

2006年度 卒業論文

超音波画像を用いた可触化システム

2007年2月20日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
萬屋純子

主査: _____ 日付: _____

副査: _____ 日付: _____

概要

近年の医用撮像装置の発達により、物体の弾性情報が取得可能となった。一方、VR 技術の発達により仮想物体の触感を力覚で提示可能となった。これらの技術を統合し、超音波画像を可触化することで弾性情報のより直感的な理解につながることを期待される。本研究では、超音波画像から弾性率推定を行い、力覚ディスプレイでユーザに弾性情報を提示することを目的とする。圧迫前後でそれぞれ超音波画像を取得し、相互相関によって画像の各部位における弾性率分布を推定した。また弾性率とユーザの押し込み量に比例した反力を提示する力覚提示システムを構築した。構築したシステムを用いた実験として、プラスチックを埋め込んだ寒天の試料を用いて弾性率推定を行い、ユーザに反力を提示した。その結果、プラスチックのある部分では大きな反力が、寒天の部分では小さな反力が提示されることが確認された。本研究により、超音波画像の可触化システムを構築することができた。

キーワード：弾性率計測, 超音波, 可触化, 力覚提示, VR

Abstract

Recently, the advance of medical imaging device enables us to obtain information of object's bioelasticity. On the other hand, VR technology enables to present force feedback when touching a virtual object. Force sensation has possibility of enhancing to recognition of object's elasticity. The aim of this study is to estimate object's elasticity using ultrasonographic images and to transfer the information of the elasticity through haptic display. Elastic distribution was estimated by cross-correlation of two ultrasonographic images obtained at pre- and post-compression of the phantom. The author developed a system, which displayed reaction force proportional to the elasticity and user's pushing depth. An experiment to estimate elasticity of agar cube with a plastic ball buried, and to display reaction force with user's manipulation was carried out. The result showed that a user got bigger reaction force in plastic ball, and smaller force in agar. The system enabled to present force display with ultrasonographic images.

Keyword: modulus, ultrasonic, haptization, VR

目次

第1章	はじめに	1
第2章	超音波を用いた弾性率計測	2
2.1	超音波計測	2
2.2	解析手法	7
第3章	力覚ディスプレイ	12
3.1	道具媒介型	12
3.2	装着型	14
3.3	対象指向型	14
第4章	可触化システムの試作	16
4.1	システム概要	16
4.2	実験手法	17
4.3	結果	18
4.4	考察	21
第5章	まとめ	22
	謝辞	23
	参考文献	24

目 次

2.1	超音波の反射と透過	3
2.2	パルスエコー法の原理	4
2.3	Aモードのデータ取得と表示	5
2.4	Bモードのデータ取得と表示	6
2.5	連続体モデル	7
2.6	連結バネモデル	8
2.7	ひずみ分布	8
2.8	画像の相関	10
2.9	窓のずらし方	11
3.1	PHANToM omni	13
3.2	HapticMaster[17]	13
3.3	SPIDAR-G[18]	13
3.4	CyberGrasp[19]	14
3.5	Haptic Screen[20]	15
4.1	システム概要図	16
4.2	超音波診断装置：echopal	17
4.3	プラスチック球	17
4.4	試料	18
4.5	ファントム模式図	18
4.6	圧迫前	18
4.7	圧迫後	18
4.8	超音波画像	19
4.9	ひずみ分布	19

4.10 プラスチック部分を触った場合	20
4.11 寒天部分を触った場合	20

表 目 次

2.1 媒質中での音速と音響インピーダンス	3
---------------------------------	---

第1章 はじめに

生体は弾性体としての性質を持っている。弾性体とは力を加えれば変形し、力を取り除けば元の形に戻る物体のことである [4]。しかし癌や動脈硬化などにかかると、患部は病状の悪化に伴い弾性を失い硬化することが知られている [5]。したがって、弾性は生体の状態を表す重要なパラメータであるといえる。医療現場では弾性情報を取得する簡易且つ有効な手法として、触診が技術が発達した現在でも行われている。また、近年、核磁気共鳴装置や超音波画像装置を用いて弾性情報を取得し可視化する技術の研究も盛んに行われている [1][2]。

一方、バーチャルリアリティ(Virtual Reality, VR)の分野では、仮想物体を触った際の触感提示はリアリティ向上において非常に重要であることから、力覚提示の手法に関する研究は盛んに行われている [3]。力覚とは広い意味で触覚に含まれ、物体から抗力や物体の重力を感じる感覚である [6]。仮想物体に触れた際の力覚を提示することを可触化と呼び、視覚情報のみでは理解し難い膨大な複雑なデータを直感的に理解する手助けとなる。VR 技術を用いて超音波装置などから得られた弾性情報を可触化できれば、生体に関するより直感的な理解が期待される。

本研究では、超音波画像を用いて物体の可触化を行い、硬いものは硬く、柔らかいものは軟らかく提示することで、より直感的に弾性情報を提示可能なシステムの構築を目指す。

本論文では、第2章で超音波計測についての概要及び弾性率の導出法を説明し、第3章で可触化システムの試作とその評価に関して述べる。第4章では本研究についてのまとめを行う。

第2章 超音波を用いた弾性率計測

弾性率分布を推定するために超音波画像を用いる．本章では2.1節で超音波計測の概要を述べ，2.2節で弾性率の導出方法を説明する．

2.1 超音波計測

超音波計測手法には反射を利用したパルスエコー法，ドプラ効果を利用したドプラ法等がある．パルスエコー法により臓器の形態情報が取得でき，ドプラ法により血流速度の計測ができる．本研究では内部組織の形態情報から生体の弾性率分布を計測するため，本節ではパルスエコー法について述べる．

2.1.1 パルスエコー法

連続波とは周波数と振幅が一定で連続している波であり、パルス波とはある間隔において断続的に伝わる波である．生体内にパルス状の超音波を送波すると，音響インピーダンスの異なる境界上で反射波が生じる．この反射波をエコーと呼ぶ．

