

2015年度 卒業論文

皮膚水分量加振センサ

2016年2月16日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
又賀 祐樹

主査: _____ 日付: _____

皮膚水分量加振センサ

又賀 祐樹

概要

医療分野において皮膚疾患の症状は、皮膚が乾燥することによって変わる。また、化粧品分野において化粧品の効果は皮膚の状態が変わる。皮膚健康状態の診断は視診や触診といった定性的なものだったが、医師の主観的な診断では間違っただけの見解が起こる可能性があるため、皮膚の状態の定量化技術を確立することが求められていた。特に皮膚水分量は皮膚疾患の症状や化粧品の効果に影響するため、皮膚水分量を日常的に計測することは重要である。既存の皮膚水分量計測法では体温の影響を受けることや、清潔に保たれた皮膚でしか計測ができないといった問題点があった。

本研究では上記問題解決のため、皮膚を機械的に振動させることで皮膚水分量を推定する手法を提案する。皮膚粘弾性は皮膚水分量に依存することに着目し、皮膚を理想的な質量0の蓄勢器と制振器及び大きさを無視できる質点の三要素で皮膚粘弾性体としてモデル化する。皮膚の振動加速度と皮膚粘弾性体モデルの運動方程式より、皮膚質点及び粘弾性係数を計算し、さらに皮膚水分量を推定する。皮膚振動加速度を計測するデバイスは、振動子と加速度センサを一体化したものであり、皮膚に振動を与え同時に振動加速度を計測できる。皮膚に計測デバイスを固定し、皮膚粘弾性によって減衰した振動加速度を計測する。皮膚粘弾性体モデルの運動方程式から伝達関数を求め、最小二乗法により質量及び粘弾性係数を計算し、線形回帰法で皮膚水分量を推定する。

本実験では事前にシステムで用いる無負荷状態での加速度と、デバイスの固定に用いる両面粘着テープの弾性係数を計測した後に、皮膚ファントムを用いた実験と被験者実験を行った。まず、皮膚ファントムを用いた実験では二乗平均平方根誤差 6.10×10^{-4} kg の精度で水分量を計測できることが確かめられた。次に、被験者実験では二乗平均平方根誤差 6.42 % の精度で皮膚水分量を計測できることが確かめられた。

キーワード皮膚, 水分量, 粘弾性, 振動子, 加速度センサ

Skin moisture meter based on vibration

Mataga Yuki

Abstract

In medical field, dryness of skin is one of the factors that affects symptom of skin diseases. The effect of cosmetic depends on skin surface condition. The diagnosis of skin health condition has been qualitative, like visual inspection and palpation. Subjective diagnosis by the doctor can lead to a false decision. Therefore, the quantification skill of skin condition has been wanted. The amount of moisture of skin, in particular, has a great influence on these phenomena. Therefore, it is important to measure the exact value of skin moisture. To date, several researches about quantitative assessment of skin surface condition have already been carried out, but these methods have some problems. For example, some is affected by body temperature and others can only measure clean surface.

In this research, to solve the problems mentioned above, the author proposes a method of estimating the amount of moisture of skin by vibrating skin mechanically. To focus on the skin viscoelastic coefficient, i.e. moisture of skin, skin is modeled as viscoelastic body. Considering the acceleration of skin vibration and the motion equation of skin viscoelastic model, the mass and viscoelastic coefficient are calculated and the amount of moisture of skin is estimated. A device that is used to measure the acceleration of skin vibration consists of a vibrator and an accelerometer, which can measure the skin vibration. The device is fixed on skin, and measures the acceleration attenuated by skin viscoelasticity. Considering the motion equation of skin viscoelastic model, the author seeks the transfer function, calculates the mass and viscoelastic coefficient by using the least squares method, and estimates the amount of moisture of skin by using the linear regression method.

In the experiment of this research, the author measured the acceleration of skin phantom and subjects. As a result, the author found out that this system can estimate the amount of moisture of skin within the root mean squared error of 6.10×10^{-4} kg in the experiment of skin phantom, and 6.42 % in the experiment of subjects.

Keyword skin, amount of moisture, viscoelastic, vibrator, accelerometer

目次

| | |
|-------------------------|----|
| 第1章 序論 | 1 |
| 第2章 皮膚水分量計測 | 3 |
| 2.1 皮膚構造と水分 | 3 |
| 2.2 皮膚水分量計測手法 | 5 |
| 2.3 皮膚粘弾性率計測法 | 7 |
| 2.4 本研究の位置づけと方針 | 9 |
| 第3章 皮膚水分量加振計測システム | 10 |
| 3.1 システムの概要 | 10 |
| 3.2 皮膚粘弾性体モデルと伝達関数 | 12 |
| 3.3 質量及び粘弾性係数同定と皮膚水分量推定 | 18 |
| 第4章 システムの実装と評価 | 21 |
| 4.1 皮膚水分量計測システムの実装 | 21 |
| 4.2 被験者実験前予備実験 | 23 |
| 4.3 被験者実験 | 29 |
| 4.4 考察 | 32 |
| 第5章 結論 | 33 |
| 謝辞 | 34 |
| 参考文献 | 36 |

目 次

| | | |
|------|-------------------|----|
| 1.1 | 皮膚水分量の計測様子 | 2 |
| 2.1 | 皮膚構造 | 3 |
| 2.2 | 電氣的計測手法 | 5 |
| 2.3 | 光学的計測手法 | 6 |
| 2.4 | ピペット吸引法 | 7 |
| 2.5 | 吸引振動法 | 8 |
| 2.6 | 吸引振動法のブロック図 | 8 |
| 3.1 | システムの構成 | 10 |
| 3.2 | システムのブロック線図 | 11 |
| 3.3 | 計測システム全体像 | 12 |
| 3.4 | 計測システムモデル | 12 |
| 3.5 | 皮膚粘弾性体モデル | 13 |
| 3.6 | 両面粘着テープ弾性率計測モデル | 14 |
| 3.7 | 両面粘着テープ弾性体モデル | 14 |
| 4.1 | 皮膚水分量計測システム | 21 |
| 4.2 | 実装したデバイス | 22 |
| 4.3 | 振動子の周波数特性 | 22 |
| 4.4 | 無負荷実験 | 24 |
| 4.5 | 無負荷実験計測結果 | 24 |
| 4.6 | 両面粘着テープ弾性率計測実験 | 25 |
| 4.7 | 両面粘着テープ弾性係数計測実験結果 | 25 |
| 4.8 | 皮膚ファントム実験 | 26 |
| 4.9 | 皮膚ファントム実験結果 | 26 |
| 4.10 | 皮膚ファントム質量係数 | 27 |
| 4.11 | 皮膚ファントム粘性係数 | 27 |
| 4.12 | 皮膚ファントム弾性係数 | 27 |

| | |
|----------------------------|----|
| 4.13 水分量推定値 | 28 |
| 4.14 皮膚ファントム実験結果 | 29 |
| 4.15 皮膚質量係数 | 30 |
| 4.16 皮膚粘性係数 | 30 |
| 4.17 皮膚弾性係数 | 30 |
| 4.18 水分量推定値 | 31 |

表 目 次

| | | |
|-----|---------------|----|
| 4.1 | 振動子の仕様 | 22 |
| 4.2 | 加速度センサの仕様 | 22 |
| 4.3 | 両面粘着テープの仕様 | 23 |
| 4.4 | 増幅器の仕様 | 23 |
| 4.5 | 皮膚水分量推定係数 | 28 |
| 4.6 | 市販皮膚水分量計測器の仕様 | 29 |
| 4.7 | 皮膚水分量推定係数 | 31 |

変数表

| 変数 | 単位 | 定義 |
|--------------|-------------------------------------|------------------|
| a_{nl} | [m/s ²] | 無負荷時の振動子の加速度 |
| A_{nl} | [a.u.] | a_{nl} のラプラス変換 |
| a_d | [m/s ²] | デバイスの加速度 (計測値) |
| A_d | [a.u.] | a_d のラプラス変換 |
| x_s | [m] | 皮膚モデル質点の変位 |
| X_s | [a.u.] | x_s のラプラス変換 |
| f_{ex} | [N] | 皮膚モデル質点へ加わる外力 |
| F_{ex} | [a.u.] | f_{ex} のラプラス変換 |
| f_{nl} | [N] | 無負荷時の振動による力 |
| M_d | [kg] | デバイスの質量 |
| x_d | [m] | デバイスの変位 |
| K_t | [kg/s ²] | 両面粘着テープの弾性係数 |
| M_s | [kg] | 皮膚モデル質点の質量 |
| D_s | [kg/s] | 皮膚モデル制振器の粘性係数 |
| K_s | [kg/s ²] | 皮膚モデル蓄勢器の弾性係数 |
| a_0 | [a.u.] | 二次関数モデル定数項係数 |
| a_1 | [a.u.] | 二次関数モデル一次項係数 |
| a_2 | [a.u.] | 二次関数モデル二次項係数 |
| ω | [rad/s] | 振動角速度 |
| Ω | [rad ² /s ²] | 振動加速度 ω^2 |
| r | [a.u.] | 皮膚水分量推定係数 |
| \hat{Y} | [kg] | 皮膚水分量推定値 |
| f | [Hz] | 振動の周波数 |
| j | [a.u.] | 虚数単位 $j^2 = -1$ |
| t | [s] | 時間 |
| g | [m/s ²] | 重力加速度 |
| C | [F] | 静電容量 |
| S | [m ²] | 面積 |
| L | [m] | 距離 |
| ϵ_0 | [F/m] | 真空の誘電率 |
| ϵ_r | [a.u.] | 比誘電率 |
| P | [Pa] | 圧力 |

第1章 序論

ライオンやハイエナ、チーターといった強靱な肉食獣がひしめくサバンナで、アフリカゾウやカバは分厚く丈夫な皮膚を鎧のごとく纏うことで生き抜いてきた。どこから捕食されるかも分からない密林中で、カメレオンは皮膚の色を周囲に合わせて変化させることで隠れ抜いてきた。極寒の大気中で体温を奪われず、灼熱の砂漠では体が干からびてしまわないのは、生物が「皮膚」という組織を有するからである。

人の皮膚は体の最も外側を覆う組織であり [1] 肘や膝の様に伸縮に富んだ部位や、手指腹部に見られる凹凸が大きい指紋など、部位ごとの特徴を持つ。また、皮膚は多くの役割を担っており、紫外線や体外物質からの物理的な保護や、体温調節、また触覚や痛覚などの感覚器官としての役割がある [2-5]。

皮膚を正常に、かつ美しく保つことは健康な生活を送る上で重要である。皮膚は他の臓器と比べ手軽に触診や視診が可能であり、皮膚の‘たるみ’や‘はり’、色から皮膚の状態や体調の経験的診断が行われてきた。触覚的には、皮膚のはりやかさつきから体調の変化を診てとることができ、視覚的には、褐色でめくれ上がった皮膚からは日焼けの症状を、青い唇からは体温の低下を診てとれる。しかし、経験的かつ医師の主観的な診断では間違った見解が起こる可能性があり、定量的な診断指標が求められている [6]。皮膚の状態を定量的に表す指標として、皮膚水分量がある。皮膚水分量は皮膚の物性に影響し、皮膚疾患症状の良し悪しや化粧品の効果は皮膚水分量に依存するため広く研究されている [7, 1, 7-9]。皮膚水分量を推定することで、皮膚疾患症状の指標の確立や、皮膚水分量を高める保湿剤有効性の評価ができるようになると考えられる。現在用いられている皮膚水分量計測法には、電気的計測手法や光学的計測手法があるが、体温の変化によって計測値が定まらないことや、清潔に保たれた皮膚表面のみを対象とすること、測定範囲が不明であるといった問題点がある。

本研究では上記問題解決のため、皮膚を機械的に振動させることで皮膚水分量を推定する手法を提案する。皮膚粘弾性は皮膚水分量に依存することに着目し、皮膚を理想的な質量0の蓄勢器と制振器及び大きさを無視できる質点の三要素で皮膚粘弾性体としてモデル化する [10-12]。皮膚の振動加速度と皮膚粘弾性体モデルの運動方程式より、皮膚質点及び粘弾性係数を計算し、さらに皮膚水分量を推定する。皮膚振動加速度を計測するデバイスは、振動子と加速度センサを一体化したものであり、皮膚に振動を与え同時に振動加速度を計測できる。質量及び粘弾性係数を計算するにあたり、皮膚に固定した計測デバイスを振動させ、皮膚粘弾性によって減衰した振動加速度を計測する。皮膚粘弾性体モデルの運動方程式から

伝達関数を求め、最小二乗法により質量及び粘弾性係数を計算し、線形回帰法で皮膚水分量を推定する [4,13-15].

