

磁気粘性流体を微小領域に封入した 触覚ディスプレイ

2015 年度



Keio University

Graduate School of Science and Technology
School of Integrated Design Engineering

石塚 裕己

目次

第1章 序論	1
1.1 研究背景.....	2
1.2 触知覚のメカニズム.....	4
1.2.1 触覚.....	4
1.2.2 皮膚の構造.....	5
1.2.3 触覚受容器.....	5
1.3 触覚ディスプレイ.....	6
1.4 MEMS 触覚ディスプレイ.....	7
1.4.1 表面粗さ.....	8
1.4.2 温度.....	10
1.4.3 硬軟感.....	10
1.4.4 電気刺激.....	10
1.5 高解像度硬さ触覚ディスプレイ.....	11
1.5.2 高解像度硬さ触覚ディスプレイの応用.....	11
1.5.2 硬さ呈示原理.....	13
1.6 機能性流体.....	14
1.6.1 ER 流体.....	14
1.6.2 磁性流体.....	14
1.6.3 MR 流体.....	14
1.7 液体封入.....	15
1.7.1 チャンネル.....	15
1.7.2 ボンディング.....	15
1.7.3 蒸着.....	16
1.7.4 MR 流体封入.....	16
1.8 本研究の目的と意義.....	17
1.9 本論文の構成.....	17
第2章 触覚ディスプレイ試作	19
2.1 緒言.....	20
2.2 MR 流体.....	20
2.3 硬さ分布呈示触覚ディスプレイ.....	22
2.4 製作方法.....	24

2.5 磁場解析.....	26
2.5.1 磁場測定.....	26
2.5.2 磁場分布解析.....	27
2.6 押し込み試験.....	29
2.7 官能試験.....	37
2.8 結言.....	40
第3章 MR 液体封入.....	42
3.1 緒言.....	43
3.2 液滴モールディング法.....	43
3.2.2 理論式.....	47
3.2.3 表面張力評価実験.....	50
3.2.4 体積評価実験.....	52
3.2.5 ガイド厚さ評価実験.....	53
3.2.6 液滴半径の評価.....	54
3.2.7 MR 流体の封入.....	55
3.2.8 素子の機械特性評価.....	58
3.3 PDMS ディップコーティング法.....	70
3.3.1 製作方法.....	71
3.3.2 理論式.....	74
3.3.3 接触部径による影響評価.....	76
3.3.4 MR 流体の濃度による影響評価.....	78
3.3.5 素子の機械特性評価.....	79
3.4 ボンディング法.....	81
3.4.1 製作方法.....	81
3.4.3 素子の機械特性評価.....	83
3.5 結言.....	86
第4章 触覚ディスプレイ評価.....	87
4.1 緒言.....	88
4.2 磁場解析.....	88
4.3 触覚ディスプレイの機械評価.....	90
4.4 触覚ディスプレイの官能評価.....	98
4.5 結言.....	103
第5章 結論.....	105

5.1 結論.....	106
5.2 今後の展望.....	108
謝辞.....	108
参考文献.....	110

第 1 章 序論

1.1 研究背景

ヒトは視覚, 聴覚, 触覚, 味覚, 嗅覚の五感によって得られた情報に基づいて周囲の環境を認識している. したがって, ヒトの五感にデバイスを通じて伝達することで使用者に仮想的な環境情報を認識させることができる.

実際に, 我々の身の回りには感覚に働きかけるデバイスが数多く存在している. 例えば, 我々は常に携帯電話やパソコンのモニターを通じて画像や文字を目で認識することで, 視覚を通じて情報を享受している. 信号機や電光掲示板も視覚に働きかけており, 視覚を通じて我々に周囲の環境情報を認識させている. そして, イヤホンやスピーカーからの音を耳を通じて受け取ることによって我々は聴覚を通じて情報を享受している. また, 携帯電話やゲームのバイブレーションのような振動や点字のような凹凸を皮膚との接触で認識することで触覚を通じて情報を享受している. 味覚や嗅覚に関しては電気味覚デバイス[1]や嗅覚ディスプレイ[2]のように研究段階のものはあるが, 実用化には未だに至っていない. 以上のことを踏まえると, 視聴覚への情報出力は十分に活用されているものの, 触覚は単純な情報呈示にとどまっている. そして, 味覚と嗅覚に至っては未開である.

この理由としては, まず, 視聴覚に関しては情報知覚の原理が解明されていることとセンシングデバイスと出力デバイスが十分に確立されていることが上げられる. また, 感覚器官の数や伝達神経速度を考慮すると, Table 1.1 に示すように視聴覚, 特に視覚によって得られる情報量が多いと言われている[3]. このことから, 視覚に情報を与えることで効率的に多くの情報を呈示することができると言える. しかし, 我々は常にものに触れ, その情報に基づいて自己の行動を決定している. また, Table 1.1 に示すように触覚によって得られる環境情報量も他の感覚情報に比べて少なくはない[3]. そこで, 触覚へ情報呈示を活用することによって, 物体の触感を疑似的に再現することや皮膚感覚を通じた使用者への行動指示の実現が期待できる[4]. しかし, 触覚情報は触覚受容器の知覚原理が十分に解明されておらず, 情報の入出力の方法が未だ十分に確立されていない. そのため, 未だに触覚受容器の原理の解明や触覚呈示方法に関する研究が盛んに行われている.

Table 1.1. Amount of information in each sense [3].

Sense	Amount of information (bit/s)
Vision	10^7
Touch	10^6
Audition	10^5
Taste	10^3
Smell	10^3

触覚呈示を行うための装置としては触覚ディスプレイと呼ばれるものが研究されている。触覚ディスプレイは皮膚内部にある触覚受容器を皮膚上から刺激することで、物体の表面粗さ、硬軟感、温度といった触感を使用者に呈示する [5]。これによって、触覚ディスプレイに物体の表面の凹凸や硬さのような触感を疑似的に再現することができる。他にも、皮膚が身体の大部分に分布していることを活かして、視覚情報を 2 値化し触覚情報に変換し皮膚に呈示することで、盲目の人に視覚情報を伝達する感覚代行にも用いられている [6]。ロボットの遠隔操作の操作性向上にも用いられており、手術ロボットの作業者に触感をフィードバックすることで作業者が病巣の位置を的確に認識し、余計な組織の切除を防ぐことができる [7]。

ここで、この触覚ディスプレイを通じた触覚呈示において満たすべき要件として 2 つのことが上げられる。

1 つ目は触覚ディスプレイが呈示するべき触感である。物体はそれぞれ特有の触感を持っていることから、触感は物体の数だけ無数に存在していると言える。そのため、無数に存在している物体の触感を完全に触覚ディスプレイ上に再現することは不可能である。そこで、物体の持つ触感の中でヒトの触覚に対して支配的な因子を抽出し、それを組み合わせて触覚ディスプレイ上に呈示することによって、触感を再現することができる。白土らの研究によると粗さ感、温冷感、湿り気感、硬軟感の 4 つの要因を組み合わせることで触感の 8 割が説明することができると言われている [8]。つまり、これらの 4 つの触感が触覚ディスプレイで再現するべき触感である。これら 4 つの触感を組み合わせることで、疑似的ではあるが多くの物体そのものの触感を触覚ディスプレイ上に再現することができるようになると考えられる。

2 つ目は触覚情報の解像度である。我々が普段触れているものを考えてみると、例えば、表面の触感が一様な物体だけでなく、局所的に触感の異なる物体も存在している。ヒトの指先の触刺激に対する分解能を表す触 2 点閾が 2-3mm であることから [9]、ヒトは局所的に触感の異なる物体の表面の硬さや粗さの分布を知覚することができる。そのため、使用者に高精度に物体の表面の凹凸や硬さといった触感を呈示するためには触 2 点閾に相当する数 mm の解像度が触覚ディスプレイには必要になる。

触感の呈示については数多くの研究が行われており、重要な触覚の因子である粗さ感、温冷感、硬軟感についてそれぞれ、あるいは複合して呈示する触覚ディスプレイが数多く研究されている [10-14]。その中でも物体の表面の粗さを 2-3 mm の解像度で高解像度に再現する触覚ディスプレイは研究されているものの、それ以外については一様な触感、あるいは数 cm の解像度であるものがほとんどである。

現在、研究されている触覚ディスプレイの中には半導体集積回路製造技術のためマイクロナノ加工技術を用いて製作されたものも数多く存在している [15-19]。この方法で製作された触覚ディスプレイは微小な触覚呈示素子が密に配置されており、それぞれを独立して駆動させることで数 mm の解像度で触感呈示を実現することができる。現在、この方法で

製作された触覚ディスプレイは 1 つの触感のみを呈示している。このマイクロナノ加工技術には積層化という複数の素子を 1 つの基板上同時に製作できる特徴があり、異なる触覚を呈示する微小な触覚呈示素子を同時に 1 つの基板上に製作することで、複数の触感を同時に呈示することもできるようになる。

以上のことから、触覚ディスプレイを用いた触覚呈示において、高精度に触覚呈示を行うためには呈示する触感とその解像度が重要になってくる。そして、マイクロナノ加工技術に基づいて触覚ディスプレイを製作することで、これら 2 つの要求を満たすことができるだけでなく、さらには複数の触感を同時呈示も期待できる。

1.2 触覚のメカニズム

触覚ディスプレイは実際の物体の表面を直接再現することができない。そのため、触覚呈示はアクチュエータ等を用いて皮膚内部の触覚受容器を外部から刺激することで物体に触れた時の触感を仮想的に再現することで行われている。そのため、ヒトの触覚受容器の特性を把握することは触覚呈示を行うためには非常に重要になってくる。そこで、本節ではヒトの触覚について述べる。その後、皮膚の構造について述べた後に、その内部に存在する触覚において重要な役割を果たす触覚受容器について述べる。

1.2.1 触覚

ヒトが何かに触れた際には、触れた物体の硬さや温度を知覚し、その情報に基づいて触れている物体を認識している。そして、この物体に触れた際に知覚する粗さ、硬さや温度のような感覚が触覚である[20]。視覚、聴覚、味覚、嗅覚はそれぞれ目、耳、舌、鼻とその感覚の受容に特化した分化した感覚器官をもっている。一方で、この触覚はヒトの皮膚全体で感じることができ、他の感覚とは異なり触覚受容に特化した感覚器官が存在していない。触覚のように受容に特化した感覚器官を持たない感覚は体性感覚と呼ばれる。体性感覚は骨格筋や腱で感じられる深部感覚と皮膚や粘膜で感じられる皮膚感覚に分類される。深部感覚はさらに運動中の関節や筋の触覚受容器によって受容される運動感覚と筋や骨に生じる深部痛に分類することができる。この皮膚感覚が触覚に関連している。皮膚感覚には触れた物体の表面の粗さや硬さを知覚する触覚、触れた物体の温度を知覚する温度感覚、外部からの危害によって皮膚に生じる痛覚に分類することができる。触覚と温度感覚は別なものとして説明されているが、温度感覚は触覚に含まれることもあり[21-23]、本論文でも温度感覚は触覚に含まれるものとする。次節では皮膚感覚関与する皮膚の構造と触覚に関与する皮膚内部に存在する触覚受容器について述べる。

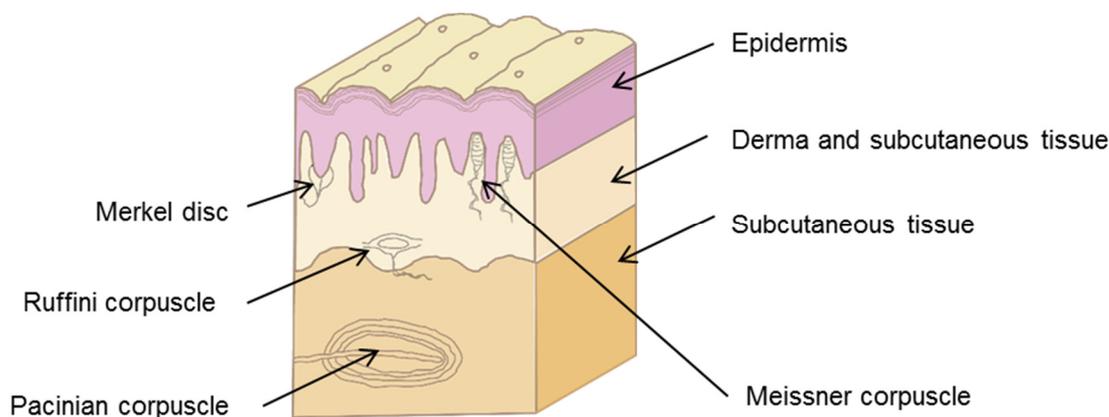


Fig. 1.1. The structure of human skin and distribution of mechanoreceptors.

1.2.2 皮膚の構造

ヒトの皮膚は身体の表面を覆っており、面積が 1.6 m^2 で重量が 3 kg 程の最大の感覚器官であるといわれている[24]。皮膚は上から Fig. 1.1 に示すように上から表皮、真皮、皮下組織の三層から構成されている。皮膚は無毛部と有毛部に分けることができる。無毛部は手指、掌、足底、粘膜部といった物体に触ることが多い部位に存在している。無毛部の表皮付近にはマイスナー小体やメルケル触盤といった触覚受容器が存在している。有毛部と比べて面積は小さいが、指紋や掌紋のような皮膚構造と触覚受容器の配置により触覚受容器の感度を高めることができ、対象表面の凹凸の検知といった触知覚において重要な役割を果たしている[5]。有毛部は皮膚の毛穴を有する部分であり、皮膚の大部分を占めている。有毛部にはマイスナー小体やメルケル触盤が存在しておらず、代わりに毛に付随した毛盤や毛包受容器が存在している。ヒトは皮膚表面に機械的刺激を受けることで、それによる皮膚の歪や温度変化を皮膚の内部にある触覚受容器が受容する。この受容された情報によって、触覚、温度感覚、痛覚といった感覚を知覚する。そして、これらの感覚と他の感覚器官から得た情報に基づいて、外部の環境を認識し自己の行動を決定する。また、皮膚は触知覚に加えて、水分調整、体内の細菌からの保護、体温調整、分泌排泄、ビタミン合成、呼吸といった働きも行っている。

1.2.3 触覚受容器

Fig. 1.1 に示すよう、触覚受容器は皮膚の表皮、真皮、皮下組織の三層に渡って存在している。この触覚受容器には触覚情報を受容する機械受容器、温受容器と冷受容器、侵害受容器、化学受容器等が該当している[23]。そして、触覚受容器は更にカプセルのような特殊な構造を持っている受容器と、そうした構造を持っていない自由神経終末に分類することができる。

特殊な構造を持った受容器には機械受容器が該当する。機械受容器は皮膚へのひずみや振動のような刺激に反応して活動電位を生じ神経発射する。その活動電位によって刺激の情報が脳皮質に送られる。その情報を処理されることで触覚情報が知覚される。これらの機械受容器が刺激に対応して反応することができる皮膚範囲は受容野と呼ばれている。そして、機械受容器は刺激に対する応答性とその受容野の広さから分類されている。遅い刺激に応答する受容器は **Slowly Adapting (SA)** 型と呼ばれ、早い刺激に応答する受容器が **Fast Adapting (FA)** 型と呼ばれる。また、受容野の狭く境界が鮮明な受容器が **I** 型で、受容野の広く境界が不鮮明な受容器が **II** 型と分類される。機械受容器には Fig. 1.1 に示すマイスナー小体、パチニ小体、メルケル触盤、ルフィニ終末の 4 種類が該当する。それぞれマイスナー小体が **FA-I**、パチニ小体が **FA-II**、メルケル触盤が **SA-I**、ルフィニ小体が **SA-II** にそれぞれ該当している。マイスナー小体は表皮の真下に存在している。このマイスナー小体は、狭い範囲での振動に対して反応し、その刺激の強度変化に対して神経発射する。マイスナー小体によって知覚される触感は一パタとした振動である。パチニ小体は皮下組織に存在している。パチニ小体は振動に対して広い範囲で反応し、その刺激の強度の変化の加速度成分に対して神経発射する。パチニ小体によって知覚される触感は高速の振動である。メルケル触盤は表皮と真皮の間に存在している。メルケル触盤は狭い範囲での振動に対して反応し、刺激の速度と変位成分に対して、つまり刺激の強度とその変化に対して神経発射する。メルケル触盤によって知覚される触感は一圧感である。ルフィニ終末は真皮内部に存在している。ルフィニ終末は刺激に対する受容野が広く、刺激の強度に対して神経発射する。このルフィニ終末によって知覚される触感は一未だに明らかにされてはいない。

自由神経終末は神経線維の末端であり、機械受容器のように先端に特殊な構造を有していない。自由神経終末も機械受容器と同様に外部からの刺激に対して神経発射する。自由神経終末には皮膚の温度に反応する温冷受容器、周囲の化学変化に反応する化学受容器、機械・化学・温度刺激のそれぞれに対して反応するポリモーダル受容器が含まれる。

これらの触覚受容器は皮膚の部位によって密度が異なっている。例えば、指先では触覚受容器の密度が高くマイスナー小体は 140 unit/cm^2 の密度で存在している。掌に近づくにつれて密度が減少し、掌では 30 unit/cm^2 の密度になっている [26]。このため、空間的に離れた 2 点を刺激し、その差異が知覚できる最短距離である 2 点弁別能は指先において 2-3 mm であることに対して、上腕や背では 15-30 mm になっており [5]、またその感度も異なっている。

1.3 触覚ディスプレイ

ヒトは皮膚の内部に存在している触覚受容器が皮膚の外部から刺激されることで触れた物体の触感を知覚していることから、触覚受容器を外部から意図的に刺激することで物体の触感を知覚させることができる。この皮膚の内部に存在する触覚受容器を刺激することで触感を呈示する装置が触覚ディスプレイと呼ばれる。触覚ディスプレイは物体の表面そ

のものの触感を直接再現することができないことから、ヒトの触知覚において重要な役割を果たしている物体の表面の粗さ、硬さ、温度といった触覚因子を呈示することで、疑似的に物体の触感を呈示できる。表面の粗さの再現に関しては、Bau らの指と絶縁体の間に生じる静電気力を用いた摩擦力制御による触覚ディスプレイがある[26]。Bau らは官能評価によって触覚ディスプレイ上にねばねばやさらさ、なめらかや凸凹といった触感を再現できることを明らかにした。また、牧野らは吸引圧が圧迫刺激に知覚されることを利用して圧迫刺激を提示する触覚ディスプレイを開発した[27]。温度の呈示に関しては、Yamamoto らの印加電圧によって温度が変化するペルチェ素子を用いて温度を呈示する触覚ディスプレイがある[28]。Yamamoto らはこの触覚ディスプレイを用いることで木材や真鍮などの温度の違いの呈示を試みた。早川らは水とお湯を混合することで温度呈示を行う触覚ディスプレイを開発し、温度提示が画像の印象に与える影響を評価した[29]。硬さに関しては、池田らはバルーン内部の空気圧を制御することで接触面積と反力を制御し硬さを呈示する触覚ディスプレイを開発した[30]。サンプルの弾性係数との硬さの比較を行い、それらの硬さが再現されることを確認した。Stanley らは微小な粒子が封入された膜の内部を減圧することで、その粒子の凝縮により硬さを呈示する触覚ディスプレイを開発した[31]。これらの触覚ディスプレイは触感の解像度に注目しておらず、その解像度は数 cm から一様になっている。

1.4 MEMS 触覚ディスプレイ

現在提案されている触覚ディスプレイの中には半導体製造のためのマイクロナノ加工を用いて製作された MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)触覚ディスプレイがある。マイクロナノ加工は半導体集積技術に基づいて発展した技術である。この加工方法の特徴として、システムの寸法を小さくすることができる小型化、複数のシステムを 1 つの基板上に製作することができる集積化、複数のシステムを同時に作ることもできる大量生産という 3 つが上げられる。つまり、マイクロナノ加工を用いることで従来は数 cm の大きさであった触覚ディスプレイを数 mm から数百 μm の大きさに小型化することができる。それをヒトの触分解能に相当する数 mm 間隔で密に配置することで高解像度に触感を呈示することが可能な触覚ディスプレイを実現できる。そして、それぞれの素子の呈示する物理パラメータを制御することで高解像度に触覚情報を使用者に呈示できる。また、異なる触感を呈示する素子を集積することで、複数の触感を同時に呈示することも期待できる。このように MEMS 触覚ディスプレイは 1.1 で述べた触覚ディスプレイに必要な呈示する触感だけでなく、その解像度という要件も満たせる。

MEMS 触覚ディスプレイも従来の触覚ディスプレイと同様にヒトの触知覚の特性に基づいて、振動や温度といった触感を再現することで使用者に触覚を呈示する。現在までに、物体の表面粗さ、温度、硬さを呈示する MEMS 触覚ディスプレイが実現されている。この MEMS 触覚ディスプレイは従来の触覚ディスプレイと比較して報告例が少ないことから未

開の分野であると言える。本節では、この MEMS 触覚ディスプレイを各々の呈示する触感分類し、そのいくつかの原理と解像度について述べる。

1.4.1 表面粗さ

物体の点字を含む物体の表面の凹凸感や表面の粗さをアクチュエータの変形や振動によって再現する触覚ディスプレイについて述べる。

凹凸を再現する方法としては触覚ディスプレイの表面の形状を変化させ、直接凹凸を作り出す方法がある。この方法では、空気圧アクチュエータを用いた凹凸呈示がある。Doh らは Polydimethylsiloxane(PDMS)製のバルーンアクチュエータ内部を空気で加圧し変形させ、アクチュエータに変位を生じさせることで凹凸を再現する触覚ディスプレイを開発した[32]。Carreras らは空気圧によって凹凸を再現する触覚ディスプレイを手術用ロボットへ応用し、医師への触覚フィードバックを実現した [33]。この触覚ディスプレイは直径 3 mm のアクチュエータが 1.5 mm の間隔で配置されていることから、その解像度は 4.5 mm であった。Wu らはポリエチレングリコール製のバルーンを用いた触覚呈示素子を製作し、バルーン内部の圧力を外部のバルブによって制御し素子を変形させることで、点字のような凹凸を作り出すことができる触覚ディスプレイを開発した[34,35]。後にこの触覚ディスプレイが凹凸を呈示できるだけでなく、200 Hz の周波数以下の周波数の振動を呈示することも確認した[36]。この触覚ディスプレイは直径 1.5 mm のアクチュエータが 1 mm 間隔で配置されており、その解像度は 2.5 mm となっていた。これらの触覚ディスプレイは外部のバルブで空気圧を制御しているが、Levent らは触覚ディスプレイの空気圧制御用の MEMS バルブをシリコン基板上に製作する方法を開発した[37]。将来的には、触覚ディスプレイ内部にバルブを内蔵することも可能になると考えられる。一方で、Russomanno らは弁を用いることなく、マイクロ流体デバイスを応用して流体ロジック回路を製作し空気の流れを制御することで、バルブを用いずに PDMS 製のアクチュエータを駆動し、点字を再現するための制御理論を提案した[38]。Shikida らは空気の圧縮性を用いずに、MEMS ヒータで空気を加熱することによる熱膨張で凹凸を作り出す触覚ディスプレイを開発した[39]。この触覚ディスプレイは触覚呈示部が 3 mm の間隔で並んでおり、3 mm の解像度を實現した。機能性材料を用いて凹凸形状を触覚ディスプレイ上に作り出し、その呈示を行う方法も提案されている。Kato らは機能性材料の電場応答性の高分子アクチュエータと有機トランジスタを組み合わせたアクチュエータの変形を利用して凹凸の呈示を行う点字ディスプレイを開発した[40]。この触覚ディスプレイは長さ 4 mm で幅が 1 mm のアクチュエータが数 mm 間隔で配置されていることから、その解像度は数 mm であった。Green らはワックスの加熱による固液相変化時の体積増加に着目し、この体積変化で凹凸呈示を行う触覚ディスプレイを開発した[41,42]。この触覚ディスプレイは直径 1.5 mm のアクチュエータが 1 mm 間隔で配置されており、2.5 mm の解像度であった。Torrás らはエッチングにより加工されたシリコンウェハーと光-熱変換により体積増加を生じる LCE-CNT コンポ

ジットを組み合わせた、光駆動の点字ディスプレイの提案を開発した[43]. この触覚ディスプレイは直径 1-1.5 mm のアクチュエータが数 mm 間隔で配置されていることから、数 mm の解像度であった. Tsujita は印加電圧によって粘度が変化する機能性流体の一種である Electrorheological(ER)流体を封入した作製した点字ディスプレイを開発した[44]. ER 流体は印加電圧間で鎖状のクラスタを形成する性質を持っており、これに着目してクラスタをバルブとして用いることで ER 流体の流れを制御することで凹凸の呈示を行う. この触覚ディスプレイは直径 1.5 mm のアクチュエータが 0.8 mm 間隔で配置されており、その解像度は 2.3 mm であった. これら以外の方法として、静電気力によって触覚呈示を行うものがある. Sasaki らは駆動するチューリップ型のアクチュエータの運動を利用することで、ディスプレイ上に凹凸を再現する触覚ディスプレイを開発した[45]. この触覚ディスプレイは直径 1 mm のアクチュエータが 0.2 mm の間隔で配置されており、その解像度は 1.2 mm であった.

アクチュエータの機械振動によって受容器を刺激し、それによって物体の表面粗さや凹凸感の再現することもできる. そのためには、高周波で振動するアクチュエータが必要になる. Matysek らは絶縁体の上に形成された 2 枚の電極間に作用する静電気力による電極間の距離の変化を利用して機械振動を呈示する触覚ディスプレイを実現した[46,47]. この触覚ディスプレイは 5 mm×5 mm の寸法のアクチュエータが密に配置されており、5 mm の解像度であった. Streque らはコイルと磁石との間に働く電磁力によって機械振動を生じさせる触覚ディスプレイを開発した[48]. この触覚ディスプレイは 2 mm のアクチュエータが密に配置されており、その解像度は 2 mm であった. Rhun らは印加電圧によって変位を生じる圧電材料をシート化し振動させることで指と触覚ディスプレイの間にスクイーズ膜を作り出し摩擦感を呈示する方法を開発した[49]. この触覚ディスプレイはアクチュエータが密に配置されてはいるものの、協調して駆動させ触覚ディスプレイ表面を振動させるため、解像度は一様になっている. Watanabe らは圧電素子の変位を増幅する機構を用いた触覚ディスプレイを開発した[50,51]. 圧電素子の振動数と変位を制御することで、ディスプレイ上に対象とする木やゴムの触感が再現できることを確認している[52]. この触覚ディスプレイは直径 0.5 mm のアクチュエータが 4 mm の間隔で配置されており、その解像度は 4 mm となっていた. アクチュエータを用いる以外の方法では、電極と絶縁体である指の間に働く静電気力による摩擦を利用した方法がある[53-55]. この触覚ディスプレイは電極へ印加電圧の値や周波数を変化させることで、電極と指との間に働く静電気力を変化させ、その間に働く表面粗さや凹凸を疑似的に再現することができる. Pyo らは静電気力による摩擦と機械振動を組み合わせることで、使用者により鮮明に触感を呈示できることを明らかにした[56]. ここで述べた静電気力を用いた触覚ディスプレイはその表面に一様な触感を呈示している.

1.4.2 温度

温度感を呈示する際には、皮膚に対して熱を与える、あるいは取り去ることが必要になる。Araiらはシリコン基板上に製作したマイクロ流路を通じて水とエタノールを送液し指に散布することによって、エタノールの気化熱により皮膚を冷却するMEMS触覚ディスプレイを開発した[57]。水とエタノールの混合比を制御することによって指の表面を5度から10度冷却することが可能であることを実験から明らかにした。この触覚ディスプレイについてはエタノール散布領域について言及がなく、その解像度について言及がなされていない。現在までに報告はないものの、ペルチェ素子は半導体製造技術を用いたマイクロナノ加工技術で製作できることから[58]、ペルチェ素子を用いたMEMS触覚ディスプレイを実現することもできると考えられる。

1.4.3 硬軟感

物体の硬軟感を呈示する硬さ触覚ディスプレイは低周波振動でメルケル小体への選択的刺激かディスプレイ自体の硬さを変化させることで硬軟感を呈示する[59,60]。Kosemuraらは機械振動MEMS触覚ディスプレイで周波数と刺激の強さを変化させることで、硬軟感の呈示ができることを明らかにした[52]。これはWatanabeらのものと同じ触覚ディスプレイを用いており、その解像度は4 mmである。Yangらはバネと、磁場に応じてその粘性が変化するMagnetorheological(MR)流体を組み合わせた触覚ディスプレイを開発した。印加磁場を変化させることで、触覚ディスプレイ自体の硬軟感を制御することができる[61]。この触覚ディスプレイは直径が10 mmであり、密に配置することで10 mmの解像度を実現できると考えられる。

1.4.4 電気刺激

前項までで述べた触覚ディスプレイは触覚ディスプレイの物理パラメータを制御し呈示することで、疑似的に物体の触感を再現する。それ以外には、電気刺激を用いて皮膚下の神経に直接電流を流して神経を活動させる方法がある[62]。Ostromらはスパッタリングによりシリコン基板上に電極を製作することで電気触覚ディスプレイを開発した[63]。電極間の距離から2.4 mmの解像度を実現している。Kitamuraらは電極の形状を平面電極から、エッチングによりチタンワイヤーを針状の電極に加工した触覚ディスプレイを開発した[64]。針状にすることで抵抗値の高い角質層を貫くことができ、Kajimotoらのものと比較して低い電圧で触感を呈示することができる。この触覚ディスプレイは直径0.3 mmの針が2 mm間隔で配置されていることから、その解像度は2.3 mmとなっている。

1.5 高解像度硬さ触覚ディスプレイ

1.4で述べたように、表面粗さの再現に関しては数多くの研究が行われており、ヒトの触分解能に近い2 mmの解像度を実現できている。そのため、この表面粗さの再現に関しては実際の物体の表面の粗さに近い触感呈示が可能である。温度に関してはヒトの触分解能が他の触覚より低く手の甲で19 mm以上であることから[65]、高解像度は必要ないと考えられる。硬軟感は機械受容器のSA-Iで受容されていることから表面粗さと同様に指先で2 mmの触分解能がある。そのため、高精度に硬軟感を再現するためには高解像度硬さ触覚ディスプレイが必要になってくる。高解像度硬さ触覚ディスプレイの構造に関する検討を行った例はあるものの[66]、シミュレーションによる検討のみに止まっている。実際に製作された硬さ触覚ディスプレイの中で最も解像度が高いものは1.4.3で述べたYangらによる10 mmの解像度のものである[61]。

高解像度硬さ触覚ディスプレイを実現することで、身近にあるものの硬軟感を高精度に再現できるようになる。例えば、金属板のように均一な硬さのものだけでなく、ヒトの皮膚のように骨による硬い触感の部分と脂肪による柔らかい触感の部分の混在したものも身の回りに存在している。高解像度硬さ触覚ディスプレイを用いることで、均一な硬さだけでなく、柔らかい部分と硬い部分が混在した硬軟感の分布も再現できるようになる。

1.5.2 高解像度硬さ触覚ディスプレイの応用

高解像度硬さ触覚ディスプレイの応用先としては、触診があげられる。触診は医師が患者の異常がある部位や臓器の状態を調べるために触って調べる診断方法である。特殊な装置を必要とせず患者に触れるだけで病巣を簡単に発見できることから、簡易かつ効果的な診断方法として広く行われている。実際に指で皮膚の表面に触れ押すことで、しこりの有無や大きさや形状のような視診ではわからない皮膚表面付近にある病巣の状態を知ることができる。病巣は正常な組織と比べると硬いということが知られており、その硬さの違いを医師は知覚することで病巣の位置や大きさを特定している。ヒトの組織の硬さについてはいくつか報告がある。WellmanらやKuroscopらは切り出した生体組織を圧縮し、その結果から硬さを表す指標である弾性係数を算出した[78,79]。特にKuroscopらは前立腺と乳房における、病巣や正常な組織の弾性係数を押し込み試験の結果から算出した。それらについて、Table 1.2とTable 1.3に示す。乳房においても、前立腺においても組織の弾性係数は数十から数百kPaの範囲に収まっている。また、乳房においても前立腺においても病巣はプレロードが増加させることで、呈示される弾性係数も増加する組織がある。この傾向から、医師が患者の皮膚を強く押さないと、弾性係数の違いを知覚しにくいということが考えられる。正常な組織と病巣の弾性係数を比較すると、乳房の正常な組織の脂肪や腺組織よりも浸潤性の腺管癌は3-15倍弾性係数が大きくなっている。また、前立腺においても正常な全部組織や後部組織よりもガン組織のほうが1.5-3倍に弾性係数が大きくなっている。

Table 1.2. Elastic modulus of breast tissues under various compression condition [79].

Breast Tissue Type	Tissue Elastic Modulus (kPa)					
	5% precompression			20% precompression		
	Loading Frequency (Hz)					
	0.1	1.0	4.0	0.1	1.0	4.0
Normal fat	18± 7	19± 7	22± 12	20± 8	20± 6	24± 6
Normal glandular tissue	28± 14	33± 11	35± 14	48± 15	57± 19	66± 17
Fibrous tissue	96± 34	107± 31	116± 28	218± 87	232± 60	224± 85
Ductal carcinoma in situ	22± 8	25± 4	26± 5	291± 67	301± 58	307± 78
Invasive and infiltrating ductal carcinoma	106± 32	93± 33	112± 43	558± 180	490± 112	460± 178

Table 1.3. Elastic modulus of prostate tissues under various compression condition[79].

Prostate Tissue Type	Tissue Elastic Modulus (kPa)					
	2% precompression			4% precompression		
	Loading Frequency (Hz)					
	0.1	1.0	4.0	0.1	1.0	4.0
Normal anterior	55± 14	62± 17	59± 19	60± 15	63± 18	63± 16
Normal posterior	62± 19	69± 17	65± 18	68± 14	70± 14	71± 11
BPH	38± 8	39± 6	38± 8	40± 12	36± 11	41± 13
Cancer	96± 16	100± 20	99± 18	230± 34	221± 32	241± 28

ここで、生体内の病巣を発見するための方法としてMagnetic Resonance Imaging (MRI) や内視鏡が用いられている。しかし、MRIではその解像度から10 mm以下の大きさの病巣を発見することはできないという問題がある[67]。また、内視鏡は組織の表面の観察しかできないため、組織の内部にある病巣を発見できないという問題がある。そこで、MRIや内視鏡では発見できない小さな病巣や深部にある病巣を発見する1つの方法として生体内を触診する方法が考えられる。生体内触診では触覚センサを用いて生体内の硬軟感の分布情報を取得し、その情報を高解像度硬さ触覚ディスプレイ上に再現する。そして、医師が触覚ディスプレイを触診することで医師の触覚によって従来の方法では発見できなかったような小さな病巣や深部にある病巣を発見できるようになる。

この高解像度な硬さ触覚ディスプレイが触診への応用のために満たすべき要件としては2つのことがあげられる。まず、ヒトの組織を再現することを目的としていることから、Table 1.2とTable 1.3から数十から数百kPaの弾性係数を触覚ディスプレイ上に再現することが必要になる。また、MRIでは発見できない大きさの病巣の発見を目的としていることから、MRIを超える10 mm以上の解像度を実現することも必要になる。

1.5.2 硬さ呈示原理

現在までに提案されている硬さ触覚ディスプレイの呈示の原理としてはモータを主に用いる方法、空気圧を用いる方法、そして機能性流体を用いる方法の3つが主に用いられている。Kitazawaらはモータの回転制御によってベルトの張力制御を行い、それにより硬さを呈示する触覚ディスプレイを開発した[68]。このモータを用いる方法は制御性に優れているが、モータの体積が小さくなるにつれて、そのトルクが減少し、結果として呈示される硬さが減少するという問題が起こり得る。また、その装置の寸法はモータの大きさに依存するため、装置自体が大きくなる。Stanleyらは粒子を充填した膜内部の空気を減圧し粒子を凝縮させることで硬さを呈示する触覚ディスプレイを開発した[31]。この方法は硬さを変化させることが可能な素子を密に配置してそれぞれ減圧するために、大型の減圧機をいくつも必要とするために、装置が大きくなるという問題がある。TsujiitaらやYangらのようにMR流体やER流体のような機能性流体を用いた触覚ディスプレイもある[44,61]。機能性流体のMR流体やER流体は外部からの刺激に応じて、粘性を変化させる。その結果、押した際に呈示される反力が変化し、あたかも硬さが変わったかのように使用者に感じさせることができる。この機能性流体は空間さえ確保できれば容易に封入できることから、小型化に適している。また、機能性流体の特性を変化させるためには磁場や電場を印加する必要がある。電場を印加する場合には電極のみが必要であり、MR流体の場合にはコイルやネオジム磁石を取り付けたアクチュエータが必要となる、いずれの場合にも減圧機ほど大型の装置を必要としないと考えられ、装置が大型にならないという利点もある。そこで本研究では小型化に適した機能性流体をアレイ化することで、硬さ呈示用の素子を密に配置することで高解像度硬さ触覚ディスプレイを実現することとした。

1.6 機能性流体

機能性流体は外部からの刺激によってその特性を変化させる液体の総称である。機能性流体にはER流体、磁性流体、MR流体、電界共役流体が含まれる。これらの中でも外部からの刺激によってその粘性を変化させるER流体、磁性流体、MR流体が硬さ呈示への適用が可能であると考えられる。本節ではER流体、磁性流体、MR流体について述べ、それらの高解像度硬さ触覚ディスプレイへの応用の可能性について述べる。

1.6.1 ER 流体

ER流体は絶縁体である液体と極性を持つ粒子の懸濁液である。非電場下ではER流体は液体のような性質を持っている。一方、電場下では極性を持った粒子が引力によって結合し、クラスタを形成する。それによってER流体の粘度が変化する。ER流体には分極しやすい直径1 μm の粒子を液中に分散させた分散系と極性を持つ沈殿を生じにくい微粒子を液中に分散させた均一系の2種類が存在している。ER流体はクラスタを形成し、その特性を変化させるために数kV/mmの高電圧を必要とする。5 mmの硬さ呈示素子にER流体を封入した場合には10 kV以上の高電圧を必要とすることから、システムの大型化と安全性の面からER流体を硬さ呈示触覚ディスプレイへ応用することは困難である。

1.6.2 磁性流体

磁性流体は水や油等の母液に直径10 nmの大きさの強磁性体の微粒子を分散させた懸濁液である。磁性流体は強磁性体の微粒子の持つ磁気分極によって、磁性を持った液体のように振る舞う。そのため、非磁場下では磁性流体は液体のように振る舞う。一方で磁場下では磁性流体中の強磁性体の微粒子は磁化され結合し、クラスタを形成する。これによって磁性流体の粘度が増加する。このクラスタの形成は外部から磁場を印加することで形成させることから、印加磁場の分布を制御することで本研究で目的とする5 mmの範囲でその粘度を変化させることができ、硬さ呈示への応用が可能であると考えられる。

1.6.3 MR 流体

MR流体は磁性流体よりも大きい直径10 μm の酸化鉄粒子をシリコンオイルのような油系の母液に分散させた懸濁液である。鉄粒子は界面活性剤が用いられており、液中への分散性が高められてはいるが、鉄粒子の径が大きいため分散性が悪く沈殿を起こしやすいという問題がある。外部からの磁場が無い場合には、鉄粒子は自由に動くことができる。その結果、流動性は低いがあたかも液体のような性質を持っている。一方で、外部から磁場を印加した場合には、鉄粒子が磁化され磁場の方向に沿って互いに結合し、クラスタを形成する。これによって、せん断運動における抵抗が増加し、見かけ上の粘性の増加しあたかも固体のような性質を持つようになる。この粘性の変化は磁性流体よりも大きい[69,70]。そのため、触れた際の反力が磁性流体よりも大きくなることから、硬さの呈示においては磁性流体よ

りも MR 流体のほうが適している。この MR 流体を硬さ呈示へ応用する。そのためには、この MR 流体が封入された硬さ呈示素子を製作するための、MR 流体をアレイ化するための技術が必要になる。

1.7 液体封入

触覚ディスプレイ内部に MR 流体を封入するには液体封入の方法が必要になる。MEMS デバイスの内部に液体を封入し、その液体の特性に基づいた機能をデバイスに付与することが盛んに行われている。液体封入の方法として、主にチャンネルを通じた液体の流入、ボンディング、蒸着を用いた方法が用いられる。本節では液体封入のプロセスを分類し、それぞれの方法の特徴を述べる。

1.7.1 チャンネル

MEMS デバイス内部にマイクロ流路や空洞を形成し、そこにシリンジを用いて外部から液体を流し込み満たすことで、内部に液体を封入する方法である。Christian らはフォトリジストの上にパリレンの膜を形成し、内部のレジストを除去することで空間を作り、流路を通じてレジストの内部に液体を流し込み封入した[71]。Hu らは PDMS 製の流路を形成し、その内部に液体金属を流し込むことで、触覚センサ用の配線や電極を製作した[72]。液体金属は柔軟性を兼ね備えているため、流し込むための流路や空間を MEMS デバイス内部に作る事ができれば、複雑な形状の配線や電極すら実現することができる。Nakadegawa らは蒸着では形成することが困難な円筒状の電極を円筒状の空洞に液体金属を流し込むことにより形成した[73]。

1.7.2 ボンディング

ボンディングは MEMS デバイスの三次元構造化やパッケージングにおいて広く使われている方法である。2 枚の基板を陽極接合や表面活性によって接着する。ボンディングで MEMS デバイスに特定のガスを封入し、性能を向上させることも行われている。このボンディングのプロセスで 2 枚の基板の間に液体を滴下し、基板を接合することで MEMS デバイス内部に液体を封入することができる。Mastumoto らはシリコン基板上に作ったチャンバに水滴を滴下し、上からパリレンの膜を接着することで、パリレン膜内部に封入した[74]。このボンディングのプロセスで、液滴封入時に気泡が混入されることで、気泡が混入され封入量が不均一になりデバイス間の特性が不均一になるという問題が起こり得る。この問題に対して、Okayama らは液体中で 2 枚の基板を接着することで、気泡が封入されることなく液体をデバイスの内部に封入した[75]。このボンディングは従来のマイクロナノ加工のプロセスを用いることで簡単に行うことができる。

1.7.3 蒸着

蒸着によって液滴の表面に薄膜を直接形成することで、膜の内部に液体を封入する方法である。Ngyuen らは真空中で不揮発性であるシリコンオイルの上に直接パリレン膜を蒸着することで、シリコンオイルをパリレン膜内部に封入し、液体レンズを製作した[76]。Takamatsu らは液体の蒸発とグルコースオキシダーゼの変性を防ぐために、イオン液体を低圧、低温下でパリレンの内部に封入した。そしてグルコースセンサを開発した[77]。Hsu らは機能性流体の一種である磁性流体の上に直接パリレン膜を蒸着することで、硬さを変化させることができる梁型のデバイスを製作した[78]。

蒸着による液滴表面への膜形成によって液体封入を行う方法のメリットとしては、液体の形状に沿って膜を形成することができることから、簡単に立体的な構造を作ることができることである。また、真空中で膜の形成を行うことから、膜内部への気泡の封入を防ぐことができる。

1.7.4 MR 流体封入

本研究で提案する MR 流体を用いた高解像度硬さ触覚ディスプレイのための液体封入の方法を考えてみると、触覚呈示を目的としていることから 2 つの特徴が必要になってくる。

1 つ目は、MR 流体封入部の柔軟さである。MR 流体は非磁場下では液体であり、磁場下では粘度が増加し固体のようになる。本研究の触覚ディスプレイは MR 流体を触覚呈示に用いており、その液体から固体に変化することによる触感の変化を呈示できることが必要である。そのため、MR 流体の変化を伝達しやすくするために封入部は柔軟で変形しやすい材料で製作することが望ましい。また、封入部が脆い場合には予期しない高いせん断応力を受けた時に破損してしまう可能性があり、MR 流体封入部は圧力やせん断応力に耐えられることが必要になる。

2 つ目は空気の封入防止である。MEMS デバイス内部へ空気が混入されると、空気による空洞が形成され内部の構造が変化する。その結果 MR 流体封入部の特性が変化する問題が起こり得る。そのため、MR 流体への空気の混入を防ぐ方法の確立が必要になる。

以上、2 つの要件を満たすことが MR 流体の触覚ディスプレイ内部への封入に必要なとなる。ここで前述した現在までに提案されている液体封入方法を用いることを考えると、蒸着による膜形成はパリレンは硬く、薄くすると変形しやすくなるのと同時に脆くなる[77]。その結果、指との接触によって簡単に破損してしまう可能性があり、パリレン蒸着による液体封入は触覚ディスプレイへの応用には不適である。ボンディングによる液体封入は 2 つの基板の間に液体を封入するが、従来の方法では硬い基盤の間に液体の封入を行っていたことから、液体封入部は柔らかくすることはできるが、封入されていない部分は硬くなり、ディスプレイ上に触感の違いが生じてしまう可能性がある。

以上から、従来の方法による液体封入の方法では本研究で目的とする高解像度硬さ触覚ディスプレイを製作することは困難である。この 2 つの要件を満たすには、柔軟かつ耐久性

に優れた薄い膜を製作し、その内部にMR流体を封入したアレイを製作する方法の確立が必要不可欠である。

1.8 本研究の目的と意義

現在までに、高解像度に硬さの分布呈示ができる触覚ディスプレイは存在していない。そこで、本研究ではMR流体が封入された触覚呈示素子を密に配置し触覚呈示素子とすることで、触診治療に応用可能なMRIの解像度の10 mmより高解像度な5 mmの解像度を持った硬さ分布が呈示できる触覚ディスプレイを実現する。

そのためには、まず、MR流体のみを触覚呈示に適した柔軟かつ耐久性に優れた膜の内部に封入し触覚呈示素子とし密に配置する方法が必要になる。加えて、各々の素子の硬さを制御するための方法の確立が必要になる。そこで本論文では、

1. MR流体を封入した触覚ディスプレイによる硬さ呈示の実現。
2. ミリメートル、サブミリメートルのサイズでMR流体を封入した素子の製作方法の確立。
3. 本触覚ディスプレイの触診への応用の可能性の評価。

以上の3点を実行し、高解像度硬さ触覚ディスプレイを実現すること目的とする。

本研究の意義は触覚ディスプレイが硬さを高精度に再現できることから、物体の触感を高精度に再現できるだけでなく、患者の皮膚表面の硬さを再現することによる触診診断への応用による触覚技術の医療分野への貢献があげられる。更に微細加工技術の持つ積層化という特性を活かして、他のMEMS触覚ディスプレイを積層することで、硬さだけでなく他の温度や表面粗さのような触感を組み合わせると同時に呈示することも期待できる。また、液体封入の方法はMR流体を封入した新しいMEMSデバイスの実現だけでなく、他の機能性流体やイオン液体の封入への拡張が期待でき、従来とは一線を画したデバイスの実現が期待できる。

1.9 本論文の構成

本論文は全5章より成る。

第1章では、研究の背景、ヒトの触知覚のメカニズムとMEMS触覚ディスプレイについて述べる。その後、MR流体を用いた高解像度硬さ触覚ディスプレイとその実現のために必要なMEMSへの液体封入について述べる。これらの議論に基づいて、研究の目的と意義、そして、本論文の構成に関して述べる。

第2章では、MR流体を用いた触覚ディスプレイの試作しMR流体を用いた触感呈示が可能か評価する。MR流体を単一の容器に封入して触覚ディスプレイとし、磁場を印加した場合の機械的特性を評価するとともに、使用者への硬さ分布呈示を評価し、そのMR流体を用いた触覚呈示が可能かを明らかにする。

第3章では高解像度硬さ触覚ディスプレイ実現のためのMR流体が封入された素子の製作のための、3種類のMR流体の封入方法について述べる。初めに、ミリメートルサイズの液滴を用いたPDMS膜の製作方法とその内部へのMR流体の封入方法とその機械特性について述べる。次にサブミリメートルサイズのMR流体の液滴にディッピングを用いてPDMS膜を製膜する方法とその機械特性について述べる。最後に、シリコンゴム材料内部に形成したチャンバにMR流体を封入し、ボンディングによってMR流体を封入する方法とその機械特性について述べる。

第4章では第3章で述べたボンディング法に基づいて製作した5 mmの解像度の硬さ触覚ディスプレイの機械的特性評価について述べる。そして、磁場制御によって触覚ディスプレイ上に生体組織と同程度の硬さの分布を再現できるかどうかやその解像度を明らかにする。また、官能試験によって被験者が知覚した硬い部分を知覚できるか評価する。

第5章では本論文の総括として得られた知見と今後の展望について述べる。

第 2 章 触覚ディスプレイ試作

2.1 緒言

本章では高解像度硬さ触覚ディスプレイの実現に向けて、MR 流体による硬さ呈示について評価する。MR 流体を単一のチャンバの内部に封入した触覚ディスプレイの製作とその機械的特性と官能特性の評価について述べる。MR 流体を単一つのチャンバに封入することで、触覚ディスプレイを製作した。この触覚ディスプレイに対してネオジム磁石を用いて磁場を局所的に印加することで、触覚ディスプレイ内部に局所的に MR 流体のクラスタの形成し、周囲よりも硬い部分を呈示することができる。この触覚ディスプレイを実際に製作し、その中心に 5 mm の大きさの硬い部分を局所的に作り出すことを目的とした。そして、触覚ディスプレイ上に呈示される硬さの分布を押し込み試験によって評価した。また、被験者による官能試験を通じて知覚される硬さ分布を評価した。

2.2 MR 流体

第 1 章で説明したように、液体であることによるデバイス内部への封入の容易さと磁性流体と比較して粘性の変化が大きいことから MR 流体封入し、触覚ディスプレイを製作することとした。MR 流体は磁性粒子と水や油のような母液との懸濁液である。

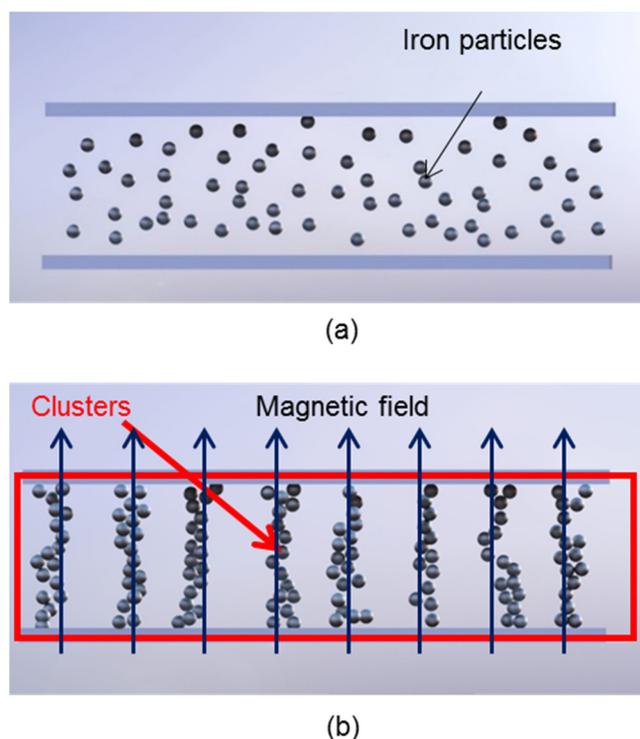


Fig. 2.1. Response of MR fluid to magnetic field. (a) In absence of an external magnetic field. (b) Under an external magnetic field.