以下に反射が生じる原理を記す．超音波が伝播すると，生体組織の微粒子が粗や密に変化し圧力も変化する．この圧力の変動分を音圧と呼ぶ．また，微粒子自身が振動する速度を粒子速度という．音響インピーダンスとは，音圧に対する粒子速度の比を指す．音響インピーダンス Z は，物体の密度を ρ ，物体中での音速を c とすると，

$$Z = \rho c \tag{2.1}$$

で表され，物質に固有の値である．空気と水，及び代表的な生体組織の音響インピーダンスを表2.1に示す．

表 2.1: 媒質中での音速と音響インピーダンス

媒質	音速 (m/s)	密度 (kg/m ³)	音響インピーダンス (10 ⁶ kg · m ⁻² · s ⁻¹)
空気	330 (20)	1.29	0.0004
水	1530 (35)	1000	1.5
脂肪	1460-1470	920	1.35
肝	1535-1580	1060	1.64-1.68
筋	1545-1630	1070	1.65-1.74
骨	2730-4100	1380-1810	3.75-7.38

超音波診断装置は通常 37 °C で $c=1530\text{m/s}$ の音速を基準に設計されている．これは生体組織が水に近い音響インピーダンスを持つためである．

超音波が音響インピーダンスの異なる境界上で反射及び透過するときの様子を以下で説明する．

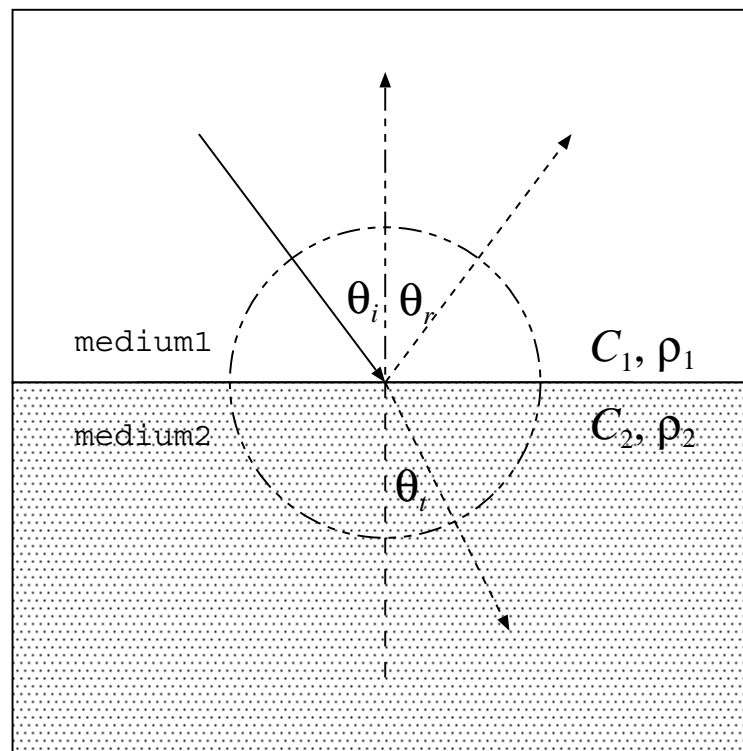


図 2.1: 超音波の反射と透過

図 2.1 に示すように，媒質 1 (音響インピーダンス: Z_1 ，伝搬速度: c_1 ，密度: ρ_1) と媒質 2 (音響インピーダンス: Z_2 ，伝搬速度: c_2 ，密度: ρ_2) を考え，媒質 1 と媒質 2 の

境界での入射角を θ_i , 反射角を θ_r , 透過角を θ_t とする .

$\theta_i = \theta_r$ のとき , 超音波の反射率は

$$\gamma = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (2.2)$$

と表される [11] . 式 (2.2) は音響インピーダンスが異なる媒質の境界で反射が生じることを意味している . Bモード画像診断装置は , 超音波が垂直に入射すると仮定して設計されており , このとき $\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0$ となり ,

$$\gamma = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.3)$$

が成立し , Z_1 と Z_2 の差に比例した強さの反射超音波信号を画像化していることになる .

パルスエコー法では図 2.2 に示すように , 音速 c が媒質中で一定と仮定する . 超音波を計測対象に送波し , エコーが受波されたとき , 送波から受波までの時間 t を計測することで式 (2.4) より , 計測対象までの距離 L を特定できる .

$$L = \frac{ct}{2} \quad (2.4)$$

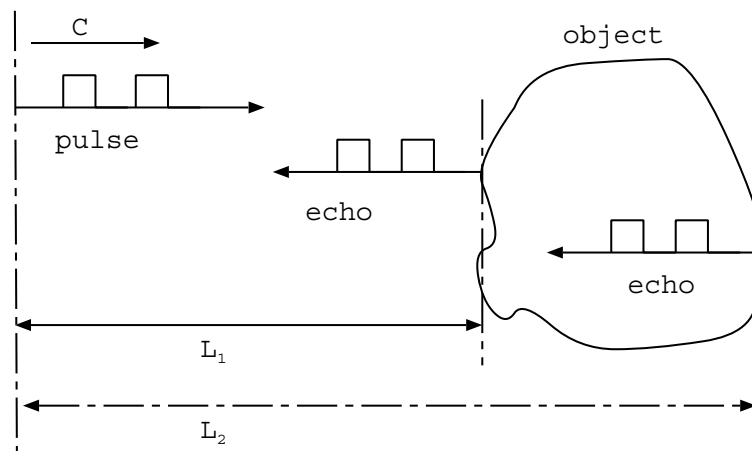


図 2.2: パルスエコー法の原理

以上でパルスエコー法の原理と境界上での超音波の反射の様子を説明したが , 観測されたデータを表示する方法として , パルスエコー法には , Aモード , Bモード等がある . 以下でこの2つの手法を簡単に説明する .

