

博士論文

音響放射圧を用いた力学的特性
分布の遠隔計測とその応用

藤原 正浩

概要

本論文では遠隔表面硬さ分布計測法の性能評価を行ない、その応用として皮膚表面の硬さ計測に基づいた筋収縮のセンシングについて考察し、また加圧波形を制御することで物体の力学的周波数特性を取得可能なことを示す。

硬さなどの力学的特性を遠隔から非接触で計測する手法は様々な応用が考えられる。医療分野や食品分野においては非接触で計測することで対象表面を傷つけることを防止し、また衛生面の問題を低減することができるため特に大きな需要がある。

本論文で論じる計測システムは集束超音波を生成する超音波フェーズドアレイと、生じた変形量を測定するレーザー変位計を主な構成要素とし、音響放射圧を用いた加圧によって従来困難であった遠隔からのスポット加圧を可能にする。

提案する計測システムの重要な応用として、非接触筋収縮センシングについて述べる。手表面の硬さ分布計測によって把持動作時の力の強さとの対応付けが可能であることを示し、500ms以上の時間幅で把持のタイミングを非接触で検出可能であることを示す。さらに手表面の硬さ分布計測の結果、筋収縮状態と筋弛緩状態での分布変化が検出でき、皮膚直下の骨組織なども表面硬さに反映されることが示される。

超音波加圧波形を *swept-sine* 波形で変調することによって、提案計測システムで周波数特性が測定可能であることを示す。広帯域な加圧により、特に共振構造をもつ物体の周波数特性を得られることを確認する。

目次

第 1 章	背景	1
1.1	物体の力学的特性とその遠隔計測	1
1.2	本研究の目的	2
1.3	先行研究と本研究の位置づけ	2
第 2 章	非接触表面硬さ分布計測	5
2.1	表面硬さ分布	5
2.2	硬さを測定可能な荷重分布条件	6
2.3	空間分解能	10
2.4	超音波音響放射圧	11
2.5	超音波フェーズドアレイ	13
2.6	変位測定の方法	16
2.7	表面硬さ分布計測システム	17
2.8	音響放射圧を用いた硬さ計測の特色	18
2.9	硬さ計測点の走査方法	19
2.10	曲面形状の表面硬さ分布計測	31
第 3 章	非接触筋収縮センシング	39
3.1	筋収縮センシングの背景	39
3.2	振幅変調超音波を用いた耐雑音性向上	40
3.3	右手把持動作における筋収縮センシング実験	41
3.4	超音波加圧とレーザー変位計測の同軸化	46
第 4 章	遠隔周波数応答計測	55
4.1	周波数応答計測の背景	55
4.2	内部弾性パラメータ計測	56
4.3	Swept-sine 法による周波数特性測定	57
4.4	弦構造の周波数応答測定	58
4.5	柱状モデルの高さ推定	62

iv 目次

第 5 章 結論	67
謝辞	68
参考文献	69
付録 A 触感覚伝達システムの共同開発	76

第 1 章

背景

1.1 物体の力学的特性とその遠隔計測

本論文は物体の「硬さ」を中心とする力学的特性を、遠隔から非接触で測定する手法について考察する。

人と物との関わりにおいて、定量化したい特性は数多くある。本論文で主題とする硬さや柔らかさのほかに、質量や粘性およびそれらの分布といったものが、力学的特性として挙げられるだろう。これらは物体に力を印可したときの移動や変形など、応答の度合いという形で表される特性である。

一方で、それらとは別に直接的に力を介在しない物理的特性もある。色や形、温度に関わる量などがそれにあたる。これらの特性を定量化するとき、必ずしも力を介在させる必要はない。また、色など光学的特性は光波によって広い範囲を短時間に測定でき、そのセンシングシステムは各種映像機器をはじめとして成功を収めている。

「硬さなど通常触れなければわからないような量を、カメラのように遠隔から非接触で計測できないだろうか」という問いが、本研究の発端である。計測のために接触が必要であるという制限は、思いのほか大きい。カメラのような撮像システムが、すべてスキャナのように対象表面に密着しなければ映像を取得できないのであれば、現在のように普及することはなかっただろう。

硬さなどの力学的特性を遠隔から非接触で計測できると、様々な応用が考えられる。まず、物体に触れた感覚を再現する触覚情報共有において、短時間に広い範囲を取得できる触覚センサが実現できるかもしれない。これは、従来のメディアシステムが映像と音声のみを扱ってきたのに対し、それらと複合して触覚情報も取得・提示できるということを示唆する。また医療分野や食品分野においても非接触での硬さ測定は需要があり、眼圧の測定など一部では実用化されている手法もある。これは、接触子によって対象表面が傷ついたり、接触することで衛生面に問題が生じたりすることをできるだけ避けたいためである。また、これらのように予想できる需要のほかに、実際に硬さ分布を遠隔計測した結果から生じる新たな需要も期待できる。

1.2 本研究の目的

本論文では、空中超音波の音響放射圧を用いた表面硬さ分布計測法の特色、計測可能な条件、および計測時間の理論限界の評価を行い、その応用として皮膚表面硬さの計測と弾性体の機械周波数特性の計測の実現可能性を検討する。

本論文での空間荷重パターンはフェーズドアレイを用いた点加圧に限定し、計測点の走査方法を計測時間や計測対象の特性によって比較し適当な方法を検討する。

応用例の一つとして、皮膚表面硬さの計測に基づく筋収縮のセンシングについて検討する。筋収縮の前後で皮膚表面の硬さが変化することに着目し、計測された皮膚表面の硬さ分布に筋収縮の影響が現れるか確認する。

もう一つの応用例として、静的な機械特性である硬さのみでなく、粘性や慣性などより高次のダイナミクスの計測への発展を検討する。特に基礎的な性能評価として広帯域な荷重を弾性体に印可し、機械周波数スペクトルを取得することによって弾性体の固有周波数が得られることを確認する。

1.3 先行研究と本研究の位置づけ

硬さや柔らかさのセンシング手法は直接計測法と間接計測法の2つに大別される。直接計測法は能動的に対象物体を加圧し、それにより生じる変形を測定することで硬さを定量化する。この手法では基本的には加圧荷重と変形量の比として硬さが計算される。間接計測法では、物体の機械的共振周波数など弾性特性に由来するパラメータを測定し、その値から弾性を推定する [1][2]。間接計測法は直接計測法より広い範囲の物理現象を利用するため、より単純な装置で硬さを定量化できるなどの可能性がある。しかし物体の物理モデルを仮定したり質量等のパラメータを別の方法で求めたりするなど、同定しなければならない量が増えるという問題もある。

それぞれの計測法はセンサシステムと対象物体が接触するか非接触であるかによってさらに2種類に分けることができる。ほとんどの硬さ計測システムは対象表面を加圧したり振動を励起するための接触プローブを含む接触式である。接触式の直接計測法では力学的に接触荷重を印加するプローブを含む手法 [2][4] のほかに、エラストグラフィ [5] のように超音波プローブを対象表面に接触させ、物体内部を伝搬する超音波の音響放射圧で加圧する方法もある。特にエラストグラフィでは生体内などを高周波超音波が伝搬するため、波長を短くでき高空間分解能が得られる。

その一方で壊れやすい対象や傷つきやすい対象などに対応するため、非接触な硬さ計測の要求も広く存在している。非接触な直接計測法の多くはエアジェットを対象表面に噴射することで加圧し、変位を非接触変位計で測定する方法である [16]。医療応用において、腫瘍のような病理組織を発見するために生体の硬さ分布は重要な情報であり、胃カメラ等の先に計測システムを取り付け可能など、実用性の高い方法が考案されている [17][18]。また眼圧測定に用いら

れる非接触計測法は、より安全かつ痛みの少ない方法で緑内障や網膜剥離の診断を可能にしている [6]。

硬さによって評価できる果物や食肉等の食品の品質を非接触で定量化することで、より衛生的に評価できると考えられる。エアジェットを用いた方法では装置の小型が容易であり、ハンディタイプの計測装置が開発されている [7]。これらの利点のほか、非接触計測は非破壊的な検査であるため、全数検査に基づく品質保証が可能である。

非接触で間接計測法に基づいて弾性を測定する方法には他にも、パルスレーザーによるアブレーション励起を用いた方法 [8] や、透過超音波を用いた方法 [9] が提案されている。パルスレーザーを用いた計測法は、主に金属材料において高出力パルスレーザーを表面に照射し、内部を伝搬する超音波の速度を測定する。線形弾性体内部の音速はその密度およびヤング率によって決定されるため、密度が既知であればヤング率を推定可能である。透過超音波を用いた方法は、水などの液体中に計測対象を配置し、水中を伝搬する超音波を計測対象に透過させることで伝搬速度の変化を測定する。これらの手法は計測対象が金属であることや、液体中での測定が可能である場合に特化した計測方法であるといえる。

以上の諸研究とは異なる観点に基づく応用として、触覚情報伝送への応用が考えられる。触覚情報伝送においても、主にバーチャルリアリティ技術ではマスタ・スレーブ型ロボットを用いたインタラクションに基づき対象物体に接触して触感を取得する手法が多く提案されている [10][11][12]。これらの方法では、ユーザはマスタロボットを走査することで遠隔の物体側に置かれたスレーブロボットを駆動し、スレーブロボットに取り付けられた触覚センサにより取得された情報がユーザにフィードバックされる。触感が物体同士の相互作用により双方向的に生じるものであることを考慮すると、提示時の触覚ディスプレイを想定して、プローブとして指や手などの物理的特性を模したものをを用いることで、より再現性の高い触覚情報が得られると考えられる。このシステムにおいてスレーブロボットはマスタ側のユーザ操作に基づいて物体と接触するため、得られる触感はその時の接触方法に限定される。

マスタ・スレーブ方式以外の触覚情報伝送技術として、触覚情報の記録やブロードキャストを目的にしたものが研究されている。単一物体の触感を遠隔地にいる多数のユーザに同時に伝送することは、その映像音声を伝送するのと比べて困難である。この目的においてはリアルタイムの双方向性を再現することよりも、取得したい物体表面領域を網羅的に測定できることが優先される。このような触感の共有を実現するためのアプローチとして、その物体の物理的性質を取得しそれに基づいて複数の触覚ディスプレイでユーザに提示する方法が考えられる [13]。

本研究は非接触で硬さ分布を測定する直接計測法である。エアジェットを用いた手法はノズルと対象表面を近接させると対象表面の小領域を加圧できるが、距離が離れるに従い急速に加圧領域が散逸する。これに対し本研究で用いる空中超音波の音響放射圧を用いた手法は、フェーズドアレイを利用することで数十 cm 以上の遠隔から対象表面の 10mm 径程度のスポット領域を加圧でき、さらにその加圧点を高速に変更できる利点がある。

また、触覚情報を取得する手法としては、マスタ・スレーブ方式が一対一のリアルタイム提示を主眼としたものであるのに対して、本手法は主に一対多のオフライン提示を主眼としたも

4 第1章 背景

のである。したがって、物体の硬さ分布を測定しそれに基づいて物体の数値モデルを構築してインタラクションを行なうことを想定している。

本手法では加圧に対する変位応答から表面の硬さ分布を計測するが、荷重条件を変更して複数回計測することで、内部のヤング率やポアソン比といった弾性パラメータの分布を推定する手法が提案されている [14][15]。この手法では比較的悪条件である問題を解くことになるので適切な正則化を適用する必要があるが、本論文で提案する手法を用いて内部の弾性パラメータを推定することが可能な場合があることを示唆する。

第 2 章

非接触表面硬さ分布計測

2.1 表面硬さ分布

「硬さ」は多義的な言葉である。総じて「荷重力に対する変形のしにくさ」という意味であるが、それを定量的に表すために多くの異なった指標が提案され、その用途ごとに適切なものが用いられている。金属や樹脂など工業材料に対しその性能評価に主に用いられる硬さ指標を以下に示す。

- 押し込み硬さ
 - ブリネル硬さ (HBS, HBW)
 - ビッカース硬さ (HV)
 - ヌープ硬さ
 - ロックウェル硬さ (HRC, HRB)
 - ジュロメータ硬さ
- ひっかき硬さ
 - マルテンス硬さ
 - モース硬さ
- 反発硬さ
 - ショア硬さ (HS)

これらは物体が荷重によって永久変形する塑性の度合いという硬さを定量化するものが多いが、ジュロメータ硬さ、ショア硬さは弾性変形の範囲でも適用可能である。これらの指標は主に金属材料において、他の方法で測定可能な弾性パラメータではなく、材料の靱性や脆性、傷のつきにくさなどを評価したいときに用いられることが多い。

より基礎的な「弾性変形のしにくさ」を示す量としてヤング率や剛性率などの弾性パラメータがある。これらは一様かつ等方的な物体について定義され、異方性のある物体については弾性率テンソルで表される。コイルばねのばね定数などは材料の剛性率と形状パラメータから定まり、したがって物質の弾性を表す量としてはこれらの弾性パラメータがより基本的である。

一方で、人間が直接物体に触れたときに感じる弾性硬さとしては、弾性率と形状も含めた荷重と変形の比であるばね定数を知覚しているといえる。極端な例では、木材のヤング率は10GPaであり、鉄鋼のヤング率は200GPaなので鉄鋼の方が10倍以上大きいですが、もし木材の形状が10cm立方なのに対し鉄鋼が直径1mmの針金状であった場合、鉄鋼の方が変形しやすい。このような意味で直感的な硬さとしては、ばね定数を測定することは意義があるといえる。

本論文では、物体表面上のスポット領域に垂直荷重 F を印加したときに生じる変位量 x に対し、そのばね定数 $k = F/x$ をその点における表面硬さとする。また、その逆数 $c = 1/k = x/F$ はその点における機械的コンプライアンスとなり、実用上こちらで表記することが多い。この場合、「硬さ」というより「柔らかさ」の指標と言った方が分かりやすい。またここでは荷重 F と変位 x との間に線形性を仮定しており、測定において物体が線形性を満たすように十分に微小な荷重 F を印可する。線形性が成り立つ範囲では k は荷重や変位によらない。さらに、加圧点及び変位測定点を物体表面上で走査し、物体表面における表面硬さの分布を測定する手法を本章では考察する。

2.2 硬さを測定可能な荷重分布条件

ここで扱う表面硬さは印可荷重の分布に依存するが、ここではまず平面境界をもつ一様等方な半無限弾性体表面上の集中荷重に対する変位応答に基づき、その点における「真の硬さ」を定義する。集中荷重を考えると、荷重点周辺の局所領域においてサンブナンの原理(Saint-Venant's principle)[19]を適用することができる。サンブナンの原理とは、「弾性体表面の小領域に分布荷重が作用しているとき、その分布荷重をそれと静的に等価な集中荷重および集中モーメントに置き換えたとしても、荷重作用領域より十分に離れている領域ではひずみ分布は同一となる」という原理である(図2.1参照)。ここで半無限弾性体上での集中荷重についての変位分布を考えておけば、有限な境界条件、分布荷重である時でもサンブナンの原理が適用可能な範囲で同様の変位分布が得られるとしてよい。注意すべきなのは、弾性体の特性を決めるのはあくまでもヤング率やポアソン比などの物性パラメータであり、本稿の「硬さ」は荷重に対する変位との比であって、弾性体の境界条件や荷重分布によって変わり得るということである。ここでいう「真の硬さ」は、本手法で測定される「硬さ」を評価するために便宜上定めるものである。

図2.2に示すように、 $O-xyz$ 座標系において $z \geq 0$ の領域がヤング率 E 、ポアソン比 ν の半無限弾性体で満たされているとし、 $z = 0$ 平面内の原点 $(x, y) = (0, 0)$ に集中荷重 $\vec{F} = (F_x, F_y, F_z)$ が印可されているとする。このとき弾性体表面に生じる z 方向変位 u_z は次のようになる[20]。

$$u_z = \frac{1 + \nu}{2\pi E} \frac{1}{r} \left\{ 2(1 - \nu)F_z + \frac{1 - 2\nu}{r} (xF_x + yF_y) \right\} \quad (2.1)$$

ここで $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ である。さらに $F_y = F_z = 0$ の垂直荷重であるとき

$$u_z = \frac{1 - \nu^2}{\pi E} \frac{F_z}{r} \quad (2.2)$$

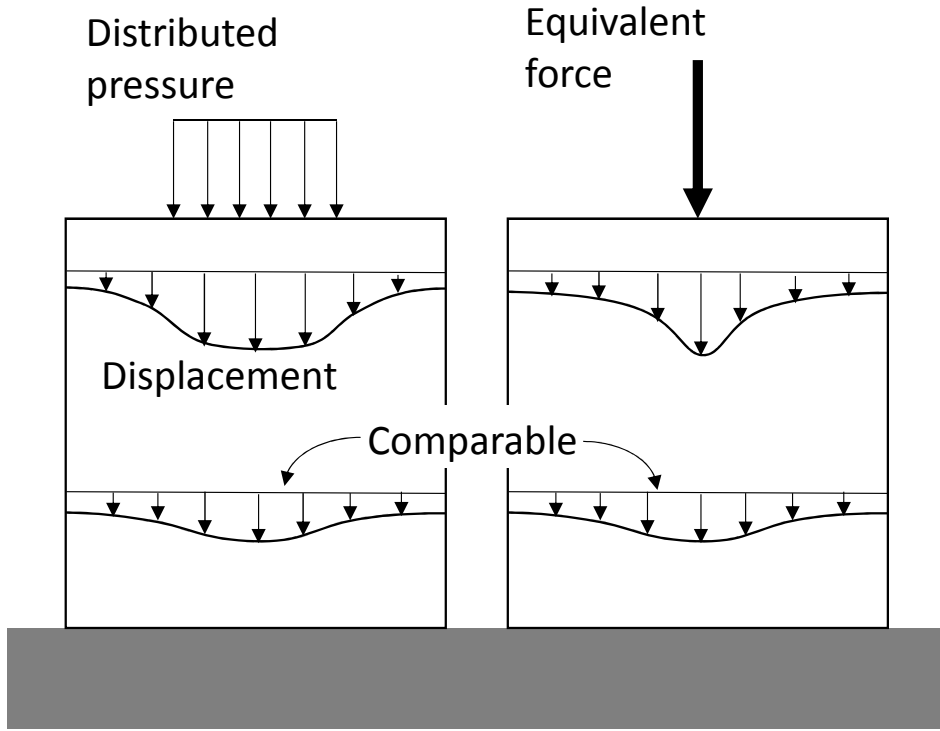


図 2.1. サンプナンの原理

と単純化される。式 (2.1) より集中荷重の印可点において表面変位は無限に大きくなるのがわかる。また式 (2.2) より垂直荷重に対する z 方向変位分布を測定するのみでは、ヤング率 E とポアソン比 ν を個別に測定できないことがわかる。

式 (2.2) に基づき、弾性体表面各点の真の硬さ \tilde{k} を荷重点から単位距離だけ離れた点における変位 $u_z|_{r=1}$ を用いて

$$\tilde{k} = \frac{F_z}{u_z|_{r=1}} = \frac{\pi E}{1 - \nu^2} \quad (2.3)$$

と定義する。サンプナンの原理により、十分に局所的な領域を加圧すれば式 (2.2) と同様の変位応答となり、式 (2.3) に示す真の硬さに比例した硬さが測定される。

一般の分布荷重における変位応答は、線形弾性領域においては集中荷重における変位分布と分布荷重の畳み込みにより表される。式 (2.2) より、 z 方向荷重に対する z 方向変位の Green 関数 $G_{zz}(x, y)$ は

$$G_{zz}(x, y) = \frac{1 - \nu^2}{\pi E} \frac{1}{r} \quad (2.4)$$

と表されるので、分布垂直荷重 $P(x, y)$ に対する変位分布 $u(x, y)$ は

$$u(x, y) = \iint G_{zz}(x - x', y - y') P(x', y') dx' dy' \quad (2.5)$$

$$= \frac{1 - \nu^2}{\pi E} \iint \frac{P(x', y')}{\sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2}} dx' dy' \quad (2.6)$$

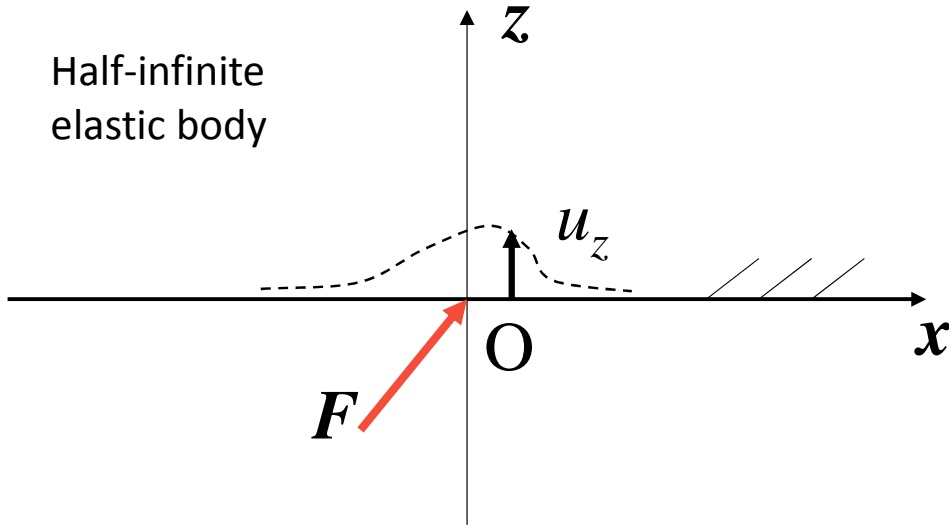


図 2.2. 半無限弾性体表面への集中荷重

となる。

ここで、一様円形分布荷重

$$P = \begin{cases} p_0 & (r \leq a) \\ 0 & (r > a) \end{cases} \quad (2.7)$$

が印可される時、表面変位分布は

$$u = \frac{4(1-\nu^2)}{\pi E} p_0 a \times \begin{cases} E(r/a) & (r \leq a) \\ \frac{r}{a} \left[E\left(\frac{a}{r}\right) - \left(1 - \frac{a^2}{r^2}\right) K\left(\frac{a}{r}\right) \right] & (r > a) \end{cases} \quad (2.8)$$

となることが知られている [21]。ここで $K(k), E(k)$ はそれぞれ次のように表される第一種、第二種の完全楕円積分である。

$$K(k) = \int_0^{\pi/2} \frac{d\theta}{\sqrt{1-k^2 \sin^2 \theta}} \quad (2.9)$$

$$E(k) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1-k^2 \sin^2 \theta} d\theta \quad (2.10)$$

式 (2.8) に示す変位分布は一様円形荷重を印可したときの分布であり、図 2.3 に示すように円形断面の接触プローブを接触させたときの分布とは異なる。本稿で用いる音響放射圧を用いた加圧は、接触プローブを用いた加圧と異なり、分布荷重を対象表面に忠実に印可することができるという利点がある。

式 (2.8) より荷重中心 $r = 0$ における垂直変位は

$$u = \frac{2(1-\nu^2)}{E} p_0 a \quad (2.11)$$

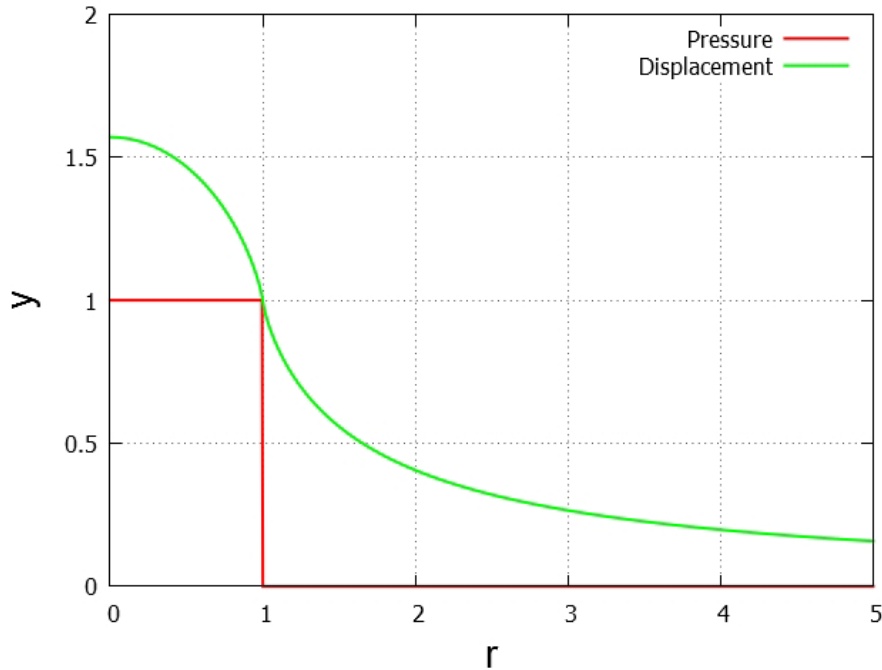


図 2.3. 半無限弾性体表面への一様円形荷重に対する表面変位分布

であり荷重力は $F = p_0 \pi a^2$ なので、このときの硬さ k は

$$k = \frac{F}{u} = \frac{\pi a E}{2(1 - \nu^2)} \quad (2.12)$$

である。この値は式 (2.3) の真の硬さ \tilde{k} の $a/2$ 倍となっている。これは加圧径が大きいと弾性体表面上での応力集中が低下し、変位量が小さくなるためである。このことから、単一の測定において加圧半径は一定である必要がある。また変位測定の分解能が一定であるとき、測定可能な硬さ範囲を大きくするためには加圧径を小さくすればよいことがわかる。

この硬さ k は、物体表面での変位分布が半無限弾性体表面への集中荷重における変位分布に十分近いという仮定のもとで、真の硬さ \tilde{k} に比例した値となって得られる。したがって、十分な変位測定精度においてはサンプナンの原理が適用できる荷重分布、境界条件ということが硬さ分布を測定するために十分な条件となる。サンプナンの原理の適用範囲は許容誤差により変化するが、概ね荷重の作用範囲程度離れていれば集中荷重における変位分布と同程度となると考えることが多い [19]。

一様分布荷重に対して真の硬さとかけ離れた値が得られる場合として、図 2.4 のような上底面以外を剛体壁で囲まれた円柱状弾性体を考える。上底面の半径を a_0 とすると、一様円形荷重の半径 a が $a \geq a_0$ か否かということと、弾性体の体積弾性率 (ポアソン比) によって挙動が大きく異なる。弾性体の体積弾性率が非常に小さいとき (ポアソン比 $\nu \approx 0$) に一様荷重 ($a \geq a_0$) を印可すると、荷重によって表面が垂直変位しても、それと直交する方向には変位しない。したがって、剛体壁に囲まれていても弾性体と剛体壁の間に摩擦がなければ、加圧力に応じて一様に垂直変位する。 $a \geq a_0$ であり体積弾性率が非常に大きい (ポアソン比 $\nu \approx 0.5$) と

き、この弾性体は等方的に圧力を受けており変形しない。一方で $a \ll a_0$ であるときは剛体壁から離れた領域でサンプナンの原理が成り立ち、式 (2.8) のように変位する。このことから、剛体壁の境界条件では剛体壁からの距離が十分に離れた小領域を加圧することで、真の硬さに比例した硬さを測定することができる。

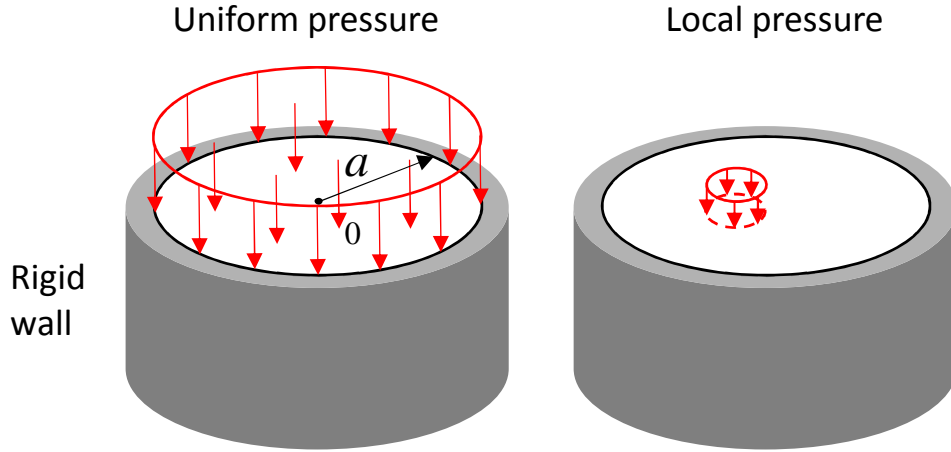


図 2.4. 剛体壁に囲まれた円柱状弾性体への荷重

自由境界においても、硬さ分布のある弾性体を測定するときは局所的に剛体壁境界条件を緩和した条件になる。つまり、局所的には弾性パラメータが一様といえる部分の硬さを測定するとき、その領域内において領域境界から離れた領域を加圧すれば真の硬さに比例した硬さが得られる。したがって、硬さが急激に変化する領域上を分布加圧したときにはこれまで述べたことについてサンプナンの原理を適用できず、真の硬さが得られるという保証はない。

本論文を通じて直径 10mm 程度の円形分布荷重を考える。これは、後述するように用いる超音波の周波数を固定していることと、指先程度の大きさで押したときの変形量を得るためであり、基本的には一様円形分布荷重であれば一般性を失わない。また測定できる表面硬さとしては、安全に使用できる超音波の音響放射圧を前提にした 10N/mm 程度を上限とする。

2.3 空間分解能

表面硬さ分布計測における空間分解能は、近接した硬さの異なる 2 点においてそれらを区別できる最小の距離である。ここで、変位測定方法の違いにより 2 つの空間分解能が考えられる。一つは加圧領域内における平均変位量を測定する方法における空間分解能であり、空間分解能は加圧領域の幅によって規定される。このことは次のように確認される。1 次元硬さ分布 $k(x)$ が

$$k(x) = \begin{cases} 1 \text{ N/mm} & (x \geq 0) \\ 0.5 \text{ N/mm} & (x < 0) \end{cases} \quad (2.13)$$

であり表面が平面である半無限弾性体を考える。加圧領域内各点において硬さに反比例した表面変位が生じる場合、一様加圧を印可したときはステップ状の変位分布となる。実際にはインパルス状点加圧を行なった場合でも、式 (2.2) に従う変形が周辺で生じるため、一様加圧でもステップ上の変位分布とはならない。点 $x = 0$ を中心に直径 D の一様円形加圧を行なった場合は、幅 D の空間フィルタが適用されたことと等価になり、空間分解能は D となる。

もう一つは加圧領域の中心変位など、より詳細な変位分布を測定可能な場合である。表面上一点の理想的な変位測定が可能であるとする、このときの空間分解能は加圧時の弾性体の変位分布に依存する。つまり針状の剛体が弾性体に埋め込まれており、その軸方向への加圧を行なう場合に、その針周辺の変位分布が針の直径より広がる幅が空間分解能となる。この変形領域幅 w を解析的に求めるのは容易ではないため、有限要素法を用いた数値シミュレーション (COMSOL Multiphysics, COMSOL Inc.) によりヤング率 E とポアソン比 ν の変化により w がどのように変化するか定性的に観察するとともに、その値を概算する。

(ここかきかけ)

数値シミュレーションの結果、ヤング率 E の変化は変形領域幅 w に影響せず、ポアソン比 ν の変化に対しては w の変化は微小であり、 $0.1\text{mm} < w < 0.3\text{mm}$ となった。したがって、空間分解能は加圧幅より小さい 0.3mm 程度となる。

2.4 超音波音響放射圧

物体表面の加圧には空中を伝搬する超音波の音響放射圧 [22][23] を用いる。音響放射圧は媒質の非線形性により生じる現象であり、大振幅超音波において音圧に重畳する直流成分のことをいう。媒質が線形であるとみなせる範囲の音波では瞬時音圧の時間平均 0 となるが、大振幅超音波では局所的に音響エネルギー密度が大きくなり、それに比例した直流圧がその伝搬を遮る物体表面上に生じる。