本システムの皮膚水分量推定手法では、現在用いられている手法の問題点であった、体温の影響を受けず、測定範囲が特定でき、また、デバイスが装着可能であれば皮膚疾患を患った正常でない皮膚での使用が可能であるため、図 1.1 に示すように化粧品分野や医療分野での利用が期待できる。

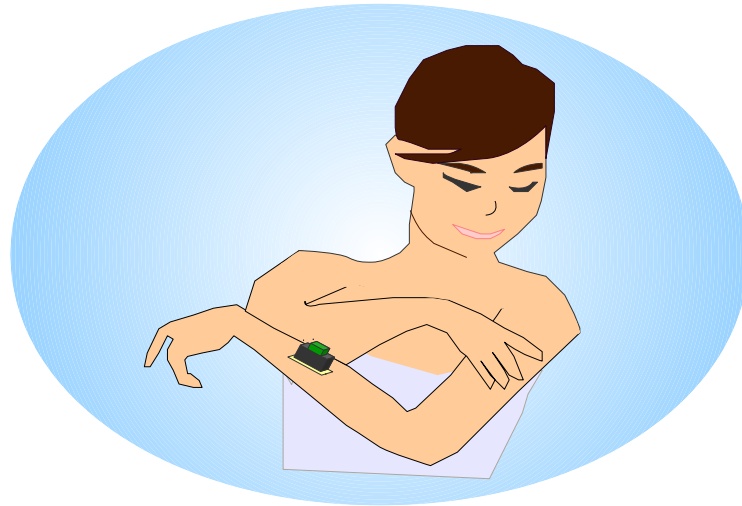


図 1.1: 皮膚水分量の計測様子

第2章 皮膚水分量計測

本章では，皮膚構造と水分，皮膚水分量計測に関する先行研究について述べる．まず，皮膚構造と水分量について述べる．次に，皮膚水分量計測手法，皮膚粘弾性率計測手法，本研究の位置づけと方針について述べる．

2.1 皮膚構造と水分

本節では，皮膚の構造と，皮膚に含まれる水分について述べる．

2.1.1 皮膚構造と機能

皮膚の構造を図 2.1 に示す．皮膚の構造は最外部から表皮，真皮，皮下組織に区別される．

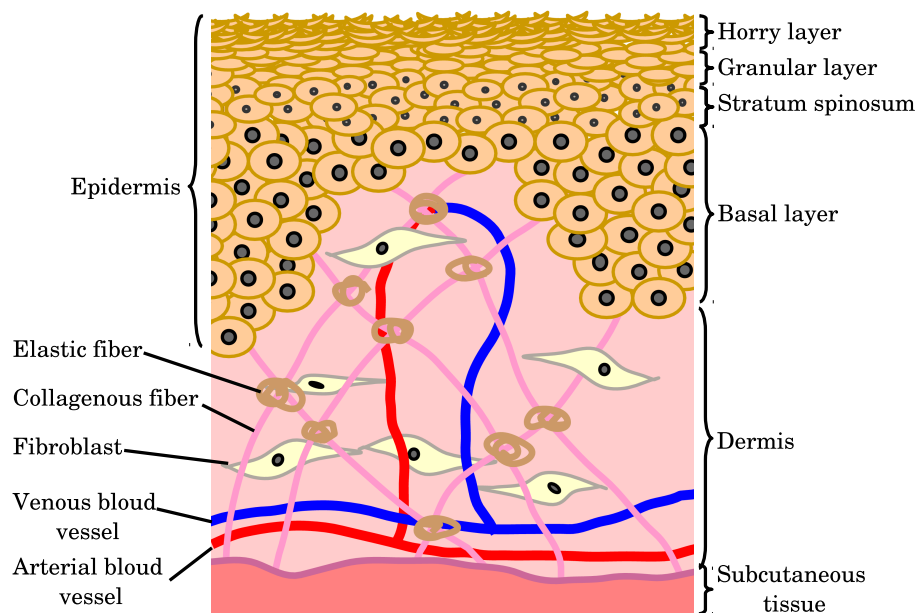


図 2.1: 皮膚構造

表皮は外胚葉から，真皮と皮下組織は中胚葉から分化するため，性質が異なる．また，皮膚の構造は手掌型の皮膚とそれ以外の普通の皮膚に大別される．手掌型の皮膚は手掌部，足底

部などを被う皮膚で、表皮が分厚いことや感覚受容器が多く分布していることで区別される。本節では、本実験の対象である手掌型以外の普通の皮膚について述べる。

表皮は体表面から角質層、顆粒層、有棘層、基底層という細胞層が重なっている。基底層と有棘層は胚芽層と呼ばれ、汎発的に分裂をして細胞を表層に向けて送り出している。細胞は胚芽層から角質層へ至るまでにケラチンという繊維状蛋白質で満たされていき、さらに核を失い死んだ細胞となる。この現象を角質化という。顆粒層は角質化の中間段階であるため中間層とも呼ばれる。顆粒層では核は確認されず、ケラチンの前段階物質であるケラトヒアリンを含む。角質層では角質化した扁平状の細胞が密着しており、約 20 μm の厚みがある。角質層では表面のから次々と角質化細胞が剥がれていく。角質層は皮膚の構造を維持するとともに体外からの物質の侵入を機械的に防いでいる。また、表皮は部分的に特殊化して毛や爪を、表皮下に陥没して汗線や皮脂腺を構造する。皮脂腺から分泌される皮脂の膜を形成し、過度の水分蒸発を防いでいる。表皮には血管が存在せず、栄養と水分を充填するために細胞間隙がある。

真皮は膠原繊維束と弾性繊維からなる厚い緻密結合組織の層である。真皮と表皮の境界面は波状であり、凸状の真皮乳頭層が表皮側へ突起している。真皮乳頭層では表皮へ養分と水分を栄養する役割を担っている。真皮は主に線維芽細胞から形成され、線維芽細胞は膠原繊維や弾性繊維、基質を生成している。膠原繊維は平行に配列した弾性長糸状体繊維で皮膚全体の機械的強度を保っている [2, 4, 10, 16, 17]。

2.1.2 皮膚に含まれる水分

表皮は血管を有しておらず、真皮乳頭層から水分を栄養されている。真皮乳頭層から栄養された水分は表皮細胞間に顕著に見られる細胞間隙に充填されるが、充填された水分は親水性の大きい天然保湿因子により表皮内部に保持される。

表皮細胞は真皮から表皮表面層に向かうに伴い角質化されケラチンで充填されていく。ケラチンは固い繊維状蛋白質である。身体を被い保護するという皮膚の役割はケラチンの強度によるものであるが、健全な皮膚は体外物質を通さないが、適度に柔らかい。ケラチンの強度はケラチン繊維間の分子間力によるものであるが、ケラチン繊維は天然保湿因子とも分子間力を生じる。ケラチン繊維と天然保湿因子間の分子間作用には水分子を介している。したがって、表皮と真皮中の水分量増加に伴い、天然保湿因子とケラチン繊維に生じる分子間力は強まり、一方、ケラチン繊維間の分子間力は弱まり表皮に柔軟性を与えている [18]。

健全な皮膚の角質層では重量比率 20%から 30%の水分を含んでおり、加齢による皮膚水分量の変化は小さく、個人差が大きい [19, 20]。

2.2 皮膚水分量計測手法

本節では、皮膚水分量の従来の計測手法である、電氣的計測手法と、光學的計測手法について述べる。

2.2.1 電氣的計測手法

皮膚表面水分量計測の方法として電氣的手法がある。生体に含まれる組織や体液などは、それぞれ静電容量や抵抗，誘電率といった電氣的特性が異なる物質で構成されている。電氣的特性を計測することで計測部位を構成する物質の割合を推定することができると考えられる。特に皮膚表面における水分の誘電率はその他の物質の誘電率より著しく高い [21,22]。静電容量 C は空間に配置された二つの導電体の間に生じるが，導電体の断面積を S ，導電体間の距離を L ，真空の誘電率を ϵ_0 ，導電体間構成物質の比誘電率を ϵ_r とすると式 (2.1) で表される

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r S / L \quad (2.1)$$

皮膚表面の静電容量は水分やその他の物質の誘電率と含有量によって定まる。したがって、計測した皮膚表面の静電容量から水分量を推定することが出来る。

計測方法は図 2.2(a) に示すような電極を皮膚に押し当て、電極間に高周波電流を流すことで皮膚表面の静電容量を計測する。計測システム全体像は図 2.2(b) である。

静電容量から皮膚表面水分量を計測する方法はデバイスが小型であり簡易な計測方法であるが、体温によって水分の誘電率が変化する、測定範囲が曖昧である、また清潔に保たれた皮膚でのみを対象とするなどの問題点がある。

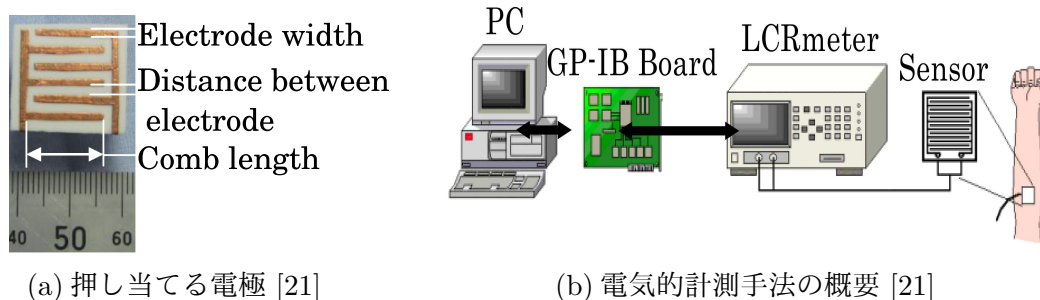


図 2.2: 電氣的計測手法

2.2.2 光学的計測手法

皮膚表面水分量計測の方法として光学的手法がある [5, 23]. 皮膚を構成する分子はそれぞれ波長の異なる光吸収スペクトルを有する. 水分子の光吸収スペクトルのピークは波長 $1.45 \mu\text{m}$ である. 波長 $1.45 \mu\text{m}$ の光を皮膚に入射すると, 皮膚に含まれる水分によって光の一部が吸収される. 水分子の光吸収スペクトルと異なる波長の光を入射すると, 吸収されずに反射光として受光できる. したがって, 水分子の光吸収スペクトルのピークと一致する波長と一致しない波長の反射吸光度を比較することで皮膚水分量を計測することができる.

計測カプセルを図 2.3(a) に示す. カプセル内部に水分子の光吸収スペクトルのピークと一致する波長である $1.45 \mu\text{m}$ と一致しない波長である $1.3 \mu\text{m}$ の発光素子 (LED), 受光素子 (フォトダイオード), フォトデテクタが内蔵される. LED を発光させることで光を皮膚に照射する. 皮膚からの反射光をフォトダイオードで検出し, フォトデテクタでインピーダンス変換する.

光学的計測手法のブロック図を図 2.3(b) に示す. 図 2.3(b) において, 発振器より 10 kHz の方形波を発生し, 波形整形回路を経た後, LED 駆動回路で半周期ごとに回路を切り替え二つの LED を交互に発光させる. 二種の反射光はフォトダイオードにより受光, フォトデテクタにより電気信号に変換された後増幅され, LED 駆動回路と同じ時間に切り替わる分離回路へ供給される. 分離回路で水分子に吸収された波長と吸収されない波長の出力信号成分に分離し, それぞれ低域フィルタを経て直流化される. フィルタ出力はマイクロコンピュータにより演算され皮膚水分量として液晶ディスプレイに表示される.

光学的計測手法はデバイスが小型で簡易な構成であるが, 照射光が皮膚によって分散し反射光が弱まり正確な計測ができないことや, 計測深度が不明であるという問題点がある.

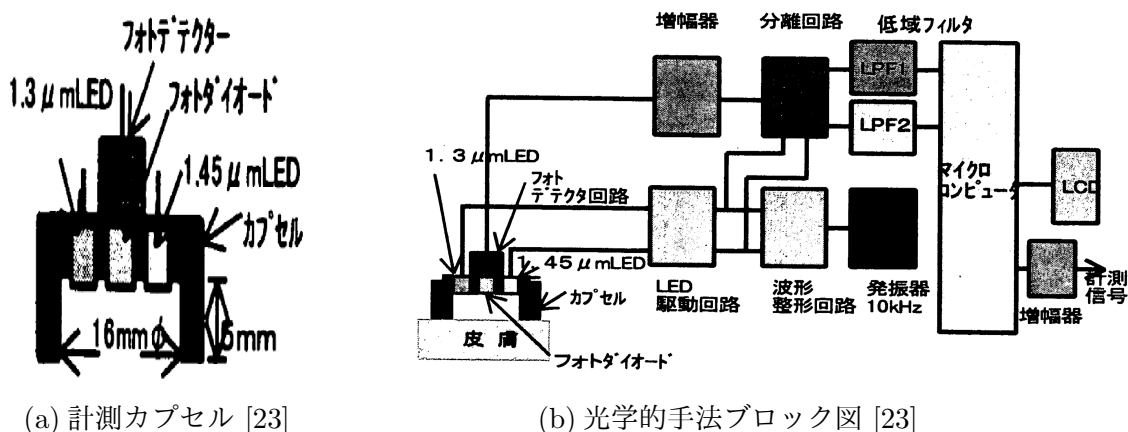


図 2.3: 光学的計測手法

2.3 皮膚粘弾性率計測法

2.3.1 ピペット吸引法

皮膚の粘弾性計測法としてピペット吸引法がある [24]。ピペット吸引法では、ピペットの先端を皮膚に押し当て負圧を加えることで、皮膚をピペット内部に吸引する。ピペット内に吸引した皮膚変位の時間変化から皮膚の粘弾性を計算する方法である。計測用プローブにはピペット、負圧発生ポンプ、レーザー変位計、圧力トランスデューサが用いられる。

計測用プローブを図 2.4(a) に示す。プローブを皮膚に当て、負圧発生ポンプを稼働することで皮膚がピペット内部に吸引される。吸引されたときの皮膚の変位をレーザー変位計で計測し、ピペットの内部圧力を圧力トランスデューサで計測する。ピペット内部圧力を ΔP 、皮膚変位量を x 、ピペット内径を q 、負圧発生ポンプ稼働後の時刻を t とする。