Table 2.1. Properties of MR fluids produced by Sigma Hi-Chemical and Lord.

Type	E-600	MRF-122EG-1000
Manufacture	Sigma Hi-Chemical	Lord
Magnetic material	Iron	Iron
Base oil	Poly- α -olefine	Hydrocarbon synthesis oil
Density (g/cm ³)	3.0	2.3-2.4
Concentration (wt%)	80	72
Viscosity (Pa.s)	1.0	0.1

MR 流体は外部からの磁場によって、その特性を変化させる。MR 流体の磁場下での特性の変化を Fig. 2.1 に示す。非磁場下では Fig. 2.1(a)に示すように鉄粒子が自由に動くことができ MR 流体は液体に近い性質を持つ。一方で磁場を印加した場合には、MR 流体中の鉄粒子が磁化されて互いに結合し、Fig. 2.1(b)に示すように鉄粒子のクラスタを形成する。その結果、MR 流体の粘性が増加する。

封入する MR 流体としてはシグマハイケミカル社製のものとしてロード社製のものとの 2 種類を検討した。それらの特性を Table 2.1 に示す。鉄粒子の濃度が高いため、シグマハイケミカル社製のものの方が密度が大きくなっている。また、シグマハイケミカル社製のものの方が粘度が高くなっている。これは母液の種類の違いによると考えられる。2 種類の MR 流体を MEMS デバイスに多用される柔軟なシリコンゴム材料の PDMS に接触させたところ、ロード社製のは PDMS を膨潤した。一方で、シグマハイケミカル製のは PDMS を膨潤しなかった。そこで、本研究では PDMS に対して膨潤を起こさなかったシグマハイケミカル製の MR 流体を用いることとした。

2.3 硬さ分布呈示触覚ディスプレイ

この触覚ディスプレイは MR 流体の磁場によるクラスタの形成に基づいて硬さを呈示する。 Fig. 2.2 に本研究で試作した硬さ分布呈示触覚ディスプレイの構造を示す。この触覚ディスプレイはアクリル製の容器の上面に PDMS 膜を貼りつけて、その容器内部を MR 流体で満たすことで構成されている。PDMS 膜の部分を指との接触部としている。この PDMS はシリコンゴム材料であり、ヤング率が 2 MPa であり柔軟性に優れている [80]。このことから、指との接触部は接触時の垂直方向に働く応力や水平方向に働くせん断応力に十分に耐えられると考えられる。また、MR 流体とネオジム磁石は容器の底の厚さ 0.5 mm のアクリル板によって隔たれている。非磁場下では Fig. 2.1(a) に示すように MR 流体中の鉄粒子は液中を自由に流動することができ、MR 流体は液体のような性質を持っている。そのため、Fig. 2.2(a) の状態では使用者が触覚ディスプレイに触れると PDMS 膜を通じて液体状の MR 流体に触れるため、柔らかい触感を感じる。磁場下では、Fig. 2.1(b) に示すように MR 流体中の鉄粒子は磁化され互いに結合し、印加磁場に付近に固体のようなクラスタを形成する。これによって、Fig. 2.2(b) の状態では磁場付近の粘度が大きく増加し、触れた際の反力が増加する。

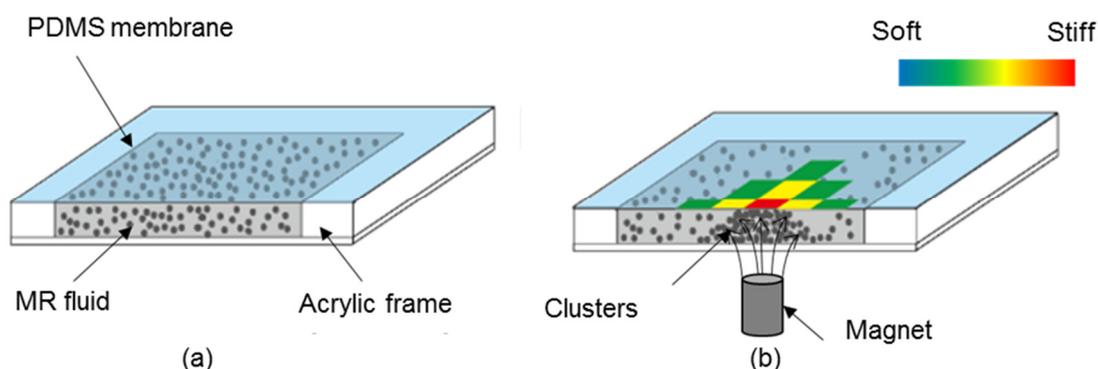


Fig. 2.2. Mechanism of the tactile display. (a) In absence of an external magnetic field. (b) Under an external magnetic field.

ここで、触覚ディスプレイの硬さを評価する方法として弾性係数の適用が考えられる。弾性係数は物体を押し込んだ際の反力と押し込み量の関係から算出される。柔らかいものでは反力が小さくなることから弾性係数が小さくなる。一方で、硬いものでは反力が大きくなることから弾性係数は大きくなる。生体組織の硬さを評価する際に **Kuroscop** らは弾性係数を用いて評価しており [79]、本研究においても触覚ディスプレイの硬さを押し込んだ量と力の関係である弾性係数を用いて評価することで、**Kuroscop** らによる生体組織の弾性係数の値と比較することができる。本触覚ディスプレイのように平坦な材料を局所的に押し込んだ際の弾性係数は **Timoshenko** らの以下の式を用いて算出することができる [81]。

$$E = \frac{2(1 - \nu^2)aq}{w} \quad (2.1)$$

ここで、 E (Pa)は弾性係数、 ν はポアソン比、 a (m)はプローブの半径、 q (N)は応力、 w (m)は押し込んだ量をそれぞれ表している。

この **MR** 流体のクラスタの分布は印加している磁場の分布によって制御することができる。Lee らの実験によると、直径 25 mm の磁石で **MR** 流体に磁場を印加した際にせん断力が増加するのは直径 50 mm 程度の範囲であった [82]。すなわち、**MR** 流体が形成するクラスタの分布は磁石の直径とほぼ同じオーダーであると考えられる。そこで、印加磁場分布を局所的に印加することで、弾性係数の異なる部位を局所的にすることで、高解像度を実現できる。磁場を発生させる手法としては電磁石を用いる方法と磁石を用いる方法の 2 種類が考えられる。電磁石は印加電流で発生させる磁場の強さを制御できる、ソレノイドが発生させる磁場は以下のように書き表すことができる。

$$H = nI \quad (2.2)$$

ここで H (A/m)が発生する磁界の強さ、 n (本数/m)が単位長さ当たりの導線の巻き数、 I (A)が電流をそれぞれ表している。細い導線を用いた場合には単位長さ当たりの巻き数を増やせるため n を増やすことができる。一方で、許容電流が小さくなることから、導線の径を小さくすると同時に I も減少してしまう。このことから、小さい電磁石では大きな磁場を発生させることはできず、直径数 mm のソレノイドでは発生する磁場が数十 mT となっている [85]。一方で磁石を用いる場合、特に強力なネオジム磁石を用いる場合には直径数 mm の磁石でも数百 mT の磁場を発生させることができる。これは同じ直径のネオジム磁石と比較すると 10 倍と大きな値である。そこで本研究は、ネオジム磁石を用いて、**MR** 流体に磁場を印加することとした。磁場の **XY** 方向の大きさはネオジム磁石の直径で、**Z** 方向の大きさは **MR** 流体とネオジム磁石との距離を変化させることで、それぞれ制御することとした。

2.4 製作方法

Fig. 2.3 に触覚ディスプレイの製作方法を示す。(a)厚さ 4mm のアクリル板をレーザーカッター(LaserPro, Mercury)で 40 mm×40 mm の寸法で切り取った。そして, MR 流体封入部を形成するために, その内部の 30 mm×30 mm の部分を繰り返し抜いた。切り出したアクリルの側面にフライス盤(MM-100, Modia Systems)で MR 流体を封入するための直径 2.5 mm の孔を形成した。また, 同様の手法で前述した厚さ 0.5 mm のアクリル板をレーザーカッターで 40 mm×40 mm の寸法で切り取った。その後, 厚さ 4 mm のアクリル板と厚さ 0.5 mm のアクリル板とを接着剤(Super-XG, セメダイン)を接着層として, 2 種類のアクリル板を密着させ十分に乾燥させることでそれらを接着した。ガラス基板 (S9112, 松浪硝子工業)にフッ素樹脂(CTL-809-M, 旭硝子)を希釈剤(CT-SoLV 180, 旭硝子)で 10 倍に希釈したものをスピncer(1H-D7, ミカサ)で 15 秒間 500 rpm, 20 秒間 1500 rpm でスピncerコーティングした後に, 100°Cのホットプレート(EC-1200NP, AsOne)の上で 90 秒間加熱して, ガラス基板上にフッ素樹脂の層を形成した。これはガラス基板と後述する剥離のための層とを強固に接着するための中間層としての役割を持つ。異なるフッ素樹脂(CTX-809-SP2, 旭硝子)をスピncerで 15 秒間 500 rpm, 20 秒間 3000 rpm でスピncerコーティングした後に, 100°Cのホットプレートの上で 20 分間加熱することで, PDMS をガラス基板から容易に剥がせるようにするためのフッ素樹脂の層を形成した。PDMS(Silpot 184, 東レダウコーニング)を主剤と硬化剤を 10 : 1 の割合で混合し, 脱泡機の中に 1 時間置き内部の気泡を取り除いた。その後, PDMS を滴下し, 20 秒間 300 rpm, 10 秒間 1000 rpm でスピncerコーティングした後に, 100°Cのホットプレートの上で 1 時間加熱して厚さ 150 μm の PDMS 膜をガラス基板上に形成した。PDMS 膜とアクリル板を, 接着剤(Super-XG, セメダイン)を中間層として密着し十分に乾燥させることで接着した。(b)その後, 内部への MR 流体の封入を行った。シリンジ(SS-02SZ, テルモ)を MR 流体(E-100, シグマハイケミカル)で満たした後, (a)で形成した孔を通じて片方の孔から空気を取り除きつつ, もう一方の孔から MR 流体を流し込んだ。(c)内部を完全に MR 流体で満たした後, 2 つの孔を接着剤で塞ぎ, MR 流体を触覚ディスプレイ内部に封入した。ガラス板を取り除き触覚ディスプレイとした。Fig. 2.4 に実際に製作した触覚ディスプレイを示す。

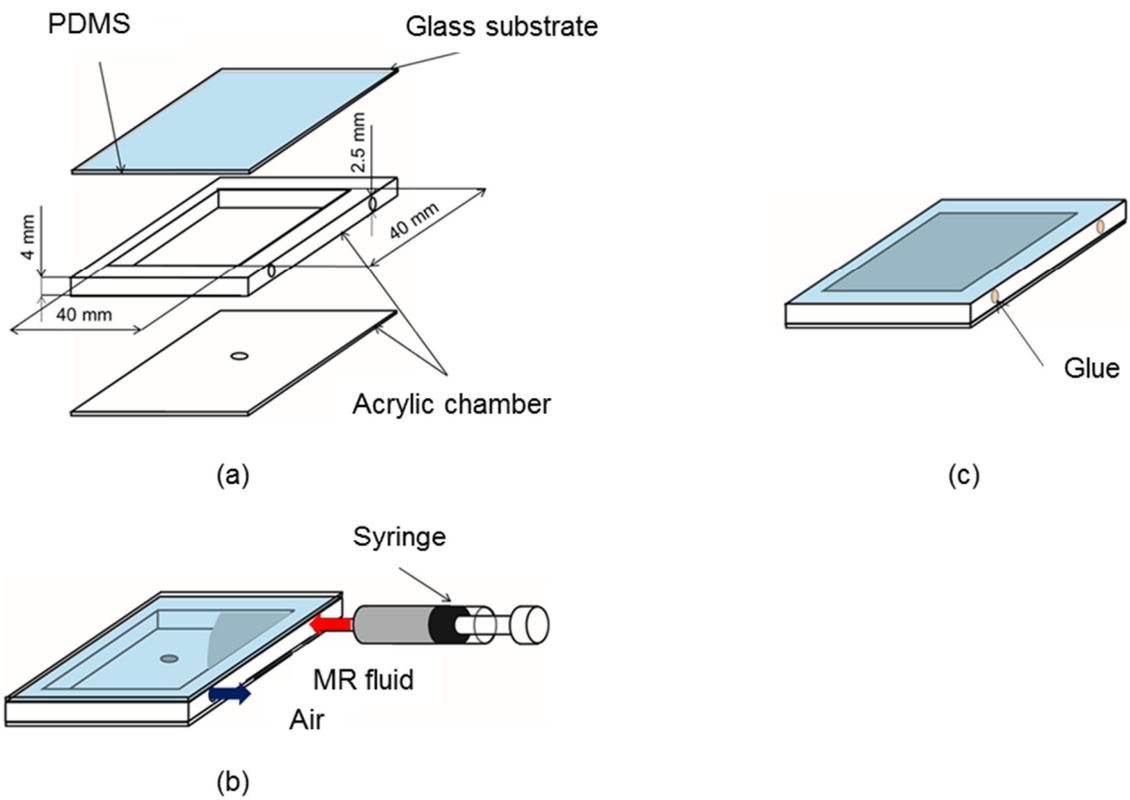


Fig. 2.3. Fabrication process of the tactile display. (a) Bonding each layer. (b) Injecting MR fluid in a chamber. (c) Releasing from a glue substrate.

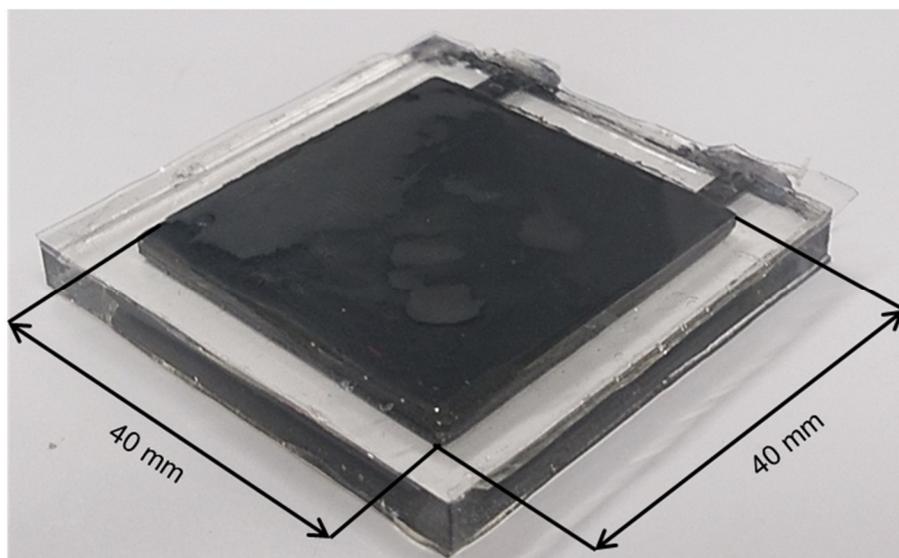


Fig. 2.4. Photograph of fabricated tactile display.

2.5 磁場解析

本触覚ディスプレイはネオジウム磁石を用いて MR 流体に磁場に与えていることから、磁場の強度やその分布を把握することは触覚ディスプレイの特性を決める上で重要である。そこで、ネオジウム磁石によって生じる磁場の強度と磁石との距離との関係をテスラメータで測定した。また、磁場の分布については MR 流体に対する磁場の分布、すなわち磁石から 0.5 mm 離れた位置における磁場の分布を有限要素法解析を用いて評価した。

2.5.1 磁場測定

触覚ディスプレイへの印加磁場制御のために、ネオジウム磁石が発生させる磁場の強度と磁石との距離との関係を測定した。装置は Z 軸ステージ(TAR-34601, シグマ光機), テスラメータ(TM-701, カネテック), 直径 5 mm のネオジウム磁石から構成した。実験ではテスラメータを用いて磁場の強度を測定した。測定位置は Fig. 2.5 に示す磁石の中心の $x=0$, $y=0$ とし、磁場が最大になる $z=0$ の位置から Z 軸ステージを用いてネオジウム磁石とテスラメータのプローブとの距離を Z 軸方向に 0.1 mm ずつ増加させた。そして、磁場が 50 mT ずつ減少した際の位置を記録することで、磁場と距離の関係を測定した。

Fig. 2.6 にネオジウム磁石とプローブとの距離と磁場との関係を示す。テスラメータと磁石との間の距離が増加すると磁場が弱まり、減少すると強まることが確認できた。そして、0 から 400 mT までの値で磁場を制御できることも確認した。

以上のことから、触覚ディスプレイとネオジウム磁石との距離を適切に制御することで、印加磁場の強度を制御できることが確認できた。

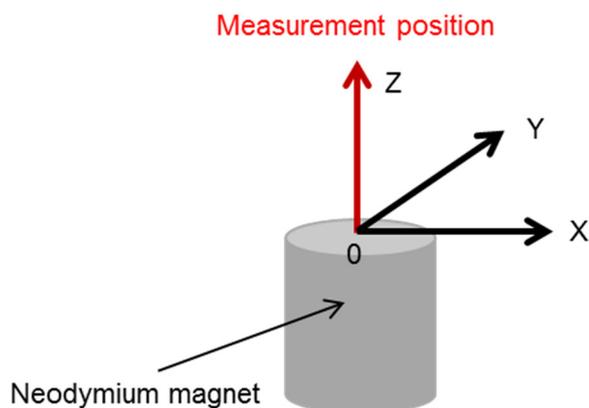


Fig. 2.5. Measurement position of magnetic field.

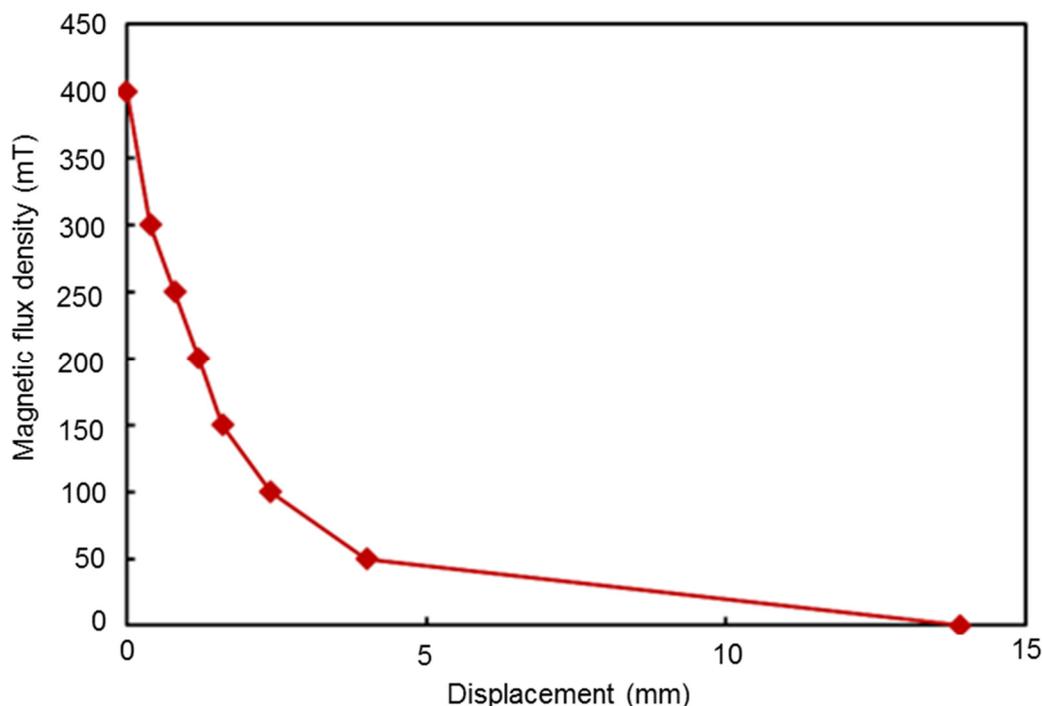


Fig. 2.6. The relation between distance and magnetic flux density.

2.5.2 磁場分布解析

有限要素法解析を用いてネオジム磁石が発生させる磁場の分布を解析した。フリーソフトの Finite Element Method Magnetics で1次元方向のネオジム磁石が発生させる磁場分布を解析した。今回、触覚ディスプレイの中心に1か所の弾性係数の異なる部分を作り出すことを目的としているために、使用するネオジム磁石は1つとした。磁石の寸法は直径5 mm、高さ5 mmとした。そのネオジム磁石を中心に配置した25 mm×25 mmで材質は空気の領域を解析モデルとした。メッシュの形状は三角形とし、その総数は8184となった。MR流体内部の磁場の分布を評価するために、アクリル板の厚さが0.5 mmであることから、測定位置は磁石の表面から0.5 mm離れた Fig.2.7 に示す $z=0.5$ mm の X 軸上とし、その位置における磁場の分布を評価した。

Fig. 2.8 にその結果を示す。この結果は磁石の中心から±7.5 mm の15 mm の範囲における磁場の分布を示している。±3 mm の範囲で磁束密度が400 mT を超えており、そして、磁石の表面から離れるにつれて小さくなっていった。この±3 mm は磁石の直径に近い値であることから、強い磁場が生じる場所は磁石の表面の直径にほぼ一致していた。このことから、磁場の分布は磁石の直径で制御できると考えられる。そして、直径5 mm のネオジム磁石で磁場を発生させた場合にはおよそ5 mm の範囲で強い磁場が表れていることから、5 mm の解像度を実現するために適した磁石であると考えられる。しかし、磁場はこの6 mm の範囲では大きく、離れるにつれて小さくなっていくことも確認できた。このような磁

場の分布によって周囲よりも硬い部分が広範囲に渡って形成されうる可能性がある。この磁場分布による影響については次節の機械特性評価実験で検討することとする。また、今回は磁場を一か所に印加することを想定している。複数磁場を印加した場合には、磁石間の磁場の干渉がありその分布が変化する。そのため、複数磁場を印加する場合には磁石の方向やそれぞれの間の距離を検討する必要がある。

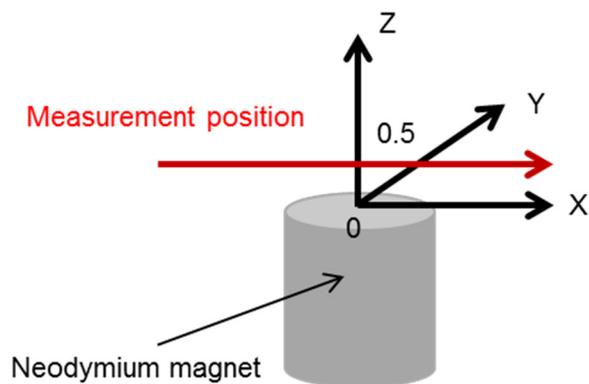


Fig. 2.7. Calculated area of magnetic field.

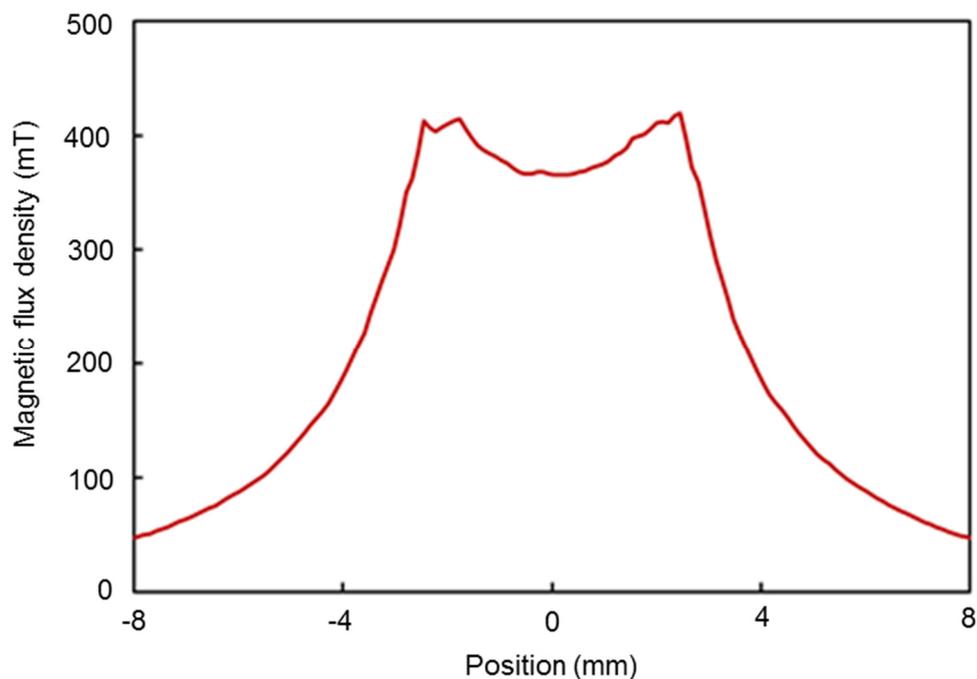


Fig. 2.8. Calculated relation between position and magnetic flux density.

2.6 押し込み試験

触覚ディスプレイの押し込み試験を行い，その静的な機械特性を評価した．本実験で使用した装置を Fig. 2.9 に示す．実験装置は微小強度評価試験機 (MST-1, 島津製作所), 2.3 に示す手法で製作した触覚ディスプレイ, 直径 5 mm のネオジム磁石と Z 軸ステージ(TAR-34601, シグマ光機)から構成した．2.5 のシミュレーションの結果に基づき, 直径 5 mm のネオジム磁石を用いて触覚ディスプレイに磁場を印加した．触覚ディスプレイへの印加磁場はネオジム磁石と触覚ディスプレイとの間の距離を Z 軸ステージを用いて変化させることで制御した．微小強度評価試験機には X-Y ステージが取り付けられており, ステージに触覚ディスプレイを固定することで X-Y 方向に 0.5 mm の分解能で動かすことができる．Fig. 2.10 に押し込み部を示す．触覚ディスプレイと微小強度評価試験機との接触面積を制御するために, 2 種類のプローブを取り付けて押し込み試験を行った．直径はそれぞれ 1 mm と 4.6 mm のものを用いた．1 mm のものは触覚ディスプレイの弾性係数の分布を高精度に測定するために用いた．一方, 4.6 mm のものは接触面積が大きい場合, 例えば指が触れた場合にどのように弾性係数の分布が知覚されるかを評価するために用いた．ネオジム磁石の中心と押し込み試験の中心を合わせるために, Fig. 2.11 に示した治具を用いて触覚ディスプレイを X-Y ステージ上に固定するまえに, ネオジム磁石の中心とプローブの位置とを一致させた．

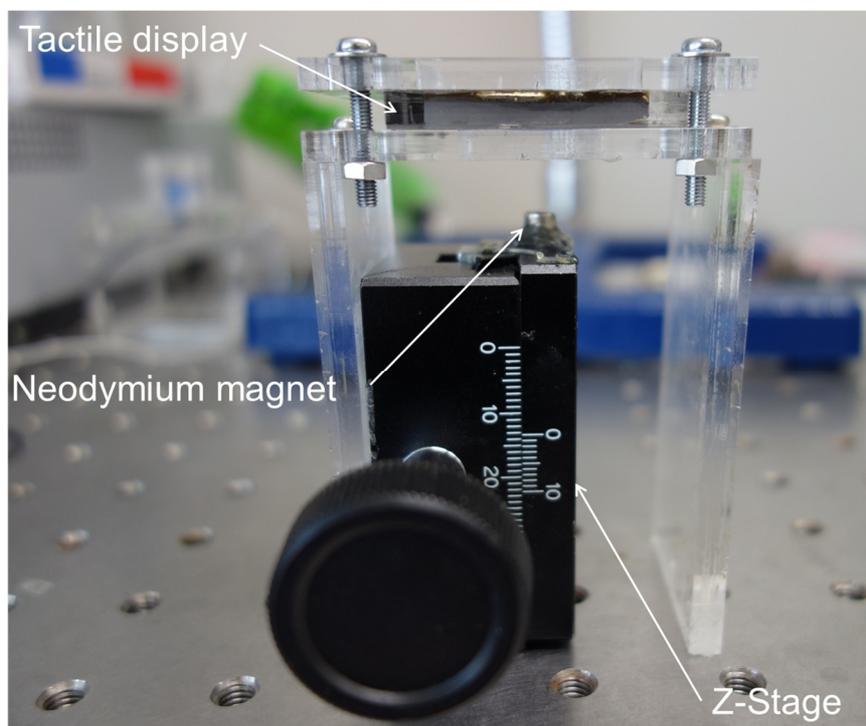


Fig. 2.9. Experimental setup for compression test.

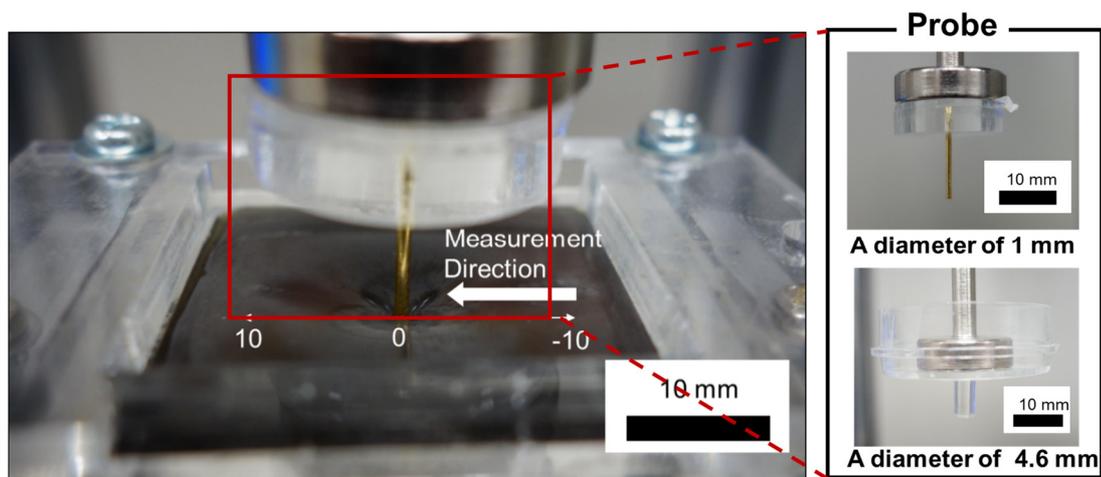


Fig. 2.10. Photograph of compressed area and probes.

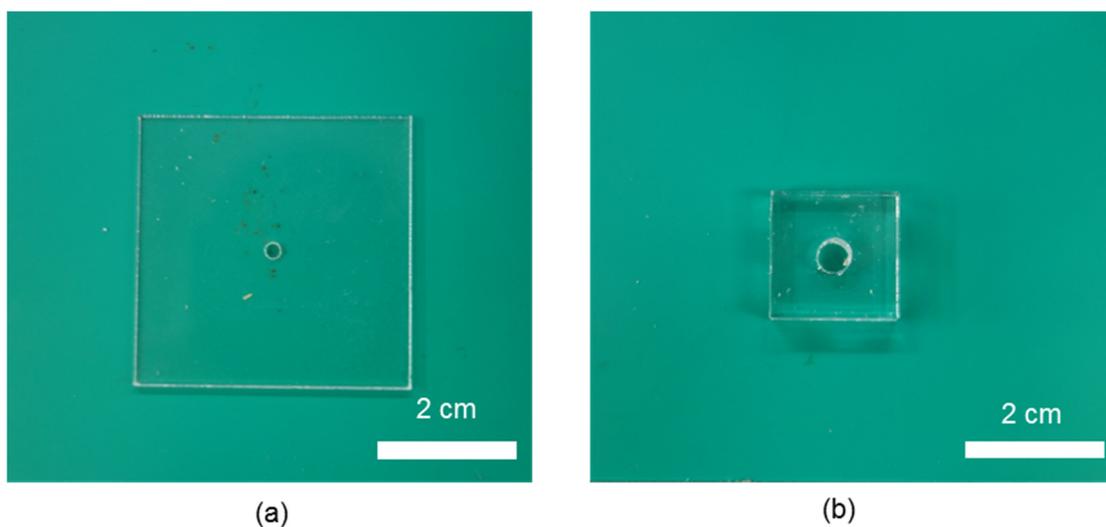


Fig. 2.11. Photograph of jigs to align a neodymium magnet and a probe. (a) A plate with a hole with 1 mm diameter. (b) A plate with a hole with 5 mm diameter.

まず、触覚ディスプレイの中心における弾性係数を評価するための押し込み試験を行った。直径 4.6 mm のプローブを用いて、触覚ディスプレイに接触させて反力が 0.02 N になった場所を押し込みの原点とした。その後の押し込み量は 2.8 mm、その速度は 0.5 mm/s とし、その際の触覚ディスプレイの中心における反力と押し込み量との関係を測定した。触覚ディスプレイの中心の Fig.2.12 に示す 0 mm の部分にそれぞれ 0 mT、50 mT、100 mT、150 mT、200 mT、250 mT、300 mT、400 mT の大きさの磁場を印加した。その後、押し込み試験を 5 回連続して行い、その結果から式(2.1)を用いて反力と押し込みの関係である見かけ上の弾性係数を算出し評価した。

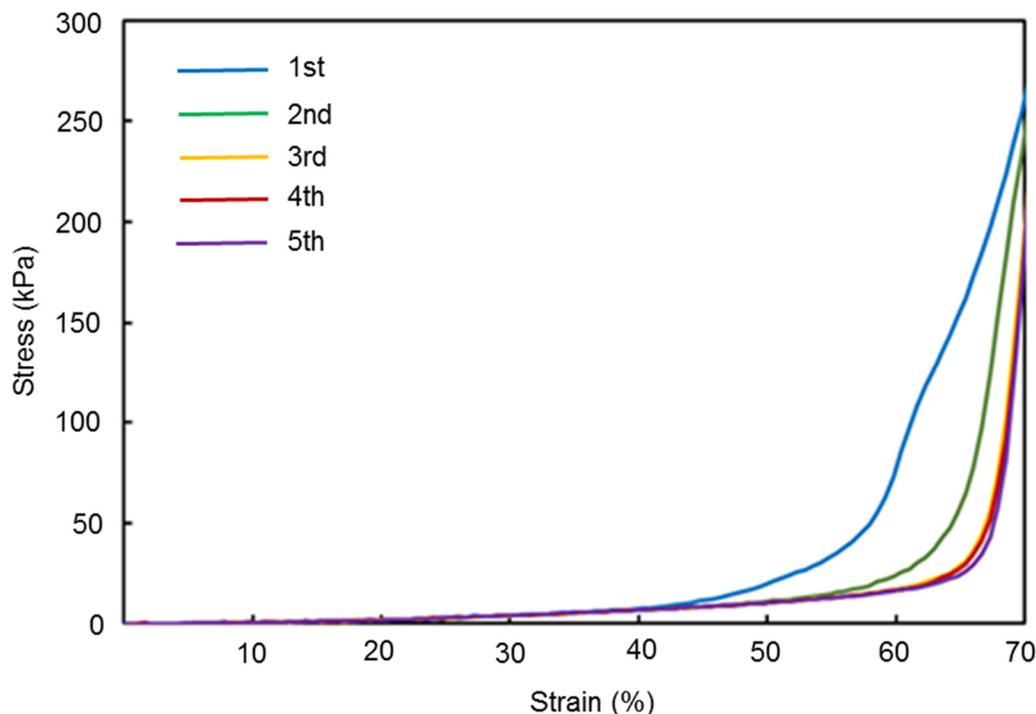


Fig. 2.12. The relation between strain and compression stress.

次に、触覚ディスプレイ上の弾性係数の分布を評価した。中心部から±8 mm の範囲を測定範囲として1 mm 毎に17点圧縮試験を行った。直径1 mm と4.6 mm のプローブをそれぞれ用いて、触覚ディスプレイに接触させて反力が0.02 N になった場所を押し込みの原点とした。その後の押し込み量は2.8 mm、その速度は0.5 mm/s とし、その際の触覚ディスプレイの中心における反力と押し込み量の間関係を測定した。分布の測定は5回連続して行った。触覚ディスプレイの中心にはそれぞれ0 mT、50 mT、100 mT、150 mT、200 mT、250 mT、300 mT、400 mT の大きさの磁場を印加した。そして、その結果から弾性係数を算出し、その分布を評価した。

Fig. 2.12 に300 mT における、触覚ディスプレイの中心における応力とひずみの関係を表す。それぞれ、応力は反力をプローブの接触面積で割り、ひずみは押し込み量を圧縮部の厚さで割ることで算出した。この実験結果から1回目の実験ではひずみが40%の位置で応力が増加していた。このことから鉄粒子のクラスタが形成される位置はひずみが40%であることから深さ1.6 mm の位置からであり、使用者が触覚ディスプレイに触れた際に押し込みが小さい場合には、このクラスタによる硬さの違いは知覚されない可能性がある。また、試験回数が2回の場合にはひずみが50%の位置、3回目の場合には60%位置と応力が増加し始める位置が変化していた。今回は磁場を印加したまま5回圧縮試験を繰り返しており、鉄粒子のクラスタは圧縮を繰り返すことで凝縮し応力が増加し始める位置がほぼ一定にな

Table 2.1. Calculated elastic modulus of each experiment.

Experiment number	1st	2nd	3rd	4th	5th
Elastic modulus (kPa)	1800	2200	2100	2200	2300

Table 2.2. Calculated weber fraction of each experiment.

Magnetic flux density (mT)	50	100	150	200	250	300	400
Calculated weber fraction	0.12	0.16	0.11	0.10	0.16	0.11	0.10

ることが確認された。ここで、MR 流体は押し込んだ際にひずみが小さい場合には力を取り除いた際に元の形状に戻る弾性変形のような振る舞いをするが[85]。弾性変形をしていなかった。このことから塑性領域での変形であると言える。塑性変形するということは圧縮前後で触感が変化する可能性がある。触覚ディスプレイとしての使用を考えると、この塑性変形による触覚への影響を評価する必要がある。式(2.1)のような硬さを表す指標である弾性係数は一般的には弾性変形する材料に適用するものである。そのため、本触覚ディスプレイは圧縮後に形状が元に戻らず塑性変形していることから、弾性係数を用いて評価することは不適である。しかし、入江らは形状を復帰する際の力学特性は硬さ知覚に影響は押し込む際の力学特性が硬さ知覚に及ぼす影響の 1/6 しかなくあまり影響を持たないことを明らかにしている[86]。つまり、押し込む際の応力とひずみの関係を再現することで、物体に触った際の硬さを再現することができると考えられる。そこで、式(2.1)を用いて応力とひずみの比である見かけ上の弾性係数を算出し、その結果と Krouscop らの実験結果と比較することとした。計算に際して、ポアソン比 ν の値はゴム材料の値である 0.49 とした。Fig. 2.11 に示す結果から、5 回の試験において応力が増加し始める位置はそれぞれ、1 回目はひずみが 40%の位置で、2 回目が 50%の位置、3 回目以降は 60%の位置であった。そこで、この 5 回の実験結果に共通のひずみが 60-70%までの領域を用いて、弾性係数を算出した。

Table 2.2 に 300 mT における試験回数と弾性係数の関係を示す。ここで、呈示されている弾性係数が使用者の触知覚にどのように影響するかを評価する指標としてウェーバー比を用いた。ウェーバー比は E. H. ウェーバーによって提案されたものであり、刺激を与えた際に、知覚できる刺激の変化の割合が一定であることを示したものである。このウェーバー比は刺激の種類と刺激する部位によって一定の値を取る。このウェーバー比を算出する式は次のように表される[87]。

$$K = \frac{\Delta I}{I} \quad (2.3)$$

ここで、 K がウェーバー比、 ΔI が刺激の最小弁別閾、つまり識別される刺激の最小の変化量、 I が刺激の強さをそれぞれ表している。本実験の結果において、 $I(\text{Pa})$ を測定された触覚ディスプレイの弾性係数の平均値、 $\Delta I(\text{Pa})$ を弾性係数の平均値と5回の試験の各々の弾性係数との差の最大値として、その比を算出した。その結果を Table 2.3 に示す。ここで、力と押し込んだ量の比の剛性についてのウェーバー比は測定の実験系の違いによって異なった値を取ることが知られている。Paggettie らの力フィードバック装置を用いた、物体を押し込んだ際の剛性に関するウェーバー比の測定実験において、実験結果より求めたウェーバー比は 0.15 程度であった[88]。また、Karadogan らのファントムオムニを用いた物体を押し込んだ際の剛性の知覚に関するウェーバー比は 0.2-0.3 の間の値となっていた[87]。剛性は反力を押し込んだ量で割ったものであり、弾性係数は圧力、つまり、単位面積当たりの反力を押し込んだ量で割ったものである。剛性と弾性係数の違いはある面積あたり、あるいは単位面積あたりかであり、本質的には同じものを表していると考えられる。そこで、剛性に関するウェーバー比を用いて弾性係数を評価した。触覚ディスプレイに呈示されている弾性係数の変化の比は Paggettie らによるウェーバー比や Karadogan らによるウェーバー比よりも小さいことから、ヒトが知覚できる弾性係数の変化よりも小さい。そのため、使用者が複数回触覚ディスプレイに触れても、塑性変形による弾性係数の変化は知覚されず触感に影響を及ぼさないと考えられる。

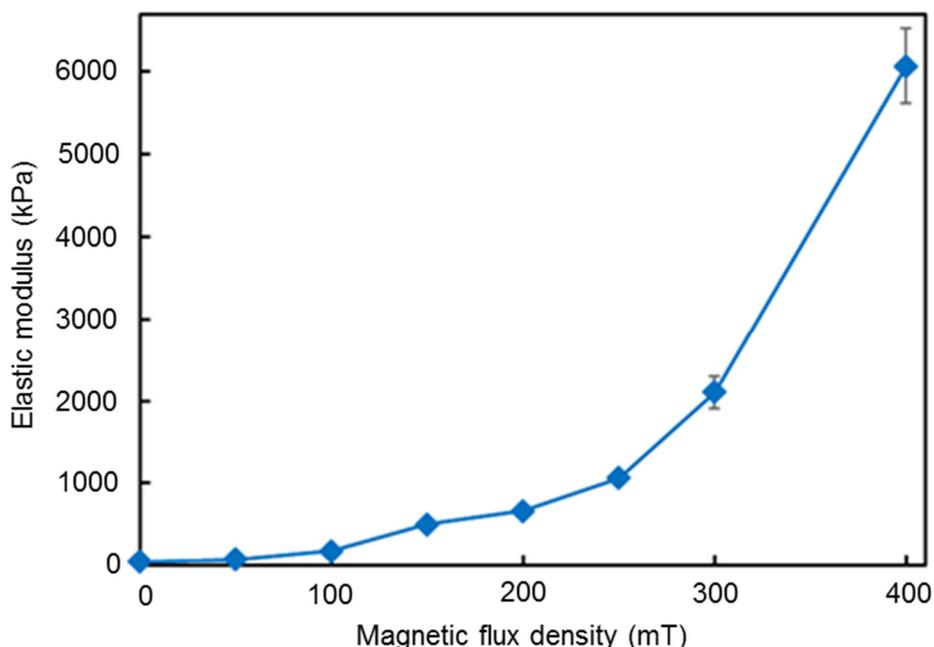


Fig. 2.13. The relation between magnetic flux density and elastic modulus.