音響現象の非線形性を表すパラメータの一つに、音響マッハ数 M がある。媒質の音速を c_0 、音波の変位速度振幅を v_0 とすると、音響マッハ数は $M = v_0/c_0$ と定義される。変位速度振幅 v_0 が音速 c_0 に比べて十分小さいとき、非線形効果は無視できるとしてよい。具体的には、概ね $M < 0.07 \sim 0.1$ であるときは線形現象として扱って問題ないことが知られている [24]。マッハ数 M が 0.1 より大きいとき非線形項の影響が現れ、音圧 $p(t)$ の時間平均値は

$$\langle p(t) \rangle = -\langle \mathcal{L} \rangle \quad (2.14)$$

と表される [24]。ここで \mathcal{L} は音響ラグランジアンであり、音響運動エネルギー密度

$$e_k = \frac{1}{2} \rho_0 v^2 \quad (2.15)$$

と音響ポテンシャルエネルギー密度

$$e_p = \frac{p^2}{2\rho_0 c_0^2} \quad (2.16)$$

を用いて

$$\mathcal{L} = e_k - e_p \quad (2.17)$$

と定義される。ここで v, ρ_0 はそれぞれ変位速度、静止媒質密度である。平面波が自由空間内を伝搬しているとき、その任意の点で $\langle e_k \rangle = \langle e_p \rangle$ であるので $\langle \mathcal{L} \rangle = 0$ となり、非線形成分まで含めても平均値は 0 となる。しかし空間内に散乱体がある場合など $\langle e_k \rangle \neq \langle e_p \rangle$ となる領域においては音圧に直流成分が現れる。

平面波が平面状完全吸収体表面に垂直入射するとき、吸収体表面では $v = 0$ となり音響エネルギーはすべて音響ポテンシャルエネルギーとなっているので

$$\langle p(t) \rangle = -\langle \mathcal{L} \rangle = \langle 2e_p \rangle = \frac{p_0^2}{\rho_0 c_0^2} \quad (2.18)$$

となる [25]。この直流成分を音響放射圧と呼び、音圧実効値 p_0 の 2 乗に比例する。完全吸収体ではなく一般の音響強度反射率 R の物体の場合は反射波のエネルギーも加算されるため、音響放射圧 $P = \langle p(t) \rangle$ は

$$P = (1 + R)E = (1 + R) \frac{p_0^2}{\rho_0 c_0^2} \quad (2.19)$$

となる。ここで物体表面での平均音響エネルギー密度 $\langle 2e_p \rangle$ を E とおいた。平面波が物体に入射角 θ で入射するときは

$$P = E \cos \theta \sqrt{(1 - R)^2 + 4R \cos^2 \theta} \quad (2.20)$$

と表せる。

音響強度反射率 R は媒質と物体の固有音響インピーダンスによって求められる。固有音響インピーダンス Z は平面波の音圧がその物体中を進行しているときの音圧 p と粒子速度 u の比であり、その物体の密度 ρ と音速 c から

$$Z = \frac{p}{u} = \rho c \quad (2.21)$$

と表される。媒質と物体の固有音響インピーダンスがそれぞれ Z_1, Z_2 であるとき反射率は

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.22)$$

となる。次に述べるように、空気中を伝搬する超音波が平面上の固体表面に入射する場合は $R \approx 1$ となる。空気の音響インピーダンスは $Z_1 = 428.6 [\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^3]$ であり、固体の音響インピーダンスは物質ごとに異なるがオーダーとして $10^5 \sim 10^7 [\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^3]$ の範囲にある。この範囲で反射率が最も低くなる値として、仮に $Z_2 = 10^5 [\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^3]$ とした場合、式 (2.22) より $R = 0.983$ となる。つまり、この状況では音響エネルギーの 98% 以上は反射し、ほぼ完全反射とみなせる。ただし、固体がスポンジ状の多孔質物体であるなど特有の構造をもつ場合、完全反射体とならず音響エネルギーの一部が吸収される。

対象物体の形状や超音波の入射角、物体の強度反射率の差異による音響放射圧の大きさを図 2.5 に示す。物体全体にかかる音響放射力 F は放射圧 P に面積 S が乗算される。完全反射体の平面に入射した場合、入射角によらず放射圧の方向は常に表面に垂直になり、また正方向のみとなる。部分反射体 $R \neq 1$ の場合、入射角度により放射圧の方向が変化する。

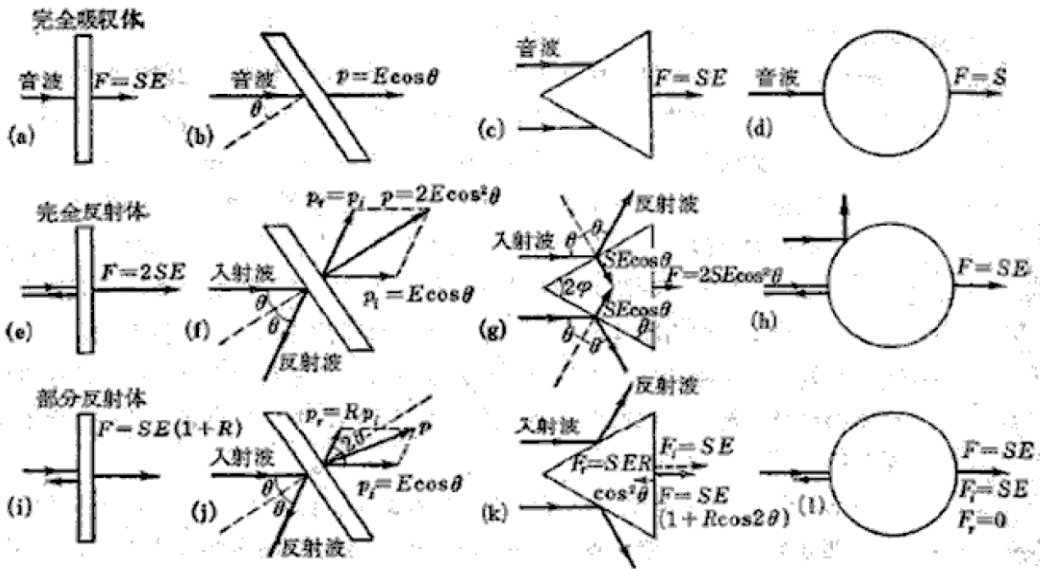


図 2.5. 物体形状、入射角、音響反射率の違いによる音響放射圧 (実吉ら [26] p.434 より転載)

空中超音波を用いて遠隔加圧する場合、空気中における減衰を考慮する必要がある。音響エネルギーは空気中を伝搬するにつれて一定の割合で熱として散逸し、その減衰率は周波数の 2 乗に比例する。また、媒質の粘性や熱伝導率などにも依存する。音響エネルギー密度 E_0 の音波が距離 d だけ伝搬したときの音響エネルギー密度を E とすると

$$\frac{E}{E_0} = \exp(-2\beta d) \tag{2.23}$$

となる。ここで β は対数減衰率であり、周波数 40kHz における値は $\beta = 0.999$ [dB/m] (= 0.115 [Np/m]) である [27]。したがって伝搬距離を 0.5m とすると、音響放射圧の減衰量は 10% までに抑えられる。

2.5 超音波フェーズドアレイ

表面硬さ分布を得るための遠隔加圧においては、物体表面を変形させるための十分な加圧力を得ることと加圧点を制御することが重要である。本研究では超音波フェーズドアレイを用いて集束超音波を生成し、焦点に生じる音響放射圧により遠隔加圧する。フェーズドアレイを用いることで多数の超音波振動子からの音響エネルギーが合成され、電子的に加圧点を制御できる。

図 2.6 に超音波フェーズドアレイの基本原則を示す。空間内の一点においてすべての超音波発振子からの位相が等しくなるように駆動位相を制御すると、その点に集束する超音波ビームが形成される。焦点付近ではそれぞれの発振子からの超音波の振幅が加算されることで大振幅超音波が得られ、また焦点位置は高速に更新することが可能となる。音響放射圧は振幅の 2 乗に比例するので、フェーズドアレイ上に発振子が N 個あるときは単一の発振子の場合の N^2

倍になる。

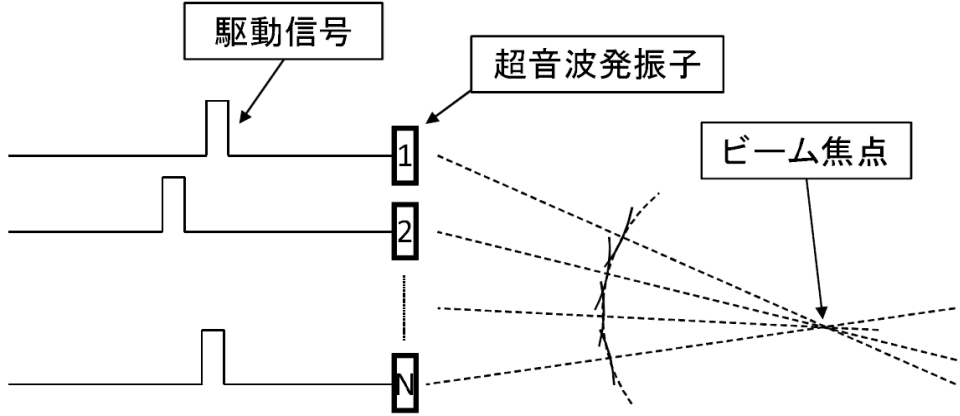


図 2.6. 超音波フェーズドアレイの原理

各超音波振動子が送化する超音波の振幅が十分小さく、線形重ね合わせが可能であると仮定して、焦点付近における圧力分布形状を求める。フェーズドアレイの格子点上に $(M \times N)$ 個の発振子を配置し各振動子の駆動信号を正弦波とした場合、位置 $\mathbf{r} = (x, y, z)$ における音圧 $p(\mathbf{r})$ は

$$p(\mathbf{r}) = p_0 \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N D(\mathbf{r}'_{mn}) A(\mathbf{r}'_{mn}) S(\mathbf{r}'_{mn}) \exp\{-jk(|\mathbf{r}'_{mn}| - |\mathbf{r}''_{mn}|)\} \quad (2.24)$$

となる。ここで p_0 は各振動子の出力振幅であり、格子点 (m, n) の位置にある発振子の位置ベクトルを \mathbf{r}_{mn} 、焦点の位置ベクトルを \mathbf{r}_f とすると $\mathbf{r}'_{mn} = \mathbf{r} - \mathbf{r}_{mn}$ 、 $\mathbf{r}''_{mn} = \mathbf{r} - \mathbf{r}_f$ である。 D, A, S はそれぞれ超音波発振子の指向性因子、吸収減衰因子、波面の広がりによる拡散減衰因子である。指向性因子 D は超音波発振子の放射方式に依存し、発振子 T4010A1[28] の場合は半値幅がおよそ 100deg となる。指数減衰因子 A は式 (2.23) のように対数減衰率 β に依存した式で表され

$$A(\mathbf{r}) = \exp(-\beta|\mathbf{r}|) \quad (2.25)$$

となる。波面の広がりによる減衰因子 S は発振子付近ではほぼ一定値であるが、球面波で伝搬するようになると r に反比例する。

超音波フェーズドアレイの特性に、焦点形成が可能な範囲と焦点径がある。これらは超音波の減衰率のほかに、超音波の波長 λ およびフェーズドアレイの開口径に依存する。これらの関係は式 (2.24) に基づいて得られる。図 2.7 のように、超音波発振子が間隔 d で一辺当たり N 個配置されているフェーズドアレイの中心から、距離 r 離れた点に焦点を設定しているとする。このとき、 $r \gg d$ でフレネル回折とみなせるとき、アレイに平行で焦点を含む平面における音圧分布は sinc 関数によって近似され、その焦点径は

$$F_w = \frac{2r}{Nd} \lambda \quad (2.26)$$

となる [29]。したがって焦点径は波長 λ に比例し、開口径 Nd に比例する。またフェーズドアレイから見て深度方向においても音圧分布は sinc 関数となり、その中心径は

$$F_d = \frac{2r}{Nd} F_w = \left(\frac{2r}{Nd} \right)^2 \lambda \quad (2.27)$$

となる。

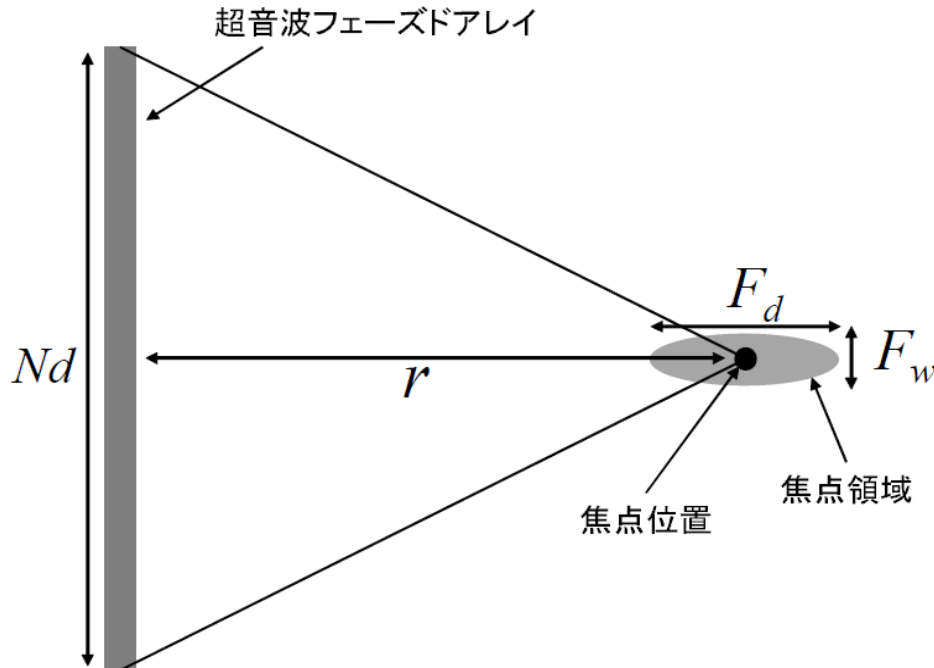


図 2.7. 超音波フェーズドアレイの焦点領域

式 (2.24) は音場の線形重ね合わせが可能であるという条件で立式している。一方で焦点における音圧振幅は各振動子の音圧振幅の合計値として近似され [25]、音響放射圧が生じる程度に焦点付近での振幅を大きくする必要がある。式 (2.24) に基づく解析を有効にするためには、各超音波振動子の出力を線形性が成り立つ範囲にし、焦点付近では音響放射圧が生じるように振動子の個数 N を十分に大きくすることが考えられる。前述のとおり非線形音響現象が現れる基準は音響マッハ数 $M \geq 0.1$ であり、 $M = 0.1$ に対応する空気中での音圧レベルは $170\text{dB}_{\text{SPL}}$ となる。本研究で使用している超音波素子の出力は $117\text{dB}_{\text{SPL}}$ 程度であり [28]、また $N = 249$ のフェーズドアレイを構成しているため、音響マッハ数は $M = 0.025$ (音圧レベル $165\text{dB}_{\text{SPL}}$) となる。完全な非線形現象が生じる音響マッハ数には到達していないが、 $P = 16 \text{ mN}$ 程度の音響放射圧が得られている。

2.6 変位測定の方法

音響放射圧により対象表面を加圧することで生じた変位量を遠隔から測定する方法について述べる。物体の変形や形状を非接触で測定する手法はこれまでに多く提案されており、以下のように能動型と受動型に分かれる。

- 能動型
 - 照度差ステレオ法
 - 三角測量
 - * 光切断法
 - * 構造化光投影法
 - Time-Of-Flight 法
 - * レーザー
 - * 超音波
- 受動型
 - 両眼ステレオ法
 - 焦点法

能動型は測定対象に光や超音波などを照射し、それらが対象表面の特性によって反射や拡散したパターンから形状や変形を測定する。一方、受動型は環境光などに対する応答パターンを検出するため投光器等を必要としないが、能動型よりアルゴリズムの柔軟性や耐雑音性が低い。

本論文で構成する計測システムにおいて、これらの測定法のうち適切なものを選択するために対象表面の変形量を見積もると次のようになる。文献 [25] の超音波フェーズドアレイを用いた場合に焦点で生じる音響放射力が $F=16\text{mN}$ であり、それが生じる範囲が直径 8mm の円形領域であることから、一例として断面が直径 $d=8\text{mm}$ の円形で高さが $h=10\text{mm}$ の円柱形状の弾性ゴム (ヤング率 $E_g = 1.5\text{MPa}$) に対して、この放射圧で加圧したときの変位量 Δx は

$$\Delta x = \frac{F}{E_g(\pi d^2/4)}h = 2.12\mu\text{m} \quad (2.28)$$

である。また、皮膚程度の弾性をもつ物体 (ヤング率 $E_s = 136\text{kPa}$ [31]) については

$$\Delta x = \frac{F}{E_s(\pi d^2/4)}h = 23.4\mu\text{m} \quad (2.29)$$

となる。以上から、変位測定の分解能としては数 μm から $1\mu\text{m}$ 以下が望ましい。また、測定範囲としては数十 μm 以上測定可能である必要があるが、実際には対象物体の形状起伏の自由度のため、数十 mm 以上の広範囲を測定できることが望ましい。この分解能とダイナミックレンジを実現する手法としては、レーザーを用いた三角測量法が適している。この手法は点計測であるため、硬さの分布を測定するために対象表面を走査する必要があり、その各種方法については後節で述べる。

2.7 表面硬さ分布計測システム

本研究で構築した表面硬さ分布計測システムの原理図を図 2.8 に示す。本システムは主に超音波フェーズドアレイと三角測量型レーザー変位計 (LK-G500, キーエンス) で構成される。超音波フェーズドアレイは集束超音波を生成して音響放射圧によって物体表面を遠隔からスポット加圧する。フェーズドアレイを用いることで、加圧波形や加圧点の位置は動的に制御可能である。加圧によって生じた対象表面の変形は変位計により非接触で測定する。

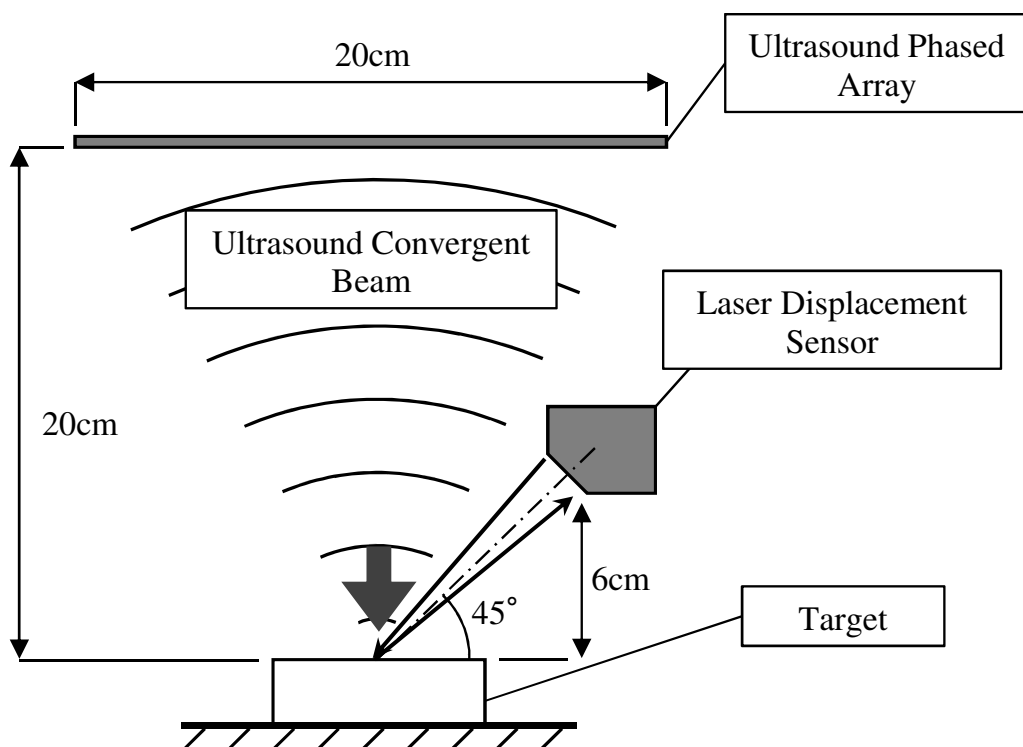


図 2.8. 表面硬さ分布計測システムの原理図 ([32] より転載)

音響放射圧による加圧中は、変位計の変位測定点は超音波焦点位置に追従させる。変位計による変位測定点の更新方法には、変位計を機械ステージに搭載して移動させる方法と、レーザー光路を回転鏡により走査する方法がある。前者は機械ステージの水平 2 軸と計測対象の水平 2 軸が対応しており制御しやすいという利点があり、後者には運動体の慣性が小さくより高速な走査が可能である利点がある。図 2.8 では変位計を機械ステージ上に設置しており、変位計が超音波の伝搬を遮らないように 45° の角度で設置している。

本システムの超音波フェーズドアレイは図 2.9 に示すように、150mm×190mm の基板上に 14×18 個 (ねじ部を除く) の超音波発振子 [28] を 10mm 間隔で配置している。各発振子は発振周波数が 40kHz であり、気温 20°C での波長が 8.6mm である。したがって、焦点径が 8.6mm 程度となる。

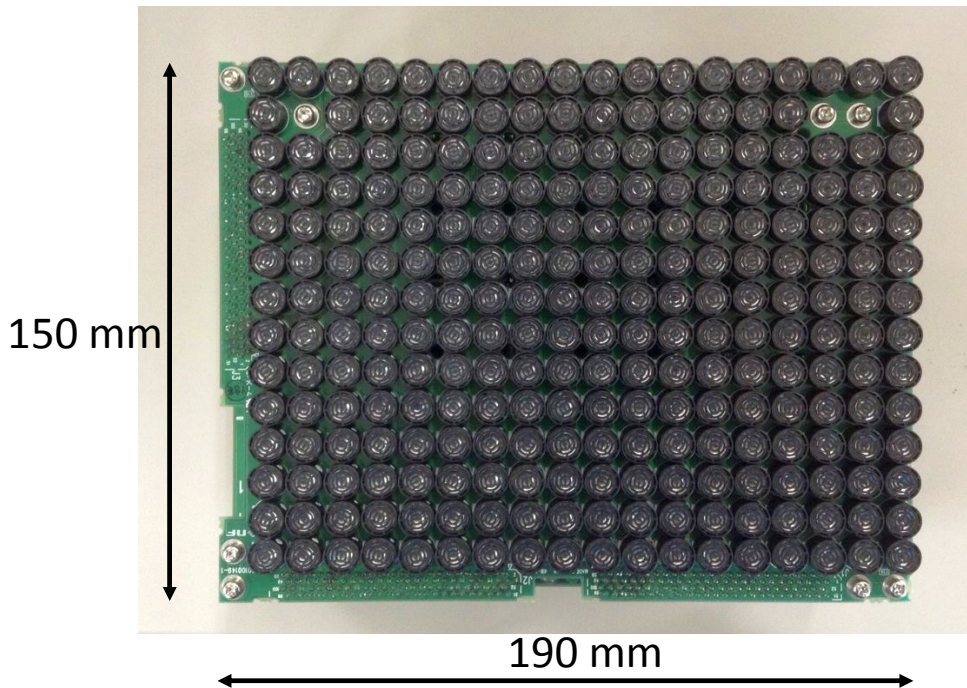


図 2.9. 超音波フェーズドアレイの外観

加圧点と測定点は基本的に物体表面の格子点上を走査するが、各種走査方法によって2軸方向のそれぞれでステップ幅は異なる。超音波フェーズドアレイから開口径程度離れた平面内において音響放射圧はほぼ一定であるため [29]、音響放射圧による荷重と測定変位との比により各測定点における表面硬さが得られる。また、変位計によって物体表面の形状データも取得しており、これは計測対象の物体モデルデータを構成するアプリケーションで用いられる。

2.8 音響放射圧を用いた硬さ計測の特色

音響放射圧を用いた遠隔加圧により硬さや弾性を測定する方法には以下に述べるような利点がある。

- (i) 超音波フェーズドアレイを用いた遠隔スポット加圧が可能である。
- (ii) 加圧点を電子的に高速制御することができる。
- (iii) 荷重の時空間変調の自由度が高い。

これらは主に機械式ノズルを用いるエアジェット加圧と比較したときの利点である。ノズルを対象表面に近接させることで、対象表面の小領域をエアジェットで加圧することができ、高い空間分解能が得られる。しかし遠隔からの加圧では噴流が拡散し、物体表面上では弱い一様加圧になる。音響放射圧による加圧では、超音波フェーズドアレイを用いることでその開口径程度離れた遠隔点を超音波の波長と同程度の領域を加圧できる。

加圧点はフェーズドアレイの焦点として制御されるため、ノズルを機械的に移動させるより高速に更新可能である。更新信号の入力時刻から実際に焦点位置がその位置に更新されるまでの遅延 Δt は音速 c_0 が理論限界となり、フェーズドアレイから焦点までの距離 d に対し $\Delta t = d/c_0$ となる。焦点位置更新のスループットは更新信号の入力時刻からの超音波波形の立ち上がり時間に依存し、その値は振動子に固有な特性である。本論文で用いている超音波振動子の立ち上がり時間は 1ms 程度である [25]。

(iii) は接触式の計測法と比較した利点でもある。音響放射圧を用いた加圧では、表面圧力を印可したときの変位量から硬さを測定するため、同圧力に対し変位の大きい柔らかい物質を測定するのに適する。一方、接触プローブは変位入力を印可したときの反力から硬さを測定するため、同一変位に対し反力の大きい硬い物質を測定するのに適する。これらの違いのほかに、音響放射圧を用いた方法は超音波フェーズドアレイによって強度分布を動的に更新できるという利点がある。接触プローブは変位空間分布を加圧しながら動的に変更するのは難しいが、フェーズドアレイでは駆動位相分布を制御することで、有限な分解能ではあるが任意の圧力分布を印可可能である。ただし、更新周期は前述した値に準じ、空間パターンの分解能は超音波の波長程度となる。またフェーズドアレイの音響パワーは一定であり、広い範囲に広がるパターンでは音響放射圧の最大値が低くなる。

音響放射圧をエアジェットを用いた加圧とを比較したときの制限として、負圧を印可できないことが挙げられる。荷重分布が集中荷重に近く、サンブナンの原理が成り立つ境界条件では、硬さを測定する上では線形性のために本質的な差異はない。しかし、図 2.4 のような剛体壁に囲まれた非圧縮性弾性体表面を一様加圧するときは、正圧では変位しないのに対し負圧では硬さに従って変位する。

音響放射圧を用いることに特有の性質として、フェーズドアレイ (音源) が運動するとドップラー効果によって波長が変化し、焦点径もそれに応じて変化することが挙げられる。フェーズドアレイの軸方向速度が v であるとき、音速を c とすると波長 λ は

$$\lambda' = \lambda \left(1 - \frac{v}{c}\right) \quad (2.30)$$

となる。つまり、フェーズドアレイが伝搬方向に運動すれば焦点径が小さくなり、より集中荷重に近くなることがわかる。また音響放射圧が時間変調されているとき、その周波数がドップラーシフトを受ける。計測対象の運動によっては波長は変化しないが、時間変調荷重については同様にドップラーシフトを受ける。

2.9 硬さ計測点の走査方法

2.9.1 変位測定点の連続走査

三角測量型レーザー変位計では、測定系が規定する座標系に対する位置が得られる。したがって、直流加圧によって変形した表面の変位量を得るには、変形の前で測定しそれらの差をとる必要がある。

測定点ごとに変位計を停止し次の測定点へ移動させる場合、変位計移動の加速時間及び減速時間が測定時間の律速段階となる。したがって、測定時間短縮のために変位計を測定点ごとに停止させずに連続的に移動し測定することが考えられる。

変位計を連続移動させたときに問題となるのは、変形前後の変位量の測定方法である。リニアイメージセンサを用いた三角測量型レーザー変位計は単一測定点であり、連続移動中に加圧・非加圧を行なった場合、加圧前後の測定位置が一致しない。連続走査で変位量を測定する方法には次の3つが考えられる。

1. 同一線上を2回測定する。
2. 加圧前(後)の測定値を近傍の値で近似する。
3. 変位計を移動方向に複数設置する。

第一の方法では、加圧前の高さ分布と加圧後の高さ分布をそれぞれ連続走査で測定し、それらの差分で変位分布を得る。同じ経路で変位計を2回移動させたときの測定変位誤差は、機械駆動系の再現性に依存する。典型的な機械ステージ(SGSP(CS)26-200(X), シグマ光機 [30])の繰り返し位置決め精度は $5\mu\text{m}\sim 16\mu\text{m}$ 程度であり、おおよそ $10\mu\text{m}$ とすると対象表面の形状勾配が $1/10(\sim 5.7^\circ)$ で $1\mu\text{m}$ の誤差となる。皮膚程度の硬さで想定する変位量は $10\mu\text{m}$ オーダーであるため、水平に近い形状勾配でも10%程度の誤差が生じることを意味する。空間分解能は、変位計のサンプリング周波数 f_s , 走査速度 v に対し

$$\Delta x = \frac{v}{f_s} \quad (2.31)$$

である。また、測定時間の面では他2つの方法に比べて走査が2回必要になるため、名目上2倍の時間がかかる。ただし同一空間分解能を得る場合には、変位計移動時の加減速時間によるオーバーヘッドを除くと第二の方法と測定時間は等しくなる。

第二の方法は走査中に加圧点の加圧・非加圧を交互に切り替え、例えば直前の加圧領域における高さとして現在の非加圧領域における高さの差をとり、それらの領域の代表硬さとする方法である(図2.10参照)。

この方法では荷重に周波数 f_m (周期 T_m)の矩形変調を施し、加圧点と変位測定点を一致させながら速度 v で走査したときに取得される離散変位時系列 $\{y_i\}$ (サンプリング周波数 f_s)から、物体表面上の各領域での加圧前後の変位量を推定することを考える。仮定として、対象物体表面上の各点における形状勾配 g が1より十分に小さいとする。このとき、取得された変位時系列 $\{y_i\}$ を変調周期 T_m ごとに分割し、各分割内で加圧区間と非加圧区間のそれぞれの平均値の差を、その分割領域における加圧前後の変位と近似できる。ここでは簡単のため、各区間の前半 $i \in [0, T_m/2 - 1]$ を非加圧区間、後半 $i \in [T_m/2, T_m - 1]$ を加圧区間とする。変位時系列の第 j 番目の分割内において、加圧前の高さ平均値を $h_1(j)$, 加圧後の高さ平均値を $h'_2(j)$ とすると、加圧前後の測定変位は $d'_j = h_1(j) - h'_2(j)$ となる(図2.10参照)。ここで、「加圧後の高さ」としている $h'_2(j)$ は「加圧前の高さ」としている $h_1(j)$ を測定した位置より $vT_m/2$ だけ走査方向へ移動しており、したがって加圧後の高さ $h'_2(j)$ に対する加圧前の真の高さ $h_2(j)$ は形状勾配 g が0でない限り $h_1(j)$ と異なっている。このとき真の変位は $d_j = h_2(j) - h'_2(j)$ で与え

