

博士論文

中性浮力化磁気駆動マイクロマシンの
3D 作製手法と 3D 駆動制御の研究

安井 真人

Three-dimensional fabrication and drive control of neutral buoyant magnetic micro machine

Abstract

Conventional millimeter-scale magnetically driven micro machines were not able to drive three-dimensionally. However, to apply magnetically driven micro machines in medical field, three-dimensional drive is indispensable. The purpose of this research is to control magnetically driven micro machines three-dimensionally. In order to realize this objective, I have developed magnetically photo curable resin with neutral buoyancy. I measured density, magnetization characteristics and photo-curing properties of developed resin experimentally, and construct theories to explain and expect these material properties. Using the developed resin, I fabricated a neutral buoyant magnetically driven micro machine. Finally, I controlled the fabricated magnetically driven micro machine in water three dimensionally.

目次

1 章 序論	1
1.1 論文の概要	2
1.2 論文の構成	7
2 章 研究背景	9
2.1 磁気駆動マイクロマシンのスケール効果による分類	10
2.2 磁気駆動マイクロマシンの造形手法	13
2.3 光硬化樹脂の多機能化	17
2.4 研究目的	18
3 章 磁性光硬化樹脂の密度制御	19
3.1 材料の作成と造形方法	20
3.2 マイクロカプセルの含有量と密度との関係	26
3.3 マイクロカプセルの含有量と磁化との関係	29
3.4 マイクロカプセルの含有量と光硬化特性との関係	31
3.5 3次元マイクロ構造物の造形	35
3.6 まとめ	38
4 章 微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデル	39
4.1 磁性微粒子による光の吸収	40
4.2 磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデル	43
4.3 磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデルの検証	47
4.4 中空マイクロカプセルを含む光硬化樹脂の光硬化モデル	52
4.5 中空マイクロカプセルを含む光硬化樹脂の光硬化モデルの検証	62
4.6 光硬化性能を悪化させない微粒子とは	65
4.7 まとめ	67
5 章 磁気駆動マイクロマシンの造形と3次元制御	68
5.1 磁気駆動マイクロマシンの造形	69
5.2 回転磁場制御装置	71
5.3 回転磁場をつくる際のコイルへの電流制御について	74

5.4 磁気駆動マイクロマシンの3次元制御	77
5.5 まとめ	87
6章 磁場下光造形法による磁気駆動マイクロマシンの磁化特性向上	88
6.1 磁場下光造形装置の構築	89
6.2 磁場下光造形法による磁性構造物の特性評価	92
6.3 まとめ	95
7章 2光子マイクロ光造形を用いた磁気駆動マイクロマシン造形手法の開発	96
7.1 二光子マイクロ光造形装置	97
7.2 マイクロ・ナノハイブリッド光造形法	100
7.3 磁気駆動ナノマシンの水中駆動の実証	104
7.4 まとめ	108
8章 結論	109
8.1 研究成果	110
8.2 今後の展望	112
参考文献	113
謝辞	122
業績	124

1章 序論

1. 1 論文の概要

微細加工技術には、光や電子によるフォトリソグラフィや LIGA プロセスなどいくつかの方法があるが、1980 年代に開発された光造形法は他の CMOS プロセスなどの微細加工法とは異なり任意の 3 次元構造物を作ることのできるユニークな微細加工技術である [1-3]。通常の光造形では、焦点を 2 次元的にスキャンすることで造形するため、造形速度が遅くなる。この問題を解決するため、2 次元で光を投影して造形する方法も開発されている [4-7]。また、生田らの研究により光造形法の加工分解能がマイクロオーダーまで高まった [8-10]。高分解能の光造形法は「マイクロ光造形法」と呼ばれている。そして、マイクロ光造形法により様々なデバイスが生田らによって開発されてきた。蛇腹状の構造物をマイクロ光造形で作製し、内圧を変化させることで駆動する水圧駆動型の能動カテーテルを実現した [11-13]。本カテーテルは水圧で駆動するため、漏電の心配がないことが特長であり、圧力により駆動領域の変わる弁を使用することで多次元操作も可能である。この帯域圧力駆動弁の作製もマイクロ光造形法によりなされた。さらに、電子回路だけでなくマイクロ化学反応回路を有する「化学 IC」もマイクロ光造形法により実現した [14-18]。化学 IC では複数の機能をもつチップが容易されており、これらのチップを組み合わせることで、分析・合成装置の役割を実現することができる。マイクロ化により分析に使用する試料が少ないため、多種少量の試料を準備することも特長である。加工分解能の高いマイクロ光造形装置を用いることで、細胞サイズの 3 次元構造物を作製できる [18-20]。マイクロ光造形法と光ピンセットの技術を組み合わせることで、細胞操作の光駆動マイクロマニピュレーターが開発された。光駆動マイクロマニピュレーターにより、細胞などの構造物へ任意の力を与えるが可能である。

近年、生田研究室では、磁性を有した光硬化樹脂が開発され、スクリューポンプや磁気駆動マイクロマシンに応用されてきた [21,22]。外部磁場により磁性マイクロスクリューが回転することで、ポンプの役割を果たすことができる。スクリューポンプのため、脈動はなく一定のポンピングができることが特長である。磁気駆動マイクロマシンは、スクリュー型の形をしており、外部磁場により回転しマイクロキャピラリ内を遠隔操作することができる。眼球内で磁気駆動マイクロマシンを動かし、手術をすることを目的に研究を進めている (図 1. 1)。

これまでの眼球手術用の磁気駆動マイクロマシンはマイクロキャピラリの 1 次元制

御のみが可能であった。しかし、眼球手術は3次元空間内で行われるため、制御も3次元である必要がある。そこで、筆者は磁気駆動マイクロマシンを3次元的に制御することを目的に以下の研究を行った。

- (1) 磁性光硬化樹脂の中性浮力化
- (2) 微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化のモデル化と実験によるモデル検証
- (3) 磁気駆動マイクロマシンの3次元造形と制御
- (4) 磁場下光造形法による磁気駆動マイクロマシンの磁化特性向上
- (5) 磁気駆動マイクロマシンの小型化

これらの項目について順に説明する。

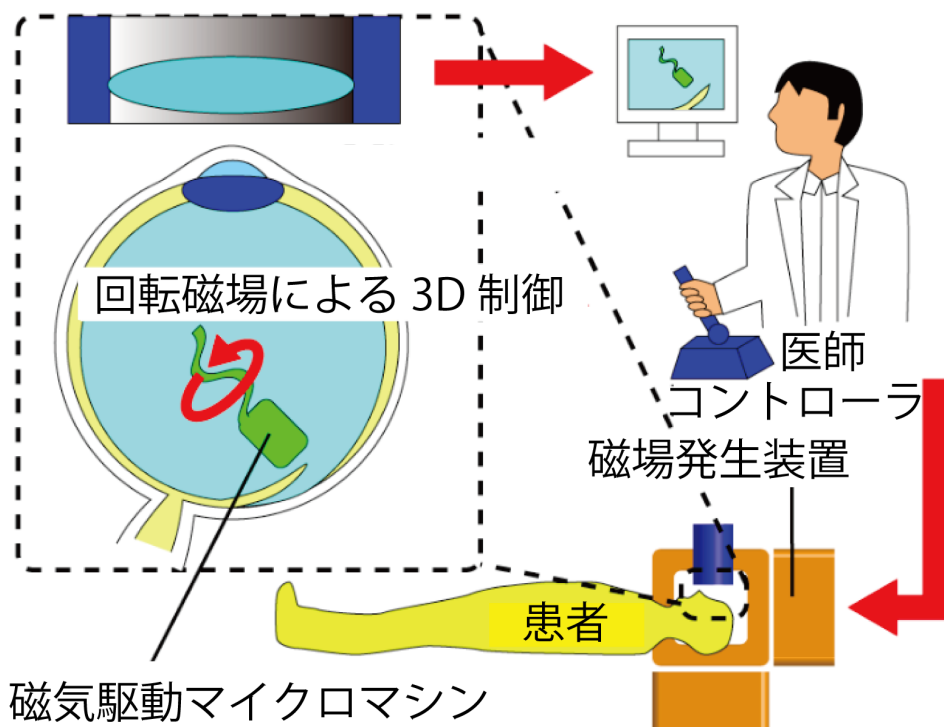


図 1.1 磁気駆動マイクロマシンによる眼球の遠隔手術のコンセプト 磁気駆動マイクロマシンを磁場発生装置により眼球内で遠隔制御し、眼球の手術を行う。低侵襲かつ細かい作業の実現を狙っている。

(1) 磁性光硬化樹脂の中性浮力化

研究を始めるにあたり「なぜ磁気駆動マイクロマシンがマイクロキャピラリ内の駆動しかできないか」を検証した。検証の結果、重力の影響が原因であることがわかった。つまり、磁気駆動マイクロマシンの駆動力が重力よりも小さいので浮上することができないのである。2次元空間における駆動においても、磁気駆動マイクロマシンは重力の影響を受け、まっすぐに進むことができずに転がってしまう。重力の問題を解決するために、磁気駆動マイクロマシンの材料である磁性光硬化樹脂の密度を水と同じにする研究を行った。磁気駆動マイクロマシンの密度が水と同じになれば中性浮力となり、重力の影響をなくすことができると考えたからである。

(2) 微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化のモデル化と実験によるモデル検証

光硬化樹脂の磁性化を行う際、磁性微粒子を用いている。しかし、微粒子を光硬化樹脂に混ぜると、樹脂の光硬化特性が変化することが知られていた。微粒子による光硬化特性の変化を正しく理解することは、今後の材料開発を効率に進める上で重要となる。そこで、光硬化樹脂に微粒子が入った際の光硬化特性についての理論構築を行った。また、微粒子の濃度を変えて光硬化特性を計測することで、理論がどの程度正しいのかの検討も行った。

(3) 磁気駆動マイクロマシンの3次元造形と制御

(a)で開発した磁性光硬化樹脂を用いて中性浮力化した磁気駆動マイクロマシンを造形し、磁気駆動マイクロマシンの3次元制御を行った。また、磁気駆動マイクロマシンの泳動特性を計測し、どのくらい中性浮力化が効いているのかの検証も行った。さらに、磁気駆動マイクロマシンの泳動特性を向上させる新規マイクロ光造形法についても開発を行った。

(4) 磁場下光造形法による磁気駆動マイクロマシンの磁化特性向上

磁気駆動マイクロマシンの磁化は大きければ大きいほどよい。磁化特性を向上させるため、外部磁場をかけた状態での光造形をする方法を提案・実証した。ボンド磁石を製造する際、磁場をかけた状態で圧着することで磁化が向上することが知られている。このことを磁気駆動マイクロマシンの造形に応用することを考えた。

(5) 磁気駆動マイクロマシンの小型化

遠隔手術用ではなく 1 細胞計測を行うことのできる磁気駆動マイクロマシンを実現するために、磁気駆動マイクロマシンの小型化の研究を行った。新規造形プロセスを開発することで、磁性と微細構造をもつマイクロ構造物の造形を実現した。この方法で、磁気駆動ナノマシンを作製し、水中での 2 次元制御をおこなった。

1. 2 論文の構成

本論文の構成を図 1. 2 に記す。1 章では、本論文の概要と構成について簡潔に述べた。2 章では、研究の背景として、磁気駆動マイクロマシンの原理や過去の研究について紹介し、現在の問題点と本研究の意義について確認する。3 章では、新しく開発した密度制御可能な磁性光硬化樹脂の作製方法や物理特性と理論について記載する。4 章では、本研究で開発した樹脂のように、光硬化樹脂に微粒子が入った際の光硬化特性の変化について数理モデルでの解析を論じる。5 章では磁気駆動マイクロマシンを作製し、実際に水中で 3 次元制御した結果について述べる。6 章では、磁場をかけた状態で磁気駆動マイクロマシンを造形することによる磁気駆動マイクロマシンの高磁化についての研究を述べる。7 章では磁気駆動マイクロマシンの小型化と水中での 2 次元駆動の研究について報告する。8 章では、本論文をまとめ、今後の課題について論じる。

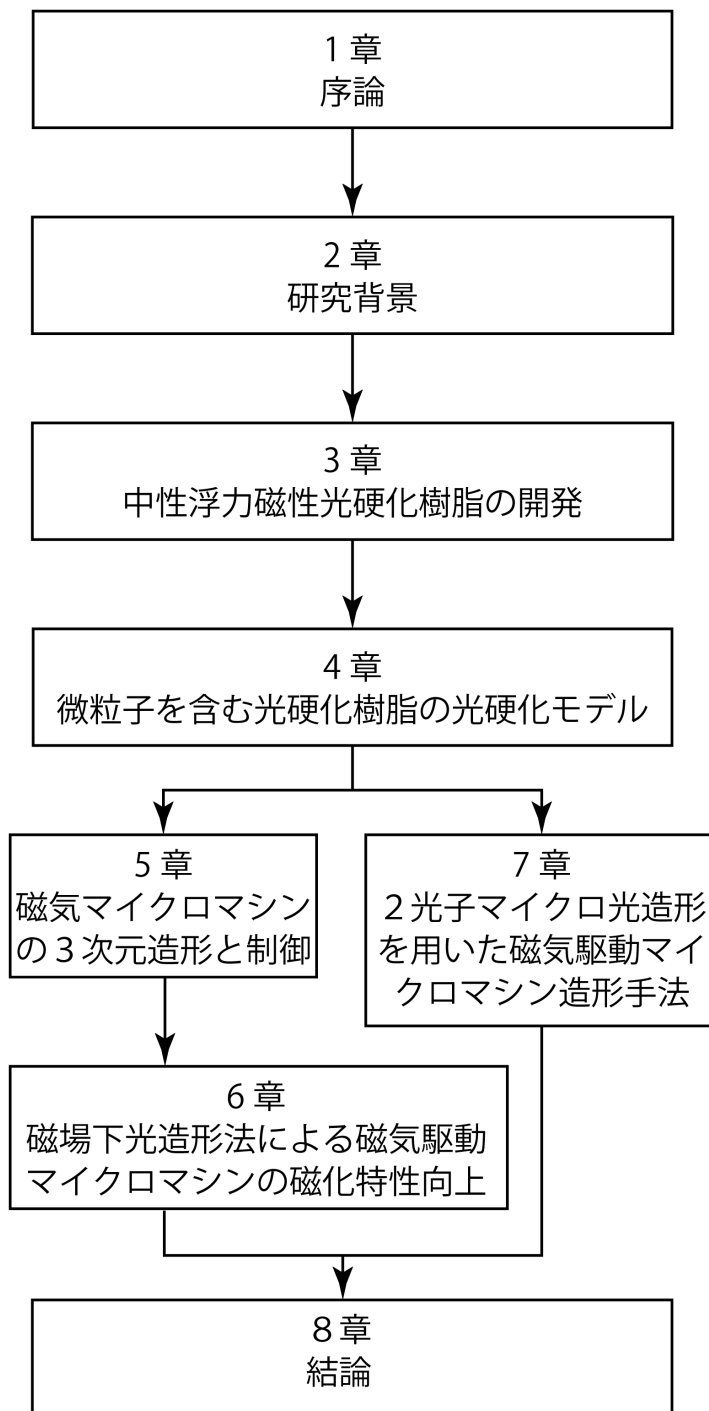


図 1.2 本論文の構成

2 章 研究背景

本章では、磁気駆動マイクロマシンの種類をスケール効果の観点から紹介し、磁気駆動マイクロマシンの造形方法について過去の研究を紹介する。そして、磁気駆動マイクロマシンの作製方法や3次元制御における問題点を提起し、本研究の目的と意義について述べる。