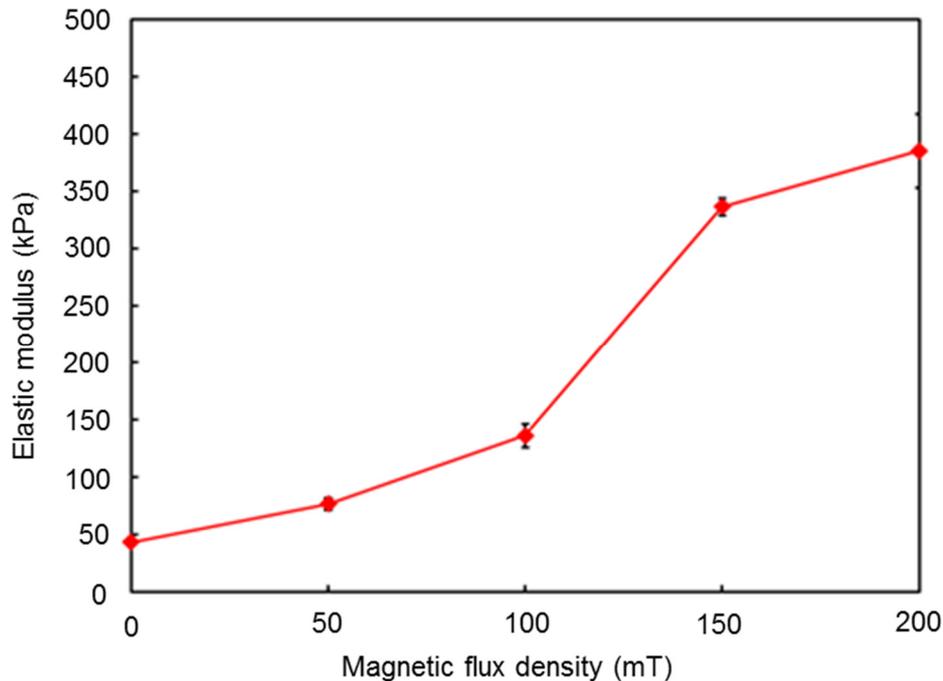


Fig. 2.14. The relation between magnetic flux density and elastic modulus from 0 mT to 200 mT.

硬さ分布呈示触覚ディスプレイは触診診断への応用が考えられることから、Kuroscopらによって求められた病巣と正常な組織の弾性係数の値との比較を行った。Krouskopらは様々な部位の生体組織のサンプルを集め押し込み試験を行い、式(2.1)を用いて乳房と前立腺の組織の弾性係数を算出した[78]。Table 1.2とTable 1.3に示したこの実験によって得られた弾性係数の値を参考値とし、触覚ディスプレイに呈示された弾性係数と比較した。Fig.2.13とFig.2.14に磁場と算出された弾性係数の関係を示す。Fig. 2.13が0 mTから400 mTまで、Fig.2.14が0 mTから200 mTまでの磁場と弾性係数の関係を表している。触覚ディスプレイ上に呈示された弾性係数はFig.2.13に示すように50 kPaから6000 kPaであった。Table 1.2とTable 1.3からヒトの胸部の組織の弾性係数は、20%ひずみのプレコンプレード下において正常な繊維組織が220 kPaで、腺管癌が300 kPaでその浸潤性のものが550 kPaであった。プレロードの条件は異なるもののこれらの値が本触覚ディスプレイが呈示する弾性係数の範囲に含まれていた。また、胸部の腺組織や脂肪組織のような正常な組織の弾性係数が50 kPa以下であることから、磁場を印加していない場合の触覚ディスプレイの弾性係数に近い値であった。前立腺組織については、4%ひずみのプレコンプレード下においては正常な組織の前部、後部組織の弾性係数が60 kPa程度であり、また肥大組織が40 kPa程度の弾性係数であった。これらの値は磁場を印加していない場合の触覚ディスプレイの弾性係数に近い値であった。また、前立腺におけるガンの組織の弾性係

数は 230 kPa であった。この弾性係数も本触覚ディスプレイで呈示できる弾性係数の範囲に含まれていた。

以上のことから、触覚ディスプレイとネオジウム磁石との距離を適切に制御することで、脂肪組織のような非常に柔らかい正常な組織の係数から病巣のような硬い組織の弾性係数を触覚ディスプレイ上に再現できることが確認できた。

次に弾性係数の分布を評価した。まず、直径 1 mm のプローブを 1 mm 毎に用いて圧縮し、反力と押し込み量の関係を測定し、式(2.1)から弾性係数を求めた。そしてその分布を求めた結果を Fig. 2.15 に示す。Fig. 2.15 では 400 mT と 200 mT と 0 mT の場合の結果をそれぞれ示している。実験結果より、400 mT の印加磁場では計測された弾性係数が大きく増加した範囲は中心を含む-2 mm から+2 mm の範囲になっていた。加えて、-2 mm と+2 mm の位置がそれよりも内側の部分よりも硬くなっていることも確認した。また、 ± 2 mm の範囲を越えると弾性係数は減少し、 ± 3 mm から ± 5 mm の範囲では、弾性係数の増加はほぼ確認されなかった。ここで、Fig. 2.8 の磁場の有限要素法解析の結果を見てみると、磁石の表面付近で磁束密度が大きく増加しており、また、磁石の外周部付近では中心部分よりも磁束密度が高くなっていた。そして、磁石の表面から離れるにつれて磁束密度は減少していった。この磁束密度の分布の結果と弾性係数の分布が一致していることから、磁場の分布に沿ってクラスタが形成されたと考えられる。また、この場合には中心の 0 mm の位置を含む ± 2 mm の 5 mm の範囲で弾性係数が大きく増加していることから、触覚ディスプレイ上には 5 mm の解像度で硬い部分が呈示できたと言える。200 mT の場合には、400 mT の場合とは異なり、周囲よりも大きい一様な弾性係数の分布が-2 mm から+3 mm の 6 mm の範囲に呈示されていた。これは磁場の分布において、中心の磁束密度が高い場所と周囲のなだらかに減少する場所との差が小さくなったことによると考えられる。その結果、0 mT の場合には一様な弾性係数が触覚ディスプレイ上で呈示されていた。以上のことから、直径 1 mm のプローブを用いて高解像度に触覚ディスプレイの硬さの分布を測定すると、磁場を印加した際に、5 mm 程度の範囲で見かけ上の弾性係数が大きく増加していた。また、Fig. 2.15 の触覚ディスプレイ上の硬さの分布も磁石の表面から離れるにつれてなだらかに減少しており、磁場の分布に近い分布になることも確認された。

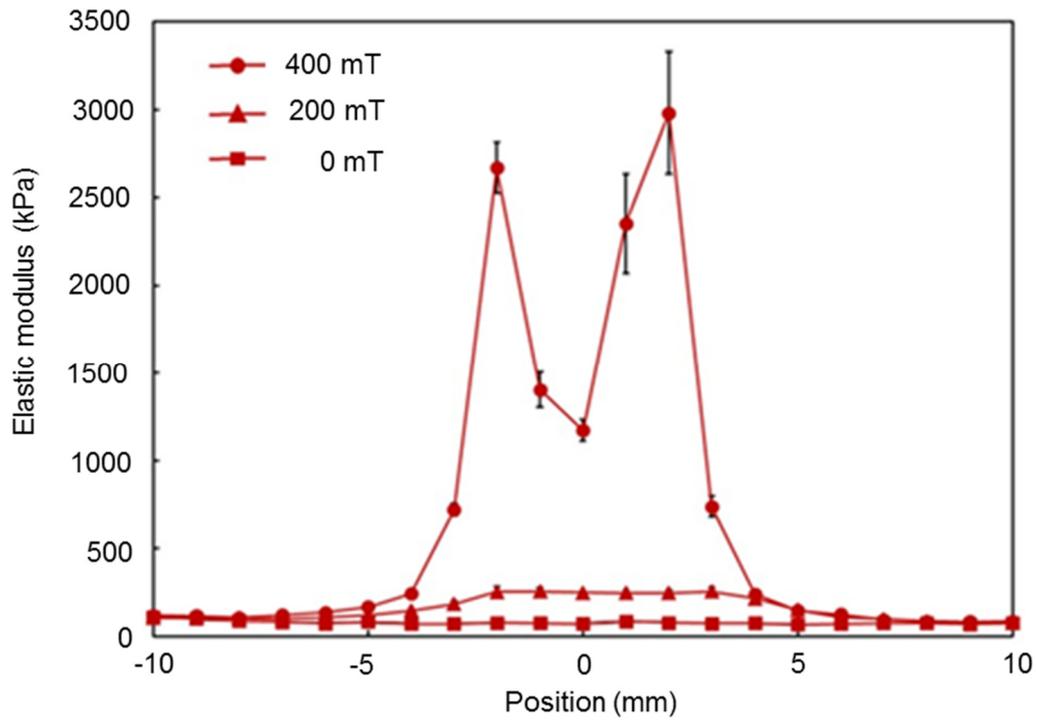


Fig. 2.15. The relation between position and elastic modulus with 1 mm diameter probe.

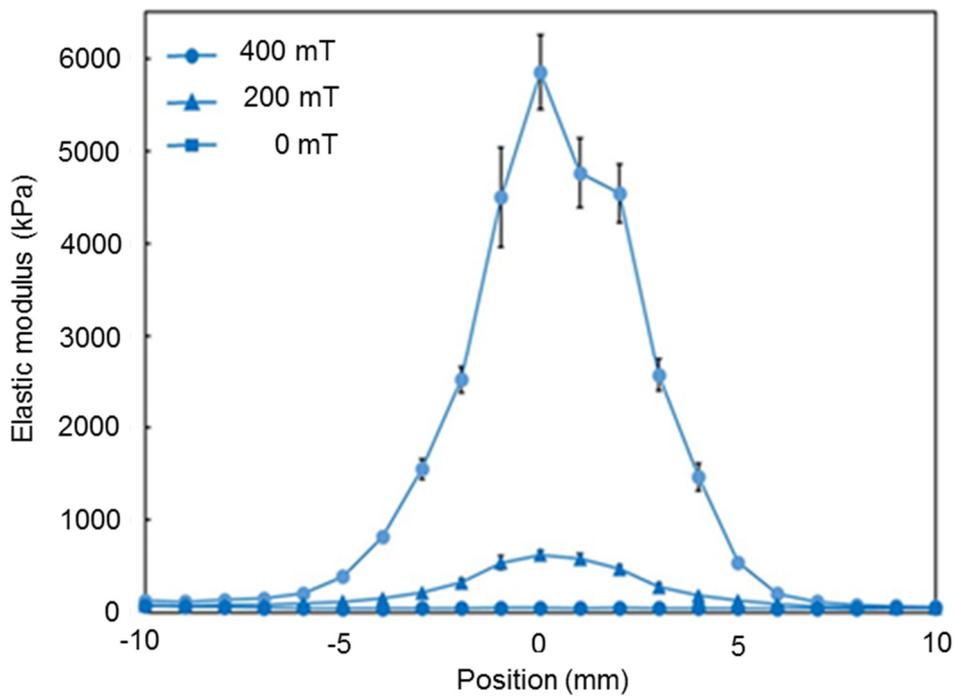


Fig. 2.16. The relation between position and elastic modulus with 4.6 mm diameter probe.

Fig. 2.16 に直径 4.6 mm のプローブを用いた場合の結果を示す。Fig. 2.16 では 400 mT と 200 mT と 0 mT の場合の結果をそれぞれ示している。直径 1 mm のプローブで測定した場合には Fig. 2.15 に示すような 2 つピークのある分布であったが、4.6 mm の場合では 1 つのピークを持った分布になった。これは直径 4.6 mm のプローブを用いた場合には、接触面積が広がるため、各測定点での弾性係数が前後約 ± 2 mm の範囲の硬さの平均の値になっており、その結果 1 mm の場合と異なる分布を持つようになったと考えられる。400 mT の場合には中心から弾性係数が増加する範囲が磁石の中心の前後の ± 5 mm であった。そして、200 mT の場合には弾性係数が変化する範囲は -2mm から +3 mm の 6 mm の範囲となり、0 mT の磁場では一様な弾性係数となった。この結果から、人間の指と触覚ディスプレイとの接触面積は接触部の面積は直径 1 mm の円よりも大きくなるため、使用者が触覚ディスプレイに触れた際に硬いと知覚する部分は、Fig. 2.15 に示すような 2 つピークのある分布ではなく、Fig. 2.16 に示すような 1 つのピークを持った分布になると考えられる。また、印加磁場が大きい場合には硬いと知覚する部分が大きくなるとも考えられる。

以上のことから、本触覚ディスプレイは印加磁場の制御によって 5 mm 程度の大きさで弾性係数の大きい、硬い触感の領域を作り出すことができるが確認できた。また、実際の弾性係数の分布と指で触れた際の弾性係数の分布とでは、その分布が異なり、触覚ディスプレイ上での解像度と知覚される解像度が一致しないということが実験結果から推測された。

2.7 官能試験

触覚ディスプレイに弾性係数が異なる硬い部分が形成されているかとその大きさを評価するために触覚ディスプレイの官能特性を評価した。実験の様子を Fig.2.17 に示す。実験装置は Fig.2.8 に示したものと同様であり、2.3 に示す手法で製作した触覚ディスプレイ、直径 5 mm のネオジム磁石と Z 軸ステージから構成した。実験では各磁場の条件で被験者に触覚ディスプレイに 30 秒間触れてもらい、その際に被験者が知覚した硬さの異なる部分の大きさを回答してもらった。Nielsen らは 5 人の被験者に対して実験を行うことで、大人数の被験者を用いた実験の 85%の問題を発見することができるという説明している [89]。今回は実際に硬い部分が触覚ディスプレイ上に呈示されているかを評価することを目標としており、Nielsen らの説に基づいて 5 人の被験者で実験した。被験者の被験者は被験者には 20 代の 5 人の学生であり、そのうちの 4 人が男性で、1 人が女性であった。被験者には定規を呈示し、硬さが異なる部位の大きさを回答するための参考にしてもらった。触覚ディスプレイへの印加磁場は磁石と触覚ディスプレイとの距離を Z 軸ステージを用いて変化させることで制御し、その値は 400 mT, 300 mT, 250 mT, 200 mT, 150 mT, 100 mT, 50 mT, 0 mT とした。

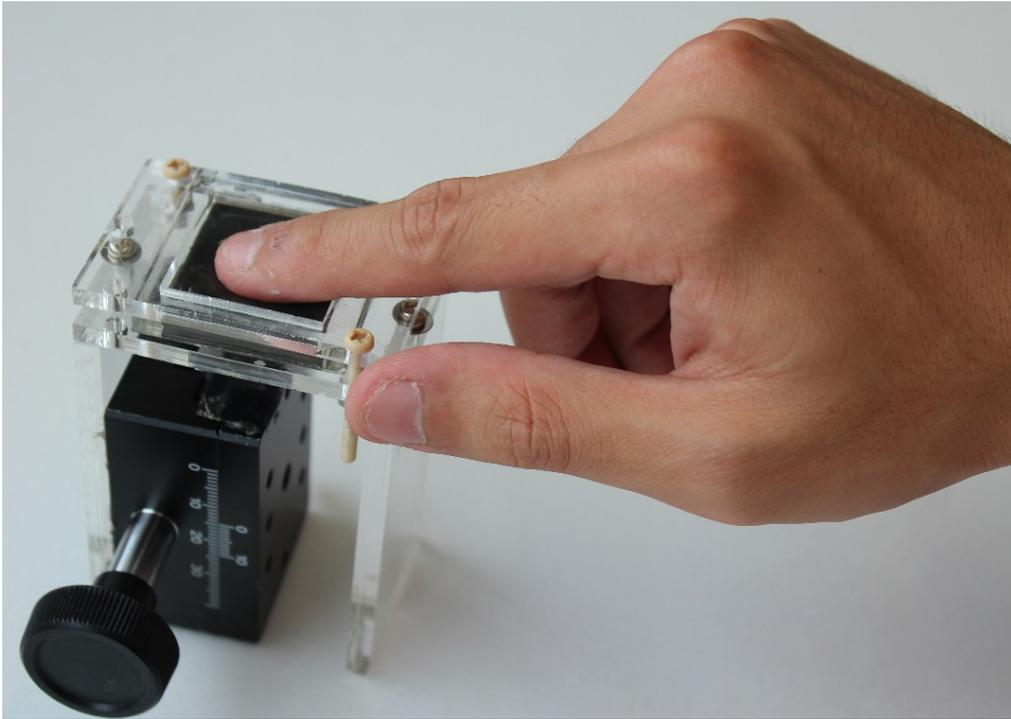


Fig. 2.17. Photograph of experimental environment

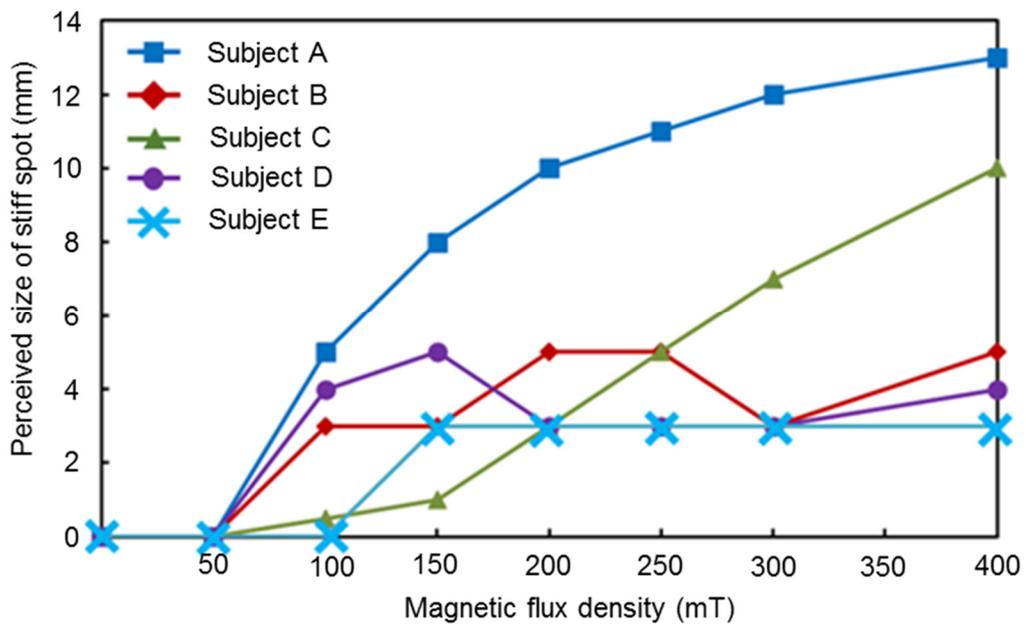


Fig. 2.18. The relation between magnetic flux density and perceived stiff spot.

Fig. 2.18 に実験結果を示す。被験者毎に回答した硬さの異なる部分の大きさは異なっていた。病巣の弾性係数の知覚に関しては、乳房の浸潤性の腺管癌の弾性係数の 300 kPa に近い弾性係数を呈示する 150 mT では 4 人の被験者が 5 mm の大きさで硬さが異なる部分が存在しているとして回答した。また、前立腺のガンに近しい 100 kPa の弾性係数を呈示する 100 mT の磁場下では 5 人の被験者全員が 5 mm 以下の大きさで硬さが異なる部分が存在しているとして回答した。以上のことから、本触覚ディスプレイは 5 mm あるいはそれ以下の大きさで病巣の硬さを使用者に呈示できることを確認した。1 mm のプローブを用いて測定した際の 200 mT の弾性係数の分布において、弾性係数が大きく増加した範囲が 6 mm であり、実際の弾性係数の大きい部分と知覚された弾性係数の大きい部分はほぼ同じ大きさとなっていた。しかし、被験者毎に回答した弾性係数の大きい部分と印加磁場との関係の傾向が異なっていた。例えば、被験者 A と D は印加磁場が大きい場合には硬いと感じた部分が 10 mm 以上と回答し、印加磁場が減少するにつれて硬いと感じる範囲が小さくなっていくと回答した。一方で被験者 B, C, E の 3 人においては、印加磁場によらず 5 mm 前後の範囲で硬い部分があると回答した。この結果として 2 つの理由が考えられる。

1 つ目は被験者が指によって知覚した硬さの部分の異なる部分の大きさと目によって知覚した参照用の定規の長さとの関係が異なっていたことが上げられる。指によって知覚した硬さの異なる部分の大きさと目視によって知覚した定規の長さは触覚による情報と視覚による情報のため、直接比較することはできない。視覚情報と触覚情報の差による影響で回答された硬い部分の大きさが異なると考えられる。

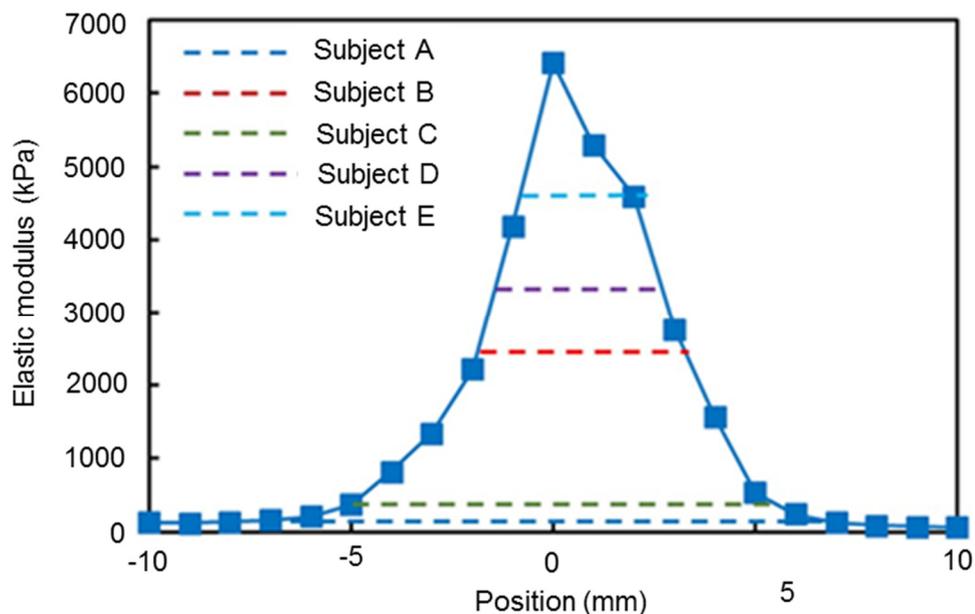


Fig. 2.19. The relation between position and elastic modulus with perceived stiff spot size estimated by subjects under 400 mT.

2つ目として、今回被験者毎の指の動かし方が異なっていたため、触覚ディスプレイ上のどの部分との差によって硬い部分を知覚したかということが考えられる。Fig. 2.19に400 mTの場合の弾性係数の分布に各被験者が回答した硬い部分の大きさをプロットしたものを示す。被験者B, D, Eの3人は硬さが異なっている部分の大きさが数mmあると回答した。この3人は弾性係数の大きい部分に上から直接触れ、その大きさを知覚したと考えられる。その結果、回答された大きさが機械試験の結果に近い5 mmとなったと考えられる。一方で、被験者A, Cは弾性係数が大きい部分と弾性係数に変化していない周辺の部分の弾性係数を比較して硬い部分を回答したと考えられる。実際に400 mTにおいて回答された硬い部分の大きさはA, Cそれぞれ12 mmと10 mmであった。そして、400 mTにおいて弾性係数が周囲よりも大きく増加している部分の分布はFig. 2.16に示すように10 mmになっており、これは回答された大きさに近い値となっていた。

以上のことから、本触覚ディスプレイは弾性係数の異なる部分を作り出すことで被験者に硬い部分を呈示することができることを確認した。また、本研究で目的とする病巣の弾性係数と同じ弾性係数の硬い部分を5 mmの大きさで使用者に呈示できることが確認できた。一方で、被験者の触覚ディスプレイの触り方によって、認識される弾性係数のことなる部分の大きさが異なるということが実験結果より推測された。

2.8 結言

本章ではMR流体を用いた触覚ディスプレイの製作と機械、官能評価を行った。

触覚ディスプレイの評価に向けて、まず磁場印加に用いる直径5 mmのネオジウム磁石の磁場の評価を実測とシミュレーションで評価した。ネオジウム磁石の磁束密度をテスラメータで測定したところ、距離によって磁束密度の強度が変化することが確認できた。シミュレーションの結果から、磁場の広がりには5.5 mmであり本研究で目標とする5 mmの解像度に近い大きさで広がっていることが確認できた。

触覚ディスプレイを製作し、直径5 mmのネオジウム磁石と組み合わせることで触覚ディスプレイの静特性を評価するための実験系を構築した。呈示される硬さを評価するために便宜的に弾性係数を導入して評価した。その結果、病巣と正常な組織の弾性係数が触覚ディスプレイの弾性係数の範囲に含まれていた。また、その弾性係数の分布を評価したところ、触覚ディスプレイに磁場を印加することで、局所的に弾性係数の異なる、つまり硬さの異なる部位を作り出せることが確認できた。その分布は磁場の分布にほぼ一致しており、400 mTの場合には5 mmであった。また触覚ディスプレイと指との接触面積によって知覚される、硬さ分布が異なることも確認できた。

次に被験者による触覚ディスプレイの官能評価を行った。実験結果から被験者に硬さの異なる部位を5 mm以下の大きさで知覚するという結果が得られた。しかし、回答された大きさが被験者間で異なっていた。これは被験者間の硬さの知覚の違いや、被験者の触覚ディスプレイの触れ方の違いに起因するものであると考えられる。

本章で得られた結果から MR 流体を用いて見かけ上ではあるが弾性係数が異なる部分を触覚ディスプレイ上に形成し、使用者に硬さの違いを伝えることができることが確認された。次章では本結果に基づいて、MR 流体を微小領域内に封入した硬さ呈示素子を製作する方法を確立し、それを密に配置することで高解像度硬さ触覚ディスプレイを実現する。

第 3 章 MR 液体封入

3.1 緒言

本章では高解像度な硬さ触覚ディスプレイに用いる硬さ呈示素子の実現に必要な不可欠な MR 流体を柔軟な膜の内部に封入する方法について述べる. その方法としては液滴を型としてミリメートルオーダーの PDMS 膜を形成する液滴モールディング法, 液滴の表面にディッピングによりサブミリメートルオーダーの PDMS 膜を形成するディッピング法, PDMS よりも柔軟性に優れたシリコンゴム製の基板内のチャンバに MR 流体を封入するボンディング法の 3 つの方法を提案する. 本章ではそれぞれについて原理と製作方法について述べる. また, 液滴モールディング法とディッピング法については形成される素子の形状に影響を及ぼす要因を理論式から明らかにした後に, その影響を実験により評価した.

3.2 液滴モールディング法

高解像度な硬さ分布呈示触覚ディスプレイを実現するための一つの方法として, MR 流体を中空状の球や立方体のような膜の内部に封入した微小な構造体を密に基板上に配置する方法が考えられる. この素子は指との接触により垂直方向の応力や水平方向のせん断応力を受けるため, これらの応力により耐えられることが必要になる. 柔軟なかつ耐久性に優れた膜を製作するための材料として, 第 2 章の触覚ディスプレイの試作での官能試験で被験者が触覚ディスプレイに触れた際に破損が見られなかつたことから, シリコンゴム材料の 1 種である PDMS を使用することとした. この PDMS は液体から固体へ熱硬化する性質を持っている. PDMS は液体の状態でガラス基板の上に滴下し回転数で膜厚を制御し熱硬化により製膜するスピニングや鋳型に液体状の PDMS を流し込み熱硬化させるモールディングといった方法で加工される. しかし, これらは PDMS を平面形状や立体形状に加工できるものの, 立体的な中空膜構造に加工した報告は少ない. この理由として 2 つのことがあげられる. 1 つ目は鋳型への PDMS の塗布が困難なことが上げられる. 例えば, PDMS を鋳型に塗布した際に均一に塗布ができていないと, 膜が形成されず立体的な中空膜構造として用いることができない. もう 1 つは剥離が困難なことである. 膜は薄くなると脆くなり破れやすくなることから, 支持材からの剥離が困難になる. PDMS の立体的な中空膜構造を製作した例としては, Tanaka らは砂糖の球に PDMS を塗布し回転しながら加熱することで, PDMS を硬化させ PDMS 膜を製作する方法を開発した[90]. 砂糖を水に溶解することによって, 球状の PDMS 膜を得ることができる. この方法は回転させながら, PDMS を熱硬化させる必要があり, 非常に煩雑なプロセスである. しかし, このように PDMS 膜を製作するための鋳型を工夫することで, 中空の PDMS 膜を製作することは可能である.

本節ではより簡易に立体的な PDMS 膜を製作する方法として, 液体の滴を型としてその表面に PDMS 膜を形成する方法について述べる. 実際の PDMS 膜製作の様子を Fig. 3.1 に示す. (a)孔がある PDMS 製のガイドを 100 °C で 1 時間加熱したエチレングリコール

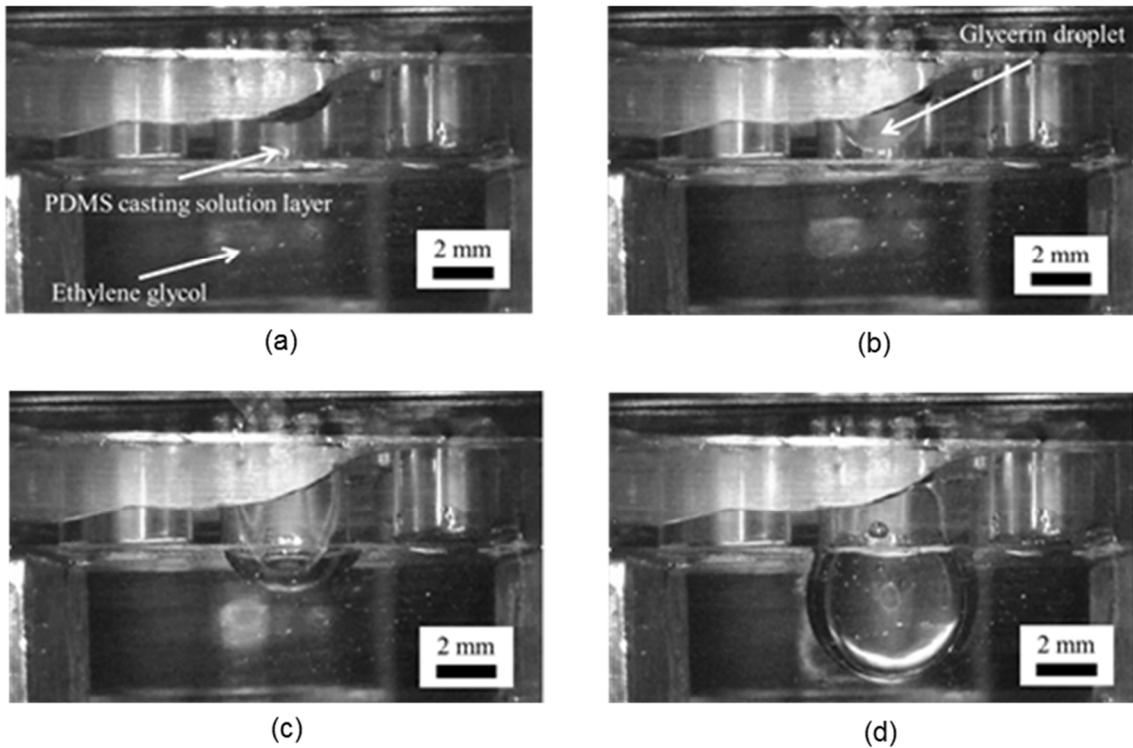


Fig. 3.1. Fabrication process of spherical PDMS membrane. (a) Forming a PDMS casting solution layer on a glycerin droplet. (b) Dispensing a glycerin droplet. (c) Forming a PDMS casting solution layer on the droplet. (d)

の液面上に高さ 8 mm のステージを用いて固定する．エチレングリコールは PDMS を熱硬化させるための熱伝達媒体として用いられている．エチレングリコールを用いた理由としてはその沸点の高さと密度の小ささの 2 点が上げられる．エチレングリコールの沸点は 200 °C である．そのため、エチレングリコールを PDMS の熱硬化のために 70 °C 付近の温度にしてもエチレングリコールは蒸発しない．また、同じく沸点が 290 °C と高いグリセリンの密度が 1.26 g/cm³ であることに対して、エチレングリコールは 1.07 g/cm³ となっている．密度が大きい液体を熱媒体として用いる場合には、鋳型として滴下する液体の密度を熱伝達媒体として用いる液体よりも大きくしなければ鋳型として用いる液体が沈みにくくなる．逆に密度の小さい液体を液体として用いることで、容易に熱伝達媒体の液中に滴下した液滴が沈ませることができる．エチレングリコールの液面上に固定したガイドの孔に液体状の PDMS を滴下する．PDMS はその密度が 1.02 g/cm³ であり、その密度はエチレングリコールよりも小さい．そのため、PDMS はエチレングリコールの液面に浮き PDMS の層が形成される．(b) PDMS の層が平らになった後に、型として用いる液滴を滴下する．熱に対して安定的かつエチレングリコールよりも密度が大きいグリセリンを型の役割を果たす液滴として用いることとした．グリセリンは PDMS とは混ざり合わず、Fig. 3.1(b) に示すようにグリセリンとその表面に PDMS の層がそれぞれ形成される．(c) グリセリンは密度が

1.26 g/cm³でありエチレングリコールやPDMSよりも密度が大きいことから、PDMSをエチレングリコールとの界面として、エチレングリコールの内部に沈み込む。その際に、グリセリンの液滴は孔との間の毛管力、エチレングリコールからの浮力、ガイドからの摩擦力を受ける。そしてこれらの力によってグリセリンの液滴の持つ運動エネルギーが0になる位置で液滴は停止する。(d)このPDMSをエチレングリコールごと100℃で加熱し熱硬化させることで、グリセリンを内包した球状のPDMS膜を得ることができる。この方法を用いることでSatoらの方法と比較してより簡単に立体的なPDMS膜を製作できる。また、型として用いたグリセリンは水溶性の液体であり膜内から容易に取り除くことができるため、中空膜として用いることもできる。製作したい膜の数だけ基板に孔を形成すればよいので、簡単に1つの基板上にアレイ化することも可能である。

本節では、液滴モールディング法を確立するために、液滴が受ける力によるエネルギーの式を導出し膜の形状に影響を及ぼす可変パラメータを明らかにした。そして、実際に製作時の可変パラメータを変化させた際のそれらの膜の形状への影響について評価した。MR流体の封入方法についても検討し、直接MR流体を型として用いる方法とグリセリンと入れ替える方法最後について検討し、それぞれのMR流体が封入されたPDMS膜の機械特性を評価した。

3.2.1 製作方法

Fig. 3.2 に液滴モールディング法の基本的な方法を示す。(a)プラスチックの角シャーレ(SK-10, 神谷製作所)にエチレングリコール(和光純薬)をシリンジ(SS-02SZ, テルモ)を用いて36 ml 流し込んだ。後のPDMSの硬化時間を短縮するため100℃のホットプレート(EC-1200NP, ASONE)の上でエチレングリコールを30分間加熱した。CNCフライス盤(MM-100, モディアシステムズ)で製作したアクリルの鋳型に主剤と硬化剤の混合比が10:1のPDMS(Silpot 184, 東レダウコーニング)を流し込んだ。その後、1時間真空中で気泡を取り除き、100℃で1時間加熱してPDMSを熱硬化することで、PDMSのガイドを製作した。このガイドは厚さが3 mmであり、直径4 mmの孔が形成されている。そして、このガイドを高さ8 mmのアクリルのステージでエチレングリコールの液面上に固定した。(b)(a)と同様の条件で製作した液体状のPDMSをピペットを用いて各々の孔に20 μl ずつ滴下した。その後、1分間置くことでPDMSが平滑化されて、孔の内部に平らな液体状のPDMSの層が形成された。(c)70 μlのグリセリンの液滴をPDMSの層の上に滴下した。グリセリンの液滴は密度の違いからPDMSを界面にしながらかエチレングリコール中に沈み込み、PDMS膜に覆われたグリセリンの液滴がエチレングリコール中に形成された。(d)PDMSに覆われた液滴が液中に静止した状態で100℃で1時間ホットプレート上でエチレングリコールごと加熱することで、PDMSを熱硬化した。その結果、グリセリンを内包した球状のPDMS膜が得られた。Fig. 3.3 は製作した実際のグリセリンが封入されたPDMS膜の写真である。

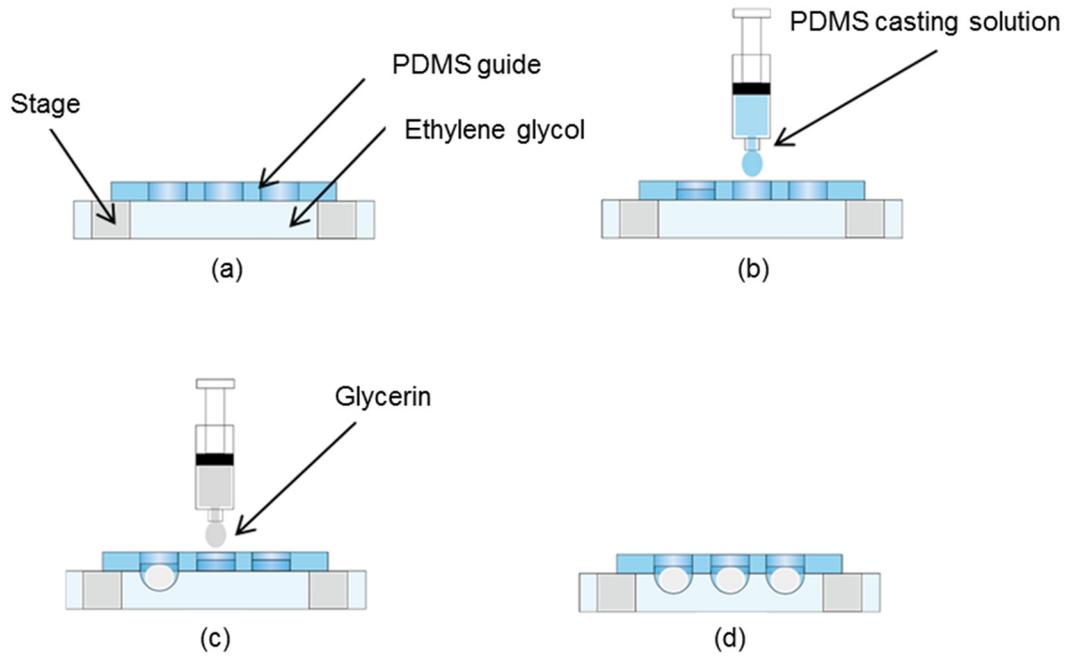


Fig. 3.2. Process of droplet molding. (a) Fixing a PDMS guide on the surface of an ethylene glycol. (b) Dispensing PDMS droplets in holes of the guide. (c) Dispensing glycerin droplets on PDMS casting solution layers. (d) Curing PDMS casting solution layers to form PDMS membranes.

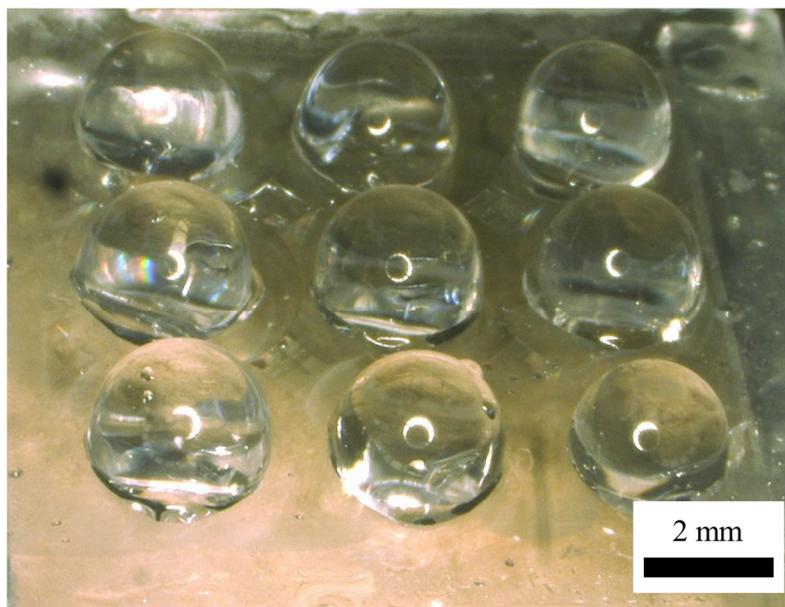


Fig. 3.3. Photograph of fabricated PDMS structures with droplet molding.

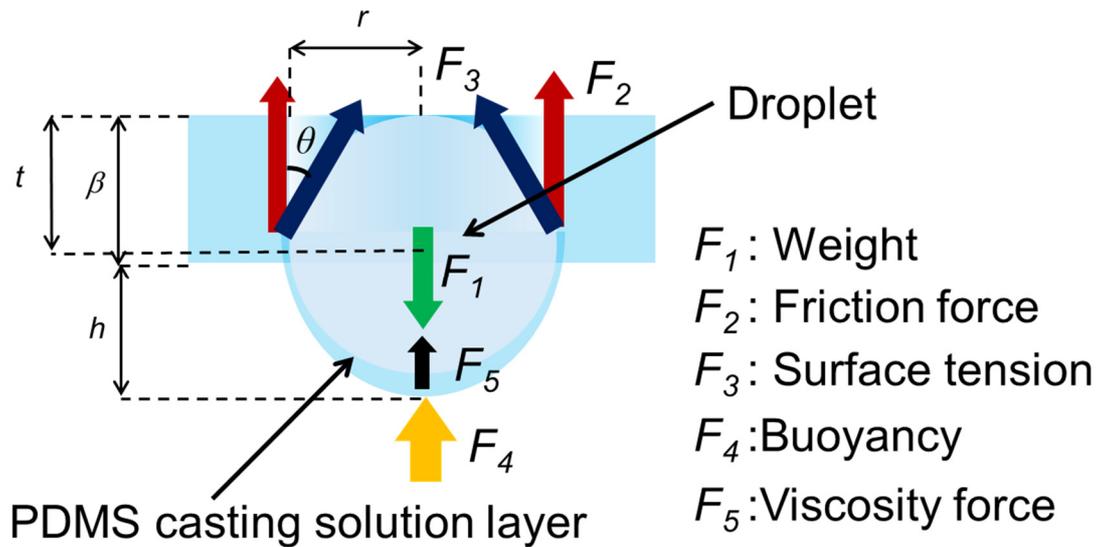


Fig. 3.4. Theoretical model to determine parameters which affect the height of the PDMS structure.