- Aモード (Amplitude mode)

プローブを固定したまま得られた信号を，図 2.3 のように深度方向を X 軸に，受波信号振幅を Y 軸に表示する．受波信号の伝搬時間 t が計測されるが，生体内での音速 c は一定であるため，式 (2.4) により，反射体までの距離 L に換算できる．Y 軸に信号振幅 (amplitude) が表示されることから A モード法と呼ばれる．

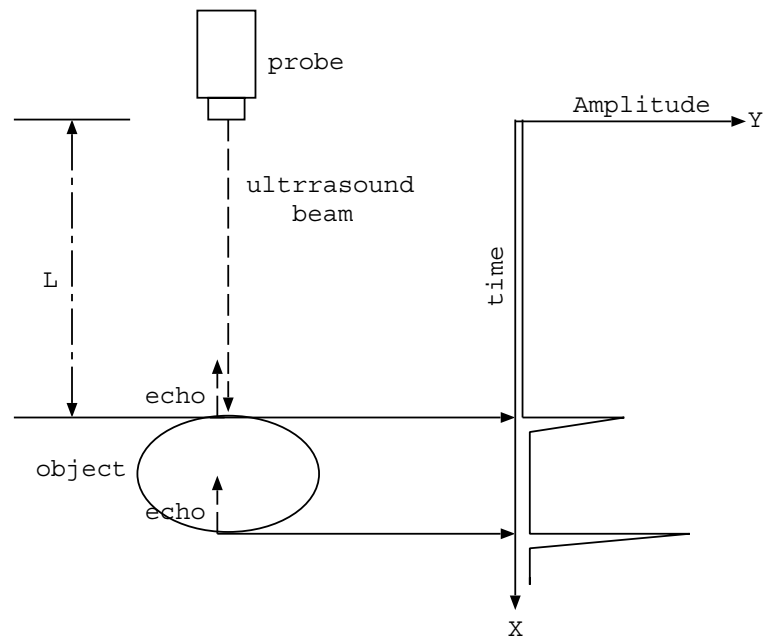


図 2.3: Aモードのデータ取得と表示

- Bモード (Brightness mode)

受波信号の振幅強度に応じて輝度 (brightness) 変調して描いた直線を，超音波ビームの走査と同時に画面に書き込み，生体の2次元断層像を表示する方法をBモード法と呼ぶ．一般に医用分野で超音波画像という場合はこのBモード画像のことを指す。

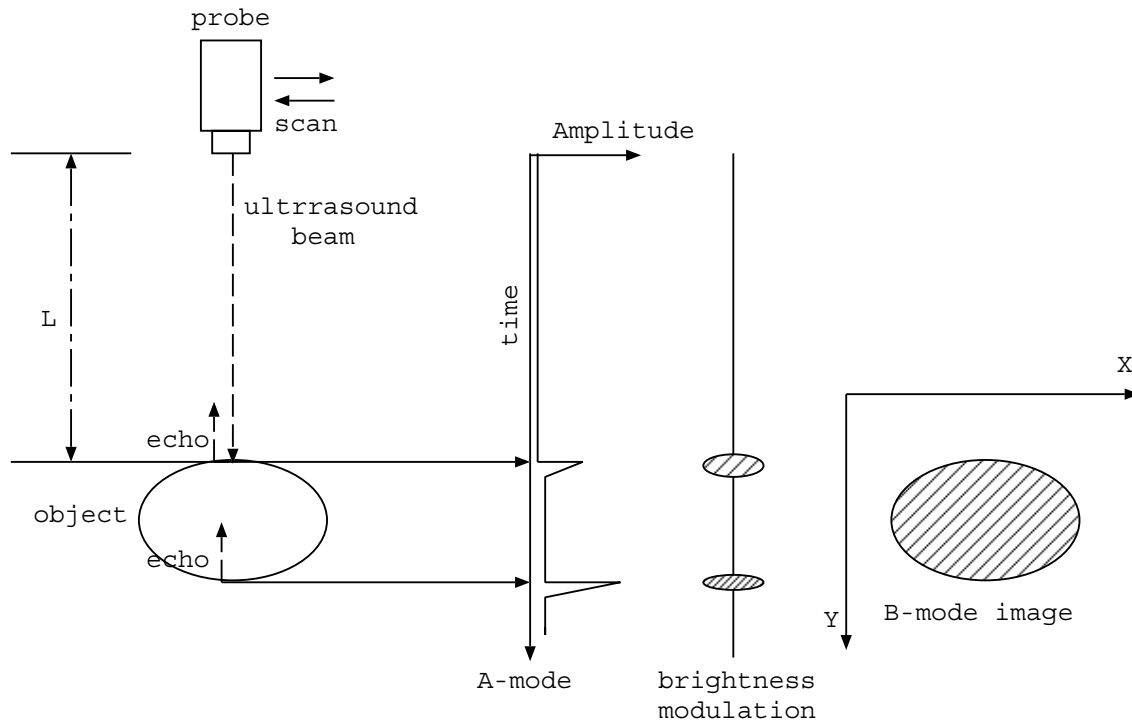


図 2.4: Bモードのデータ取得と表示

本研究では，Bモード画像を用いて弾性率計測を行う．Bモード画像を用いることで，弾性の2次元分布がわかる．

2.2 解析手法

2.2.1 弾性体の特性

応力 σ とは微小部分が互いに及ぼし合う内力のことで [4] , 図 2.5 のように断面積 S , 長さ L の物体に力 F を加えたとき , 物体が δl だけ縮んだとすると , 応力 σ は式 (2.5) で表される .