2.1 磁気駆動マイクロマシンのスケール効果による分類

近年の外科医療では、可能な限り手術での負荷をなくすため、ロボットを使った低侵襲手術が開発されている[23-27]。磁場は人体を通りぬけることができるため、磁気駆動マイクロマシンの低侵襲手術への応用が期待されており、世界中で研究が行われている[28-30]。磁気駆動マイクロマシンは駆動力に「体積力」もしくは「トルク」を使用するかで2種類に分類される。駆動方式の違いにより、スケール効果の影響が異なるため、マイクロマシンとして実現されるサイズが異なる[31-40]。2つの駆動方式におけるスケール効果の違いについて以下に述べる。

2.1.1 体積力を用いた駆動方式

まず、体積力による駆動方式による磁気駆動マイクロマシンのスケール効果を考える。いま半径 r であり磁性体の球が粘性率 η の液中を速度 V で移動している状況を考える。この球にかかる抵抗力を計算するために、レイノルズ数を見積もる。マイクロマシンのサイズは大きくみて 1mm のオーダーである。このサイズより、速度も $1\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ と見積もることができる。水の密度は約 $1000\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ であり、粘度は $0.001\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ である。よって、レイノルズ数は高く見積もって約 1 程度となる。レイノルズ数が 2 より小さいので、抵抗力はストークスの式で近似でき、 $6\pi\eta rV$ となる。次に発生力について考える。体積力を使用する方法では、磁場勾配による磁力を利用する。式にすると以下のようになる[41,42]。

$$\vec{F} = \vec{M} \cdot \nabla \vec{H} \quad (1-1)$$

ここで、 \vec{F} 、 \vec{M} と \vec{H} はそれぞれ磁性体にはたらく力、磁性体の磁気モーメントと磁場である。 \vec{M} は磁性体の体積に比例するので、力 \vec{F} は r^3 に比例し αr^3 となる。ここで α は比例定数であり、単位は $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-2}$ である。以上のことから、

$$\frac{V}{r} = \frac{\alpha}{6\pi\eta} r \quad (1-2)$$

が得られる。速度と半径の比はマイクロマシンの駆動効率を表す。式(1-2)からわかる

ように、駆動効率マイクロマシンの半径 r が大きくなるほど高くなり、小さくなるほど低くなる。このこともあり、体積力を使用した磁気駆動マイクロマシンはサブミリ以上のサイズとなる。

体積を利用した磁気駆動マイクロマシンの研究例としては、長さ 0.5 から 2 (mm) の磁性体の位置を磁場勾配によって制御する研究がある [43-49]。この研究では、磁気駆動マイクロマシンの位置をカメラで把握し、動かしたい方向に磁場勾配をかけることで制御を行う。この他にも、磁場で引き寄せせるのではなく、ばね付きの重りを磁場で振動させることで 2 次元的に移動する磁気駆動マイクロマシンもある [48]。この磁気駆動マイクロマシンは 2 つの常磁性体がばねでつながれている状態になっており、磁場があると両者はくっつき、磁場がないとはなれる。磁場の有無により振動をつくり、ばねが伸びた際に、その方向に磁気駆動マイクロマシンが引かれて一方向に進む。サイズは 0.3(mm) とやはりサブミリ以上である。

2.1.2 トルクを用いた駆動方式

次に、トルクを利用する磁気駆動マイクロマシンのスケール効果について考える。そのために、半径 r の球が半径 r を速度 V で回転している状況を考える。ストークスの法則が成り立つとすると、回転軸が受ける抵抗トルクは $6\pi\eta r^2 V$ となる。磁性体に発生するトルクは、磁性体と磁場との外積となる [41,42]。つまり以下の式が成り立つ。

$$\vec{T} = \vec{M} \times \vec{H} \quad (1-3)$$

\vec{M} は磁性体の体積に比例するため、式(1-3)からトルクは r^3 に比例することがわかる。比例定数を β とすれば、以下の式が得られる。

$$\frac{V}{r} = \frac{\beta}{6\pi\eta} \quad (1-4)$$

速度と半径の比は、マイクロマシンのサイズによらず一定であることがわかる。トルクを利用した方法では、スケールが小さくなくても回転が遅くなることはない。そのため、体積力を利用する磁気駆動マイクロマシンとは異なり、サブミリ以下の磁気駆動マイクロマシンの例が数多く報告されている [50-80]。

例えば、直径 4 (μm) の鞭毛型の磁気駆動マイクロマシンを二次元的に制御することができている [50-55]。半径方向に着磁されており、回転磁場により回転しスクリューのように進むことができる。マイクロよりもさらに小さいナノオーダーの鞭毛型の磁気

駆動マイクロマシンも存在する[59]。分子レベルでプロペラを作り、化学反応を原動力として駆動させようとする試みもある[62]。鞭毛型ではなく転がることで移動する磁気駆動マイクロマシンもある[63]。逆に、長さ1 (mm)とサブミリよりも大きいスクリー型磁気駆動マイクロマシンの研究が行われている[65-70]。しかし、スクリー型の場合はサイズが大きいと重力の影響を強く受けるため、ガラスキャピラリー内のような一次元的な運動に限られる。生体組織やゲルのような柔らかい構造体に対して、ドリルのように貫通させて移動させる直径2mmのマイクロマシンもあるが、動きは一次元的である。二次元的に動かそうとすると、地面を転がってしまい直進的に動かすことができない。転がることを利用して移動させる磁気駆動マイクロマシンの研究も行われている。回転とは異なる方法として、魚のように水をかくことで推進する磁気駆動マイクロマシンも研究されている[72]。DNAに磁気ビーズをつけてトルクを与え、DNAの性質を調べる研究も行われている[77-80]。

上記のようにトルクを利用した磁気駆動マイクロマシンは幅広い空間スケールでの研究が進められている。しかし、サブミリ以上ではスケール効果により重力の影響が大きくなり、3次元駆動はおろか2次元駆動ですらできなくなる。実際に長さ2mmほどのスクリー型磁気駆動マイクロマシンを駆動すると、磁気駆動マイクロマシンは地面を転がってしまう。そのため、サブミリ以上のスケールにおける磁気駆動マイクロマシンの駆動はマイクロキャピラリー内に限られてきた。

2. 2 磁気駆動マイクロマシンの造形手法

続いて、磁気駆動マイクロマシンの造形方法について先程の分類にそって紹介する。まず、体積力を利用する磁気駆動マイクロマシンではサイズが大きいため、単純に磁石を用いるケースや2つの磁性体を組み立てて作る方法といったシンプルな方法がとられている[43]。一方、スクリュー型磁気駆動マイクロマシンは空間スケールが幅広いいため、造形方法は多種多様である。例えば、ワイヤーなどにより螺旋状の構造物を作り、表面に磁性材料をつける造形方法がある[65-70]。植物がもつ螺旋組織に磁性体を表面につけて、磁気駆動マイクロマシンを造形する方法も報告されている[61]。別の方法としては、異なる結晶の格子定数の物質を重ね合わせて螺旋を作り[50-55]、先端に磁性体をつける方法で直径 4(μm)ほどのスクリュー型磁気駆動マイクロマシンの作成方法もある[55]。さらに、泳ぐ形式の磁気マイクロマシンでは、多数の磁気ビーズを DNA により結合することで実現している[72]。

生田研究室ではマイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を用いて磁気駆動マイクロマシンを作製している[21,22]。本研究においてもマイクロ光造形法を使用するため、マイクロ光造形法についてここで詳しく説明する。マイクロ光造形法とは、光硬化樹脂を紫外光により硬化させて、3次元構造物を作る手法である。図 2.1 に示すように、2次元構造物を焦点の走査により作製し、造形した2次元構造物を積み重ねることで3次元構造物を実現する。マイクロ光造形法を用いると、任意の三次元マイクロ構造物をつくることができるのが特長である。

マイクロ光造形法は一筆書きなので、一般的に造形には時間がかかる。しかし、マイクロミラーアレイにより二次元平面を一度に転写する方法により高速化が進んでいる[7]。通常、マイクロ光造形法では、スキージにより光硬化樹脂をならすが、内部硬化を利用することでスキージなしで造形することもできる[81]。内部硬化を実現するには、焦点手前で硬化してはいけないため、高い開口数の対物レンズが必要である。開口数が高いため、加工精度が 0.5 (μm) と非常に高くなる。装置もそれほど高価ではないため、今後、内部硬化による光造形は大きく発展すると予想している。

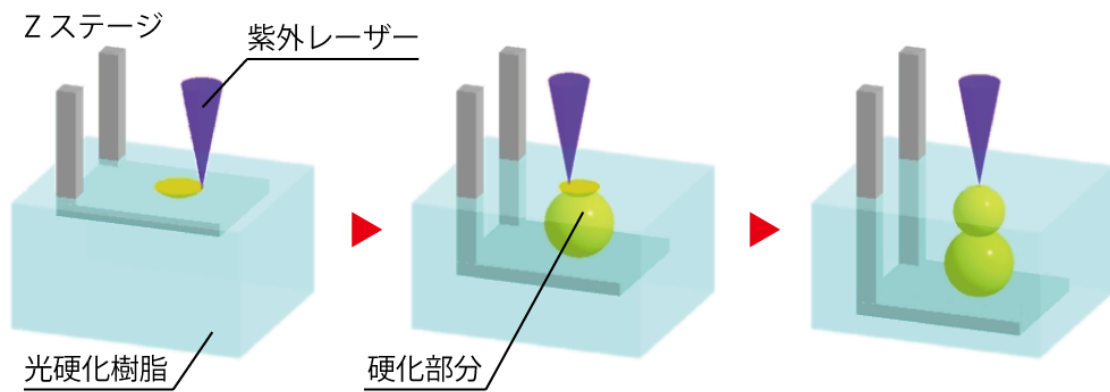


図 2.1 マイクロ光造形法の手順 紫色、水色、黄色部分がそれぞれ紫外線レーザー、未硬化の光硬化樹脂、硬化した光硬化樹脂を示す。紫外線レーザーの走査と Z ステージの降下により 3 次元マイクロ構造物を造形することができる。

二光子吸収という非線形光学現象を利用しても内部硬化が可能であり、同様に高い加工精度を出すことができる[82-84]。二光子マイクロ光造形法では、紫外線の2倍の波長をもった近赤外フェムト秒パルスレーザーを用いる。光硬化樹脂が2つの光子を吸収したときのみ光硬化樹脂の硬化が生じる。そのため、通常の1光子マイクロ光造形法とは異なり、光強度の二乗に依存して光硬化樹脂の硬化現象が起きる。通常、レンズに対して垂直な方向をZとして、焦点位置を原点とすれば光強度は原点を1とすれば

$$I(z) = \frac{1}{1 + \alpha z^2} \quad (1-5)$$

となる。ここで α は定数である。二光子吸収の場合は式の2乗なので

$$I(z)^2 = \frac{1}{(1 + \alpha z^2)^2} \quad (1-6)$$

となる。Z方向へ4乗で効くため、1光子と比べて急速に I は減衰する。そのため、2光子マイクロ光造形法は1光子マイクロ光造形法よりも内部硬化を起こしやすくなる。この議論は半径方向にも言えるため、半径方向の分解能も2光子マイクロ光造形法では高くなる。

二光子マイクロ光造形法では、図2.2のように焦点を3次元的に走査させることで、3次元マイクロ構造物を造形することができる。2光子マイクロ光造形法は1光子よりも内部硬化を起こしやすいが、フェムト秒レーザーを必要とするため装置コストが問題となる。

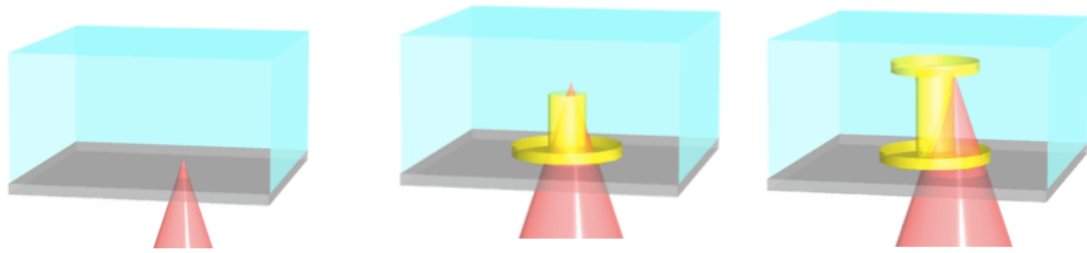


図 2.22 光子マイクロ光造形法の原理 赤色、黄色と青色の領域はそれぞれレーザー、硬化した光硬化樹脂、未硬化光硬化樹脂を示す。グレー色の領域はカバーガラスを示す。レーザーの焦点位置を走査することで3次元構造物を造形することができる。

2.3 光硬化樹脂の多機能化

マイクロ光造形法では単に3次元マイクロ構造物を作製するのではなく、多機能化された光硬化樹脂を使用することで、様々な物理特性をもった3次元マイクロ構造物を実現でき、マイクロマシンへの応用がなされてきた。例えば、生田らは光硬化樹脂に導電性を付加し、静電力により開閉するマイクログリッパーの制御に成功している[9,10]。Leeらは、ポリマーを伝導体にするのではなく光硬化樹脂に金属を多量に混ぜて、造形後に焼結する方法で金属製マイクロ構造物を実現している[85]。この方式と似た焼結を用いた方法で、ガラスのマイクロ構造物の作成も実現している[86]。セラミック微粒子をポリマーに付加するケースも報告されている[87]。小林と生田は、光硬化樹脂に磁性微粒子を付加することで、磁性光硬化樹脂を開発した[21,22]。そして、磁性をもった3次元マイクロ構造物の作成に成功している。また、磁気駆動マイクロスクリューポンプや、マイクロキャピラリー内を駆動する磁気駆動マイクロマシンの制御に成功している。我々の研究室とは異なるが、ナノ磁性微粒子と光硬化樹脂を混ぜて二光子マイクロ光造形法を用いることにより、磁気マイクロ構造物を作った例も報告されている[88-92]。