ピペット吸引法で用いる皮膚モデルを図 2.4(b) に示す。ピペット吸引法では皮膚を二つの制振器と一つの蓄勢器でモデル化する。図 2.4(b) における K_1 は弾性係数の逆数、 D_1 、 D_2 は粘性係数である。 ΔP と x の関係は、ピペットが皮膚に接することによる影響を補正する値を a とすると、式 (2.2) で示される。

$$\frac{x}{q} = \frac{a\Delta P}{2} \left[\frac{t}{D_2} + K_1 \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t}{K_1 D_1}\right) \right\} \right] \quad (2.2)$$

計測値と式 (2.2) の皮膚変位量 x との残差二乗和を最小化することで弾性係数の逆数 K_1 、粘性係数 D_1 、 D_2 を計算することが可能である。

ピペット吸引法による皮膚粘弾性率計測は局所的な計測に優れ、視覚的には判断が困難な小さなしこりの早期発見などが期待できる。一方、レーザー光が皮膚により散乱し反射光が弱まることや、プローブの装着状態が不安定であることから測定値が定まらず再現性が低いこと、またプローブの装着段階で負圧を発生させる前に皮膚がピペット内部にめり込んでしまい正確な計測ができないということが問題点として挙げられる [24]。

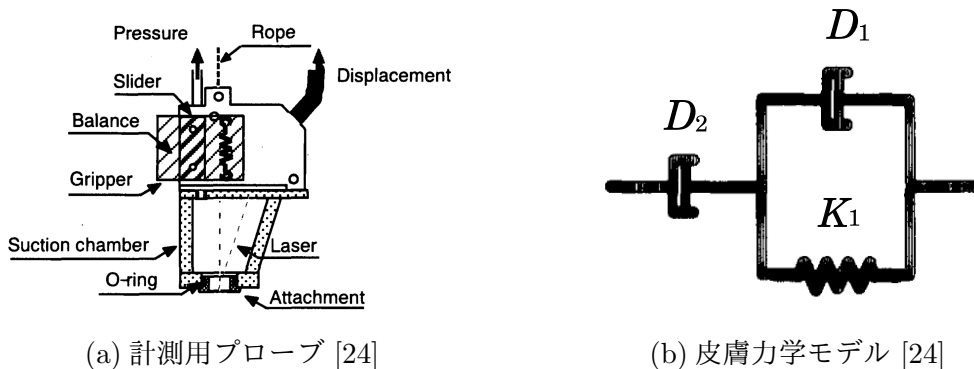


図 2.4: ピペット吸引法

2.3.2 吸引振動法

皮膚の粘弾性計測法として吸引振動法がある [25, 26]. 吸引振動法では, 吸引カップを皮膚に吸着させて振動させたときの皮膚からの応力を計測することで粘弾性係数を計算する. 計測デバイスを図 2.5 に示す.

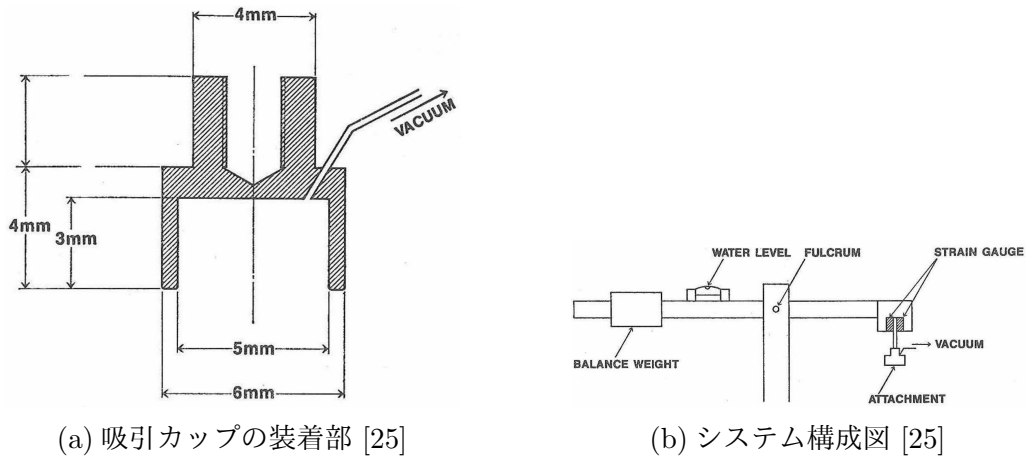


図 2.5: 吸引振動法

吸引振動法のブロックを図 2.6 に示す.

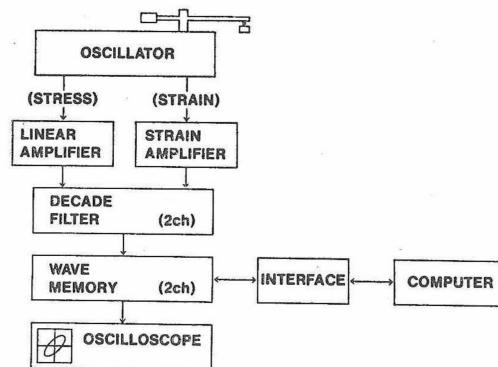


図 2.6: 吸引振動法のブロック図 [25]

2.4 本研究の位置づけと方針

前節で述べた各手法での問題点は、体温の変化で水の比誘電率が変わることや、測定範囲が曖昧であること、また、デバイスの装着状態に影響を受けることが挙げられた。

皮膚粘弾性係数は皮膚水分量によって変化する。本研究では、質量及び粘弾性係数から皮膚水分量を推定する手法を提案する。皮膚に対し振動子を用いて水平方向に正弦波の振動を入射することで、機械的に皮膚粘弾性係数を求める。皮膚を表面に対し水平方向に振動させたときの振動範囲は数十 mm に限定され、表皮の厚みも数 mm であるため、表面に特化した測定範囲の局所的な粘弾性係数の計算が可能である [15]。皮膚粘弾性係数は皮膚水分量によって変化するが、本研究では、求めた皮膚粘弾性係数から皮膚水分量を推定する手法を提案する。また、皮膚粘弾性係数を求める際、ピペット吸引法で問題となった計測デバイスの装着法に関しては、デバイスが十分小型であるため、両面粘着テープを用いて皮膚に接着させる。したがって装着状態が安定し、再現性の高い計測が可能であると考えられる。

第3章 皮膚水分量加振計測システム

本章では，皮膚水分量加振計測システムについて述べる．まず，提案システムの概要について述べる．次に，皮膚水分量と粘弾性の関係について述べ，皮膚粘弾性体モデルとシステムの伝達関数，質量及び粘弾性係数同定と皮膚水分量推定について述べる．

3.1 システムの概要

提案システムの構成を図 3.1 に示す．本システムは振動子，加速度センサ，両面粘着テープ，増幅器，電源装置，ファンクションジェネレータ，オシロスコープ，PC で構成される．また，本システムでは，振動子と加速度センサを合わせてデバイスと呼ぶ．

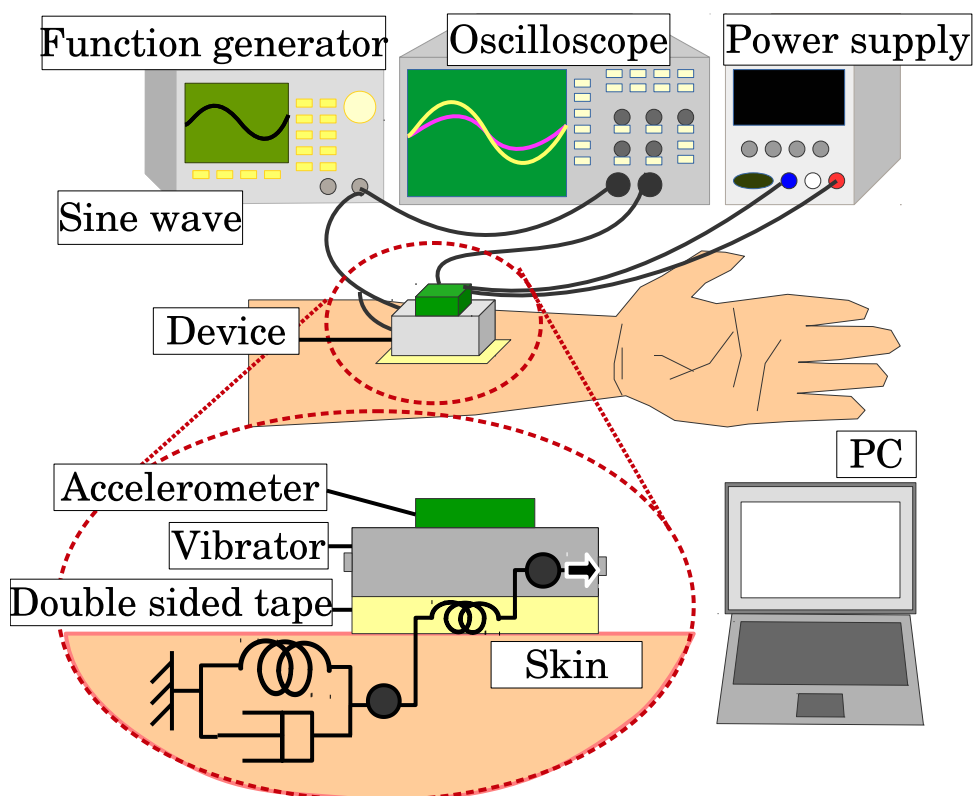


図 3.1: システムの構成

システムのブロック線図を図 3.2 に示す。

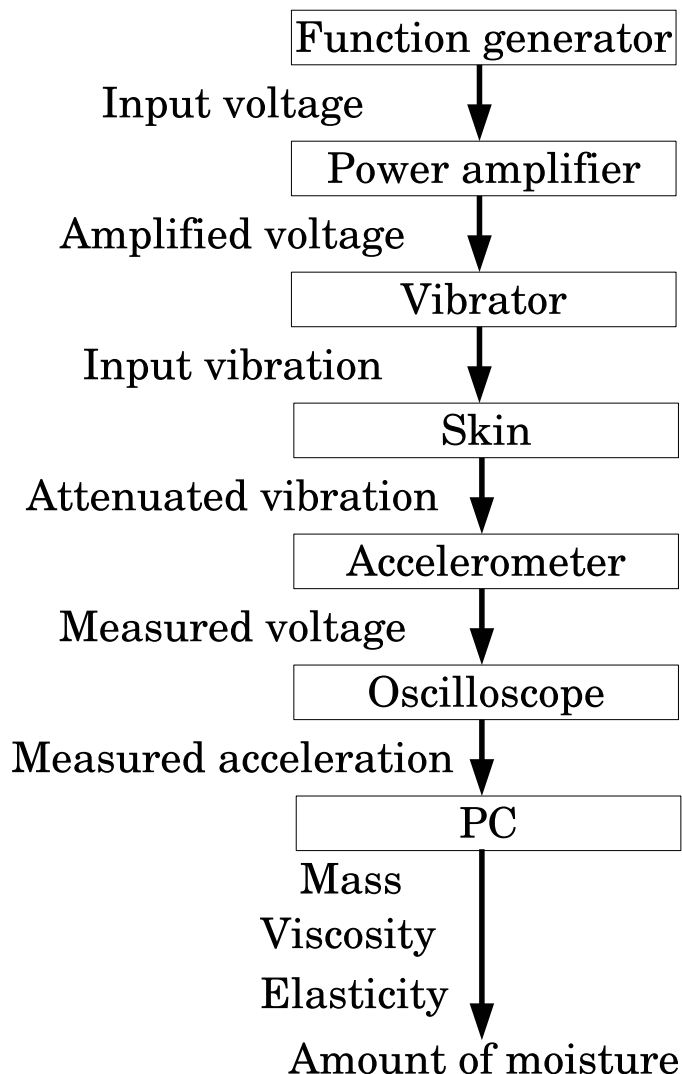


図 3.2: システムのブロック線図

皮膚を振動させるため、正弦波状の電圧をデバイスの振動子に印加する。デバイスと皮膚は互いに両面粘着テープで接着するため、デバイスの動きにともない皮膚は振動する。皮膚に接着したデバイスの振動は無負荷状態での振動に比べて減衰する。皮膚に強制振動を加え、無負荷状態での振動から減衰した加速度を、振動子に固定された加速度センサで計測する。計測した加速度を、皮膚力学モデルの運動方程式に代入し、最小二乗法により皮膚質量及び粘弾性係数を計算する。求めた皮膚質量及び粘弾性係数はそれぞれ皮膚水分量によって変動するため、多入力一出力の線形回帰法で皮膚水分量を推定する。

3.2 皮膚粘弾性体モデルと伝達関数

本節では、皮膚粘弾性体モデルとシステムの伝達関数について述べる。

3.2.1 計測システムモデル全体像

本研究で提案する皮膚粘弾性体モデルと両面粘着テープモデルを合わせた計測システムの全体像を図 3.3 に示す。皮膚粘弾性体モデルへ加わる外力は、振動子から両面粘着テープを伝って加わる。図 3.3 における各要素を力学モデルで図 3.4 に示す。図 3.4 では、皮膚を蓄勢器と制振器および質点、両面粘着テープを蓄勢器、デバイスを質点としてモデル化した。各モデルについて次小節以降で述べる。