3.2.2 理論式

液滴モールドイングを用いて立体状のPDMS膜を製作し、更にこれを触覚ディスプレイに応用することで触感呈示や高解像度化を実現するためには、膜の高さや半径といった形状を制御することが必要になる。そのためには膜の形状に影響するパラメータを明らかにする必要がある。膜の半径方向の大きさは基板の孔の大きさによって一意に制御できる。そこで、膜の高さを制御するために必要なパラメータを理論式を用いて特定することとした。Fig. 3.4に理論式導出に用いたモデルを表す。液滴がガイドの孔を通過し液中に静止した状態を示している。この状態は液滴の運動エネルギーの釣合いの式より算出できると考えられる。グリセリンの液滴は滴下時の位置と静止する位置の差による位置エネルギーを持つ。液滴をPDMSガイドの表面付近から滴下したとすると、この位置エネルギーを導出する際に必要な液滴の重量は下式のようなになる。

$$F_1 = \rho_1 g V \quad (3.1)$$

F_1 (N)が液滴が重力によって下向きに受ける力、 ρ_1 (kg/m³)が液滴の密度、 g (m/s²)が重力加速度、 V (m³)が液滴の体積をそれぞれ表している。この式から液滴が持つ位置エネルギーは次のようになる。

$$E_1 = F_1 t = \rho_1 g V t \quad (3.2)$$

$E_1(\text{J})$ が液滴の持つ位置エネルギー、 $t(\text{m})$ が液滴の初期位置と静止位置との差をそれぞれ表している。液滴はPDMSガイドと接していることから、エチレングリコールに沈み込む際にはPDMSガイドと液滴の間に摩擦力が生じて、液滴の持つ位置エネルギーが減少すると考えられる。液滴が受ける摩擦力は次のようになる。

$$F_2 = \mu F_1 = \mu \rho_1 g V \quad (3.3)$$

$F_2(\text{N})$ が液滴が受ける摩擦力、 μ が動摩擦係数を表している。摩擦力によって液滴が失うエネルギーは次のようになる。

$$E_2 = F_2 t = \mu \rho_1 g V t \quad (3.4)$$

$E_2(\text{J})$ は液滴が摩擦によって失ったエネルギーを表している。液滴は表面張力による毛管力で上向きの力を受ける。液滴はその表面張力による毛管力を受ける。これによって受ける上向きの力は次のようになる。

$$F_3 = 2\pi r \gamma \cos\theta \quad (3.5)$$

$F_3(\text{N})$ が液滴が受ける毛管力、 $r(\text{m})$ が孔の半径、 $\gamma(\text{N/m})$ が表面張力、 $\theta(\text{deg})$ が液滴とPDMSの接触角をそれぞれ表している。毛管力によって液滴が失うエネルギーは次のようになる。

$$E_3 = F_3 t = 2\pi r \gamma t \cos\theta \quad (3.6)$$

$E_2(\text{J})$ は液滴が摩擦によって失ったエネルギーを表している。液滴は表面張力による毛管力で上向きの力を受ける。液滴はエチレングリコールに沈み込む際に、エチレングリコールから上向きの力、すなわち浮力を受ける。液中に沈み込んだ部分を半径 r で高さが dh の半球でと仮定すると、この浮力は次のようになる。

$$F_4 = \frac{2}{3} \rho_b g r^2 dh \quad (3.7)$$

$F_4(\text{N})$ が液滴が受ける浮力、 $\rho_2(\text{kg/m}^3)$ がエチレングリコールの密度、 $h(\text{m})$ が液滴の液中に沈み込んだ深さを表している。この沈み込んだ深さ方向に F_4 を0から h の範囲で積分することで、浮力によって減少したエネルギーは次のようになる。

$$E_4 = \int_0^h \frac{2}{3} \rho_2 g r^2 dh \quad (3.8)$$

E_4 (J)はエチレングリコールからの浮力によって失ったエネルギーを表している。 E_1 から E_4 を合計して、液滴の持つエネルギーの総和は次のようになる。

$$U = E_1 - E_2 - E_3 - E_4 = \rho_1 g V t - \mu \rho_1 g V t - 2\pi r \gamma t \cos\theta - \int_0^h \frac{h^2}{3} \rho_b g r^2 dh \quad (3.9)$$

ここでエネルギーの総和 U が0になる位置が液滴が静止する位置であり、式(3.9)を書き換えるとその際の液滴の重心のガイド表面からの距離は次のようになる。

$$t = \frac{\int_0^h \frac{h^2}{3} \rho_2 g r^2 dh}{(\rho_1 - \mu \rho_1) g V - 2\pi r \gamma \cos\theta} \quad (3.10)$$

液滴の高さ h は、液滴が球状であると仮定してPDMSガイドの表面からの液滴の重心の位置を用いることで次のように表すことができる。

$$h = r + t - \beta \quad (3.11)$$

β はPDMSガイドの厚さを表している。式(3.11)に式(3.10)を代入すると次のようになる。

$$h = r - \beta + \frac{\int_0^h \frac{h^2}{3} \rho_2 g r^2 dh}{(\rho_1 - \mu \rho_1) g V - 2\pi r \gamma \cos\theta} \quad (3.12)$$

液滴を楕円と仮定するとその高さを用いて液滴の体積を下式のように表すこともできる。

$$V = \frac{4}{3} \pi r^2 h \quad (3.13)$$

液滴の高さ h は以下のようになる。

$$h' = \frac{3V}{4\pi r^2} \quad (3.13)$$

液滴の沈んでいる割合 k を補正項として用いることで、PDMSガイドに形成される液滴の高さは以下のように表せる。

$$h = 2kh' = \frac{3V}{2\pi r^2} \quad (3.14)$$

この h' (m)が基板から露出した液滴の高さを表している。膜の厚さが液滴の高さと比較して、小さい場合には膜の高さと液滴の高さは同じであると考えることができる。このことから、式(3.11)と式(3.14)が形成される膜の高さをそれぞれ表した式である。これらの式の中から膜の高さに影響を及ぼす可変パラメータを選ぶと、表面張力 γ 、滴下する液滴と熱伝達媒体といて用いる液体の密度 ρ_1 と ρ_2 、液滴の体積 V 、液滴と PDMS ガイドとの間の摩擦係数 μ 、ガイドの厚さ β と液滴の半径 r が該当する。密度を変化させるためには液体の種類を変える方法と他の液体と混合する方法の 2 つの方法が考えられる。しかし、これらの方法を使うと液体の表面張力も同時に変化してしまうため密度による影響のみを評価することは困難である。また、PDMS を表面処理して摩擦係数を変化させると、PDMS と液滴間の接触角も変化し、表面張力による影響も受けるようになる。

以上のことから、高さに影響を及ぼすパラメータの中でもそのみを変化させることができるものとして、表面張力 γ 、液滴の体積 V 、PDMS ガイドの厚さ β と液滴の半径 r を評価することとした。式(3.11)から、液滴の表面張力 γ が増加するにつれて膜の高さ h が単調に増加する。また、PDMS ガイドの厚さ β に比例して膜の高さが増加する。式(3.11)から液滴の体積 V が増加すると膜の高さ h が減少する。一方で、式(3.14)からは液体の体積 V が増加すると膜の高さ h が増加するとも考えられる。式(3.11)から膜高さ h は滴の半径 r の増加によって増加するが、式(3.11)からは減少すると考えられる。次節以降ではこれらの要因が PDMS 膜の高さに及ぼす影響を実験的に評価した結果について述べる。

3.2.3 表面張力評価実験

液滴の表面張力が膜の高さに及ぼす影響を評価した。液体の表面張力は液体の固有の物性値であり、そのみを変化させることは困難である。また、密度のみが異なる液体を探すことも困難である。そこで、表面張力のみを選択的に変化させる方法として、同じ密度で表面張力が異なる 2 種類の液体を混合した。混合に用いる液体としては、まず食塩水を用いた。食塩水は溶解させる食塩の体積を変化させることで、その密度を変化させることができる。30 wt%までの食塩を水の中に溶かすことができ、その密度は 1.00 g/cm³ から 1.17 g/cm³ まで変化させることができる。もう一方の液体は食塩水の密度の範囲に含まれる必要がある。3.2.1 ではグリセリンを用いると述べているが、密度は密度が 1.26 g/cm³ であり、食塩水の最大密度よりも大きい。そのため、食塩水とグリセリンとを混合することで、表面張力のみを選択的に変化させることはできない。そこで、エチレングリコールを用いることとした。エチレングリコールは水溶性かつその密度が 1.07 g/cm³ であることから、同じ密度の食塩水と混合し表面張力のみを選択的に変化させることができる。食塩水はその濃度を 18 wt%とすることで、密度を 1.07 g/cm³とした。実験では、18 wt%の食塩水、18 wt%の食塩水とエチレングリコールの混合比がそれぞれ 1:3, 1:1, 3:1 の溶液、エチレングリコールの 5 種類の溶液を型として用いる液滴とした。それぞれの溶液の表面張力はプレート法によって測定し、それぞれ 48.6 mN/m, 53.3 mN/m, 58.1 mN/m, 64.1 mN/m, 74.9 mN/m

であった。PDMS 膜の製作方法は 3.2.1 に準じている，本実験ではこれら 5 種類の溶液の液滴を Fig. 3.2(c)で滴下する液滴とした。また，本実験では食塩水を用いていることから，Fig. 3.2(d)において加熱してしまうと溶液中の水が蒸発してしまい，その PDMS 膜内部の液体の体積が変化する。そこで今回の実験では Fig.3.2(d)における加熱は行わず，液滴滴下 5 分後の PDMS 膜の高さを角シャーレの側面からマイクロスコop(VHX-600, KEYENCE)で測定した。

Fig. 3.5 に実験結果を示す。実験結果から，表面張力が 48.6 mN/m から 74.9 mN/m まで増加するに伴って PDMS 膜の高さが 3 mm から最大 3.4 mm までおよそ 10%程度増加した。また，寄与率が 0.90 であったことから，膜の高さと液滴の表面張力には相関性があると言える。この結果は式(3.11)より得られた表面張力が増加すると膜の高さも増加するという傾向に一致しており，液滴の表面張力を制御することで膜の高さを線形的に制御できる。

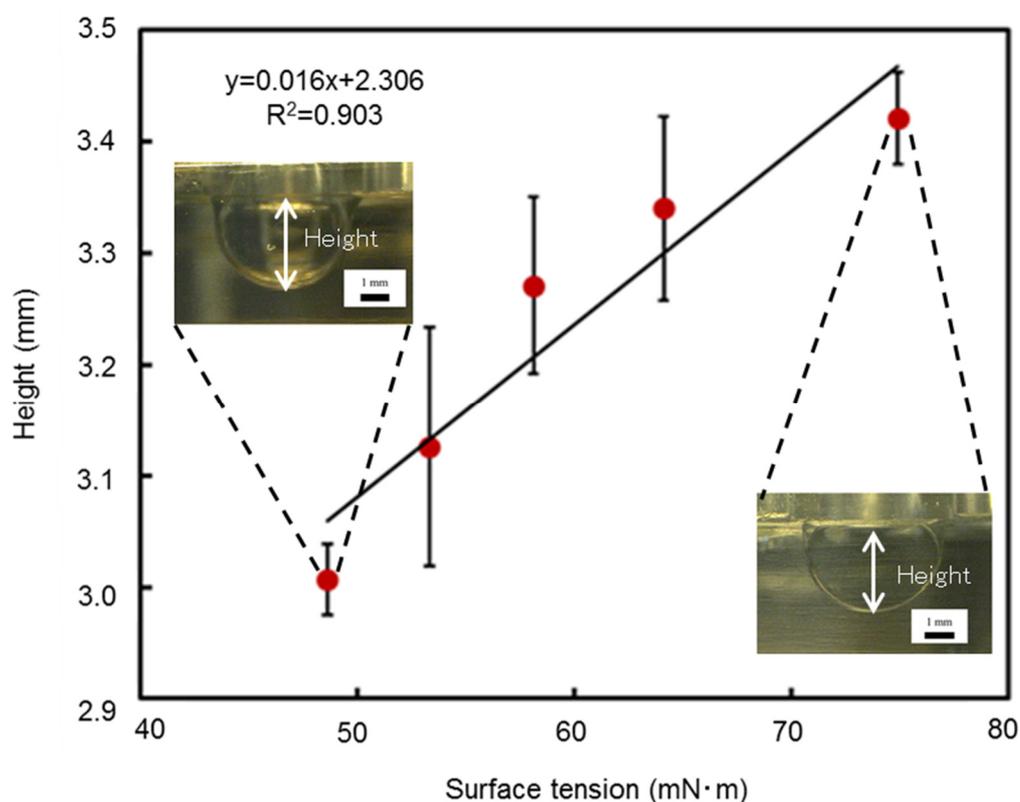


Fig. 3.5. The relation between surface tension and height.

3.2.4 体積評価実験

次に滴下する液滴の体積による評価した。実験方法は 3.2.1 に示した方法と同じであるが、今回は Fig. 3.2(c) で滴下するグリセリンの体積をそれぞれ 30 μl , 50 μl , 70 μl , 90 μl , 110 μl , 130 μl とした。そして、それぞれの場合における加熱した後の PDMS 膜の高さをマイクログラフで測定した。

Fig. 3.6 に実験結果を示す。PDMS 膜の高さは滴下する液滴の体積の増加とともに、30 μl の場合の 1.9 mm から 110 μl の場合の 4.6 mm まで線形的に増加した、この結果は式 (3.14) で示された傾向に一致していた。相関係数は 0.99 となっており、膜の高さと液滴の体積には強い相関性があることが確認できた。このことから液滴の体積によって膜の高さを線形的に制御できることが確認できた。130 μl の体積の液滴を用いた場合には PDMS 膜が形成されるものの、加熱中に破れ膜が形成されなかった。これは液滴の重量を PDMS の層が支えきれず、その結果膜が破れたと考えられる。以上のことから、滴下する液滴の体積によって形状を制御できるとともに、適用できる液滴の体積に制限があることが明らかになった。

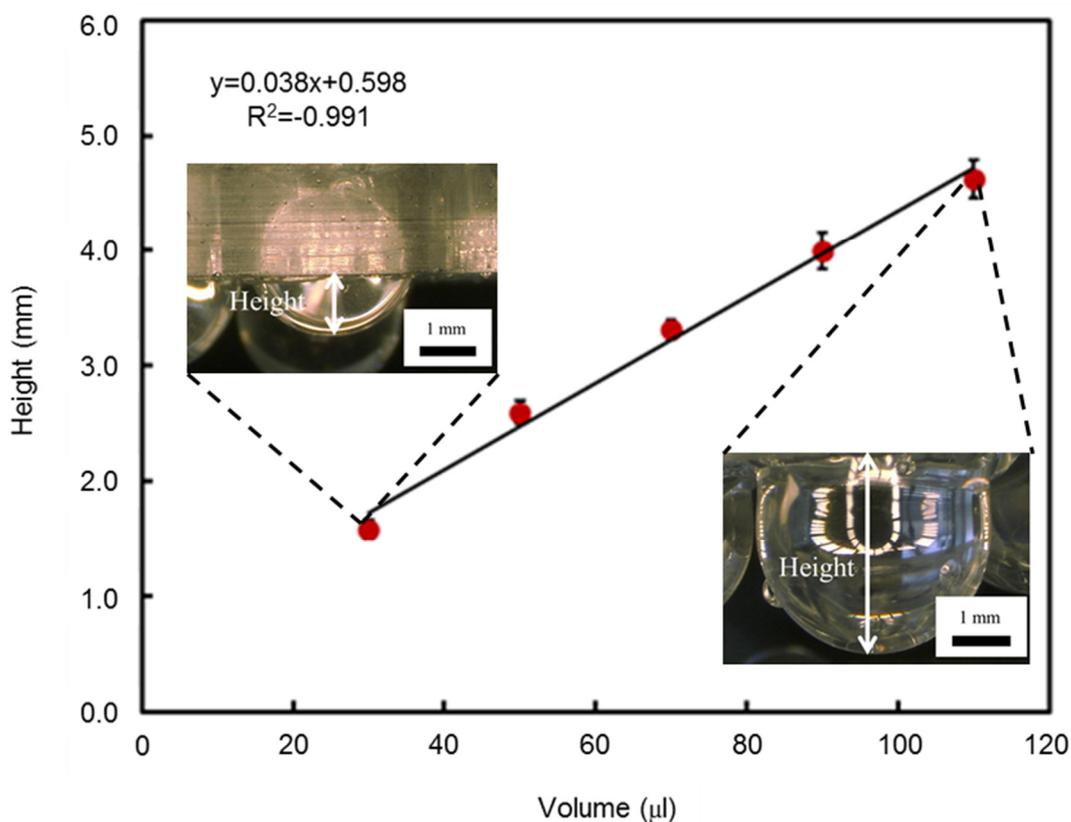


Fig. 3.6. The relation between volume and height.

3.2.5 ガイド厚さ評価実験

PDMS ガイドの厚さの影響を評価した。アクリル板に製作した鋳型の深さを変えることで、厚さが 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm の PDMS ガイドを製作した。70 μl のグリセリンを滴下した場合には、1 mm の厚さのガイドを用いた場合には液滴がガイドの孔に留まらず、下に沈み続けて膜を形成することができなかった。これはガイドとの間の摩擦力の減少に起因するものと考えられる。そこで今回、Fig. 3.2(c) で滴下するグリセリンの体積を 30 μl とし、4 つのガイドの厚さの条件で比較できるようにした。

Fig. 3.7 に実験結果を示す。PDMS 膜の高さはガイドの厚さが増加するにつれて線形的に小さくなっていった。1 mm のガイドを用いて製作した場合に、高さが最大の 2.6 mm になり、4 mm の場合には 0.7 mm になっていた。これは式(3.11)で示された結果に一致していた。相関係数を算出したところ、0.99 となっており膜の高さと液滴の体積には強い相関性があることが確認できた。このことからガイドの厚さを変化させ液滴の間の摩擦力を制御することで、形成される PDMS 膜の高さを制御できることを確認した。

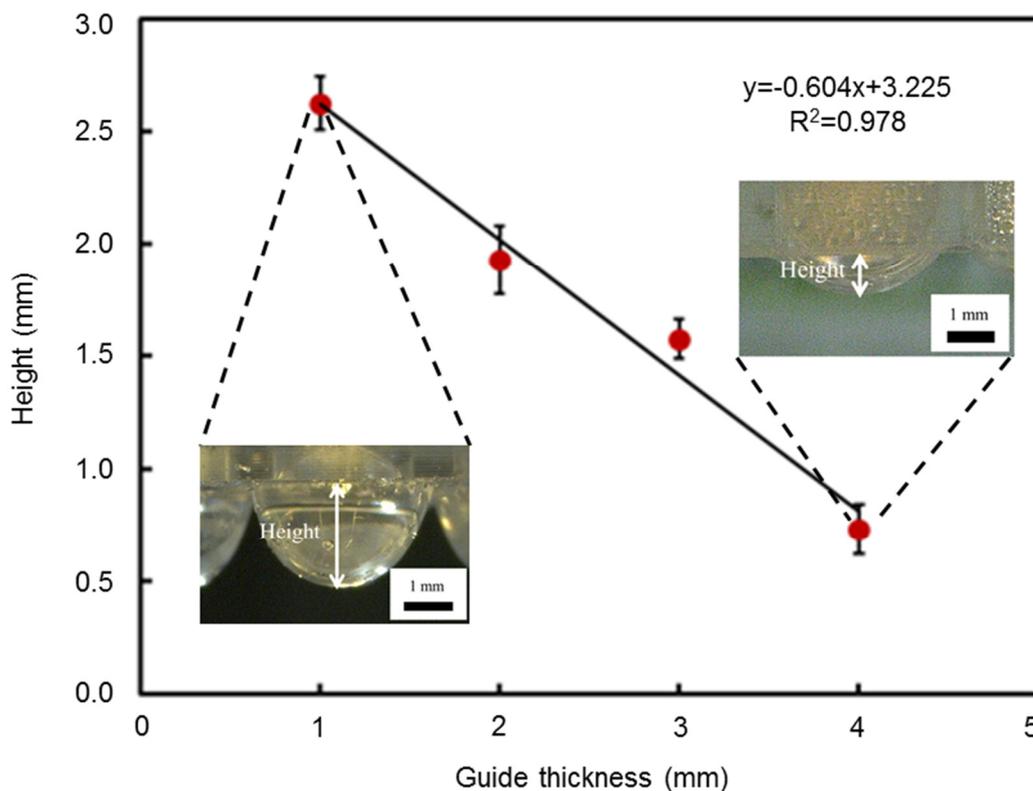


Fig. 3.7. The relation between thickness and height.

3.2.6 液滴半径の評価

液滴の半径による影響を評価した。液滴の半径を制御するために、PDMS ガイドに形成した孔の半径を変化させた。半径を減少させることは、膜の大きさの制御、更には構造体の微小化につながる。前節の実験結果からガイドと液滴の間の摩擦が PDMS 膜の形状に影響を及ぼすことを明らかにしている。そのため、液滴の体積が小さくなるにつれて、摩擦の影響が強くなることが推測される。そこで今回は厚さを 1 mm として半径 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm の孔のあるガイドを製作した。今回は滴下する PDMS と液滴の体積を揃えることができない。そこで、1.5 mm の厚さの PDMS の層がエチレングリコール上に形成できるように滴下する PDMS の体積をそれぞれ 1.3 μl , 5 μl , 11.3 μl , 20 μl とした。PDMS の層はガイドの厚さより厚かったが、エチレングリコール中への沈み込みと表面張力によって孔から溢れることはなかった。滴下するグリセリンの体積はそれぞれ、PDMS の層に対して同じ 300 kPa の圧力がかかるように 1.9 μl , 7.5 μl , 16.8 μl , 30 μl とした。

Fig. 3.8 に製作した PDMS 膜を示す。半径が 1 mm, 1.5 mm, 2 mm の場合のそれぞれの高さはそれぞれ 1.3 mm, 2.1 mm, 2.6 mm であった。しかし、半径が 0.5 mm の場合には、グリセリンが表面張力によって滴の形状を保ち、かつ孔の径よりも径が大きいため、液滴が孔に流れ込まず PDMS 膜が形成されなかった。本実験は液滴の体積も同時に変化させたため、式(3.3), 式(3.5)とは比較することができない。しかし、孔の半径によって PDMS 膜の形状を制御することができ、また、PDMS 膜の製作の可否が決まることから、この孔の半径も重要なパラメータであることが確認できた。

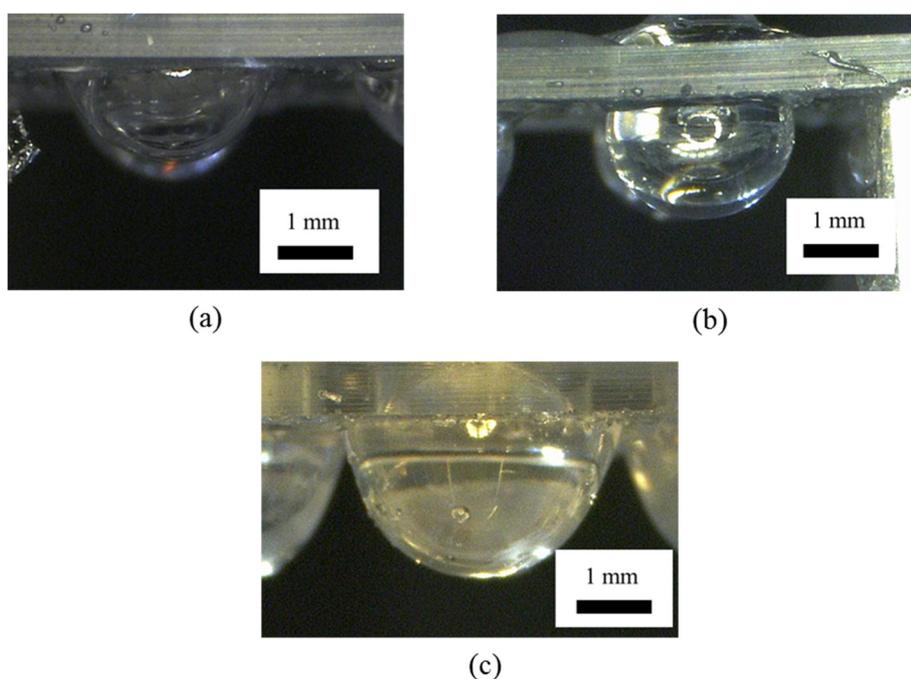


Fig. 3.8 Photograph of spherical PDMS membrane. (a) 1 mm radius. (b) 1.5 mm radius. (c) 2 mm radius.

3.2.7 MR 流体の封入

3.2.6 までではエチレングリコールと食塩水の混合溶液やグリセリンといった液体の液滴を型としてそれらの液滴が内包された PDMS 膜を製作した。そして、液滴の物性値や製作時の条件が PDMS 膜の高さに及ぼす影響を評価した。本項では硬さ呈示素子への応用のための PDMS 膜への MR 流体封入方法について述べる。グリセリンの液滴の表面に PDMS 膜を形成し内部のグリセリンと MR 流体とを入れ替える方法と MR 流体を封入する方法として MR 流体の液滴を型にして PDMS 膜をその表面に直接形成する方法の 2 種類の方法を用いた。

グリセリンの液滴の表面に PDMS 膜を形成した後にグリセリンと MR 流体を入れ替える方法を Fig. 3.9 に示す。(a) CNC フライス盤(MM-100, モディアシステムズ)を用いてアクリル製の鋳型を製作した。そこに PDMS(Sylpot 184, 東レダウコーニング)を流し込み、厚さ 1 mm で半径 2 mm の孔のあいた PDMS ガイドを製作した。角シャーレ(SK-10, 神谷製作所)に 36 ml のエチレングリコール(和光純薬)を滴下した。そして、それを 100 °C のホットプレート(EC-1200NP, ASONE)の上で 30 分間加熱した。その後、高さ 8 mm のアクリル製のステージを用いて液面上にガイドを固定した。それぞれの孔にピペットで 10 μ l の液体状の PDMS を滴下した。そして 1 分間平滑化することで液体状の PDMS の層を形成した。(b)ピペットで 20 μ l のグリセリンを液滴状の PDMS に滴下して、グリセリンの液滴の表面に PDMS の層を形成した。そして、これを 1 時間エチレングリコールごと 100 °C のホットプレートの上で加熱することで PDMS を熱硬化させた。(c)エチレングリコールを滴下した側の孔表面を覆う PDMS をピンセットで取り除き、内部のグリセリンを不織布(テクノワイプ, 日本製紙クレシア)を用いて拭き取った。その後、ビーカー内の水にガイドを浸し、内部のグリセリンを水に溶かし完全に除去した。100 °C のホットプレートの上で 1 時間加熱し十分に乾燥させることで、半球状の PDMS 膜を得た。この PDMS 膜内部にグリセリンを取り除くために形成した孔を通じて MR 流体をピペットで 20 μ l 滴下した。MR 流体の内部に空気が混入すると PDMS 膜内部に空洞ができ構造が変わり、MR 流体を封入した素子の特性が変化するという問題が起こり得る。そこで、空気の PDMS 膜内部への混入を防止するために、液体状の PDMS を MR 流体の上にピペットで 5 μ l 滴下した。その後、厚さ 0.5 mm のステンレスの板を密着させて、100 °C のホットプレートの上で 1 時間加熱し PDMS を熱硬化しステンレスの板を接着した。Fig. 3.10 に製作した MR 流体が封入された PDMS 膜の外観を示す。この PDMS 膜は高さが 1.6 mm であり、その高さは 3.2.3 から 3.2.6 で述べた製作条件により制御することができる。また右に示すものはこの PDMS 膜を 1 つの PDMS ガイド上に多数形成し、その内部に MR 流体を封入することでアレイ化したものの外観である。直径 4 mm の PDMS 膜を 1 mm の間隔で配置し、5 mm の解像度となっている。

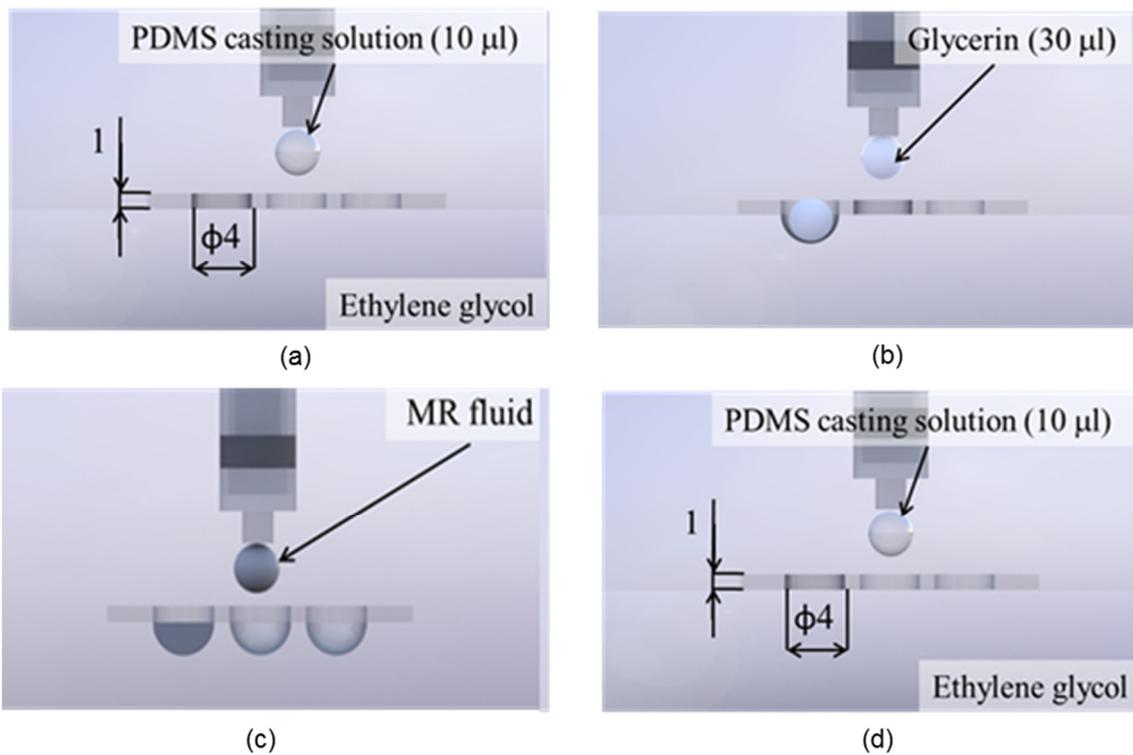


Fig. 3.9. MR fluid encapsulation process in PDMS membrane. (a)Forming PDMS casting solution layer. (b)Forming spherical PDMS membrane . (c)Encapsulating MR fluid. (d) Sealing PDMS membrane and bonding to stainless plate.

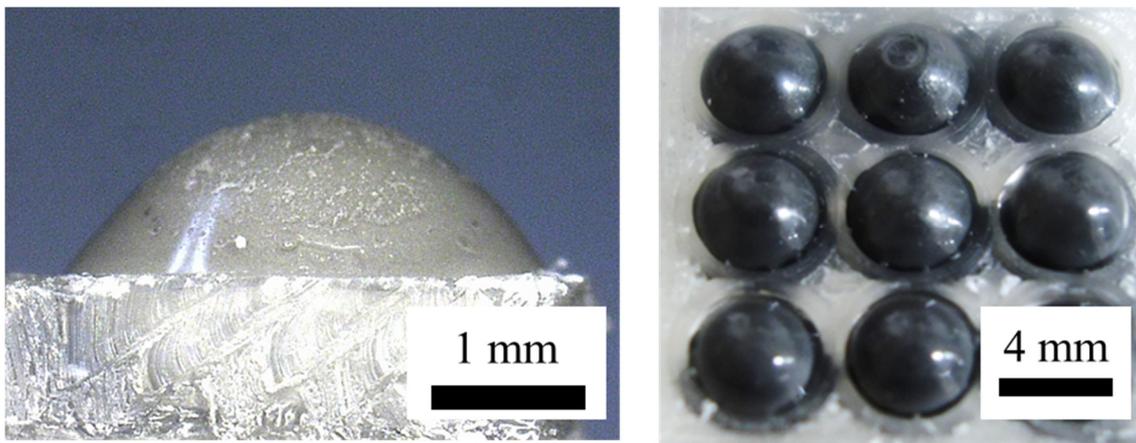


Fig. 3.10. Photograph of a structure with encapsulation of MR fluid in PDMS membrane.

MR 流体の液滴の表面に直接 PDMS 膜を形成する方法では Fig. 3.2(c)において、滴下する液滴をグリセリンから MR 流体(E-600, シグマハイケミカル)に変更した。また、呈示する反力を増加させるために、MR 流体に鉄粒子を加えて、その濃度を 84 wt%とした。ガイドの PDMS の厚さを 1 mm として孔の半径を 2 mm と、MR 流体の液滴の体積を 30 μl とした。3.2.1 に示した手順で PDMS 膜を形成したところ、MR 流体がその表面を覆う液体状の PDMS の層を突き破り、下降し続けることが確認された。これは MR 流体の密度がエチレングリコールの密度よりも大きく、MR 流体の密度が大きいことによって、位置エネルギーが大きくなりエチレングリコールから受ける浮力や自己の毛管力によってエネルギーの総和が 0 にならずガイドの孔近辺で静止しなかったことによると考えられる。そこで、MR 流体の液滴の体積を小さくして、その重量を小さくすることで MR 流体の液滴の表面への PDMS 膜の形成を試みた。半径 1 mm の孔のある厚さ 1 mm のガイドを用いて Fig. 3.2 に示す条件に従って PDMS 膜を形成した。滴下した液体状の PDMS と MR 流体の体積は、それぞれ 3 μl と 5 μl とした。Fig. 3.10 に製作した用いた MR 流体が封入された PDMS 膜の外観を示す。その高さは 1.4 mm であった。MR 流体を型として PDMS 膜内部に封入する場合には液滴の体積やガイドの孔の半径を変化させることで、製作可能であることが本実験より確認された。

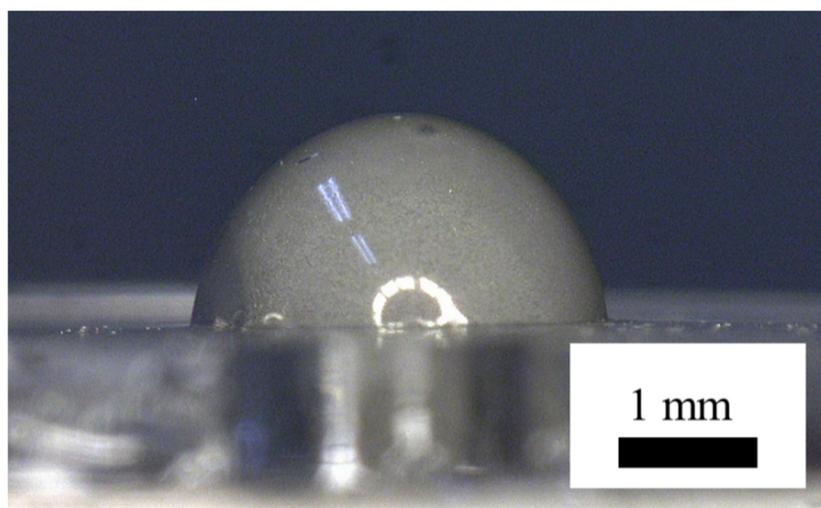
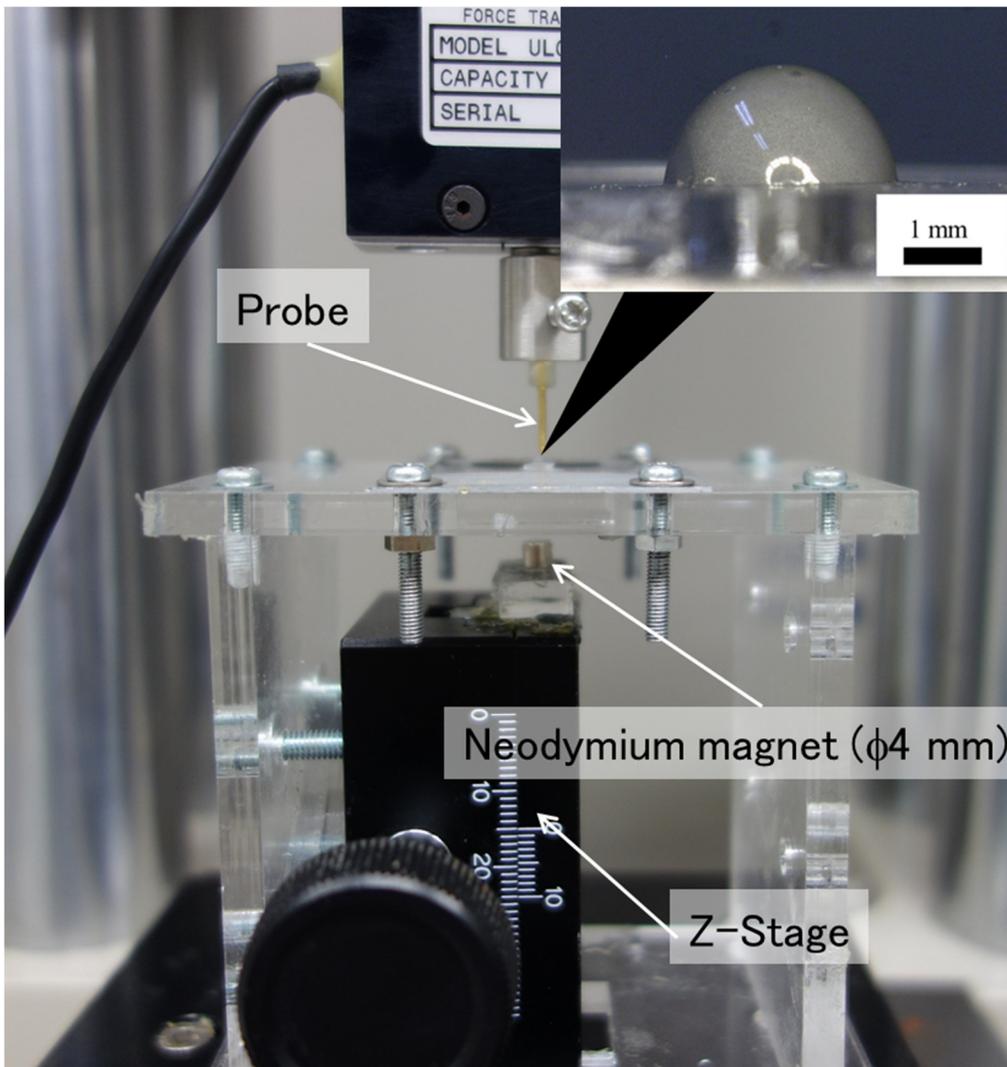


Fig. 3.11. Photograph of a structure with MR fluid droplet molding.

3.2.8 素子の機械特性評価

3.2.7の方法で製作した2種類のMR流体が封入されたPDMS膜を硬さ呈示素子として、その機械特性を評価するために押し込み試験を行った。実験装置をFig. 3.12に示す。実験装置は微小強度評価試験機(MST-1, 島津製作所), 3.2.7の方法で製作したそれぞれの硬さ呈示素子, 直径4 mmのネオジム磁石とZ軸ステージ(TAR-34601, シグマ光機)から構成した。ネオジム磁石と素子との距離をZ軸ステージを用いて変化させることで, 素子への印加磁場をFig. 3.13示すように制御した。素子は1つだけ切り出して押し込み試験に用いた。MR流体の液滴の表面にPDMS膜を直接製膜したものは直径2 mmであることから, 直径1 mmのプローブを用いて押し込んだ。また, グリセリンとMR流体を入れ替えることでPDMS膜にMR流体を封入したものは直径4 mmであることから, 直径3 mmのプローブを用いて押し込んだ。

Fig. 3.12. E



Experimental setup for compression tests.

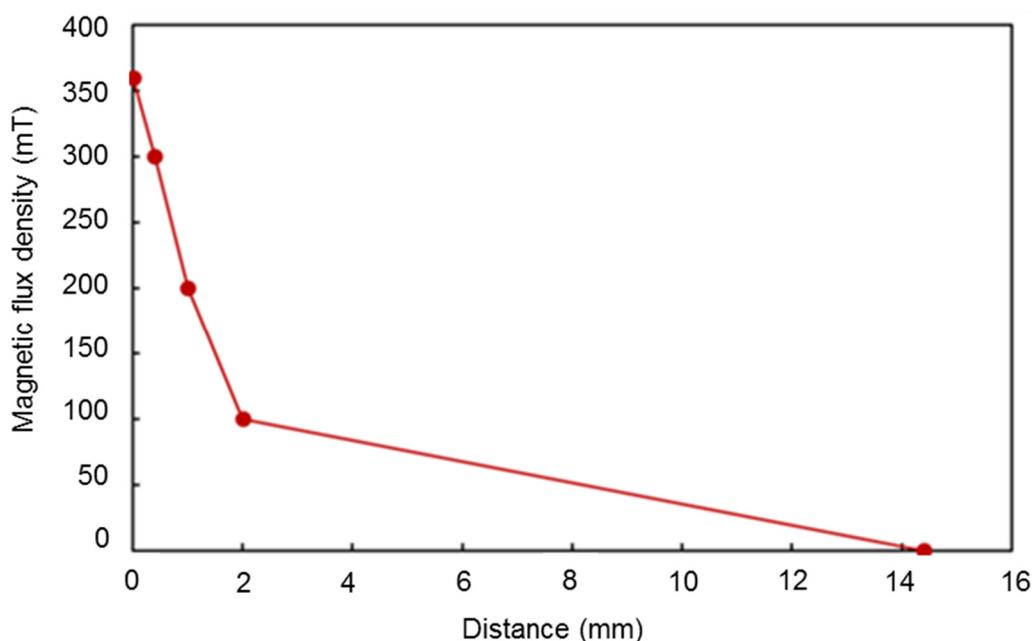


Fig.3.13 The relation between distance and magnetic flux density.

実験では、プローブを降下させて素子に接触させて、その際の反力が直径 1 mm の場合は 0.002 N, 直径 3 mm の場合を 0.02 N になった場所を押し込みの原点とした。原点からの押し込み量はどちらの場合にも 0.6 mm とした。また、圧縮速度は 0.5 mm/s とした。素子への印加磁場はそれぞれ 0 mT, 100 mT, 200 mT, 300 mT, 360 mT の順とし、それぞれの条件下での押し込み量と反力の関係を連続で 5 回ずつ測定した。今回の実験でも圧縮時の押し込み量と反力の関係からその比である見かけ上の弾性係数を算出し、それを用いて素子の硬さを評価した。

Fig. 3.14 に PDMS 膜のグリセリンを取り除き MR 流体を封入する方法で製作した素子の反力と押し込みの関係を示す。印加磁場が増加するにつれて素子に呈示される反力の最大値が増加することが確認できた。この素子の硬さを評価するために、押し込みと反力の関係から弾性係数を算出した。今回は平面を局部的に圧縮していないため、Timoshenko らによる式(2.1)ではなく、ヤング率を用いて評価した。ヤング率を算出するための式を以下に示す。

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3.15)$$

ここで $E(\text{Pa})$ は弾性係数であるヤング率、 $\sigma(\text{Pa})$ は反力を接触面積で割った応力、 ε は押し込み量を素子の厚さで割ったひずみである。ヤング率を導出するために用いたひずみは押し込みが 0 mm から 0.6 mm の範囲とした。その結果を Fig.3.14 に示す。この結果から、印加

磁場が増加するにつれて、素子上に呈示される弾性係数も 180 kPa から 220 kPa まで増加しており、最大で約 20%増加していることが確認された。

ここで、Fig. 3.14 を見てみると押し込み量が 0 mm から 0.1 mm の範囲では磁場に応じて反力が異なっているものの、押し込み量が 0.1 mm から 0.6 mm の範囲では各印加磁場における押し込み量と反力の関係が平行になっていることが確認できた。押し込みが 0.1 mm から 0.6 mm の範囲では弾性係数はいずれの場合においても近い値を取り、また、押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲磁場毎に弾性係数は異なった値を取ることが考えられる。そしてそれらの弾性係数の和として Fig. 3.15 の結果になったと考えられる。この 2 つの区間で弾性係数を算出し評価した。

Fig. 3. 16 に押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲の印加磁場と弾性係数の関係を、Fig. 3.17 に押し込みが 0.1 mm から 0.6 mm の範囲の印加磁場と弾性係数の関係をそれぞれ示す。押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲では印加磁場の増加に伴い、弾性係数が 50 kPa から最大で 150 kPa まで増加していた。弾性係数が最大になったのは 300 mT の場合であった。この理由としては、今回磁場を 0 にせず連続して押し込み試験を行ったため、360 mT の磁場での試験では 300 mT の磁場における押し込み試験による素子の変形の影響が残っており、0 mm から 0.1 mm の部分では素子が圧縮されず反力が測定されなかったことによると考えられる。また、押し込みが 0.1 mm から 0.6 mm の範囲では印加磁場の増加に伴い、弾性係数が 200 kPa から 250 kPa まで約 20%増加していた。しかし、この 0.1 mm から 0.6 mm の範囲における弾性係数の増加は 0 mm から 0.1 mm の範囲での弾性係数の増加に比べて小さかった。これらの位置により算出された弾性係数が異なった理由は Mazlan らのモデルを用いて説明することができる[91]。押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲では MR 流体は流動しておらず、押し込みが 0.1 mm で降伏応力に達して MR 流体が流動し始める。磁場の増加により降伏応力が増加することから、見かけ上の弾性係数も増加したと考えられる。また、押し込みが 0.1 mm から 0.6 mm の範囲では圧縮部において MR 流体中でクラスタの鉄粒子の間から母液が流れ出すことで圧縮が進行しており、MR 流体が呈示する応力は一定になる。そのため、PDMS 膜の変形による応力の変化のみがひずみ-応力の関係に現れており、磁場毎の算出された弾性係数が近い値を取ったと考えられる。0 mm から 0.6 mm の範囲の弾性係数はこれら 2 つの範囲の弾性係数を重ね合わせたものであり、0.1 mm から 0.6 mm の範囲が大きく、その影響が大きかったことから、その磁場に対する増加が 0.1 mm から 0.6 mm の範囲における弾性係数と同程度の 20%になったと考えられる。

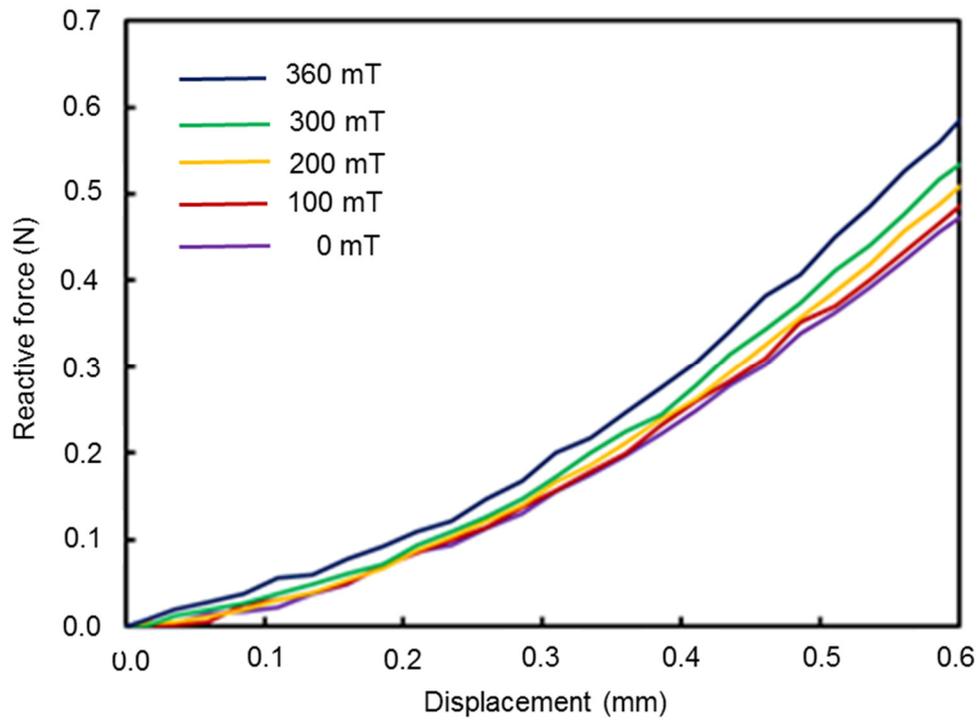


Fig. 3.14. The relation between displacement and reactive force with 80wt% MR fluid.