上記の例からわかるように、光硬化樹脂に機能を付加する主な手法は、微粒子を光硬化樹脂に混ぜることにある。しかし、微粒子を混ぜると、光硬化樹脂の光硬化特性が悪化し、造形特性が悪くなる。例えば、磁性微粒子を混ぜると硬化深度が低下するし[21,22]、セラミック微粒子を混ぜると硬化幅が大きくなることが報告されている[87]。

微粒子が光硬化特性に与える影響を理解するため、光線追従により硬化特性を予測する研究がセラミック微粒子においてなされている[93,94]。しかし、シミュレーションのため、どのパラメタが光硬化特性に影響を及ぼすかの定量的な理解は難しい。また、実験はセラミック微粒子のみにおいて行われたため、磁性微粒子や他の粒子で同様に成り立つかは不明である。

微粒子の直径や散乱が光硬化特性にどのように影響するかを直観的に理解できると、効率よく樹脂の開発を進めることができる。つまり、微粒子の光硬化への影響を直観的に理解する数理モデルが必要となる。本論文4章で数理モデルの提案と実用化について述べる。

2. 4 研究目的

これまでの磁気駆動マイクロマシンの制御の多くは2次元が多い。この理由の一つは、重力がマイクロマシンの駆動力を上回り、3次元的な制御が難しいことにある。重力はマイクロマシンのサイズの三乗 L^3 に比例ため、マイクロマシンのサイズが小さい場合はそれほど問題ないが、サブミリを超えるような場面では問題となる。体積力を利用する方法では、サイズが大きければ体積力も大きいため3次元制御に成功している[43]。しかし、スクリー型磁気駆動マイクロマシンのように表面力を使用するマイクロマシンでは、サブミリを超える大きいスケールでは発生力が重力に負ける。そのため、スクリー型磁気駆動マイクロマシンの3次元制御はおろか2次元制御も実現していない。

そこで、磁気駆動マイクロマシンの3次元制御実現のため、新規材料開発し、磁気駆動マイクロマシンを中性浮力化した(3章)。この際、微粒子が光硬化樹脂の光硬化性へ与える影響に関する理論を構築し、効率よく多機能性光硬化樹脂を開発ができるようにした(4章)。その結果、長さ2(mm)の中性浮力化されたスクリー型の磁気駆動マイクロマシンを作製し、これまで実現されてこなかった水中での3次元制御をおこない、重力の影響を受けないことをしめした(5章)。磁気駆動マイクロマシンの性能を上げるために、造形中に外部磁場をかけることにより、磁化を向上させる方法を開発した(6章)。さらに、2光子マイクロ光造形法を利用することにより、磁気駆動マイクロマシンの小型化を行った(7章)。

3 章

磁性光硬化樹脂の密度制御

磁気駆動マイクロマシンのサイズがミリメートルオーダー以上になると、重力の影響を強く受ける。そのため、磁気駆動マイクロマシンの駆動研究の多くは3次元ではない。3次元で制御するには、重力に打ち勝つほどの強い磁場により磁気駆動マイクロマシンを制御するしかない。発生力の小さいスクリー型の磁気駆動マイクロマシンを制御したという報告はない。

重力の問題を根本的に解決するため、磁気駆動マイクロマシンの比重を水と同じにし、中性浮力を実現することが本章での研究目的である。これまで開発してきた磁性光硬化樹脂は「比重が1」よりも高いため、水中では重力の影響を受ける。そこで、我々は重力の影響を受けない比重が1となる磁性光硬化樹脂の開発を行った。また、開発した樹脂の基本的な物理量である密度・磁性・光硬化性を計測した。そして、密度と磁性の変化については理論的に説明できるようにした。新しい光硬化樹脂を開発する際に、理論予測を用いることで効率のよい光硬化樹脂の開発が可能となるだろう。

3.1 材料の作成と造形方法

我々が開発した密度制御可能な磁性光硬化樹脂の合成方法を図 3.1 に示す。光硬化樹脂 SCR770(ディーメック、日本、密度 $1.17 \text{ (g/cm}^3\text{)}$)に増粘剤、磁性微粒子 FA-700(戸田工業株式会社、日本、密度 $5.1 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ 、直径 $1.3 \text{ (}\mu\text{m)}$)と中空マイクロカプセル(松本油脂製薬株式会社、日本、密度 $0.035 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ 、直径 $20 \text{ (}\mu\text{m)}$)を混合することにより、密度制御可能な磁性光硬化樹脂を作製した。混ぜる際には、あわとり練太郎(シンキー株式会社、日本)をつかった。

磁性微粒子は樹脂に磁性を付加するためにいれてある。光硬化樹脂の粘度が低いと混合後にしばらくすると微粒子が凝集してしまう。凝集がおきると、構造物が崩れやすく光造形することが難しくなる。そこで、粒子の凝集を防ぐために増粘剤が加えてある[21]。

中空マイクロカプセルは気体をポリマーで囲んだ構造をとっており、密度が低い。この特性を利用し、中空マイクロカプセルにより光硬化樹脂の密度を低くした。マイクロカプセルは数多く存在する。市販されている様々なマイクロカプセルを試した結果、松本油脂のマイクロカプセルが比重を下げるのに役立つことがわかった。中空マイクロカ

プセルの大半は、樹脂を混ぜた瞬間に樹脂が内部に入り込むため、比重を下げることができなかった。マイクロカプセルに樹脂が入ったかどうかは、樹脂の色を見ればわかる。樹脂と混ぜて色が透明ならば、中空マイクロカプセルに樹脂が入っていると判断する。一方、混合後も樹脂が白色であれば、中空マイクロカプセルは空気層を含んでいると判断できる。この理由は、空気は樹脂と比べて屈折率が異なり、空気により光が乱反射するからである。

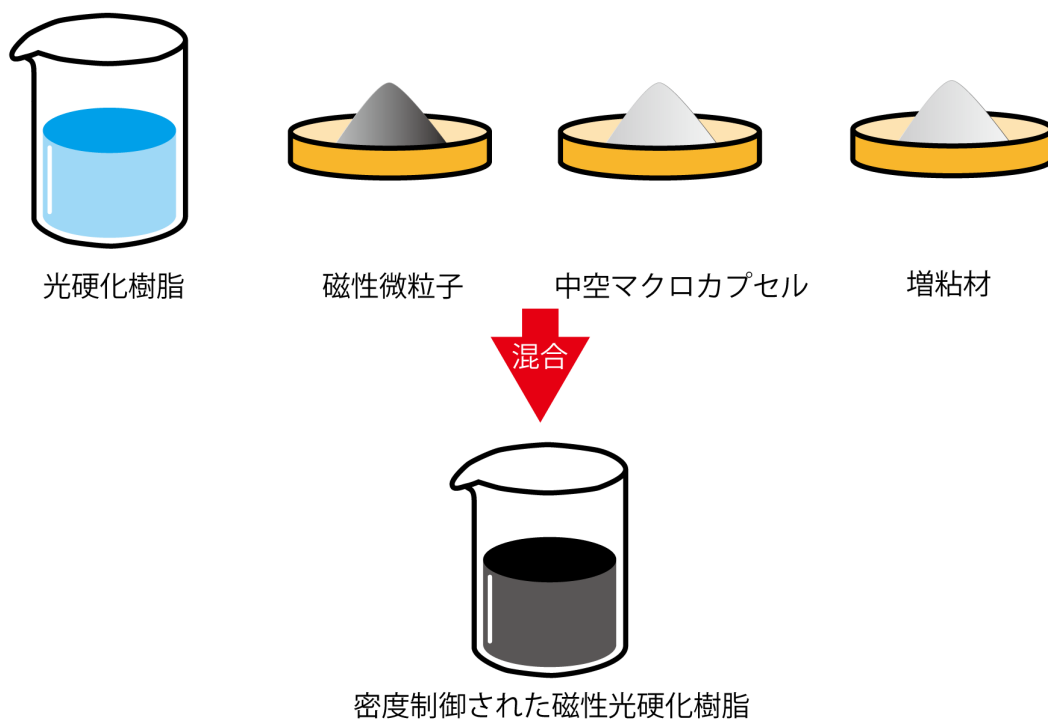


図 3.1 樹脂の作製手順

マイクロ光造形装置は図 3.2 の構成になっている。紫外線レーザをビームエキスパンダーにより広げ、集光レンズにより焦点に光を集光する。ビームエキスパンダーにより広げることで開口数を向上させ、焦点の幅を小さくしている。開口数と焦点の幅との関係は以下の式となる [95,96]。

$$\text{分解能} \propto \text{波長/開口数} \quad (3-1)$$

焦点の位置は 2 軸のガルバノミラーの角度を制御することにより行っている。光強度はビームエキスパンダー前において計測する。ステージとスキージはそれぞれ z と x, y, z 方向をコンピュータより制御することができる。樹脂はシリンジより供給され、スキージにより表面にならず構造になっている。シリンジからの樹脂の供給量はステージ制御により調整することができる。

コンピュータにおける DA ボードからガルバノミラー角度の命令を出す。ガルバノミラー角度 θ が 0 の際の焦点位置を 0 とする。このとき、焦点の位置 x と θ との関係は、 θ が十分に小さいとき

$$x = L \tan \theta \approx L\theta \quad (3-2)$$

が成り立つ。ここで L はガルバノミラーから光硬化樹脂表面までの距離である。式(3-2)を使うことにより、焦点位置をガルバノミラーにより線形的に制御することができる。式(3-2)は θ が低いときに成り立つため、焦点距離が短い場合や、造形する構造物が大きい場合はこの光学系は使用すべきではない。もちろん、式(3-2)の $\tan \theta$ をまじめに計算すればよさそうである。しかし、ガルバノミラーから焦点までの距離 l が θ に依存して以下のように異なる。

$$l = \frac{L}{\cos \theta} \quad (3-3)$$

ここで $l=L$ の際に、樹脂表面に焦点があるとした。ゆえに、 θ がゼロから離れるにつれて、レンズから樹脂表面までの距離が増加し、集光スポットが大きくなってしまふ。この問題を解決するには、 $f\theta$ レンズを用いて焦点が樹脂表面に維持されるような構造にする必要がある。

造形の手順は以下のとおりである。

1. シリンジより樹脂を供給する
2. スキージ操作により、1層分の樹脂をならす
3. レーザのシャッターを開き、焦点位置を走査する
4. ステージを下げる

5. 1 から 4 を最終層まで繰り返す

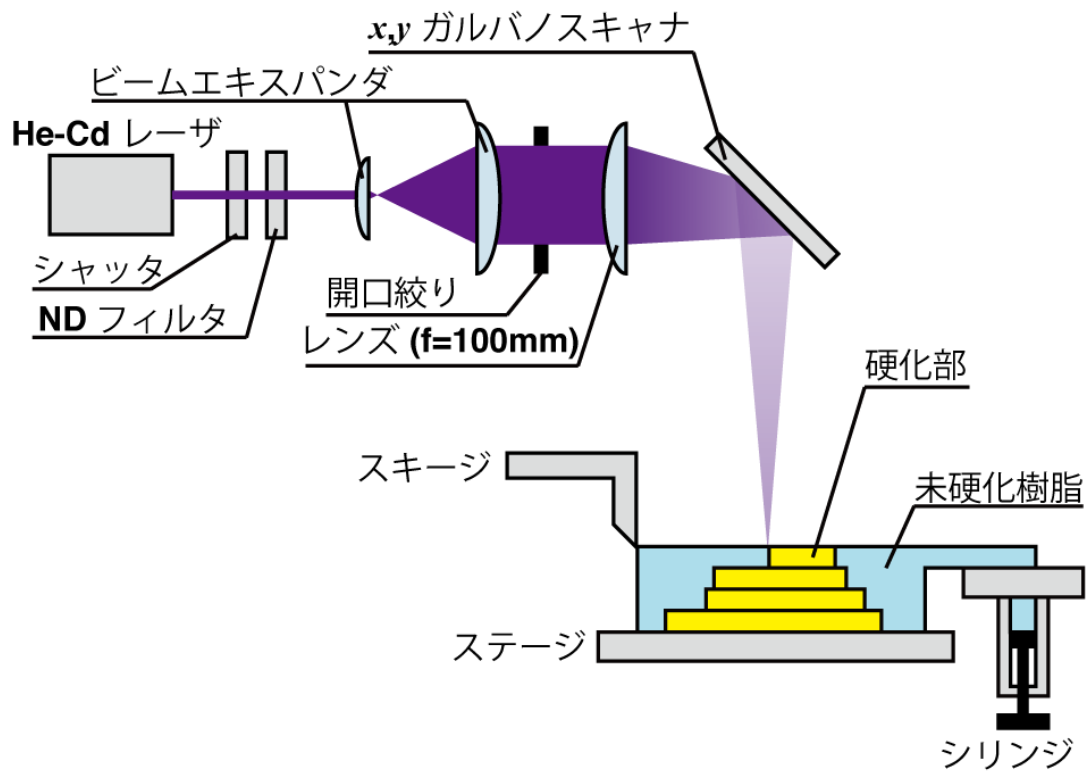


図 3.2 光造形装置の概略図。紫色の部分には He-Cd レーザからの紫外光を意味する。スキージとステージはそれぞれ x , y と z 方向に制御することができる。ガルバノスキャナ、シリンジからの光硬化樹脂の量とシャッターも電動制御することが可能である。

3.2 マイクロカプセルの含有量と密度との関係

新規に開発した樹脂の物理特性について計測を行った。

まず、3種類の磁性微粒子とマイクロカプセルの濃度を変えて、造形物の密度がどのように変化するかを計測した。実験手順は以下の通りである。

- (1) 光硬化樹脂 SCR770 に中空マイクロカプセル、磁性微粒子、増粘材をそれぞれ 0-3, 0-40, 3(wt%)の割合で混ぜた。
- (2) マイクロ光造形装置を用いて、2 (mm)角の立法体を造形した。この際、積層間隔は 50(μm)である。積層間隔はマイクロカプセルの直径よりも大きく設定するべきである。でないと、積層間隔よりも大きいマイクロカプセルはスキージにより流れてしまう。
- (3) 造形した造形物の質量を測定し体積(=2 x 2 x 2=8(mm^3))で割ることから密度を算出した。データ数は各データ点に対して 4 である。