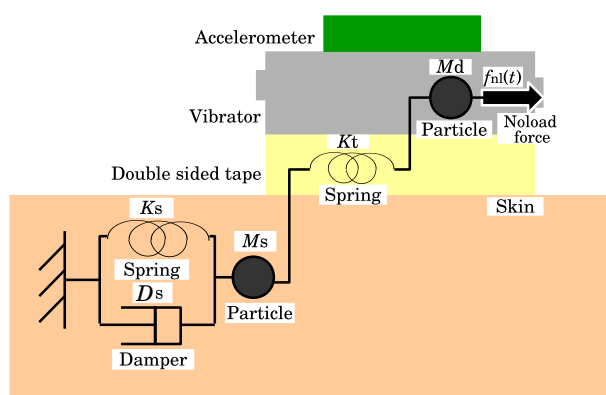


図 3.3: 計測システム全体像

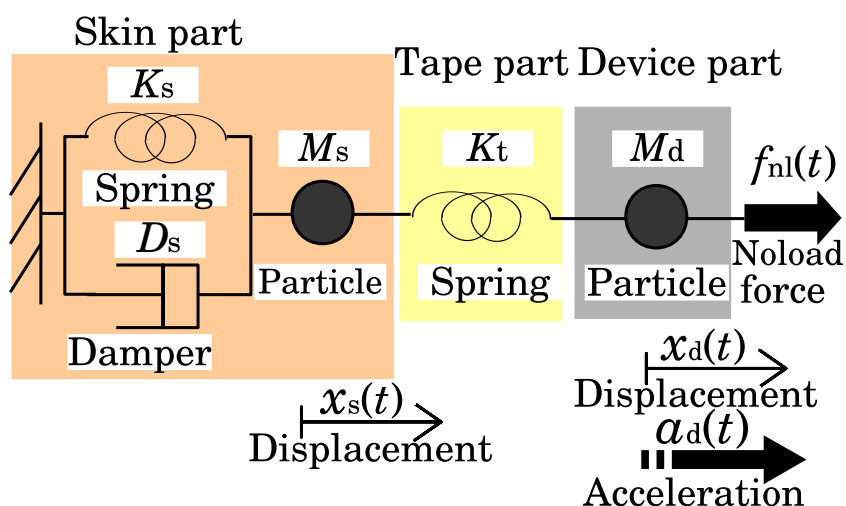


図 3.4: 計測システムモデル

3.2.2 皮膚粘弾性体モデル

皮膚粘弾性体モデルを図 3.5 に示す。皮膚粘弾性体モデルでは、皮膚を理想的な質量 0 の蓄勢器と制振器及び大きさを無視できる質点の三要素でモデル化する [4, 24, 27]。蓄勢器と制振器は並列的に質点とつながっており、質点に外力を与える。振動による外力 f_{ex} については次節で述べる。皮膚に与えられる振動は、振動源である振動子から離れるにつれて減衰し、十分に離れた点で観測できなくなるが、先行研究によるとその距離はおよそ 15 mm である [15]。本研究では振動子から十分に離れた点では振動が止まっていると仮定し固定端とみなす。蓄勢器の弾性係数 K_s 、制振器の粘性係数 D_s 、質点の質量 M_s は皮膚粘弾性体モデルの運動方程式より、計測した加速度から求めることができる。

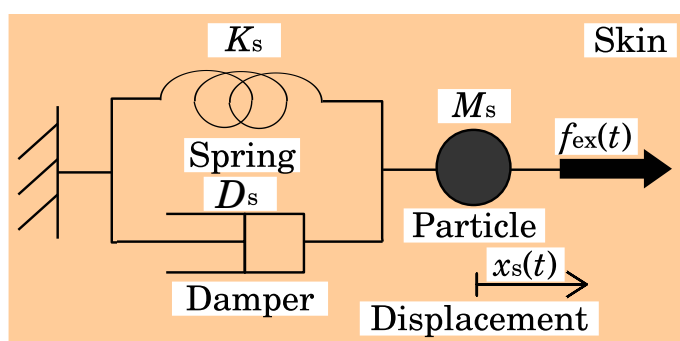


図 3.5: 皮膚粘弾性体モデル

3.2.3 両面粘着テープモデルと弾性係数

両面粘着テープモデルの各要素の分布を図 3.6 に示す。

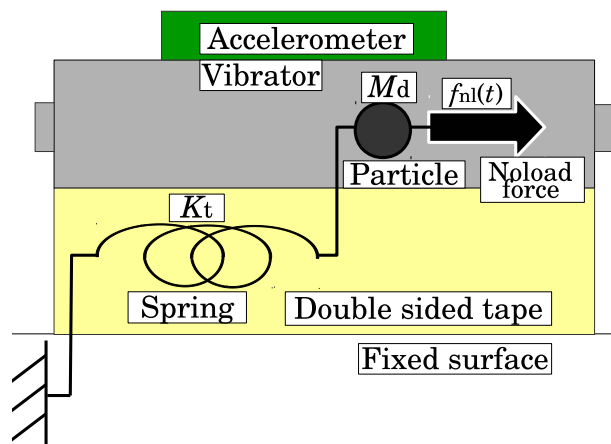


図 3.6: 両面粘着テープ弾性率計測モデル

図 3.6 において、振動子を質点、両面粘着テープを弾性体として、図 3.7 に示すようにモデル化する [28-30].

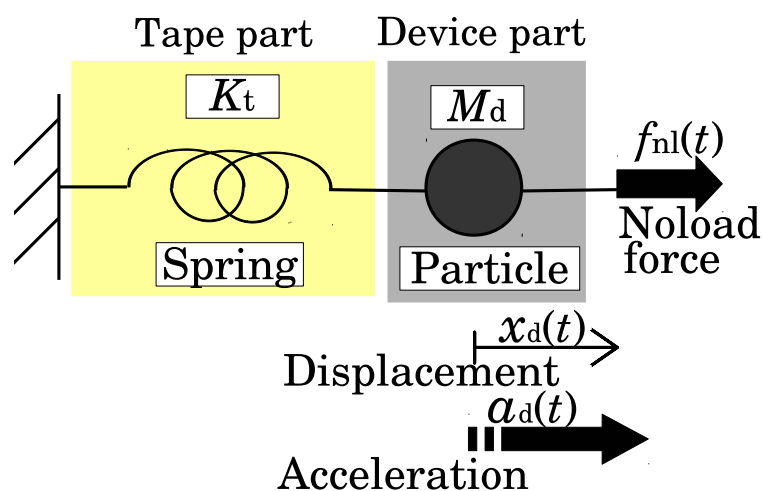


図 3.7: 両面粘着テープ弾性体モデル

デバイスと皮膚は両面粘着テープによって接着する。振動方向は皮膚と水平方向であるため、水平方向の力が両面粘着テープとデバイス、皮膚の接着面に加わる。接着面に水平方向な力を加えたとき、接着面積辺りで両面粘着テープが剥がれず、接着状態を保つことが可能な最大の力を剪断接着強さという。デバイスが皮膚から剥がれないよう、剪断接着強さが振動による水平方向の力よりも大きい両面粘着テープを用いる必要がある。両面粘着テープを

用いてデバイスが振動しない固定された面に接着されたとき，振動子による外力は，振動子自体と両面粘着テープに剪断力を与える．

図 3.7 におけるデバイスの質点の運動方程式は式 (3.1) で表される．

$$M_d \frac{d^2 x_d(t)}{dt^2} = f_{nl}(t) - K_t x_d(t) \quad (3.1)$$

計測値であるデバイスの加速度 a_d を用いて表現すると式 (3.2) を得る．

$$M_d a_d(t) = f_{nl}(t) - K_t \iint a_d(t) dt^2 \quad (3.2)$$

振動による外力は，デバイスを無負荷状態で振動させたときの振動の力 f_{nl} である． f_{nl} は無負荷状態でのデバイスの加速度 a_{nl} を用いて式 (3.3) で表される．

$$f_{nl}(t) = M_d a_{nl}(t) \quad (3.3)$$

式 (3.2) に式 (3.3) を代入し，ラプラス変換すると式 (3.4) を得る．

$$M_d A_{nl}(s) = M_d A_d(s) + \frac{K_t}{s^2} A_d(s) \quad (3.4)$$

A_d と A_{nl} はそれぞれ a_d ， a_{nl} のラプラス変換である．式 (3.4) を K_t について整理すると式 (3.5) を得る．

$$K_t = M_d s^2 \left(\frac{A_{nl}(s)}{A_d(s)} - 1 \right) \quad (3.5)$$

振動は正弦波状であるため A_d と A_{nl} はそれぞれ式 (3.6)，式 (3.7) で表される．

$$A_d(s) = a_d \frac{\omega}{s^2 + \omega^2} \quad (3.6)$$

$$A_{nl}(s) = a_{nl} \frac{\omega}{s^2 + \omega^2} \quad (3.7)$$

式 (3.5) に A_d と A_{nl} を代入すると式 (3.8) を得る．

$$\begin{aligned} K_t &= M_d s^2 \left(\frac{a_{nl} \frac{\omega}{s^2 + \omega^2}}{a_d \frac{\omega}{s^2 + \omega^2}} - 1 \right) \\ &= M_d s^2 \left(\frac{a_{nl}}{a_d} - 1 \right) \end{aligned} \quad (3.8)$$

$s = j\omega$ とすると，式 (3.9) を得る．

$$K_t = M_d \omega^2 \left(1 - \frac{a_{nl}}{a_d} \right) \quad (3.9)$$

3.2.4 システムの伝達関数

図 3.4 におけるデバイスの質点と皮膚モデル質点の運動方程式はそれぞれ式 (3.11), 式 (3.11) で表される.

$$M_d a_d(t) = f_{nl}(t) - K_t \left(\iint a_d(t) dt^2 - x_s(t) \right) \quad (3.10)$$

$$M_s \frac{d^2 x_s(t)}{dt^2} = K_t \left(\iint a_d(t) dt^2 - x_s(t) \right) - \left(D_s \frac{dx_s(t)}{dt} + K_s x_s(t) \right) \quad (3.11)$$

図 3.5 における外力 $f_{ex}(t)$ は両面粘着テープをモデル化した蓄勢器による弾性力であるから式 (3.12) を得る.

$$f_{ex}(t) = K_t \left(\iint a_d(t) dt^2 - x_s(t) \right) \quad (3.12)$$

式 (3.12) を式 (3.11) に代入すると式 (3.13) が得られる.

$$f_{ex}(t) = M_s \frac{d^2 x_s(t)}{dt^2} + D_s \frac{dx_s(t)}{dt} + K_s x_s(t) \quad (3.13)$$

式 (3.13) をラプラス変換すると式 (3.14) が得られる.

$$F_{ex}(s) = M_s s^2 X_s(s) + D_s s X_s(s) + K_s X_s(s) \quad (3.14)$$

式 (3.14) において, $F_{ex}(s)$ を入力, $X_s(s)$ を出力とした伝達関数は式 (3.15) で表される.

$$\frac{F_{ex}(s)}{X_s(s)} = M_s s^2 + D_s s + K_s \quad (3.15)$$

式 (3.3) と式 (3.11) より

$$\begin{aligned} f_{ex}(t) &= M_d a_{nl}(t) - M_d a_d(t) \\ &= M_d (a_{nl}(t) - a_d(t)) \end{aligned} \quad (3.16)$$

であり, 式 (3.16) をラプラス変換すると式 (3.17) を得る.

$$\begin{aligned} F_{ex}(s) &= M_d (A_{nl}(s) - A_d(s)) \\ &= M_d (a_{nl} - a_d) \frac{\omega}{s^2 + \omega^2} \end{aligned} \quad (3.17)$$

また, 出力 x_s について考える. 振動は正弦波状であるため,

$$\iint a_d(t) dt^2 = -\frac{a_d(t)}{\omega^2} \quad (3.18)$$

である. 式 (3.3) と式 (3.18) を式 (3.11) に代入すると式 (3.19) となる.

$$M_d a_d(t) = M_d a_{nl}(t) - K_t \left(-\frac{a_d(t)}{\omega^2} - x_s(t) \right) \quad (3.19)$$

x_s について整理すると式 (3.20) を得る.

$$x_s(t) = \frac{M_d a_d(t) - M_d a_{nl}(t) - K_t \frac{a_d(t)}{\omega^2}}{K_t} \quad (3.20)$$

式 (3.20) をラプラス変換すると式 (3.21) を得る.

$$\begin{aligned} X_s(s) &= \frac{M_d A_d(s) - M_d A_{nl}(s) - K_t \frac{A_d(s)}{\omega^2}}{K_t} \\ &= \left(\frac{M_d a_d - M_d a_{nl} - K_t \frac{a_d}{\omega^2}}{K_t} \right) \frac{\omega}{s^2 + \omega^2} \end{aligned} \quad (3.21)$$

したがって, 式 (3.17) と式 (3.21) を式 (3.15) に代入すると式 (3.22) を得る.

$$\begin{aligned} \frac{F_{ex}(s)}{X_s(s)} &= \frac{M_d(a_{nl} - a_d) \frac{\omega}{s^2 + \omega^2}}{\left(\frac{M_d a_d - M_d a_{nl} - K_t \frac{a_d}{\omega^2}}{K_t} \right) \frac{\omega}{s^2 + \omega^2}} \\ &= \frac{K_t M_d (a_{nl} - a_d)}{M_d a_d - M_d a_{nl} - K_t \frac{a_d}{\omega^2}} \\ &= M_s s^2 + D_s s + K_s \end{aligned} \quad (3.22)$$