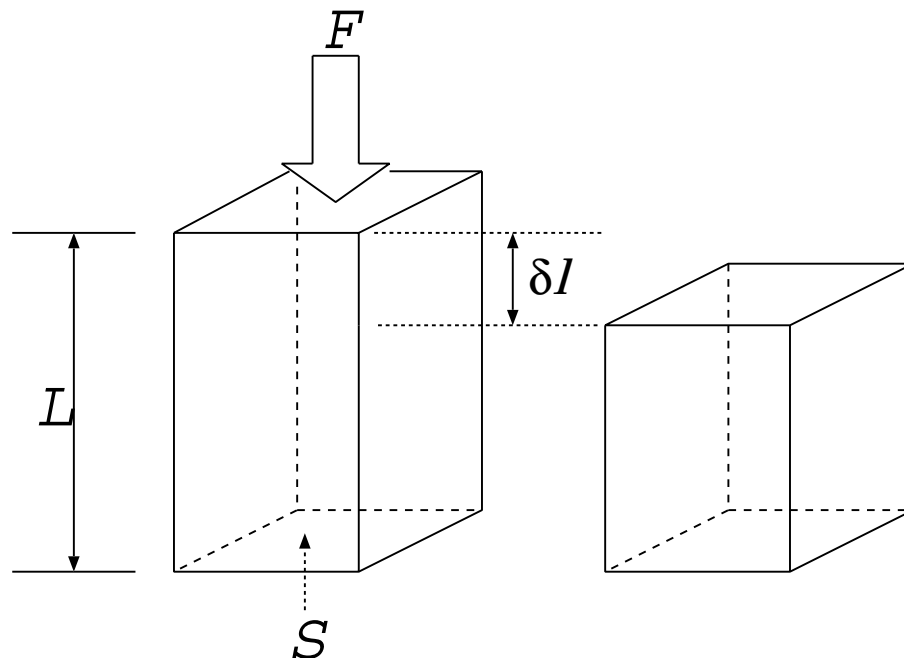


図 2.5: 連続体モデル

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (2.5)$$

ひずみ ϵ は物体内部の各点でその点を含む微小部分が受けている変形のこと , 図 2.5 の場合であれば

$$\epsilon = \frac{\delta l}{L} \quad (2.6)$$

と表される . このひずみがあまり大きくなければ応力の大きさに比例し (フックの法則) , 比例定数を E とすると ,

$$\sigma = E\epsilon \quad (2.7)$$

と表される．この E を弾性率と呼ぶ．

本研究では生体を一次元バネモデルで近似する．生体の弾性率分布は一様ではなく，硬い組織もあれば軟らかい組織も存在する．モデルとして図 2.6 のように連結したバネ（長さ L ）の運動を考える．上下のバネは軟らかく， F の力で押されたとき δl_1 だけ縮み，中央のバネは硬く，力 F を加えると δl_2 だけ縮むとする．

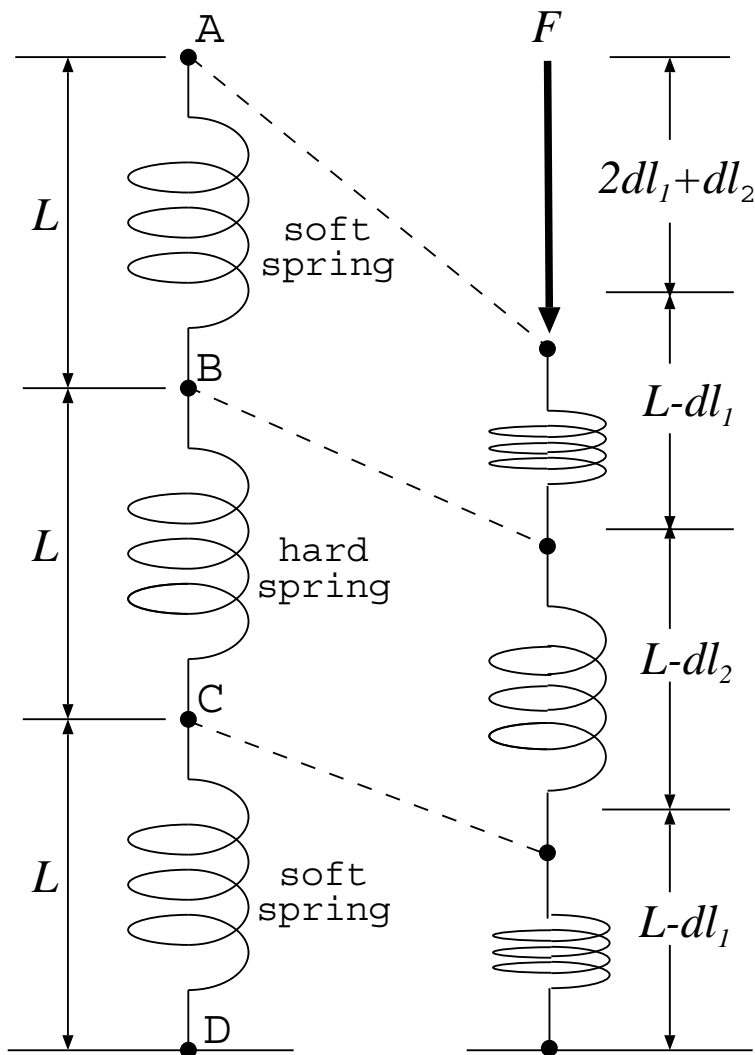


図 2.6: 連結バネモデル

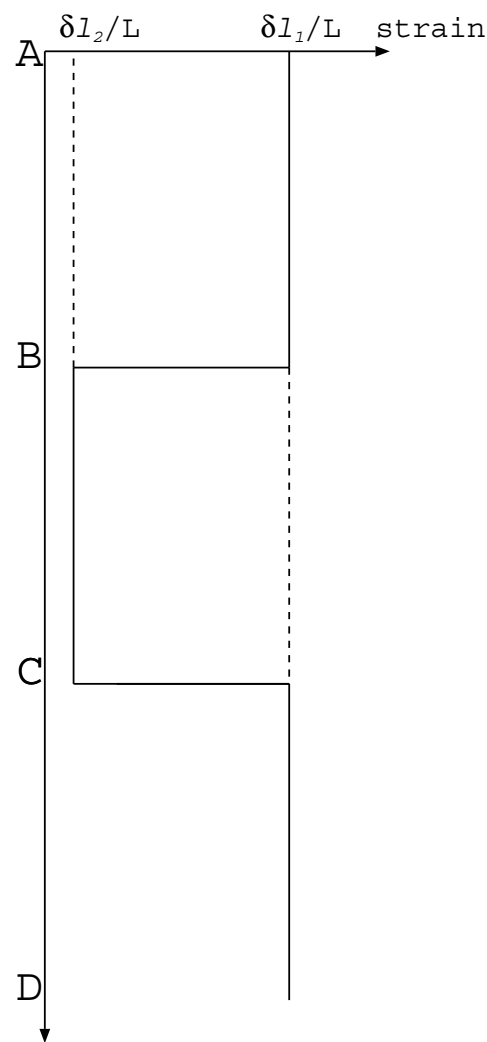


図 2.7: ひずみ分布

図 2.6 のバネのひずみは式 (2.6) より

$$\epsilon = \frac{\delta l_i}{L} \quad (i = 1, 2) \quad (2.8)$$

と表される．縦軸に図 2.6 の A 点からの深さ，横軸にひずみを取ると，図 2.7 が得られる．バネの縮みは弾性率に反比例し，軟らかいバネではひずみが大きく，硬いバ