図 3.3 は磁性微粒子やマイクロカプセルの濃度と造形物の密度の関係を示している。磁性微粒子の含有量を増やすと、密度が増加する。これは、磁性微粒子の密度(5.1 (g/cm^3))が光硬化樹脂の密度(1.17 (g/cm^3))より高いためである。逆にマイクロカプセルの濃度を増やすと、密度が減少する。これはマイクロカプセルの密度(0.035 (g/cm^3))が光硬化樹脂の密度よりも低いためである。このことより、構造物の密度は磁性微粒子やマイクロカプセルの濃度を変化させれば、レンジ内で自由に調整できることがわかる。

密度を調整するため、微粒子の濃度と構造物の密度の関係を予測できる必要がある。そこで、磁性微粒子やマイクロカプセルの密度と構造物の密度の関係式を導出する。

光硬化樹脂、磁性微粒子とマイクロカプセルの密度(g/cm^3)をそれぞれ ρ' 、 ρ_m と ρ_c とする。磁性微粒子とマイクロカプセルの含有量(wt%)をそれぞれ w_m と w_c とする。いま、100 (g)の造形物があるとすると、体積は $100/\rho$ となる。ここで、 ρ は造形物の密度である。光硬化樹脂、磁性微粒子とマイクロカプセルの質量は含有量からそれぞれ $100 - w_m - w_c$ 、 w_m と w_c となる。そして、光硬化樹脂、磁性微粒子とマイクロカプセルの体積は密度で割ることによってそれぞれ $(100 - w_m - w_c)/\rho'$ 、 w_m/ρ_m と w_c/ρ_c となる。特に化学反応は起こらないので、光硬化樹脂、マイクロカプセル、磁性微粒子を混ぜた結果、体積が変化す

ることではないと考えられる。よって、以下の方程式が導出される。

$$\frac{100}{\rho} = \frac{100 - w_m - w_c}{\rho'} + \frac{w_m}{\rho_m} + \frac{w_c}{\rho_c} \quad (3-4)$$

式(3-4)により、造形物の密度を求めることができる。図 3.3 の線は式(3-4)により計算したものである。実験値と近い値をとるので、式(3-4)は予測に十分使用できることがわかる。

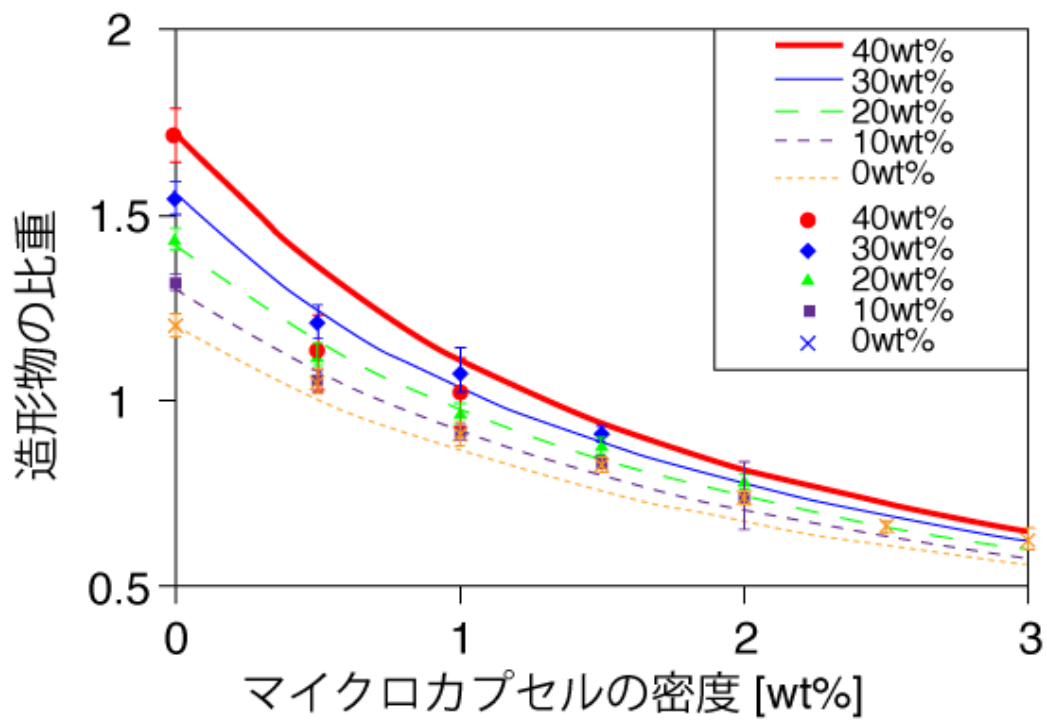


図 3.3 磁性微粒子 FE-700 とマイクロカプセルの濃度と造形物の密度。点が測定値を示し、線は式(3-4)により計算した値である。エラーバーは標準偏差を示す。各点に対し、測定数は 4 である。

3.3 マイクロカプセルの含有量と磁化との関係

次に、マイクロカプセルが磁化に与える影響について調べた。実験手順は以下の通りである。はじめに、光硬化樹脂 SCR770 に磁性微粒子 FA-700、マイクロカプセル、増粘材をそれぞれ 30, 0-1.5, 3(wt%)の順に混ぜた。次に、マイクロ光造形装置で 2 (mm) 角の立方体状の構造物を造形した。最後に、構造物の磁化特性を計測した。

図 3.4 は計測した磁化曲線を示している。グラフを見ると残留磁化があるため、強磁性であることがわかる。また、マイクロカプセルの濃度を増やしていくと、構造物の磁化が低下していくことがわかる。これはマイクロカプセルにより、構造物に含まれる磁性微粒子の量が減ることにより生じると考えられる。

密度のときと同様に磁化を予測する数理モデルを構築する。マイクロカプセルによる磁化特性の変化について考える。いま、磁性微粒子の単位体積あたりの個数を N 、磁性微粒子の半径を a 、単位体積あたりの磁性微粒子の磁化を M_0 とする。いま構造物の磁化が磁性微粒子の体積に比例すると仮定する。すると

$$M = M_0 N \frac{4\pi a^3}{3} \quad (3-5)$$

が成り立つ。単位体積あたりの磁性微粒子の数 N に関しては、100(g)の混合樹脂の体積は $100/\rho$ であり、微粒子の個数は $w_m/(\rho_m 4\pi a^3/3)$ なので、式(3-4)と組み合わせれば

$$N = \frac{3}{4\pi a^3} \left(1 + \frac{\rho_m w_c}{w_m \rho_c} + \frac{\rho_m}{w_m} \frac{100 - w_m - w_c}{\rho'} \right)^{-1} \quad (3-6)$$

が得られる。式(3-5)に代入することで

$$M = M_0 \left(1 + \frac{\rho_m w_c}{w_m \rho_c} + \frac{\rho_m}{w_m} \frac{100 - w_m - w_c}{\rho'} \right)^{-1} \quad (3-7)$$

が得られる。図 3.5 は残留磁化を示している。 M_0 を 24 (mT) として計算したのが、図 3.5 の線であり実測値と近い値をとることがわかる。この結果より、本モデルの妥当性が示された。

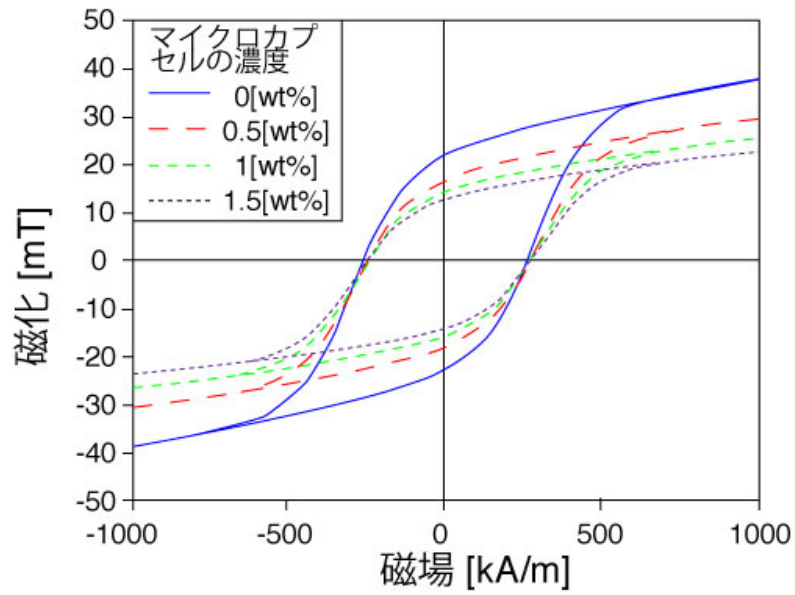


図 3.4 マイクロカプセルの濃度と磁化の関係

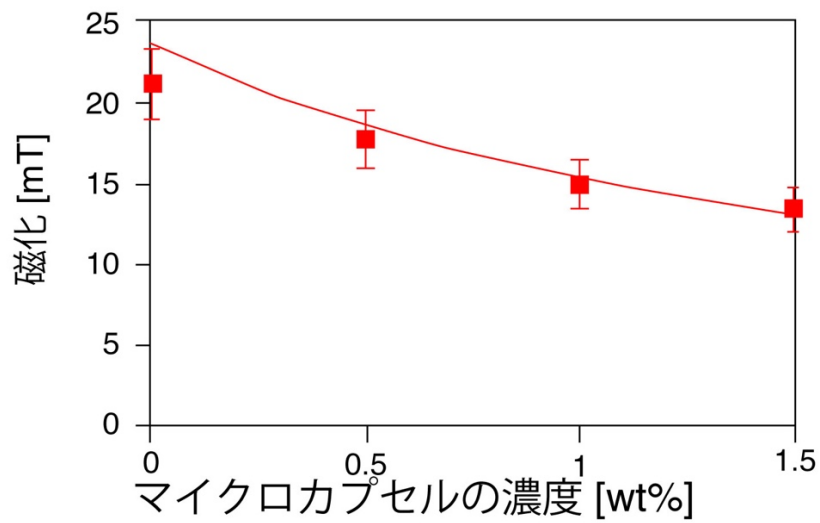


図 3.5 マイクロカプセルの濃度と残留磁化の関係 図 3.4 の磁場が 0 の際の磁化(残留磁化)を表している。点が測定値で、誤差バーは標準偏差を意味する。線は式(3-7)より計算した値である。

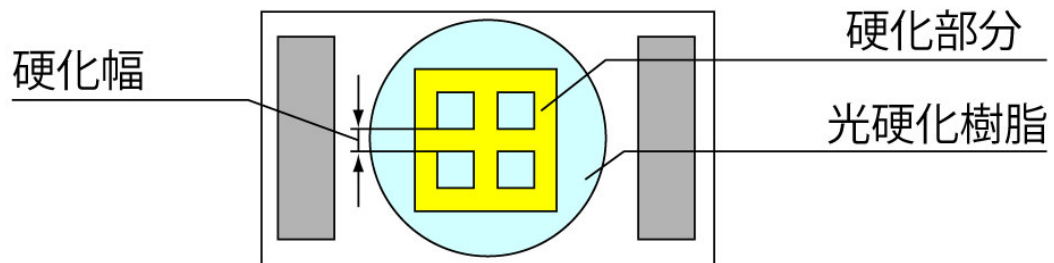
3.4 マイクロカプセルの含有量と光硬化特性との関係

最後に、磁性微粒子やマイクロカプセルが光硬化樹脂の光硬化特性へどのような影響を与えるかについて調べた。

まず、中空マイクロカプセルを含む磁性光硬化樹脂を合成した。次に、図 3.6 に示すようにステージに凹状の構造物と樹脂をのせたカバーガラスをのせて、焦点を走査させることによってメッシュ状の構造物を作った。その後、アルコールにより未硬化樹脂を除去した。この際、磁石により未硬化樹脂を引き寄せると効率よく未硬化樹脂を除去することが可能である。その後、顕微鏡(VHX-2000, キーエンス)により、硬化部分の幅と高さを計測した。高さに関しては、Z方向に何枚か撮影し、3次元構築することにより取得した。

図 3.7 と図 3.8 はそれぞれ磁性微粒子とマイクロカプセル濃度と硬化深度と硬化幅の関係を示している。磁性微粒子の含有量が大きいと、硬化幅はほぼ一定であるが、硬化深度は低下する。硬化深度が低下するのは、磁性微粒子が光を吸収しているからである。マイクロカプセルに関しては複雑で、硬化幅は増加し、硬化深度はほぼ一定である。硬化幅が増加するのは、マイクロカプセルからの散乱光が樹脂表面へ影響すると推察される。この磁性微粒子やマイクロカプセルによる光硬化特性の変化についての詳細は、第4章の数値モデル化の際に詳しく考察する。