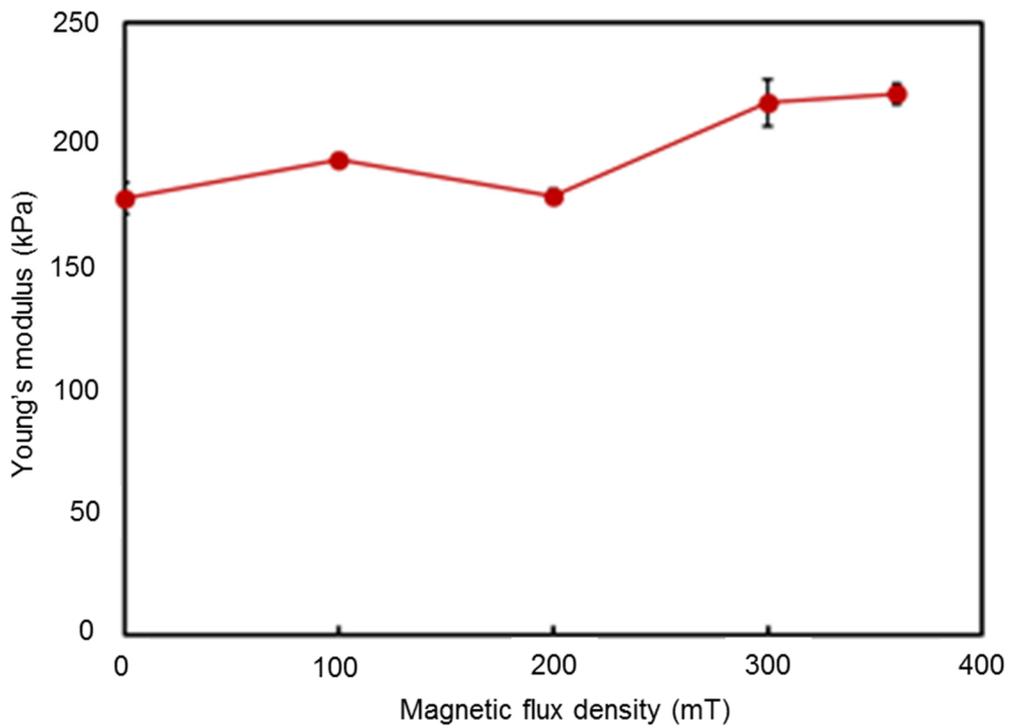


Fig. 3.15. The relation between magnetic flux density and elastic modulus with 80wt% MR fluid..

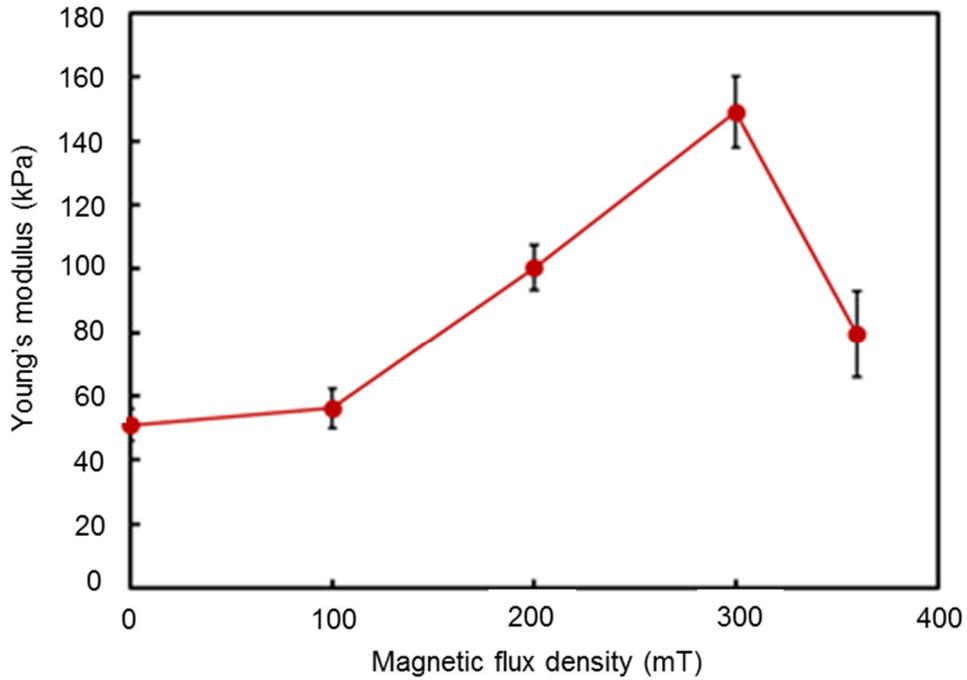


Fig. 3.16. The relation between magnetic flux density and elastic modulus for compression displacement from 0.0 mm to 0.1 mm.

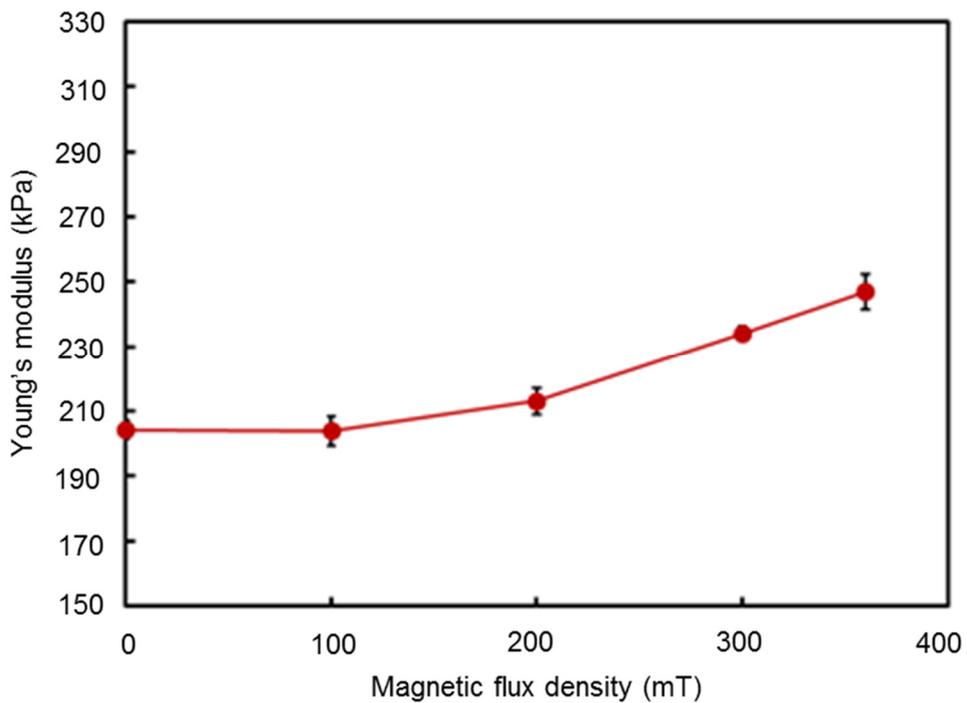


Fig. 3.17. The relation between magnetic flux density and elastic modulus for compression displacement from 0.1 mm to 0.6 mm.

素子が呈示する弾性係数を増加させる方法として MR 流体中の鉄粒子の濃度を増加させる方法がある[92]. 鉄粒子の濃度を増加させることで, MR 流体が呈示する反力を増加させ, 見かけ上の弾性係数を増加させることができる. MR 流体(E-600, シグマハイケミカル)の濃度が 80 wt%であり, MR 流体内に含まれる鉄粒子の直径は 2 μm 程度である. 濃度を増加させるために直径が同じオーダーの 10 μm 未満の鉄粒子を加えガラス棒で攪拌した. MR 流体 1 g に対して鉄粒子を 0.24 g, 0.65, 1.17 g, 1.87 g 加えることで, 82 wt%, 84 wt%, 86 wt%, 88 wt%の濃度の MR 流体を調合した. 鉄粒子を加えた MR 流体とグリセリンと入れ替える方法で PDMS 膜内部に封入し, 素子を製作した. 3.2.8 の押し込み試験と同じ条件で押し込み試験を行い, 80 wt%, 82 wt%, 84 wt%, 86 wt%, 88 wt%の濃度の MR 流体の各磁場下における押し込みと反力の関係を測定した. そして, その関係から見かけ上の弾性係数を算出し, 素子の硬さを評価した.

Fig. 3.18 から Fig. 3.21 にそれぞれの場合の押し込みと反力の関係を示す. 鉄粒子を増加させることで磁場を印加した際に素子に呈示される反力の最大値が 80wt%の場合は 0.6 N であったことに対して 88wt%では 1.0 N と増加したことが確認できた. 88wt%のものについては印加磁場が増加するにつれて反力が増加し始める位置が深くなっていくことが確認された. 実験は低い印加磁場から順に行っており, 前の実験による MR 流体中の鉄粒子のクラスタの塑性変形による影響が残ったことから, 反力が増加し始める位置が変化したと考えられる. Fig.3.20 や Fig. 3.21 のような高濃度の MR 流体を用いたものは Fig. 3.14 で見られたような反力の増加が各磁場下で一定になる領域が見られなかった. この理由としては鉄粒子の濃度が増加すると素子の内部全体に磁場に応じたクラスタが密に形成されるようになり圧縮した際に液体が圧縮部から流れ出しにくくなったことが考えられる. 鉄粒子の増加に伴い印加磁場によって密にクラスタが密に形成されることから素子の内部が固体に近い状態になり呈示する反力も大きくなったことも原因として考えられる. 最も反力の増加が大きかった 88wt%の MR 流体を用いた場合の結果から, 式(3.15)を用いて押し込みと反力の関係の弾性係数を算出した. 弾性係数は反力と押し込みの関係が試験回数によって変化しなかった 0.3 mm から 0.6 mm の範囲のひずみと応力の関係から算出した. Fig. 3.22 に 88wt%の MR 流体を用いた場合の弾性係数と印加磁場の関係を示す. 印加磁場を増加させることで弾性係数が 240 kPa から 670 kPa まで増加できることが確認された. Fig. 3.15 に示した 80 wt%の MR 流体を用いた場合の磁場と弾性係数の関係と Fig. 3.22 も示す 88wt%の場合の磁場と弾性係数の関係を比較すると, 88wt%の場合には磁場に対する弾性係数の増加量が大きくなっており, 鉄粒子の濃度を変化させることで, 実際に素子に呈示できる弾性係数の値の範囲が増加していることが確認された.

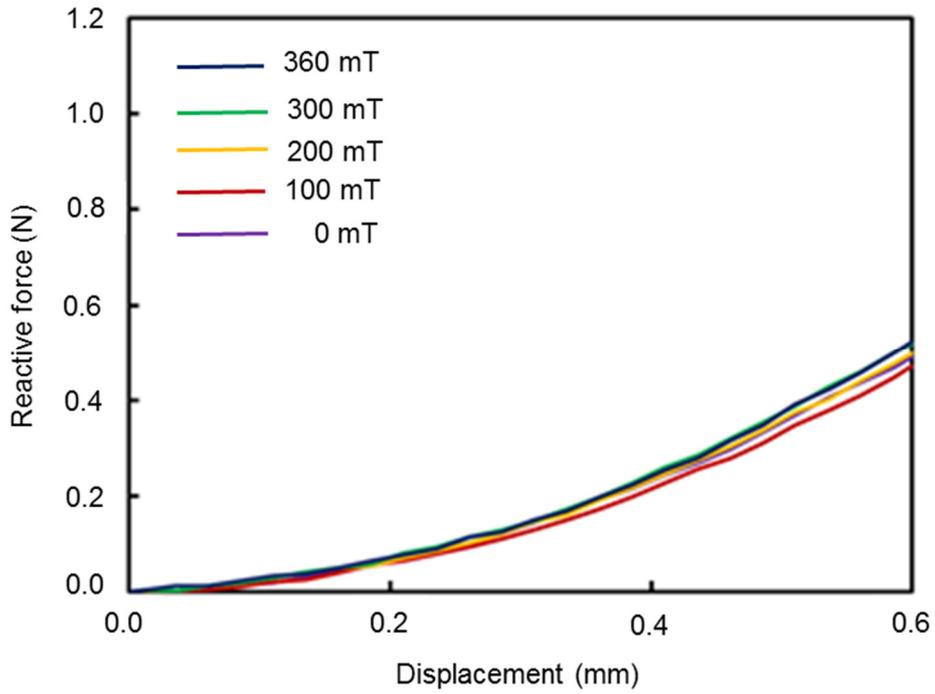


Fig. 3.18. The relation between displacement and reactive force with 82wt% MR fluid.

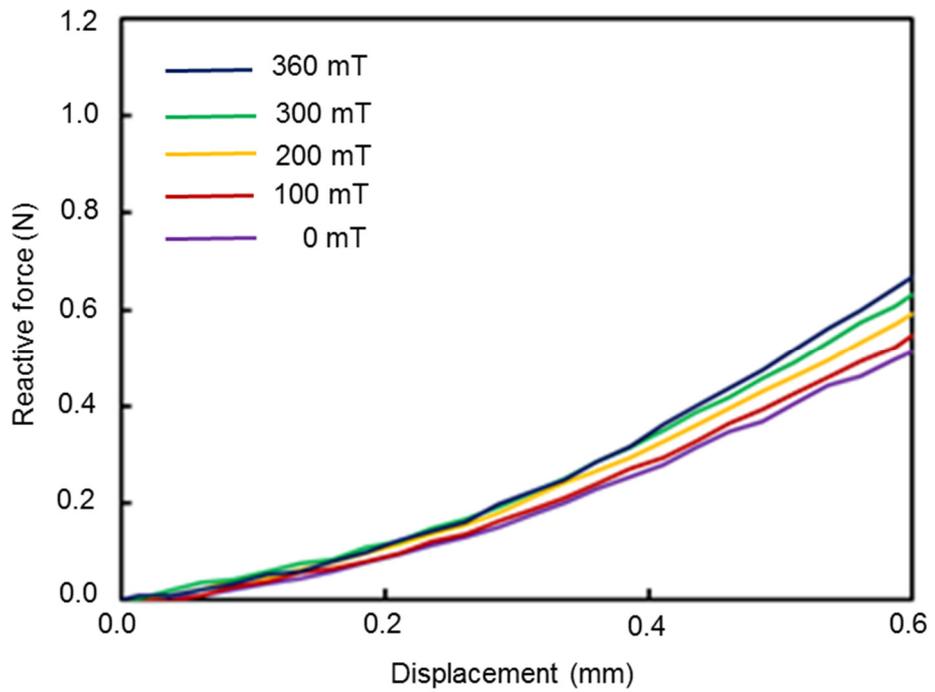


Fig. 3.19. The relation between displacement and reactive force with 84wt% MR fluid.

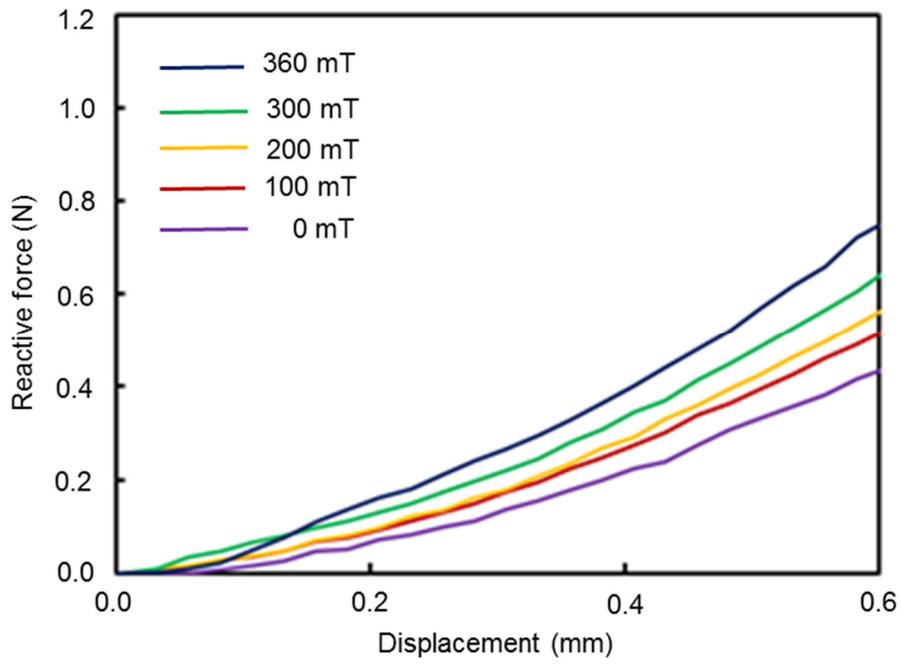


Fig. 3.20. The relation between displacement and reactive force with 86wt% MR fluid.

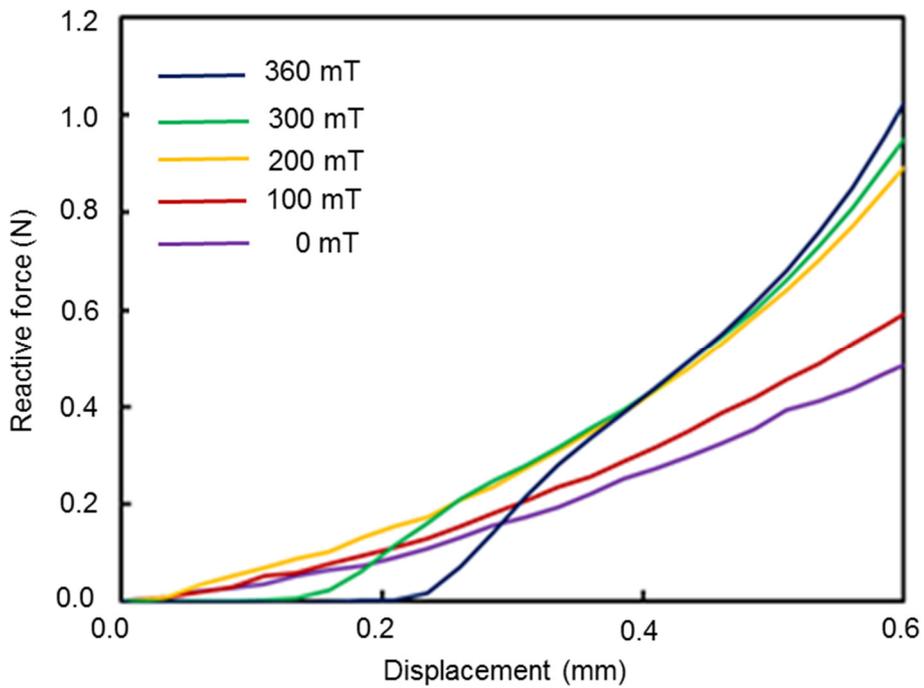


Fig. 3.21. The relation between displacement and reactive force with 88wt% MR fluid.

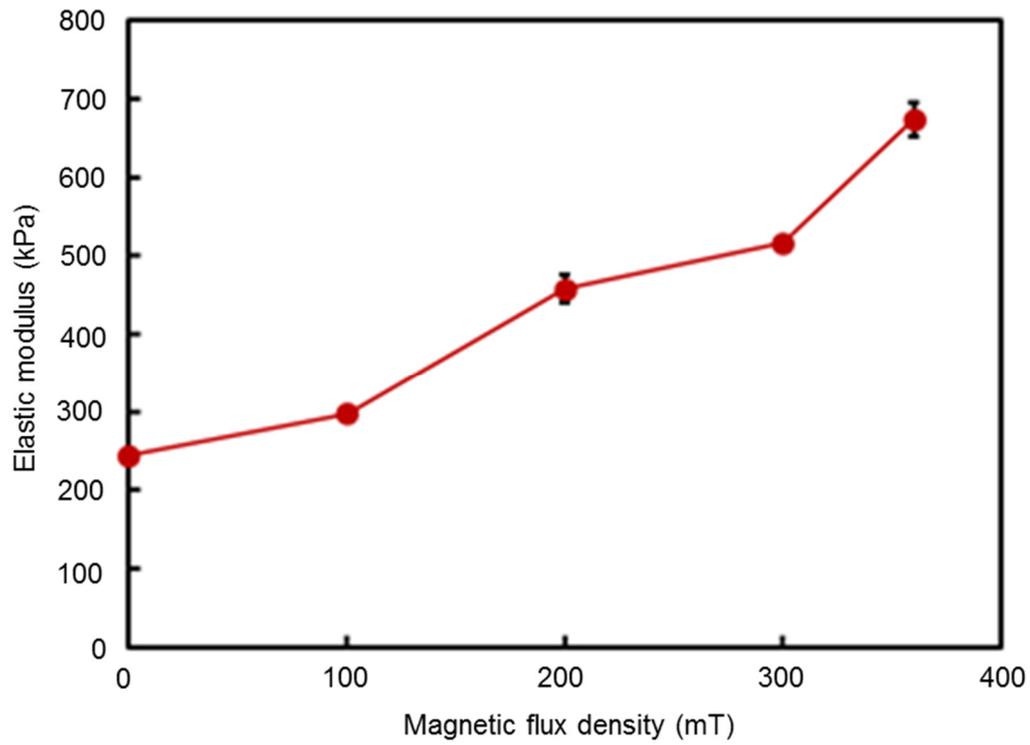


Fig. 3.22. The relation between magnetic flux density and elastic modulus with 88wt% MR fluid.

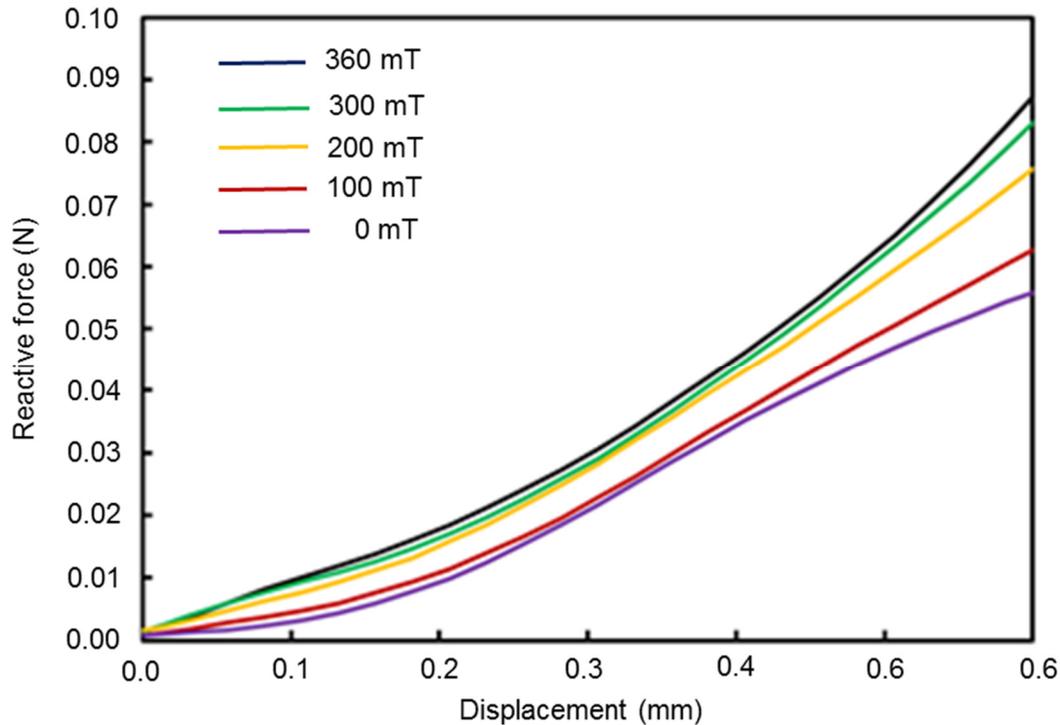


Fig. 3.23. The relation between displacement and reactive force.

Fig. 3.23 に MR 流体を型として液滴モールドイング法を用いて MR 流体を PDMS 膜に封入する方法で製作した素子を押し込んだ際の、押し込みと反力との関係を示す。印加磁場が増加するにつれて素子に呈示される反力の最大値が増加することが確認できた。この素子の硬さを評価するために、式(3.15)を用いて押し込みと反力から弾性係数を算出した。Fig. 3.24 に印加磁場と算出された弾性係数の関係を示す。印加磁場の増加によって素子の弾性係数が 16 kPa から 25 kPa まで最大 50%増加した。

ここで、押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲と 0.5 mm から 0.6 mm の範囲では押し込み量と反力の関係が印加磁場で異なっているものの、押し込みが 0.1 mm から 0.5 mm の範囲では平行になっている。押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲と 0.5 mm から 0.6 mm の範囲とでは磁場毎に弾性係数は異なった値を取るものの、押し込みが 0.1 mm から 0.5 mm の範囲では弾性係数はいずれの場合においても近い値を取り、それらの弾性係数の和として Fig. 3.15 の結果になったと考えられる。3つの区間で弾性係数を算出し評価することとした。

Fig. 3.24 に押し込みが 0.1 mm から 0.5 mm の範囲のひずみと弾性係数の関係を、Fig. 3.25 に 0 mm から 0.1 mm の範囲のひずみと弾性係数の関係を、Fig. 3.26 に 0.5 mm から 0.6 mm の範囲のひずみと弾性係数の関係をそれぞれ示す。押し込みが 0.1 mm から 0.5 mm の範囲から算出した弾性係数は印加磁場の増加によって 19.0 kPa から 24.0 kPa まで増加していた。押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲から算出した弾性係数は 4.6 kPa から 15.5

kPa まで増加していた。また、押し込みが 0.5 mm から 0.6 mm の範囲から算出した弾性係数は 12.5 kPa から 41.2 kPa まで増加しており、0.1 mm から 0.5 mm の範囲の弾性係数の増加よりも大きかった。これも 3.2.8 と同様に Mazlan のモデルで説明できる[90]。押し込みが 0 mm から 0.1 mm の範囲では MR 流体は流動しておらず、押し込みが 0.1 mm に達した付近で降伏応力に達し MR 流体が流動し始めたと考えられる。そして、降伏応力は磁場によって異なることから磁場毎に 0 mm から 0.1 mm の範囲の弾性係数が異なると考えられる。押し込みが 0.1 mm から 0.6 mm の範囲では圧縮部において MR 流体中のクラスタの鉄粒子の間から母液が圧縮部から流れ出すことで圧縮が進行し、その間は応力がほぼ一定になる。そのため、押し込みが 0.1 mm から 0.5 mm の範囲では PDMS 膜の変形による応力の増加がひずみ-応力の関係に強く現れ、磁場によらずほぼ同じ弾性係数になったと考えられる。印加磁場は磁場の発生源に近くなるほど大きくなり、クラスタが密に形成される。これによって、母液が圧縮部から流れ出しにくくなり、また鉄粒子の割合が多くなり固体に近い状態になる。その結果、押し込みが 0.5 mm から 0.6 mm の範囲では、応力が増加して見かけ上の弾性係数が増加したと考えられる。0 mm から 0.6 mm の範囲の弾性係数はこれら 3 つの範囲の弾性係数を重ね合わせたものであることから、0 mm から 0.6 mm の範囲における弾性係数の増加が約 50% になったと考えられる。

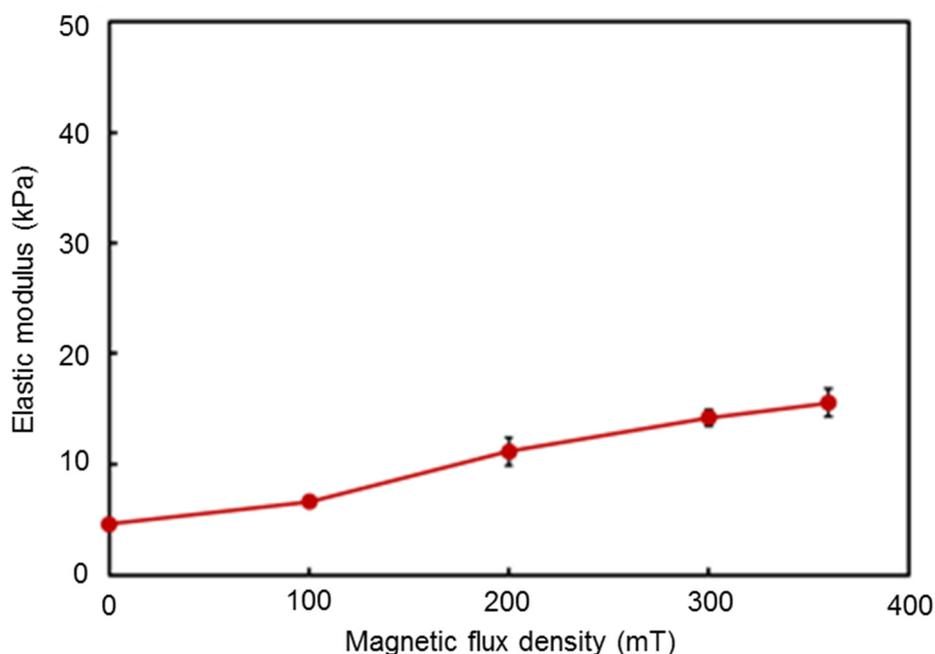


Fig. 3.24. The relation between magnetic flux density and elastic modulus for compression displacement from 0.0 mm to 0.1 mm.

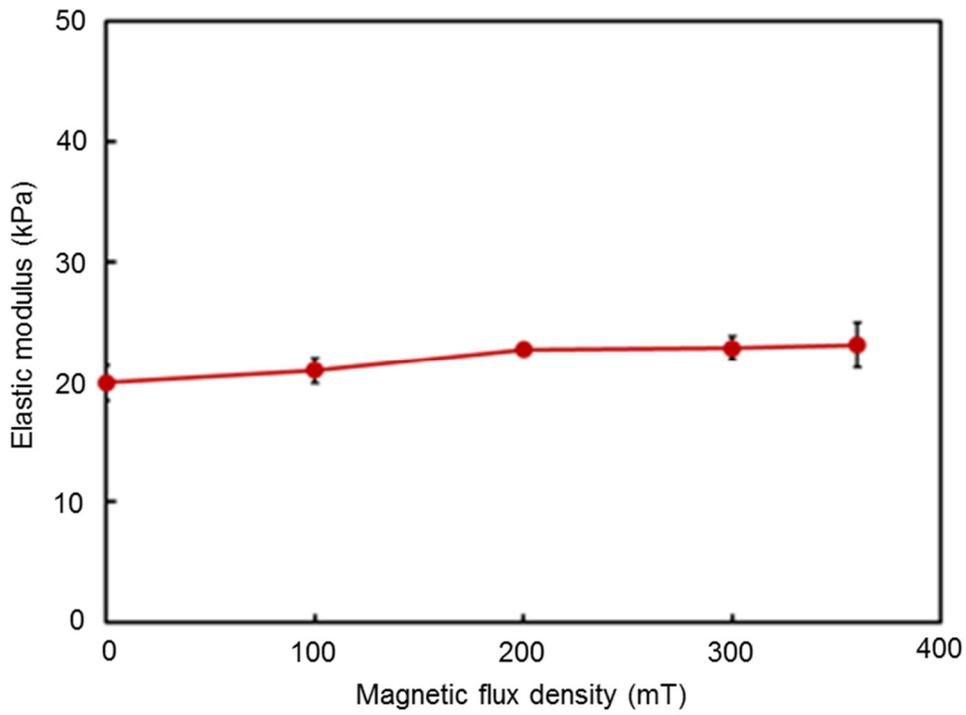


Fig. 3.25. The relation between magnetic flux density and elastic modulus for compression displacement from 0.1 mm to 0.5 mm.

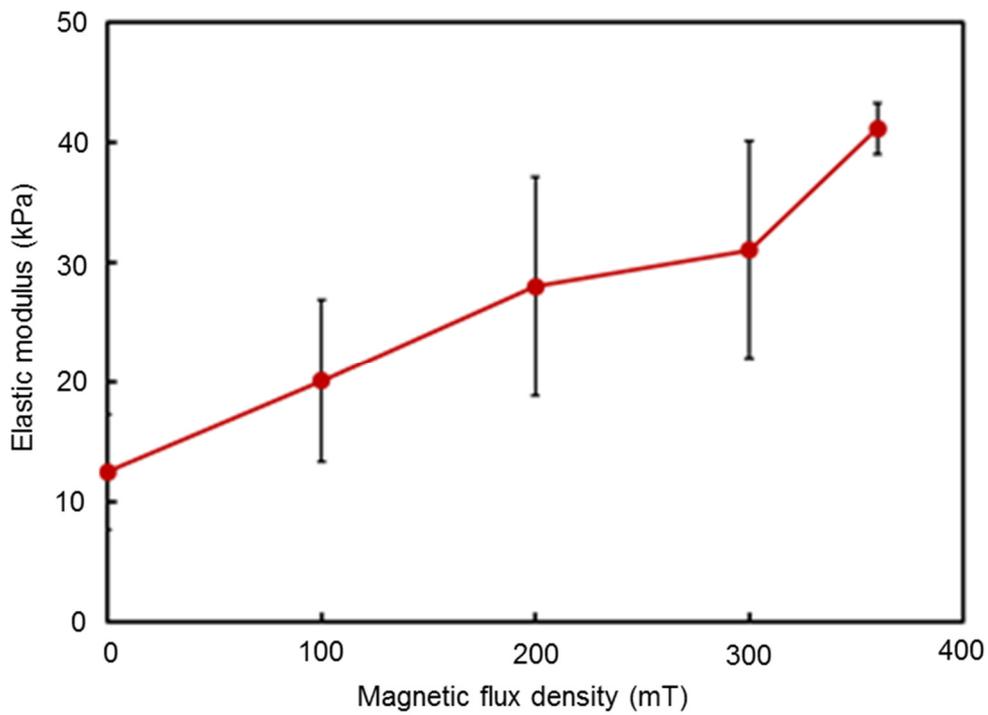


Fig. 3.26. The relation between magnetic flux density and elastic modulus for compression displacement from 0.5 mm to 0.6 mm.

3.3 PDMS ディップコーティング法

液滴モールディング法では PDMS ガイドの孔径に制限があり、半径 1 mm 以下の孔を用いることができなかった。直径 1 mm 以下の MR 流体が封入された PDMS 膜を実現するためには他の方法を用いる必要がある。ここではディップコーティングを用いることで MR 流体が封入された PDMS 膜を製作する方法について述べる。ディップコーティングは液中に塗布対象物を浸し、引き上げることで対象物表面に液体の層を形成する方法である。ディップコーティングは基板の表面に保護膜を形成するためによく用いられる。これらの方法と同じように基板上に MR 流体の液滴を形成し、それを PDMS に浸し引き上げることで、MR 流体の液滴の表面に直接 PDMS の層を形成し、加熱し熱硬化することで MR 流体が PDMS 膜内部に封入された素子を製作できる。

この方法の概要を Fig. 3.27 に示す。(a) PDMS 基板上に形成された 2 つの異なる半径から構成される PDMS 製のピラーを MR 流体に接触させ、それらを密着させる。(b) PDMS 板を引き上げることで、MR 流体が柱状に表面張力によって伸びる。(c)最終的に伸びた MR 流体が切れることで、ピラーの上に MR 流体の液滴が形成される。(d)半径の小さいピラー全体を液体状の液体状の PDMS に浸すことで、液体状の PDMS が MR 流体の表面に密着する。(b) PDMS 板を引き上げることで、(b)と同様に液体状の PDMS が表面張力によって伸びる。(e)最終的に液体状の PDMS が切れることで、PDMS の層が MR 流体の表面に形成される。その後、熱硬化させることで MR 流体が封入された PDMS 膜を製作できる。Fig. 3.20 に実際に製作した素子の写真を示す。この方法は液中で膜の形成を行うことから、MR 流体への空気の封入を防ぎながら、柔軟な PDMS 膜の内部に MR 流体を封入することが可能である。

本節では MR 流体が封入された PDMS 膜の形状を決定する要因を理論式から明らかにした。そして、それらの要因が形状に及ぼす影響と製作された MR 流体が封入された PDMS 膜の機械的特性について評価した。

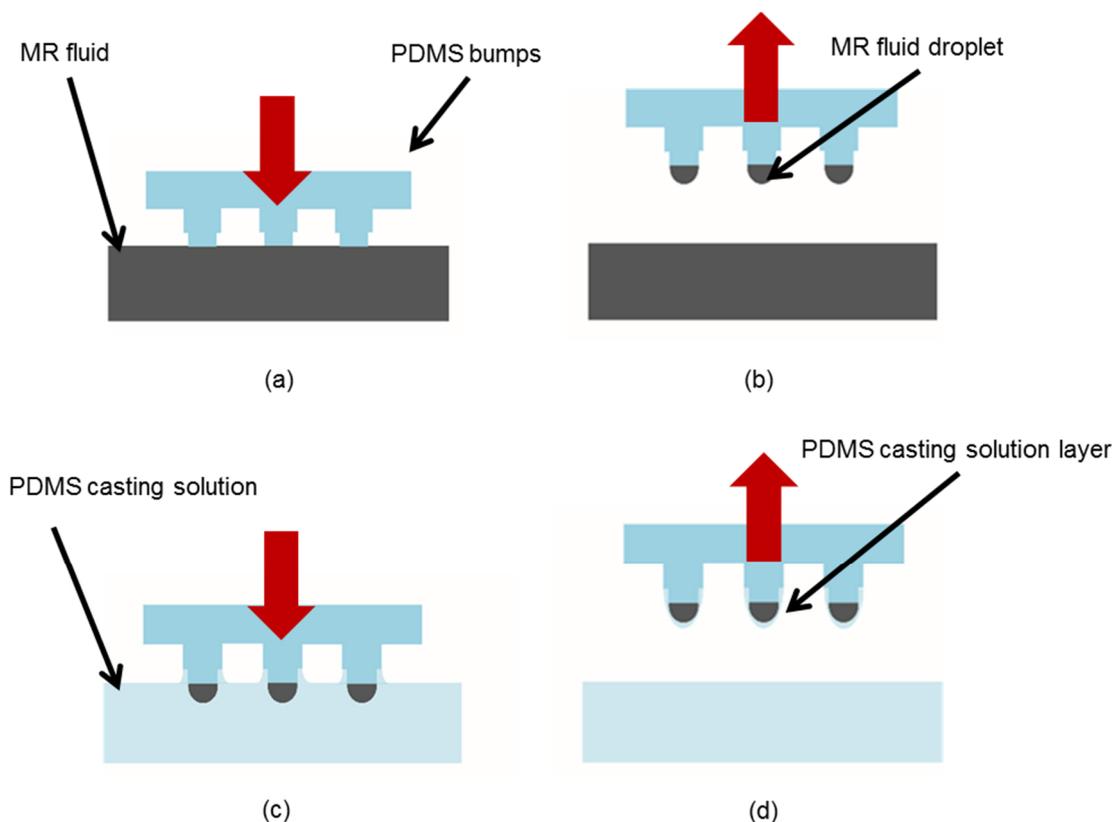


Fig. 3.27. Proposed liquid encapsulation method. (a) Contacting to a MR fluid. (b) Pulling and forming MR fluid droplets. (c) Dipping in a PDMS casting solution. (d) Pulling and forming PDMS casting solution layers.

3.3.1 製作方法

Fig. 3.28 に製作方法を示す. (a)アクリル板に CNC フライス(MM-100, モディアシステムズ)を用いて鋳型を製作した. 鋳型に PDMS(Silpot 184, 東レダウコーニング)を流し込み, 1 時間真空中で気泡を取り除いた後に, 100°Cのホットプレート(EC-1200NP, ASONE)の上で 1 時間加熱することで PDMS を硬化させた. それによって, ピラーが形成された PDMS 基板を製作した. ピラーは上側の半径が 0.5 mm であり, 下側の半径は 0.6 mm とした. 高さはそれぞれ 0.2 mm と 0.3 mm とした. また, 基板の厚さは 0.5 mm とした.

Fig. 3.29 に示すようにフッ素樹脂の CYTOP をコーティングすることで MR 流体の液滴を選択的にピラー先の部分みに選択的に形成することができる. PDMS は疎水性であることから, CYTOP が弾かれるため CYTOP をその表面に塗布することができない. そこで, ソフトエッチング装置(SEDE-P, メイワフォーシス)で 5 Pa, 5 mA, 2 分間の条件下で酸素プラズマ処理を行うことで, PDMS を親水化し, CYTOP の PDMS 表面への塗布を可能にした[93]. (b)CYTOP(CTL-809, 旭硝子)を PDMS の上に 750 rpm で 30 秒間スピコーティングした. その後, 65 °C で 30 分間加熱して, CYTOP の膜を PDMS の表面に形成した.

(c)リニアアクチュエータ(PMMA-2015KS20K, リードエンジニアリング)に PDMS 基板を取り付けて、アクチュエータを 0.05 mm/s の速度で下降させて、PDMS 基板のピラーを MR 流体(E-600, シグマハイケミカル)に接触させた。その接触は光学顕微鏡(VHX-600, Keyence)で確認した。(d)10 秒間ピラーと MR 流体を接触させた後に、ピラーを 1.5 mm/s の速度で引き上げた。それによって、ピラーの先端に MR 流体の液滴を形成した。(e)PDMS の基板を 1.5 mm/s の速度で下降させ、PDMS の径が小さいピラー全体を液体状の PDMS に浸した。(f) 10 秒間浸した後に、PDMS 基板を 1.5 mm/s の速度で引き上げた。これによって MR 流体の液滴の表面に PDMS の層を形成した。その後、100 °C で 1 時間加熱し、PDMS を熱硬化させることで MR 流体が封入された PDMS 膜を製作した。Fig. 3.30 に MR 流体封入に用いた実験装置を示す。

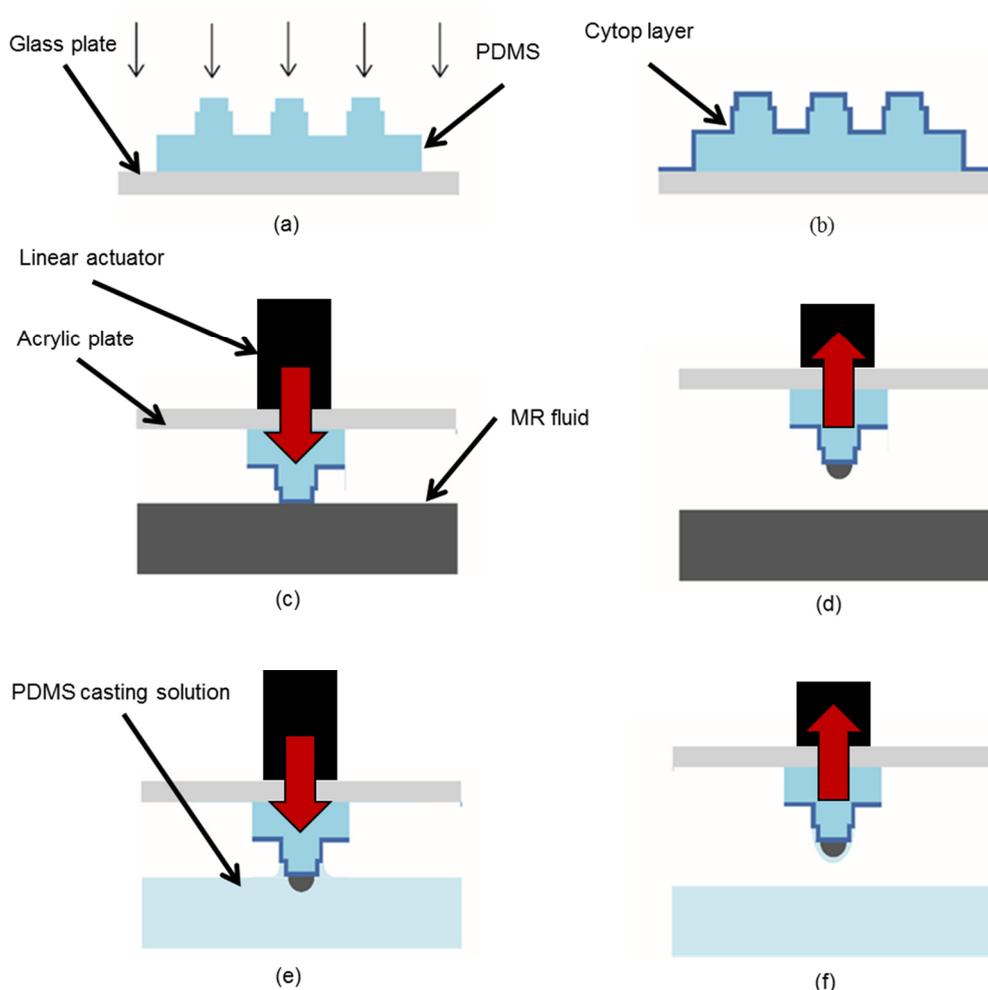


Fig. 3.28. Detailed liquid encapsulation process. (a) Conducting O₂ plasma treatment. (b) Forming a hydrophobized layer. (c) Contacting to a MR fluid. (d) Pulling and forming a MR fluid droplet. (e) Dipping in a PDMS casting solution. (f) Pulling and forming a PDMS casting solution layer on the droplet.