$s = j\omega$ とすると, 式 (3.23) を得る.

$$\begin{aligned} \frac{F_{ex}(j\omega)}{X_s(j\omega)} &= \frac{K_t M_d (a_{nl} - a_d)}{M_d a_d - M_d a_{nl} - K_t \frac{a_d}{\omega^2}} \\ &= -M_s \omega^2 + D_s j\omega + K_s \end{aligned} \quad (3.23)$$

3.3 質量及び粘弾性係数同定と皮膚水分量推定

本節では、前節で得られた伝達関数を用いた質量及び粘弾性係数を同定と、皮膚水分量推定について述べる。

3.3.1 質量及び粘弾性係数同定

式 (3.23) で両辺それぞれ絶対値を求め、さらに二乗すると式 (3.24) を得る。

$$\left| \frac{F_{\text{ex}}(j\omega)}{X_s(j\omega)} \right|^2 = M_s^2 \omega^4 + (D_s^2 - 2M_s K_s) \omega^2 + K_s^2 \quad (3.24)$$

$\Omega = \omega^2$ とすると式 (3.24) より式 (3.25) を得る。

$$\left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega)}{X_s(\Omega)} \right|^2 = M_s^2 \Omega^2 + (D_s^2 - 2M_s K_s) \Omega + K_s^2 \Omega^0 \quad (3.25)$$

式 (3.25) に関して Ω を変数とする二次関数モデル

$$y = a_2 \Omega^2 + a_1 \Omega + a_0 \Omega^0 \quad (3.26)$$

において、最小二乗法で二次関数モデルの各係数 a_2 , a_1 , a_0 を計算する。 Ω を入力, $\frac{F_{\text{ex}}(\Omega)}{x_s(\Omega)}$ を測定値から計算可能な出力, 測定データ数を N としてモデル式との誤差関数 $E(\Omega)$ は式 (3.27) で表される。

$$E(\Omega) = \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N \left\{ a_2 \Omega_n^2 + a_1 \Omega_n + a_0 \Omega_n^0 - \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \right\}^2 \quad (3.27)$$

式 (3.27) において二次関数モデルの各係数 a_2 , a_1 , a_0 での偏微分を 0 とすると式 (3.28), 式 (3.29), 式 (3.30) を得る。

$$\begin{aligned} \frac{\partial E(\Omega)}{\partial a_2} &= \sum_{n=1}^N \left\{ a_2 \Omega_n^2 + a_1 \Omega_n + a_0 \Omega_n^0 - \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \right\} \Omega_n^2 \\ &= 0 \end{aligned} \quad (3.28)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial E(\Omega)}{\partial a_1} &= \sum_{n=1}^N \left\{ a_2 \Omega_n^2 + a_1 \Omega_n + a_0 \Omega_n^0 - \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \right\} \Omega_n \\ &= 0 \end{aligned} \quad (3.29)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial E(\Omega)}{\partial a_0} &= \sum_{n=1}^N \left\{ a_2 \Omega_n^2 + a_1 \Omega_n + a_0 \Omega_n^0 - \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \right\} \Omega_n^0 \\ &= 0 \end{aligned} \quad (3.30)$$

式 (3.28), 式 (3.29), 式 (3.30) を行列表示すると式 (3.31) を得る.

$$\begin{bmatrix} \sum_{n=1}^N \Omega_n^4 & \sum_{n=1}^N \Omega_n^3 & \sum_{n=1}^N \Omega_n^2 \\ \sum_{n=1}^N \Omega_n^3 & \sum_{n=1}^N \Omega_n^2 & \sum_{n=1}^N \Omega_n \\ \sum_{n=1}^N \Omega_n^2 & \sum_{n=1}^N \Omega_n & \sum_{n=1}^N \Omega_n^0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_2 \\ a_1 \\ a_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{n=1}^N \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \Omega_n^2 \\ \sum_{n=1}^N \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \Omega_n \\ \sum_{n=1}^N \left| \frac{F_{\text{ex}}(\Omega_n)}{X_s(\Omega_n)} \right|^2 \Omega_n^0 \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

式 (3.25) と式 (3.26) より皮膚質量及び粘弾性係数は式 (3.32) となる.

$$\begin{aligned} M_s &= \sqrt{a_2} \\ D_s &= \sqrt{a_1 + 2\sqrt{a_0 a_2}} \\ K_s &= \sqrt{a_0} \end{aligned} \quad (3.32)$$

また, 式 (3.31) をガウスの消去法で解くことにより二次関数モデルの各係数 a_0 , a_1 , a_2 を求めることができ, 皮膚質量及び粘弾性係数を同定することができる.

3.3.2 皮膚水分量推定

本システムでは, 皮膚水分量を質量及び粘弾性係数の一次線形和で推定する. 入力変数から得られる基底関数行列の転置行列を ${}^T\phi(x_n)$ として, 式 (3.34) に示す. また, 基底関数行列 $\phi(x_n)$ に対する, 皮膚水分量推定係数行列の転置行列を ${}^T r$ として, 式 (3.34) に示す.

$${}^T\phi(x_n) = \begin{pmatrix} 1 & M_n & D_n & K_n \end{pmatrix} \quad (3.33)$$

$${}^T r = \begin{pmatrix} r_0 & r_M & r_D & r_K \end{pmatrix} \quad (3.34)$$

皮膚水分量推定値を \hat{Y}_n とすると, 式 (3.33) と式 (3.34) を用いて式 (3.35) で表される.

$$\begin{aligned} \hat{Y}_n &= w^T \phi(x_n) \\ &= r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n \end{aligned} \quad (3.35)$$

皮膚水分量の真値を Y_n とすると, 誤差関数 E_w は式 (3.36) で表される.

$$\begin{aligned} E_w &= \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N (\hat{Y}_n - Y_n)^2 \\ &= \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N (r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n - Y_n)^2 \end{aligned} \quad (3.36)$$

式 (3.36) において, 皮膚水分量推定係数 r_0 , r_M , r_D , r_K での偏微分を 0 とすると式 (3.37), 式 (3.38), 式 (3.39), 式 (3.40) を得る.

$$\frac{\partial E_w}{\partial r_0} = \sum_{n=1}^N (r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n - Y_n) \quad (3.37)$$

$$= 0$$

$$\frac{\partial E_w}{\partial r_M} = \sum_{n=1}^N (r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n - Y_n) M_n \quad (3.38)$$

$$= 0$$

$$\frac{\partial E_w}{\partial r_D} = \sum_{n=1}^N (r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n - Y_n) D_n \quad (3.39)$$

$$= 0$$

$$\frac{\partial E_w}{\partial r_K} = \sum_{n=1}^N (r_0 + r_M M_n + r_D D_n + r_K K_n - Y_n) K_n \quad (3.40)$$

$$= 0$$

式 (3.37), 式 (3.38), 式 (3.39), 式 (3.40) を行列表示してまとめると式 (3.41) を得る.

$$\begin{bmatrix} \sum_{n=1}^N 1 & \sum_{n=1}^N M_n & \sum_{n=1}^N D_n & \sum_{n=1}^N K_n \\ \sum_{n=1}^N M_n & \sum_{n=1}^N M_n^2 & \sum_{n=1}^N M_n D_n & \sum_{n=1}^N K_n M_n \\ \sum_{n=1}^N D_n & \sum_{n=1}^N M_n D_n & \sum_{n=1}^N D_n^2 & \sum_{n=1}^N D_n K_n \\ \sum_{n=1}^N K_n & \sum_{n=1}^N K_n M_n & \sum_{n=1}^N D_n K_n & \sum_{n=1}^N K_n^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_0 \\ r_M \\ r_D \\ r_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{n=1}^N Y_n \\ \sum_{n=1}^N Y_n M_n \\ \sum_{n=1}^N Y_n D_n \\ \sum_{n=1}^N Y_n K_n \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

式 (3.35) に, 式 (3.41) をガウスの消去法により求めた皮膚水分量推定係数 r_0 , r_M , r_D , r_K を代入することで, 皮膚水分量推定値 \hat{Y}_n を得る.

第4章 システムの実装と評価

本章では、提案システムの実装と評価について述べる。まず、提案した皮膚水分両計測システムを実装した結果を示す。次に、被験者実験の前に行った無負荷実験、両面粘着テープ弾性係数計測実験、皮膚ファントム実験について述べ、被験者実験の結果について述べる。

4.1 皮膚水分量計測システムの実装

実装した皮膚水分両計測システムを図 4.1 に示す。本システムは振動子、加速度センサ、両面粘着テープ、増幅器、電源装置、ファンクションジェネレータ、オシロスコープ、PCで構成される。

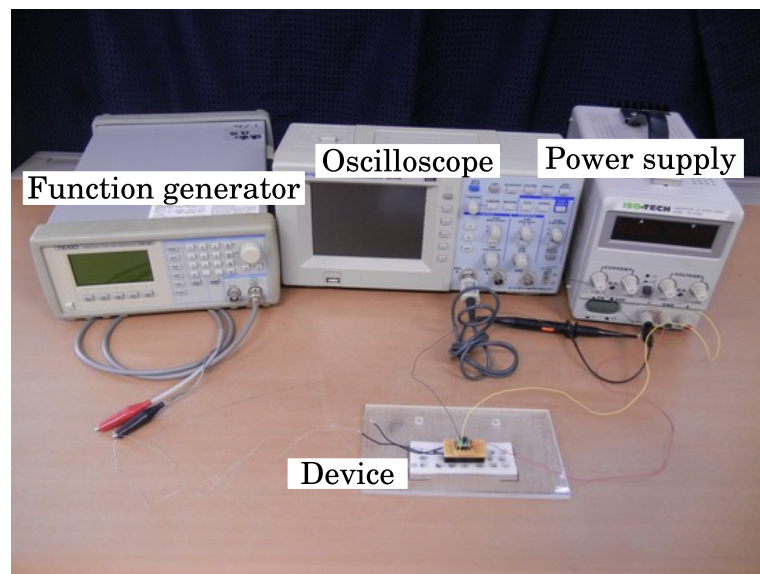


図 4.1: 皮膚水分量計測システム

本システムにおいて制作したデバイスを図 4.2 に示す。このデバイスの質量 M_d は 0.0135 kg である。

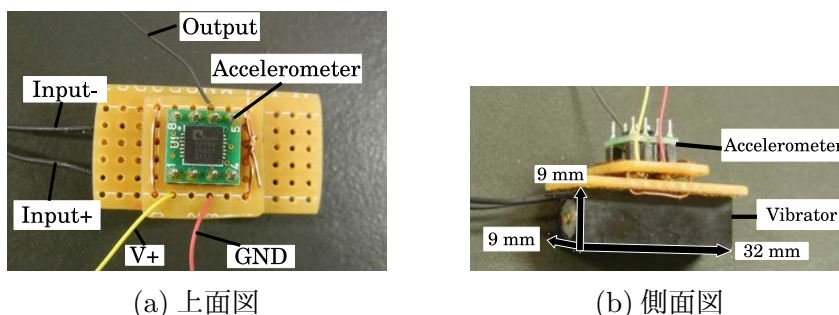


図 4.2: 実装したデバイス

本システムで使用した振動子、加速度センサ、両面粘着テープ、増幅器の仕様をそれぞれ表 4.1、表 4.2、表 4.3、表 4.4 に示す。振動子の周波数特性を図 4.3 に示す。また、重力加速度を g で表す。

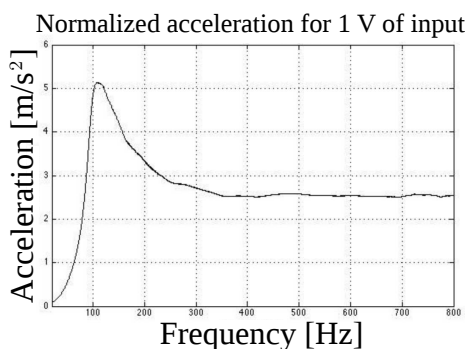


図 4.3: 振動子の周波数特性 [31]

表 4.1: 振動子の仕様 [31]

| 項目 | 仕様内容 |
|-------|--|
| メーカー名 | Tactile Labs Inc. |
| 製品名 | Haptuator Mark II |
| 規格 | 32 × 9 × 9 mm, 9.5 g |
| 対応周波数 | 90 ~ 1000 Hz |
| 加速度 | 7.5g m/s ² (電源 3 V, 周波数 125 Hz) |
| 内部抵抗値 | 5.5 Ω |

表 4.2: 加速度センサの仕様 [32]

| 項目 | 仕様内容 |
|----------|----------------------|
| メーカー名 | 株式会社秋月電子通商 |
| 製品名 | KXR94-2050 |
| 測定帯域 | ±2g m/s ² |
| 1g あたり感度 | 1 V (電源 5V) |
| 電源電圧 | 2.5 ~ 5.25 V |
| 出力周波数帯域 | 800 Hz (-3dB) |

表 4.3: 両面粘着テープの仕様 [33]

| 項目 | 仕様内容 |
|--------------|-------------------------|
| メーカー名 | ニチバン株式会社 |
| 製品名 | 両面粘着テープ No.815 |
| 単位面積あたり剪断粘着力 | 409300 N/m ² |
| 厚さ | 0.15 mm |
| 幅 | 10 mm |

表 4.4: 増幅器の仕様 [34]

| 項目 | 仕様内容 |
|--------|--------------------|
| メーカー名 | 株式会社イーケイジャパン |
| 製品名 | PU-2101 |
| 最大出力 | 1.05 W (電源電圧 DC6V) |
| 最大消費電流 | 300 mA (電源電圧 DC6V) |

振動子の駆動にはファンクションジェネレータで発生した振幅 40 mV, 周波数 90 Hz から 300 Hz まで 10 Hz 刻みの正弦波電圧を利用し, 増幅器に入力して 1 V に増幅し, 振動子へ入力する. ファンクションジェネレータの電圧を 1 V にし, 振動子へ入力すると, 振動子の内部抵抗により十分な電流を得られないため, 増幅器を用いて十分な電圧と電流を得た. 増幅器の電源電圧は DC 6 V, 加速度センサの電源電圧は DC 5 V であり, 電源装置から供給した. また, 計測した加速度はオシロスコープに表示した. 得られる加速度は正弦波の形状をしているため, その振幅を計測値とした.