上面図



側面図

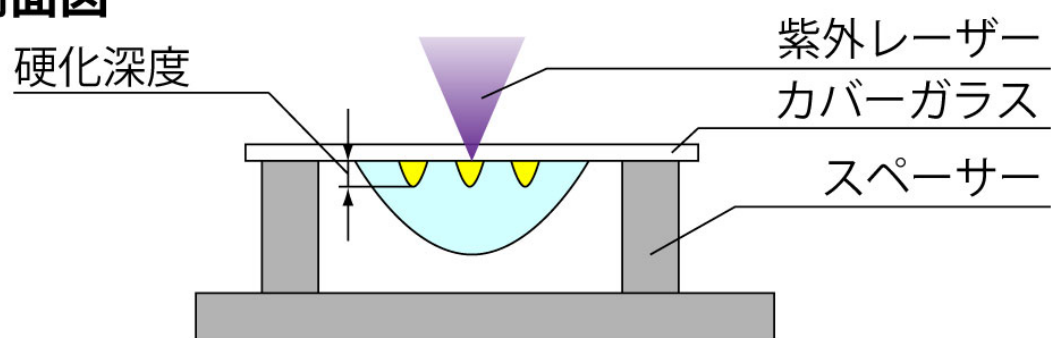


図 3.6 硬化深度と硬化幅の測定方法。

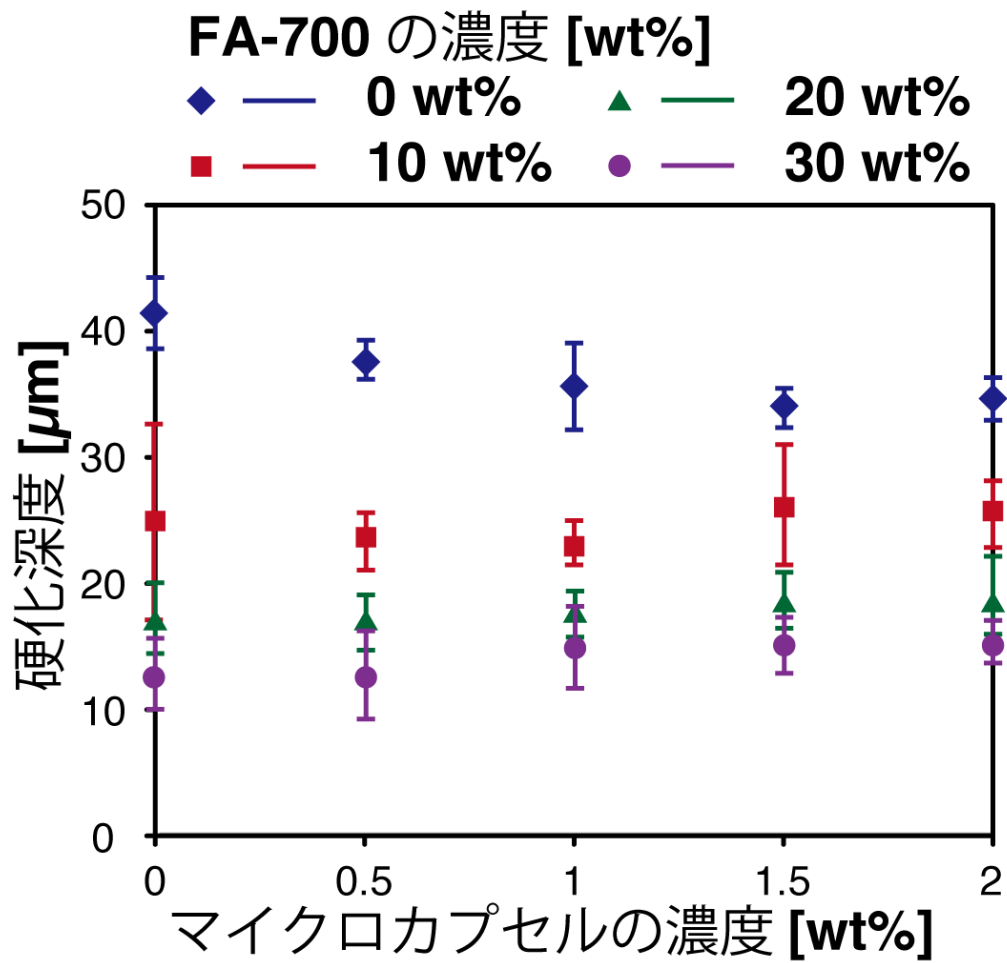


図 3.7 マイクロカプセルと磁性微粒子 FA-700 の濃度と硬化深度 点が測定結果で、エラーバーは標準偏差を示している。

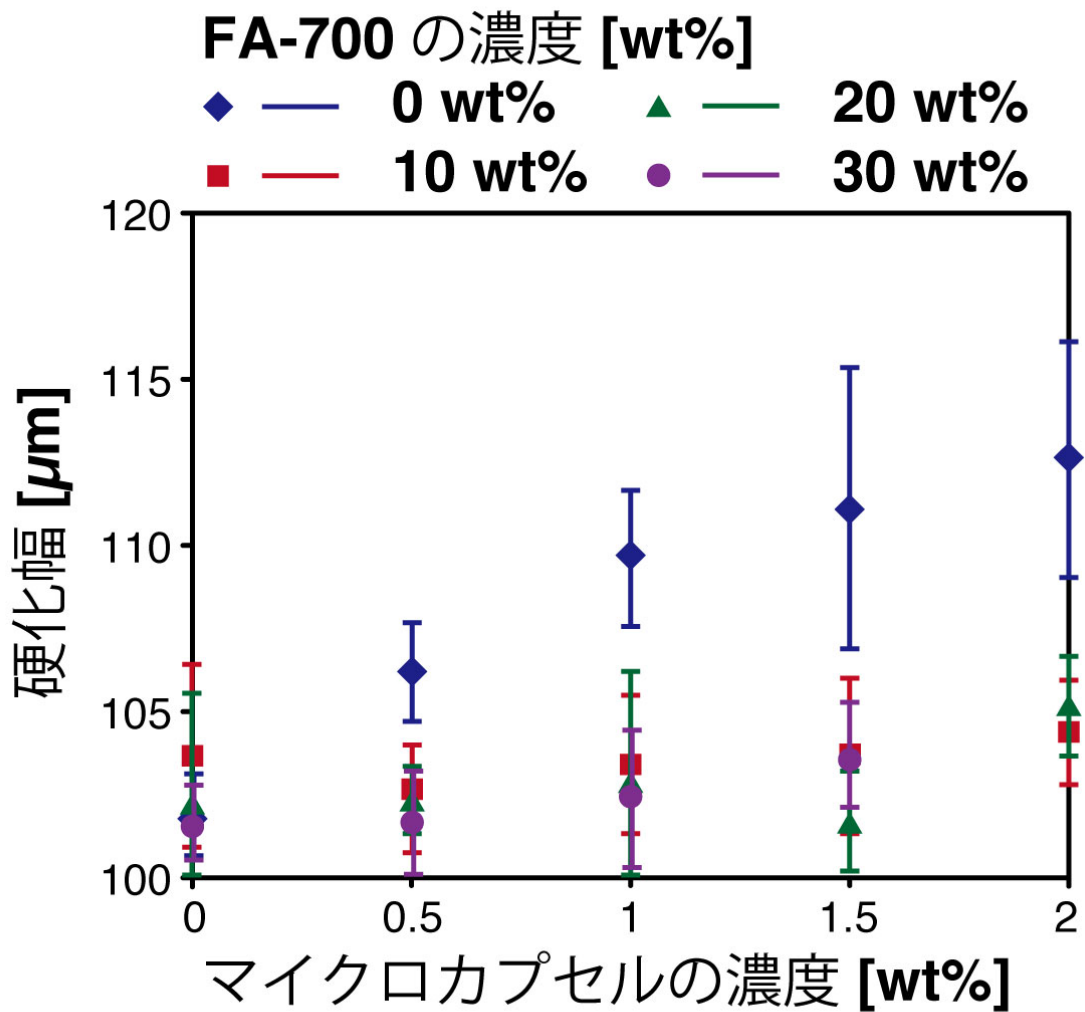


図 3.8 マイクロカプセルと磁性微粒子 FA-700 の濃度と硬化幅。点が測定結果で、エラーバーは標準偏差を示している。

3.5.3 次元マイクロ構造物の造形

新たに開発した密度制御可能な磁性光硬化樹脂を用いて、3次元マイクロ構造物を造形した。4種類の構造物に対して条件を変えて、造形を行った。表 3. 1 は造形条件を示し、図 3. 9 は造形した構造物の写真である。光硬化樹脂のみの構造物は透明となるが、図 3. 9 より中空マイクロカプセルを混ぜると白色となることがわかる。このことから、中空マイクロカプセルは光を散乱させていることの推測がつく。一方、磁性微粒子を混ぜると、構造物は黒色になる。このことから磁性微粒子は光を吸収していることが予想される。

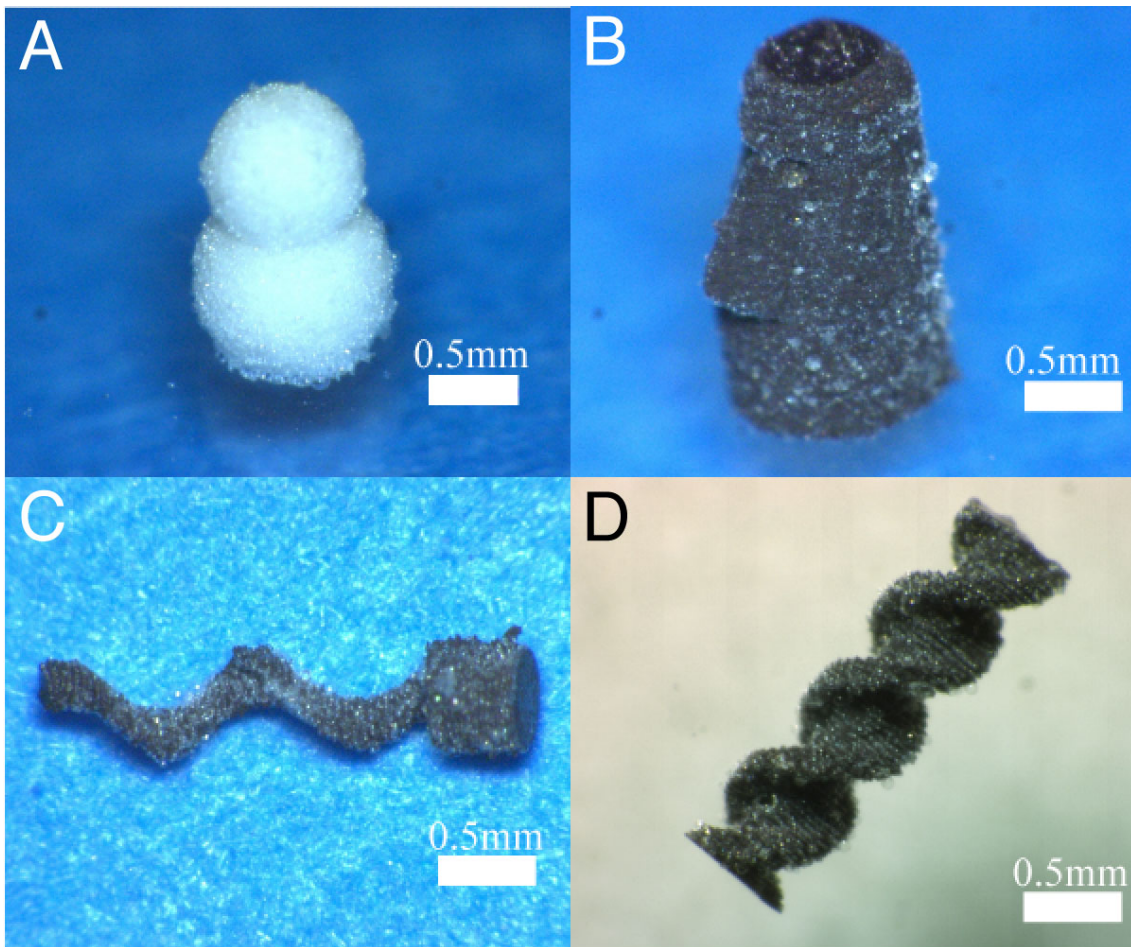


図 3.9 造形した 3 次元マイクロ構造物。スケールバーは 0.5 (mm)である。A、B、C と D はそれぞれ雪だるま、モアイ像、微生物、スクリューを造形した。A はマイクロカプセルのみで、B から D はマイクロカプセルと磁性微粒子が含まれている。

表 3. 1 マイクロ構造物の造形パラメタ。図 2-6 を造形した際の条件を示している。

	A	B	C	D
マイクロカプセルの濃度 (wt%)	2.0	1.5	1.5	1.5
FA-700 の濃度 (wt%)	0	30	30	30
積層間隔 (μm)	30	10	30	10
走査速度 (mm/s)	50	50	30	30

3.6 まとめ

本章では、磁性光硬化樹脂の密度調整を実現し、密度調整された3次元磁性マイクロ構造物の造形に成功した。これまで、マイクロマシンの材質の浮力調整を行った報告はなく、本研究成果は磁気駆動マイクロマシンだけでなく一般のマイクロマシンの3次元制御の実現へ大きく貢献するものと思われる。

さらに、磁性微粒子やマイクロカプセルの含有量に依存して、樹脂の密度・磁化・光硬化性がどのように変化するのかについて計測を行い、性質を明らかにした。樹脂の密度と磁化に関しては、理論的な枠組みを構築し、理論予測できるようにした。本理論は、磁性微粒子やマイクロカプセルだけでなく他の微粒子においても同じ議論を用いることができるため、機能性光硬化樹脂の開発において大きな貢献をする。

4 章

微粒子を含む光硬化樹脂の 光硬化モデル

磁性微粒子やマイクロカプセルを加えると、硬化深度や硬化幅が複雑に変化することが3章よりわかった。光硬化性の変化がどのような理屈で生じているかを知ることは、科学としても意義があるだけでなく、光硬化性樹脂の開発における微粒子の選定や造形パラメタ決定といった工学においても興味深いことである。かつて、セラミック微粒子に関しては、光線追跡による光硬化性のシミュレーションが行われてきた[28]。しかし、このシミュレーションはセラミック微粒子のみであることと、シミュレーションのため粒子のどのパラメタが光硬化性のどの部分に効くのかが不明瞭であることが問題であった。

上記のことをふまえて本章では、磁性微粒子とマイクロカプセルが光硬化性に与える影響についての数理モデルを構築した。そして、硬化特性を微粒子特性や含有量から予測できるようにした。ここで構築した数理モデルは、可能な限り単純化し式による展開を行っているため、直感的に理解しやすく使いやすいものとなっている。実測値との比較により、モデルの正しさの検証も行った。

4.1 磁性微粒子による光の吸収

はじめに、磁性微粒子が光硬化樹脂の光硬化性に与える影響を考察する。図4.1に示すように、磁性微粒子を含む光硬化樹脂に光強度 $I^{inc}(x,y,z,t)$ の光が入射している状況を考える。ここで、 x,y,z は3次元空間、 t は時間を示す。磁性微粒子の半径、密度と濃度 (wt%) をそれぞれ a, ρ と w 、光硬化樹脂の密度を ρ' とする。いま、100(g)の磁性光硬化樹脂があるとすれば、磁性微粒子の重さは w となる。磁性微粒子1個の質量は

$$\frac{4\pi a^3}{3} \rho \quad (4-1)$$

となるので、

$$\frac{3w}{4\pi a^3 \rho} \quad (4-2)$$

が磁性微粒子の数となる。磁性微粒子全体の体積は

$$\frac{100-w}{\rho'} + \frac{w}{\rho} \quad (4-3)$$

となる。よって式(4-2)を式(4-3)で割ることにより単位体積あたりの磁性微粒子の数は

$$N(w) = \frac{w}{100 - \left(1 - \frac{\rho'}{\rho}\right)w} \frac{\rho'}{\rho} \frac{3}{4\pi a^3} \quad (4-4)$$