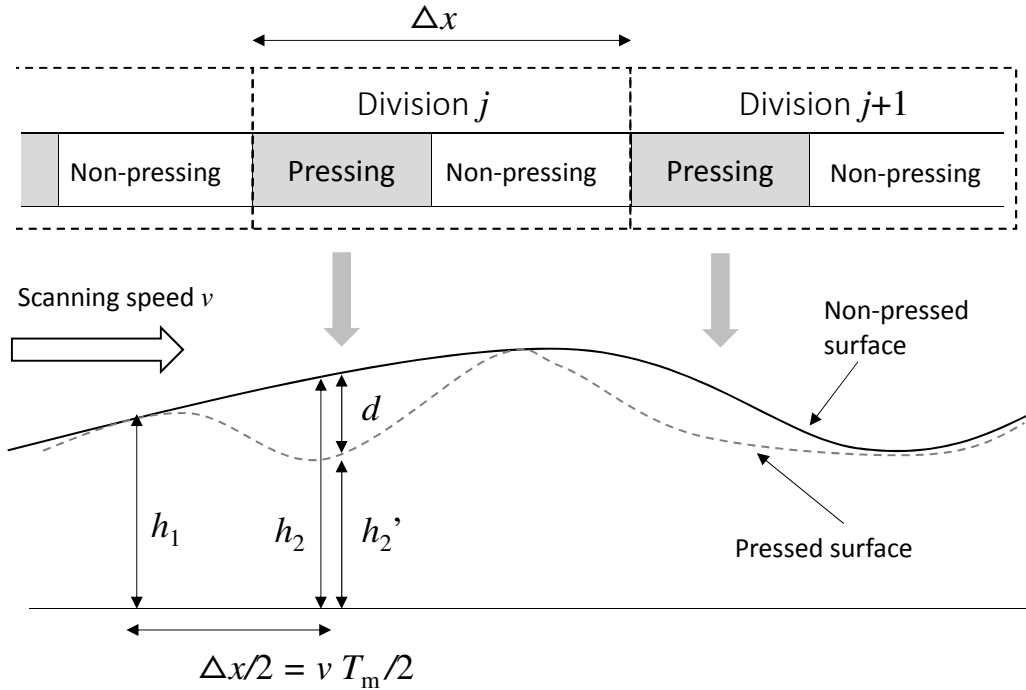


図 2.10. 矩形波加圧による連続走査

られ、測定変位の真の変位との誤差 ε は

$$\varepsilon = |d'_j - d_j| = |h_1 - h_2| = |g|v \frac{T_m}{2} \quad (2.32)$$

となる。したがって、荷重の矩形波周期 T_m が小さいほど、つまり周波数が高いほど誤差が小さくなる。また加圧点と変位測定点を移動させる速度 v も低いほど誤差が小さくなるが、表面上の測定範囲が固定である場合、測定時間が反比例して長くなる。

一方で変調矩形波周期 T_m は、物体表面が加圧開始から変形するまでの時定数を考慮すると十分長くとる必要がある。時定数 τ の単純な粘弾性体の変位時系列 $y(t)$ は、最大変位を Y とすると $y(t) = Y(1 - e^{-t/\tau})$ と表される。加圧時間を時定数と同じ τ とすると最大変位の 63%、 2τ で 86% 程度の変位となる。

空間分解能は $\Delta x = v/f_m$ であり、式 (2.31) と比較すると分母のサンプリング周波数が荷重変調周波数に置き換わっている。単一の機械コンプライアンス値を得る領域において、第二の方法では加圧領域と非加圧領域で最低でも 1 回ずつ高さを測定する必要があるため、第一の方法以上の空間分解能を得るには $f_m \geq 2f_s$ である必要がある。ただし、上述の加圧時間の制約から $f_m \leq 1/\tau$ であり、また変位計のサンプリング周波数を仕様上の上限で用いることを前提とすると、実質的には $f_m \leq f_s$ となる。つまりこの方法で第一の方法と同一の空間分解能を得る場合、2 回目の変位計移動時にオーバーヘッド時間を除けば測定時間は同じかより長くなる。荷重変調周波数 f_m を上げると空間分解能が向上するが、 f_m を下げた場合、サンプリング周波数 f_s が一定であれば各領域内で値を平均し耐雑音性が向上する。

第三の方法は第一の方法における2回走査のそれぞれを、別の変位計で実行する。この走査方法では走査経路上で変位計Aの後方の加圧領域より十分に広い x_s だけ離れた位置に変位計Bを設置する。この位置関係を保ったまま2つの変位計を速度 v で移動し、ある点を変位計Aの測定点が通過し、その後変位計Bの測定点が通過する時には測定点を加圧する。変位計Bが時刻 t で測定する位置は変位計Aが時刻 $t - x_s/v$ で測定しているため、 x_s/v だけ時間シフトして2つの変位計の測定値の差をとることで加圧前後の変位が得られる。空間分解能は式(2.32)と同様であるが、走査が1回でよいいため測定時間は短縮される。

この方法では2つの変位計の測定点が、同一の経路をたどる必要がある。機械ステージにより変位計を移動させて走査するほかに、光学式の測定系である場合には回転ミラーを用いて高速化することが考えられる。回転ミラーを用いる場合、2つの変位計の測定点を同じ経路上に配置するための光学系が複雑になり、高い精度が要求される。また、2つの変位計の距離 x_s/v が短いと対象物によっては加圧時の変形が他方の変位計の測定点に影響する場合があります、最適な値を求めることが難しい。

以上の走査方法の長短をまとめると表2.1のようになる。

表 2.1. 連続走査方法の比較

走査方法	空間分解能	測定時間	対象物への依存性
2回走査	高	長	低
矩形波荷重	低	短	高
複数変位計	高	短	高

確認実験

2回走査と矩形波荷重による測定を実験により比較し、性能の違いを確認する。実験システムの外観を図2.11に示す。計測対象からフェーズドアレイはその開口径程度である20cm上方から計測対象に集束超音波を照射する。

加圧点と変位計の移動速度を $v = 10\text{mm/s}$ 、サンプリング周波数を $f_s = 100\text{Hz}$ 、超音波強度の変調矩形波周波数を $f_m = 10\text{Hz}$ (周期 $T_m = 0.1\text{sec}$)とする。機械ステージの加減速による速度の非線形性の影響を避けるため、計測領域の前後10mm以上外側で機械ステージを始動・停止した。計測対象は図2.12に示す厚さ20mm, 50mm四方の直方体複合ウレタンゲル試料(Exseal corp.)であり、白色領域がアスカーC硬さ0, 有色領域がアスカーC硬さ15である。破線の矢印上を走査しその直線上の表面硬さ分布を測定した。

実験結果

取得した変位時系列を図2.13に示す。取得されたデータの横軸は時間であるが、計測点の移動速度 v を乗じて長さに変換している。肉眼による観察では試料表面はほぼ平面だが、図より白色領域と有色領域の境界などで高さが0.2mm程度異なっている。図2.13の上段では $x =$

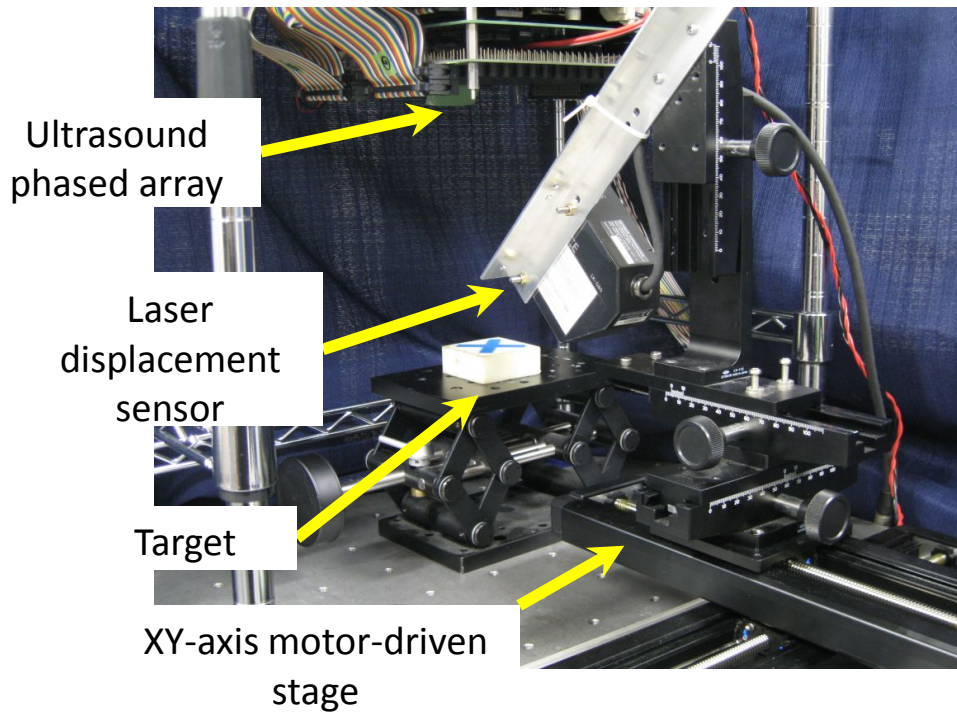


図 2.11. 実験システムの外観 ([35] より転載)

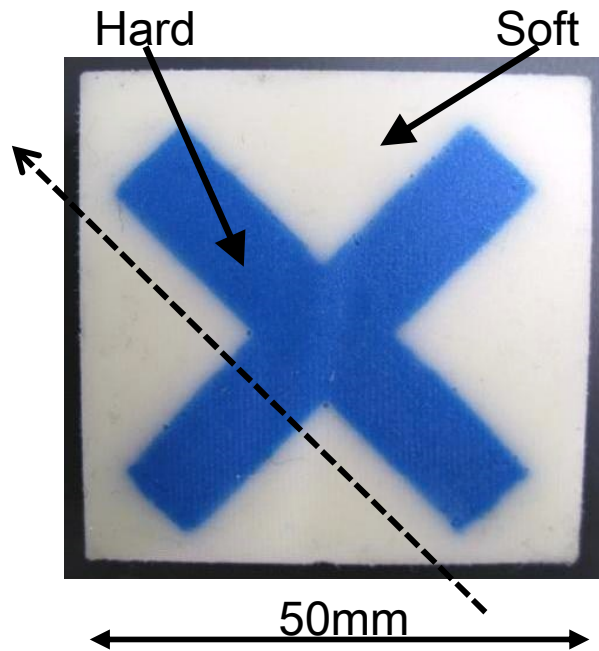


図 2.12. ウレタンゲル試料 (高さ 20mm) ([35] より転載)

10mm から 15mm までを拡大し、音響放射圧による加圧の印加 (On) と除荷 (Off) のタイミングを表している。荷重の印加に対して必ずしも圧縮変位が生じているわけではないことが分かるが、これは変位計が水平方向に移動しており、実変位のほかに試料表面の形状が重畳されているためである。

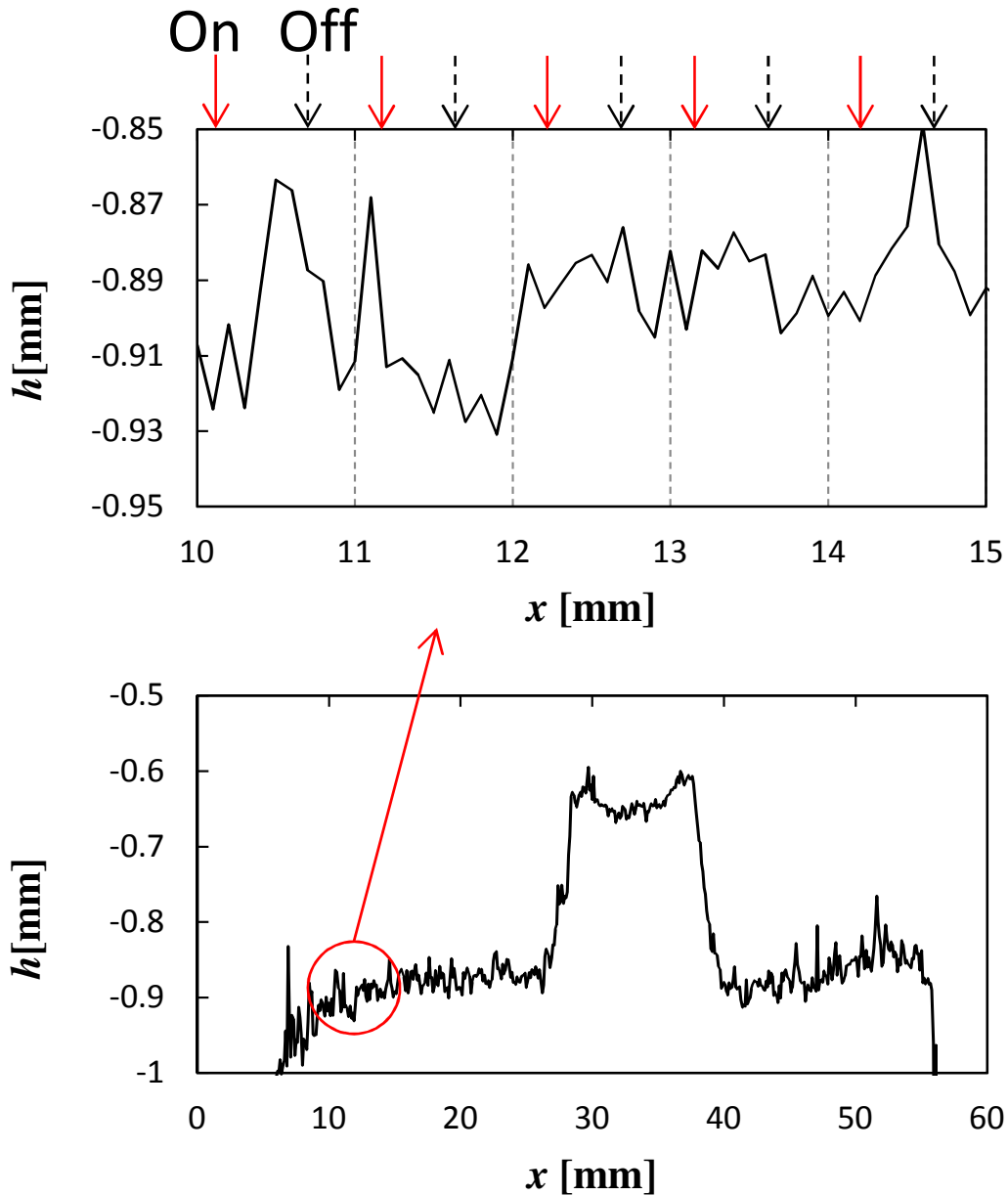


図 2.13. (下段) 矩形波加圧と連続走査で得られた変位時系列. (上段) $x = 10\text{mm}$ から 15mm までの拡大図 ([35] より転載)

この変位時系列を変調加圧周期 T_m ごとに分割し、さらに加圧区間と非加圧区間のそれぞれの変位の差から得た表面硬さ分布を図 2.14 に示す。また、図中に 2 回走査による結果を破線で示している。概形として両者は一致していること、また変位サンプリング周波数が両者で一

定であり、そのことにより矩形波荷重では空間分解能が低くなっていることが分かる。一方、 $x=30\text{mm}$ から 40mm の比較的小変位である領域では、誤差が大きくなっている。これは加圧による変形量が小さい時、相対的に形状勾配の影響が大きくなるためである。

一方、2回走査の空間平均でも同様であるが、矩形波荷重では高周波成分が除去されていることが分かる。平均化の加算データ数は f_s/f_m に比例し、これらは機器の性能でその範囲が減点されるため、平均化の柔軟性は2回走査の方が高い。

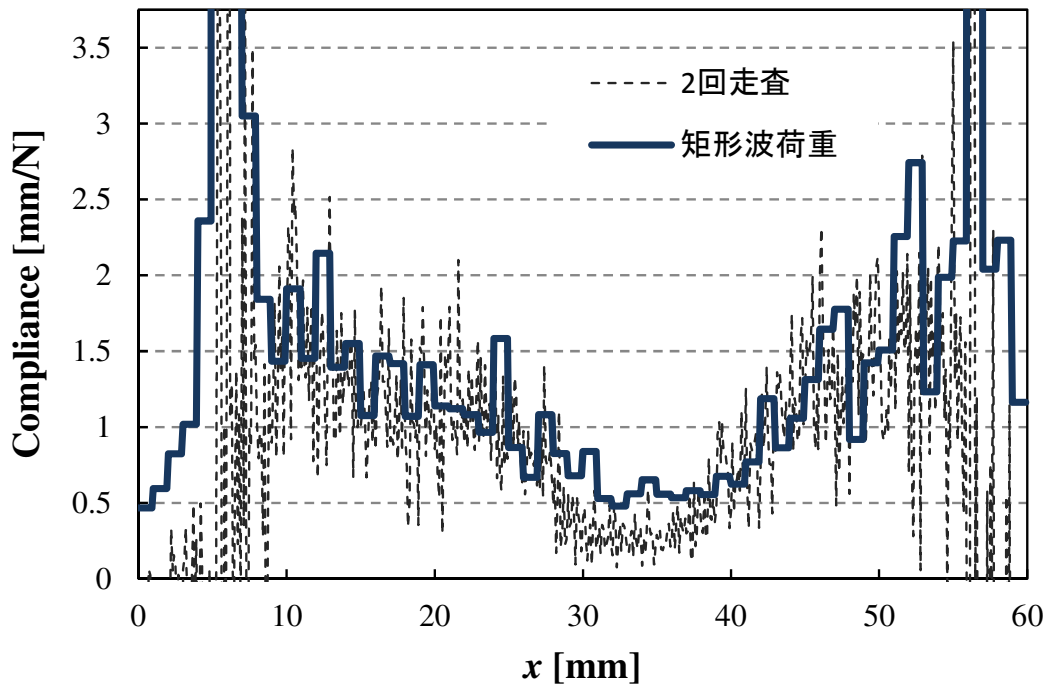


図 2.14. 2回走査と矩形波荷重によるコンプライアンス測定と比較 ([35] より転載)

2.9.2 連続走査計測における走査速度限界

表面硬さ分布の連続走査計測において、回転鏡を用いた走査法と物体の応答時定数に基づく走査速度の限界について考察する。

回転鏡を用いた提案計測システムの配置を図 2.15 に示す。変位計から射出されたレーザーはミラーで反射した後に計測対象に照射され、変位計内のリニア CCD センサがミラーを介して対象表面上のレーザースポット位置を検出する。ミラーは測量に用いる三角形に平行でレーザー経路に垂直な軸 (y 軸) 周りに回転させ、計測対象上で変位測定点を走査する。ミラーの回転角度はステッピングモータによりオープンループ制御され、指定回転角度を高い繰り返し精度で再現可能である。

以上の変位計と回転ミラーで構成される変位測定系を、機械自動ステージによりミラーの回転軸 (y 軸) 方向に等速移動することで、計測対象の表面上を 2 次元走査する。図 2.15 のよう

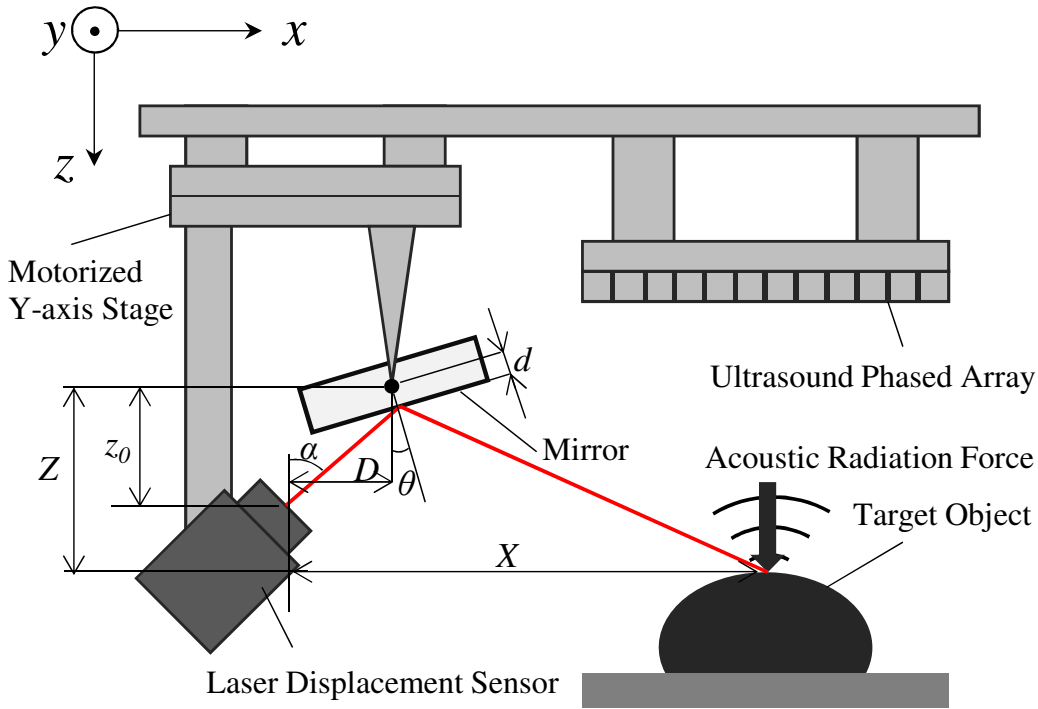


図 2.15. 回転鏡を用いた計測システムの原理図 ([40] より転載)

に変位測定のマーカーレーザーが回転鏡を介して物体表面に斜入射するとき、図 2.16 に示すように対象表面の垂直変位によってマーカースポットが水平方向に移動する。物体表面が Δh だけ垂直変位するとき、入射角 $\beta(=\alpha + 2\theta)$ のスポットが水平移動する距離 Δx は $\Delta x = \Delta h \tan \beta$ である。このとき変位計によって測定される変位量は Δh_d は

$$\Delta h_d = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta h)^2} = \Delta h \sqrt{(\tan \beta)^2 + 1} \quad (2.33)$$

と表される。現在の回転鏡の角度 θ から式 (2.33) を用いて測定値を補正する。

被測定領域中での走査線を図 2.17 に示す。機械自動ステージのみで走査するシステムでは、2次元走査のために変位計を制動させる必要があったが、本システムではその必要がなく、連続的なアクチュエータ駆動で2次元走査可能である。

加圧点と変位測定点を一致させながら物体表面上で走査するとき、その走査速度には物体が変形に要する時定数に由来する上限がある。加圧領域の幅を w 、物体が変形に要する時間を τ とおくと、対象表面上の1点について τ が経過するまで w/v の時間加圧し続ける必要がある。したがって、走査速度の上限 v_{\max} は

$$v_{\max} = w/\tau \quad (2.34)$$

と与えられる。フェーズドアレイによって生成される集束波動場の焦点径は、アレイ開口サイズが十分に大きいとき波動の波長程度となる。したがって w は波長 λ と同程度であり、また時定数 τ は物体の粘性により異なる値となる。

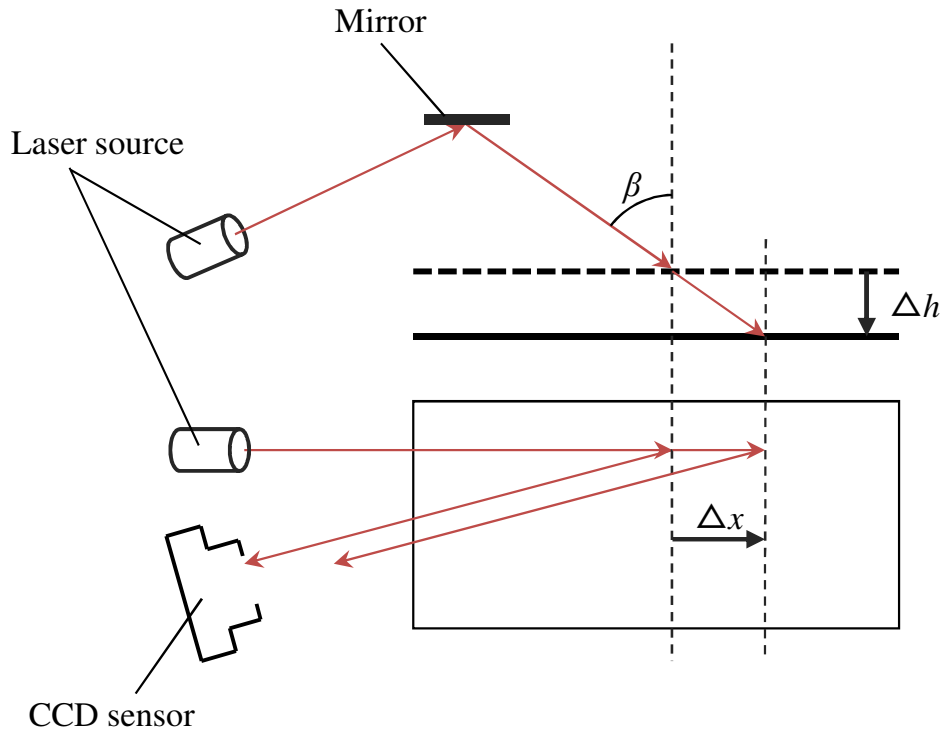


図 2.16. レーザーが斜入射することによる変形時の測定点移動 ([40] より転載)

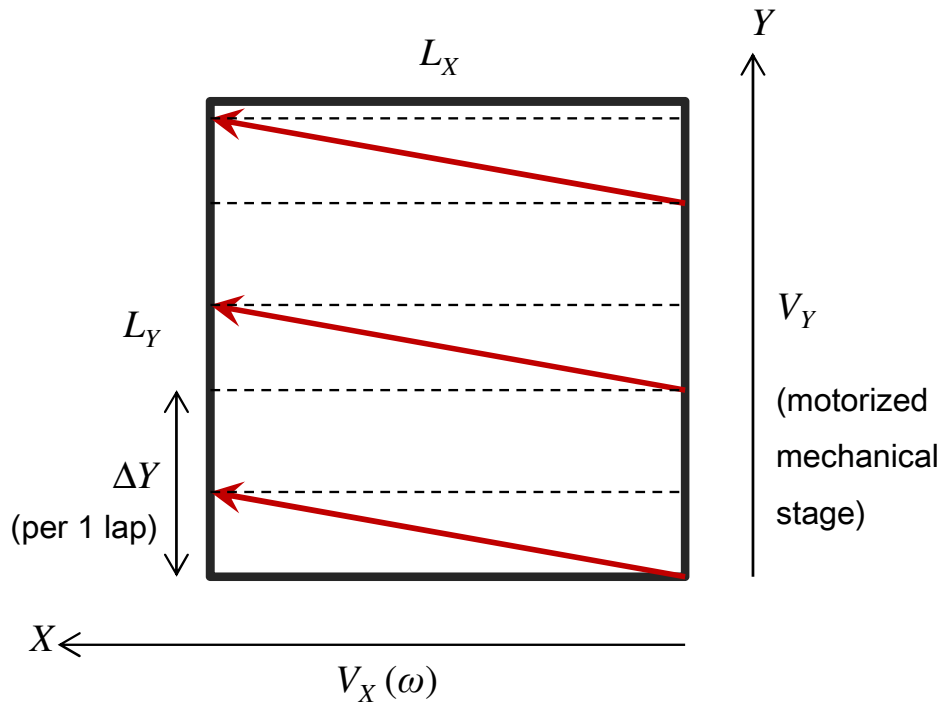


図 2.17. 矩形測定範囲において回転鏡を用いた走査の走査線 ([40] より転載)

図 2.17 において、走査点はミラーの回転によって X 方向に、機械自動ステージの移動によって Y 方向に移動する。被計測領域の二辺を (L_X, L_Y) とし、機械自動ステージの移動速度を V_Y 、ミラーの回転による走査点の X 方向移動速度を V_X 、ミラーの回転角速度を ω とする。X 方向移動速度 V_X は角速度 ω の関数であるが、これは回転軸とミラー表面までの距離およびミラー表面から物体表面までの距離に依存する。ミラーが 1 回転する間に Y 方向に進む距離 Δ_Y は

$$\Delta_Y = 2\pi \frac{V_Y}{\omega} \quad (2.35)$$

となる。

走査速度の上限が v_{\max} であるという条件のもとでは

$$v_{\max} > \sqrt{V_X^2 + V_Y^2} = \sqrt{V_X^2 + \left(\frac{\omega \Delta_Y}{2\pi}\right)^2} \quad (2.36)$$

となる。したがって、走査の密度を表す Δ_Y を決定したとき、ミラーの回転角速度 ω の上限が定まる。さらにその結果と式 (2.35) により V_X の上限が定まる。図 2.17 の被計測領域を測定するときの計測時間は $T_m = L_Y/V_Y$ である。

確認実験

回転鏡を実装した計測システムにより加圧に対する応答としての変位が定性的に測定できることを確認するため、固体及び液体の加圧変位応答を測定する。固体と液体では加圧に対して変位が生じる機序が異なるが、表面小領域内の微小垂直荷重に対する垂直変位を測定する場合には荷重と変位が比例する。したがって、適切に着色すれば等価的に弾性体と同様の変位を測定可能である。

提案手法に基づき試作した計測システムの外観を図 2.18 に示す。図 2.15 における寸法値は $z_0 = 155\text{mm}$, $D = 23.5\text{mm}$, $d = 5.0\text{mm}$, $\alpha = 9.6^\circ$ となっている。レーザー変位計は手動 Z ステージを介して下方に固定し、レーザー経路を上方の回転ミラーで反射させて計測対象表面の変位を測定する。変位サンプリングレートは 1kHz とし、時系列データは蓄積後にオフラインで PC に転送する。ミラーを駆動するステップモータは、変位測定開始と同期してパルス周波数 43.5Hz (周期 23ms), ステップ角 0.1125° で回転し、変位測定点を走査する。本実験では、機械ステージを固定し、ミラーの回転のみによって 1 次元の変位分布を測定する。この実験条件では、超音波フェーズドアレイ直下において計測対象上の走査点が 78.6mm/s で移動する。回転ミラーの角度原点は反射型フォトインタラプタにより検出され、これにより絶対角度を指定可能である。

ウレタンゲル表面において、固定ミラーで反射したレーザーによって加圧前後の変位量を測定した結果を図 2.19 に示す。音響放射圧での加圧によって $15\mu\text{m}$ 程度の変位が生じていることが分かる。また、定常変位に達する時間は約 25ms であり、式 (2.34) よりこのときの走査速度上限は 34cm/s となる。

次に図 2.20 に示すように被測定表面の中央に平面アクリル材を配置し、水面における変位量との比較を行った。加圧前後の表面変位量を回転ミラーによる 1 次元走査により測定した結

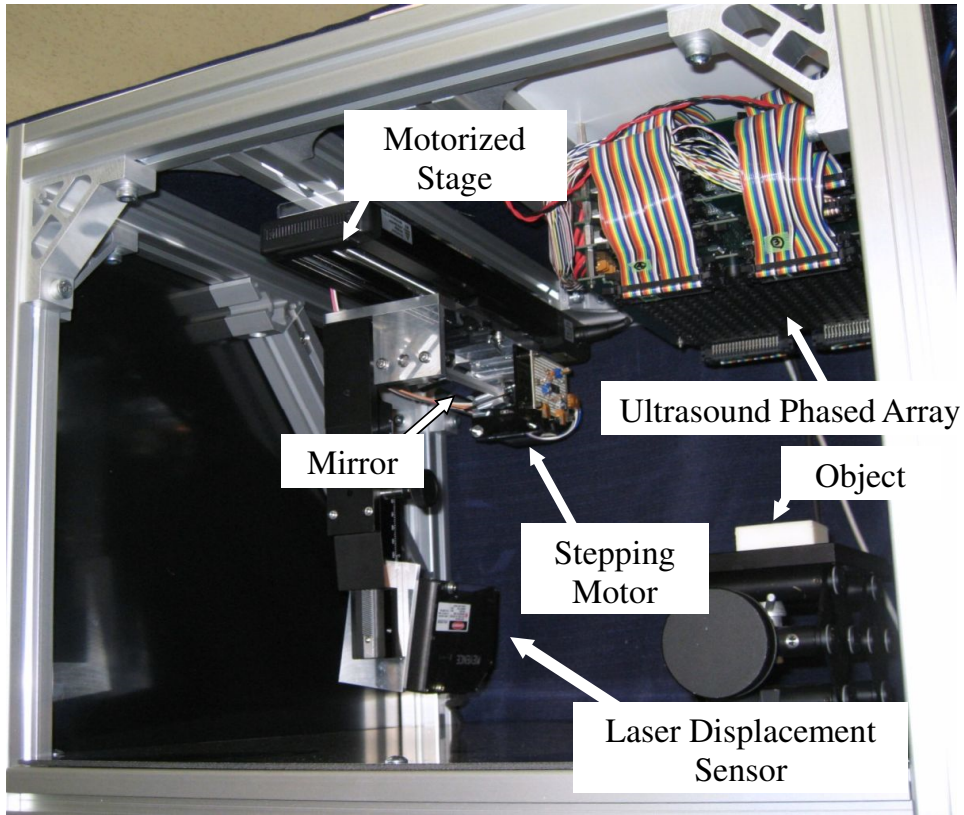


図 2.18. 回転鏡を用いた計測システムの外観 ([41] より転載)