4.2 被験者実験前予備実験

本研究では, 提案システムで被験者実験を実施する前に, 無負荷実験, 両面粘着テープの弾性係数計測実験, 皮膚ファントム実験を行った. 皮膚ファントム実験は水分量により質量及び粘弾性係数が変化することを確認するための実験である.

4.2.1 無負荷実験

皮膚を振動させる力はデバイスから両面粘着テープを経て皮膚へ伝わるが, 振動の力はデバイスを無負荷状態で振動させた時の力である. 無負荷状態とはデバイスが他の物体との接触がなく負荷が零であり, 自由に振動できる状態のことである. 完全な無負荷状態を作り出すことは重力場では困難であるため, 三本撚り裁縫用綿糸を解いた直径 0.1 mm の糸を用いてデバイスを水平に吊り下げ, 空気以外の物質による抵抗を軽減し, デバイスへ接続する導線による張力が発生しないよう, 十分軽量で細く, 柔らかい導線を用い, 撓みが確保できる

位置で接続したうえで無負荷実験とした。また、本実験の計測値は式 (3.3) の無負荷状態におけるデバイスの加速度 a_{nl} であり、デバイスの質量 M_d を乗ずることでデバイスの振動の力 f_{nl} となる。実験の様子を図 4.4 に示す。

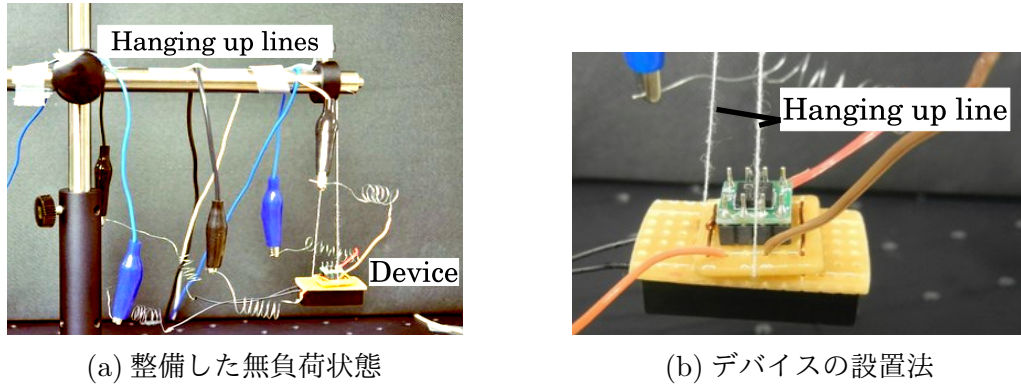


図 4.4: 無負荷実験

実験では各周波数に対する定常応答を計測し、三回実験を実施して平均値を求めた結果を図 4.5 に示す。

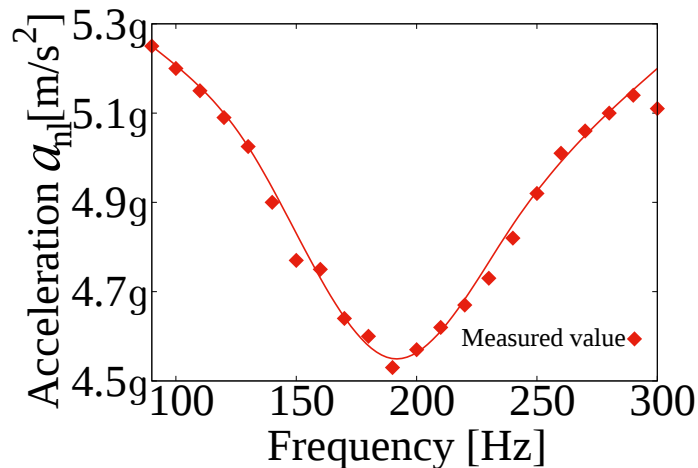


図 4.5: 無負荷実験計測結果

図 4.3 の振動子の周波数特性では、加速度の値は 100 Hz 付近で極値をむかえ、300 Hz 付近まで単調減少するが、図 4.5 よりデバイスの特性として、振動の加速度の値は周波数 90 Hz から 190 Hz まで一度単調減衰し、190 Hz から 300 Hz まで単調増加することが分かる。190 Hz 以降加速度の値が増加する現象は、デバイスの周波数特性であり、振動子を加速度センサと一体にする加工をしたことで、元の振動子から比べ質量が増加し重心が加速度センサとの接着部側に移動したためであると考えられる。のこれ以降、図 4.5 の加速度計測値を無負荷時の振動加速度 a_{nl} として扱う。

4.2.2 両面粘着テープ弾性係数計測実験

デバイスを皮膚に接着する両面粘着テープの弾性率を計算するため、デバイスを固定面に接着し、振動させたときの加速度を計測した。振動子には電圧 1 V で周波数 90 Hz から 300 Hz まで 10 Hz 刻みで正弦波を入力した。また、本実験で固定面はデバイスの振動では動かない床とした。本実験の計測値は式 (3.1) の固定面接着時におけるデバイスの加速度 a_d である。実験の様子を図 4.6 に示す。

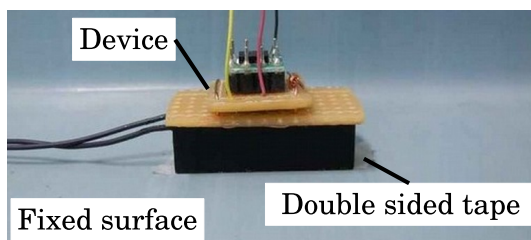


図 4.6: 両面粘着テープ弾性率計測実験

実験では各周波数に対する定常応答を計測し、三回実験を実施して平均値を求めた結果を図 4.7 に示す。図 4.5 の無負荷状態での計測値と比較するとおよそ 10^{-2} 倍の桁数である。

両面粘着テープの弾性係数 K_t に関する式 (3.9) に無負荷実験で計算した無負荷状態での加速度 f_{nl} と本実験の計測値 a_d を代入し K_t を計算した結果を図 4.7(b) に示す。これ以降、図 4.7(b) の値を両面粘着テープの弾性係数 K_t として扱う。

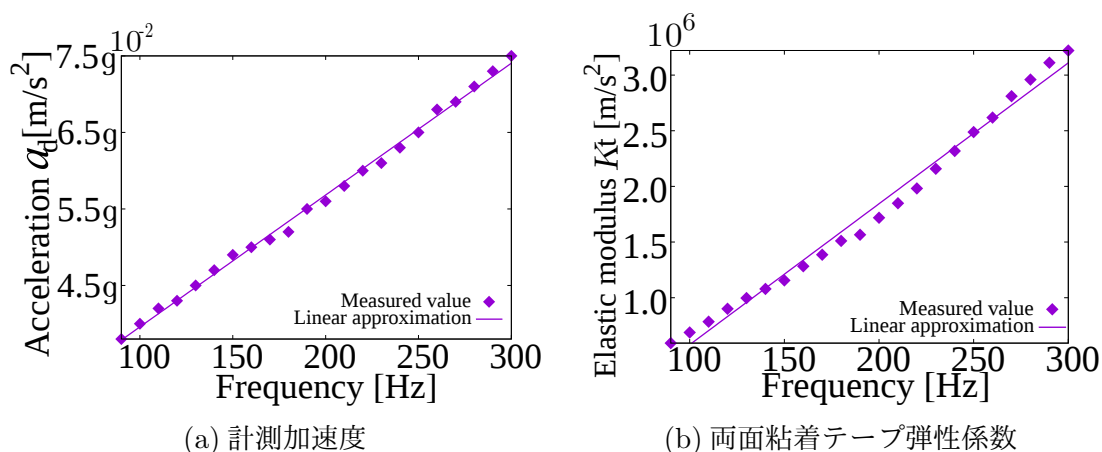


図 4.7: 両面粘着テープ弾性係数計測実験結果

4.2.3 皮膚ファントム実験

水分量と粘弾性の関係を調べるため、皮膚ファントムで実験を行った。本実験で用いたファントムは、加工が容易で吸水性に富むメラミン製のスポンジを用いた。また、本実験の計測値は式 (3.11) の皮膚接着時におけるデバイスの加速度 a_d である。用いたファントムを

図 4.8 に示す。

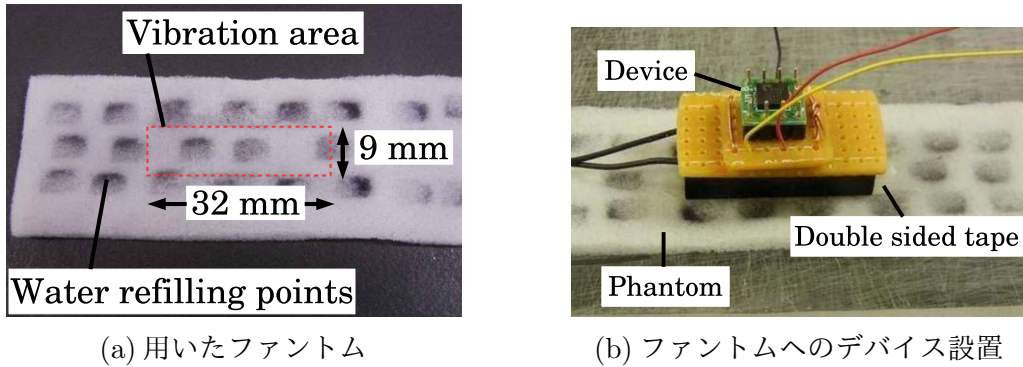


図 4.8: 皮膚ファントム実験

本実験ではデバイスの設置箇所を定め同じ箇所での加速度を計測した。また、ファントムについても水分量を増加させる度に同じ箇所に設置した。ファントムに含ませる水分量は 0 kg から $6.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ まで $1.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ 刻みとし、含ませた水分量を真値とした。水はピペットを用いて測り取り、補水箇所を定めることでファントム内での水分分布を一定にした。デバイスは振動の際にファントムとずれが起こらないように両面粘着テープで固定し、水分量を増加させる度に新しい両面粘着テープに取り替えた。

実験では各周波数に対する定常応答を計測した。実験での加速度計測結果の一つを図 4.9(a) に示す。図 4.9(a) において、各グラフはファントムに含ませた水分量による計測した加速度の違いである。図 4.9(a) より、ファントムに含ませた水分量が増加すると、振動加速度が大きくなることが確認できた。

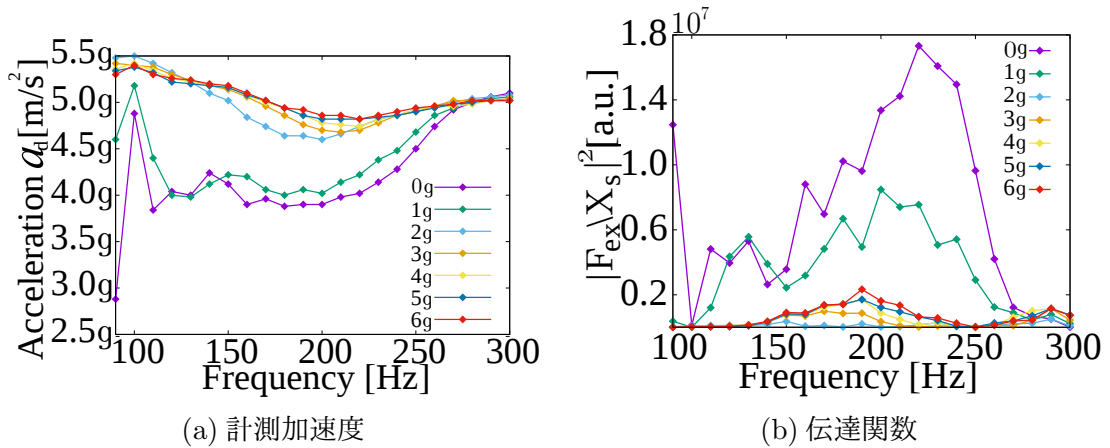


図 4.9: 皮膚ファントム実験結果

式 (3.23) に本節で計算した無負荷状態の加速度 f_{nl} 、両面粘着テープの弾性係数 K_t と本実験の計測値 a_d を代入し、伝達関数を計算した結果を図 4.9(b) に示す。図 4.9(b) について、式 (3.26) で最小二乗法により近似するが、式 (3.26) の二次関数モデルの各係数 a_0 、 a_1 、 a_2 について、質量及び粘弾性係数同定の際に式 (3.32) の制約があるため、 a_0 、 a_2 、 $a_1 - \sqrt{a_0 a_2}$ は正であることが必要条件である。

図 4.9(b) の各グラフに対して 3.3 節の手法でファントムの質量及び粘弾性係数を求めた結果を図 4.10, 図 4.11, 図 4.12 に示す. なお用いた周波数帯は, 式 (3.26) における二次の係数 a_2 を正にする下向き凸の二次多項式の形状をした 190 Hz から 290 Hz である. 三回分の実験データのうち, 0 kg と $1.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ では三回分, $2.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ と $3.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$, $6.0 \times 10^{-3} \text{ g}$ では二回分, $4.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ と $5.0 \times 10^{-3} \text{ kg}$ では一回分の質量及び粘弾性係数が得られなかったが, 式 (3.32) の制約, $a_0, a_2, a_1 - \sqrt{a_0 a_2}$ は正であることに反したためである.