ネはひずみが小さい．したがって，弾性率分布を求めることは，ひずみ分布を求めることになる．

2.2.2 相関法

ひずみ分布を求めるために本研究では相関法を用いた．相関法は時間推移を測定する際に用いられる解析法である．一般に相関法とは2つの時系列信号 $f(t)$, $g(t)$ があるとき，信号の類似度や時間差を表すものであり [14] , $f(t)$, $g(t)$ の相互相関関数は τ を時間推移とすると式 (2.9) で定義される．

$$R_{fg} = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)g(t - \tau) dt \quad (2.9)$$

局所的な相関を求める場合は，相関を取る範囲を T とする．式 (2.9) は

$$R_{fg} = \frac{1}{T} \left[\int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} f(t)g(t - \tau) dt \right] \quad (2.10)$$

となる． $f(t)$ と $g(t)$ が異なる信号のときは相互相関関数， $f(t)$ と $g(t)$ が同一の信号であるときは自己相関関数と言う．

本研究では相関法を信号ではなく超音波画像に適用し，加圧前後での局所的な移動量を求めた．

2.2.3 弾性率の決定方法

画像を用いるため，ピクセル値という離散値を扱うことになる．画像のある1列について相関を取る式は，データ数を N とすると，式 (2.9) は，

$$R_{fg} = \sum_{x=0}^{N-1} f(x)g(x - \delta x) \quad (2.11)$$

となる．データの大きさの影響を無くすため，式 (2.11) を正規化すると

$$R_{fg} = \frac{\sum_{x=0}^{N-1} f(x)g(x - \delta x)}{\sqrt{\langle \sum_{x=0}^{N-1} \{f(x)\}^2 \rangle \langle \sum_{x=0}^{N-1} \{g(x)\}^2 \rangle}} \quad (2.12)$$

となる．相互相関関数が $x = x_0$ で最大となるとき， $f(x)$ と $g(x)$ が最も類似しており， $g(x)$ は $f(x)$ が x_0 だけ移動している．以下に弾性率を求める手順を示す．

1. 圧力を加える前後の超音波画像をそれぞれ1枚ずつ取得する
2. 図2.8のように，加圧前の画像のj列目のi番目の区間と，加圧後の画像のj列目のi'番目の区間の相関関数 $R_{j,i'}$ を，式(2.12)を用いて求める．

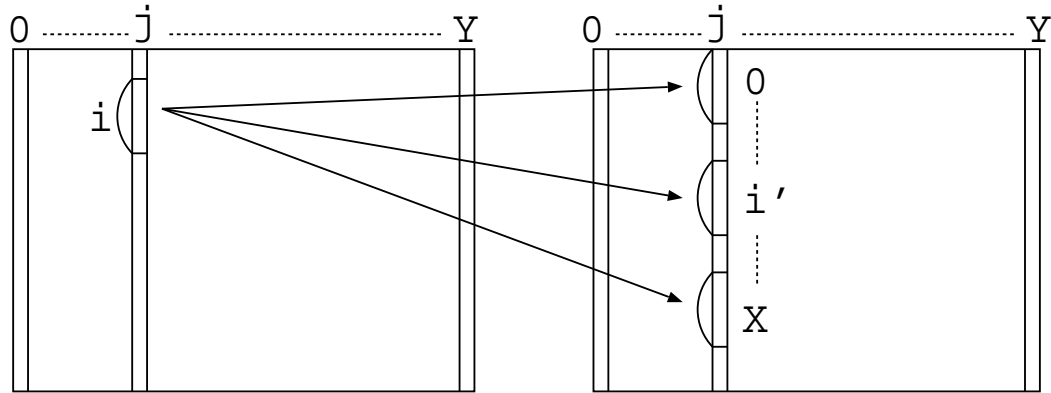


図 2.8: 画像の相関

3. i' を 0 から X まで動かす毎に 2. を繰り返す．
4. $R_{j,i'} (0 \leq i' \leq X)$ の中から $R_{j,i'}$ が最大となるときの i' を求める．
5. 4. で求めた i' を i 番目の区間の加圧による変位 $x_{j,i}$ とする．
6. i を 0 から X まで動かす毎に 2. から 5. を繰り返す．
7. i 番目の窓のひずみ $\epsilon_{j,i}$ を求める．式(2.6)より，

$$\epsilon_{j,i} = \frac{x_{j,i+1} - x_{j,i}}{L} \quad (2.13)$$

となる．弾性率 $E_{j,i}$ は式(2.7)より，

$$E_{j,i} = \frac{\epsilon_{j,i}}{\sigma} \quad (2.14)$$

となる．

8. 0 から $X-1$ までの i のついて 7. を繰り返す．
9. 0 から Y までの j について 2. から 8. を繰り返す．

なお，窓は，図 2.9 に示すように 1 つ前の区間と重なるように取る．重ねる範囲は任意である．

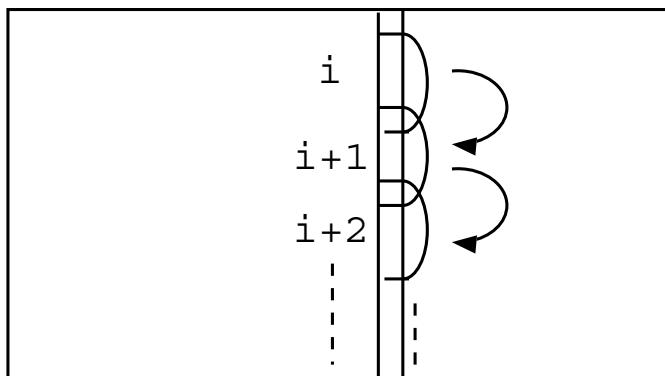


図 2.9: 窓のずらし方

第3章 力覚ディスプレイ

本研究では、計測した弾性率を力覚で提示する。力覚を提示するデバイスとして力覚ディスプレイが存在する。本節では力覚ディスプレイについて概説する。力覚ディスプレイとは深部圧覚に訴えるような外力を人体に加える装置のことを指す [15][16]。力覚フィードバックを行うための力覚ディスプレイの実現方法は主に道具媒介型、装着型、対象指向型の3方式で行われている。以下にそれぞれの説明を簡単に述べる。