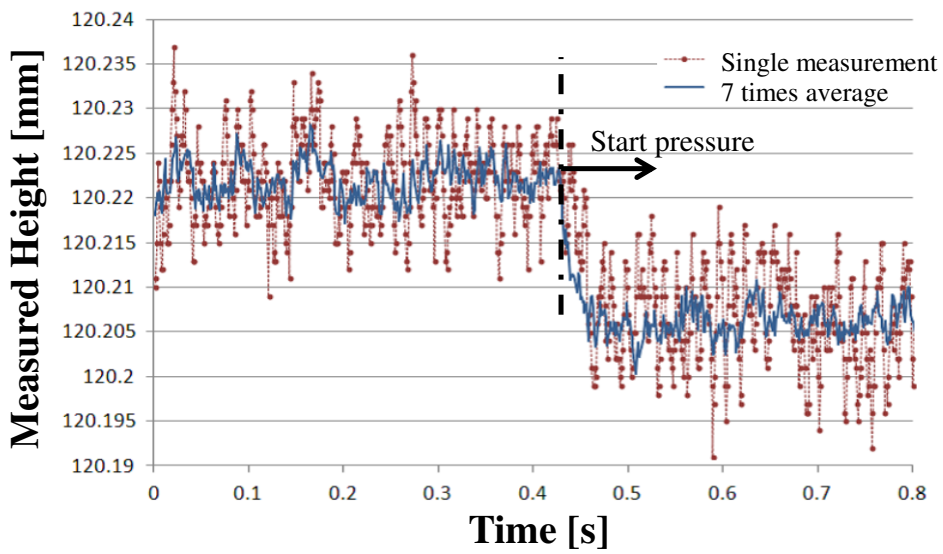


図 2.19. 加圧前後における測定変位値の時系列変化 ([41] より転載)

果を図 2.21 に示す。アクリル材より左側 (走査時間 0~0.7sec) の水面では 1mm 程度の変位が確認できる。一方、アクリル材表面 (走査時間 0.7~1.25sec) での変位は 0.1mm 以下であり、水面における変位より有意に低い。このことから回転ミラーによる変位分布測定によって、固体と液体との変位の差を区別できる程度の精度を達成可能である。

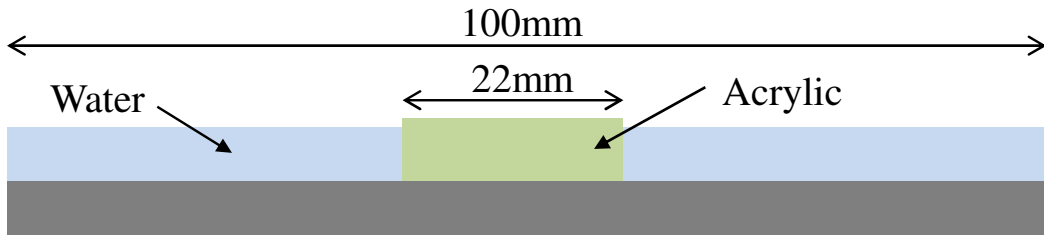


図 2.20. 測定領域の断面 ([41] より転載)

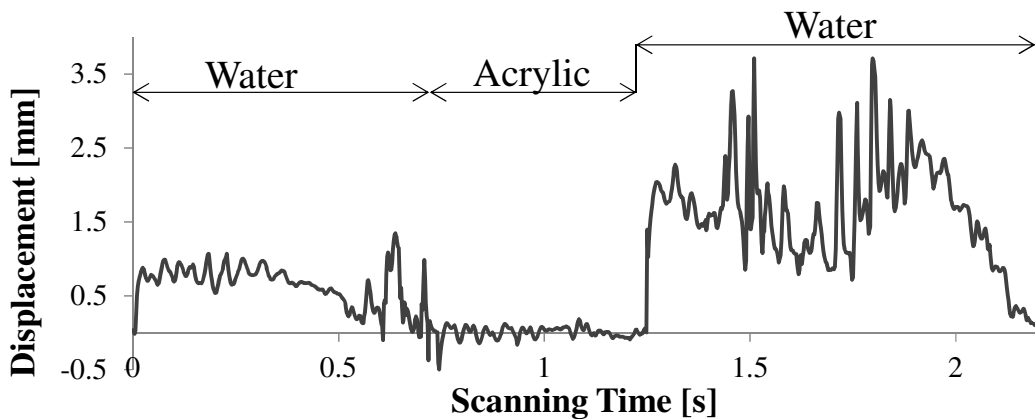


図 2.21. 回転鏡を用いた連続走査による変位の計測 ([41] より転載)

しかし定量的な評価は、主にアクリル材より右側 (走査時間 1.25sec) で顕著な振動性雑音によって困難である。この雑音が発生する要因にはミラー回転速度の不均一性が考えられる。ミラーを駆動しているステッピングモータはその構造上、特に低速回転において周期的な回転不均一を生じる。同一平面上を 10 回走査した各変位分布からそれらの集合平均を差し引いた結果を図 2.22 に示す。まず、入力パルス周波数である 43.5Hz の振動成分が大きく、この成分がモータの回転不均一由来であることが分かる。さらに、これらが各測定値の平均を差し引いたものであることを考えると、再現性の低い 0.1mm 以上の雑音が測定値に重畳している。また、構造上の周期的な振動雑音のほかにも、0.1sec 付近は振動が小さいなど、ミラーの駆動角度帯によっても雑音の大きさにばらつきがあることが分かる。図 2.19 に示したウレタンゲルの変位量が 15 μm なので、弾性体の硬さを直接測定することは困難であるが、適切に周波数選択を行いフィルタリングすることで SN 比を高められる可能性はある。

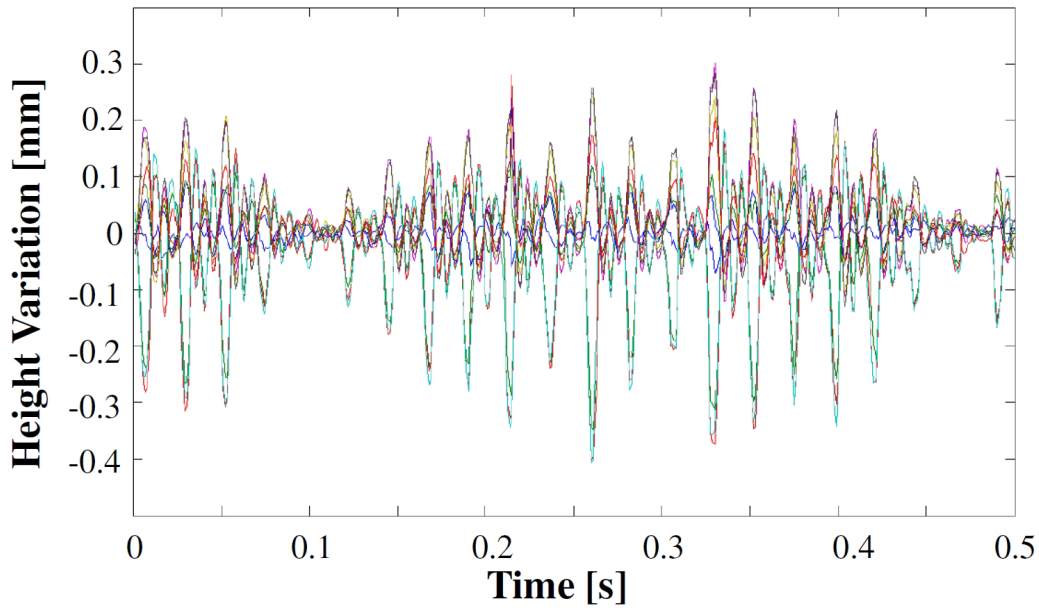


図 2.22. 回転鏡を用いた連続走査により平面を測定した結果 (10 回走査) ([41] より転載)

2.10 曲面形状の表面硬さ分布計測

平面形状の物体に限定せず一般の曲面物体の表面硬さ分布を測定する場合、その幾何形状に依存した測定値の補正が必要となる。特に緩やかな勾配をもつ曲面形状物体に限定しても、物体表面の高さや勾配によって音響放射圧の大きさや変位測定値が変化する。この影響を補正するために音響放射圧や変位測定における対象表面の距離依存性や角度依存性を定量化する必要がある。

まず音響放射圧の角度依存性は流体力学に基づく考察から得られる。反射成分のある面に入射した超音波による音響放射圧 \vec{p} は

$$\vec{p} = \vec{p}_i + \vec{p}_r \quad (2.37)$$

で与えられる。ここで \vec{p}_i と \vec{p}_r はそれぞれ音響放射圧の入射成分、反射成分である。図 2.23 に示すように平面に入射角 θ_1 で超音波が入射したとき、音響放射圧の入射成分の大きさ p_i は

$$p_i = E \cos \theta_1 \quad (2.38)$$

と表わされる。ここで E は物体表面付近における音響エネルギー密度である。表面上での音響放射圧の方向は入射角によらず入射超音波の伝搬方向に平行である。

完全反射表面において、反射される音響エネルギー密度は入射時の値に等しく、反射超音波による音響放射圧の大きさ p_r は p_i に等しい。音響放射圧の反射成分の方向は反射超音波の伝搬方向と平行で逆向きである。したがって、生じる音響放射圧の大きさ p は

$$p = 2E \cos^2 \theta_1 \quad (2.39)$$

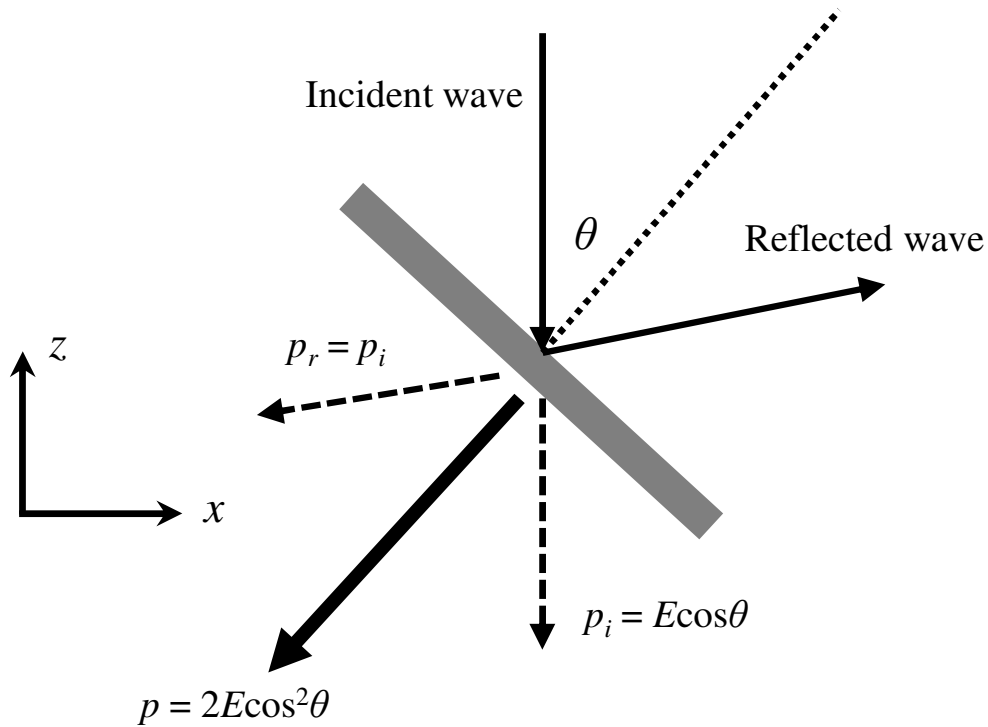


図 2.23. 斜入射時の超音波音響放射圧 ([34] より転載)

であり、その方向は物体表面に垂直である。式 (2.39) に示すように、この場合の音響放射圧は $\cos \theta_1$ の 2 乗に比例する。式 (2.39) は測定された表面硬さ分布を補正するために使われる。また、角度 θ_1 は変位計の走査で得られた物体表面の高さ分布から推定される。変位計を一定間隔で走査することによって物体表面の直線上における高さ分布が $\{h_i\} (i = 1 \dots N)$ と得られる。走査間隔を δ とすると、このときの勾配角度は

$$\theta_1 = \text{Tan}^{-1} \left(\frac{h_{i+1} - h_{i-1}}{2 \delta} \right) \quad (2.40)$$

である。

この特性を実験により確認した結果を図 2.24 に示す。斜入射の超音波音響放射圧による荷重を、電子天秤 (EL1200, 島津製作所) 上に設置したアクリル製傾斜板によって測定した。この場合、電子天秤で測定されることが期待される Z 軸方向の力 f は

$$f = 2SE \cos^3 \theta_1 \quad (2.41)$$

となる。ここで S は加圧領域の面積である。図 2.24 は勾配角度が 30 度までなら理論値からの相対誤差が 10% 以内に収まることを示している。

次に音響放射圧の距離依存性を確認する上で考慮しておく必要があるのは、空気による超音波の吸収減衰である。空気中における減衰距離は超音波の周波数と空気の温度に依存す

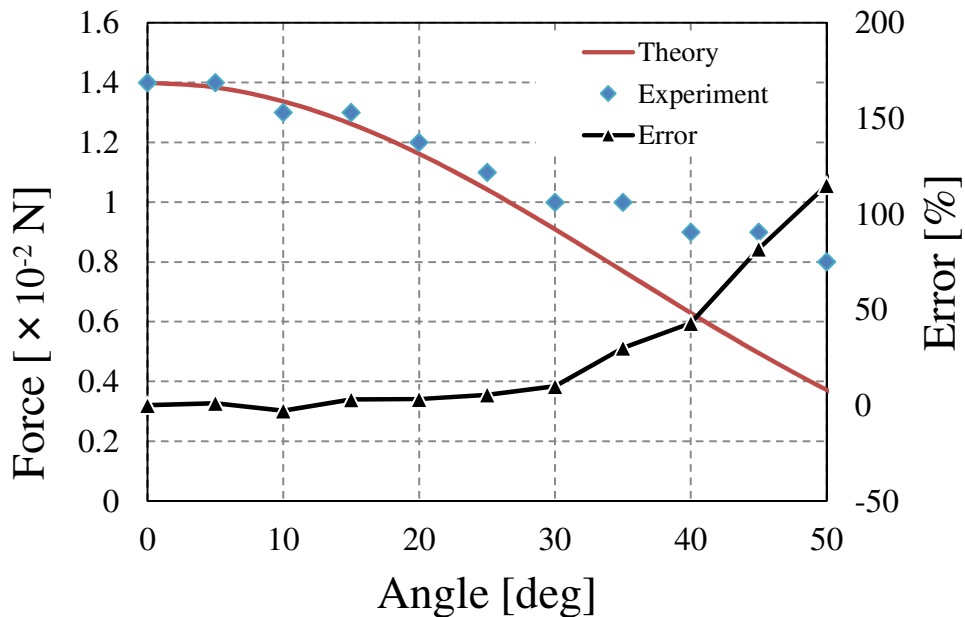


図 2.24. 超音波音響放射圧の角度依存性 ([38] より転載)

る [37]。例えば気温 20°C の空气中を伝搬する周波数 40kHz の超音波において、減衰率は 1dB/m である。音響放射圧の距離依存性を確認した実験結果を図 2.25 に示す。電子天秤上での超音波音響放射圧による荷重を、フェーズドアレイからの距離が 10cm から 20cm の間で測定している。この範囲内で荷重は $14\text{mN}\pm 1\text{mN}$ であるので、相対誤差 10% 以内でほぼ一定であるといえる。

レーザー変位計によって測定された変位の偏りは、三角測量の幾何的性質から補正される。前述のようにレーザー変位計は変位測定時に超音波の伝搬を遮らないように、水平面から 45 度の角度でステージに固定されている。このとき変位計による測定値 y は幾何的關係から

$$y = -\frac{\sqrt{2}}{1 + \tan \theta_2} x \quad (2.42)$$

と表わされる。ここで x は真の垂直変位、 θ_2 は変位計から射出されるレーザーの方向と対象表面の法線を三角測量面に投影した直線とのなす角である。 θ_2 は対象表面に対する変位計の設置方法に依存し、対象表面法線の三角測量面に垂直な成分となす角は変位測定値に影響しない。

式 (2.42) の関係を確認した実験結果を図 2.26, 図 2.27 に示す。図 2.26 は複数の対象表面角度において、真の垂直変位 x と変位計の測定値 y との関係を表している。対象表面の垂直変位 x は手動の Z 軸機械ステージによって与えている。図 2.26 において式 (2.42) に示すような比例関係があることが確認できる。図 2.27 は水平面からの対象表面の角度 θ_2 に対する測定値 y の理論曲線と測定結果を、3 種の x について示している。これらの結果は式 (2.42) で計算される理論値と実験の測定値が高い精度で一致することを示している。

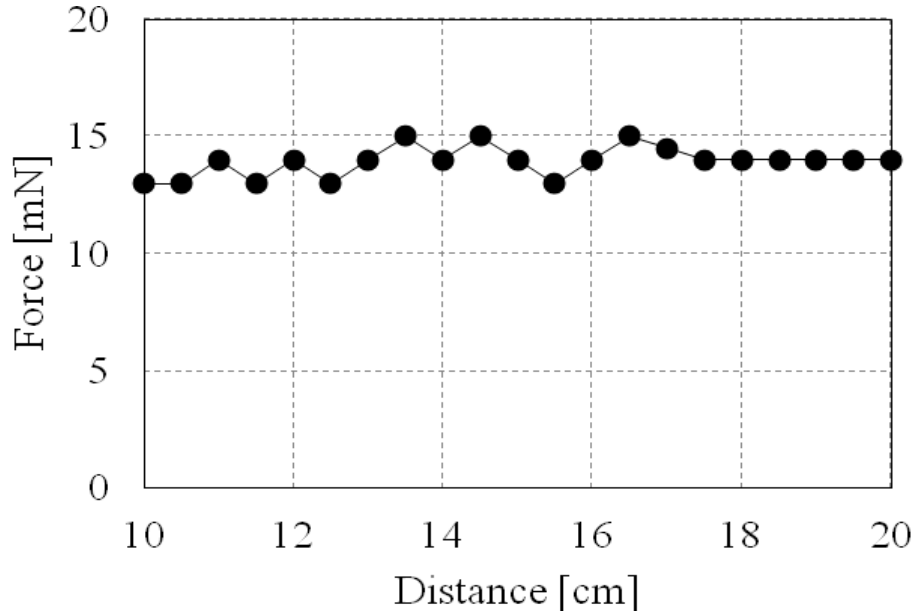


図 2.25. 超音波フェーズドアレイによる音響放射圧の距離依存性 ([34] より転載)

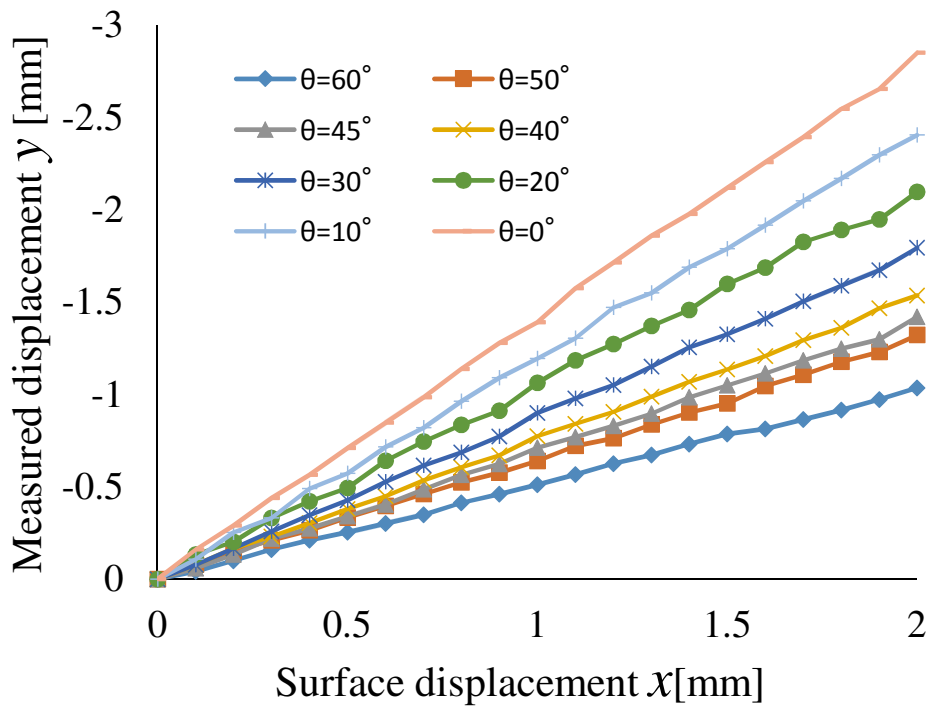


図 2.26. 変位測定値と真の垂直変位との関係 ([34] より転載)

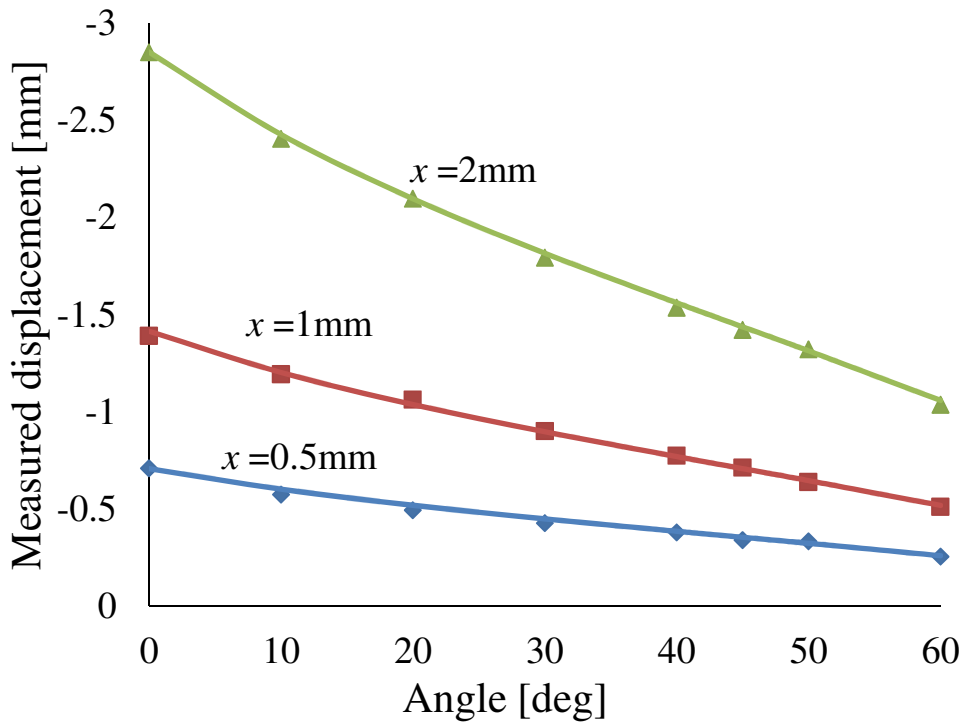


図 2.27. 変位測定の色度依存性 ([34] より転載)

音響放射圧と変位測定における距離・角度依存性による影響の補正は式 (2.41) および式 (2.42) を用いて行う。これらの実験結果より、補正可能な範囲は測定システムから対象表面までの距離が少なくとも 10cm から 20cm までであり、対象表面の角度は 30° までであることを示している。この補正可能な角度範囲はさらに図 2.28 に示すように成形したウレタンゲル試料の表面硬さを測定することで確認した。この実験結果を図 2.29 に示す。このときフェーズドアレイと測定面との距離は 15cm である。角度 0 のときのこのゲル試料の表面硬さは 1.14mm/N であり、角度の増加に対して表面硬さの測定値がこの値から変化しする。そのため、測定値を式 (2.41), 式 (2.42) の値によって補正する。補正前の表面硬さ測定値は 15° 以上の傾きで値が小さくなっている。補正後の値では 30° まで 10% 以下の相対誤差で表面硬さが測定されていることが分かる。したがって、この範囲内では式 (2.41) および式 (2.42) を用いることで表面硬さを適切に補正できる。

2.10.1 確認実験

計測システムの有効性を確認するため、曲面の実物体の表面硬さ分布を測定する。曲面を持つ実物体試料として魚頭部の表面硬さ分布を測定した結果を図 2.30 に示す。測定範囲は $4\text{cm} \times 3\text{cm}$ で、走査時のステップ幅は 1mm である。表面硬さの差異がグレースケールで可視化されており、特に目の周辺で特徴的な柔軟部分のパターンが得られていることが分かる。魚

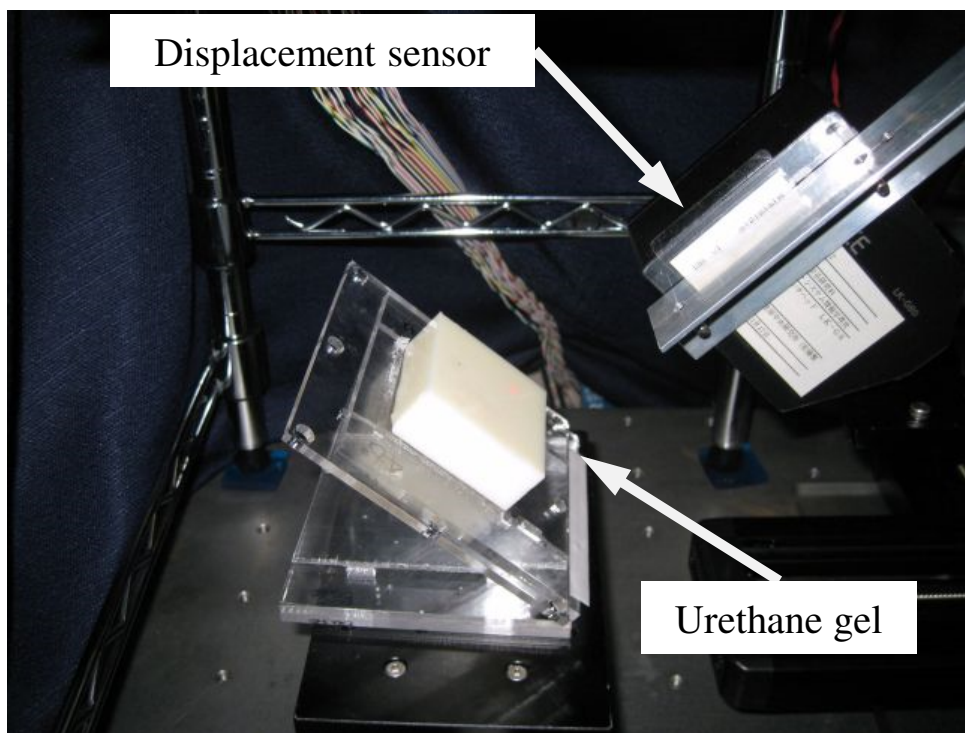


図 2.28. 傾斜ウレタンゲル試料による表面硬さ分布測定実験の外観 ([34] より転載)

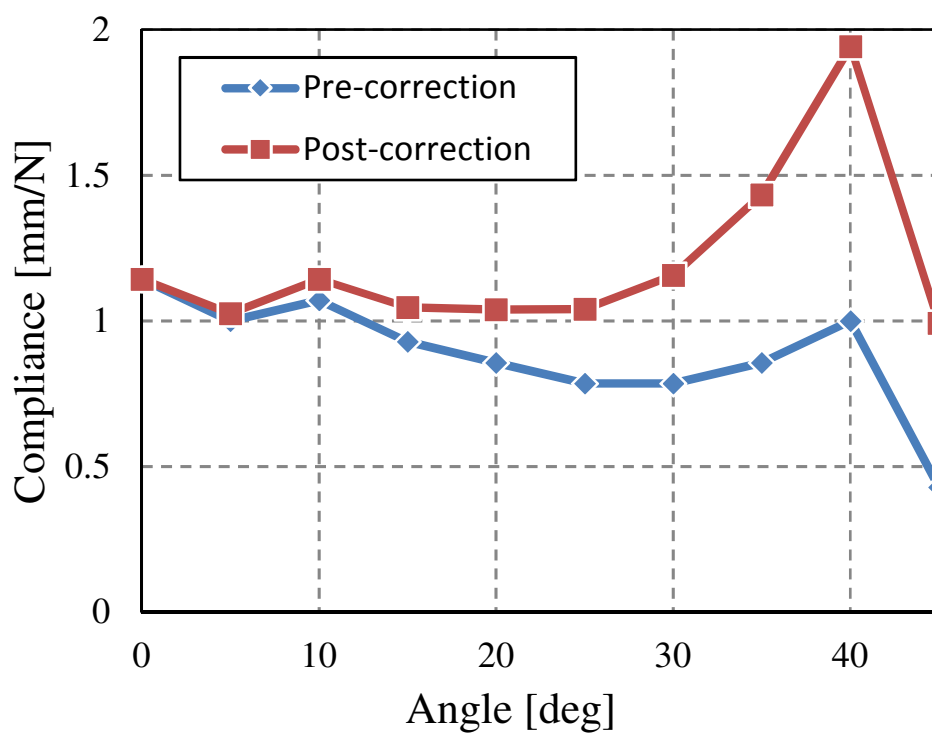


図 2.29. 表面硬さ分布の補正結果 ([34] より転載)

体部 ($X < 10\text{mm}$) は非一様な光学反射率を持っているが、ほぼ一様な表面硬さ分布が得られていることが分かる。図 2.31 に図 2.30 の X 軸に平行な $Y=18.75\text{mm}$ の直線上での表面硬さ分布と高さ分布を示す。 $X=21\text{mm}$ 周辺が目の領域で、表面コンプライアンスが高くなっていることが分かる。計測時間は一計測点当たり 1 秒程度要しており、全体の計測時間は約 20 分である。