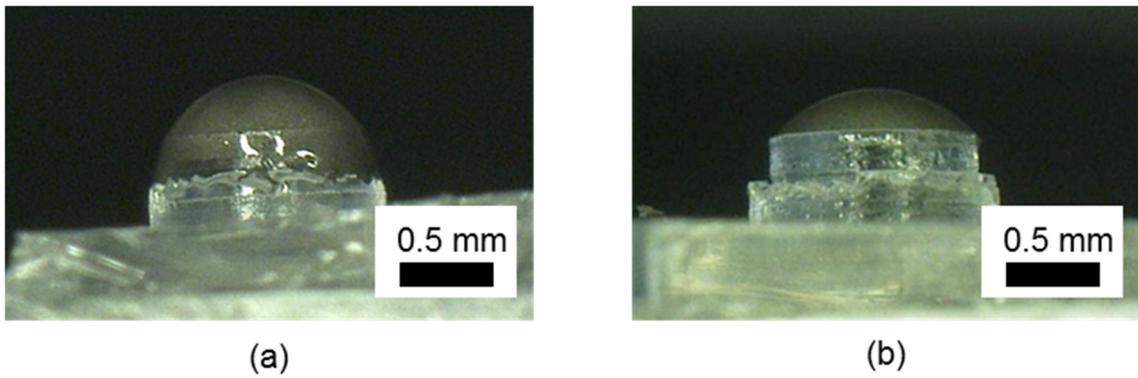


Fig.3.29. Photographs of MR fluid droplets. (a) Without fluororesin coating. (b) With fluororesin coating.

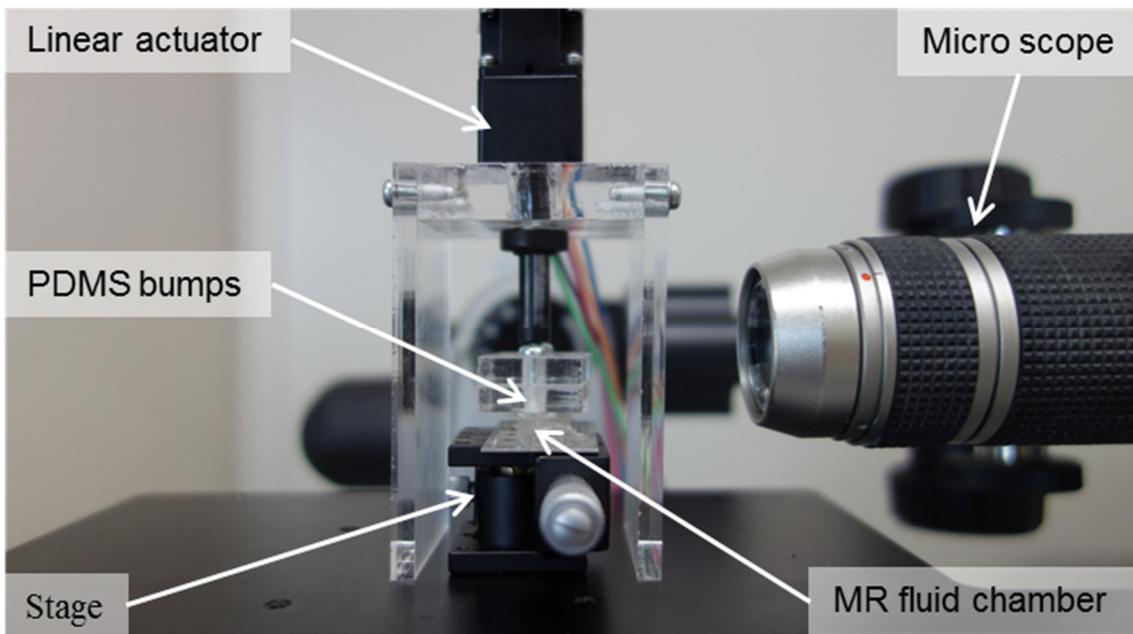


Fig.3.30. Experimental setup for dipping method.

3.3.2 理論式

液滴ディッピング法を用いて MR 流体が封入された PDMS 膜を製作し、これを素子として触感呈示へ応用することを考えると、素子の高さや半径といった形状を制御することが必要になる。そのためには、素子の形状に影響する製作時のパラメータを明らかにする必要がある。素子の半径方向の大きさは基板材料のピラーの径によって制御することができる。そこで、素子の高さを制御するために必要なパラメータを、理論式から明らかにした。素子の形状は MR 流体の液滴形成と PDMS 層の形成の 2 つの工程によって決められる。そこで、それぞれ 2 つの工程についてモデルを構築し、そこから理論式を導出した。そして、その理論式から素子の形状に影響を及ぼすパラメータを選定し、その影響を評価した。Fig.3.31 に MR 流体の液滴形成時の理論式の導出に用いたモデルを示す。MR 流体にピラーを接触させた後に、ピラーを引き上げることで MR 流体のメニスカスが形成された状態を表している。この状態は MR 流体のメニスカスに高さの半分の半径 $H/2$ の半円で円柱の側面が削られた状態を表している。この MR 流体のメニスカスの体積は以下の式を用いて算出できる[94]。

$$V = \pi R^2 H - \frac{\pi^2}{4} R H^2 + \frac{\pi}{6} H^3 \quad (3.16)$$

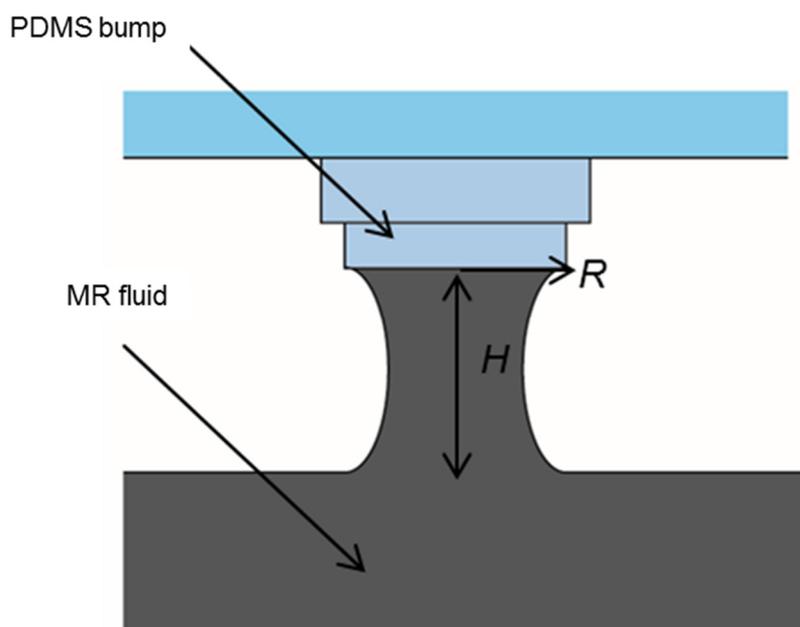


Fig. 3.30. Theoretical model of MR fluid droplet formation.

ここで V (m³)は MR 流体のメニスカスの体積, R (m)が MR 流体との接触部分の半径, H (m)が MR 流体のメニスカスの高さをそれぞれ表している. この式は右式の 1 項目が円柱の体積を表しており, 2, 3 項目は半径 H の半円によって円柱から削られる部分の体積をそれぞれ表している. MR 流体のメニスカスの体積 V は接触部の半径 R の増加に伴って増加することが式(3.16)からわかる. MR 流体のメニスカスが破断する際に, ピラー側に付着したままの体積と MR 流体側に残る体積の比は接触部の半径 R と MR 流体の体積 V によって決まることから, この式からピラーに付着する MR 流体を直接求めることはできない. 接触部の以上のことから, ピラーに付着する MR 流体の体積は接触部の半径 R によって増加する.

Fig.3.31 に PDMS 層形成の時の理論式導出に用いたモデルを示す. 液体状の PDMS に MR 流体の液滴を浸した際に MR 流体液滴の表面にせん断応力が働いた状態を表している. この状態で MR 流体はせん断変形していると考えられ, その局所的な変形は以下の式で表すことができる.

$$\tau = \mu \frac{dv}{dh} \quad (3.17)$$

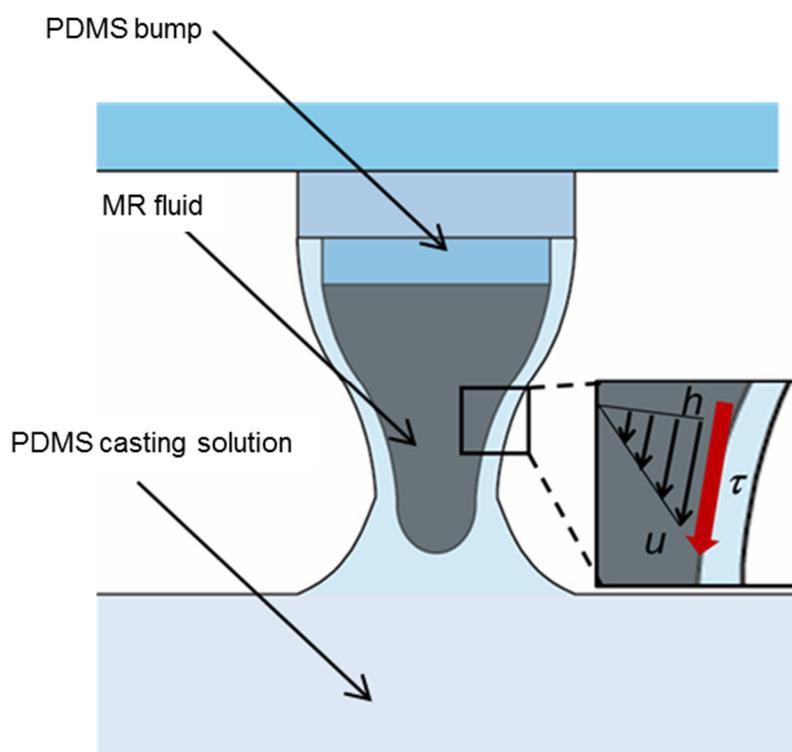


Fig. 3.31. Theoretical model of PDMS casting solution layer formation.

ここで、 τ (Pa)はMR流体の表面に働くせん断応力、 μ (Pa·s)はMR流体の粘度、 v (m/s)はMR流体のせん断応力の方向の移動速度、 h (m)はMR流体に働くせん断応力に垂直な方向の深さをそれぞれ表している。 dv/dh が大きくなると、MR流体のせん断応力が働く方向の変形も大きくなり、MR流体液滴の表面が削り取られて、MR流体の液滴の体積が減少する。今回、アクチュエータの駆動条件を一定にすることでMR流体に対するせん断応力は一定であると仮定すると、このMR流体の表面の変形はMR流体の粘度 μ によって決定され、粘度の増加に反比例して削り取られるMR流体の体積が減少し、その高さも減少する。

以上のことから、MR流体とピラーとの接触部の半径 R とMR流体の粘度 μ の2つのパラメータを素子の高さに影響を及ぼすパラメータとしてその影響を評価することとした。

3.3.3 接触部径による影響評価

接触部の半径を変化させ、形成される素子の高さを評価した。実験に使用したPDMSのピラーの外観をFig. 3.32に、その寸法をTable 3.1に示す。ピラーは半径の異なる2つのピラーから構成されており下のピラーは上のピラーに比べて半径が0.1 mm大きくなっている。今回の実験で使用したピラーの半径の条件をTable 3.1に示す。上のピラーの半径は0.25 mmから1.0 mmとし、下のピラーの半径は0.35 mmから1.1 mmとした。ピラーの高さは径が大きいものは0.3 mm、小さいものは0.2 mmで固定とした。3.3.1で述べた方法に従って素子を製作し、その高さを光学顕微鏡(VHX-600, Keyence)を用いて測定した。

Fig. 3.33に接触部の半径と形成された素子の高さの関係を示す。接触部の半径が0.25 mmから1.0 mmまで増加することで、MR流体の液滴の高さが0.1 mmから0.35 mmまで増加していた。これは3.3.1で述べた傾向と同様であった。半径0.75 mmのピラーと半径1.0 mmのピラーでは形成された素子の高さが同程度であった。これはピラーに付着するMR流体の体積の増加量が、ピラーの接触部の面積の増加と同程度であり、素子の高さがあまり増加しなかったと考えられる。

以上のことから素子の高さはMR流体とピラーとの接触部の半径で決定されることが確認できた。これはMR流体とピラーとの接触部の半径によって素子の高さが決定されると考えることもできる。

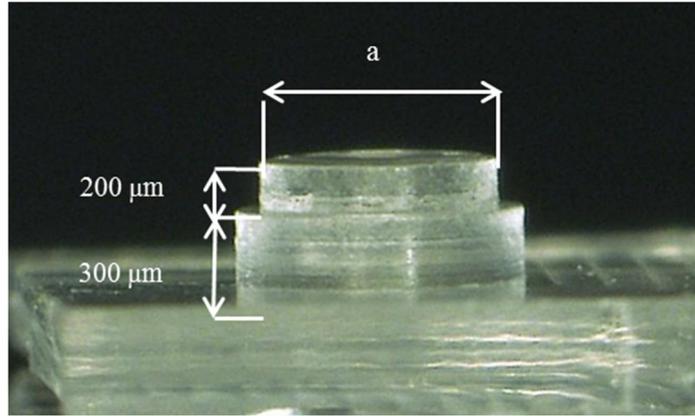


Fig. 3.31. Size of the bump for MR fluid encapsulation.

Table 3.1. Experimental condition of experiments.

	1	2	3	4	5
a	500 μm	750 μm	1000 μm	1500 μm	2000 μm

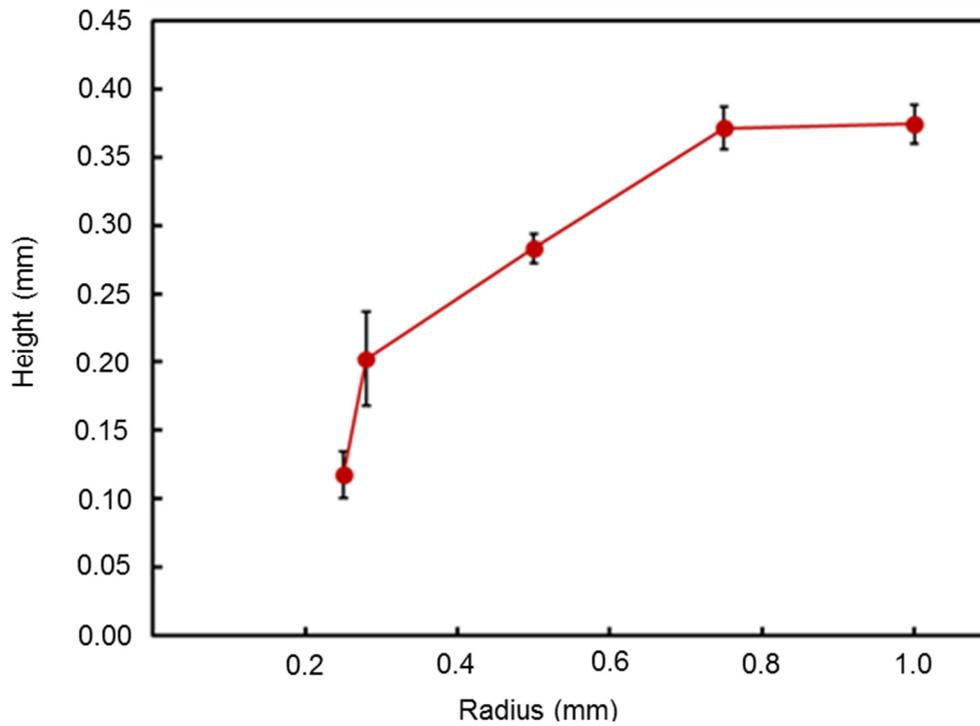


Fig. 3.32. The relation between concentration of MR fluid and height.

3.3.4 MR 流体の濃度による影響評価

MR 流体の濃度を変化させ、形成された素子の高さを評価した。MR 流体の濃度を増加させるために、MR 流体内の鉄粒子と粒径の近い粒径 $10\ \mu\text{m}$ の鉄粒子(fluka)を加えて、ガラス棒で攪拌した。初期の MR 流体の濃度が 80 wt% であり、MR 流体 1 g に対して鉄粒子を 0.24 g, 0.65, 1.17 g, 1.87 g 加えることで、82 wt%, 84 wt%, 86 wt%, 88 wt% の濃度の MR 流体を調合した。3.3.1 で述べた方法に従って素子を製作し、その高さを光学顕微鏡 (VHX-600, Keyence) を用いて測定した。

Fig. 3.33 に実験結果を示す。MR 流体の濃度が 80 wt%, 82 wt%, 84 wt% の場合には素子の高さは 0.3 mm 程度でほぼ同じであったものの、86 wt% と 88 wt% では高さが増加し、88 wt% では高さが 0.35 mm になることが確認できた。ここで、Fig. 3.34 に PDMS 膜形成時の様子を示す。PDMS 基板を引き上げる際に 80 wt% の MR 流体を用いた場合には、MR 流体が PDMS に削られていた。これによって、MR 流体の体積が減少し、素子の高さが減少した。一方で、88 wt% の MR 流体を用いた場合には、MR 流体が削り取られなくなっていた。その結果 MR 流体の体積が変化せず、濃度が低い MR 流体の場合と比べて素子の高さが高くなった。

以上のことから、素子の高さは MR 流体の濃度によって制御できることが確認できた。MR 流体とピラーとの接触部の半径を変化させる場合には、高さだけを変化させることができないものの、MR 流体の粘度で素子の高さのみを選択的に変化させることができる。

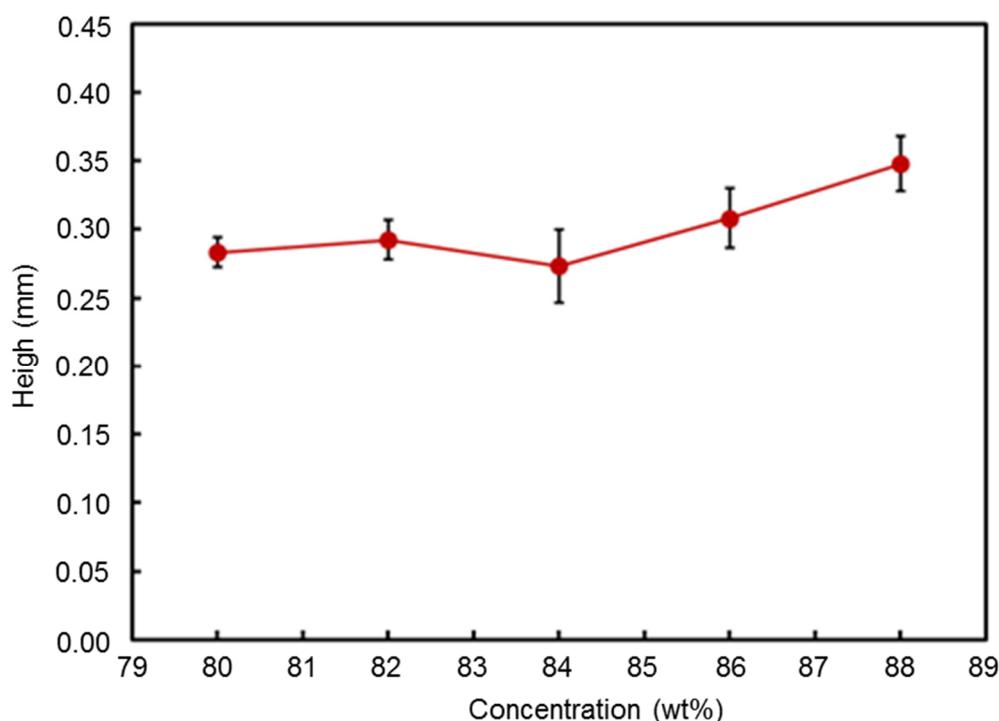


Fig. 3.33. The relation between concentration of MR fluid and height.

3.3.5 素子の機械特性評価

PDMS ディッピング法で製作した素子の押し込み試験を行った。実験装置は Fig. 3.13 に示したものと同一のものを使用しており、微小強度評価試験機 (MST-1, 島津製作所), 硬さ呈示素子, 直径 4 mm のネオジム磁石と Z 軸ステージ(TAR-34601, シグマ光機)から構成した。ネオジム磁石と素子との距離を Z 軸ステージを用いて変化させることで, 素子への印加磁場を Fig.3.14 に示すように制御した。素子の製作条件としては PDMS 基板上に形成するピラーの半径を 0.5 mm として, MR 流体の濃度は 88 wt%とした。圧縮時に用いるプローブの半径は 0.5 mm のものを用いた。

試験では, プローブを下げて素子に接触させて反力が 0.002 N になった場所を押し込みの原点とした。押し込み量は 0.08 mm, その速度は 0.5 mm/s とし, その際の反力と押し込みの関係性を測定した。素子への印加磁場は 0 mT, 100 mT, 200 mT, 300 mT とした。また, 3.2.8 で確認された MR 流体中のクラスタが塑性変形する性質を考慮して, 圧縮終了時に磁場を取り去って, 再び圧縮する際に再び磁場を印加した。それぞれの磁場の条件で反力と押し込み量の間関係を測定した。その関係から見かけ上の弾性係数を算出し, 素子の硬さを評価した。

Fig. 3.34 に押し込みと反力の間関係を示す。実験結果から印加磁場が増加するにつれて, 呈示される反力が増加していることが確認できた。押し込みが 0 mm から 0.08 mm の範囲に渡って反力が増加し続けており, 反力の増加が磁場によらず一定になる区間が存在しなかった。印加磁場の増加に伴い, 圧縮時の鉄粒子のクラスタからの母液の流れ出しにくさ増加したこと, MR 流体中の鉄粒子の磁化した際に形成されるクラスタが増加し固体に近い状態になったことから反力の増加が磁場によって変化したと考えられる。ここで, 200 mT における最大反力が, 300 mT の場合の最大反力よりも大きくなることが確認された。Fig. 3.14 や Fig. 3.21 で得られた結果では磁場の増加に伴って最大反力も増加していたため, これらの結果とは異なっていた。300 mT の印加磁場下では 200 mT の場合よりも鉄粒子が強く磁石に向かって引きつけられ, 素子の下部は鉄粒子の濃度が高くなり, 押し込み部は鉄粒子の濃度が薄くなったと考えられる。200 mT の場合には押し込み部にもクラスタが形成されたことに対して, 300 mT の場合は押し込み部には疎に素子の底にはクラスタが密に形成され, 300 mT の場合よりも 200 mT のほうが圧縮部において鉄粒子のクラスタから MR 流体の母液が漏れ出しにくく, また固体に近い状態になっていたため, 呈示された反力が増加したと考えられる。

この素子に呈示されている硬さを評価するために弾性係数を用いて評価した。各磁場における反力と押し込み量の間関係に着目して, その比であるヤング率を式(3.15)を用いて算出した。押し込みが 0 mm から 0.08 mm の範囲で磁場に応じて反力が増加していることから, この範囲でヤング率を求めることとした。Fig. 3.35 に印加磁場とヤング率の間関係を示す。印加磁場が増加するにつれて, 弾性係数が 75.2 kPa から 141.3 kPa まで増加している

ことが確認された。また、弾性係数は反力と押し込みの比であり、反力が最大になる 200 mT において弾性係数も最大になることが確認された。

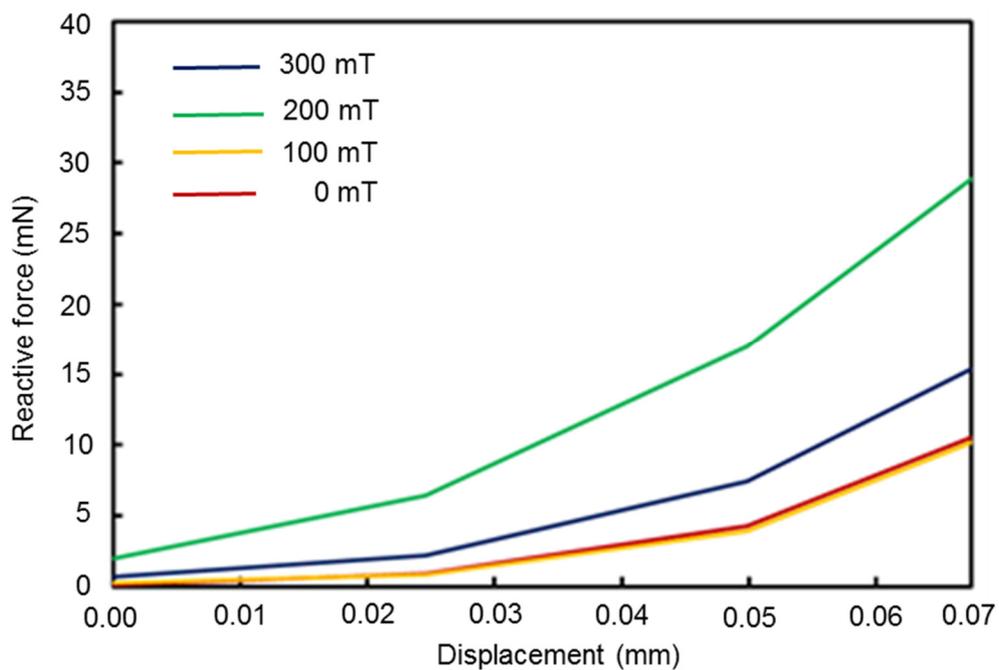


Fig. 3.34. The relation between concentration of MR fluid and height.

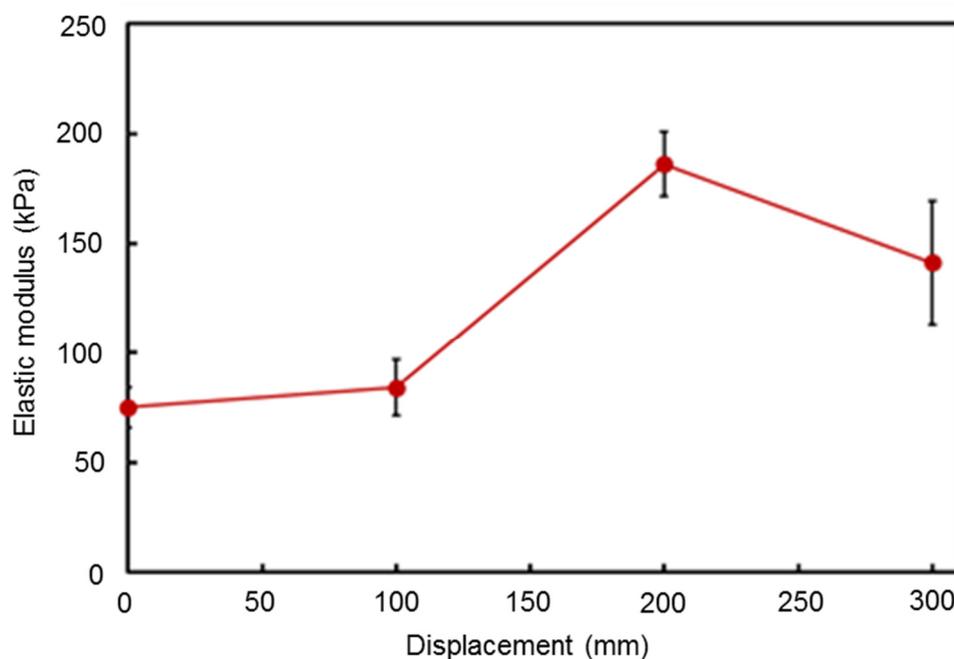


Fig. 3.35. The relation between magnetic flux density and elastic modulus..

3.4 ボンディング法

3.2 と 3.3 で提案した方法は柔軟な PDMS 膜内部に MR 流体を封入する方法であった。本節では柔軟な基板の内部に MR 流体を滴下した後に、ステンレス板を接着することで MR 流体を封入するボンディング法について述べる。シリコンなどの硬い基板材料に液体を封入する方法はいくつか提案されているものの、硬い基板材料を用いていることからデバイス自体が硬くなってしまふ。柔軟な基板材料を製作する方法として、柔軟な材料で基板を製作することがあげられる。例えば、柔軟な材料としては 3.2 と 3.3 で使用した PDMS (Sylpot 184, 東レダウコーニング) があげられる。PDMS はヤング率が 2 MPa [80] であり柔軟性に優れた材料である。しかし、基板のように厚く成型したものは触れると硬く、柔らかい触感を呈示できない。PDMS よりも柔軟性に優れた弾性シリコンゴムがある。この弾性シリコンゴムは PDMS と同様に熱硬化性の材料である。この弾性シリコンゴムの硬さはショア硬さで測定されており、その値は 0-10A である [95]。PDMS はショア硬さが 60A であることから [96]、PDMS よりも柔らかい。この弾性シリコンゴムを用いて基板材料を製作し、その内部に MR 流体を封入することで各 MR 流体封入部を 1 つの触覚呈示素子とした硬さ触覚ディスプレイを実現できる。

本節では弾性シリコンゴム材料の内部に MR 流体を封入することで触覚ディスプレイを製作した。そして、その素子の押し込み試験を行い、機械特性を評価した。

3.4.1 製作方法

Fig. 3.36 に MR 流体が封入された弾性シリコンゴム基板の製作方法を示す。(a) 小型 CNC フライス (MM-100, モディアシステムズ) によって彫られたアクリルの鋳型に、希釈剤 (CT-SoLV 180, 旭硝子) で 10 倍に希釈した 0.2 ml の剥離剤 (CYTOP CTX, 旭硝子) を滴下し鋳型の表面全体に広げた。100 °C で 1 時間加熱し剥離剤の層を形成した。主剤と硬化剤の混合比を 1:8 とした液状の弾性シリコンゴム (Ecoflex 00-10, Smooth-on) を流し込み、内部の気泡を取り除くために真空中に 30 分間置いた。その後、100°C で 1 時間加熱し弾性シリコンゴムを熱硬化させた。その後、弾性シリコンゴムを型から取り出した。シリコンゴムは半径 1.5 mm の孔が 2 mm 間隔で配置されており、その厚さは 3 mm とした。(b) ガラス板 (S9112, 松浪工業) に フッ素樹脂 (CYTOP CTL, 旭硝子) を 2000 rpm の回転速度でスピニングして、100°C で 1 分半加熱することでガラス板と別なフッ素樹脂層を強固に結合させる中間層形成した。その後、剥離剤 (CYTOP CTX SP2, 旭硝子) をガラス板上に 2000 rpm の回転速度でスピニングし 100°C で 5 分間加熱して熱硬化させ、弾性シリコンゴムを剥離しやすくするためのフッ素樹脂層を形成した。混合比 1:1 の弾性シリコンゴムを滴下し 2000 rpm でガラス板上にスピニングし (1H-D7, ミカサ)、100°C で 1 時間加熱して熱硬化させて弾性シリコンゴム膜を作製した。混合比 1:1 の弾性シリコンゴムをガラス板に 1000 rpm でスピニングした後に (a) で製作したチャンバに密着させ、転写し接着層とした。(c) シリコンゴムと弾性シリコンゴム膜を密着させ、100°C で 5 分間加熱して熱硬化

させることでそれらを接着させた。(d)この触覚ディスプレイのMR流体封入部はMR流体の表面に弾性シリコンゴムの膜がある構造をしており、それ以外の部分は弾性シリコンゴムのみの構造をしている。そのため、構造の違いによって押し込んだ際の反力が異なることが起こる。この構造による違いを補償するために、MR流体封入部には周囲のシリコンゴムより硬いシリコンゴム膜を取り付けることとした。アクリル鋳型に、主剤と硬化剤の混合比を1:6とした弾性シリコンゴムを滴下し、(a)で製作したものよりも硬い直径2.8mmで厚さ0.6mmの円盤を作製した。この円盤に1000rpmでスピコートした混合比1:1の液体状の弾性シリコンゴムを転写した。(c)で製作したものとチャンバの孔にはめこみ、密着させた後に100°Cで5分間加熱して熱硬化させることで接着した。(e)1000rpmでスピコートした混合比1:1の弾性シリコンゴムを、弾性シリコンゴムのチャンバの表面に転写した。その後、3.2の結果から呈示される弾性係数を増加させるために鉄粉(Fluka)を加え濃度を88wt%のMR流体(E-100, シグマハイケミカル)を10μl滴下した後に、その上に、MR流体への気泡の封入を防ぐために主剤と硬化剤の混合比が1:1の弾性シリコンゴムを8μl滴下した。(f)厚さ0.5mmのステンレスの板(SUS310S, ニラコ)を密着させ100°Cで10分間加熱してチャンバとステンレス板を接着した。その後、ガラス板を取り去った。Fig. 3.37に製作した触覚ディスプレイの外観を示す。

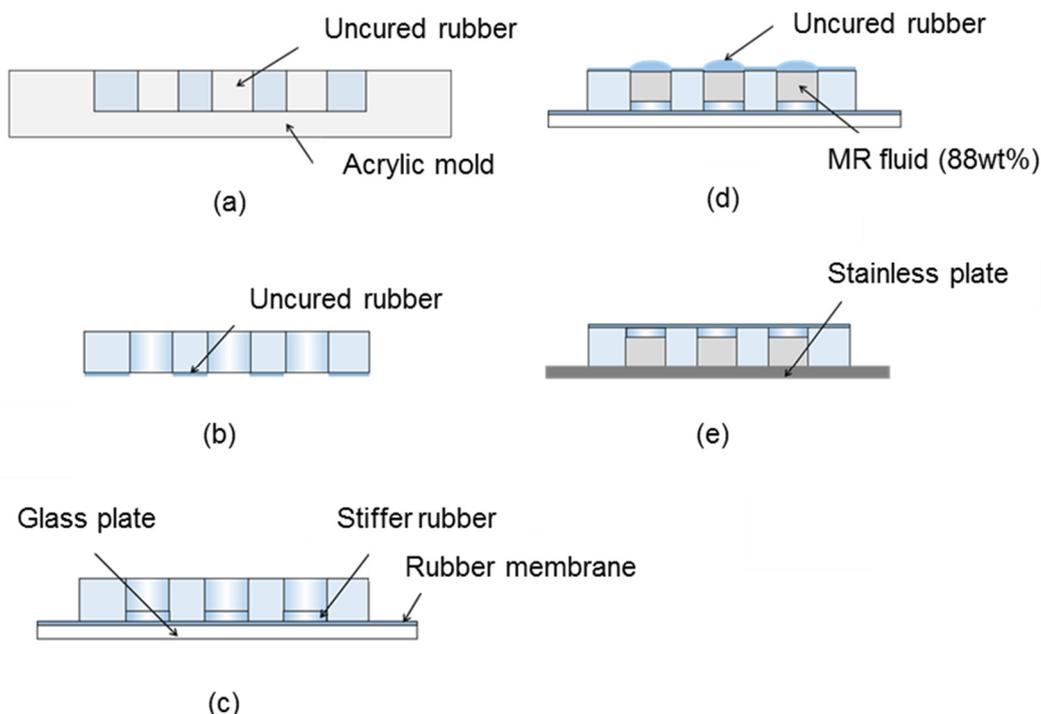


Fig. 3.36. Process of bonding method. (a) Forming a silicon rubber body with an acrylic mold. (b) Forming a bonding layer on the body. (c) Bonding the body to a silicon rubber membrane. (d) Dispensing MR fluid droplets and silicon rubber casting solution droplets. (e) Bonding the body to a stainless plate.

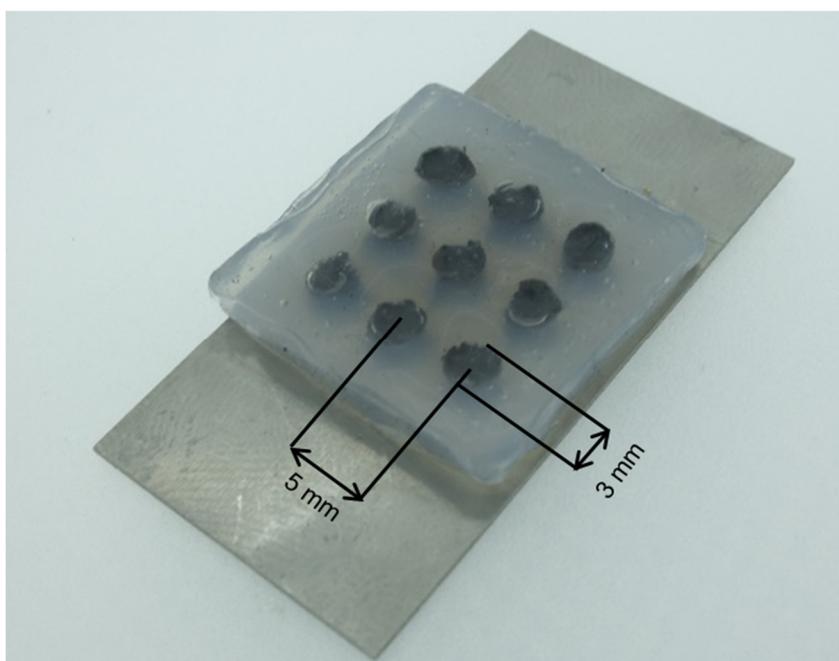


Fig. 3.37. Photograph of fabricated silicon rubber substrate with encapsulated MR fluid.

3.4.3 素子の機械特性評価

製作した MR 流体が封入された弾性シリコンゴム基板の機械特性を評価した Fig. 3.38 の実験装置を使用しており、微小強度評価試験機 (MST-1, 島津製作所), 硬さ呈示素子, 直径 4 mm のネオジウム磁石と Z 軸ステージ(TAR-34601, シグマ光機)から構成した. MR 流体が封入された弾性シリコンゴム基板の中心の MR 流体封入部を圧縮することとした. 今回, 直径 3.5 mm のネオジウム磁石を用いて中心のチャンバのみに磁場を印加した. ネオジウム磁石と素子との距離を Z 軸ステージを用いて変化させることで, 素子への印加磁場を Fig. 3.39 に示すように制御した. 圧縮時に用いるプローブの半径は 0.5 mm のものを用いた.

試験では, プローブを下げて素子に接触させて反力が 0.002 N になった場所を押し込みの原点とした. 押し込み時の押し込み量は 1 mm, その速度は 0.5 mm/s とし, その際の反力と押し込み量との関係を測定した. 磁束密度はそれぞれ 0 mT, 100 mT, 200 mT, 300 mT, 330 mT とし, 各 5 回ずつ試験を行った. また, MR 流体中の鉄粒子のクラスターが塑性変形する性質を考慮して, 圧縮終了後に磁場を取り去って, 再び圧縮する際に再び磁場を印加した. それぞれの磁場の条件で押し込みと反力との関係を測定した. 今回は平らな板の一点を圧縮していることから, 硬さを評価するために式(2.1)を用いて押し込みと反力の関係から見かけ上の弾性係数を算出した.

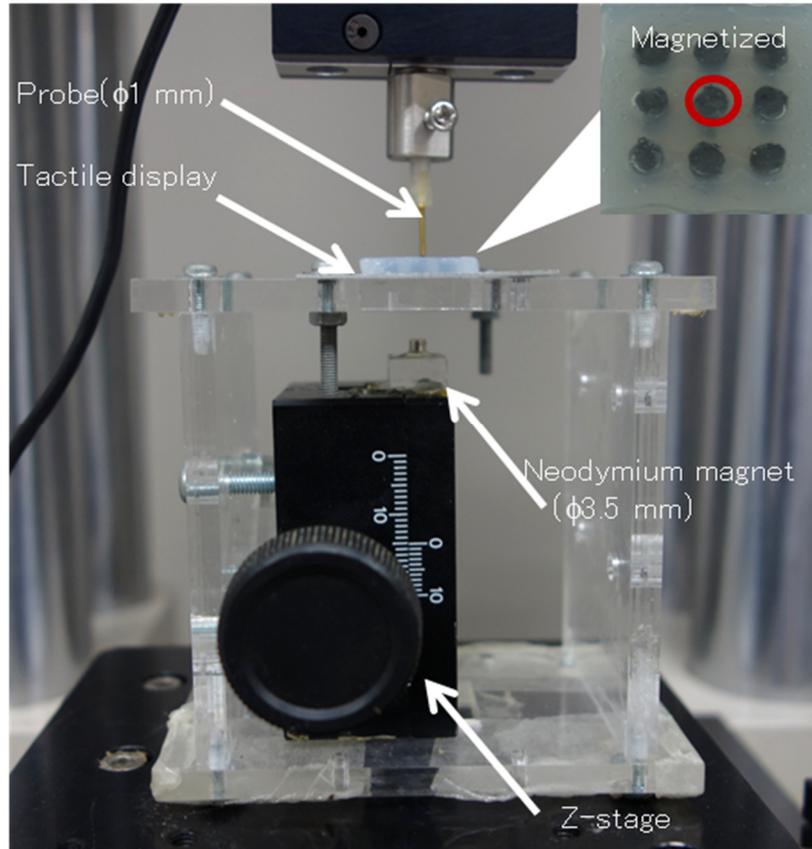


Fig. 3.38. Experimental setup of compression tests.

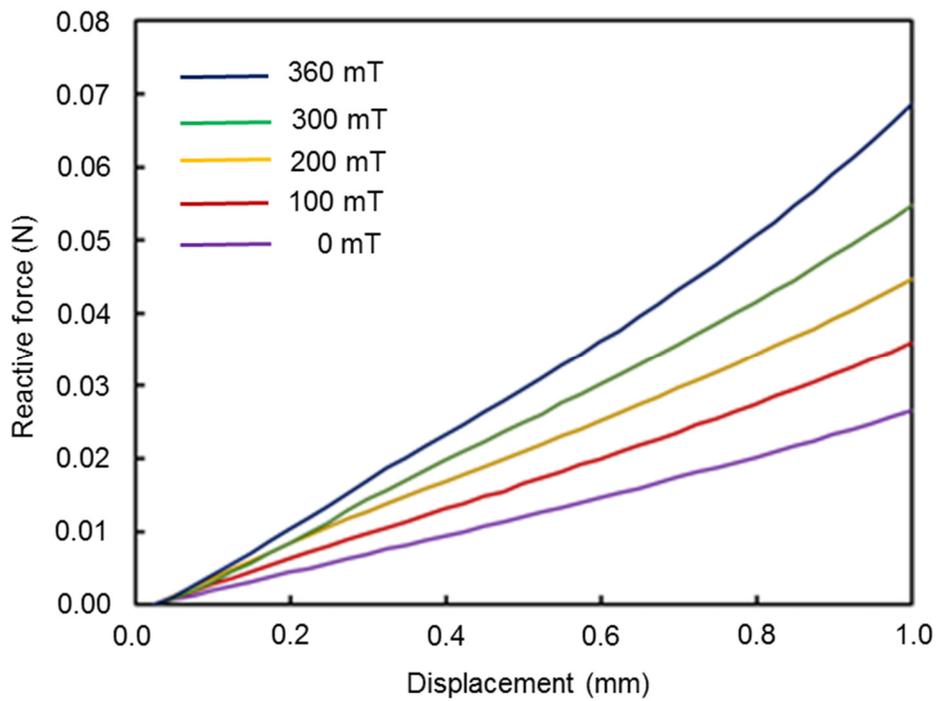


Fig. 3.39. The relation between displacement and reactive force.