3.1 道具媒介型

道具媒介型とはペンやボール等の把持部を媒介にして力覚提示を行う方式である。道具媒介型、装着型、対象指向型の3方式の中で最も実現が容易で、装着型に比べ、脱着が容易であるというメリットもある。PHANTOM(図3.1)や、HapticMaster[17](図3.2)はこの分類に属し、空間座標及び回転の6自由度の入力と同時に3自由度の力を出力するデバイスである。ただし、ロボットアームのような多関節機構を駆動機構として用いているため、装置の自重が大きくなることが問題である。この対策として糸の張力を用いる方式が取られており、代表的なものにSPIDAR[18](図3.3)がある。この方式は手に接する部分が極めて軽量にできるメリットの反面、糸は推力を発生させることができないため、装置全体の大きさに対して力を提示できる領域が小さいこと、複数の作用点を設けると糸が相互に干渉してしまうことが問題になる。



图 3.1: PHANToM omni



图 3.2: HapticMaster[17]

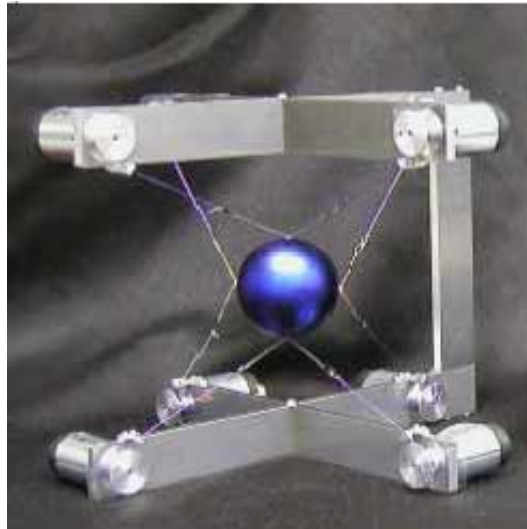


图 3.3: SPIDAR-G[18]

3.2 装着型

アクチュエータ付きのリンク機構を身に付ける方式のものを指す．各指に独立に力を提示でき，仮想物体を掴んだ感触をつくることのできる．この方式の問題は装置が大掛かりになることと，脱着が猥雑なことである．代表的なものとして Cyber Grasp(図 3.4)がある．これは力をフィードバックするワイヤで接続されたリングをそれぞれの指に 2 本ずつ装着することで，力覚を指に提示する．



図 3.4: CyberGrasp[19]

3.3 対象指向型

対象指向型とはインタフェースデバイス自体が変形，移動することで仮想物体の形状を模擬するものである．ユーザは指や手全体で直接デバイスに触れることで力覚が得られる．対象指向型デバイスは手に何も付けなくとも仮想物体の力覚を提示できるというメリットがある反面，任意の形状を即座に生成することが技術的に困難である．Haptic Screen(図 3.5)は映像を投影するスクリーンの下に力センサーの

付いた直動アクチュエータをアレイ状に備えており，スクリーン自体に任意の硬さや粘性を与えることができる．映像に直接触れる感覚を提示できる点がこの装置の特徴である．本実験では操作の容易さから PHANToM omni を用いる．



図 3.5: Haptic Screen[20]

第4章 可触化システムの試作

4.1 システム概要

今回構築したシステムの概要図を図4.1に示す。超音波診断装置より試料の画像を、加圧前後で2枚取得する。コンピュータに取り込んだこの2枚の画像から弾性率分布を推定し、弾性率分布を可視化した画像をディスプレイに表示する。そして、画像中の推定した弾性率が大きい部分を触ったときは大きい反力が、小さい部分を触ったときは小さい反力が返ってくるような反力モデルを作成し、力覚ディスプレイを介してユーザに反力を提示する。