となる。

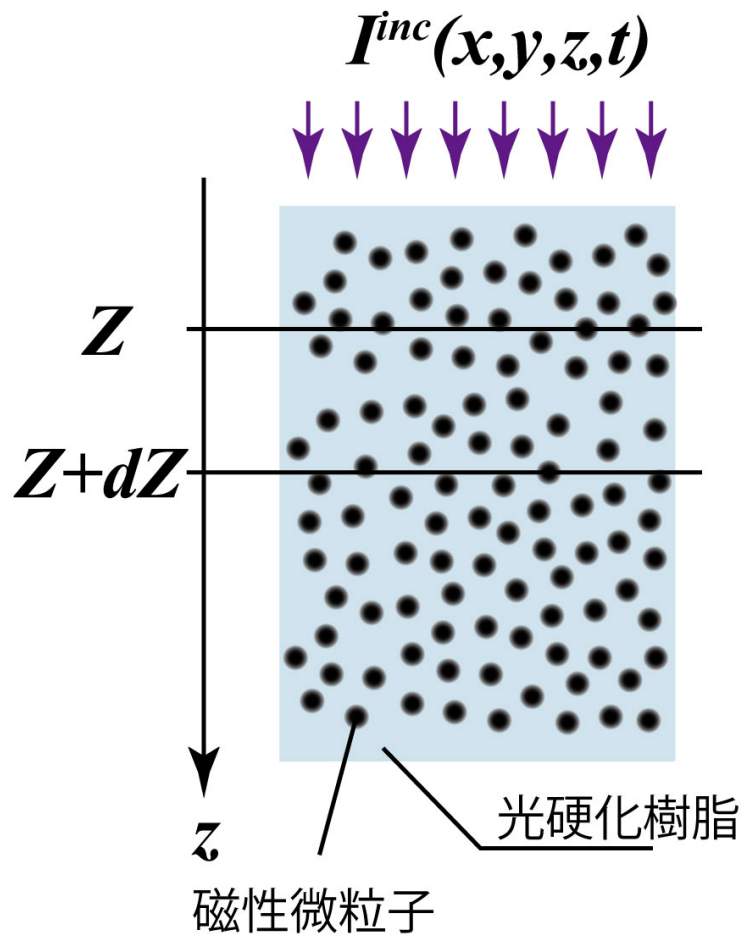


図 4.1 磁性光硬化樹脂の光硬化モデル

4.2 磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデル

理論計算を進めるため、磁性微粒子の光特性に対し2つの仮定を導入する。

1. 磁性微粒子は断面積分だけ光を吸収する。
2. 磁性微粒子による影の影響をうけない。

回折により光が磁性微粒子の後ろを回り込むので、磁性微粒子同士の距離が十分離れていれば第二の仮定は成り立つと考えている。

今、図4.1のように光が磁性微粒子を含む光硬化樹脂を通過している状況を考える。Z方向に対して垂直な断面積Sを考える。ZからZ+dZの体積には

$$N(w)SdZ \quad (4-5)$$

の数の磁性微粒子が含まれている。仮定1により磁性微粒子に吸収される光は微粒子の数と断面積の積なので

$$\pi a^2 N(w) S dZ \quad (4-6)$$

となる。一方、光硬化樹脂に吸収される光は体積に比例するので

$$\frac{S dZ}{\sigma_0} \quad (4-7)$$

となる。ここで、 σ_0 は光硬化樹脂の光の透過する距離を表すパラメータで単位は長さとなる。式(4-6)と式(4-7)を合計し、面積Sで割ることで、単位面積あたり

$$\left(\frac{1}{\sigma_0} + \pi a^2 N(w) \right) dZ = \left(\frac{1}{\sigma_0} + \frac{w}{100 - \left(1 - \frac{\rho'}{\rho}\right) w \frac{\rho'}{\rho} \frac{3}{4a}} \right) dZ \quad (4-8)$$

の光が吸収されることになる。ここで、式(4-4)を用いて、Nを展開してある。

式(4-8)より吸収された光量を計算できるため、以下の偏微分方程式を導くことができる。

$$\frac{\partial I^{inc}(x, y, z, t)}{\partial z} = - \frac{I^{inc}(x, y, z, t)}{\sigma} \quad (4-9)$$

$$\frac{1}{\sigma} = \frac{1}{\sigma_0} + N \pi a^2 = \frac{1}{\sigma_0} + \frac{w}{100 - \left(1 - \frac{\rho'}{\rho}\right) w \frac{\rho'}{\rho} \frac{3}{4a}} \quad (4-10)$$

式(4-10)より磁性微粒子の含有量wを増やすほど σ が低くなるので、光の透過性が悪くなるのがわかる。逆に、磁性微粒子の半径が大きくなると σ が高くなるので、光の透

過性が向上することがわかる。

続いて、図 4.2 のようにレーザー光硬化樹脂の表面を速度 V で走査している状況を考える [97-100]。ここで、光硬化樹脂の表面の光強度はガウス分布で近似する。すると、光硬化樹脂の表面では

$$I^{inc}(x, y, 0, t) = I_0 \exp\left(-\frac{(x - Vt)^2 + y^2}{\mu^2}\right) \quad (4-11)$$

が成り立つ。ここで、 μ はスポット半径であり、式(3-1)に表すように開口数に依存するパラメタである。式(4-9)と式(4-11)より、光硬化樹脂内部の光強度は

$$I^{inc}(x, y, z, t) = I_0 \exp\left(-\frac{(x - Vt)^2 + y^2}{\mu^2} - \frac{z}{\sigma}\right) \quad (4-12)$$

と計算することができる。

硬化部分を計算するために、光強度の時間積分がある閾値 E_T を超えると、光硬化樹脂は硬化すると仮定する。つまり、 $E(x, y, z)$ を光強度の時間積分とすれば、

$$E(x, y, z) \geq E_T \quad (4-13)$$

となる部分が硬化部分となる。式(4-12)を時間積分すると

$$E^{inc}(x, y, z) = \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{V} \exp\left(-\frac{y^2}{\mu^2} - \frac{z}{\sigma}\right) \quad (4-14)$$

が得られる。

最後に硬化深度と硬化幅について計算する。硬化部分の頂点では、 $E(0, 0, D) = E_T$ が成り立つ。ここで D は硬化深度である。この条件式から、

$$D = \frac{\sigma_0}{1 + \frac{w}{100 - \left(1 - \frac{\rho'}{\rho}\right) w} \frac{\rho' 3\sigma_0}{\rho 4a}} \ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \quad (4-15)$$

が得られる。式(4-15)より、磁性微粒子の含有量が増えると、硬化深度は低くなることわかる。また、磁性微粒子の半径 a が大きいほうが、硬化深度の低下は抑えられることわかる。同様にして、 W を硬化幅とすれば、 $E(0, W/2, 0) = E_T$ が成り立つので

$$W = 2\mu \sqrt{\ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V}} \quad (4-16)$$

が得られる。式(4-16)より、硬化幅は磁性微粒子に影響しないことがわかる。

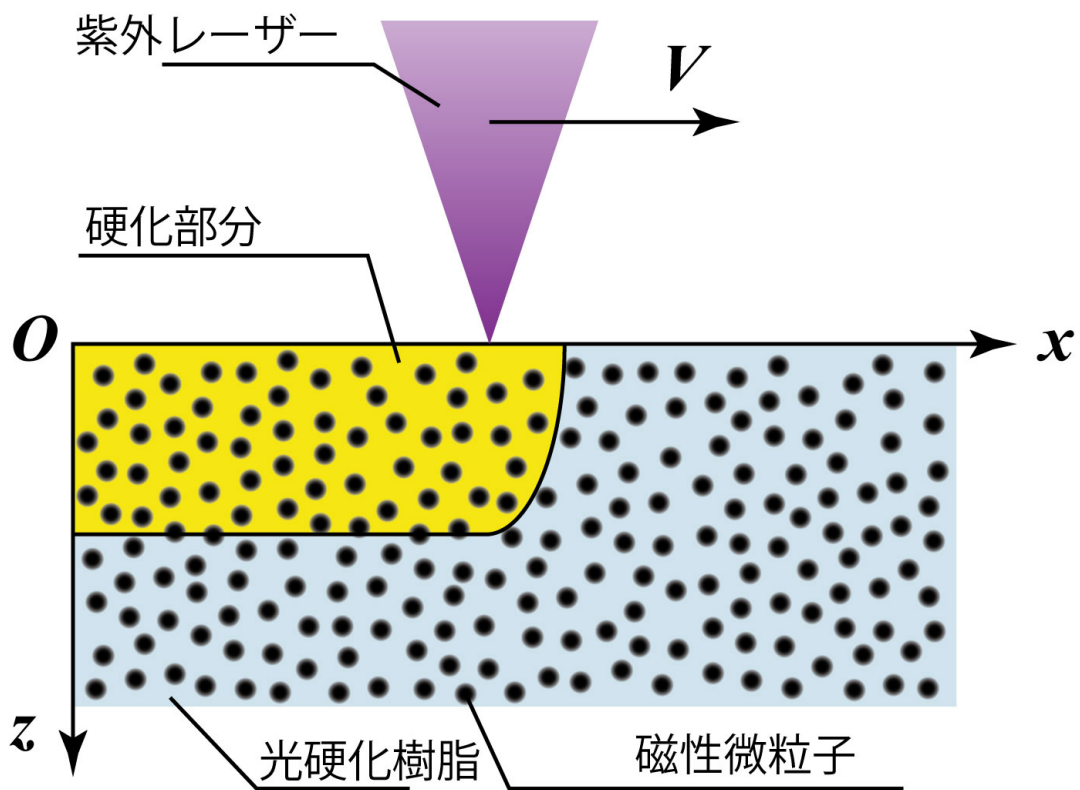


図 4.2 レーザー走査による光造形のモデル 紫、黄と青色領域はそれぞれ紫外線レーザー、硬化した光硬化樹脂と未硬化の光硬化樹脂を示している。レーザーは x 軸方向へ速度 V で進んでいる。

4.3 磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデルの検証

以上のモデルが実験結果とあっているのかを検証した。検証のために光硬化樹脂 SCR770 の光の透過距離である σ_0 を計測する必要がある。式(4-15)より磁性微粒子がない場合、硬化深度は

$$D = \sigma_0 \ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \quad (4-17)$$

となる。式(4-17)より、光強度や走査速度を変えて硬化深度を計測すれば、傾きより σ_0 を計測することができることがわかる。

そこで、光強度と走査速度をそれぞれ 0.3~2 (mW) と 5~160 (mm/s) で変えて、図 3.6 のメッシュ状の構造物を造形し硬化深度を計測した。硬化深度は顕微鏡の焦点をずらして、3次元再構築することで計測した。図 4.3 は光強度/走査速度と硬化深度との関係を示している。図 4.3 を直線でフィットして、増粘剤入りの SCR770 の σ_0 を計測した結果 19 (μm) であることがわかった。

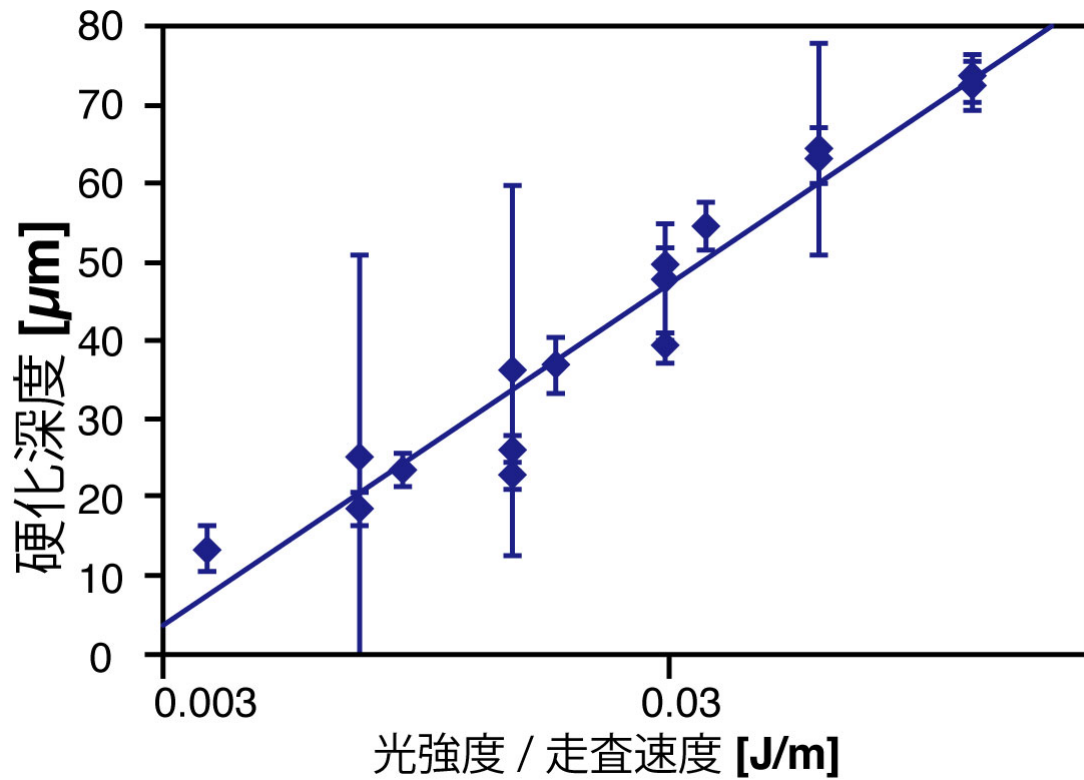


図 4.3 σ_0 の計測。図の線は直線でフィットしたものであり、傾きは σ_0 を表している。図のエラーバーは標準偏差をあらわしている。データ数は点ごとに 4 である。

次に、増粘剤 3 (wt%)いりの光硬化樹脂 SCR770 に 3 種類の磁性微粒子 FA-700, SeFeN(密度 $7.4 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ 、直径 $1.4 \text{ (}\mu\text{m)}$)と Magnetite(密度 $4.6 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ 、直径 $0.2 \text{ (}\mu\text{m)}$)の濃度を 0 から 50(wt%)で変えながら混ぜて、図 3. 6 の構造物を造形し、硬化深度と硬化幅を計測した。その結果が図 4. 4 と図 4. 5 である。硬化深度は磁性微粒子を加えると指数関数的に下がっていった。特に Magnetite ではその差が顕著であった。一方、硬化幅に関しては、磁性微粒子に無関係でほぼ一定の値をとった。