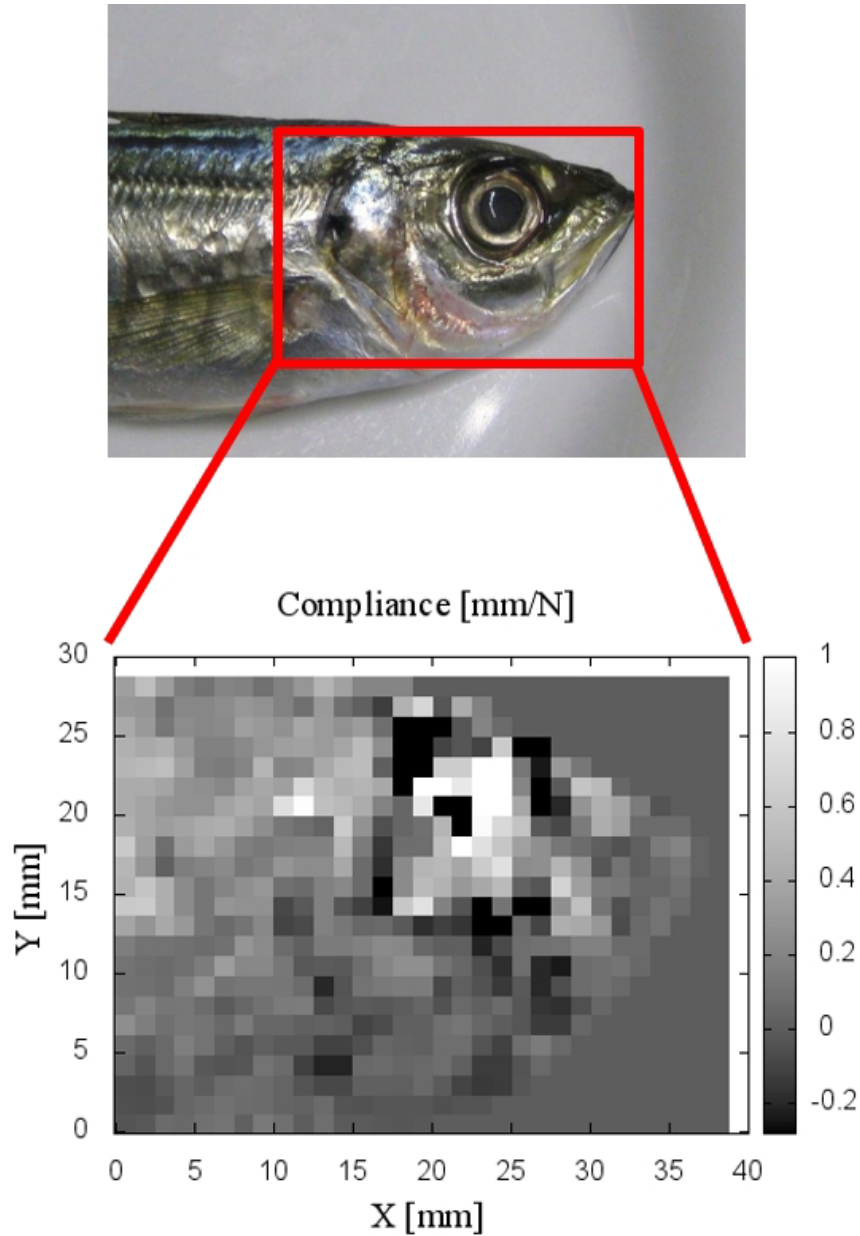


図 2.30. 魚頭部の表面硬さ分布計測結果 ([34] より転載)

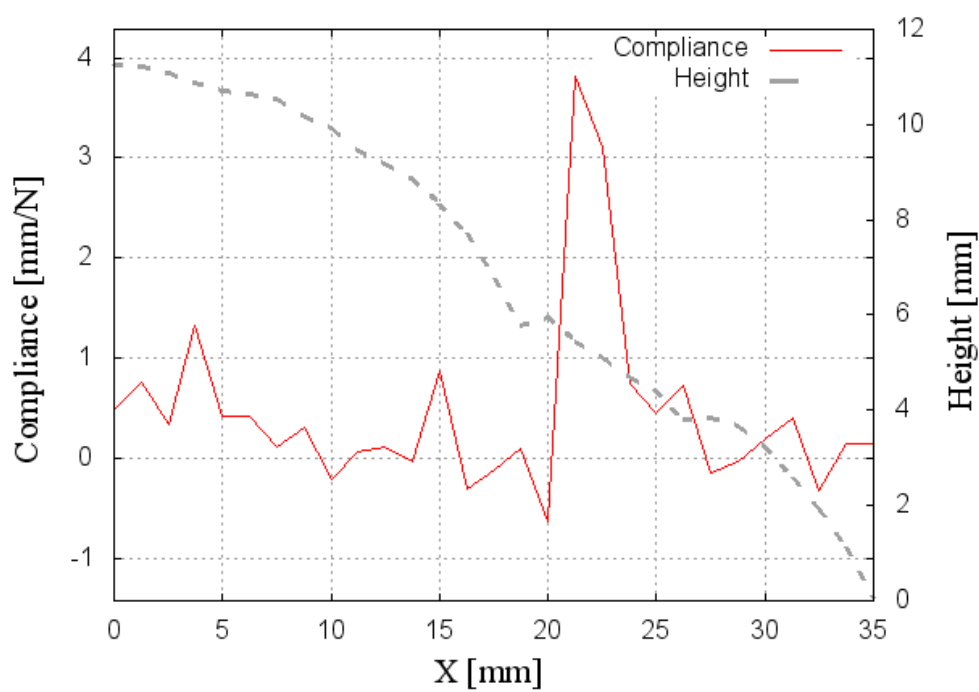


図 2.31. 魚頭部の表面硬さ分布と形状の測定結果 (Y=18.75mm) ([34] より転載)

第3章

非接触筋収縮センシング

3.1 筋収縮センシングの背景

筋力は人間の力学的な活動を記述するための根本的なパラメータである。例えば専門技能を習得する過程においては、骨格運動の再現のみでなく筋力により発揮される力状態も同時に再現する必要がある。人間の運動の記述には、人体各部の変位、より具体的には関節の位置・角度等の推移を記述する方法と、力すなわち各関節に働くトルクやそのもととなる筋肉の発生力を記述する方法の2種類がある。前者のような人体各部の変位情報には、人間の運動についての多くの情報が含まれており、それらは画像的手法によっても比較的容易に計測できるものであるが、位置の情報のみから力の情報を先験情報なしに完全に推定することは、一般には不可能である。例えば外部から印可される負荷荷重と筋収縮による筋張力を釣り合わせることで姿勢を維持する等尺性収縮(図3.1(b))は、視覚情報としては現れないものの、動物が環境に与える力学作用として無視できないものである。さらに姿勢の変化を伴う運動においても、同一姿勢に対し複数の力状態の可能性があり、このような力の情報は、しばしば運動のコツを習得する際に重要な情報となる。

人間が外界をアクチュエーションする際の力情報を取得するための多くの手法が提案されている。人間の手指や被操作物体表面に力センサを取り付けるのは最も直接的な方法である。また、筋肉を駆動する際に生じる筋電信号を測定することも有力な方法である。特に、筋電信号のパワースペクトルと筋収縮量に高い相関があることが知られている [43][44]。筋電信号の測定のためには適切な部位に電極の貼付が必要であるが、対象物体と接触する手指にデバイスを直接取り付ける必要がない。一方で、これらの手法ではセンサや電極が取り付けられた範囲内の情報取得のみが可能のほか、状況により人間の動作や行動を制限することがある。

本章では、筋収縮に伴う皮膚表面の硬さ変化を測定することで、人間側や被操作物体側にデバイスを取り付ける必要がない非接触な筋収縮計測法を提案する。筋収縮時において、筋硬度は広い範囲で筋張力に比例することが知られており [45]、また筋硬度の変化によって皮膚表面の弾性硬さも変化する。したがって皮膚表面硬さから筋収縮時の筋力変化が検出可能であると考えられる。生体組織程度の弾性硬さを測定する接触式の計測法としては、ばね式接触子を接触させ変形量を測定する手法 [46] のほか、超音波を生体組織内部に伝搬させ硬さを推定する

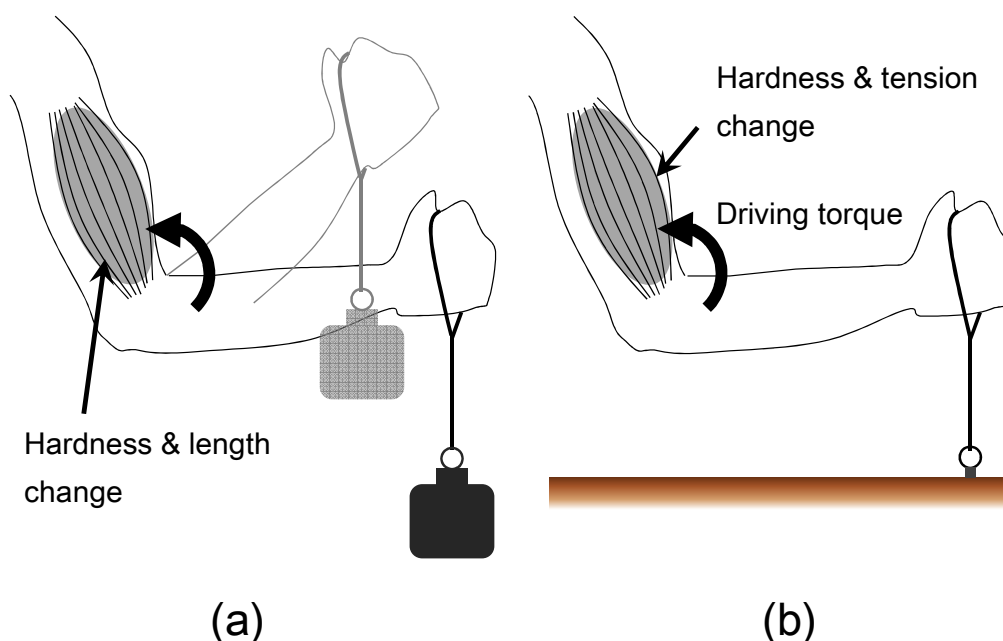


図 3.1. (a) 等張力性収縮. (b) 等尺性収縮. ([50] より転載)

手法 [47][48][49] などがある。これらの手法は超音波トランスデューサを対象組織に接触させるか、媒質と組織との音響インピーダンス不整合を軽減するため水中で計測を行っている。

ここでは生体組織の非接触表面硬さ計測により筋収縮のセンシングが可能であることを示す。また計測システムを試作し、把持動作における皮膚表面硬さ計測によって、筋収縮のセンシングが可能であることを確認する。

3.2 振幅変調超音波を用いた耐雑音性向上

生体の皮膚硬さ計測において、加圧に由来する変位以外の変位成分は雑音として除去する必要がある。本手法では超音波を振幅変調し矩形変調加圧を行う。このとき線形弾性領域において変位周波数は加圧周波数に等しい。また、対象物体の振幅応答が直流応答に近似できる十分に低い周波数帯域で加圧されているとき、印可力振幅と変位振幅との比は硬さに等しい。変位時系列の取得後、加圧周波数正弦波との相互相関関数から加圧周波数成分を得たのちに表面硬さを算出する。

最適な加圧周波数は背景雑音のパワースペクトルと対象物体の周波数特性に依存する。そのため実用上は環境に適応させて最適な周波数を選定する必要がある。単位時間当たりの測定精度は帯域背景雑音実効値の逆数に比例する。したがって、できるだけ雑音実効値の低い周波数で超音波振幅を変調することが望ましい。一例として、実験環境の背景雑音は図 3.2 に示すように、直流付近と 50Hz の商用電源周波数付近で特にパワーが大きい。また帯域雑音は典型的

には高周波帯域で十分に小さい。一方、振幅変調された加圧に対する粘弾性体の振幅応答も一般に高周波で小さい。したがって、適切な変調周波数は背景変位雑音と計測対象の周波数応答を考慮して選ばれるべきである。本章では、皮膚が十分に平坦な振幅応答をもつ周波数として40Hzを計測周波数として選択する。

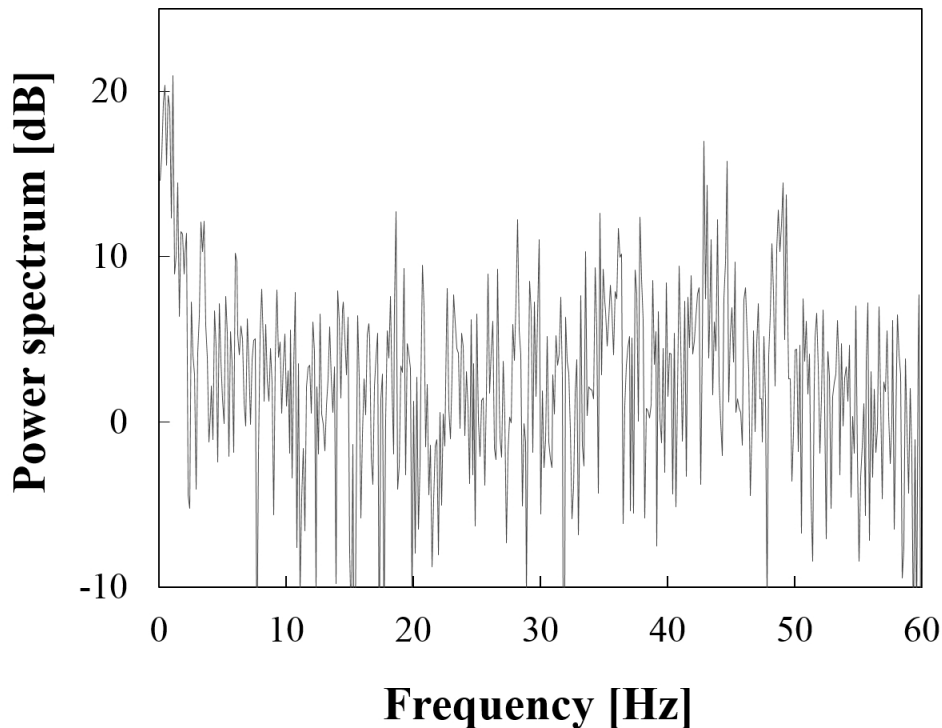


図 3.2. 変位測定における背景雑音のパワースペクトル ([42] より転載)

3.3 右手把持動作における筋収縮センシング実験

提案手法の実現可能性を確認するため、表面硬さ計測システムを用いて把持動作における皮膚表面硬さの時間変化と硬さ分布の変化を計測する実験を行なう。本実験では基礎評価として、固定した計測システムにおいて静止した把持姿勢に限定して計測した。

筋組織は皮膚表層の表皮と皮下組織の下に位置する。これらの厚さは部位ごとに大きく異なり、また個人差も大きい。ここでは筋組織の深さが5mm以下の比較的皮下組織が薄い部位において皮膚表面硬さを計測する。まず、提案システムにおいて皮膚下5mmの硬さ変化を測定可能であることを確認する。図 3.3 に示す試料は、5cm×5cm×2cmの直方体形状に成形したウレタンゲル(アスカーC硬さ0)であり、その内部深さ5mmの位置に直径3cmの底面をもつ高さ1cmの円柱状アクリルブロックを埋め込んでいる。図 3.3 のウレタンゲル試料の表面硬さ分布を測定した結果を図 3.4 に示す。10点×10点を一計測点当たり100Hzサンプリング周波数で0.1秒測定している。図 3.4 の結果に示すように、埋め込まれたアクリルブロック

形状が5mmのウレタンゲルを介して観察される。

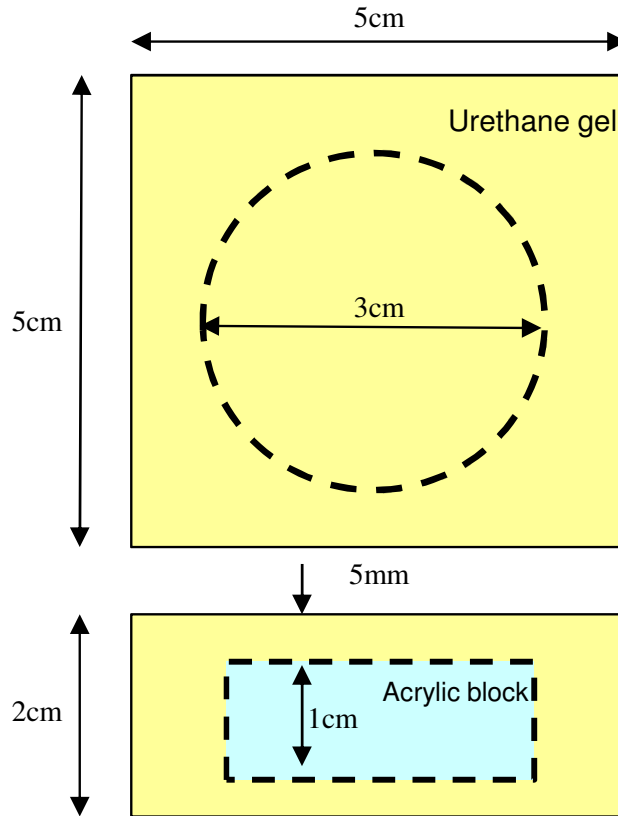


図 3.3. アクリルブロックを埋め込んだウレタンゲル試料の上面図および断面図 ([50] より転載)

図 3.5 のように左手親指と人差し指の先を合わせた姿勢において人差し指側に負荷荷重を印可し、等尺性収縮による皮膚表面硬さの変化を短拇指内転筋上の点で測定した。1 回当たりの変位測定時間は約 1 秒、サンプリング周波数は 1kHz である。図 3.6 に測定結果を示す。エラーバーは 8 回測定の標準偏差である。コンプライアンスは負荷荷重の増加に対し単調に減少しており、また負荷荷重 0.5N 以上ではほぼ線形にコンプライアンスが減少している。負荷荷重 0.5N の場合のそれぞれの変位波形のパワースペクトルを図 3.7, 図 3.8 に示す。加圧変調周波数である 40Hz 成分において、無負荷状態では 30dB 以上であるのに対し、5N 負荷時には 10dB 以下となっている。

次に把持動作における時系列変化を図 3.9 に示す。時刻 3 秒において負荷荷重を 0 から 5N へ不連続に変化させており、このときの測定時間を 512ms ステップの系列と 128ms ステップの系列で示している。図 3.9 の 512ms ステップ系列において無負荷状態の表面コンプライアンスは 0.60mm/N より大きく、5N 負荷による筋収縮状態では 0.22mm/N 以下となっている。したがって、約 500ms 周期で把持動作の検出が可能である。一方、128ms ステップ系列は雑音が大きく、把持動作の検出は困難である。

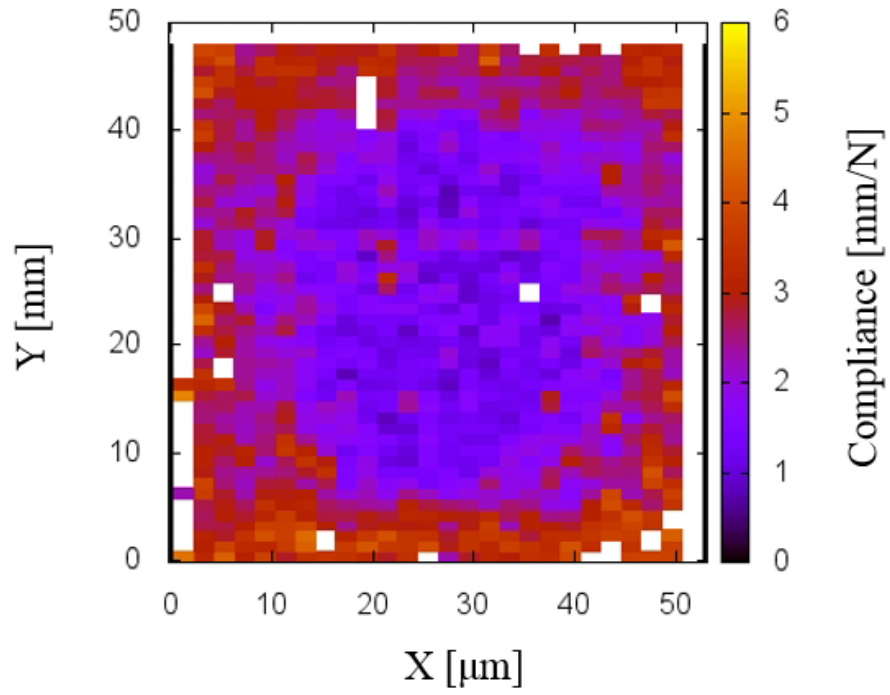


図 3.4. アクリルブロックを埋め込んだウレタンゲル試料の表面硬さ分布測定結果 ([50] より転載)

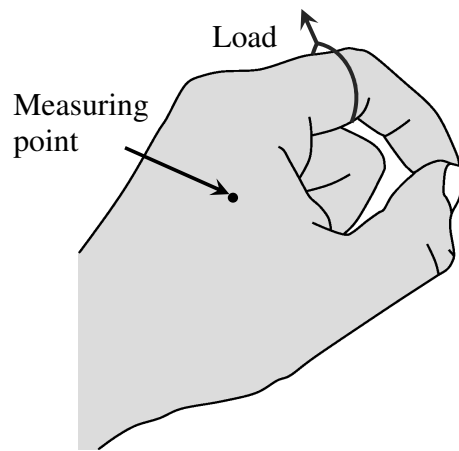


図 3.5. 皮膚表面硬さ計測点と負荷荷重点 ([42] より転載)

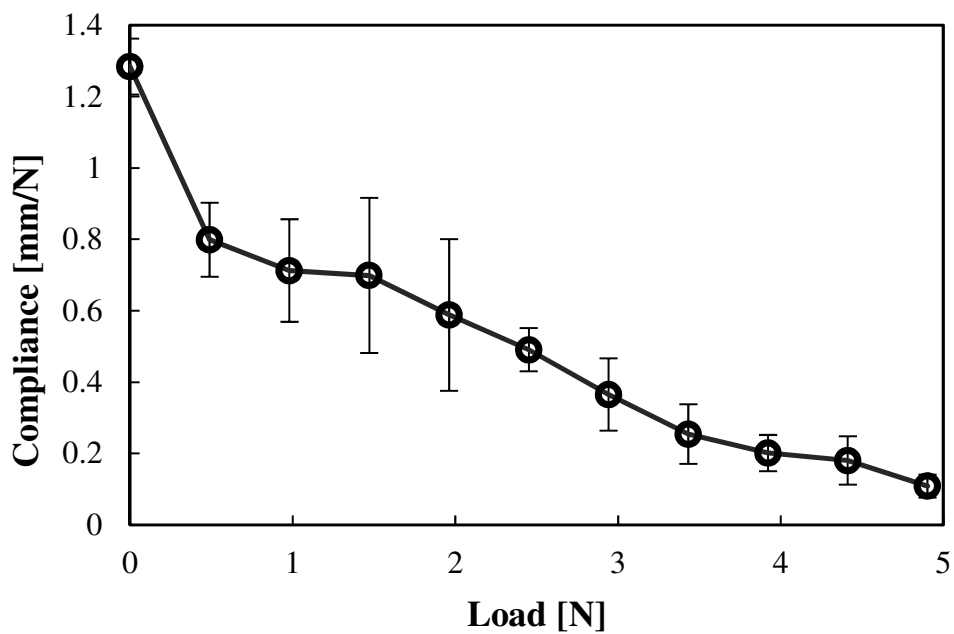


図 3.6. 負荷荷重と皮膚表面コンプライアンスの関係 ([42] より転載)

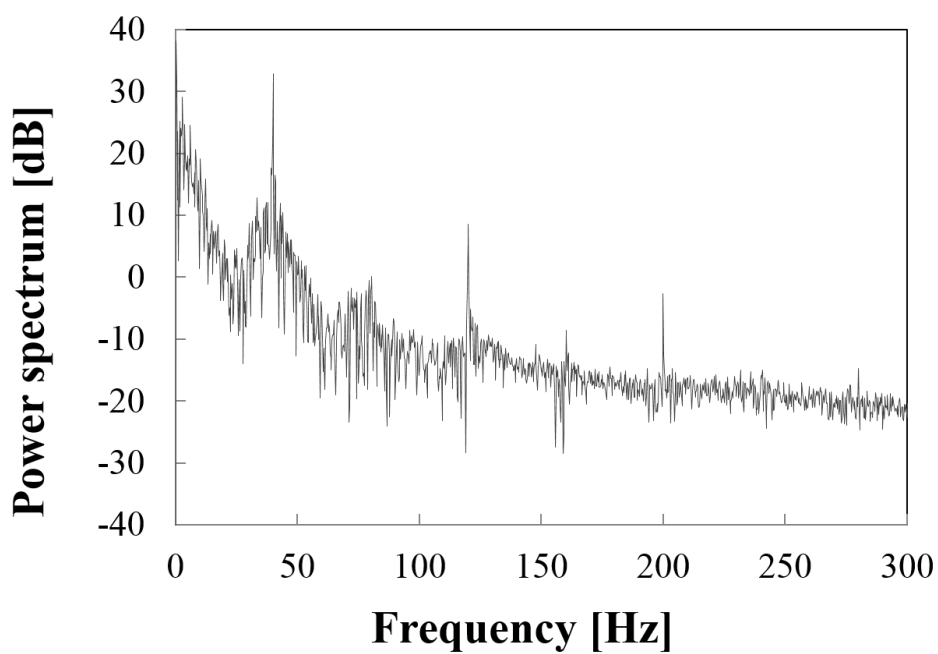


図 3.7. 無負荷荷重時の皮膚表面変位 ([42] より転載)

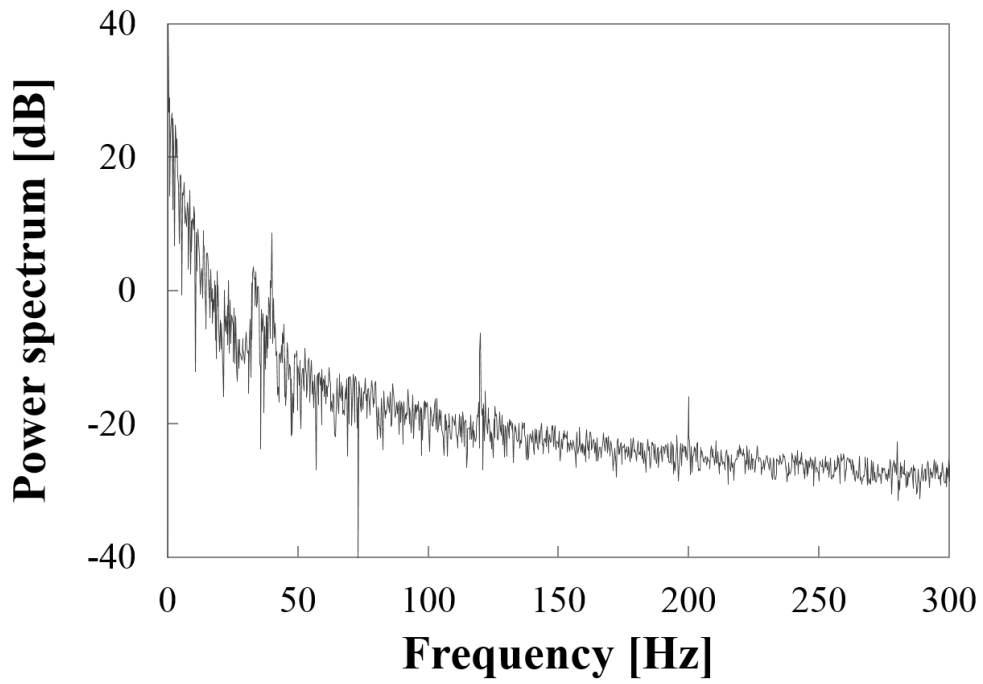


図 3.8. 5N 荷重時の皮膚表面変位 ([42] より転載)

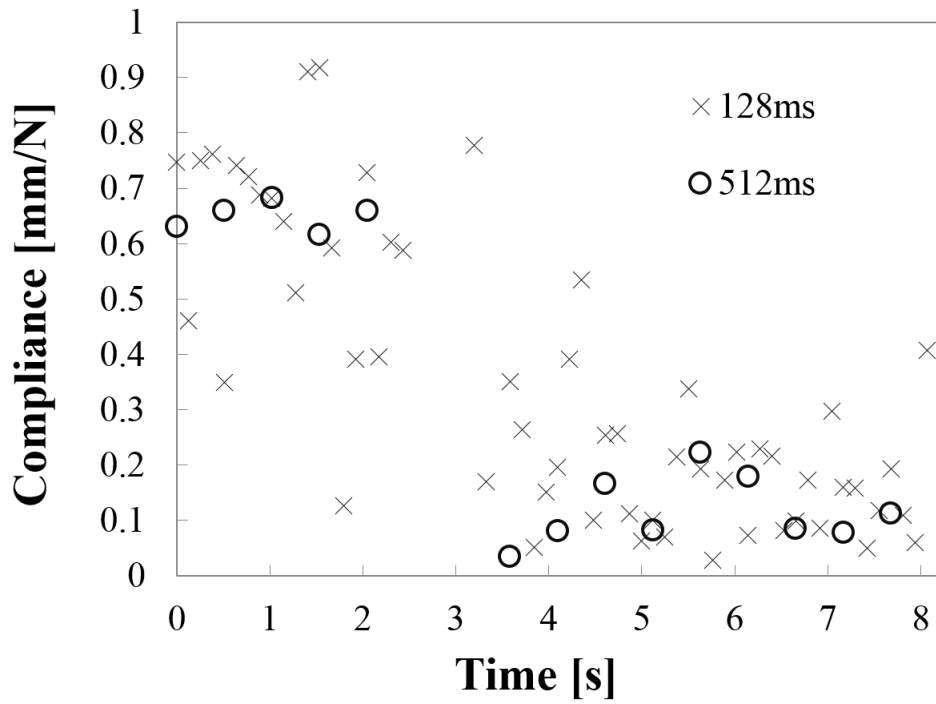


図 3.9. 把持動作時 (Time=3sec) の皮膚表面コンプライアンスの時間変動 ([42] より転載)

3.4 超音波加圧とレーザー変位計測の同軸化

これまでの計測システム構成では、変位測定用レーザーが物体表面に斜入射すると変位の測定誤差が増幅される問題があった。図 3.10 のように垂直に測定した変位 d に対し、図 3.11 に示すように測定された d' は水平より角度 α 傾いた平面に入射角 θ で入射したレーザーに基づいて測定された値である。このとき

$$d' \approx \frac{d}{\cos(\theta + \alpha)} \quad (3.1)$$

と近似される。

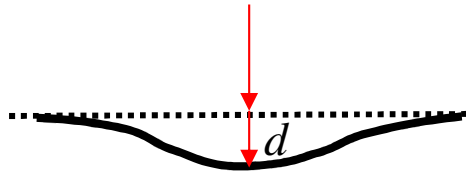


図 3.10. レーザー垂直入射による変位測定 ([53] より転載)

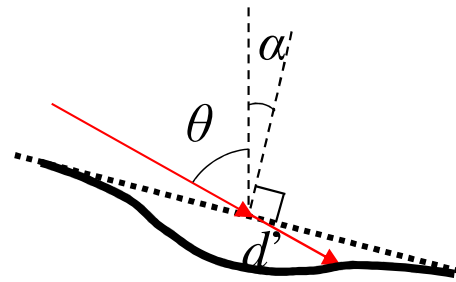


図 3.11. 傾斜した表面へのレーザー斜入射による変位測定 ([53] より転載)

この誤差は静止した計測対象については測定形状で補正を行なうことも考えられるが、運動している物体においては無視できない誤差になり得る。一例として生体表面が測定対象の場合、振戦などの不随意運動を含むため測定の障壁になる。例えば手の表面の無荷重変位時系列を測定すると、図 3.12 の実線に示すように振動による高周波成分や低周波のドリフト成分が観察される。ドリフト成分については加圧周波数より十分に低いものとみなして、ハイパスフィルタで遮断し図 3.12 の破線のようにノイズ低減することは考えられる。ただし、振戦などの振動成分は加圧周波数成分を十分に含むことが考えられるので、根本的な誤差の低減が必要となる。