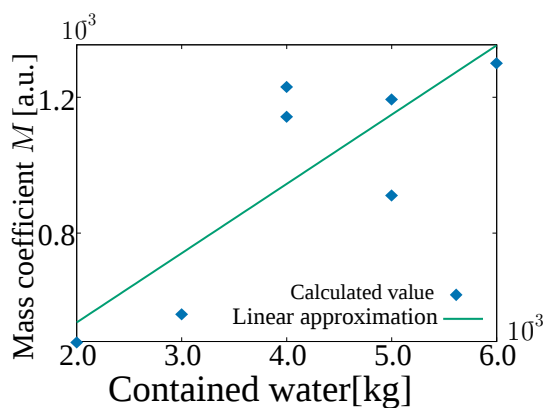


図 4.10: 皮膚ファントム質量係数

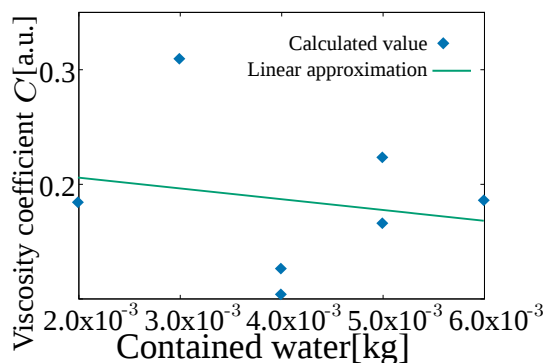


図 4.11: 皮膚ファントム粘性係数

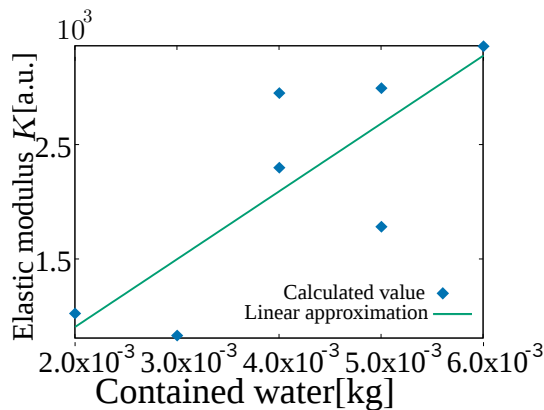


図 4.12: 皮膚ファントム弾性係数

計算の結果、質量係数と水分量には正の相関があることが確認できた。皮膚ファントムの質量は水分量に伴い増加するため、質量係数の計算結果は理論に一致した計算結果である。粘性係数と水分量には負の相関があることが確認できた。また、弾性係数と水分量には正の相関があることが確認できた。皮膚では水分量の増加に伴い、皮膚の強度を保つケラチン繊維間の分子間力が弱まり、皮膚に柔軟性を与えるため、粘性係数と弾性係数は減少する。したがって、皮膚ファントム実験で得られた粘性係数の計算結果は皮膚粘性係数減少の理論に一致した結果であり、弾性係数の計算結果は皮膚弾性係数減少の理論に一致しない結果である。

得られた質量及び粘弾性係数を入力、含ませた水分量を出力として線形回帰法で水分量推定係数 r_0 , r_M , r_D , r_K を計算した。水分量推定係数を式 (3.34) の基底関数に代入して水分量を推定した結果を表 4.13 に示す。皮膚ファントム実験における水分量推定は二乗平均平方根誤差 6.10×10^{-4} kg の精度であった。また、皮膚水分量推定係数を表 4.5 に示す。

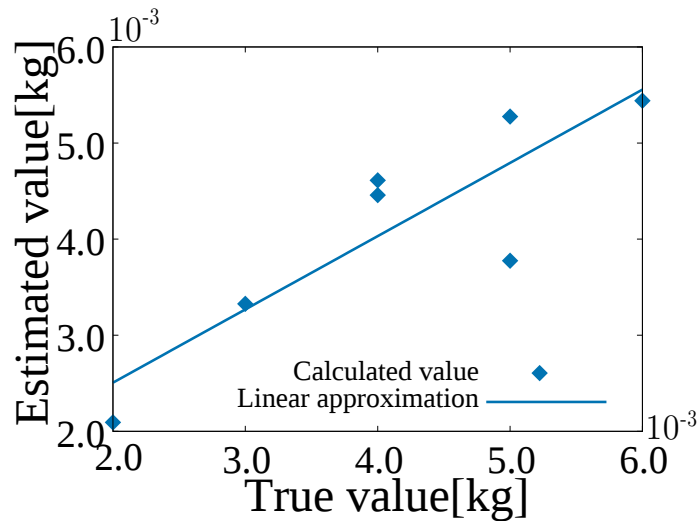


図 4.13: 水分量推定値

表 4.5: 皮膚水分量推定係数

| 係数名 | 計算値 |
|-------|---------------|
| r_0 | -1.149413 |
| r_M | 4336.13 |
| r_D | 6.913668 |
| r_K | -0.0001148275 |

4.3 被験者実験

本研究の目的である，皮膚水分量を推定するため被験者実験を実施した．本実験の被験者は五名であり，左腕上腕掌側を計測部位として皮膚水分量推定を試みた．本実験の計測値は式(3.11)にの皮膚接着時におけるデバイスの加速度 a_d である．皮膚水分量の変化をデバイスは振動の際に皮膚とずれが起こらないように両面粘着テープで接着した．振動子には電圧 1 V で周波数 90 Hz から 300 Hz まで 10 Hz 刻みで正弦波を入力した．また，皮膚水分量の変化を確認するため，まず何もしない状態での実験を行い，次に同計測部位に濡らした綿布を 60 s 押し当てた後に計測を行う実験を二度繰り返す，合計三度の実験を行った．なお，市販の計測器を用いて皮膚水分量の真値を計測した．市販の皮膚水分量計測器の仕様を表 4.6 に示す．

表 4.6: 市販皮膚水分量計測器の仕様

| 項目 | 仕様内容 |
|-------|---------------|
| メーカー名 | 株式会社ワールドジェイビー |
| 製品名 | モイスターチェッカー |
| 計測範囲 | 0% ~ 99.5% |
| 測定手法 | 電気的計測手法 |

実験では各周波数に対する定常応答を計測した．実験での加速度計測結果のうち一被験者の結果を図 4.14(a) に示す．被験者皮膚では，皮膚ファントムに比べ，水分量の増加に伴う計測加速度の増加が見られないことが確認できた．

式(3.23)に本節で計算した無負荷状態の加速度 f_{nl} ，両面粘着テープの弾性係数 K_t と本実験の計測値 a_d を代入し，伝達関数を計算した結果を図 4.14(b) に示す．図 4.14(b) について，式(3.26)で最小二乗法により近似するが，式(3.26)の二次関数モデルの各係数 a_0 ， a_1 ， a_2 について，質量及び粘弾性係数同定の際に式(3.32)の制約があるため， a_0 ， a_2 ， $a_1 - \sqrt{a_0 a_2}$ は正であることが必要条件である．

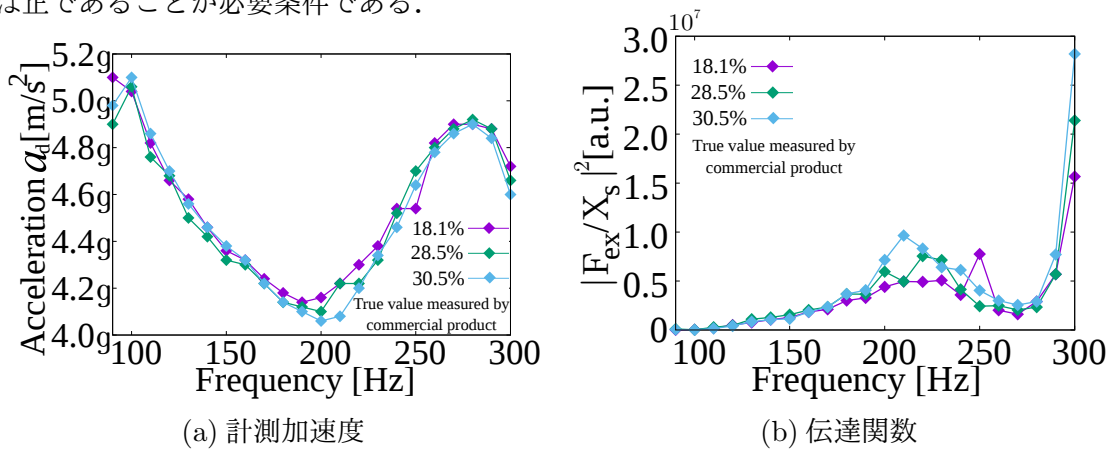


図 4.14: 皮膚ファントム実験結果

全五名の被験者の計測加速度に対して 3.3 節の手法でファントムの質量及び粘弾性係数を求めた結果を図 4.15, 図 4.16, 図 4.17 に示す. なお用いた周波数帯は, 式 (3.26) における二次の係数 a_2 を正にする下向き凸の二次多項式の形状をした 230 Hz から 290 Hz である. 一被験者の三回目の計測加速度では, 質量及び粘弾性係数が得られなかったが, 式 (3.32) の制約, $a_0, a_2, a_1 - \sqrt{a_0 a_2}$ は正であることに反したためである.

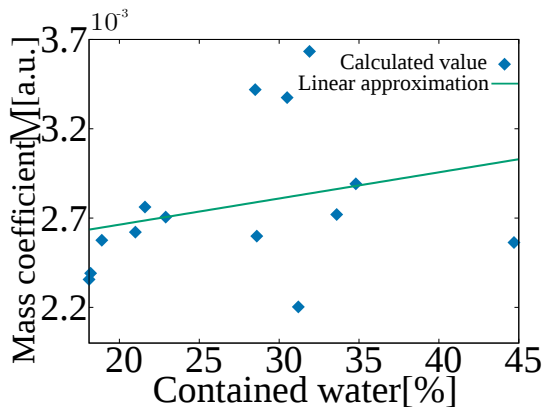


図 4.15: 皮膚質量係数

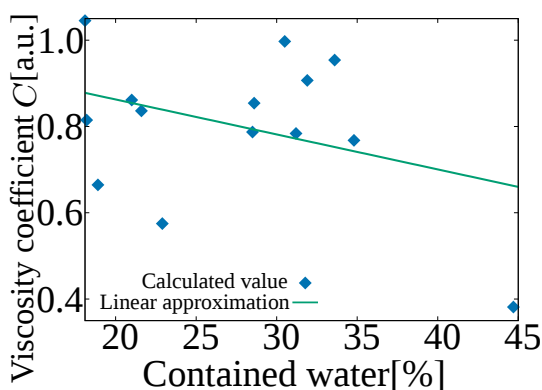


図 4.16: 皮膚粘性係数

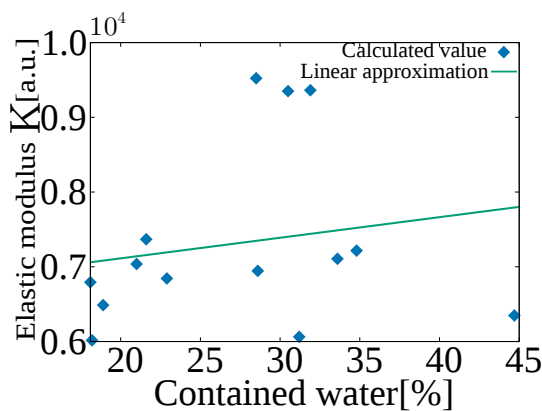


図 4.17: 皮膚弾性係数

計算の結果、質量係数と皮膚水分量には正の相関があることが確認できた。皮膚の質量は水分量に伴い増加すると考えられるため、質量係数の計算結果は理論に一致した計算結果である。粘性係数と皮膚水分量には負の相関があることが確認できた。また、弾性係数と皮膚水分量には正の相関があることが確認できた。皮膚では水分量の増加に伴い、皮膚の強度を保つケラチン繊維間の分子間力が弱まり、皮膚に柔軟性を与えるため、粘性係数と弾性係数は減少する。したがって、粘性係数の計算結果は皮膚粘性係数減少の理論に一致した結果であり、弾性係数の計算結果は皮膚弾性係数減少の理論に一致しない結果である。

得られた質量及び粘弾性係数を入力、含ませた水分量を出力として線形回帰法で水分量推定係数 r_0 , r_M , r_D , r_K を計算した。水分量推定係数を式 (3.34) の基底関数に代入して水分量を推定した結果を図 4.18 に示す。被験者実験における水分量推定は二乗平均平方根誤差 6.42 % の精度であった。また、皮膚水分量推定係数を表 4.7 に示す。