図 4. 4 と図 4. 5 の曲線は式(4-15)と式(4-16)より計算した理論値である。理論値と実験結果を見ると、ほぼ同一の値をとっていることがわかる。このことは我々が構築したモデルはよい近似ができていることをしめしている。一方で、磁性微粒子の濃度が高くなると、理論値よりも実測値の方が小さい値をとる傾向があった。この原因としては、おそらく磁性微粒子を付加することにより構造物が壊れやすくなったことに起因すると我々は考えている。硬化幅が磁性微粒子を加えると若干低下するのも、構造物の壊れやすさで一貫して説明できる。

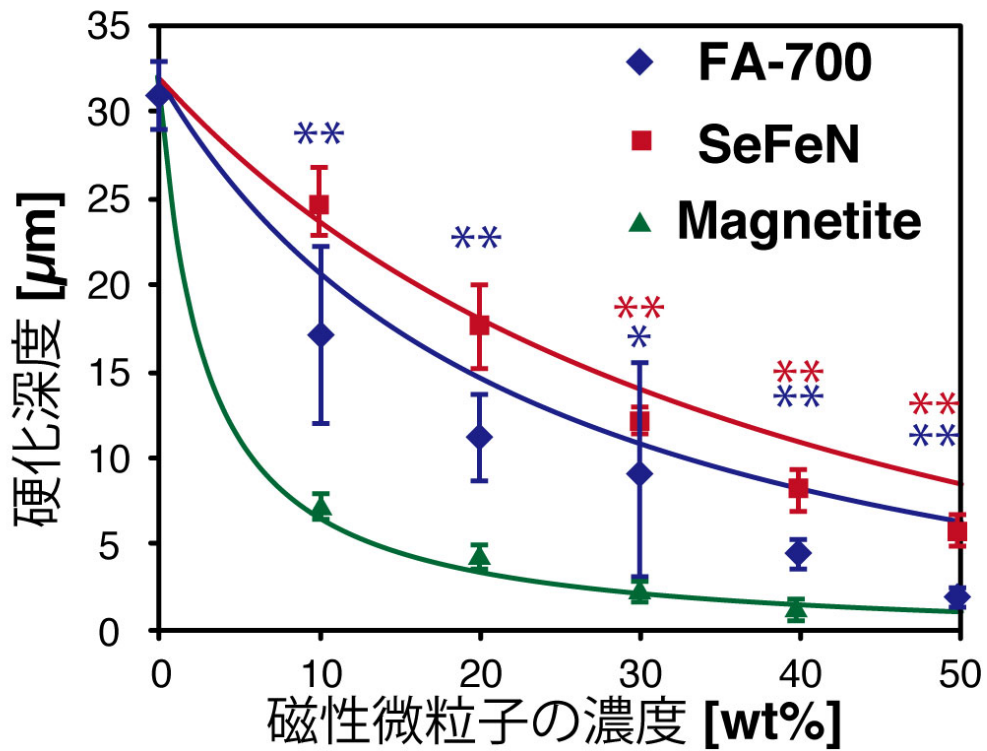


図 4. 4 磁性光硬化樹脂の硬化深度 図のエラーバーは標準偏差を示す。点が測定結果で、線は式(4-15)より計算した理論値を表している。*と**はそれぞれ理論値とのP値が0.05と0.01以下のものを意味している。

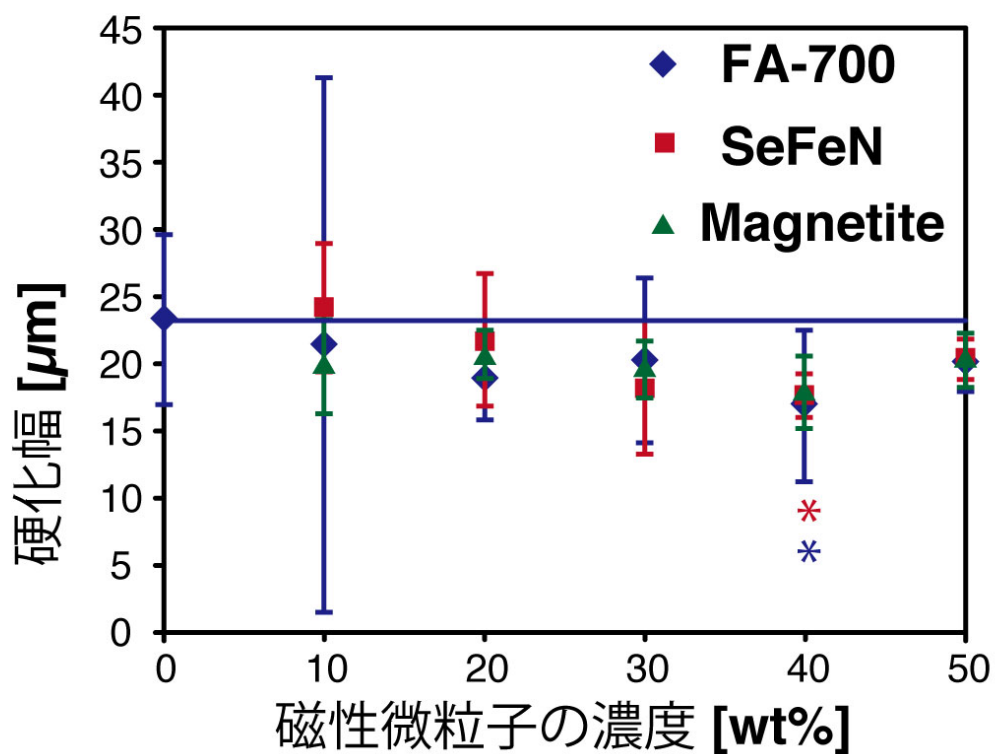


図 4.5 磁性光硬化樹脂の硬化幅 図のエラーバーは標準偏差を示す。点が測定結果で、線は式(4-16)より計算した理論値を表している。*と**はそれぞれ理論値とのP値が0.05と0.01以下のものを意味している。

4.4 中空マイクロカプセルを含む光硬化樹脂の光硬化モデル

次に中空マイクロカプセルが光硬化樹脂の光硬化性に与える影響を考察する。図 3.9A のようにマイクロカプセルは白色である。これは、マイクロカプセルにより光が散乱していることを示唆している。光硬化樹脂と気体の屈折率を比べると、光硬化樹脂の屈折率の方が高くなる。そのため、マイクロカプセルに入った光ははじめ外方向に屈折し、内部で反射を繰り返し、徐々に光を放出するようになる。これが散乱の原因だと考えられる。

上記の散乱の影響をまともに考えると、幾何光学により光線追従していく必要がでてくる。しかし、きちんと計算するとモデルが複雑になるので、ここでは、マイクロカプセルは断面積に比例した分だけ球面波として光を散乱させると近似する。この近似により、簡便な数式で散乱の影響を書き下すことが可能となる。

図 4.6 のように位置 (x',y',z') から光が散乱している状況を考え、このとき位置 (x,y,z) への散乱の光強度 $\Delta I^{sca}_{(x',y',z')}(x,y,z)$ について計算する。仮定により散乱光は球面波なので

$$\Delta I^{sca}_{(x',y',z')}(x,y,z,t) = \frac{N_c \Delta V' a_c^2 I^{inc}(x',y',z',t)}{4r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) \quad (4-18)$$

が得られる。ここで

$$r'_{x,y,z} = \sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}, \quad (4-19)$$

$$\frac{1}{\sigma_c} = \frac{1}{\sigma_0} + N_c \pi a_c^2$$

である。式(4-18)を空間で積分すると、一次散乱光は以下のようなになる。

$$I^{sca}_1(x,y,z,t) = \frac{N_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{I^{inc}(x',y',z',t)}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz' \quad (4-20)$$

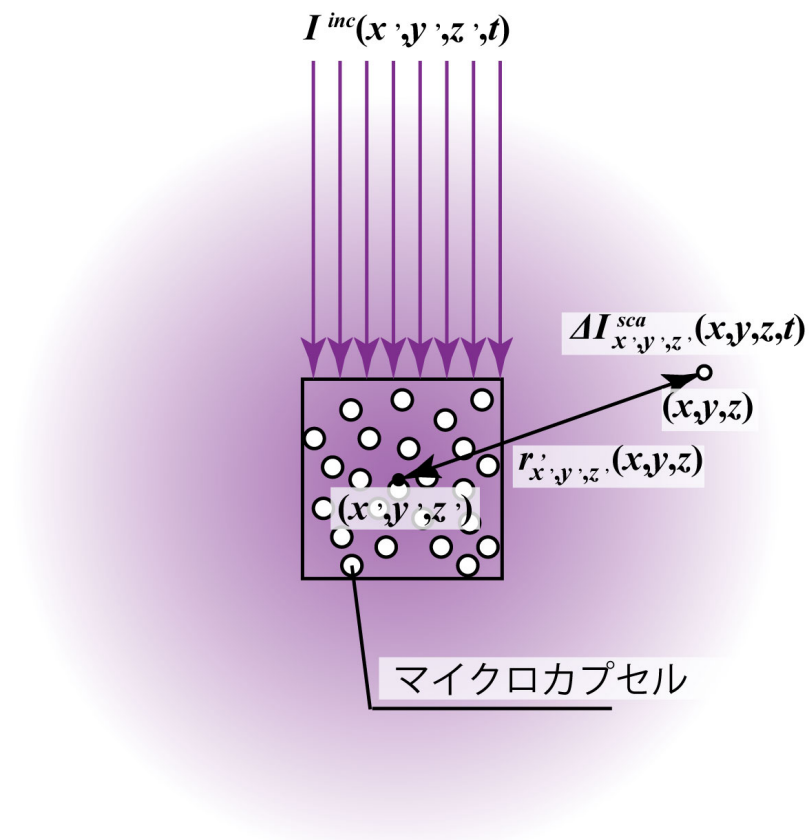


図 4.6 マイクロカプセルを含む光硬化樹脂の光硬化モデル

続いて、多重散乱の影響について考える。 $i(=1,2,3,\dots)$ 番目の散乱の光強度については式(4-20)より I^{inc} を I^{sca}_{i-1} に置き換えればいいので

$$I^{sca}_i(x, y, z, t) = \frac{N_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{I^{sca}_{i-1}(x', y', z', t)}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz' \quad (4-21)$$

となる。全散乱光 I^{sca} は

$$I^{sca}(x, y, z, t) = \sum_{i=1}^{\infty} I^{sca}_i(x, y, z, t) \quad (4-22)$$

となる。式(4-21)より空間積分を多数回行い、式(4-22)により足し合わせて、散乱の光強度を計算することができる。しかし、3次元の空間積分を多数回行うのは計算コストがかかるので、はじめに散乱した位置とそれ以降の散乱位置はほぼ同じ位置であるという近似を導入することにした。マイクロカプセルの濃度が十分密であり、光が遠くまでとどかない場合に成り立つ。光硬化樹脂の場合、 σ_0 が短いためこの近似が成立する。

上記の仮定で、散乱が同じ場所で何度も起こることになる。この際、散乱した光が再び散乱に使われる割合は中心の光強度が1の球面波 $\frac{1}{4\pi r^2} \exp\left(-\frac{r}{\sigma_c}\right)$ とマイクロカプセルの断面積をかけて体積積分すればいいので

$$R = \int_0^\infty \frac{1}{4\pi r^2} \exp\left(-\frac{r}{\sigma_c}\right) \pi a_c^2 N_c 4\pi r^2 dr = N_c \pi a_c^2 \sigma_c \quad (4-23)$$

となる。よって、式(4-21)の散乱光は

$$I^{sca}_i(x, y, z, t) = R^{i-1} \frac{N_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{I^{inc}(x', y', z', t)}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz' \quad (4-24)$$

と近似できる。式(4-24)では i が積分の中から出ているので、式(4-22)は

$$I^{sca}(x, y, z, t) = \frac{C N_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{I^{inc}(x', y', z', t)}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz' \quad (4-25)$$

と計算できる。ここで

$$C = \sum_{i=1}^{\infty} R^{i-1} = \frac{1}{1 - N_c \pi a_c^2 \sigma_c} = \frac{1}{1 - \frac{w_c}{100 - \left(1 - \frac{\rho'}{\rho_c}\right) w_c} \frac{\rho' 3\sigma_c}{\rho_c 4a_c}} \quad (4-26)$$

であり、多重散乱の度合いを示している。式(4-26)より σ_c が低いと、 C も低くなることわかる。これは光が遠くへ行きにくくなると多重散乱が起きにくくなることを意味している。また、マイクロカプセルの半径が大きいほど多重散乱の影響を抑えることができることも式(4-26)よりわかる。さらに、式(4-25)より空間積分一回で散乱光を計算す

ることができることがわかる。これにより計算コストを大幅に削減することができる。

式(4-25)を用いて硬化深度と硬化幅について計算していく。はじめに光強度に関しては、

$$I(x, y, z, t) = I^{inc}(x, y, z, t) + I^{sca}(x, y, z, t) \quad (4-27)$$

となる。これを時間積分すると

$$E(x, y, z) = E^{inc}(x, y, z) \quad (4-28)$$

$$+ \frac{CN_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{E^{inc}(x', y', z')}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz'$$

が得られる。ここで、式(4-14)より

$$E^{inc}(x, y, z) = \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{V} \exp\left(-\frac{y^2}{\mu^2} - \frac{z}{\sigma_c}\right) \quad (4-29)$$

である。式(4-28)と条件式 $E(0, 0, D) = E_T$ と $E(0, W/2, 0) = E_T$ を用いると硬化深度と硬化幅がそれぞれ

$$D = \sigma_c \ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \left(1 + CN_c a_c^2 \sigma_c P\left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{D}{\sigma_c}\right)\right), \quad (4-30)$$

$$W = 2\mu \sqrt{\ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \left(1 + CN_c a_c^2 \mu Q\left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{W}{\mu}\right)\right)} \quad (4-31)$$

と求められる。ここで

$$P\left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{D}{\sigma_c}\right) = \int_{-D/\sigma_c}^\infty \int_0^\infty \int_0^\infty \frac{1}{r^2} \exp\left(-\left(\frac{\sigma_c}{\mu}\right)^2 y^2 - z - r\right) dx dy dz, \quad (4-32)$$

$$Q\left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{W}{\mu}\right) = \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_0^\infty \frac{1}{r^2} \exp\left(-y^2 - \frac{W}{\mu} y - \frac{z+r}{\sigma_c/\mu}\right) dx dy dz \quad (4-33)$$