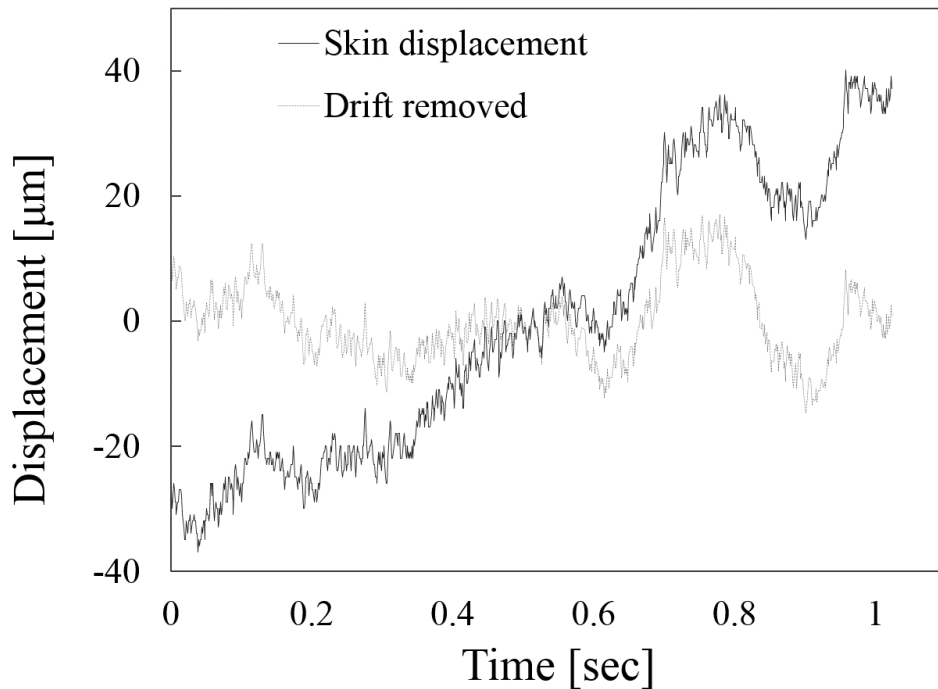


図 3.12. 静止した手の不随意運動と低周波ドリフトの除去 ([53] より転載)

この誤差を低減するシステム構成として、透明板を用いて集束超音波と変位測定レーザーを同軸化した構成を提案する。図 3.13 に示すように、変位計は物体表面の直上から変位を測定する。このとき測定レーザーは透明板を透過して物体表面上にスポットマーカを投影し、また透明板越しに CCD センサでマーカ位置を測定することで変位を算出する。ここでレーザーは透明板に 45° 付近の角度で入射するが、想定している計測範囲内でレーザーが透明板により全反射したり、透明板上の変位が測定されることがないことを確認している。また、超音波フェーズドアレイは対象表面に直交した位置に配置され、集束超音波は透明板に反射してレーザーと同軸で表面に照射される。透明板は十分に高い剛性で装置に組み込むことでほぼ完全に超音波を反射させることができ、対象表面の直上から加圧することと等価になる。変位計の奥行き方向移動については機械ステージで制御し、超音波焦点に追従させる。システムの外観を図 3.14 に示す。

3.4.1 確認実験

測定誤差の低減により、筋弛緩時と筋収縮時における手表面の硬さ分布を測定可能であることを示す。基礎検討として振戦など微小な不随意運動を含むものの、意識的には手を静止させた状態で測定を行なう。

測定領域は図 3.15 に示すように、左手の甲側で親指と人差し指の付け根の間である。図 3.16 に、筋収縮時と筋弛緩時のそれぞれにおいて計測点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ を 40Hz 変調

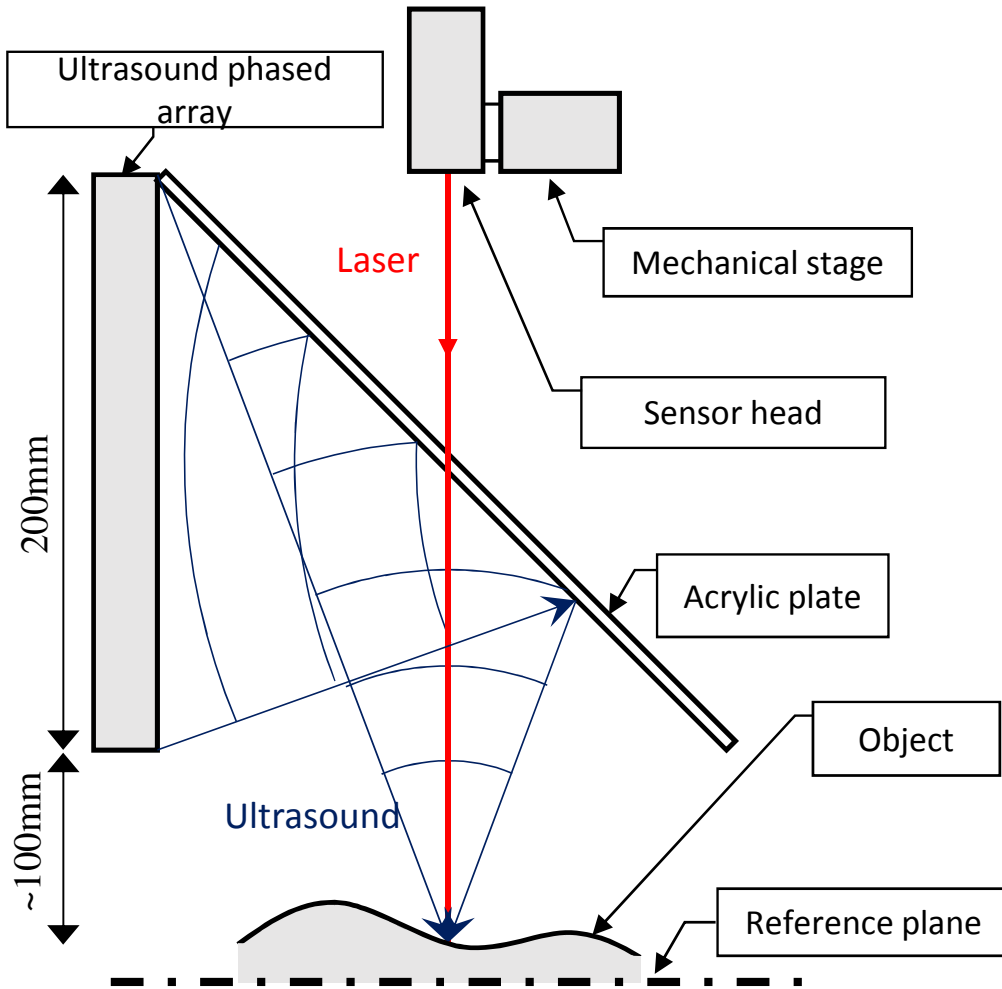


図 3.13. 集束超音波と変位測定レーザーの同軸セットアップ ([53] より転載)

荷重で加圧したときの変位の時系列データを示す。筋収縮状態によらず、低周波の振動には大きな振幅差がないことがわかる。一方で、筋弛緩時のみに加圧周波数の 40Hz 成分が有意に観察される。図 3.17 に測定時間 1 秒 (サンプリング周波数 1kHz) における測定変位のパワースペクトルを示す。筋弛緩時の 40Hz 成分は筋収縮時に比べて 20dB 程度高くなっている。

図 3.18, 図 3.19 および図 3.20 に図 3.15 の表面硬さ分布を測定した結果を示す。10×10 点の測定点を走査間隔 3mm で測定した。各測定点の測定時間はサンプリング周波数 1kHz で 1 秒間である。図 3.20 において、筋弛緩状態での分布を破線で、筋収縮状態での分布を実線で示しており、それらの中で部分的に大きな差異があることがわかる。例えば、親指の付け根付近の $Y = 0$ や手首付近の $X = 0$ 上では直下に骨があるため、筋収縮状態によらず表面コンプライアンスが低く測定されている。他の領域では筋弛緩時において最大で約 1.2mm/N の高い表面コンプライアンスが測定されているが、筋収縮時には 0.3mm/N 以下の低い表面コンプラ

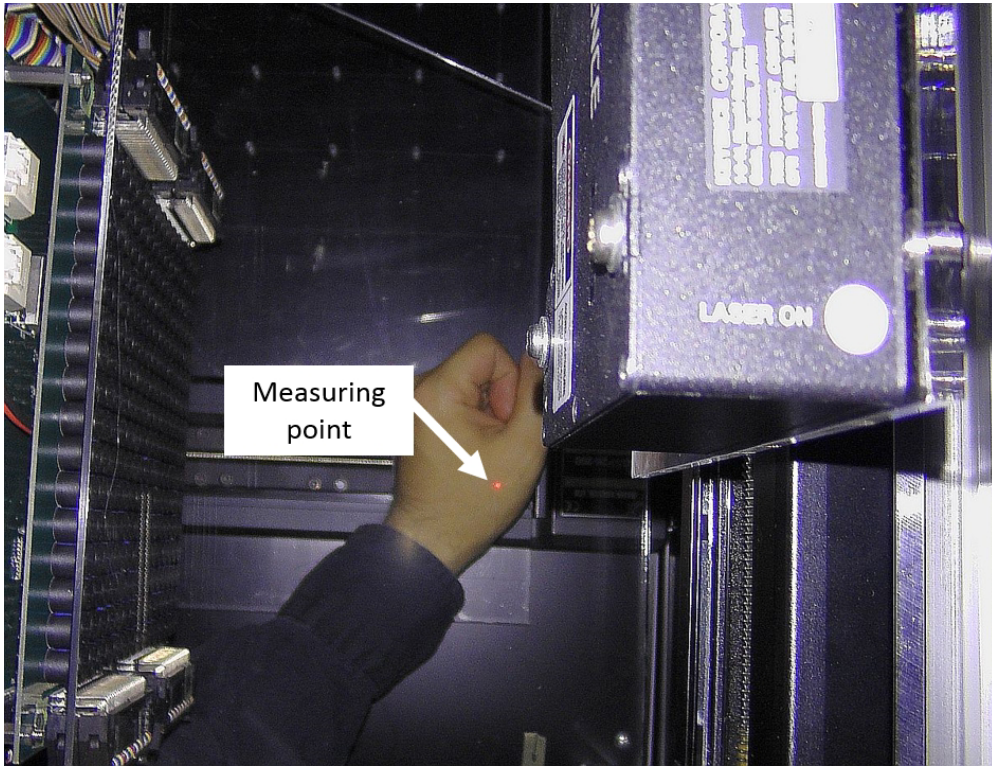


図 3.14. 同軸化計測システムの外観 [53] より転載

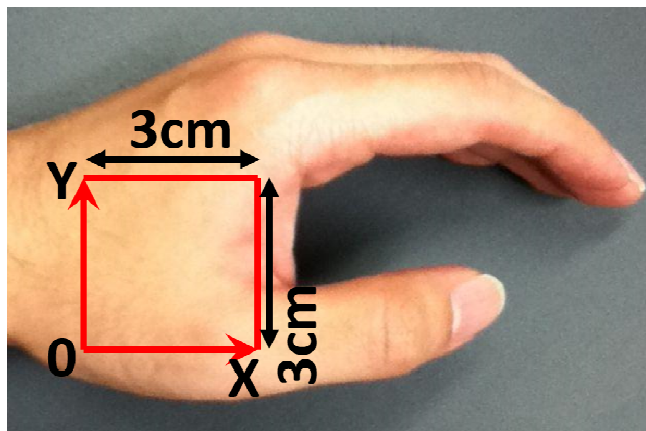


図 3.15. 左手表面の測定範囲 ([53] より転載)

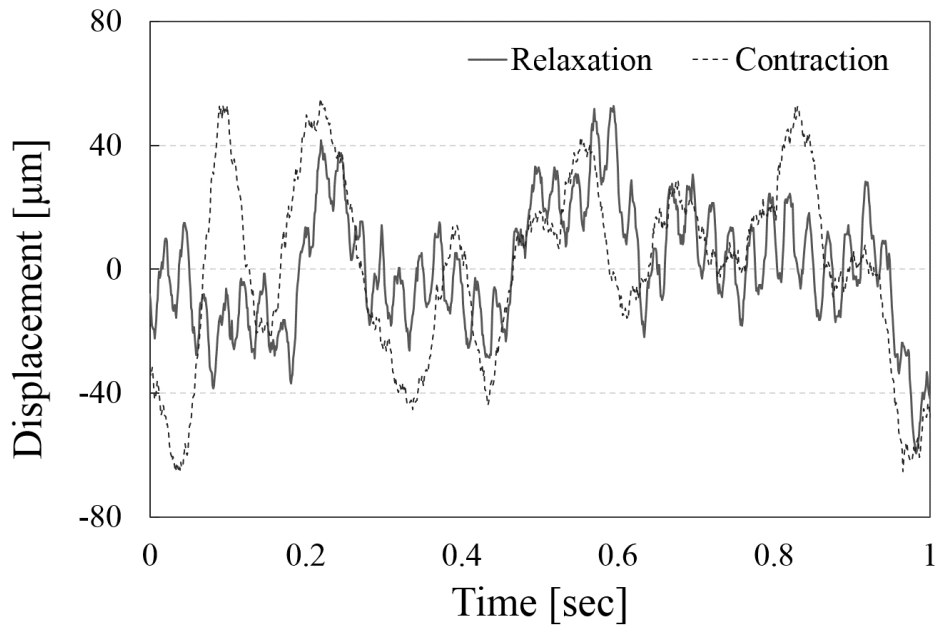


図 3.16. 図 3.15 の測定点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ における 40Hz 加圧下の測定変位 ([53] より転載)

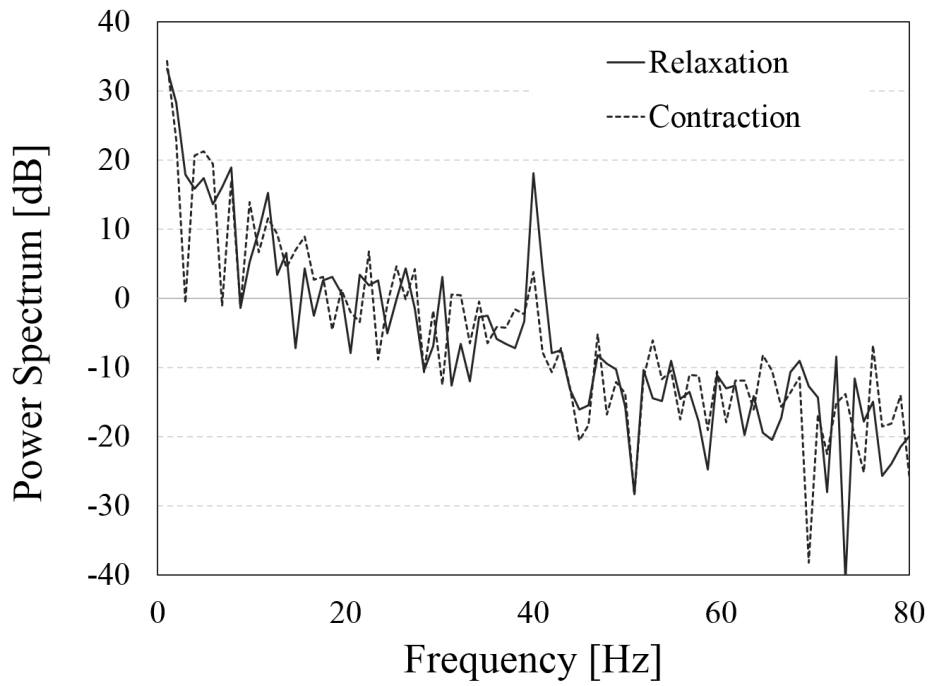


図 3.17. 図 3.16 に示す測定変位のパワースペクトル ([53] より転載)

イアンスになっている。このように、筋収縮状態によって 1.0mm/N 程度の表面コンプライアンス差が測定できているほか、皮膚下に筋肉があるか骨のような硬い組織があるかもある程度観察されることがわかる。

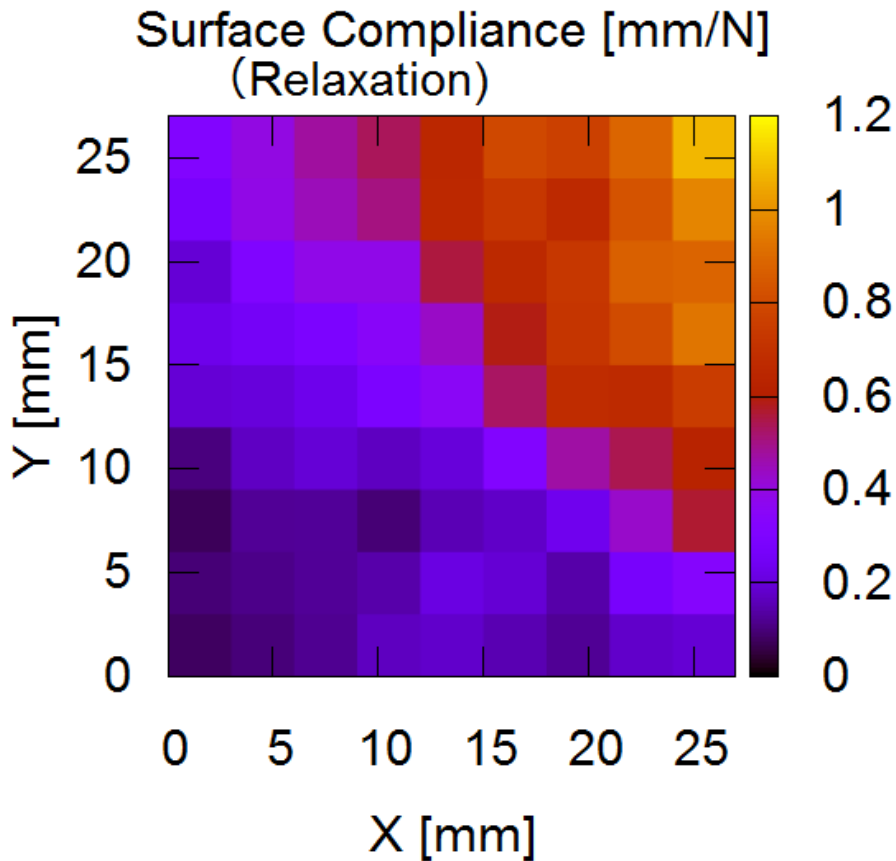


図 3.18. 筋弛緩状態の表面硬さ分布の 2D マップ ([53] より転載)

次に生体表面が低速運動している場合の誤差への影響について実験的に調べる。現在のシステムにおいては計測点当たり 1 秒程度の測定時間を要し、低速ながらも運動している物体には大きな誤差が含み得る。図 3.15 の $x=1.5\text{cm}$ の線上において y 方向に 1cm/s の速さで移動しているときのパワースペクトルを図 3.21 に示す。また、測定点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ において、 Z 方向に 1cm/s の速さで移動しているときのパワースペクトルを図 3.22 に示す。どちらの場合も加圧周波数の 40kHz 成分は筋収縮状態と筋弛緩状態の間で図 3.17 のような大きな差は見られない。図 3.23 に筋弛緩状態での y 方向への移動における、測定コンプライアンス値の誤差を示す。この例では 10mm/s 以内では 20% 以下の誤差であり、この値は対象の運動それ自体のほかに、表面の凹凸が関係していると思われる。

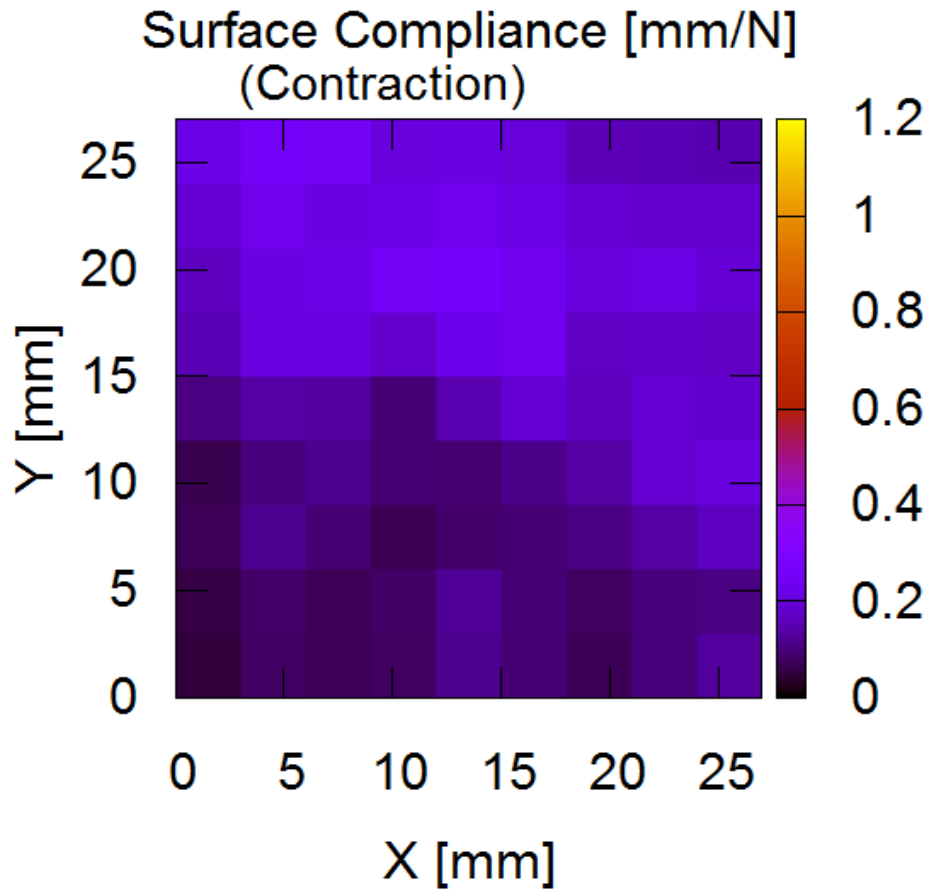


図 3.19. 筋収縮状態の表面硬さ分布の 2D マップ ([53] より転載)

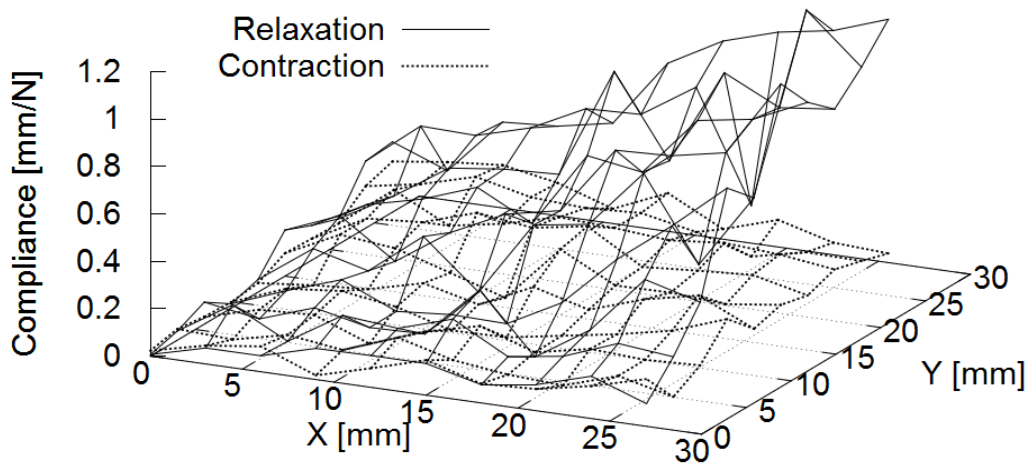


図 3.20. 筋収縮・筋弛緩状態における表面硬さ分布の 3D プロット ([53] より転載)

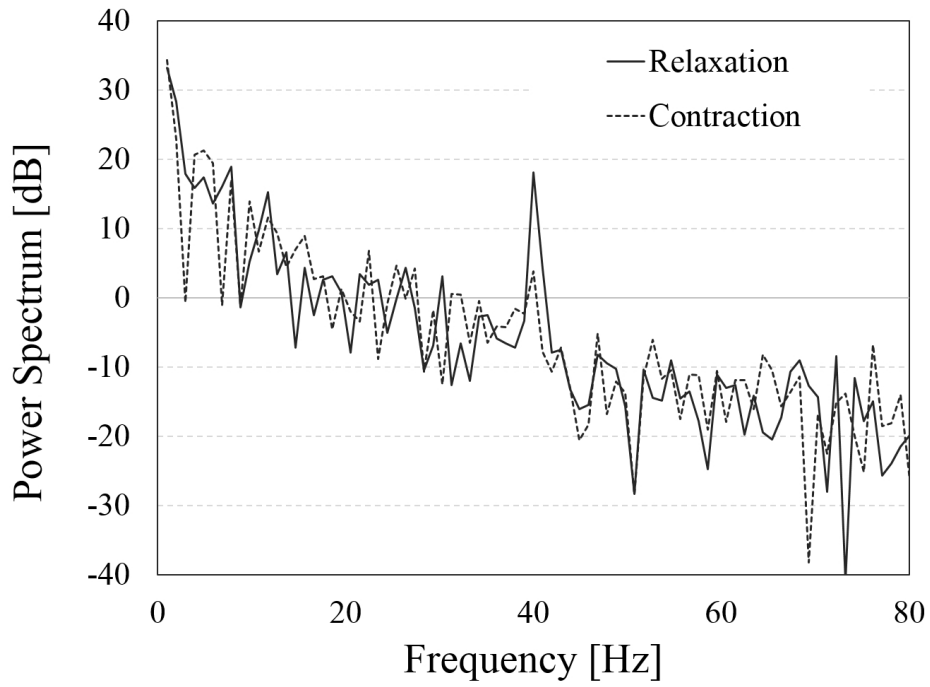


図 3.21. 図 3.15 の点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ から y 方向へ 1cm/s で移動した測定変位のパワースペクトル ([53] より転載)

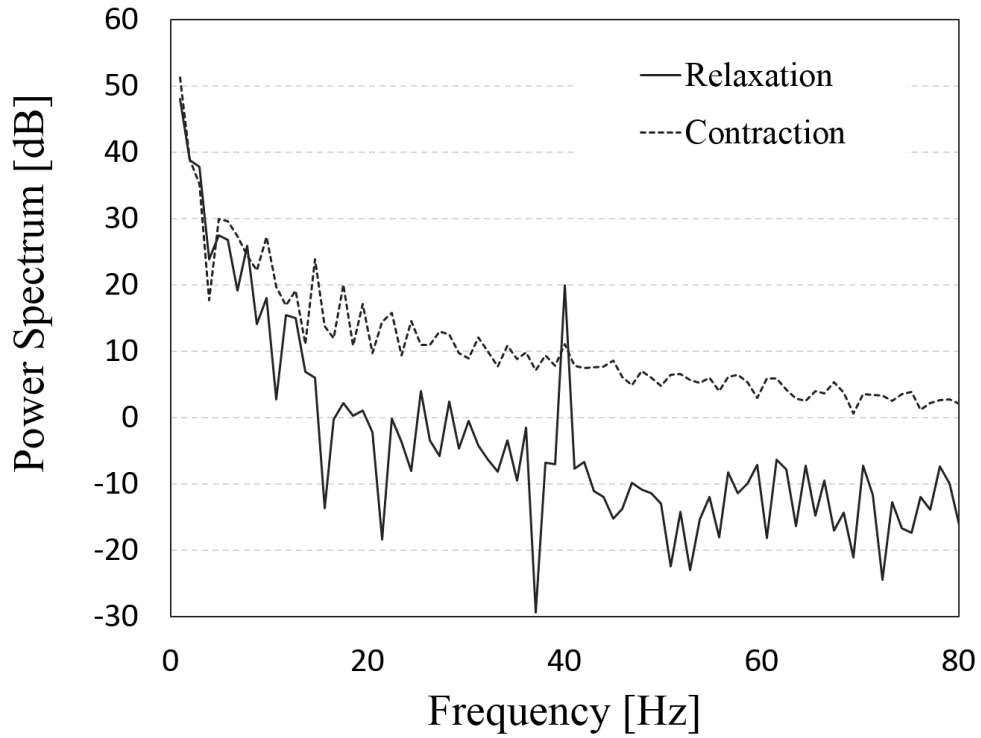


図 3.22. 図 3.15 の点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ から z 方向へ 1cm/s で移動した測定変位のパワースペクトル ([53] より転載)

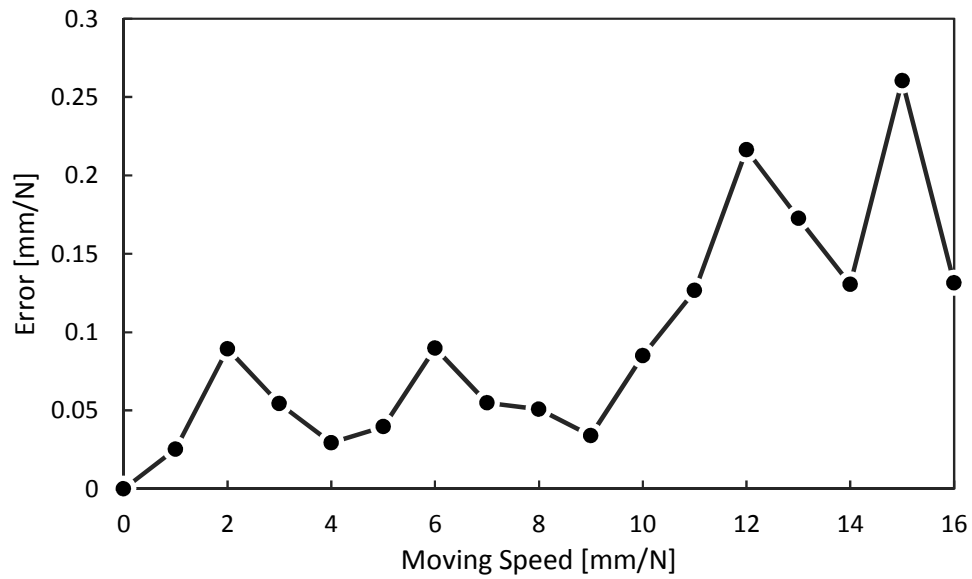


図 3.23. 図 3.15 の点 $(x, y) = (1.5\text{cm}, 1.5\text{cm})$ から y 方向へ移動した場合の誤差 ([53] より転載)

第 4 章

遠隔周波数応答計測

4.1 周波数応答計測の背景

ここまで、物体の表面硬さという静的な特性を測定することを目的にしていた。しかし物体の力学的特性には粘性や慣性など、より高次の特性があり、それらも各種応用において非常に重要である。特に粘性は過渡的な時間応答に影響し、そもそもの硬さ計測性能にも影響する。また、対象物体の動的なシミュレーションを行なう目的では、高次の周波数特性を取得して再現することが必要となる。

さらに、周波数応答を計測することで物体内部の構造を推定できる可能性もある。物体の内部構造を計測する手法は応用上非常に重要であり、医療分野においては MRI や X 線 CT により人体の内部構造を非接触でイメージングできる。これらの非接触計測法は全身を高い空間解像度で計測することが可能である。別のアプローチとして、超音波エコー [52] やエラストグラフィ [54][55] は接触プローブで超音波を生体内部に伝搬させて測定しているため侵襲性が低く、また高い時間分解能での測定が可能である。特に、エラストグラフィでは超音波音響放射圧を用いて生体内部の局所領域を加圧することで、超音波エコーでは明瞭に観察できない弾性分布をイメージング可能である。

本論文でこれまでに論じた手法は、空中超音波による音響放射圧を用いて、表面の硬さ分布を測定することを目的としていた。その一方で、皮膚下の筋組織の硬さを測定するなど、必ずしも表面のみの特性しか得られないというわけではない。表面の硬さしか得られない要因の一つは加圧力が小さいことであるため、より強い超音波を用いるという方法が考えられる。それに対し、これまでは狭帯域な加圧波形により耐雑音性を向上していたが、これを広帯域な波形で加圧することでその周波数応答を測定し、それによって構造を推定できる可能性がある。後節では内部弾性パラメータの推定の可能性について一般論を述べる。

本章では、音響放射圧を swept-sine 波形により変調し、周波数応答を測定できることを確認する。

4.2 内部弾性パラメータ計測

一般に、弾性体の表面のみを加圧し、それに対する応答としての表面変位分布を測定することによって内部の弾性パラメータ分布を推定する求める問題は、**ill-posed** である。すなわち、同一の表面変位に対し複数の弾性パラメータ分布が存在しえる。最も単純な例は直列接続されたバネだろう。ばね定数がそれぞれ k_1, k_2 のばねを直列接続したとき合成ばね定数は $k = (k_1^{-1} + k_2^{-1})^{-1}$ で与えられ、測定された変位 x , 力 F に対し $k = F/x$ は求められても、個別の k_1, k_2 を推定することはできない。