Fig. 3.34 に磁場を印加したチャンバの中心における押し込みと反力との関係を示す。印加磁場が増加するにしたがって 0.025 N から 0.07 N まで反力が増加していた。Fig. 3.21 で見られたような圧縮を繰り返すことによる、反力が増加する位置の変化は見られなかった。このことより、磁場を圧縮毎に印加することで、圧縮後に素子の内部を圧縮前の状態に戻すことができ、塑性変形による影響を取り除くことができることがこの結果より確認された。今回も 3.2.8 で見られたような反力が一定になる区間は確認されなかった。圧縮時に MR 流体中の母液が鉄粒子のクラスタの間から流れ出すことによって呈示される反力が一定になる。今回、鉄粒子を増加させたことで、MR 流体のクラスタが密に形成されるようになったため、母液がクラスタの間から流れ出しにくくなり反力が一定にならなかったと考えられる。また、鉄粒子のクラスタによって素子の内部が固体に近い状態になったことも原因として考えられる。

Fig. 3.35 に印加磁場と算出した弾性係数の関係を示す。印加磁場の増加に応じて、MR 流体アレイ上に呈示された弾性係数が 30 kPa から 72 kPa まで増加していた。300 mT から 330 mT にかけて弾性係数が大きく増加した理由としてはネオジウム磁石と MR 流体封入部との距離が近くなり、磁性体が含まれる MR 流体封入部に向かって磁力線が多く集まるようになったことによると考えられる。

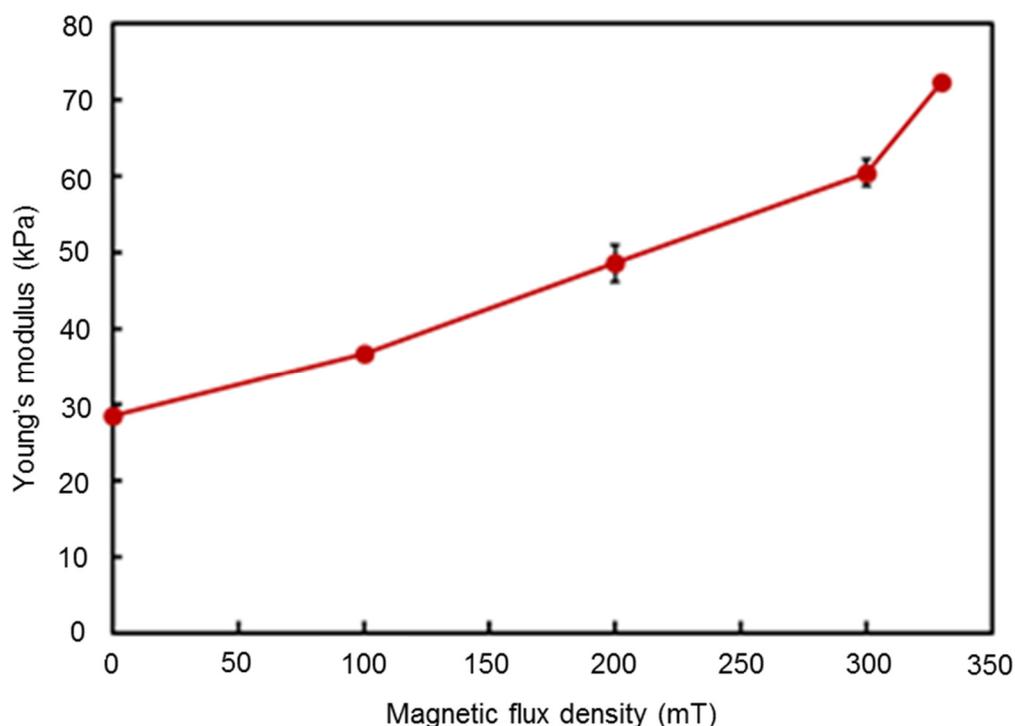


Fig. 3.40. The relation between magnetic flux density and elastic modulus.

3.5 結言

本章では高解像度硬さ呈示触覚ディスプレイの実現に向けて、硬さ呈示触覚ディスプレイを構成する素子への MR 流体封入方法として、液滴の表面に PDMS 膜を形成する液滴モールディング法、液滴を液体状の PDMS に浸して引き上げることでその膜を形成する PDMS ディップコーティング法、基板材料に MR 流体を封入するボンディング法の 3 種類の方法を提案し、それぞれを評価した。

液滴モールディング法では形成される PDMS 膜の形状に影響する製作条件を理論式から明らかにした。液滴の表面張力、体積、ガイドの厚さと孔径が影響を及ぼすと推測され、これらを制御することで PDMS 膜の形状を制御できることを明らかにした。また、グリセリンの液滴で PDMS 膜を形成しグリセリンと MR 流体を入れ替えることで MR 流体を封入する方法と MR 流体の液滴の表面に PDMS 膜を形成する方法で、MR 流体を封入した硬さ呈示用の素子を製作し、その特性を押し込み試験によって評価した。また、MR 流体の鉄粒子の濃度を増加させることで、素子に呈示される押し込みと反力の比である見かけ上の弾性係数が増加できることを確認した。

PDMS ディップコーティング法では MR 流体の液滴と形成される素子に影響する製作条件を理論式から明らかにした。MR 流体と基板との接触部の半径と MR 流体の濃度が影響を及ぼすと理論式から推測され、これらを制御することで素子の形状を制御できることを明らかにした。また、この素子の特性を押し込み試験によって評価した。

ボンディング法では PDMS よりも柔らかい弾性シリコンゴムで基板を製作し、その内部に形成したチャンバを MR 流体で満たし、上から弾性シリコンゴムを流し込むことで MR 流体を封入した。MR 流体が封入された部分の特性を押し込み試験によって評価した。また MR 流体への磁場を取り去ることで、押し込み前の形状に戻ることが確認された。このことから、MR 流体を用いた触覚呈示のためのシステムを構築する際には、押し込み後に磁場を取り去るようにすることで MR 流体の塑性変形による影響を小さくすることができる。

ここで、触覚ディスプレイへの応用を考えると、ボンディング法で製作したものは MR 流体封入用のチャンバの大きさや間隔を容易に変更することができる。また、その高さを容易に変化させることができ、使用者が押し込むために十分な厚さを実現することができる。以上のことから、ボンディング法で製作したものが触覚ディスプレイとして使用するのに適していると考え、次章ではその特性を機械試験と官能試験より評価する。

第 4 章 触覚ディスプレイ評価

4.1 緒言

本章では、ボンディング法に基づいてMR流体を柔軟なシリコンゴムの内部に形成したチャンバに封入したものを触覚ディスプレイとし、その特性評価について述べる。この触覚ディスプレイはネオジム磁石を用いてそれぞれのMR流体封入部に局所的に磁場を印加することで硬軟感の分布を作り出すことができる。まず有限要素法解析によって複数磁場を印加した際の磁場分布について評価した。有限要素法解析の結果に基づいて触覚ディスプレイに磁場を印加し、その硬さの分布を押し込み試験で評価した。また、官能試験を行い、被験者が硬さの分布を知覚されるかを評価した。

4.2 磁場解析

今回、複数のMR流体封入部に磁場を印加することで、硬さの分布を作り出ため、磁石の方向による影響を考慮する必要がある。有限要素法解析ソフトのFinite Element Method Magneticsで1次元方向のネオジム磁石が発生させる磁場の触覚ディスプレイ内部での分布を解析した。ボンディング法で製作した触覚ディスプレイが3×3のMR流体封入部から構成されていることから、解析する対象は磁石が3つ並んだ状態とした。MR流体封入部の直径が3mmであることから、ネオジム磁石の寸法をMR流体封入部の直径に近い直径3.5mmで高さ3.5mmのものとした。3つの磁石の間隔はそれぞれ1.5mmとした。それらを中心に配置した25mm×25mmで材質が空気の領域を解析モデルとした。メッシュの形状は三角形とし、その総数は6894となった。磁石の極の方向は右からS, N, S極の場合の中心だけ極の方向が異なるものと、右方向からN, N, Nの全て同じ極の方向の場合の2種類とした。解析する位置は厚さ0.5mmのステンレスの板によってMR流体とネオジム磁石が隔たれていることから、触覚ディスプレイ内部での磁場の分布を解析するために、Fig.4.1に示すネオジム磁石の表面から0.5mm離れた位置とした。

Fig. 4.2とFig. 4.3に磁場解析の結果を示す。S, N, Sの場合は磁束密度の最大値が3つのネオジム磁石間でほぼ同じ値であることに対して、N, N, Nの場合は左右のネオジム磁石付近で磁束密度の最大値が大きく、中心付近では磁束密度が小さくなっていた。3つのネオジム磁石の極の同じ方向の場合には、中心の磁石から生じる磁力線が左右の磁石によって生じる磁力線と同じ方向であるため、磁力線に斥力が生じ磁石外側へ広がることのでない。そのため、磁力線は磁石の内部に向かい、磁石内部に生じている磁界と逆磁界を形成し、その結果磁石の磁場を弱めてしまっていることによる。複数磁場を印加する場合の逆磁界の影響を考慮し、S, N, Sの磁場の向きで磁石を配置するものとした。

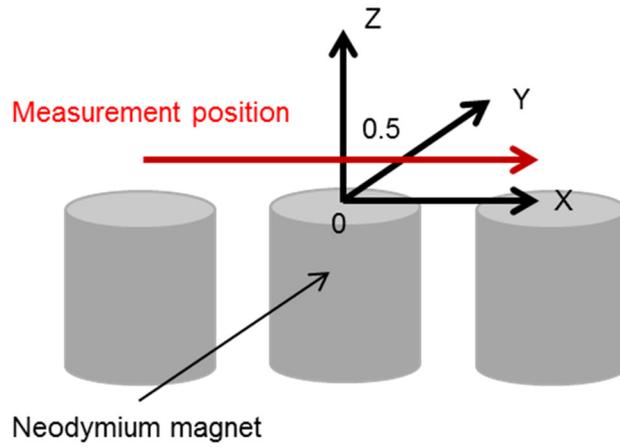


Fig. 4.1 Calculated area of magnetic field distribution.

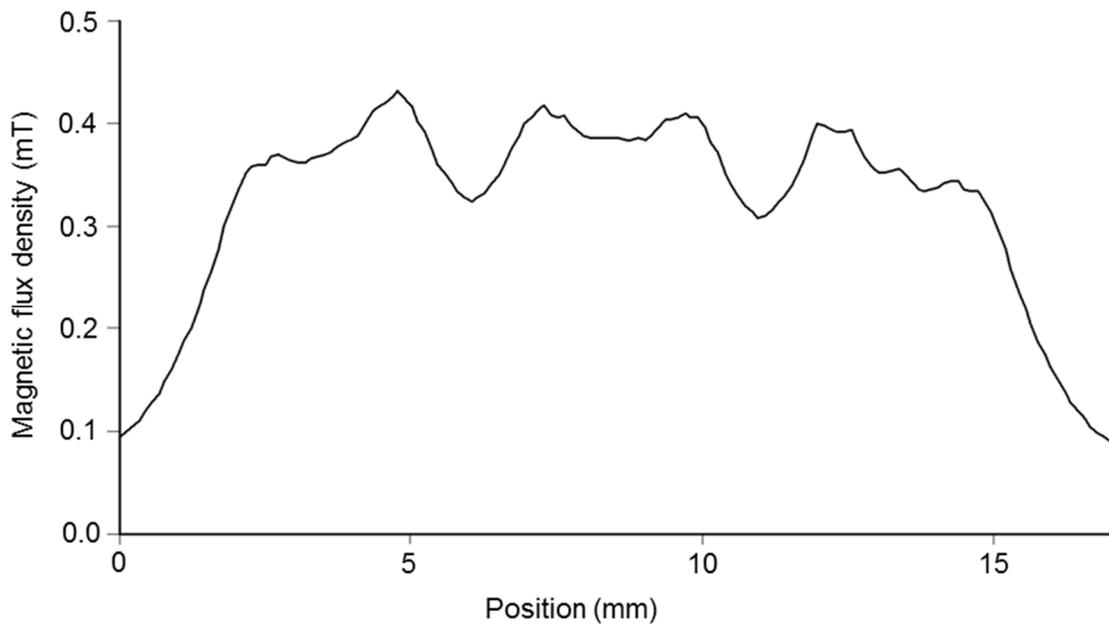


Fig. 4.2 S-N-S direction.

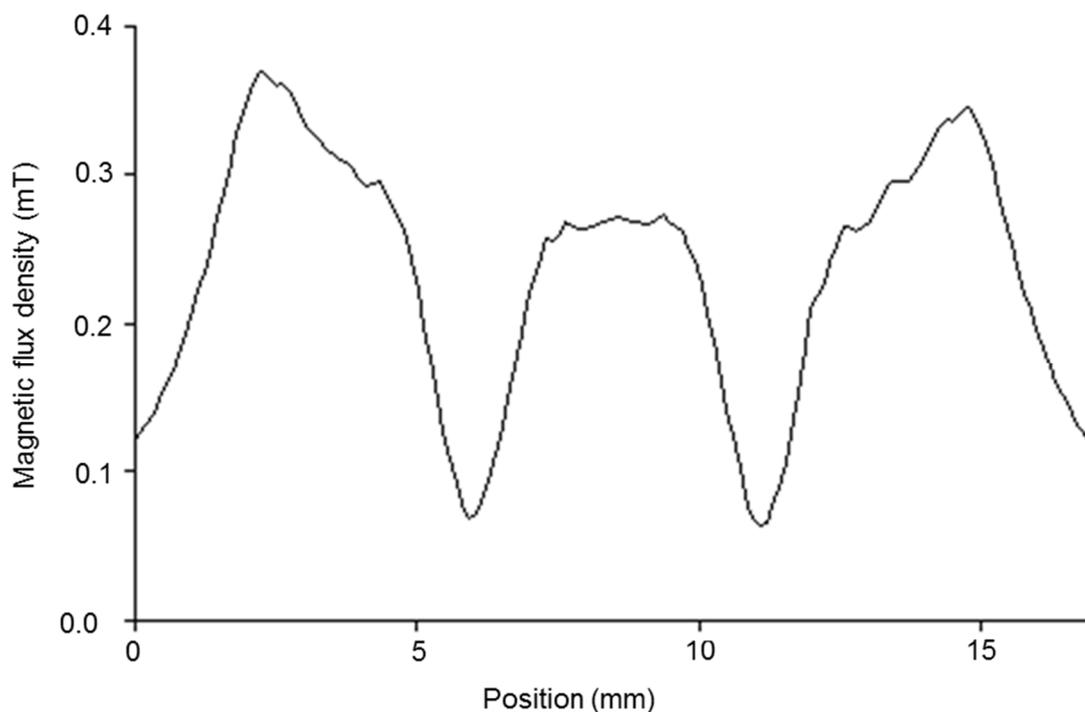


Fig. 4.3 N-N-N direction.

4.3 触覚ディスプレイの機械評価

触覚ディスプレイの機械特性を評価するために、触覚ディスプレイの押し込み試験を行った。実験装置を Fig. 4.4 に示す。実験装置は触覚ディスプレイ、直径 3.5 mm のネオジム磁石、Z 軸ステージから構成した。触覚ディスプレイは Fig. 3.37 と同じであり厚さが 3 mm であり、直径 3 mm の MR 流体封入部が 2 mm の間隔で配置されていることから 5 mm の解像度になっている。これらは微小強度評価試験機(MST-1, 島津製作所)上の X-Y ステージに取り付けられており、触覚ディスプレイを X-Y 方向に 0.5 mm ずつ動かすことができる。今回、押し込みには直径 1 mm のプローブを用いた。

試験では、プローブを下げて触覚ディスプレイに接触させて反力が 0.002 N になった場所を圧縮の原点とした。圧縮時の押し込み量は 1 mm、その速度は 0.5 mm/s とし、その際の反力と押し込み量との関係を測定した。触覚ディスプレイへの磁場の印加位置を Fig. 4.6 に示す。磁場を印加する場所は触覚ディスプレイの Fig. 4.6(a)に示す中心のみの場合には、Fig. 4.7 に示す関係からネオジム磁石と触覚ディスプレイとの距離を制御することで、その値をそれぞれ 0 mT, 100 mT, 200 mT, 300 mT, 330 mT とした。Fig. 4.6(b) に示す複数の MR 流体封入部に磁場を印加する場合には、Fig. 4.8 に示す治具を用いて触覚ディスプレイの裏にネオジム磁石を直接取り付け、この場合には磁石と触覚ディスプレイとの距離を制御できないことから磁石とディスプレイとの距離が 0 mm の場合の 330 mT とな

った。磁石の向きは左から S, N, S 極とすることとした。測定位置は Fig.4.4 に示す MR 流体封入部の中心を通過する線上の 17 mm の区間とし、1 mm 毎に圧縮し反力と押し込み量の間関係を測定した。MR 流体の中の鉄粒子のクラスターが塑性変形する性質を考慮して、圧縮終了時に磁場を取り去って、再び圧縮する際に再び磁場を印加した。実験では 5 回ずつそれぞれの条件で反力と押し込みの間関係を測定した。呈示された硬さを評価するために反力と押し込みの比から見かけ上の弾性係数を算出し、その分布を評価した。今回、平坦な板状の物体を局所的にを圧縮していることから、式(2.1)を用いて各測定点における弾性係数を算出した

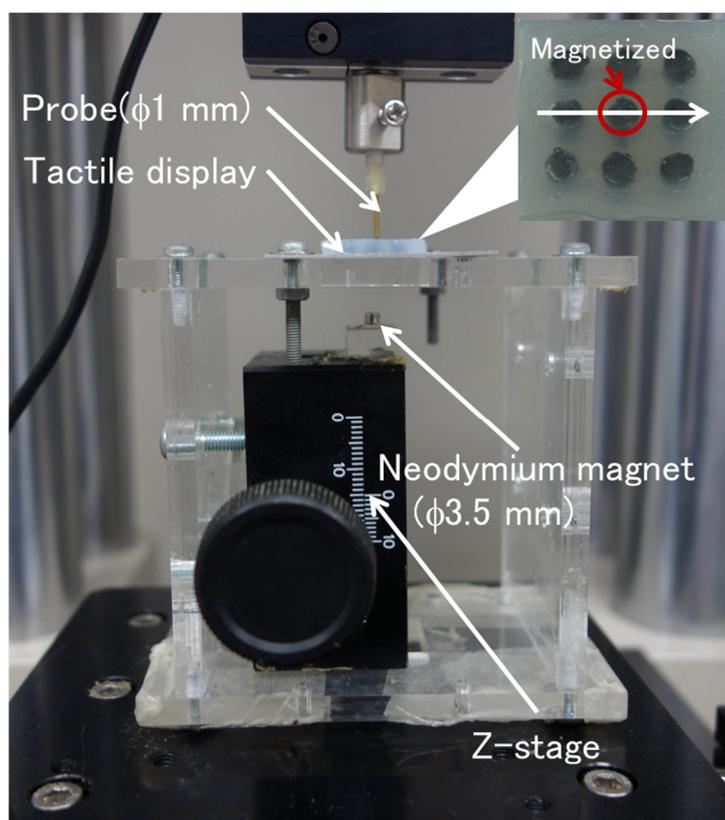


Fig. 4.4. Experimental setup.

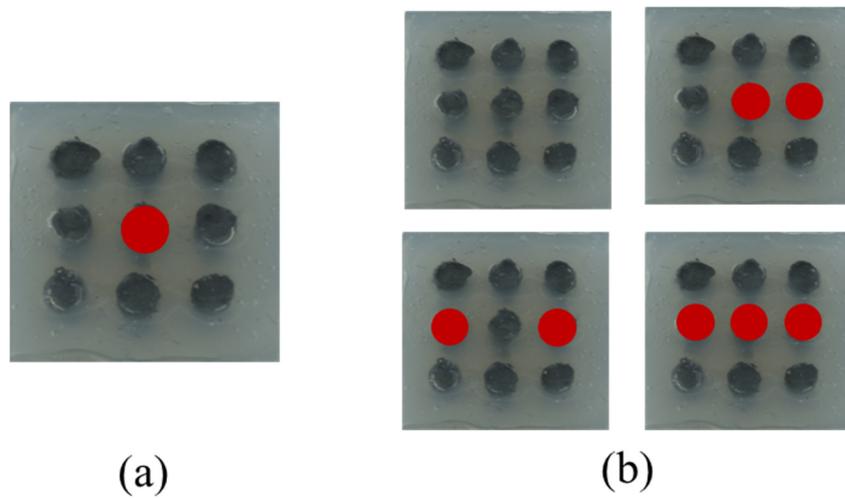


Fig. 4.5. Patterns of magnetized cells. (a)Single cell. (b)Several sells.

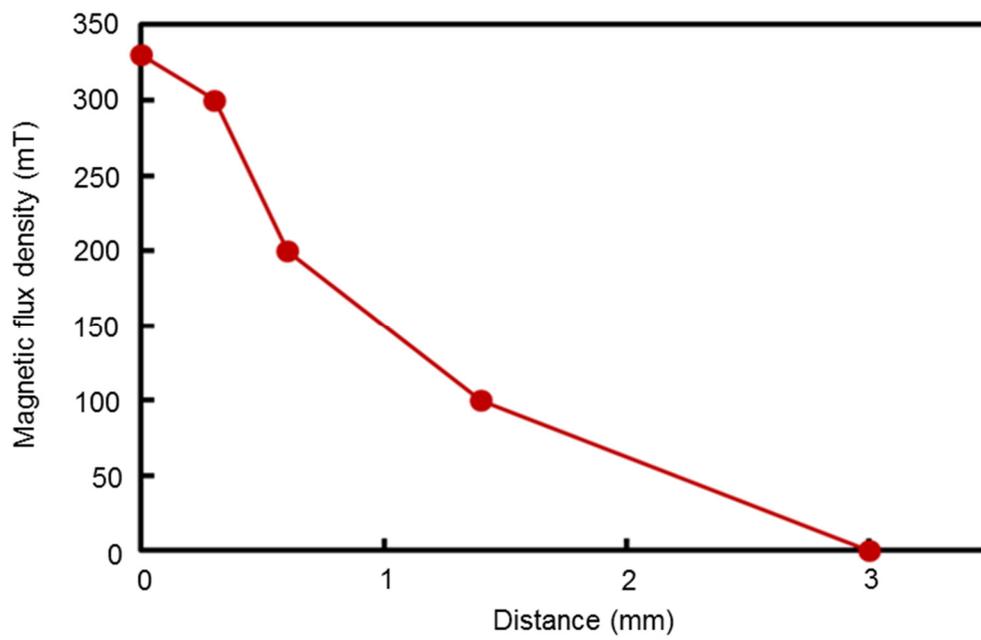


Fig. 4.6. The relation between separation and magnetic flux density.

Fig. 4.7 に中心の MR 流体封入部のみに磁場を印加した際の測定位置と弾性係数の関係を示す。0 mT の場合の触覚ディスプレイの表面の弾性係数を算出して、MR 流体封入部とそれ以外のシリコンゴムのみの部分で構造の違いによる弾性係数の違いがあるかを評価した。0 mT における触覚ディスプレイの弾性係数の平均を I とし、各測定点の弾性係数から平均を引いたものを ΔI とし、その比を式(2.3)を用いて全 17 点について算出した。その結果を Fig. 4.8 に示す。17 mm の測定範囲での ΔI と I との比の最大値は 0.09 であった。ヒトの指先での弾性係数の違いの知覚に関する ΔI と I との比であるウェーバー比は Paggettie らによると $K=0.15$ 程度であった。また、Karadogan らによると $K=0.2-0.3$ の間の値となっていた。今回実験結果より算出された ΔI と I との比のは Paggettie や Karadogan らの実験によって得られたウェーバー比の K よりも小さかった。使用者が磁場を印加していない触覚ディスプレイに触れた際には各位置における弾性係数の違いによる硬さの違いを知覚せず、一様な硬さと知覚すると考えられる。

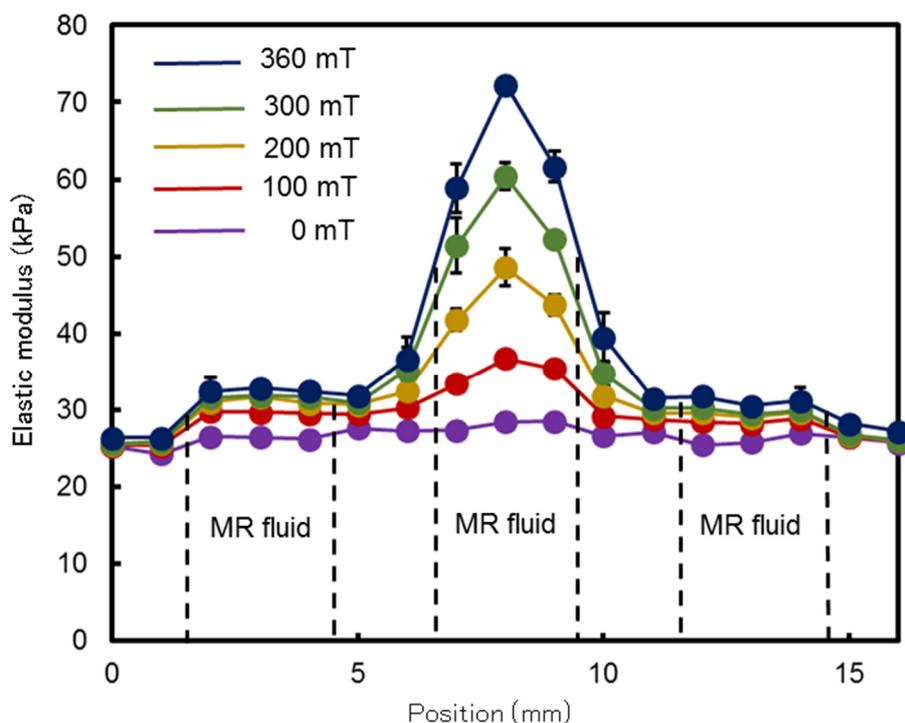


Fig. 4.7. The relation between measurement position and elastic modulus with single magnet.

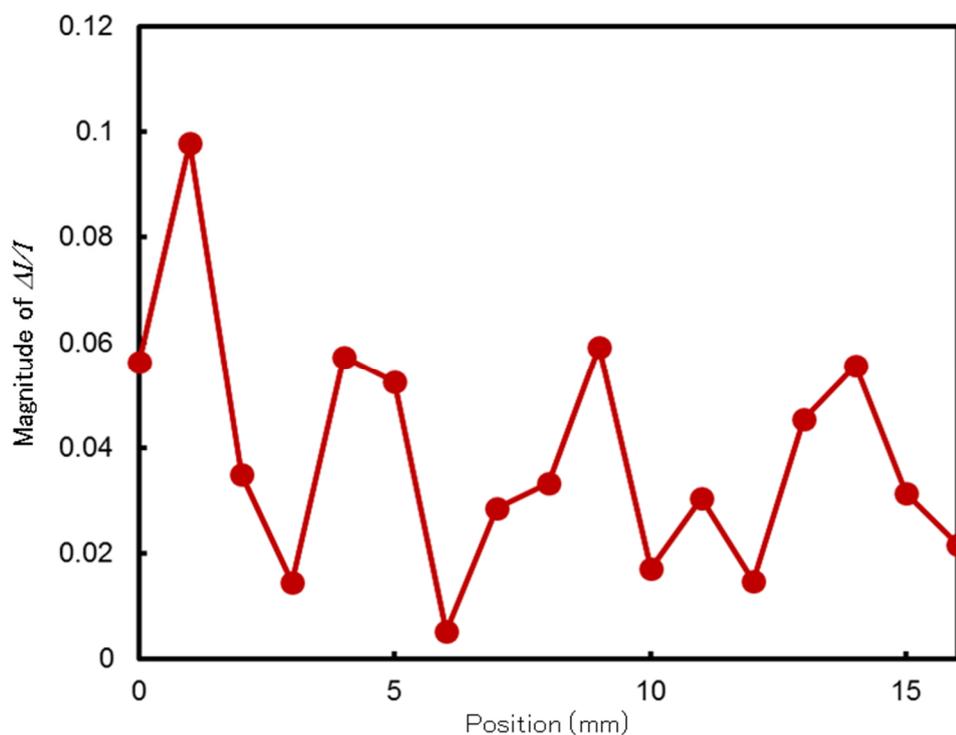


Fig. 4.8. The relation between position and magnitude of $\Delta I/I$ in absence of an external magnetic field.

Fig. 4.7 より印加磁場の増加に応じて、対象としている中心の MR 流体封入部の弾性係数が増加していることを確認した。0 mT における触覚ディスプレイの弾性係数の平均を I とし、各磁場における各測定点の弾性係数から平均を引いたものを ΔI とし、その比を式(2.3)を用いて全 17 点について算出した。その結果を Fig. 4.8 に示す。磁場の増加に応じて、 ΔI と I との比も増加していった。200 mT 以上では MR 流体封入部の 3 mm の範囲で、360 mT では MR 流体封入部とその前後の 1 mm の範囲でこの比が Karadogan らによるウェーバー比よりも大きい 0.3 以上となっていた。このことより、200 mT 以上で 3 mm 以上の大きさで弾性係数の異なる硬い触感の部分を使用者に呈示できる。ここで、磁場を印加した MR 流体封入部だけでなく、周囲の MR 流体封入部の弾性係数も増加していた。これは磁石が生じさせる磁場が対象としている MR 流体封入部だけでなく、周囲の MR 流体封入部も磁化していることや磁化した中心の MR 流体封入部内の鉄粒子が隣り合った素子内の鉄粒子を磁化していることによる。左右の MR 流体封入部における ΔI と I との比の最大値は 0.23 であった。この比は Paggettie らによるウェーバー比よりも大きく Karadogan らによるウェーバー比と同程度であった。1つの MR 流体封入部に磁場を印加した際には、そ

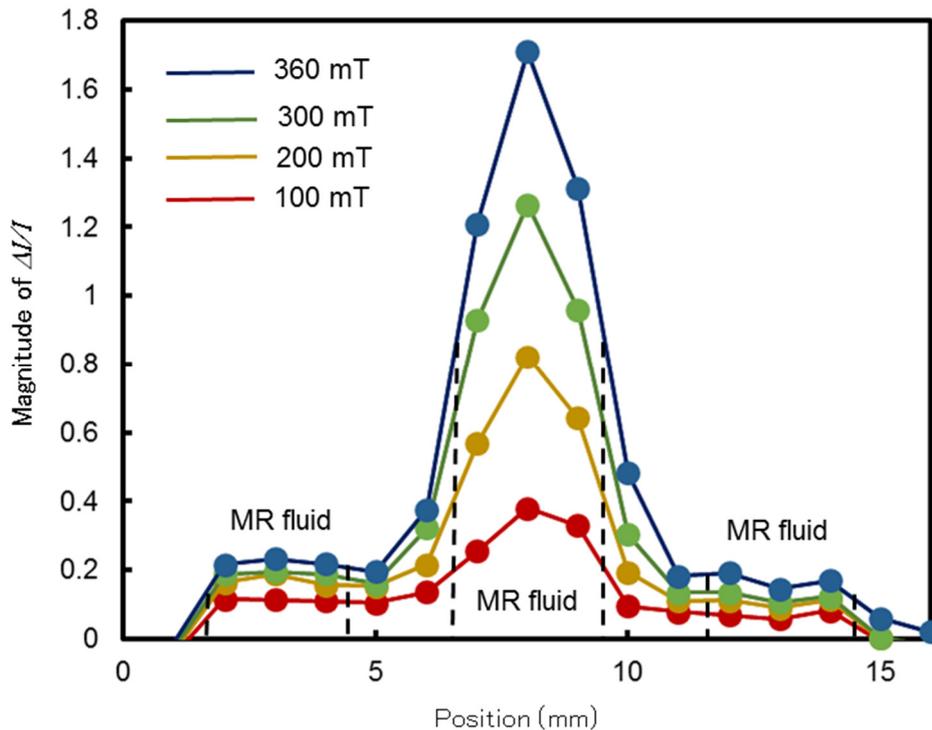


Fig. 4.9. The relation between position and magnitude of $\Delta I/I$ under each magnetic field condition.

の部分だけでなく周囲の MR 流体封入部の弾性係数の変化も使用者によって知覚される可能性がある。

呈示される弾性係数は MR 流体封入部の中心で最大 25 kPa から 75 kPa まで 2.5 倍程度増加した。この弾性係数を生体組織の弾性係数と比較したところ、Table 1.2 に示す胸部組織を 5% の先行圧縮の正常な組織の線組織の弾性係数が 33 ± 11 kPa で、病巣の浸潤性の腺管癌が 93 ± 33 kPa であることから、これらの弾性係数の違いであれば印加磁場を制御することで呈示できるため胸部組織の触診診断への応用が可能である。一方で、実際の胸部組織は先行圧縮が 20% の場合には Table 1.2 から正常な組織の線組織の弾性係数が 57 ± 19 kPa で、病巣の浸潤性の腺管癌が 490 ± 112 kPa で呈示する弾性係数が 10 倍以上に大きく増加している。このような深く押し込んだ際の病巣の弾性係数は本触覚ディスプレイの呈示する弾性係数より大きく再現することはできない。式 (3.2) を用いて ΔI と I との比を算出し、その分布を評価した。比の算出に際しては、0 mT における触覚ディスプレイの弾性係数の平均を I とし、測定点の弾性係数から弾性係数の平均 I を引いたものを ΔI とした。その結果を Fig. 4.9 に示す。 ΔI と I との比は磁場を印加した中心の MR 流体封入部付近の 5 mm の範囲で 0.4 を超えていることから、使用者には MR 流体封入部の弾性係数の変化を 5 mm 以下の大きさで知覚することが考えられる。

Fig. 4.10 に複数箇所の MR 流体封入部に磁場を与えた場合の測定位置と弾性係数の関係を示す。磁場を印加した MR 流体封入部の弾性係数が増加しており、磁場を印加していない部分では弾性係数はあまり増加しなかった。この場合の結果についても、式 (3.2) を用いて ΔI と I との比を算出し、その分布を評価した。比の算出に際しては、0 mT における触覚ディスプレイの弾性係数の平均を I とし、測定点の弾性係数から弾性係数の平均 I を引いたものを ΔI とした。その結果を Fig. 4.11 に示す。中心の MR 流体封入部に磁場を印加しなかった場合には ΔI と I との比は 0.29 であった。一方で、中心と右の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、右側の MR 流体封入部の ΔI と I との比の最大値は 0.10 であった。この違いは磁場の分布によるものと考えられる。右と左の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、左右のネオジム磁石の表面から生じる磁力線が中心の MR 流体封入部に向かう。そのため、中心の MR 流体封入部の弾性係数の変化が生じた。一方で、中心と左の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、中心のネオジム磁石は N 極を上にしており、右のネオジム磁石は S 極を上にしてある。そのため、中心のネオジム磁石の表面から生じる磁力線は右側のネオジム磁石に向かう。そのため、左側の MR 流体封入部に向かう磁力線が少なくなり、MR 流体封入部の弾性係数の変化が小さくなったと考えられる。右と左の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、Paggettie らや Karadogan らによるウェーバー比のよりも中心の MR 流体封入部の弾性係数の変化は ΔI と I との比が小さいことから使用者にはこの弾性係数の変化は知覚されない。一方で、左右の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、 ΔI と I との比が Karadogan らによるウェーバー比の 0.2-0.29 と同程度である中心の弾性係数の変化が使用者によって知覚されうると考えられる。

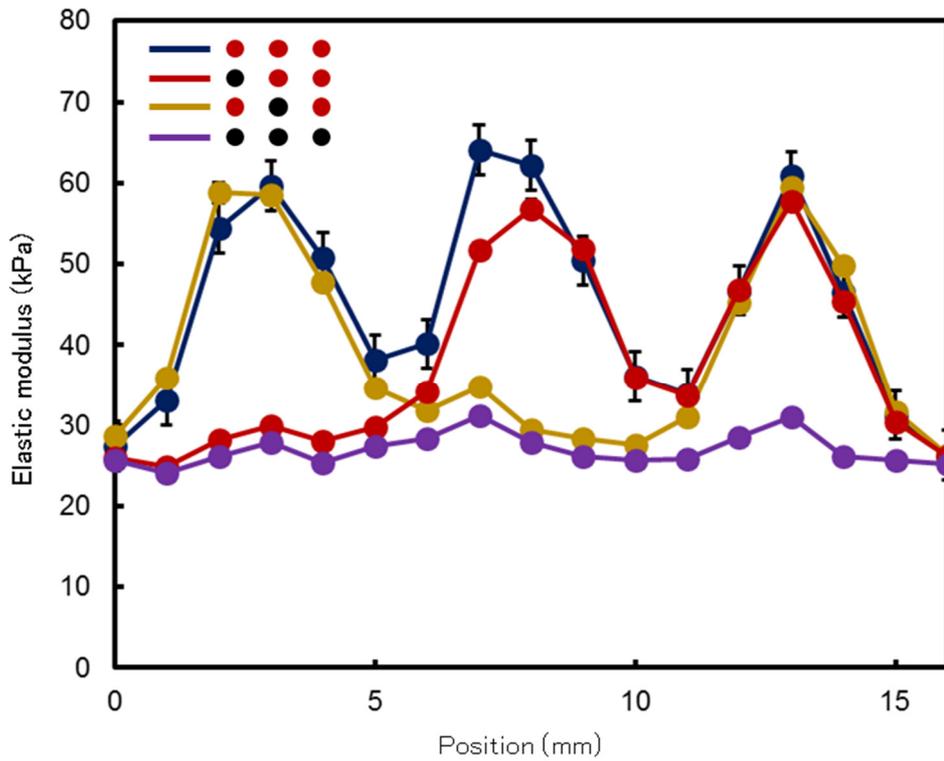


Fig. 4.10. The relation between measurement position and elastic modulus with several magnets.

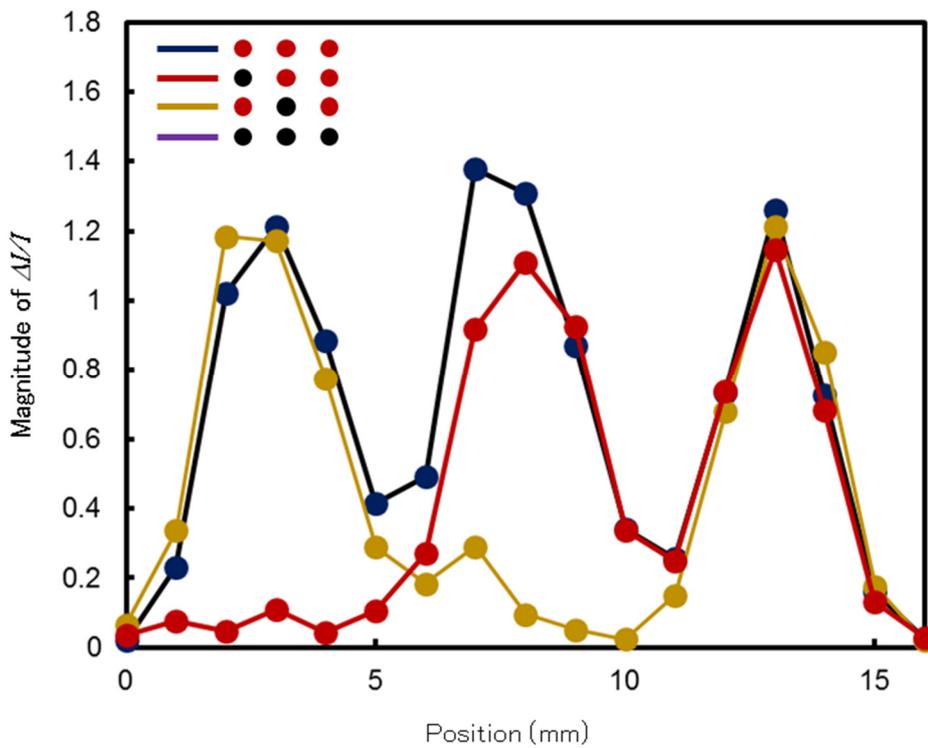


Fig. 4.11. The relation between measurement position and magnitude of $\Delta I/I$ with several magnets.

4.4 触覚ディスプレイの官能評価

被験者に触覚ディスプレイ上の硬さの異なる部分が知覚されるかを評価した。実験の様子を Fig. 4.12 に示す。実験装置は触覚ディスプレイ，直径 3.5 mm のネオジム磁石と構成した。ネオジム磁石は Fig. 4.13 の治具を使って触覚ディスプレイの下部に固定した。実験では各磁場の条件で被験者に触覚ディスプレイを左から右に向かって押し込んでいってもらい，この動作を触覚ディスプレイの上から下まで繰り返してもらった。その後，被験者が知覚した硬さの異なる部分の大きさと位置を回答してもらった。被験者の被験者は被験者には 20 代の 5 人の学生であり，そのうちの 4 人が男性で，1 人が女性であった。被験者には定規を呈示し，硬さが異なる部位の大きさを回答するための参考にしてもらった。印加磁場は Fig. 4.14 に示す 5 つの組み合わせとした。

Fig.4.15 に各被験者が回答した硬い部分の位置と大きさを示す。回答された硬さの異なる部分の大きさでは 3 mm が多かった。これは MR 流体封入部の大きさと同じであり，被験者は Fig. 4.6 に示すように弾性係数の変化の大きい MR 流体封入部を硬い部分として知覚していたと言える。今回も被験者毎に回答された硬い部分の大きさが異なることがあった。例えば，被験者 A, B, D の 3 人は硬さの異なる部分の大きさを 3 mm と回答することが多かったことに対して，C, E の 2 人は 1 mm 以下と答えることが多かった。この理由と

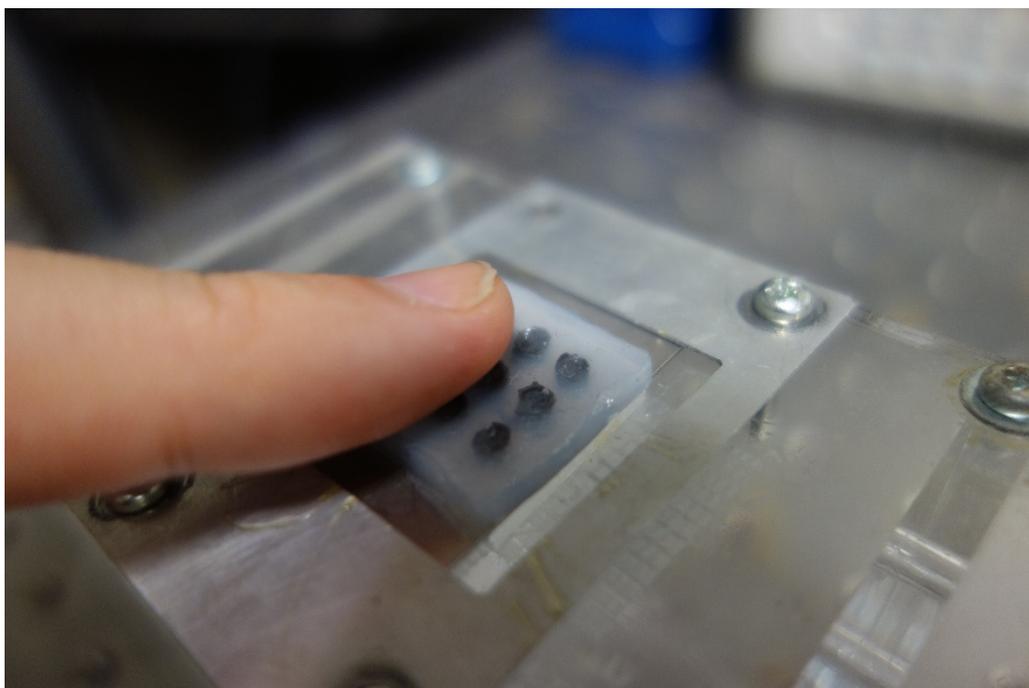


Fig. 4.12. Photograph of sensory test.

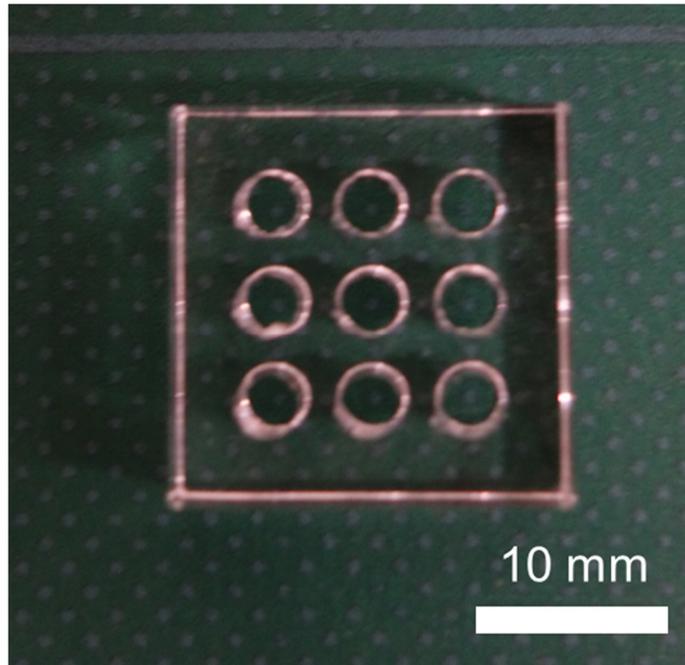


Fig. 4.13. Photograph of a jig to fix neodymium magnets beneath the tactile display.

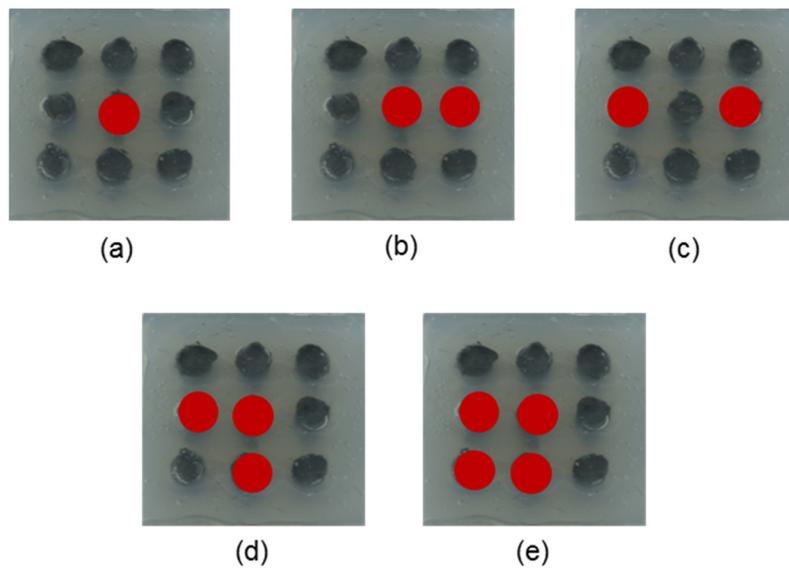


Fig. 4.14 Patterns of magnetized cells in sensory evaluation.