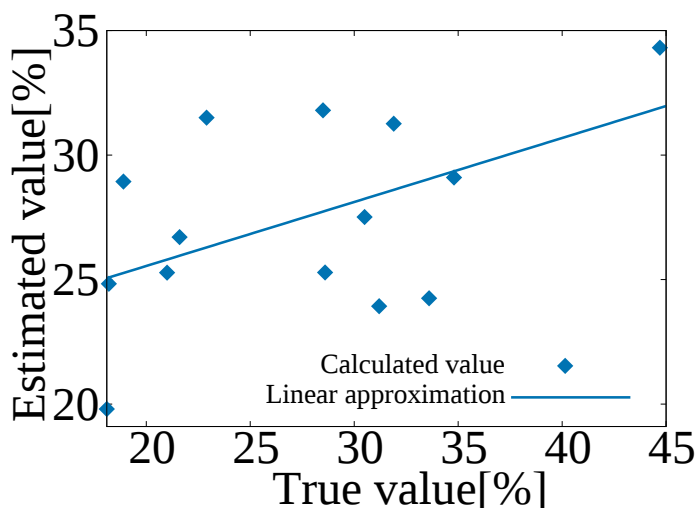


図 4.18: 水分量推定値

表 4.7: 皮膚水分量推定係数

| 係数名 | 計算値 |
|-------|---------------|
| r_0 | 24.45757 |
| r_M | 7835.234 |
| r_D | -19.10583 |
| r_K | -0.0004633938 |

4.4 考察

皮膚ファントム実験の水分量推定は二乗平均平方根誤差 6.10×10^{-4} kg の精度であった。また、被験者実験の皮膚水分量推定は二乗平均平方根誤差 6.42 % の精度であった。皮膚ファントム実験と被験者実験の水分量推定のに用いた質量及び粘弾性係数はそれぞれともに水分量の増加に伴い、質量係数と弾性係数は増加、粘性係数は減少した。また、各係数の増減状態が類似していることから、皮膚ファントムに用いたメラミンスポンジは皮膚と同等な力学的特性をもつと考えられる。

第5章 結論

本研究では、皮膚を機械的に振動させることで皮膚水分量を推定する手法を提案した。皮膚粘弾性は皮膚水分量に依存することに着目し、皮膚を理想的な質量0の蓄勢器と制振器及び大きさを無視できる質点の三要素で皮膚粘弾性体としてモデル化した。皮膚の振動加速度と皮膚粘弾性体モデルの運動方程式より、皮膚質点及び粘弾性係数を計算し、さらに皮膚水分量を推定した。皮膚振動加速度を計測するデバイスは、振動子と加速度センサを一体化したものであり、皮膚に振動を与え同時に振動加速度を計測できる。質量及び粘弾性係数を計算するにあたり、皮膚に固定した計測デバイスを振動させ、皮膚粘弾性によって減衰した振動加速度を計測した。皮膚粘弾性体モデルの運動方程式から伝達関数を求め、最小二乗法により質量及び粘弾性係数を計算し、線形回帰法で皮膚水分量を推定した。

提案システムを用いた実験の結果、本システムでは、皮膚水分量を二乗平均平方根誤差6.42%の精度で計測できることが確かめられた。

本システムを用いることで、皮膚の状態を定量的に表すことや保湿剤有効性の評価が可能になり、皮膚を美しく保つ化粧品分野や皮膚疾患に関する医療分野での利用が期待できる。

謝 辞

本研究は大阪大学 基礎工学部で行ったものである。なお、本研究の実験は全て大阪大学 基礎工学部 J棟 507号室で実施した。

大阪大学基礎工学部に入学してから四年間、今振り返ると学業に対して熱くなくぬるま湯に浸かっているようでしたが、この大城研究室に配属されてから私の生活は大きく変わり、多くのことを学ぶことができました。今後の人生で大城研究室で身に付けたことを存分に活かしていけるよう、これからも学業に励んでいきたいと思っております。

四月の研究室配属の際、路頭に迷い自分のやりたいことすらわからない私を拾って頂き、一年間という限られた時間の中で大きく成長できる環境を与えて頂いた、大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城 理教授に篤く御礼申し上げます。いつも快く相談に応じて頂き、私の考えていることの何歩も先を見据えた助言をして頂きました。本論文執筆の際も何度も添削指導して頂き、隅々まで洗練された論文を完成させることができました。また、研究生生活での安全管理や体調面のご配慮も頂き、いつも安心して研究を行うことができました。重ねて感謝申し上げます。

進捗報告や普段の何気ない会話の際も、私が気づかなかった視点から鋭い助言をして頂きました。大阪大学 サイバーメディアセンタ 黒田 嘉宏准教授に深く御礼申し上げます。私の将来の展望や学生生活に関する相談にも快く応じ、励まして頂きました。前期の実験レポートの際には、初めての長編レポートでおぼつかない状態から添削指導をして頂きました。重ねて感謝申し上げます。

研究について右も左もわからなかった私を、研究テーマ決めの段階から卒業論文執筆に至るまで、いつも親身になって支え、研究の舵をとり助言して頂いた、大阪大学 大学院基礎工学研究科 吉元 俊助教に深く御礼申し上げます。早朝から研究室におられ、深夜まで相談に応じて頂いたこともありました。また、NSTGという研究グループに招待して頂き、毎週有意義な進捗会議を開催して頂き、参考資料を用意して頂くこともありました。更に、普段の研究生生活においても、いつも昼食に誘って頂き談笑させて頂きました。重ねて感謝申し上げます。

本研究の進捗状況を気にかけてくださり、また添削指導をして頂いたスーパーバイザーの武村 浩志氏、Nadhifa Ayunisa 氏に深く感謝致します。そして研究生生活でいつも大変お世話になり、お手本となって頂いた大城研究室の先輩方であります井手口 裕太氏、加藤 雄樹氏、北島 利造氏、加藤 高浩氏、川口 純輝氏、古澤 大樹氏、加藤 弘樹氏、桑谷 達之氏、日夏 俊氏、細田 椋平氏に御礼申し上げます。研究室でのいろはを丁寧に教えて頂いたおかげでスムーズに研究に取りかかることができました。先輩方から教わった一番大切なことは、研究に対

するその姿勢です。私が挫けそうになったときも偉大な背中で引っ張って頂いたおかげで、今の私があると思います。また、何年も前から知り合っていたのではないかと思う程、お互いに打ち解けてくれた大城研究室の同期である片岡 馨氏，原口 亮文氏に感謝します。互いに励ましあい，研究生活に彩りを添えて頂きました。重ねて感謝申し上げます。

最後に，いつも私の生活を全面的に支えてくれた家族に感謝致します。実家にいながら，ろくに手伝いもできない時期もあったのに，学費を捻出してもらい，毎日弁当を作ってもらいました。ありがとうございました。

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 (27-13) を得て行ったものであり，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のみに測定を行った。

参考文献

- [1] 中島耕一, 今田康夫, 奈良坂ひろ子, 毛利尚武, 齊藤満. ひとの皮膚の表面状態および摩擦係数. 表面科学, Vol. 5, No. 1, pp. 28-34, 1984.
- [2] 江藤譲. 皮ふ移植への道. 共立出版, 1986.
- [3] 田上八朗. アトピー性皮膚炎と皮膚のバリア機能. アレルギー, Vol. 54, No. 5, pp. 445-450, 2005.
- [4] 浅野新, 鈴木正, 尾股定夫. 皮膚の力学的特性とその測定法. 日本バイオレオロジー学会誌, Vol. 6, No. 3, pp. 17-25, 1992.
- [5] 八田一郎, 太田昇, 八木直人. 放射光を用いた皮膚角層の構造研究: 基礎から応用へ. 放射光, Vol. 21, No. 6, pp. 297-304, 2008.
- [6] 増田学, 関口直孝, 米田隆志, 小山浩幸, 山本紳一郎, 煙山健仁. 606 皮膚水分量計測装置の開発 (第 2 報)(os8-1: 医療福祉と工学 (1), os8: 医療福祉と工学). バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol. 2007, No. 20, pp. 215-216, 2008.
- [7] 山下徹, 大栗基樹, 平尾哲二, 米田隆志. 7d33 皮膚粘弾性測定装置の開発 (gs10 生体計測 (イメージング)). バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol. 2012, No. 24, 2012.
- [8] 原祐輔, 舩田勇二, 平尾哲二, 吉川暢宏. 8g-16 有限要素解析による皮膚ヤング率の非侵襲推定 (os-3 軟組織及びその構成要素のバイオメカニクス (2)). バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol. 2010, No. 23, pp. 267-268, 2011.
- [9] 針谷毅, 平尾哲二, 勝山雅子, 市川秀之, 相原道子, 池澤善郎. アトピー性皮膚炎患者における心身の状態と皮膚症状の関連性について. アレルギー, Vol. 49, No. 6, pp. 463-471, 2000.
- [10] 梅屋潤一郎. 皮膚のレオロジー. 日本バイオレオロジー学会誌, Vol. 4, No. 4, pp. 34-41, 1990.
- [11] 中山淑. 生体物性 (4). 医用電子と生体工学, Vol. 14, No. 1, pp. 58-63, 1976.

- [12] 小池泰志, 山口文子, 片木徹也, 小竹由紀, 高田康二, 松本健郎. In vivo および in vitro における角層弾性特性の評価法 (生体治療・医療, バイオ操作・検査, iip2004 情報・知能・精密機器部門講演会). IIP 情報・知能・精密機器部門講演会講演論文集, Vol. 2004, pp. 127-128, 2004.
- [13] 高橋元次. 触覚/“肌ざわり”を科学する. 高分子, Vol. 33, No. 7, pp. 547-550, 1984.
- [14] 岡久雄, 坂本俊哉, 入江隆. 生体表面の見かけの粘弾性の補正. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティックス, Vol. 94, No. 169, pp. 45-52, 1994.
- [15] 岡久雄, 上田俊之. 横加振法による生体力学特性の計測. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティックス, Vol. 93, No. 13, pp. 33-40, 1993.
- [16] 溝口 史郎小川 和朗. 組織学. 文光堂, 1987.
- [17] 溝口史郎. 図説組織学. 金原出版, 1983.
- [18] 城倉洋二, 石川伸二, 山崎誠二, 芋川玄爾. 固体高分解能 ^{13}C -nmr による角層柔軟化機構の解明. 日本化粧品技術者会誌, Vol. 27, No. 3, pp. 348-354, 1993.
- [19] 小林裕太, Sultana Razia. 皮膚の加齢変化. 基礎老化研究, Vol. 32, pp. 15-9, 2008.
- [20] 高橋元次, 渡辺弘子, 熊谷広子, 中山靖久. 加齢に伴う顔面皮膚の生理的, 形態的变化 ii 人種差の検討. 日本化粧品技術者会誌, Vol. 23, No. 1, pp. 22-30, 1989.
- [21] 関口直孝. 皮膚水分量計測システムの開発. ライフサポート, Vol. 14, No. 2, pp. 54-55, 2002.
- [22] 川上憲司. 特集; 生体の物理計測 静電容量・誘電率. 医用電子と生体工学, Vol. 24, No. 6, pp. 406-410, 1986.
- [23] 坂口正雄, 小野伸幸, 菊地雅博, 中島浩二, 大橋俊夫. 光学的手法による皮膚水分計の開発. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティックス, Vol. 102, No. 341, pp. 9-12, 2002.
- [24] 平井尚, 八木基臣, 長山和亮, 松本健郎. 506 プローブ型ヒト皮膚粘弾性率計測装置の開発 (gs-06: 診断・手術・治療支援装置). バイオエンジニアリング学術講演会・セミナー講演論文集, Vol. 2004, No. 17, pp. 187-188, 2005.
- [25] 梅屋潤一郎, 高橋元次, 小松日出夫, 町田靖彦, 福島正二. In vivo measurement of skin visco-elasticity. 日本化粧品技術者会誌, Vol. 20, No. 2, pp. 98-102, 1986.

- [26] 梅屋潤一郎. 皮膚の粘弾性測定装置の開発とレオロジー的解析. 日本レオロジー学会誌, Vol. 23, No. 4, pp. 197–206, 1995.
- [27] 岡久雄. 皮膚力学特性の計測とその評価 (< 特集 > 人体のモデル化とシミュレーション). バイオメカニズム学会誌, Vol. 16, No. 3, pp. 181–187, 1992.
- [28] 團原佑壮. 貼剥の定量的時空間解析. 大阪大学基礎工学部卒業論文, 2013.
- [29] 中村吉伸, 足立学, 橘祐太, 酒井悠, 仲野慎治, 藤井秀司, 佐々木眞利子, 浦濱圭彬. アクリル系ブロックコポリマー/タッキファイヤ系のタック特性. 日本接着学会誌, Vol. 45, No. 4, pp. 130–138, 2009.
- [30] 伊東慶子, 浦濱圭彬, 中村吉伸. 粘着剤剥離挙動の研究 第1報 架橋度と剥離荷重がアクリル系粘着剤系曳き挙動に与える影響. 日本接着学会誌, Vol. 47, No. 8, pp. 294–301, 2011.
- [31] Haptuator mark ii. http://tactilelabs.com/wp-content/uploads/2012/07/TL002-09-A_v1.01.pdf.
- [32] Kxr94 – 2050 モジュール. <http://akizukidenshi.com/download/ds/akizuki/AKI-KXR94-Module.pdf>.
- [33] 両面テープ. <http://www.nichiban.co.jp/industrial/pdf/join.pdf>.
- [34] Pu-2101. <http://www.elekit.co.jp/product/PU-2101>.