一方で、2つのばねの接続点の変位量 x_1 も同時に測定可能であれば、それぞれのばね定数を $k_1 = F/x_1, k_2 = F/(x - x_1)$ と求められる。これは弾性体内部の変位を測定することで、表面上での応力分布から内部の弾性パラメータ分布を求めることに対応する。弾性体内部の各局所領域で弾性率分布が一様かつ等方的とみなせる場合、その各領域において、三次元弾性体の変形と応力の関係式はテンソル表記で

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\frac{\nu}{1-2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + \varepsilon_{ij} \right) \quad (4.1)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{E} \left\{ (1+\nu)\sigma_{ij} - \nu\sigma_{kk}\delta_{ij} \right\} \quad (4.2)$$

である。ここで、 E, ν, δ_{ij} はそれぞれヤング率、ポアソン比、クロネッカーのデルタである。 σ_{ij} は応力テンソル、 ε_{ij} は微小ひずみテンソルであり、 u_i を x_i 方向の変位とするとここでは

$$\varepsilon_{ij} \equiv \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4.3)$$

と定義する。式 (4.2) から、応力からひずみが一意に決定されることがわかるが、式 (4.2) ではあるひずみに対して $\nu = 1/2$ のときは応力が一意に定まらないことがわかる。式 (4.2) の括弧内第1項は一様圧縮（引張）ひずみ成分を表しており、 $\nu = 1/2$ では静水圧に対してひずみが0になることを示す。このことは、弾性パラメータの一つである体積弾性率 K がヤング率 E とポアソン比 ν により

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad (4.4)$$

と表されることからわかる。

一方、ひずみ分布と応力分布が既知であるとき、適当な条件の下で式 (4.1) または (4.2) を連立させることによってヤング率 E とポアソン比 ν を求めることができる。等方的である場合、応力テンソル、ひずみテンソルは6つの独立成分をもつため、優決定問題となる。

一般に繊維質や結晶など異方性がある弾性体の場合は独立な弾性率テンソル成分 c_{ijkl} が最大で21個（直交異方性の場合9個）となり

$$\sigma_{ij} = c_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (4.5)$$

と表される。このとき単一の静的状態では応力またはひずみに対し独立な式は最大で6つしかとれないため、すべての弾性率テンソル成分を求めるには複数の異なる応力状態について立式する必要がある。

4.3 Swept-sine 法による周波数特性測定

本章では、物体表面の点加圧において弾性体の線形時不変性を仮定し、swept-sine 法 [51] に基づいてその周波数応答を測定する。Swept-sine 法は時間とともに周波数が増加する正弦波を入力することで、対象システムの周波数特性を取得する手法である。一般に、既知の離散時間信号 $\{x_n\}$ ($n = 1, 2, \dots, N$) がインパルス応答 $\{h_n\}$ の線形時不変システムに入力された場合、出力信号 $\{y_n\}$ は

$$\{y_n\} = \{h_n\} \otimes \{x_n\} \quad (4.6)$$

となる。ここで記号 \otimes は畳み込み和を表す。このとき $\{X_k\}$, $\{H_k\}$, $\{Y_k\}$, ($k = 1, 2, \dots, N$) をそれぞれ $\{x_n\}$, $\{h_n\}$, $\{y_n\}$ の離散フーリエ変換 (DFT) とすると、このシステムの周波数応答 $\{H_k\}$ は式 (4.6) の DFT により得られ

$$H_k = \frac{Y_k}{X_k} \quad (4.7)$$

となる。ただし、測定する周波数帯域において X_k は 0 でないことが必要である。入力信号 $\{x_n\}$ を単位インパルス入力 $\{\delta_n\}$ とすると、 $X_k = 1$, $h_n = y_n$, $H_k = Y_k$ となる。ただし、理想的なインパルス入力は出力信号のサンプリングレートやダイナミックレンジが有限なことから実現できず、また近似インパルス入力においても高い SN 比を得ることが難しい。そのため、次のようにインパルス入力と同様に一定の振幅特性をもちながら、位相特性が周波数の 2 乗に比例する swept-sine 信号を入力に用いる。

$$X_k = \begin{cases} \exp(i2\pi Jk^2/N^2) & (k = 0, 1, 2, \dots, N/2) \\ X_{N-k}^* & (k = N/2 + 1, \dots, N-1) \end{cases} \quad (4.8)$$

ここで J は信号内での実効的なパルス幅を表す整数である。Swept-sine 信号の時間波形は式 (4.8) の逆 DFT によって得られ、図 4.1 のように瞬時周波数が時間とともに線形に増加する実信号となる。

本稿では振幅周波数応答 $|H_k|$ に着目しているため、swept-sine 信号を用いることによる位相応答への影響を考慮する必要はなく、また $|X_k| = 1$ なので、式 (4.7) より $|H_k| = |Y_k|$ となる。

4.3.1 PWM 変調による超音波振幅制御

加圧に用いる超音波フェーズドアレイシステムでは、制御回路の簡素化のため PWM 変調により振幅を制御している。周期 T_0 , デューティ比 d の矩形波入力 $V(t)$ は任意の整数 m に対して

$$V(t) = \begin{cases} V_0 & (0 < t < dT_0) \\ 0 & (dT_0 < t < T_0) \end{cases}, \quad V(t + mT_0) = V(t) \quad (4.9)$$

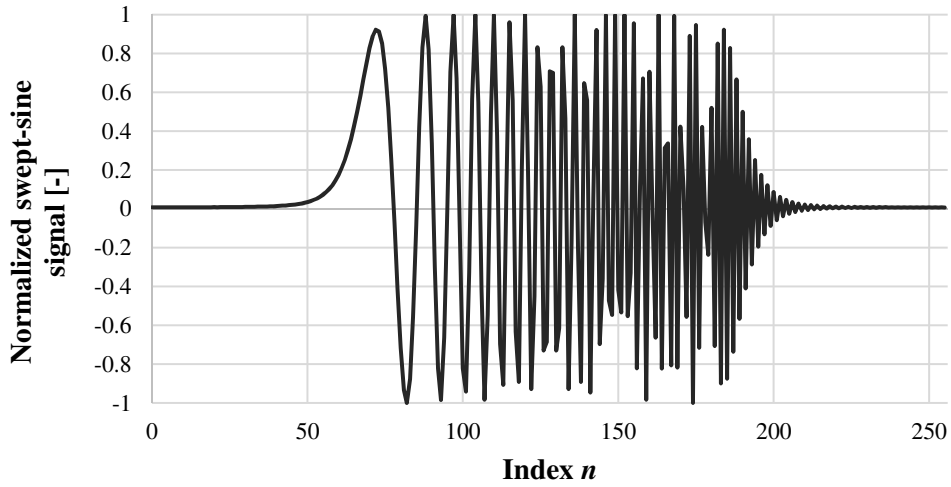


図 4.1. Swept-sine 信号 ($N = 256$, $m = N/4 = 64$) ([56] より転載)

と表され、キャリア周波数 $f_0 (= 1/T_0)$ の成分 a_1 は式 (4.9) のフーリエ級数展開より

$$a_1 = \frac{2}{\pi} V_0 \sin(\pi d) \quad (4.10)$$

で与えられ [25]、 $d = 1/2$ のとき最大値をとる。

したがって、音響放射圧は式 (2.19) より音圧振幅の 2 乗に比例することから、デューティ比 d の変化に対して $\sin^2(\pi d)$ に比例する。そのため、デューティ比 d により音響放射圧が swept-sine 波形 x_n になるように制御するには

$$d_n = \frac{1}{\pi} \text{Sin}^{-1} \sqrt{\tilde{x}_n} \quad (4.11)$$

とする。ここで

$$\tilde{x}_n = \alpha x_n + 1/2 \quad (4.12)$$

であり、 α は swept-sine 信号のピークピーク値を 1 に正規化する定数である。これは音響放射圧が負圧にならないことから、バイアス成分を加えている。

4.4 弦構造の周波数応答測定

音響放射圧による swept-sine 法に基づいて、弦のような共振構造の周波数応答を測定できることを確認する。

弦の固有周波数は以下のように得られる。長さ L 、単位長さあたりの質量 μ の弦を張力 T で張ったときの n 次の固有周波数 f_n は

$$f_n = \frac{n}{2\pi} \sqrt{\frac{T}{\mu}} \quad (n = 1, 2, \dots) \quad (4.13)$$

となる。弦の固有周波数には基本周波数 f_1 の整数倍の周波数がありえるので、加圧の時空間分布によっては求めたい基本周波数以外の固有周波数が得られる可能性がある。本手法では弦の中心を加圧することで、基本周波数成分のみが顕著に表れるように振動を励起する。

実験装置の構成を図 4.2 に示す。加圧波形は信号長 $N = 256$, 更新周期 $T_s = 1 \text{ ms}$ であり、実効パルス幅は $J = 128$ (0.128 sec) である。このとき波形に含まれる最高周波数は $1/(2T_s) = 500 \text{ Hz}$ となる。測定対象は黒色ビニルテープであり、長さ $L = 40 \text{ mm}$, 幅 13 mm , 線密度 $\rho = 2.6 \text{ kg/m}$ である。張力は 0.5 N から 10 N まで変化させ、テープの中心を加圧したときの加圧中心における垂直変位量を測定する。

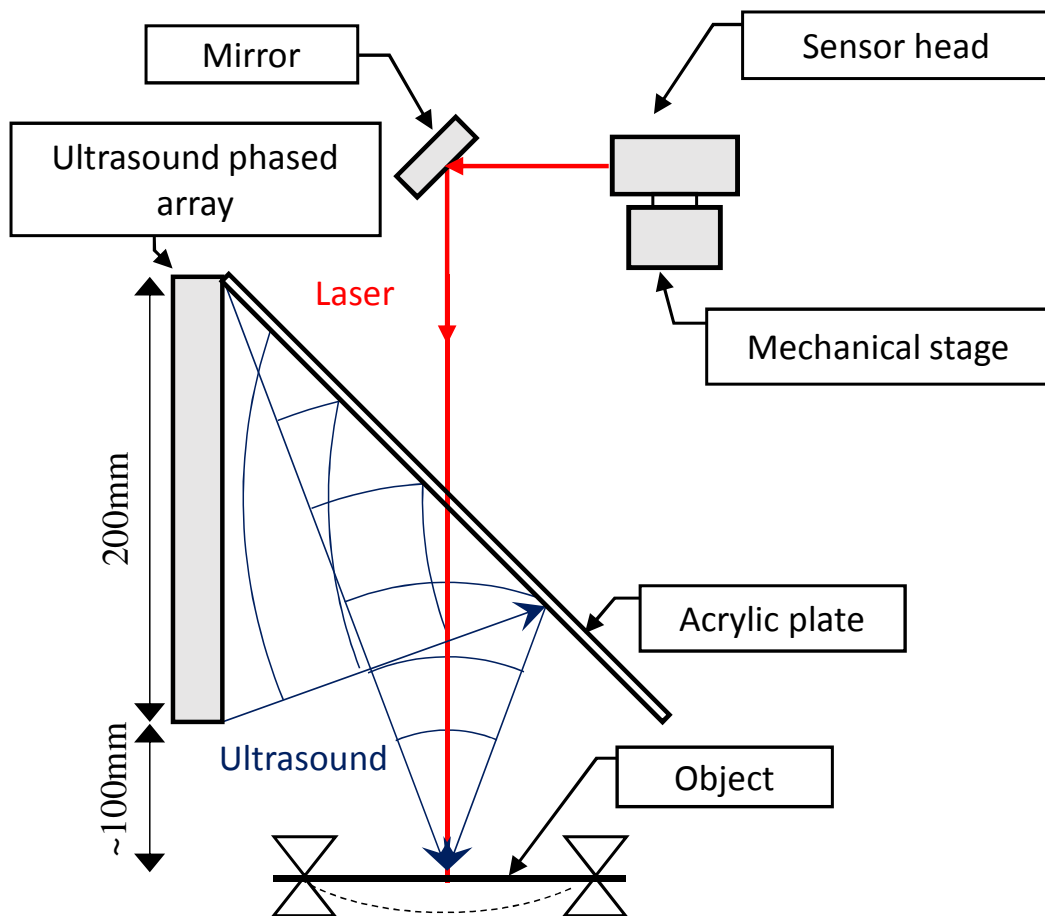


図 4.2. 弦構造の周波数応答測定実験セットアップ

図 4.3 に張力 $T = 6 \text{ N}$ のときの測定変位波形を示す。各瞬時周波数に対応する時刻において、振幅が変化していることがわかる。図 4.4 に各張力での正規化振幅周波数応答を示す。各張力において、固有周波数を表すピークが観察され、張力の増加によって固有周波数が高周波側にシフトしていることがわかる。また張力 $T = 2 \text{ N}$ の応答は 100 Hz 付近に固有周波数があるが、その整数倍周波数において顕著なピークは見られず、ほぼ最低次モードのみが励起されていることがわかる。

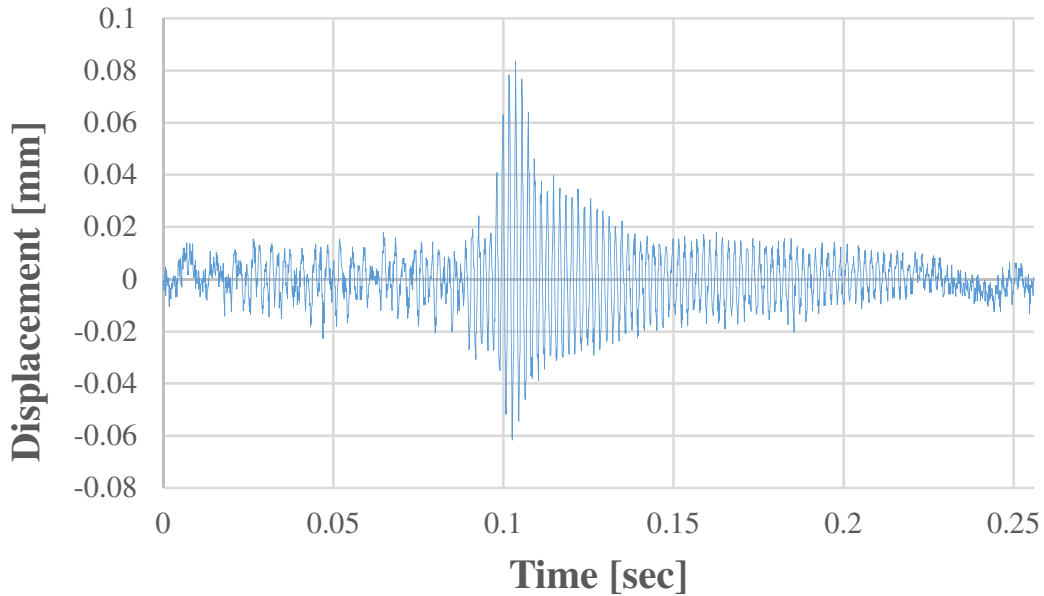
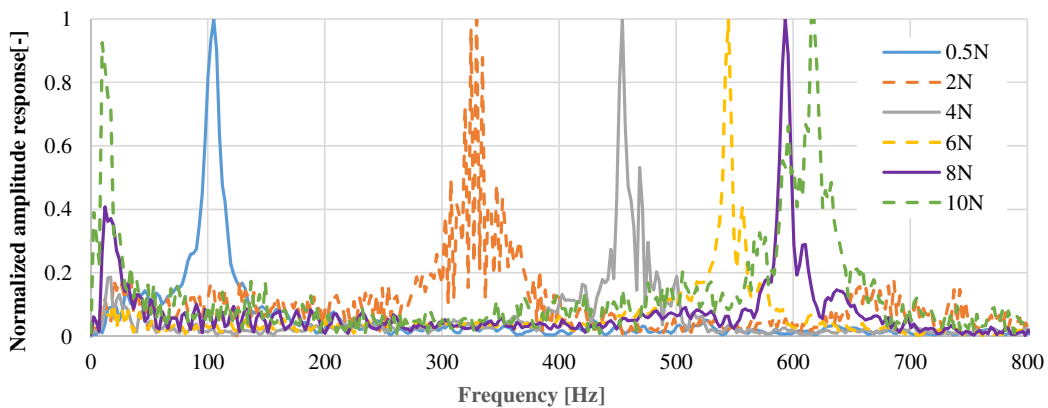
図 4.3. Swept-sine 信号の時間応答 (張力 $T = 6 \text{ N}$)

図 4.4. 張力変化に対する正規化振幅周波数応答

図 4.5 に図 4.4 から得られる固有周波数と式 (4.13) から求めた理論値を示す。張力に対する傾向は概ね一致しているが、張力が高くなるにつれて理論値からの誤差が大きくなっている。

加圧超音波の変調に用いた swept-sine 波形には 500Hz までの周波数成分しか含まれていないが、図 4.4 の振幅スペクトルには 600Hz 以上の周波数成分が観察されている。本実験条件では振動モデルを弦振動に近似させるためテープの幅を超音波焦点径に近い 13mm にしているが、大振幅超音波の音響流がエッジに照射されることにより、白色雑音による加圧となった可能性がある。

超音波焦点における圧力変化をエレクトレットコンデンサマイクロフォン（周波数帯域 100~10kHz）で測定した振幅スペクトルを図 4.6 に示す。マイクロフォンによる測定では実

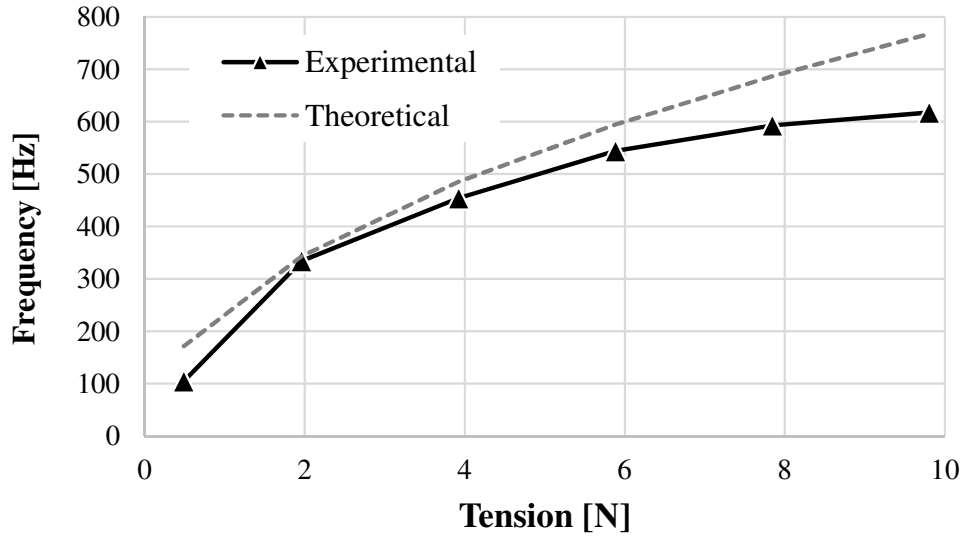


図 4.5. 張力による固有周波数の変化

際に 500 Hz 以上の成分が含まれており、また振幅スペクトルは一定ではなく 100 1000Hz の範囲内で 20 dB 程度の変動があることがわかる。図 4.7 に示すマイクロフォン入力の時間波形では、楕状パルスが含まれており、これらが 500 Hz 以上の周波数成分が生じている要因と考えられる。

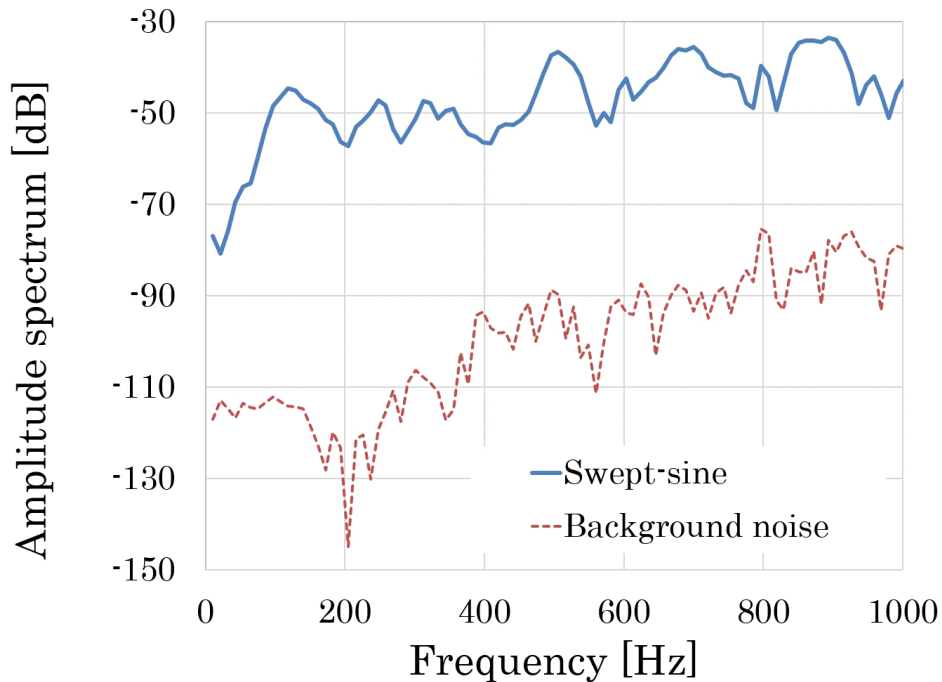


図 4.6. マイクロフォンで測定した音響放射圧の振幅スペクトル

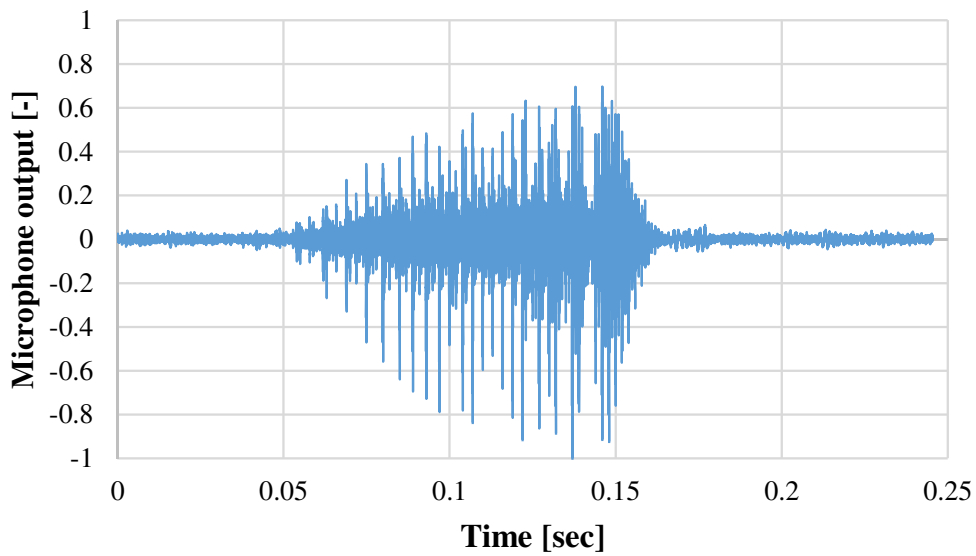


図 4.7. Swept-sine 波形に変調した音響放射圧のマイクロフォン測定波形

4.5 柱状モデルの高さ推定

物体の基礎的な構造推定問題の一つとして、柱状一様弾性体の高さ推定を扱う。図 4.8 が想定している物理モデルである。金属土台に固定された円柱弾性体の上面に垂直振動を励起し、その周波数特性を測定することで高さを推定することを試みる。

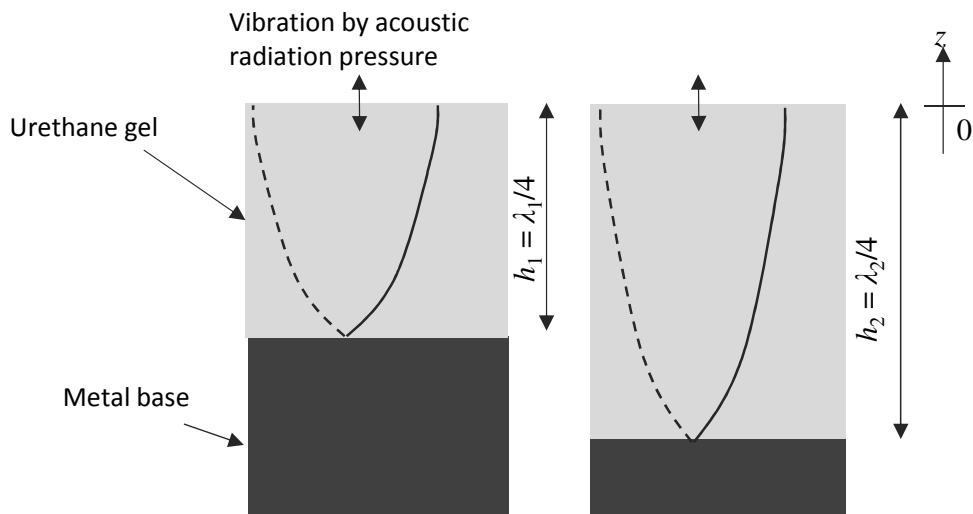


図 4.8. 柱状弾性体モデル表面の機械応答 ([56] より転載)

この弾性体モデルの振動モードは、微小振動に対して以下のように定式化される。振動は内

部においても Z 方向のみに生じるため、内部応力テンソル成分は $i \neq z$ または $j \neq z$ のとき $t_{ij} = 0$ であり、 $t_{zz} \neq 0$ となる。このとき Z 方向の運動方程式は

$$\rho \frac{\partial^2 u_z(z, t)}{\partial t^2} = \frac{\partial t_{zz}(z, t)}{\partial z} \quad (4.14)$$

となる。ここで ρ は弾性体の密度であり、 u_z は変位の Z 方向成分である。応力と変位は Hook の法則から

$$t_{zz}(z, t) = Y \frac{\partial u_z(z, t)}{\partial z} \quad (4.15)$$

の関係がある。ここで Y はヤング率である。式 (4.15) を式 (4.14) に代入すると次の波動方程式が得られる。

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u_z(z, t)}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 u_z(z, t)}{\partial z^2} \quad (4.16)$$

ここで $c = \sqrt{Y/\rho}$ は位相速度である。

式 (4.16) の正弦波解は

$$u_z(z, t) = (A \cos kz + B \sin kz) \sin(\omega t + \phi) \quad (4.17)$$

と表せる。ここで $\omega, \phi, k = \omega/c$ はそれぞれ角周波数、初期位相、波数である。また、 A, B は境界条件によって定まる定数である。この問題における境界条件は、任意の時刻 t で

$$t_{zz}(0, t) = Y \left. \frac{\partial u_z(z, t)}{\partial z} \right|_{z=0} = 0 \quad (4.18)$$

$$u_z(-h, t) = 0 \quad (4.19)$$

である。ここで h は柱状弾性体の高さである。これらの境界条件から、もし u_z が恒等的には 0 でないならば、波数 k は負でない整数 n について

$$k = \left(n + \frac{1}{2} \right) \frac{\pi}{h} \quad (4.20)$$

に制限される。したがって、 n 次の固有周波数 f_n は

$$f_n = \frac{c}{2\pi/k} = \frac{1}{2h} \sqrt{\frac{Y}{\rho}} \left(\frac{1}{2} + n \right) \quad (4.21)$$

となる。広帯域な加圧によって、式 (4.21) の固有周波数にピークをもつ周波数特性が得られる。

4.5.1 確認実験

測定する試料を図 4.9 に示す。試料はアスカー C 硬さ 0 ウレタンゲル試料であり、30mm×26mm の底面をもち、高さは 4mm から 18mm まで 11 種類ある。レーザー変位計による安定な変位測定のため、上面中央を黒色に着色している。

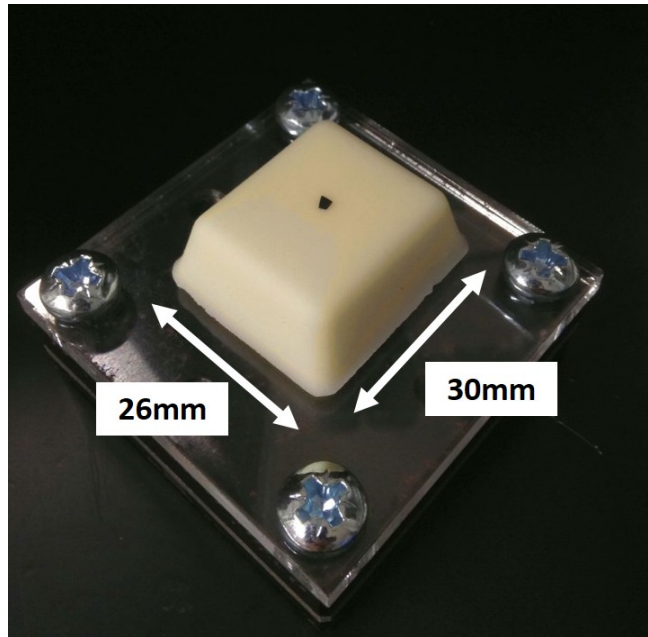


図 4.9. 高さ 12mm のウレタンゲル試料 ([56] より転載)

加圧波形は 100Hz までの周波数成分を含む swept-sine 波形であり、信号長を 256, サンプル周波数を 200Hz, パルス幅を 1.28sec としている。また、変位計のサンプリング周波数は 10kHz であり、測定後に低周波ドリフトを除くためカットオフ周波数 10Hz のハイパスフィルタを適用している。

Swept-sine 波形に対する高さ 12mm のウレタンゲル試料の変位応答を図 4.10 に示す。また、式 (4.7) に基づいて振幅応答を測定した結果を図 4.11 に示す。図 4.11 では比較的大きな外乱が見られるが、ピーク周波数は約 22Hz である。また、ウレタンゲルの粘性のため高周波数帯で振幅が減衰しており、より高い次数の共振周波数は観察できない。

図 4.12 は各高さの試料における周波数ピークをプロットした結果である。式 (4.21) より高さが高くなるにつれて固有周波数が低くなることが予想されるが、図 4.12 では単調に減少するのみでなくばらつきがある。また、同一の周波数ピークに対し対応する高さが一意に決まらず、高さを推定することは困難である。

また、定量的にはこれらの周波数ピークは式 (4.21) によって予想されるものより低い。ウレタンゲル試料はヤング率 $Y = 177kPa$, 密度 $\rho = 1.04 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ であるので、高さ $h = 10\text{mm}$ の試料において、固有周波数は $f_0 = 326\text{Hz}$ である。このことから、この実験セットアップにおいては前述の柱状弾性体モデルで予想されるよりも低い振動モードが生じていることが考えられる。

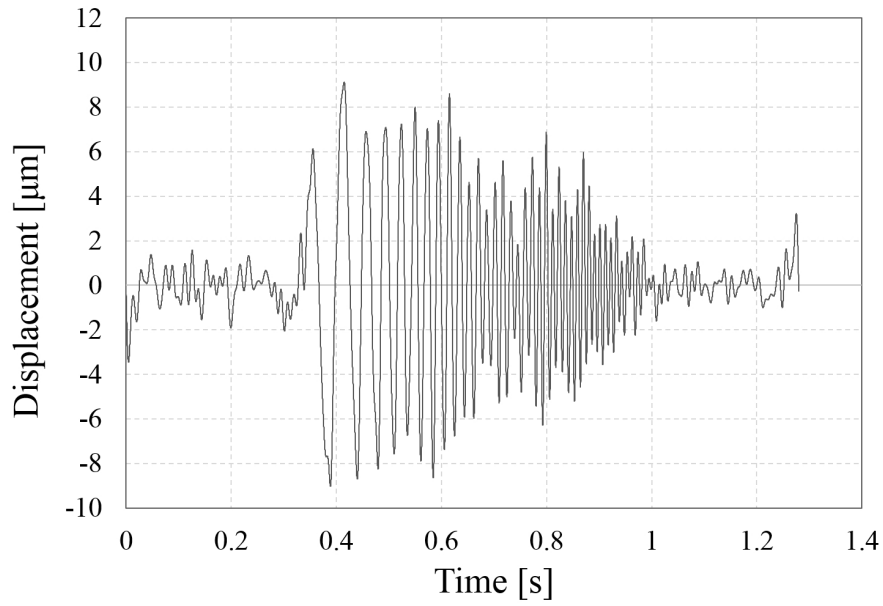


図 4.10. ウレタンゲル試料 (高さ 12mm) の swept-sine 加圧における測定変位 ([56] より転載)