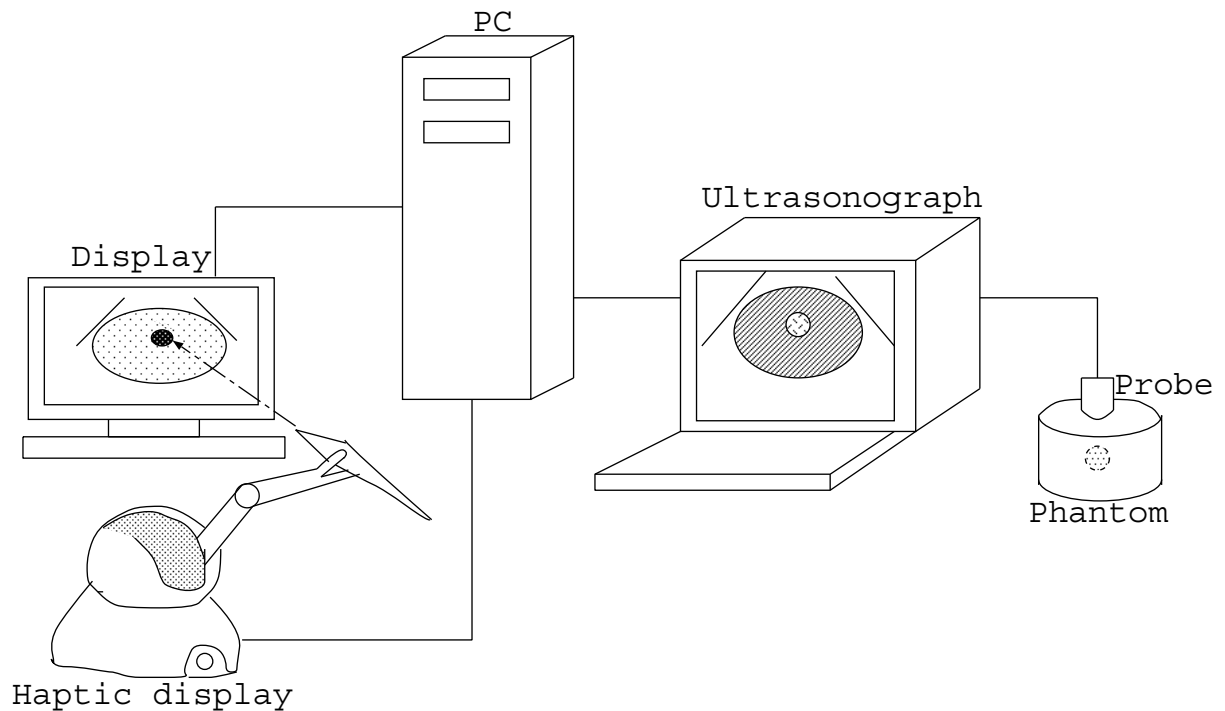


図 4.1: システム概要図

4.2 実験手法

超音波診断装置は日立メディコ社の echopal (図 4.2) を使用した。プローブの中心周波数は 3.5MHz である。

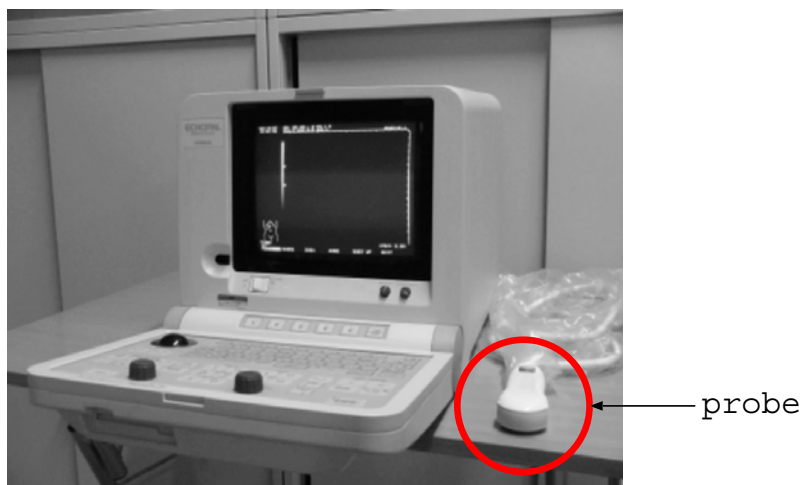


図 4.2: 超音波診断装置 : echopal

キャプチャボード (Interface 社製 PCI5520) を使用して超音波画像を PC (CPU Pentium4, 2.8GHz, メインメモリ 1GB) に保存した。

寒天で試料を作成した。寒天と水の混合物を沸騰させた。沸騰後 30 秒加熱を続けた。試料には水 $1.0 \times 10^{-4} \text{m}^3$ につき寒天を $1.0 \times 10^{-3} \text{kg}$ 入れたものの中央に、直径 $2.0 \times 10^{-2} \text{m}$ のプラスチック球 (図 4.3) を挿入した。



図 4.3: プラスチック球

試料の写真を図 4.4 に，模式図を図 4.5 に示す．



図 4.4: 試料

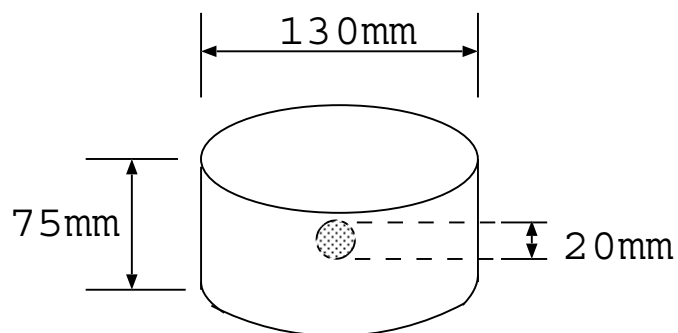


図 4.5: ファントム模式図

4.3 結果

プラスチックの直上の上面をを圧迫する前と，圧迫した後の B モード 画像を以下に示す．



図 4.6: 圧迫前



図 4.7: 圧迫後

上部の赤丸で囲った部分はプラスチック球の埋まっている場所である．圧迫後において、プラスチック部分が画像の上方に移動して見えるのは、圧迫によってプローブとプラスチックとの距離が短くなるためである。画像のサイズは 640×480 ピクセルである．これらの画像の各列について，式 (2.10) を使って深さ方向に相互相関を取った．窓のサイズは $L=16$ とし，1 ピクセルずつ移動させた．

加圧前後の 2 枚の画像より求めたひずみ分布を表した画像を図 4.9 に示す．



図 4.8: 超音波画像

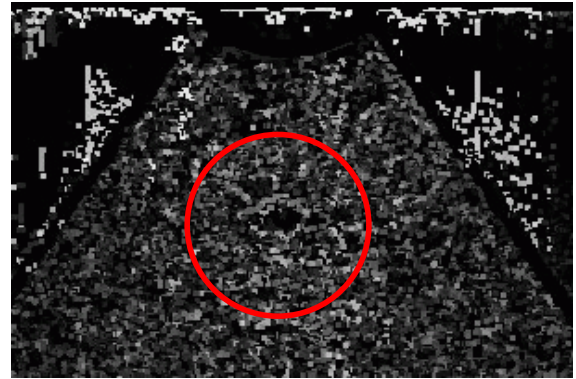


図 4.9: ひずみ分布

ひずみが大きい部分は明るく，小さい部分は暗くなっている．プラスチック球はひずみが限りなく小さかったため，周囲よりも暗く表示されている．このひずみ分布画像を基に力覚提示を行った．

以下に本システムで用いた反力モデルを式(4.1)に記す．

$$f = Ku \quad (4.1)$$

f はユーザに提示する反力， K は力覚提示デバイスの先端位置を超音波画像に射影した際の超音波画像上の弾性率， u は超音波画像の垂直方向への押し込み量を示している．図 4.10 及び 4.11 に力覚提示を行っている様子を示す．図中の緑色の矢印は反力の大きさを表している．プラスチック球があると思われる部分は硬い感触が，それ以外の部分では柔らかい感触が得られた．