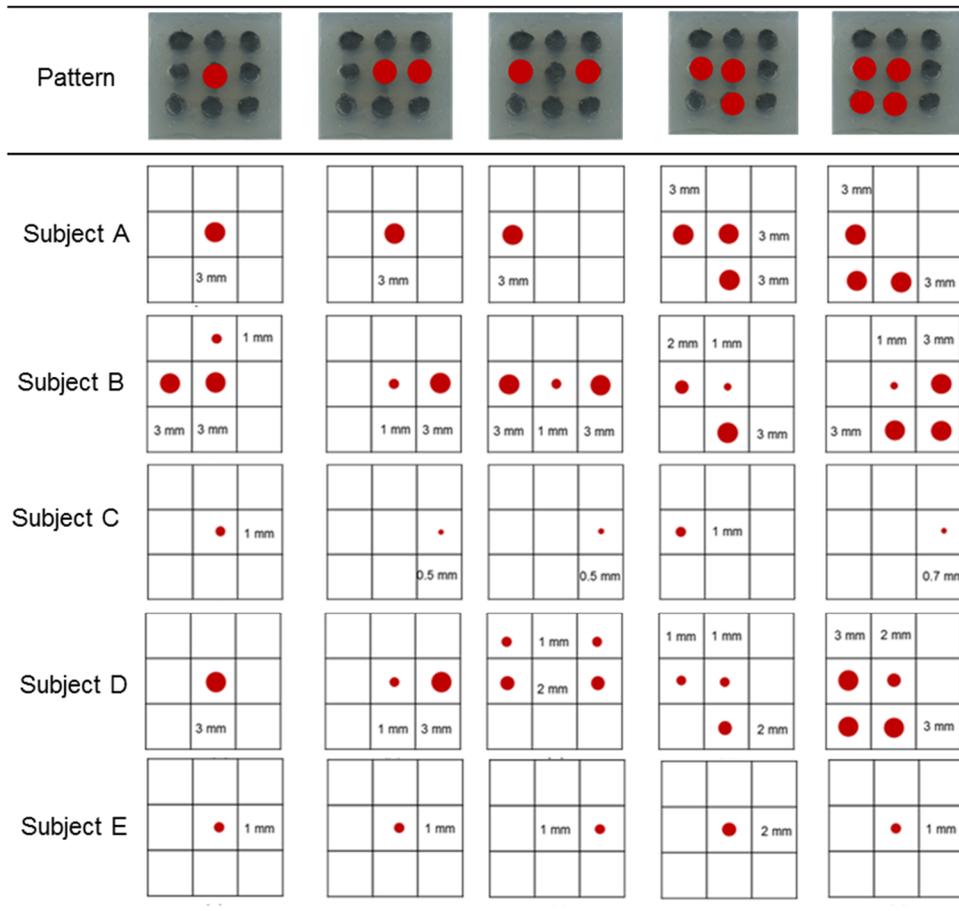


Fig. 4.15. Experimental results of sensory evaluations with 5 subjects.

しては被験者毎に触覚ディスプレイの触り方が異なっていたことがあげられる。被験者が触覚ディスプレイを強く押し込んだ場合には MR 流体封入部からの反力が大きくなり、硬い部分が認識しやすくなる。一方で、押し込みが弱い場合には反力が小さく、硬い部分をはっきりと認識しにくくなる。触り方以外の理由としては、視覚によって知覚した参考用の定規の長さや触覚によって知覚した硬い部分の大きさが一致しなかったことによると考えられる。それぞれの磁場の条件について正誤と回答された回数についてまとめたものを Fig. 4.15 に示す。磁場が印加された素子を正しく回答できたものを横軸上で 0 とした。不足があった場合にはその数だけ 0 から 1 を引いた。また、余計に硬いと感じる位置を回答した場合にはその数だけ 0 に 1 を足した。磁場を印加した場所が中心のみの場合には Fig. 4.15(a) に示すように 5 人 4 人が中正確に弾性係数の位置を特定していた。このことから 4.2 で推測された 1 つの MR 流体封入部に磁場を印加した場合の周囲の MR 流体封入部の弾性係数の変化による触覚への影響は殆どないと言える。Fig. 4.15(b) から隣り合った MR 流体封入部に磁場を印加した場合には、2 人が正確に弾性係数の異なる位置を回答した。また、3 人が 1 か所と回答したことから、隣り合った MR 流体封入部に磁場を印加した場合には 1

か所を感じていたと考えられる。Fig. 4.15(c)から離れた素子に磁場を印加した場合には、正確に弾性係数の異なる位置を回答した被験者はいなく、1か所と感ずる被験者が多かった。この理由としては弾性係数の異なる場所が離れているため、それぞれの位置を比較できなかったことによると考えられる。Fig. 4.15(d)から3つの連続したMR流体封入部に磁場を印加した場合には、3人の被験者が正確に弾性係数の異なる部分を回答した。これは弾性係数が異なる部分が連続しているため、知覚しやすかったことによると考えられる。また2人が1か所と回答したのは連続しているため、弾性係数の異なる部分を1か所と知覚したことによると考えられる。Fig. 4.15(e)から4つの連続したMR流体封入部に磁場を印加した場合には、被験者毎に回答した位置が異なっていた。この理由としては弾性係数の異なる部分が多く形成されているため、その違いが知覚されにくかったことが考えられる。

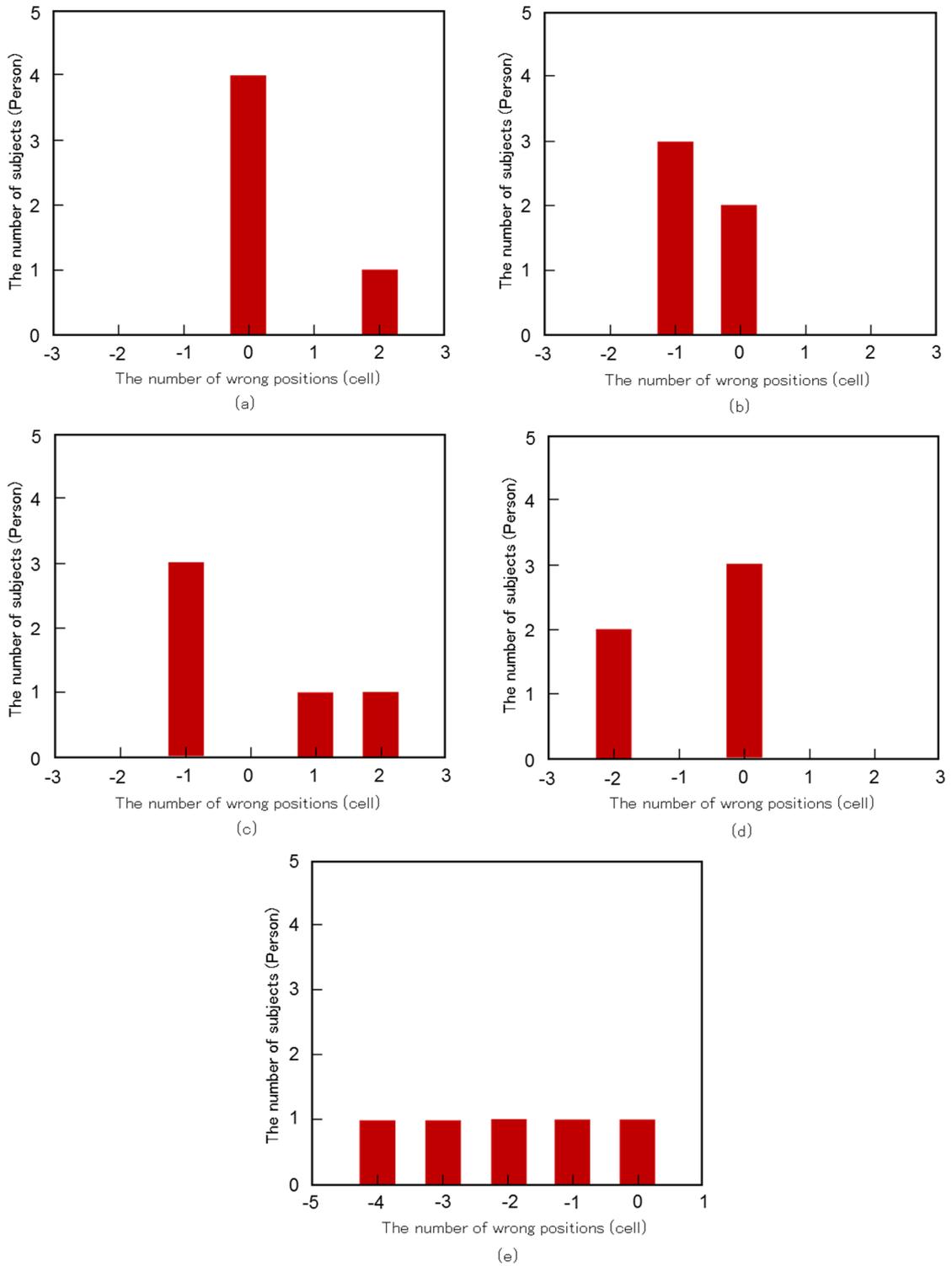


Fig. 4.13. The relations between the number of wrong position and the number of subjects.

4.5 結言

本章では、ボンディング法を用いて MR 流体をアレイ化した触覚ディスプレイの機械特性と官能特性をそれぞれ評価した。直径 3 mm の MR 流体封入部が 2 mm の間隔で並んでいることから、触覚ディスプレイは 5 mm の解像度となっていたと言える。

押し込み試験によって磁場を 1 か所、あるいは複数個所印加した際の触覚ディスプレイの表面上の反力と押し込みの関係を測定した。その結果から弾性係数を算出し、その分布を評価した。磁場を中心のみに印加した場合には中心の MR 流体封入部の 3 mm の範囲で弾性係数が大きく増加していた。その際に、若干周囲の MR 流体封入部の弾性係数が増加することも確認した。複数の MR 流体封入部に磁場を印加した場合には磁場を印加した MR 流体封入部の弾性係数が増加していることを確認した。この際にも磁場を印加していない MR 流体封入部の弾性係数が増加していた。これらのことから触覚ディスプレイに磁場を印加した MR 流体封入部の弾性係数を大きく増加させることができるが、それ以外の MR 流体封入部の弾性係数の若干の増加も起こり得るということが押し込み試験の結果から確認された。

次に 5 人の被験者による触覚ディスプレイの官能評価を行った。触覚ディスプレイを 1 か所、あるいは複数個所磁場を印加し、その際に知覚した硬い部分の大きさと位置を回答してもらった。被験者は触覚ディスプレイ上に硬い部分を知覚したものの、硬い部分の大きさは被験者毎に異なっていた。この理由としては被験者の触覚ディスプレイの触り方が考えられる。そして、その大きさは MR 流体封入部と同じ 3 mm という回答が多かった。また、位置に関しては磁場を 1 か所に印加した場合には被験者の正答率が高かったものの、隣り合った場所に磁場を印加した場合離やれた場所に磁場を印加した場合には回答された位置は被験者によって異なっていた。この理由としては隣り合った場所に磁場を印加した場合には 1 か所に感じられたことや離れた場合には硬い部分同士を比較できなかったことが考えられる。

以上のことから、本触覚ディスプレイがその表面に弾性係数の異なる部分を作り出し、硬さの分布を再現できることを明らかにした。そして、官能評価によって、被験者に硬い部分が大まかに知覚されたものの、その位置や形状は被験者によって異なるということが確認された。

第 5 章 結論

5.1 結論

本研究では磁性粒子と油の懸濁液である MR 流体をアレイ化し磁場の分布を制御することで、物体の硬さを高解像度に呈示できる硬さ触覚ディスプレイの開発を行った。この触覚ディスプレイはその表面に微小な硬い部分を再現できることから、触診診断への応用が期待できる。まず、MR 流体を用いた硬さ呈示が可能であることを機械試験と官能試験により明らかにした。そして、MR 流体のアレイ化に関して 3 つの方法を検討した。そのうちのボンディング法に基づいて硬さ分布呈示触覚ディスプレイを製作し、実験からその特性を明らかにするとともに触診診断への応用の可能性も検討した。本触覚ディスプレイは 3 mm の MR 流体封入部を 2 mm の間隔で配置することで、5 mm 以下の解像度で硬い部分を呈示する触覚ディスプレイである。

第 2 章では MR 流体を用いた硬さ呈示が可能であるか評価するために、MR 流体を単一の容器に封入することで触覚ディスプレイを製作した。有限要素法解析を行い、ネオジム磁石が発生させる磁場の分布を評価した。ネオジム磁石が発生させる磁場の分布において磁束密度が大きい場所は磁石の直径にほぼ一致していた。この結果に基づき、本章では 5 mm の解像度を実現するために、直径 5 mm のネオジム磁石を用いて磁場を印加することとした。触覚ディスプレイの押し込んだ際の反力と押し込みの関係を測定し、そこから見かけ上の弾性係数の分布を算出した。その結果から、触覚ディスプレイ上に約 5 mm の範囲で硬さが変化することを明らかにした。また、触診への応用の可能性を検討するため、胸部組織と前立腺の病巣と正常な組織の弾性係数と触覚ディスプレイの弾性係数を比較したところ、これらの部位における病巣と正常な組織の弾性係数が触覚ディスプレイ上に再現できることを確認した。触覚ディスプレイの上に硬い部分が形成されているかを評価するために、被験者による官能試験を行った。その結果、硬い部分が被験者によって知覚されることも実験的に明らかにした。しかし、被験者毎に知覚された硬い部分の大きさや大きさと磁場の関係が異なることが確認された。

第 3 章では MR 流体アレイ製作のための、MR 流体封入方法の検討を行った。MR 流体は指との接触時の力に耐えうる材料である PDMS や弾性シリコンゴムを膜としてその内部に封入することとした。PDMS 膜や弾性シリコンゴム膜は平面形状に加工することは容易であるもの、立体的な形状に加工することは困難であった。そこで、膜の形成方法を工夫することで、液滴モールディング法、液滴ディッピング法、ボンディング法の 3 つの方法を検討した。液滴モールディング法はグリセリンの液滴を型としてその表面に PDMS 膜を形成する方法である。液滴モールディング法で形成される PDMS 膜の形状は液滴の表面張力、体積、そしてガイドの厚さの 3 つのパラメータに影響されることを理論式から明らかにした。そして、実際に実験を行いこれらのパラメータの影響を評価したところ、これらのパラメータを制御することで、PDMS 膜の高さを制御することができることを確認した。この

液滴モールドリング法を用いて MR 流体を封入し、硬さ呈示素子を製作するための方法として 2 種類の方法を検討した。まず、MR 流体の液滴を型として、その表面に PDMS 膜を形成した。その際には MR 流体の液滴の体積によって、製作可能な大きさは制御されることが確認された。また、別な方法として一度グリセリンの液滴の表面に PDMS 膜を製膜し、グリセリンを取り除いた後に MR 流体を封入した。これによって MR 流体を任意の濃度で封入できることを確認した。素子の特性を押し込み試験によって評価したところ、素子の弾性係数が印加磁場の増加に伴い増加することを確認した。また、その変化は MR 流体の濃度によって変化することも確認した。次に PDMS ディッピング法について検討した。これは MR 流体と基盤とを接触させ引き上げることで、MR 流体の液滴を基板上に選択的に形成し、MR 流体の液滴を液状の PDMS に浸し、引き上げ PDMS 膜を MR 流体の液滴の表面に形成し、熱硬化させることで MR 流体を封入する方法である。この方法に関しても、理論式から PDMS 膜の形状に影響を及ぼす要因を評価したところ、MR 流体と基板との接触部の半径と MR 流体の濃度に影響されることが確認された。評価実験の結果から実際にこれらのパラメータが PDMS 膜の形状に影響を及ぼすことを確認した。最後に PDMS よりも柔らかい弾性シリコンゴム材料の内部にチャンバを形成し、その内部に MR 流体を封入することでアレイを製作するボンディング法を検討した。ボンディング法では MR 流体封入部の径や高さのような形状や配置を自由に変更することができることから、触覚ディスプレイの製作のしやすさを考慮して、このボンディング法で触覚ディスプレイを製作することとした。製作した触覚ディスプレイは MR 流体封入部の直径が 3 mm、厚さを 3 mm とした。そして、それらを 2 mm の間隔で配置した。

第 4 章では 3 章のボンディング法で製作した高解像度な硬さ触覚ディスプレイを評価した。まず、有限要素法解析で複数の直径 3. Mm のネオジウム磁石で磁場を印加した際の磁場の分布を評価した。この結果から、磁石を互い違いの方向にして磁場を印加することで、磁石間の磁場の干渉による影響を小さくできることを確認した。各素子へのネオジウム磁石による印可磁場を制御し、触覚ディスプレイに硬さの分布を作り出した。この硬さ分布を押し込み試験によって評価した。押し込みと反力の関係から弾性係数を算出し、その分布を評価した。磁場を印加した MR 流体封入部の直径に相当する 3 mm の大きさに選択的に弾性係数が増加していることを確認した。また、触覚ディスプレイ上に再現される弾性係数は弾性係数の小さい前立腺組織の弾性係数に近く、前立腺の病巣と正常な組織の弾性係数であれば触覚ディスプレイ上に再現できることを確認した。被験者による官能試験を行ったところ、被験者によって知覚した硬い部分の大きさが異なることが確認された。そして、MR 流体封入部の直径と同じ 3 mm という回答が多かった。隣り合った 2 つの MR 流体封入部に磁場を印加し弾性係数を増加させた場合には、1 つの硬い部分があると回答した被験者もいれば、2 つの硬い部分があると回答した被験者もいた。本触覚ディスプレイが被験者に触覚ディスプレイ上に硬い部分が存在していると認識させることができることを確認した。

以上のことから、本研究では MR 流体をアレイ化する方法を新たに確立し、MR 流体アレイを応用して製作された触覚ディスプレイはその上に硬さの分布を作り出すことができ、被験者が大まかではあるが硬い部分が存在していることを知覚できることを明らかにした。そして、その弾性係数は前立腺のような柔らかい組織の正常な組織と病巣の弾性係数を印可磁場の制御によって再現できることを明らかにした。押し込み試験では硬さの大きく増加する部分の大きさが 3 mm でありその間隔が 2 mm であったことから、この触覚ディスプレイは 5 mm の解像度であったと言える。また、この触覚ディスプレイは被験者によってその大きさは異なるものの、従来よりも小さい数 mm の大きさで硬い部分を使用者に呈示できていた。しかし、呈示された硬い部分の大きさや位置については正確に被験者によって知覚されなかった。また、隣り合った MR 流体封入部に磁場を印加した場合には 2 つの硬い部分が存在していると知覚されることがあった。この大きさの知覚の違いに関する理由としては、被験者の触り方や知覚の違いが考えられる。そして、MR 流体封入部の大きさが 3 mm であり、それらの間に MR 流体封入部同士の磁場の干渉を抑えるために、2 mm の間隔をあけたことが硬い部分が隣り合って存在していると回答した理由として考えられる。

本触覚ディスプレイは従来よりも高解像度な硬さ触覚ディスプレイを提案し、実際に触覚ディスプレイ上に数 mm で弾性係数の大きい部分を作り出せることを明らかにした。また、その硬さを表す弾性係数は胸部組織の病巣と正常な組織の弾性係数を含んでおり、磁場の制御によってそれらの弾性係数を再現できることも明らかにした。一方で、被験者による硬さの知覚に関しては被験者によって異なる結果が得られたことから、官能試験による本触覚ディスプレイの詳細な特性評価が必要になると考えられる。

5.2 今後の展望

本触覚ディスプレイは押し込み試験によって機械特性は明らかにしたものの、官能特性に関しては更なる評価が必要になる。そして、その結果に基づいた触覚ディスプレイの寸法や形状の最適化が必要になる。また、触診への応用を考えると、触覚センサと連動させて、模擬触診を行うことが必要になってくる。本触覚ディスプレイは他の触覚要素を組み合わせることで、より現実に近い触感を呈示できるようになる。例えば、静電気力によって摩擦力を制御し振動を呈示する方法がある。本触覚ディスプレイの表面に静電摩擦触覚ディスプレイを製作することで、振動と硬さを組み合わせることで、これによって例えば柔らかく滑らかなゴムの触感や硬く粗い木材の触感をそれぞれ再現することができようになる。他にも温度や湿りを呈示する触覚ディスプレイと組み合わせることで、より実際のものに近い触感を使用者に呈示できるようになると考えられる。

謝辞

本研究は、著者が慶應義塾大学大学院理工学研究科後期博士課程在学中に、同大学理工学部三木則尚准教授の指導の下に行ったものである。慶應義塾大学理工学部三木則尚准教授3年間と短い期間ではあったが、博士論文のテーマ設定から作成まで一貫して精力的に御指導頂いた。先生の御指導の下、自由な発想に基づいて研究活動ができたことに、深い感謝の意を表す。

明治大学理工学部小山紀教授には修士課程で御指導頂いただけでなく、博士課程に進学する機会を下さった。また、卒業後も流体に関して幾度も御教授頂いた。ここに心からの感謝の意を表す。

慶應義塾大学理工学部竹村研治郎准教授には機能性流体や触覚技術について御教授頂くだけでなく、他研究室の学生でありながら常日頃博士論文の進捗等を気にかけて頂いた。ここに心から感謝の意を表す。

ポリマー材料に関して、また研究に対する姿勢に関して慶應義塾大学理工学部尾上弘晃講師にアドバイスを頂いた。ここに心からの感謝の意を表す。

慶應義塾大学理工学部澤田達男教授には磁気粘性流体の特性や磁気粘性流体を用いた触覚ディスプレイの評価方法についてアドバイスを頂いた。ここに心から感謝の意を表す。

慶應義塾大学理工学部柿沼康弘准教授にはMR流体の封入方法の評価と触覚ディスプレイの評価についてアドバイスを頂いた。ここに感謝の意を表す。

明治大学総合数理学部宮下芳明教授には専攻や大学が異なっていながら、研究に関する意見交換を積極的にして頂いた。その中で研究に対する新たな指針を見出すことができた。ここに感謝の意を表す。

東京医科歯科大学生体材料工学研究所荒川貴博講師には研究に対する考え方や姿勢を教わっただけでなく、進路等の私生活の面で助言頂いた。ここに心から感謝の意を表す。

専修大学文学部相澤勝治准教授には生化学実験に関する手法を教わった。相澤先生にも、生活や進路に関して多大なアドバイスを頂いた。ここに心から感謝の意を表す。

触覚ディスプレイの技術に関して、電気通信大学梶本裕之准教授と同大学岡崎龍太君に多くのアドバイスを頂いた。ここに心から感謝の意を表す。

マスクの作製に関しては慶應義塾大学理工学部松本佳宜教授に、粘度の測定に関しては慶應義塾大学理工学部堀田篤教授に協力頂いた。ここに感謝の意を表す。

ミラノ工科大学のニコロ・ロレンツォニ君には本研究の立ち上げの際に幾度もディスカッションや実験を共に行うことで、本研究を円滑に進めることができた。ここに感謝の意を表す。

三木研究室カルロス・コルテス君、仲出川卓郎君、畑田龍平君には研究に関するアドバイスだけでなく、機能性材料の評価や触覚デバイスの試作や泊まり込みの作業等の様々な面で協力して頂いた。ここに感謝の意を表す。

また，三木研究室の皆様には暖かい御支援を頂き，充実した研究生生活を送ることができた．ここに感謝の意を表す．

その他，本研究を遂行するにあたり，多くの方々に助言頂いた．ここに深い感謝の意を表し，本論文の結びとする．

参考文献

- [1] 中村裕美, 宮下芳明, “塩分を用いない塩味味覚感度制御 – 陰極刺激の提示と停止による飲食物の味質変化における評価,” 情報処理学会論文誌, vol.55, no. 4, pp.1316-1324, 2014.
- [2] Y. Ariyakul, and T. Nakamoto, “Improvement of Odor Blender Using Electroosmotic Pumps and SAW Atomizer for Low-Volatile Scents,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 13, no. 12, pp. 4918-4923, 2006.
- [3] 下条誠, “拡張型触覚とその応用-把持などロボット技術への応用-,” 計測自動制御学会第16回システムインテグレーション部門講演会, pp. 1172-1177, 2015.
- [4] 吉本東天, 長谷川圭介, 牧野泰才, 篠田裕之, “空中超音波によるリアルタイム行動誘導,” 計測自動制御学会第16回システムインテグレーション部門講演会, pp. 1172-1177, 2015.
- [5] 下条誠, 前野隆司, 篠田裕之, 佐野明人, “触覚認識メカニズムと応用技術-触覚センサ・触ディスプレイ-,” サイエンス&テクノロジー, pp. 303-312, 2010.
- [6] H. Kajimoto M. Suzuki, and Y. Kanno, “HamasaTouch: Tactile Vision Vision Substitution with Smartphone and Electro-Tactile Display,” *Proceedings of ACM CHI14*, Toronto, Canada, pp. 1273-1278, 2014.
- [7] Y. Matsuoka, K. Kihara, K. Kawashima, and Y. Fujii, “Integrated Image Navigation System using Head-Mounted Display in "RoboSurgeon" Endoscopic Radical Prostatectomy,” *Videosurgery and other miniinvasive techniques*, vol.9, no.4, pp. 613-618, 2014.
- [8] 白土寛和, 前野隆司, “触感呈示・検出のための材料認識機構のモデル化,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol. 9, no. 3, pp. 235-240, 2004.
- [9] 下条誠, 前野隆司, 篠田裕之, 佐野明人, “触覚認識メカニズムと応用技術-触覚センサ・触ディスプレイ-,” サイエンス&テクノロジー, pp. 3-18, 2010.
- [10] T. Matsunaga, K. Totsu, M. Esashi, and Y. Haga, “Tactile Display Using Shape Memory Alloy Micro-Coil Actuator and Magnetic Latch Mechanism,” *Displays*, vol. 34, no. 2, pp. 89-94, 2013.
- [11] K. Sato, and T. Maeno, “Presentation of Rapid Temperature Change Using Spatially Divided Hot and Cold Stimuli,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 25, no. 3, pp. 497- 505, 2013.
- [12] F. Zhao, K. Fukuyama, and H. Sawada, “Compact Braille display using SMA wire array,” *The 18th International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, Toyama, Japan, pp. 28-33, 2009.
- [13] H. J. Kwon, S. W. Lee, and S. S. Lee, “Braille Dot Display Module with a PDMS Membrane Driven by a Thermopneumatic Actuator,” *Sensors Actuators A: Physical*, vol. 154, no. 2, pp. 238-246, 2009.

- [14] V. L. Evesque, "Display of Virtual Braille Dots by Lateral Skin Deformation: Feasibility Study," *ACM Transactions on Multimedia Computing, Communications, and Applications*, vol. 2, no. 2, pp. 1–20, 2005.
- [15] W. N. Sharpe, B. Y. Bin Yuan, R. Vaidyanathan, and R. L. Edwards, "Measurements of Young's modulus, Poisson's Ratio, and Tensile Strength of Polysilicon," *Proceedings of The 21th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Tucson, USA, pp. 424–429, 2008.
- [16] K. H. Tony, and J. W. L. Zhouls, "Micromachined Polymer Actuators as Tactors for Tactile Display," *Proceedings of Robotics, Intelligent Systems and Signal Processing*, Changsh, China, pp. 704–709, 2003.
- [17] W. Yoshikawa, A. Sasabe, K. Sugano, T. Tsuchiya, A. Ishida, and O. Tabata, "Design Construction of Beam Structured Vertical Drive SMA Thin Film Actuator for Small Tactile Display Design Construction of Beam Structured Vertical Drive SMA Thin Film Actuator," *IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, vol. 128, no. 4, pp. 151–160, 2008.
- [18] J. Konstantinova, A. Jiang, K. Althoefer, P. Dasgupta, and T. Nanayakkara, "Implementation of Tactile Sensing for Palpation in Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery: A Review," *IEEE Sensors Journal*, vol. 14, no. 8, pp. 2490–2501, 2014.
- [19] X. Xie, Y. Zaitsev, L. Fernando, S. J. Teller, and C. Livermore, "Scalable, MEMS-Enabled, Vibrational Tactile Aactuators Dot for High Rresolution Tactile Displays," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 24, pp. 1-10, 2014.
- [20] 星猛, 伊藤正男, "新生理科学大系(9)感覚の生理学", 医学書院, pp. 308-309.
- [21] 下条誠, 前野隆司, 篠田裕之, 佐野明人, "触覚認識メカニズムと応用技術-触覚センサ・触ディスプレイ-", サイエンス&テクノロジー, pp. 58-101, 2010.
- [22] 内川恵二, "聴覚・触覚・前庭感覚," 朝倉書店, pp.142-175, 2008.
- [23] 東山篤規, 宮岡徹, 谷口俊治, 佐藤愛子, "触覚と痛み," おうふう, pp.43-57, 2009.
- [24] J. Ochoa, and E. Torebjork, "Sensation Evoked by Intraneural Microstimulation of Singlemechanoreceptor Units Innervating the Human Hand," *Journal of Physiology*, Vol.342, pp. 633-654, 1983.
- [25] J.C. Stevens, and K.K. Choo, "Spatial Acuity of the Body Surface over the Life Span," *Somatosensory and Research*, Vol.13, pp.1177-1191, 1981.
- [26] O. Bau, I. Poupyrev, A. Israr, and C. Harrison, "TeslaTouch: Electro-vibration for Touch Surface," *Proceedings of 23th ACM User Interface Software and Technology Symposium*, New York, USA, 10 pages, 2010.
- [27] 牧野泰才, 篠田裕之, "吸引圧刺激による触覚生成法," 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol. 11, no. 1, pp. 123-132, 2006.

- [28] A. Yamamoto, H. Yamamoto, B. Cros, H. Hashimoto, and T. Higuchi, “Thermal Tactile Presentation Based on Prediction of Contact Temperature,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 18, no. 3, pp. 226-234, 2006.
- [29] 早川恭平, 小松祐介, 坂口正道, “温度提示が風景写真の季節感に与える影響に関する研究”, 計測自動制御学会第16回システムインテグレーション部門講演会, pp.932-936, 2015.
- [30] 池田義明, 藤田欣也, “指先の接触面積と反力の同時制御による柔軟弾性物体の提示”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol. 9, no. 2, pp. 1-8, 2004.
- [31] A. A. Stanley, D. Mayhew, R. Irwin, and M. Okamura, “Integration of a Particle Jamming Tactile Display with a Cable-Driven Parallel Robot,” *Proceedings of Eurohaptics 2014*, Paris, France, pp. 258-265, 2014.
- [32] E. Doh, J. Yoo, H. Lee, J. Park, and K.-S. Yun, “Microfabrication of Three-Axis Tactile Feedback Actuator for Robot-Assisted Surgery,” *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 52, no. 1, 7 pages, 2013.
- [33] L. S. Carreras, K. Leuenberger, P. Rétornaz, R. Gassert, and H. Bleuler, “Design and Psychophysical Evaluation of a Tactile Pulse Display for Teleoperated Artery Palpation,” *Proceedings of The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Taipei, Taiwan, pp. 5060–5066, 2010.
- [34] X. Wu, H. Zhu, S.-H. Kim, and M. G. Allen, “A Portable Pneumatically-Actuated Refreshable Braille Cell,” *Proceedings of The 14th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, Lyon, France, pp. 1409–1412, 2007.
- [35] X. Wu, G. Yuan, Y. Yoon, M. G. Allen, and S. Member, “Kinematically Stabilized Microbubble Actuator Arrays,” *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 17, no. 1, pp. 124–132, 2008.
- [36] X. Wu, S. H. Kim, H. Zhu, C. H. Ji, and M. G. Allen, “A Refreshable Braille Cell Based on Pneumatic Microbubble Actuators,” *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 21, no. 4, pp. 908–916, 2012.
- [37] L. Yobas, M. a. Huff, F. J. Lisy, and D. M. Durand, “A Novel Bulk Micromachined Electrostatic Microvalve with a Curved-Compliant Structure Applicable for a Pneumatic Tactile Display,” *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 10, no. 2, pp. 187–196, 2001.
- [38] A. Russomanno, R. B. Gillespie, S. O. Modhrain, and M. Burns, “The Design of Pressure-controlled Valves for a Refreshable Tactile Display,” *Proc. Worldhaptics 2015*, Chicago, USA, pp. 177–182, 2015.
- [39] M. Shikida, T. Imamura, S. Ukai, T. Miyaji, and K. Sato, “Fabrication of a Bubble-Driven Arrayed Actuator for a Tactile Display,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 18, no. 6, pp. 1-9, 2008.

- [40] Y. Kato, S. Member, T. Sekitani, M. Takamiya, M. Doi, K. Asaka, T. Sakurai, and T. Someya, "Sheet-Type Braille Displays by Integrating Organic Field-Effect Transistors and Polymeric Actuators," *IEEE Transactions on Electron devices*, vol. 54, no. 2, pp. 202–209, 2007.
- [41] S. R. Green, B. J. Gregoryt, and N. K. Gupta, "Dynamic Braille Display Utilizing Phase-Change Microactuators," *Proceedings of IEEE Sensors 2006*, Daegu, Korea, pp. 20–23, 2006.
- [42] J. S. Lee, S. Lucyszyn, and S. Member, "A Micromachined Refreshable Braille Cell," vol. 14, *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 18, no. 4, pp. 673–682, 2005.
- [43] N. Torras et al., "Tactile Device Based on Opto-Mechanical Actuation of Liquid Crystal Elastomers," *Sensors Actuators A: Physical*, vol. 208, pp. 104–112, 2014.
- [44] T. Tsujita, M. Kobayashi, and M. Nakano, "Design and Development of a Braille Display using Micro Actuators Driven by ER Suspension," *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics*, vol. 33, no. 3-4, pp. 1661–1669, 2010.
- [45] H. Sasaki, M. Shikida, and K. Sato, "A Force Transmission System based on a Tulip-Shaped Electrostatic Clutch for Haptic Display Devices," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 16, no. 12, pp. 2673–2683, 2006.
- [46] M. Matysek, P. Lotz, T. Winterstein, and H. F. Schlaak, "Dielectric Elastomer Actuators for Tactile Displays," *Proceedings of World Haptics 2009*, Salt Lake City, USA, pp. 290–295, 2009.
- [47] S. Kim, K. Kim, J. Kim, and K. Kyung, "A Film-Type Vibrotactile Actuator for Hand-Held Devices," *Haptic and Audio Interaction Design*, pp. 109–116, 2013.
- [48] J. Streque, A. Talbi, P. Pernod, and V. Preobrazhensky, "Electromagnetic Actuation Based on MEMS Technology for Tactile Display," *Haptics : Perception, Device and Scenarios*, vol. 5024, pp. 437–446, 2008.
- [49] L. Rhun, S. Basrour, P. Renaux, E. Defaÿ, A. Devos, B. Semail, P. Ancey, and S. Fagnet, "Low Voltage Actuated Plate for Haptic Applications with PZT Thin-Film," *Proceedings of The 20th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, Beijing, China, pp. 2733–2736, 2013.
- [50] T. Ninomiya, Y. Okayama, Y. Matsumoto, X. Arouette, K. Osawa, and N. Miki, "MEMS-Based Hydraulic Displacement Amplification Mechanism with Completely Encapsulated Liquid," *Sensors Actuators A: Physical*, vol. 166, no. 2, pp. 277–282, 2011.
- [51] J. Watanabe, H. Ishikawa, X. Arouette, Y. Matsumoto, and N. Miki, "Demonstration of Vibrational Braille Code Display Using Large Displacement Micro-Electro-Mechanical Systems Actuators," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 51, 6 pages, 2012.
- [52] Y. Kosemura, H. Ishikawa, J. Watanabe, and N. Miki, "Characterization of Surfaces Virtually Created using MEMS Tactile Display," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 53, 7 pages, 2014.

- [53] H. Tang, and D. J. Beebe, “A Microfabricated Electrostatic Haptic Display for Persons with Visual Impairments,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, no. 3, pp. 241–248, 1998.
- [54] A. Yamamoto, T. Ishii, and T. Higuchi, “Electrostatic Tactile Display for Presenting Surface Roughness Sensation,” *Proceedings of 2003 IEEE International Conference on Industrial Technology*, Maribor, Solvenia, vol. 2, pp. 680–684, 2003.
- [55] S. Youn, D. G. Seo, and Y.-H. Cho, “A Micro Tactile Transceiver for Fingertip Motion Recognition and Texture Generation,” *Sensors Actuators A: Physical*, vol. 195, pp. 105–112, 2013.
- [56] D. Pyo, S. Ryu, and S. Kim, “Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications,” *Proceedings of Eurohaptics 2014*, Paris, France, pp. 487–495, 2014.
- [57] M. Arai, K. Terao, T. Suzuki, F. Simokawa, F. Oohira, and H. Takao, “Air-Flow based Multifunctional Tactile Display Devices with Multi-Jet Integrated Micro Venturi Nozzle Array,” *Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Paris, France, pp. 148–151, 2012.
- [58] D. J. Yao et al., “MEMS Thermoelectrical Microcooler,” *Proceedings of the 20th International Conference on Thermoelectrics*, Beijing, China, pp. 401-404, 2010.
- [59] M. Konyo, S. Tadokoro, A. Yoshida, and N. Saiwaki, “A Tactile Synthesis Method using Multiple Frequency Vibrations for Representing Virtual Touch,” *Proceedings of 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot and Systems*, Alberta, Canada, pp. 3965–3971, 2005.
- [60] N. A. Mansour, A. M. R. F. El-bab, and M. Abdellatif, “Design Procedure and Simulation of a Novel Multi-Modal Tactile Display Device for Biomedical Applications,” *Journal of Sensor Technology*, vol. 4, pp. 7–17, 2014.
- [61] T. H. Yang, J. H. Koo, S. Y. Kim, K. U. Kyung, and D. S. Kwon, “Application of Magnetorheological Fluids for a Miniature Haptic Button: Experimental Evaluation,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 23, no. 9, pp. 1025–1031, 2012.
- [62] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, and S. Tachi, “Electrocutaneous Display with Receptor Selective Stimulations,” *Electronics and Communications in Japan*, vol. 85, no. 6, pp. 40–49, 2002.
- [63] N. P. Ostrom, K. A. Kaczmarek, and D. J. Beebe, “A Microfabricated Electrocutaneous Tactile Display,” *Proceedings of The first Joint BMES/MBS Conference*, Atlanta, USA, pp. 838, 1999.
- [64] N. Kitamura, J. Chim, and N. Miki, “Needle-Type Electro Tactile Display,” *Proceedings of Eurohaptics 2014*, Paris, France, pp. 1183–1184, 2014.
- [65] 佐藤克成, 前野隆司, “温・冷刺激の空間分割による高応答性温度提示ユニット”, 情報処理学会インタラクシオン2012, pp.923-928, 2012.

- [66] N. A. Mansour, M. R. Ahmed, F. E. Bab, and S. M. Assal, "A Novel SMA-Based Tactile Display for Elasticity Range of Human Soft Tissues: Design and Simulation," *2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Busan, Korea, pp. 447-452, 2015.
- [67] P. Puangmail, H. Liu, and L. D. Seneviratne, "Miniature 3-Axis Distal Force Sensor for Minimally Invasive Palpation," *IEEE Transactions on Mechatronics*, vol. 17, no. 4, pp. 646-656, 2012.
- [68] T. Kitazawa, F. Kimura, and A. Yamamoto, "Display to Render Softness Feeling on Multiple Fingers," *Proceedings of Eurohaptics 2014*, Paris, France, pp.215-222.
- [69] R. Turczyn, and M. Kciuk, "Preparation and Study of Model Magnetorheological Fluid," *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, vol. 27, pp. 131-134, 2008.
- [70] 榎園勇太, 戸高孝, 榎園正人, "MR流体の磁場粘弾性測定装置の開発," 日本AEM学会誌, vol. 19, no. 2, 2011.
- [71] C. A. Gutierrez, and E. Meng, "Improved Self-Sealing Liquid Encapsulation in Parylene Structure by Integrated Stackable Annular-Plate Stiction Valve," *Proceedings of 2010 IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Hong Kong, China, pp. 524-527, 2010.
- [72] H. Hu, K. Shaikh, and C. Liu, "Super Flexible Sensor Skin using Liquid Metal as Interconnect," *Proceedings of IEEE Sensors 2007*, Atlanta, USA, pp. 815-817, 2007.
- [73] T. Nakadegawa, H. Ishizuka, and N. Miki, "Pen-Shaped Pressure Sensor for Endoscopic Palpation," *Proceedings of 2016 International Conference on Electronics Packaging 2015*, Kyoto, Japan, pp. 405-408, 2015.
- [74] S. Matsumoto, and N. Ichikawa, "New Methods for Liquid Encapsulation in Polymer MEMS Structures," *Proceedings of 2008 IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Tucson, USA, pp. 415-418, 2008.
- [75] Y. Okayama, K. Nakahara, X. Arouette, T. Ninomiya, Y. Matsumoto, Y. Orimo, A. Hotta, M. Omiya, and N. Miki, "Characterization of a Bonding-in-Liquid Technique for Liquid Encapsulation into MEMS Devices," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 20, no. 9, 6 pages, 2010.
- [76] B. Nguyen, E. Iwase, K. Matsumoto, and I. Shimoya, "Electrically Driven Varifocal Micro Lens Fabricated by Depositing Parylene Direct on Liquid," *Proceedings of 2007 IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Hyogo, Japan, pp. 305-308, 2007.
- [77] S. Takamatsu, H. Takano, N. B. Khiem, E. Iwase, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "Encapsulation Method of Glucose Oxidase Solution with Ionic Liquid Solvent and Direct Parylene Deposition," *IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines*, vol. 130, no. 12, pp. 562-569, 2010.
- [78] P. S. Wellman et al., "Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis," *Harvard University*, 15 pages, 1999.

- [79] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kaller, B. S. Garra, and T. Hall, “Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression,” *ULTRASONIC IMAGING*, vol. 20, pp.260-274, 1998.
- [80] K. Khanafer, A. Duprey, M. Schlicht, and R. Berguer, “Effects of Strain Rate , Mixing Ratio , and Stress – Strain Definition on the Memechanical Behavior of the Polydimethylsiloxane (PDMS) Material as Related to its Biological Applications,” *Biomedical Microdevices*, pp. 503–508, 2009.
- [81] S. P. Timoshenko, and J. N. Goodier, “Theory of Elasticity”, *McGraw-Hill*, pp. 403-405.
- [82] C. H. Lee, and M. G. Jang, “Virtual Surface Characteristics of a Tactile Display Using Magneto-Rheological Fluid,” *Sensors*, vol. 11, pp.2845-2856, 2011.
- [83] ギガテコ: <http://www.gigateco.jp/coil-01.html#LIM>
- [84] マグファイン:
http://www.neomag.jp/shop/magnets/category_list1.php?cat2_id=1&shape_id=1
- [85] A. R. Jose, H. A. Roque, and D. A. Juan, “On the Validity of Continuous Media Theory for Plastic materials in Magnetorheological Fluids under Slow Compression,” *Rheological Acta*, vol. 51, no. 7, pp. 595-602, 2012.
- [86] 入江隆, 中西秀男, 裏垣博, 藤田尚文, “押し込むときと返るときの力学特性が異なる軟物体の硬さ知覚,” 電子情報通信学会論文誌 A, vol. J94-A, no. 3, pp. 206-213, 2011.
- [87] E. Karadogan, R. L Williams, J. N. Howell, and R. R. Conatser, “A Stiffness Discrimination Experiment Including Analysis of Palpation Force and Velocities,” *Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, vol. 5, no. 5, pp. 279-88, 2010.
- [88] L. Nicholson, R. Adams, and C. Maher, “Manual Discrimination Capability When Only Viscosity is Varied in Viscoelastic Stiffness Stimuli,” *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, vol. 26, no. 6, pp. 365-373, 2003.
- [89] J. Nielsen, “Usability Engineering,” Sunsoft, pp. 165-171, 1993.
- [90] Y. Tanaka, K. Sato, T. Shimizu, M. Yamato, T. Okano, and T. Kitamori, “A Micro-Spherical Heart Pump Powered by Cultured Cardiomyocytes,” *Lab on a Chip*, vol. 7, no. 2, pp. 207–12, 2007.
- [91] S. A. Mazlan, N. B. Ekreem, and A. G. Olabi, “The performance of Magnetorheological Fluid in Squeeze Mode,” *Smart Materials and Structures*, vol. 16, no. 5, pp. 1678-1682, 2007.
- [92] J. A. Ruiz-López, R. Hidalgo-Alvarez, and J. de Vicente, “On the Validity of Continuous Media Theory for Plastic Materials in Magnetorheological Fluids under Slow Compression,” *Rheological Acta*, vol. 51, no. 7, pp. 595–602, 2012.
- [93] 内田大輔, 叶井正樹, 西本尚弘, 庄子習一, “フッ素樹脂被膜PDMSマイクロ構造体形成に関する研究”, 電気学会論文誌E, vol. 124, no. 10, pp.364-368, 2004.

- [94] F. Restagno, L. Bocquet, and T. Biben, “Metastability and Nucleation in Capillary Condensation,” *Physical Review Letters*, vol. 84, no. 11, pp. 2433–2436, 2000.
- [95] M. Controzzi, M. D’Alonzo, and C. Peccia, “Bioinspired Fingertip for Anthropomorphic Robotic Hands,” *Applied Bionics Biomechanics*, vol. 11, pp. 25–38, 2014.
- [96] M. Kim, B. Moon, and C. H. Hidrovo, “Enhancement of the Thermo-Mechanical Properties of PDMS Molds for the Hot Embossing of PMMA Microfluidic Devices,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23 no. 9, 11 pages, 2013.