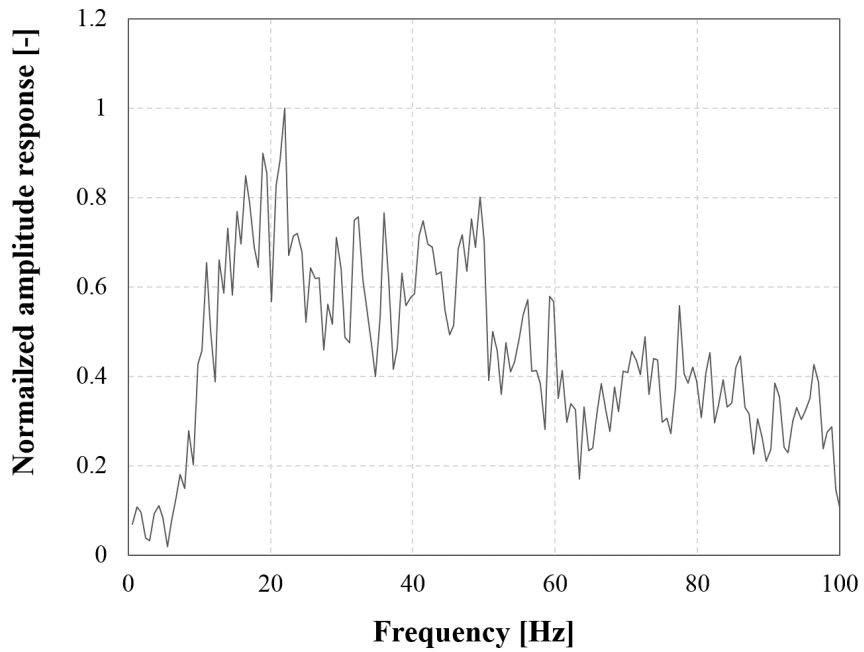


図 4.11. ウレタンゲル試料 (高さ 12mm) の swept-sine 加圧で得られた振幅応答 ([56] より転載)

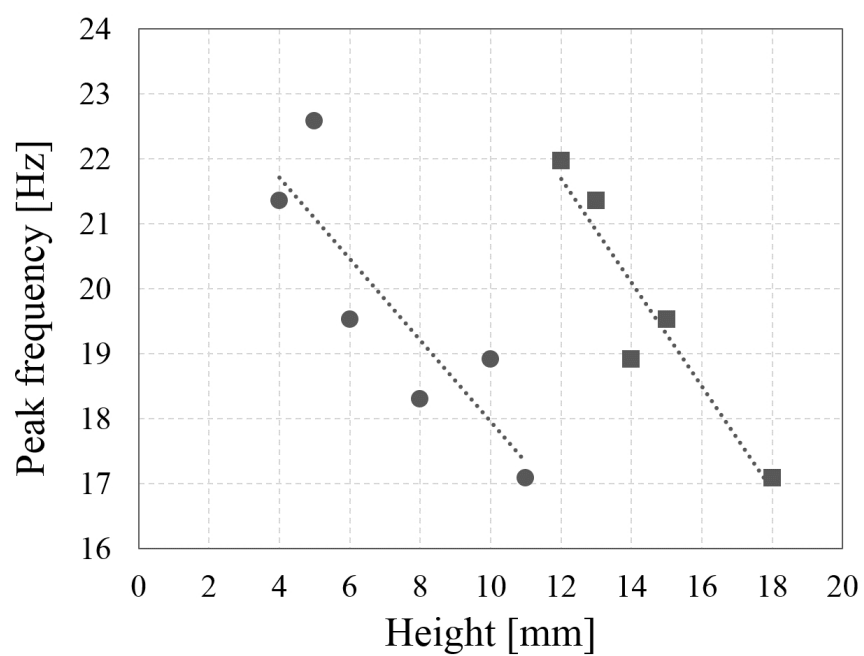


図 4.12. ウレタンゲル試料の高さとピーク周波数 ([56] より転載)

第 5 章

結論

本論文では遠隔表面硬さ分布計測法を確立し、その応用として皮膚表面硬さから筋収縮のセンシングが可能なことと、加圧波形の制御により周波数特性を取得可能なことを示した。

第 2 章では超音波フェーズドアレイによる集束超音波の生成、音響放射圧による加圧法と、レーザー変位計による変位測定によって表面硬さ分布を計測する計測システムについて述べた。このとき、対象表面上で加圧点と変位測定点を連続走査する方法についてそれぞれの長短を考察した。連続走査時における走査速度の限界については、対象物体の変形時定数 τ に基づき加圧領域径 w に対し $v = w/\tau$ が指標となることを明らかにした。

第 3 章では第 2 章の計測システムを基に、筋収縮をセンシングすることについて述べた。生体の筋収縮をセンシングするために加圧超音波の振幅変調と、加圧超音波と変位計レーザーの同軸化による耐雑音性の向上を行なった。加圧超音波を振幅変調することで測定変位のうち加圧由来の成分を相互相関により検出ができる。さらに、加圧と変位測定が同軸化したことで、対象表面の変動に対してそれらのずれが低減された。

手表面の硬さ分布計測によって把持動作の力の強さとの対応付けが可能であることを示し、また 500ms 以上の時間幅で把持のタイミングを非接触で検出可能であることを示した。また、手表面の硬さ分布計測の結果、筋収縮状態と筋弛緩状態での分布変化が検出でき、皮膚直下の骨組織なども反映されることがわかった。

第 4 章では swept-sine 波形による超音波加圧で、周波数特性が測定可能であるか考察した。音響放射圧が swept-sine 波形になるように超音波振幅を制御することで広帯域な振動を励起できることを確認した。弦構造のような単純な振動モードをもつ対象の場合には比較的明らかな周波数応答が得られるが、一般の弾性体の振動モード励起にはさらなる考察が必要である。

以上の議論から遠隔からの表面硬さ分布計測法を音響放射圧を用いることで達成でき、それによって非接触筋収縮センシングなど新たな応用が考えられる計測対象が示された。これより先に進む道筋としては、よりアプリケーションに特化してシステムを最適化することが必要であると考えられる。すなわち、計測対象は移動するか否か、どの程度の大きさをどの程度の分解能で測定すれば十分か、リアルタイム性は必要かなどを考え、それに沿って新たなメカニズムを導入することで、より実用的なシステムを構成できると考えられる。

謝辞

本論文の執筆にあたり、修士課程から博士課程の5年間一貫して東京大学 篠田裕之教授より格別のご指導を賜りました。心より感謝申し上げます。

修士課程および博士課程の2年次まで、東京大学システム情報学第3研究室の安藤繁教授、栗原徹助教(現高知工科大学 准教授)には、日頃より輪講等を通じ、研究に対する考え方や研究内容についての貴重なご意見を賜りました。研究室を離れましても、金言の数々を胸に抱いて研究を進めることができました。

現熊本大学 中妻啓助教には、研究室配属時より研究、生活両面で多大なるお力添えをいただき、大変お世話になりました。ご卒業後もたびたび研究についてご相談にのってくださったこと大変感謝しております。

本研究中の空中超音波フェーズドアレイシステムは、岩本貴之氏、星貴之先生(現名古屋工業大学特任教員)、高橋将文氏のご尽力により開発された装置を使用しております。心より感謝申し上げます。

最後になりますが、篠田・牧野研究室の大学院生の皆様、秘書の皆様には日頃より大変お世話になり、またおかげさまで楽しく研究生生活を送ることができました。この場を借りまして、厚くお礼申し上げます。

参考文献

- [1] A. Migliori, J.L. Sarrao, William M. Visscher, T.M. Bell, Ming Lei, Z. Fisk, R.G. Leisure: "Resonant ultrasound spectroscopic techniques for measurement of the elastic moduli of solids," *Physica B: Condensed Matter*, Volume 183, Issues 1-2, pp. 1-24, January 1993.
- [2] K. Yamanaka, S. Nakano: "Quantitative elasticity evaluation by contact resonance in an atomic force microscope," *Applied Physics A*, Volume 66, Issue 1 Supplement, pp. S313-S317, March 1998.
- [3] 石橋 達弥、下田 茂、古川 徹、新田 勇、吉田 秀敏: "球圧子の押込硬さ試験方式を利用した高分子材料のヤング率測定法," 日本機械学会論文集. A 編, 53 巻, 495 号, pp. 2193-2202, 1987.
- [4] G. Revankar, "Introduction to hardness testing," *Mechanical testing and evaluation*, ASM Online Vol. 8, 2003.
- [5] J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li: "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrasonic Imaging*, Volume 13, Issue 2, pp. 111-134, April 1991.
- [6] M. J. Moseley: "Non-contact tonometry," *Ophthalmic and Physiological Optics*, Vol. 15, Suppl. 2, pp. S35-S37, 1995.
- [7] 犬塚 博、山川 秀敏、大串 和弘: "果実や野菜の硬さのハンディ型非接触非破壊測定器," 農業電化, 65(3), pp. 8-11, 2012.
- [8] P. Burgholzer, C. Hofer, B. Reitingner, A. Mohammed, H.P. Degischer, D. Loidl, P. Schulz: "Non-contact determination of elastic moduli of continuous fiber reinforced metals," *Composites Science and Technology*, Vol. 65, pp. 301-306, 2005.
- [9] 今村 徹: "液浸式超音波シングア라운드法とその応用," 日本音響学会研究発表会講演論文集, pp. 909-910, 2000.
- [10] B. Hannaford: "A Design Framework for Teleoperators with Kinesthetic Feedback," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 5, no. 4, pp. 426-434, 1989.
- [11] Katsunari Sato, Kouta Minamizawa, Naoki Kawakami, and Susumu Tachi: "Haptic Telexistance," In Proceedings 34th International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (ACM SIGGRAPH 2007), Emerging Technologies, article No.10, 2007.

- [12] C.L. Fernando, M. Furukawa, T. Kurogi, S. Kamuro, K. Sato, K. Minamizawa, S. Tachi: "TELESAR V: TELExistence surrogate anthropomorphic robot," in *Proc. of SIGGRAPH '12 ACM SIGGRAPH 2012 Emerging Technologies*, Article No. 23, 2012.
- [13] T. Ishii, S. Katsura: "Articulated multilateral control for haptic broadcasting system", *IECON 2010 - 36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*, pp.1872-1877, 2010.
- [14] B. Bickel, M. Bacher, M. A. Otaduy, W. Matusik, H. Pfister, and M. Gross: "Capture and modeling of non-linear heterogeneous soft tissue," *ACM Transactions on Graphics (TOG) - Proceedings of ACM SIGGRAPH 2009*, Volume 28, Issue 3, August 2009.
- [15] B. Bickel, M. Bacher, M. A. Otaduy, H.R. Lee, H. Pfister, M. Gross, W. Matusik: "Design and fabrication of materials with desired deformation behavior," *ACM Transactions on Graphics (TOG) - Proceedings of ACM SIGGRAPH 2010*, Volume 29, Issue 4, July 2010.
- [16] 篠田 裕之、山崎 弘郎: "脈動噴流を用いた表面硬さの非接触センシング," 計測自動制御学会論文集, **28-10**, pp. 1152-1159, 1992.
- [17] T. Kawahara, S. Tanaka, and M. Kaneko: "Non-Contact Stiffness Imager", *The International Journal of Robotics Research*, Vol.25, No.5-6, pp.537-549, 2006.
- [18] T. Kawahara, C. Toya, N. Tanaka, M. Kaneko, Y. Miyata, M. Okajima, and T. Asahara, "Non-Contact Impedance Imager with Phase Differentiator," in *Proc. of the 1st IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, No. 159, 2006.
- [19] R. A. Toupin, "Saint-Venant's Principle," *Archive for Rational Mechanics and Analysis*, Volume 18, Issue 2, pp. 83-96, 1965.
- [20] エリ・ランダウ、イエ・リフシッツ著、佐藤常三、石橋善弘訳: 『ランダウ＝リフシッツ 理論物理学教程 弾性理論』 東京図書, 1997.
- [21] 中原 一郎、渋谷 寿一、土田 栄一郎、笠野 英秋、辻 知章、井上 裕嗣: 『弾性学ハンドブック』 朝倉書店, 2001.
- [22] J. Awatani, "Studies on Acoustic Radiation Pressure. I. (General Considerations)," *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 27, pp. 278-281, 1955.
- [23] T. Hasegawa, T. Kido, T. Iizuka, and C. Matsuoka: "A general theory of Rayleigh and Langevin radiation pressures," *Acoustical Science and Technology*, Vol. 21, No. 3, pp. 145-152, 2000.
- [24] 鎌倉友男: 『非線形音響学の基礎 第2版』 愛智出版, 2010.
- [25] T. Hoshi, M. Takahashi, T. Iwamoto, and H. Shinoda: "Non-contact Tactile Display Based on Radiation Pressure of Airborne Ultrasound," *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 3, No. 3, pp.155-165, 2010.
- [26] 実吉純一、菊池喜充、能本乙彦: 『超音波技術便覧 (改定新版)』 日刊工業新聞社, 1971.
- [27] H. E. Bass, L. C. Sutherland, A. J. Zuckerwar, D. T. Blackstock, and D. M. Hester:

- “Atmospheric absorption of sound - Further developments,” *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 97, pp. 690-683, 1995.
- [28] 超音波発振子、[http://www.nicera.co.jp/pro/ut/pdf/T4010A1\(ENG\).pdf](http://www.nicera.co.jp/pro/ut/pdf/T4010A1(ENG).pdf), 日本セラミック株式会社、2010.
- [29] 高橋将文、修士論文：大開口超音波触覚ディスプレイの研究、2009.
- [30] SGSP(CS)26-200(X)、http://www.global-optosigma.com/ja/page_pdf, シグマ光機, 2015.
- [31] T. Maeno, K. Kobayashi and N. Yamazaki: “Relationship between the Structure of Human Finger Tissue and the Location of Tactile Receptors,” *Bulletin of JSME International Journal*, Vol. 41, No. 1, C, pp. 94-100, 1998.
- [32] 藤原正浩、篠田裕之：“集束超音波を用いた表面硬さ分布の遠隔計測,” 計測自動制御学会論文集, Vol. 49, No. 4, pp.455-460, 2013.
- [33] K. E. MacLean: “The ‘Haptic Camera’: A Technique for Characterizing and Playing Back Haptic Properties of Real Environments,” *In Proceedings of the 5th Ann. Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*, ASME/IMECE, DSC-Vol. 58, Atlanta, GA, November, 1996.
- [34] Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: “Remote Measurement Method of Surface Compliance Distribution for a Curved Surface Object,” *Proc. SICE Annual Conference 2012*, pp. 1-5, Tokyo, Japan, August 20-23, 2012.
- [35] 藤原 正浩、篠田 裕之：“1次元変位センサによる遠隔表面硬さ分布計測の高速化,” 第29回センシングフォーラム計測部門大会, pp. 139-142, 1C1-3, 茨城, 2012年9月.
- [36] Masahiro Fujiwara, Kei Nakatsuma, Masafumi Takahashi, and Hiroyuki Shinoda, “Remote Measurement of Surface Compliance Distribution Using Ultrasound Radiation Pressure,” in *Proc. of IEEE World Haptics Conference (WHC) 2011*, pp. 43-47, 2011.
- [37] B. D. Lawrence and J. A. Simmons, “Measurements of atmospheric attenuation at ultrasonic frequencies and the significance for echolocation by bats,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, 71(3), pp. 585-590, Mar. 1987.
- [38] 藤原 正浩、篠田 裕之：“曲面形状をもつ実物体の遠隔表面硬さ分布計測,” 第29回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム, pp. 208-212, 2E2-2, 福岡, 2012年10月.
- [39] M. Fujiwara, K. Nakatsuma, and H. Shinoda: “Remote Measurement of Surface Compliance Distribution for Haptic Broadcasting,” *SICE Annual Conference 2011*, Tokyo, Japan, Sep. 2011.
- [40] Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda, “Continuous Scanning Measurement of Surface Compliance Distribution from Remote Position Using Rotated Mirror,” *Proc. SICE Annual Conference 2013*, pp.818-821, Nagoya, Japan, September 14-17, 2013.
- [41] 藤原 正浩、貝田 龍太、篠田 裕之：“多人数への物体の触力覚情報伝送のための硬さモデル生成 (第3報) レーザーの回転ミラー走査による変位分布測定を用いた表面硬さ分布計測

- の高速化,” 第 25 回日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2013), 2A2-P26, 茨城, 2013 年 5 月.
- [42] 藤原 正浩、篠田 裕之: “音響放射圧を用いた表面硬さ計測に基づく非接触筋収縮センシング,” 第 30 回センシングフォーラム計測部門大会, pp. 110-113, 1C1-2, 長野, 2013 年 8 月.
- [43] L. Arendt-Nielsen and K.R Mills: “The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Volume 60, Issue 2, pages 130-134, February 1985.
- [44] P. V. Komi, V. Linnamo, P. Silventoinen, and M. Sillanpaa: “Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions,” *Medicine and science in sports and exercise*, Volume 32, Issue 10, pages 1757-1762, 2000.
- [45] M. Murayama, K. Watanabe, R. Kato, T. Uchiyama, and T. Yoneda: “Association of muscle hardness with muscle tension dynamics: a physiological property,” *European Journal of Applied Physiology*, Volume 112, Number 1, pages 105-112, 2012.
- [46] M. Ashina, L. Bendtsen, R. Jensen, F. Sakai, and J. Olesen: “Measurement of muscle hardness: a methodological study,” *Cephalalgia*, Volume 18, Issue 2, pages 106-111, March 1998.
- [47] T. Sugimoto, S. Ueha, and K. Itoh, “Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound,” *Proc. of Ultrasonics Symposium*, Volume. 3, pages 1377-1380, December 1990.
- [48] K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, and G. Trahey, “Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 28, Issue 2, pages 227-235, February 2002.
- [49] J. F. Greenleaf, M. Fatemi, and M. Insana: “Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues,” *Biomedical Engineering*, Volume 5, pages 57-78, April 2003.
- [50] Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: “Noncontact Human Force Capturing based on Surface Hardness Measurement,” *Proc. 2013 IEEE World Haptics Conference*, pp. 85-90, Daejeon, Korea, April 14-18, 2013.
- [51] M. A. Poletti: “Linearly Swept Frequency Measurements, Time-Delay Spectrometry, and the Wigner Distribution,” *Journal of Audio Engineering Society*, Volume 36, Issue 6, pp. 457-468, June 1988.
- [52] J. A. Noble, D. Boukerroui, “Ultrasound image segmentation: a survey,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 25, No. 8, pp. 987 - 1010, 2006.
- [53] M. Fujiwara and H. Shinoda: “Coaxial noncontact surface compliance distribution measurement for muscle contraction sensing,” *Proc. 2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, Houston, TX, USA, pp. 385-389, February 23-26, 2014.
- [54] L. Sandrin, B. Fourquet, J. M. Hasquenoph, S. Yon, C. Fournier, F. Mal, C. Christidis, M. Ziou, B. Poulet, F. Kazemi, M. Beaugrand, R. Palau: “Transient elastography: a

- new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis," *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 29, No. 12, pp. 1705-1713, 2003.
- [55] J. Bercoff, M. Tanter, M. Fink: "Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control*, Vol. 51, No. 4, pp. 396-409, April 2004.
- [56] M. Fujiwara and H. Shinoda: "Preliminary Study on Noncontact Internal Structure Sensing by Resonant Mode Excitation Using Airborne Ultrasound Radiation Pressure," *Proc. SICE Annual Conference 2014*, FrBT5.2, Sapporo, Japan, September 9-12, 2014.
- [57] 半田 拓也、坂井 忠裕、清水 俊宏、篠田 裕之: "指先への多点分布型力覚提示による3次元形状の認知: 力覚刺激点の数による稜線と頂点のわかりやすさの主観評価," *電子情報通信学会技術研究報告*, ヒューマン情報処理 112(483), 13-16, 2013.

発表論文リスト

原著論文

1. 藤原正浩, 篠田裕之: 集束超音波を用いた表面硬さ分布の遠隔計測, 計測自動制御学会論文集, Vol. 49, No. 4, pp.455-460, 2013.

国際会議 (査読有)

1. Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: "Preliminary Study on Noncontact Internal Structure Sensing by Resonant Mode Excitation Using Airborne Ultrasound Radiation Pressure," *Proc. SICE Annual Conference 2014*, FrBT5.2, Sapporo, Japan, September 9-12, 2014
2. Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: "Coaxial noncontact surface compliance distribution measurement for muscle contraction sensing," *Proc. 2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, Houston, TX, USA, pp. 385-389, February 23-26, 2014.
3. Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda, "Continuous Scanning Measurement of Surface Compliance Distribution from Remote Position Using Rotated Mirror," *Proc. SICE Annual Conference 2013*, pp.818-821, Nagoya, Japan, September 14-17, 2013.
4. Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: "Noncontact Human Force Capturing based on Surface Hardness Measurement," *Proc. 2013 IEEE World Haptics Conference*, pp. 85-90, Daejeon, Korea, April 14-18, 2013.
5. Masahiro Fujiwara and Hiroyuki Shinoda: "Remote Measurement Method of Surface Compliance Distribution for a Curved Surface Object," *Proc. SICE Annual Conference 2012*, pp. 1-5, Tokyo, Japan, August 20-23, 2012.

国内会議

1. 藤原 正浩、篠田 裕之: "集束超音波と変位測定と同軸化による非接触表面硬さ分布

- 計測の高精度化,” 第 14 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2013), pp. 654-655, 1I2-5, 神戸, 2013 年 12 月.
2. 藤原 正浩、篠田 裕之: “音響放射圧を用いた表面硬さ計測に基づく非接触筋収縮センシング,” 第 30 回センシングフォーラム計測部門大会, pp. 110-113, 1C1-2, 長野, 2013 年 8 月.
 3. 藤原 正浩、貝田 龍太、篠田 裕之: “多人数への物体の触力覚情報伝送のための硬さモデル生成 (第 3 報) レーザーの回転ミラー走査による変位分布測定を用いた表面硬さ分布計測の高速化,” 第 25 回日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2013), 2A2-P26, 茨城, 2013 年 5 月.
 4. 藤原 正浩、篠田 裕之: “時間変調移動荷重を用いた単一走査表面硬さ分布計測,” 第 13 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2012), pp. 307-310, 1D2-1, 福岡, 2012 年 12 月.
 5. 藤原 正浩、篠田 裕之: “曲面形状をもつ実物体の遠隔表面硬さ分布計測,” 第 29 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム, pp. 208-212, 2E2-2, 福岡, 2012 年 10 月.
 6. 藤原 正浩、篠田 裕之: “1 次元変位センサによる遠隔表面硬さ分布計測の高速化,” 第 29 回センシングフォーラム計測部門大会, pp. 139-142, 1C1-3, 茨城, 2012 年 9 月.

付録 A

触感覚伝達システムの共同開発

表面硬さ分布計測システムを、触感覚伝達システムの取得側として 2014 年 5 月の NHK 放送技術研究所の一般公開で展示した。これにより得られた知見について述べる。

従来の視聴覚伝達システムでは触覚を伝送することができず、遠隔地の物体との視聴覚情報を含めた力学的インタラクションは困難だった。触覚情報伝送が困難であった大きな理由は二つあり、一つは触覚を映像と同期して遠隔から取得するセンシング手法がなかったため、もう一つは取得した触覚情報を再現する方法の忠実度が低かったためである。

本展示では、表面硬さ分布計測装置と映像取得を同期して物体の物理モデルを生成し、それを半田らが開発した多点刺激型力覚提示システム [57] に伝送することで再現するシステムを構成した。展示システム構成では物体の画像、形状と表面硬さ分布を実物体から取得し、それをストレージサーバを介して触力覚提示システムに伝送する (図 A.1)。

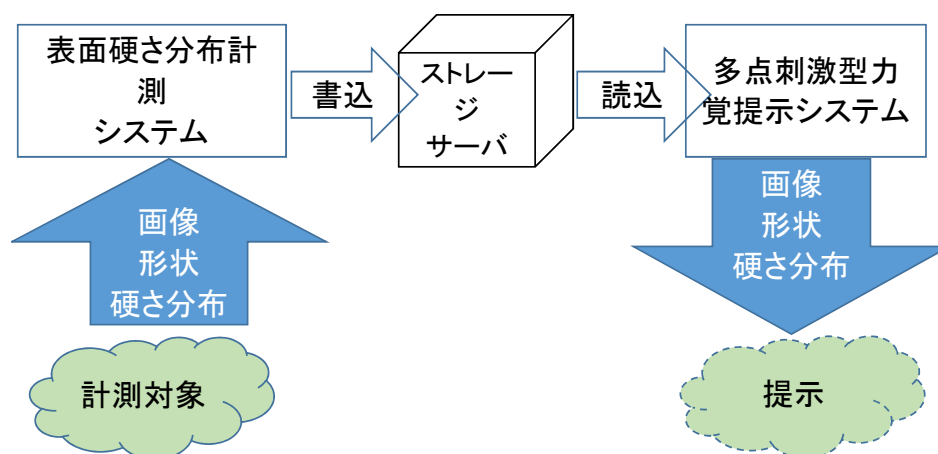


図 A.1. 触感覚伝達システムの模式図

図 A.2 に計測装置の外観と計測結果の例を示す。計測装置は提案手法に基づき表面硬さ分布を取得するほか、USB カメラを用いて物体の画像を、変位計で形状データを取得して提示

側へ伝送する。提示装置との兼ね合いのため測定範囲は 10cm 四方に限定し、硬さや形状データにおいて計測可能な範囲外の値が得られたときはメタデータにそれと分かるフラグを設定するなどする。形状データはステップ幅 1mm の 100×100 点を約 10 秒で測定し、硬さ分布はステップ幅 4mm の 25×24=625 点を約 2 分で測定する。計測中は現在取得中の硬さ分布、形状分布、画像をリアルタイムにディスプレイに表示し、参加者に確認してもらった。

展示中の計測対象としては、以下の条件を満たすものとして目玉焼きを選定した。

- 表面硬さ計測装置で測定可能な硬さ、表面形状をもつ
- 領域によって硬さが異なる
- 力覚提示装置が提示可能な硬さをもつ
- 形状が 10cm 四方に収まる

特に、計測システムでは柔らかいほど測定しやすいのに対し、提示システムでは比較的硬い方が提示しやすいといったミスマッチがあり、両方で扱いやすい物体が制限されている。

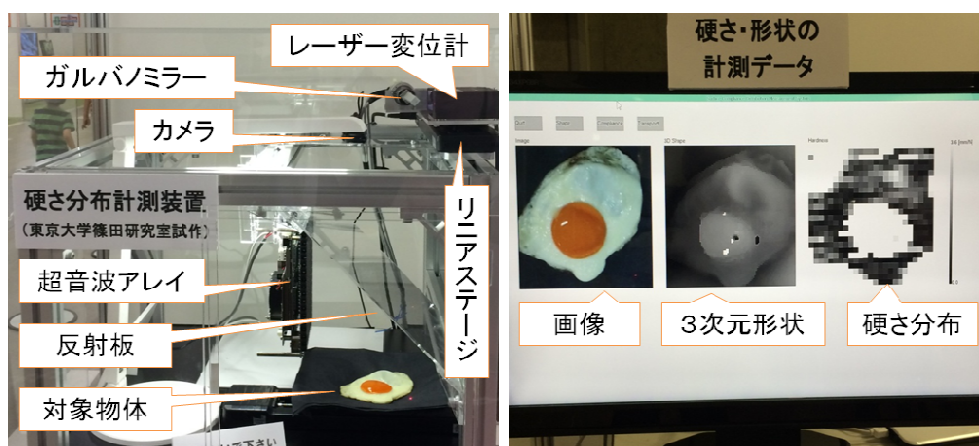


図 A.2. 表面硬さ計測装置の外観と計測結果の例

多点刺激型力覚ディスプレイは、アームを介してユーザに形状を提示し、ユーザは空中映像として表示された実物体の画像を見ながら力覚インタラクションを行なう。空中映像はユーザの指の位置によって物体が変形するようにしている。

体験者の反応としては以下のような感想が得られた。

- 計測した実物体と提示された物体を触り比べるとちゃんと再現されていることがわかった。
- 硬さ、柔らかさを忠実に再現した結果、形状のエッジ等がわかりにくくなり、それによって形状自体が不明になる。
- 表面の摩擦感やテクスチャが再現されていないと、実物体に触った感じがしない。
- 人差し指のみでなく、複数の指でつかむ動作ができるとより良い。
- 力覚ディスプレイにより反力が感じられるのと同時に、映像も変形しているため、硬さ

の違いをより鮮明に感じることができる。

物体表面の摩擦感には本手法で測定できない接線方向の硬さ成分が含まれている。したがって、触覚情報伝送を目的としたセンシングシステムとしては、接線成分を含む一般的な弾性パラメータを推定したり、表面テクスチャを取得する機構を実装することによって、より実物に忠実な触感が取得できると考えられる。

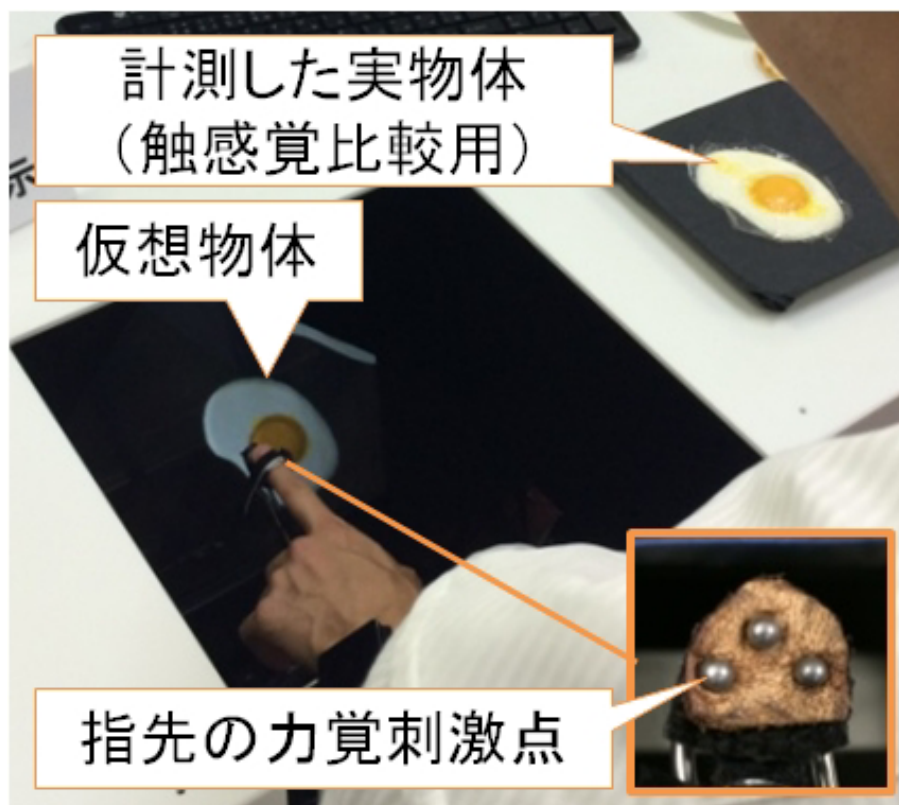


図 A.3. 取得した物体モデルを多点刺激型力覚ディスプレイで提示している様子