図 4.10: プラスチック部分を触った場合



図 4.11: 寒天部分を触った場合

4.4 考察

本研究では、まず圧迫前後の超音波画像から寒天試料のひずみ分布と弾性率の推定を行った。推定結果を画素値に対応させた図4.9の結果から、周囲よりも硬いプラスチックが存在する部分において小さなひずみ分布が視認でき、寒天とプラスチックとの弾性の違いを反映した結果が得られたと考える。しかし、今回推定された弾性率は相対値であり、絶対的な弾性率を推定するためには、圧迫時の外力を厳密に測定する機構が必要である。また、図4.9において得られたひずみが小さい領域はプラスチック球の大きさと比較して小さく現れている。要因としては、原画像の画質、相関を取る際の窓の大きさ、移動幅などが考えられる。原画像の画質の向上については、試料内の空気流入の防止や圧迫方法の安定化などが挙げられる。相関算出時の窓の大きさ、移動幅は、小さな値に設定するほど精度向上が図れるが、一方で、ノイズに依る影響を大きく受けてしまうという問題がある。最適な窓の大きさ、移動幅の設定方法については更に検討する余地がある。次に、超音波画像に弾性率の情報を付加し、力覚提示デバイスを通して反力を提示する機能を開発した。超音波画像を見るだけでは分からなかった、硬さの異なるプラスチックと寒天の違いを反力という形で実際にユーザに提示することができた。しかし、図4.9のようにひずみ分布画像にはひずみの大きい部分と小さい部分が点在しており、画像上を撫でた場合に反力の大きさが連続にならずに振動を生じてしまう。弾性の境界の明瞭さを損なわない程度に反力値の補間を行うなどにより、提示反力値の連続性を高めることが考えられる。

第5章 まとめ

本研究では，加圧前後の2枚の超音波画像から弾性率分布を推定し，弾性率分布に応じた反力を提示する，超音波画像を用いた可触化システムを構築した．本システムにより，超音波画像に関して従来の可視化に加えて可触化が可能となり，物体の直感的な理解を促進することが期待される．

謝 辞

本研究を進めるにあたり，弾性率計測の手法を中心に終始適切な助言をいただいた大阪大学基礎工学研究科 大城 理教授に深く感謝し，篤くお礼申し上げます．本論文を纏めるにあたり数々の助言を頂いた大阪大学生命機能研究科 田中 宏喜助手に深く感謝致します．日頃から温かい助言の数々を頂いた大阪大学基礎工学研究科 増田 泰助手に篤くお礼申し上げます．また，PHAMToM の操作を始め，VR に関する御指導をしてくださった大阪大学基礎工学研究科 黒田 嘉宏助手に深く感謝致します．研究を進める上で，ささいな疑問にも丁寧な助言をいただいた大城研究室 浦田 裕介氏，堀尾 秀之氏，森下 祐太氏，亀井 俊智氏，谷本 達昭氏に感謝致します．また，日頃から共に励まし合い，助け合ってきた大城研究室 難波 俊介氏，村東 孝信氏，西澤 由希子氏にお礼申し上げます．

参考文献

- [1] M. Suga, T. Matsuda, K. Minato, O. Oshiro, K. Chihara, J. Okamoto, O. Takizawa, M. Komori and T. Takahashi, Measurement of In Vivo Local Shear Modulus Using MR Elastography Multiple-Phase Patchwork Offsets, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50, pp.908-915(2003).
- [2] P. Chaturvedi, M. F. Insana and T. J. Hall, Acoustic and Elastic Imaging to Model Disease-Induced Changes in Soft Tissue Structure, Proceedings of the 15th International Conference on Information Processing in Medical Imaging table of contents, pp.43-56(1997).
- [3] G. C. Burdea and P. Coiffet, Virtual Reality Technology. Wiley-IEEE Press, Singapore, 2003
- [4] 小出昭一郎, 「物理学」, 裳華房, 東京, 2001
- [5] 中村仁志夫, 佐藤達資, 池田仁, 渋谷みよ, 成松英明, 「医療系学生のための病理学 第3版」, 講談社サイエンティフィック, 東京, 2005
- [6] 高田明和, 高田由美子, 「新生理学入門」, 南山堂, 東京, 1994
- [7] 椎名毅, 新田尚隆, 植野映 and J.C.Bamber, 複合自己相関法による実時間 Tissue Elasticity Imaging. Japan Medical Ultrasonics Vol. 26, No. 2, 1999
- [8] J.Ophir, I.Cespedes, H.Ponnekanti, Y.Yazdi and X.Li, Elastography: a quantitative method for imaging, the elastisticity of biological tissues. Ultrasonic Imaging Vol. 13, pp. 111 - 134, 1991
- [9] J. E.Lindop, G. M.Treece, A. H.Gee, and R. W.Prager, 3D elastograpy using freehand ultrasound.

- [10] M. Yamakawa and T. Shiina, Tissue Elasticity Reconstruction based on 3-dimensional finite-element model. Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 38, pp. 3393-3398, 1999
- [11] 中村信良, 日本音響学会編, 音響工学講座 8「超音波」, コロナ社, 東京, 2001
- [12] 千原國宏, 日本 ME 学会編, ME 教科書シリーズ D-3「超音波」, コロナ社, 東京, 2001
- [13] 林紘三郎, 「バイオメカニクス」, コロナ社, 東京, 2005
- [14] 西原主計, 山藤和男, 「計測システム工学の基礎」, 森北出版株式会社, 東京, 2005
- [15] 佐藤誠編, 「バーチャルリアリティの基礎 2/人工現実感の設計: 究極のインタフェースを求めて」, 培風館, 東京, 2000
- [16] 原島博, 廣瀬通孝, 下條信輔, 「仮想現実学への序曲-バーチャルリアリティドリーム-」, 共立出版, 東京, 1996
- [17] <http://intron.kz.tsukuba.ac.jp/hapticmaster/hapticmaster.j.html>
- [18] 佐藤誠, 横浜リエゾンポート 2005, ポスターセッション講演
- [19] <http://www.mindflux.com.au/products/vti/cybergrasp.html>
- [20] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, R. Kawamura : Project FEELEX: Adding Haptic Surface to Graphics, Proceeding of SIGGRAPH2001(2001)
- [21] 内田智史, 株式会社システム計画研究所編, 「C 言語によるプログラミング 基礎編」, オーム社, 東京, 2001
- [22] 内田智史, 株式会社システム計画研究所編, 「C 言語によるプログラミング 応用編」, オーム社, 東京, 2002
- [23] Steve Oualline 著, 岩谷宏訳, 「Practical C Programming」, ソフトバンク株式会社, 東京, 1992