutions/piezoelectric/>. 2016/11/29 閲覧.
- [47] W. G. Zijlstra, A. Buursma, and W. P. Meeuwssen-Van der Roest. Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin. *Clinical chemistry*, Vol. 37, No. 9, pp. 1633–1638, 1991.
- [48] B. L. Horecker. The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infra-red regions. *The Journal of Biological Chemistry*, Vol. 148, No. 1, pp. 173–183, 1943.
- [49] 前田 祐佳, 関根 正樹, 田村 俊世, 鈴木 琢冶, 亀山 研一. 腕輪形ウェアラブル脈拍計開発に向けたセンサ位置の検討. 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文集, pp. 436–438, 2010.

- [50] 草島 暁史, 中島 一樹, 斎藤 建夫, 佐々木 和男. 衣類を介した光電脈波計測のための脈波センサ開発. 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 95, No. 4, pp. 713–721, 2012.
- [51] 加藤 雄樹. 生体情報のスマートセンシング. 大阪大学 大学院基礎工学研究科 修士学位論文, 2012.
- [52] T. Kanias and J. P. Acker. Biopreservation of red blood cells—the struggle with hemoglobin oxidation. *FEBS journal*, Vol. 277, No. 2, pp. 343–356, 2010.
- [53] 島津製作所. 近赤外光イメージング装置について. <http://www.med.shimadzu.co.jp/products/om/qa01.html>. 2015/07/16 閲覧.
- [54] X. F. Teng and Y. T. Zhang. The effect of contacting force on photoplethysmographic signals. *Physiological measurement*, Vol. 25, No. 5, pp. 1323–1335, 2004.
- [55] 尾崎 幸洋, 河田 聡. 日本分光学会 測定法シリーズ 32 近赤外分光法. 学会出版センター, 東京都, 2008.
- [56] C. Lee, H. S. Shin, and M. Lee. Relations between ac-dc components and optical path length in photoplethysmography. *Journal of biomedical optics*, Vol. 16, No. 7, pp. 077012.1–077012.4, 2011.
- [57] M. J. Burke and M. V. Whelan. Photoplethysmography: Selecting optoelectronic components. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 24, No. 6, pp. 647–650, 1986.
- [58] C. Pujary, M. Savage, and Y. Mendelson. Photodetector size considerations in the design of a noninvasive reflectance pulse oximeter for telemedicine applications. In *Proceedings of IEEE 29th Annual Northeast Bioengineering Conference*, pp. 148–149. IEEE, 2003.
- [59] M. D. Franceschi and D. Zardi. Evaluation of cut-off frequency and correction of filter-induced phase lag and attenuation in eddy covariance analysis of turbulence data. *Boundary-layer meteorology*, Vol. 108, No. 2, pp. 289–303, 2003.

- [60] V. Tyagi. Fepstrum features: Design and application to conversational speech recognition. Technical report, IBM Research Report, 2011.
- [61] 大坂 光司, 前田 祐佳, 水谷 孝一, 若槻 尚斗. 光電脈波センサの LED-PD 間隔及び LED 光量に関する研究. 第 31 回ライフサポート学会大会, pp. 3D2-04, 2015.
- [62] 山地 啓司. こころとからだを知る心拍数. 杏林書院, 東京都, 2013.
- [63] M. R. Ram, K. V. Madhav, E. H. Krishna, N. R. Komalla, and K. A. Reddy. A novel approach for motion artifact reduction in ppg signals based on as-lms adaptive filter. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 61, No. 5, pp. 1445–1457, 2012.
- [64] N. Kuboyama, T. Nabetani, K. Shibuya, K. Machida, and T. Ogaki. Relationship between cerebral activity and movement frequency of maximal finger tapping. *Journal of physiological anthropology and applied human science*, Vol. 24, No. 3, pp. 201–208, 2005.
- [65] 白石 高章, 早川 由宏. 母分散が一樣でない多群モデルにおけるすべての母平均相違の閉検定手順. 計量生物学, Vol. 35, No. 2, pp. 55–68, 2015.
- [66] 稲垣 宣生. 数学シリーズ 数理統計学 改訂版. 裳華房, 東京都, 2009.
- [67] B. S. Kim and S. K. Yoo. Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 3, pp. 566–568, 2006.
- [68] K. W. Chan and Y. T. Zhang. Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size lms filter. In *Proceedings of IEEE Sensors*, Vol. 2, pp. 1343–1346, 2002.

業 績

- 論文

1. 日夏 俊, 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 大城 理. 基節部における脈波計測を利用した指先接触力推定, 生体医工学 (投稿中).

- 国際会議

1. S. Yoshimoto, S. Hinatsu, Y. Kuroda, and O. Oshiro. Hemodynamic Sensing of 3D Fingertip Force using PPG device on Proximal Part, 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Jeju, 2017 年 7 月 (投稿中).

- 国内発表

1. 日夏 俊, 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 大城 理. 光電容積脈波計測による指先押下力推定手法の基礎検討. 計測自動制御学会関西支部・システム制御情報学会若手研究発表会, pp.140-145, 2016 年 1 月.
2. 日夏 俊, 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 大城 理. 基節部における脈波計測を利用した指先接触力推定. 生体医工学シンポジウム 2016, p.96, 2016 年 9 月.
3. 日夏 俊, 吉元 俊輔, 黒田 嘉宏, 大城 理. 指先接触力の推定性能向上のための高相関な脈波特徴量の検討. 第 21 回パターン計測シンポジウム, 2016 年 11 月.

- 受賞

1. 日夏 俊. 基礎工学部賞. 2015 年 3 月.
2. 日夏 俊. Bioengineering Colloquium 優秀発表賞. 2016 年 7 月.
3. 日夏 俊. 海外研修奨励賞. 2017 年 1 月.

- その他

1. 日夏 俊. 指輪型脈波計測デバイスによる手指動作推定. 河原研-大城研合同セミナー, 2016 年 7 月.
2. 日夏 俊. 血流変化を利用した指接触力センシング. 生体工学領域交流会, 2016 年 7 月.