である。積分関数 P と Q はそれぞれ散乱が硬化深度と硬化幅に与える影響を意味する。図 4.7 は積分関数 P と Q の特性を示している。図 4.7 を見ると、硬化深度や硬化幅が大きくなると P や Q が大きくなることがわかる。これは、硬化深度や硬化幅が高いほど、硬化深度と硬化幅の領域からの散乱が大きくなるからである。また、 σ_c が大きくなると、散乱光が透過しやすくなるため P や Q が大きくなる。

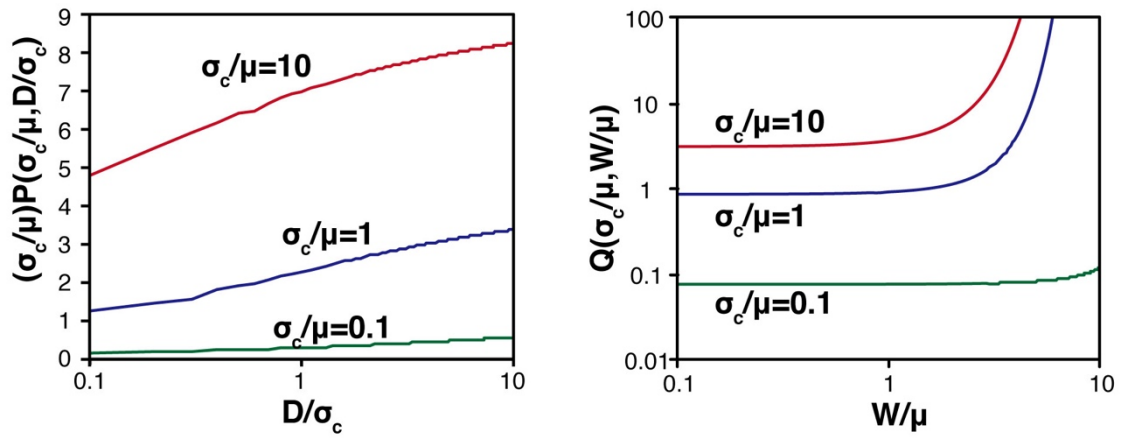


図 4.7 積分関数 P と Q の性質 左図は D/σ_c と σ_c/μ を変化させた際の P 関数の変化を示している。右図は W/μ と σ_c/μ を変化させた際の Q 関数の変化を示している。

式(4-30)と式(4-31)は両辺に D と W を含むので解ではない。解を求めるために、式(4-30)と式(4-31)を以下の数列に変換する。

$$D_{n+1} = \sigma_c \ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \left(1 + C N_c a_c^2 \sigma_c P \left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{D_n}{\sigma_c} \right) \right), \quad (4-34)$$

$$W_{n+1} = 2\mu \sqrt{\ln \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{E_T V} \left(1 + C N_c a_c^2 \mu Q \left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{W_n}{\mu} \right) \right)} \quad (4-35)$$

あとはこれらの数列を収束するまで計算すると、解が得られる。図 4.8 はそれぞれ式(4-34)と式(4-35)が解に収束していく様子を示している。

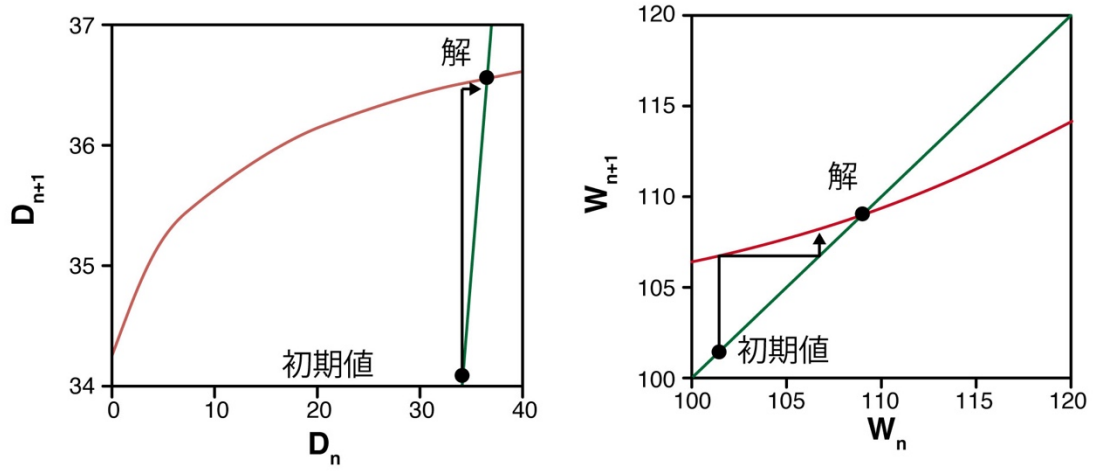


図 4.8 解の収束の様子 矢印は初期値から解が収束する様子を示している。更新は式(4-34)と式(4-35)にしたがって行った。赤色の線と緑色の線はそれぞれ式(4-34)もしくは式(4-35)の右辺と左辺の値を示している。

式(4-25)の近似がどの程度有効なのかを検証する。式(4-21)を時間で積分すると

$$E^{sca}_i(x, y, z) = \frac{N_c a_c^2}{4} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty \int_{-\infty}^\infty \frac{E^{sca}_{i-1}(x', y', z')}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx' dy' dz' \quad (4-36)$$

となる。式(4-22)は

$$E^{sca}(x, y, z, t) = \sum_{i=1}^{\infty} E^{sca}_i(x, y, z, t) \quad (4-37)$$

となる。初期の照射エネルギー分布は式(4-14)より

$$E^{inc}(x, y, z) = \frac{\sqrt{\pi} I_0 \mu}{V} \exp\left(-\frac{y^2}{\mu^2} - \frac{z}{\sigma_c}\right) \quad (4-38)$$

得られる。よって、全照射エネルギー分布 E_{tot} は式(4-37)と(4-38)の和となる。一方、近似した全照射エネルギー分布 E_{tot}' は式(4-28)となる。これら2つの全照射エネルギー分布を比べることで、多重散乱近似の有効性を検証する。

$\sigma, a_c, w_c, \mu, V, I_{max}, \rho_r$ と ρ をそれぞれ 19, 20, 1.5, 10, 100, 1, 1.17 と 0.035 として数値計算を行った。空間の分割数は x,y 方向で-6 から 6、z 方向で 0 から 6 とし、1 ボクセルあたりの長さを 5 とした。そして、最大散乱回数を 4 とした。空間を離散化した場合、式(4-36)における $r'_{x,y,z}$ が (x,y,z) と (x',y',z') が等しいときにゼロになり計算できない。そこで、 (x,y,z) と (x',y',z') が等しいときは、要素を半径が(分割数/2)の球とみなし、積分を計算した。これにより、式(4-36)より要素 (x',y',z') の散乱光が要素 (x,y,z) へ与えるエネルギーは

$$dE^{sca}_{i-1}(x, y, z) = \pi \frac{N_c a_c^2}{2} E^{sca}_{i-1}(x', y', z') dx \quad (4-39)$$

となる。 (x,y,z) と (x',y',z') が等しくないときは、

$$dE^{sca}_i(x, y, z) = \frac{N_c a_c^2}{4} \frac{E^{sca}_{i-1}(x', y', z')}{r'_{x,y,z}{}^2} \exp\left(-\frac{r'_{x,y,z}}{\sigma_c}\right) dx^3 \quad (4-40)$$

と計算した。

図 4.9 は式(4-28)、式(4-37)と式(4-38)より計算した N 次散乱光による照射エネルギーである。1 次散乱が最も大きく、2 次散乱以降の寄与は小さいことがわかる。分布に関しては、散乱が進むにつれて、なだらかになっていく。 E_{tot} と E_{tot}' を比べたると、両者はほとんど同じである。このことから、近似の有効性がわかる。差を詳しくみると、 E_{tot}' は E_{tot} と比べて、原点付近で高い値をとることがわかる。このことは、二次以降の散乱光が一次散乱に比例した形状で近似していることに起因する。二次以降の散乱は一次散

乱よりもなだらかになるが、近似では一次散乱と同じ形状である。その結果、傾きが急な原点付近が高い値になるのである。

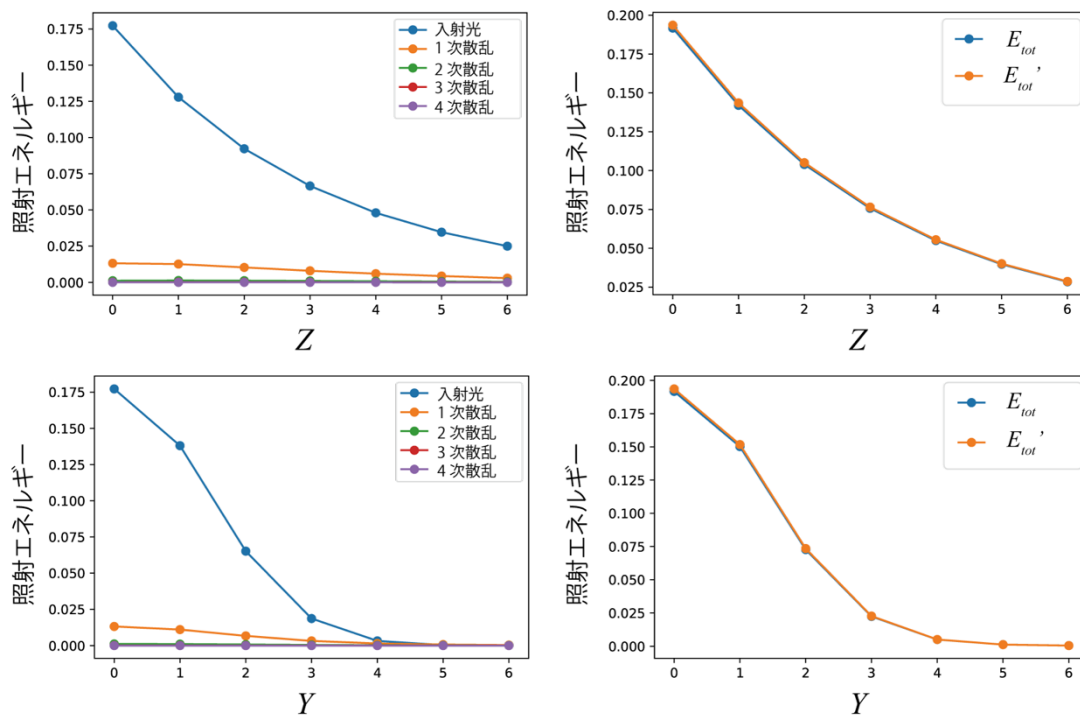


図 4.9 多重散乱における近似の影響。左の図は、1 から 4 次散乱の照射エネルギーを計算した分布であり、左上と左下はそれぞれ Z 軸と Y 軸における照射エネルギーを表している。右の図は、1 から 4 次散乱と入射光による照射エネルギーを足し合わせた値 E_{tot} と、式(4-25)により近似した散乱光と入射光を足し合わせた値 E_{tot}' を表している。右上と右下はそれぞれ Z と Y 軸における照射エネルギーを意味している。

4.5 中空マイクロカプセルを含む光硬化樹脂の光硬化モデルの検証

モデルの精度を検証するために、実測値との比較を行った。増粘剤 3wt%を含む光硬化樹脂 SCR770 に磁性微粒子 FA-700 とマイクロカプセルの濃度を変えて硬化深度と硬化幅を計測していった。図 4. 10 と図 4. 11 はそれぞれ硬化深度と硬化幅を示している。硬化深度はマイクロカプセルの濃度に対し比較的一定である。一方、硬化幅はマイクロカプセルの濃度が上がると上昇する。この傾向は磁性微粒子の濃度が低いほど顕著であった。

理論値と実測値を比較するとよく似た値をとることがわかる。このことは、我々のモデルがよい近似であることを示している。しかし、硬化幅に関しては、理論値よりも実測値は高めの値がでた。このことはマイクロカプセルの半径分だけ大きくなることに起因するのではないかとわれわれは考えている。硬化深度が理論値よりも低いのは、微粒子の影響で構造物がもろくなっているのだと考えている。

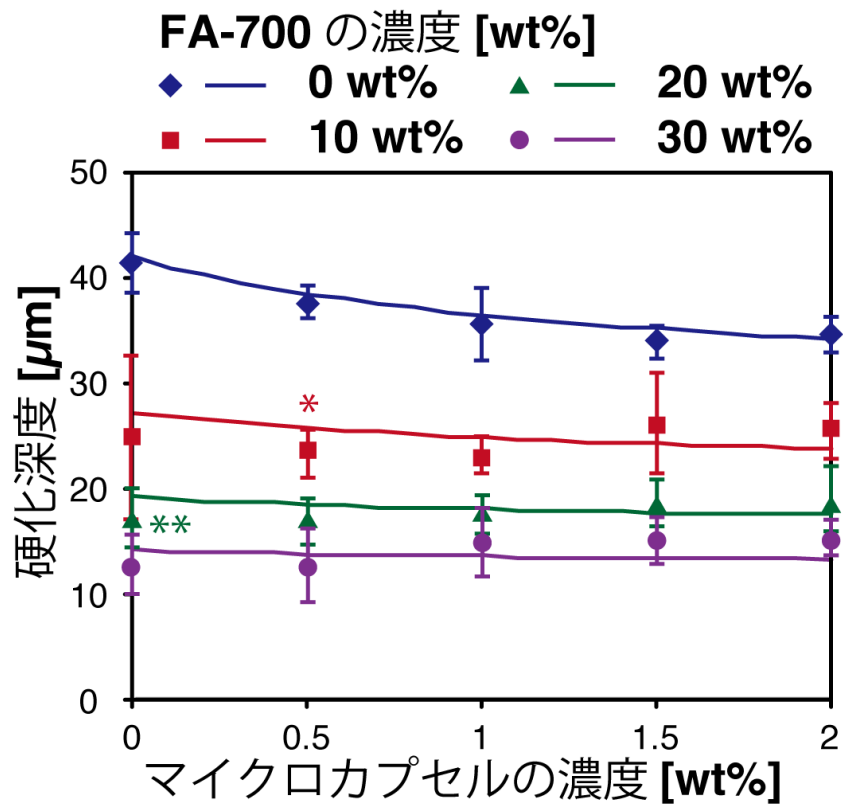


図 4.10 マイクロカプセルの濃度と硬化深度との関係。図の点が実測値で、図の線が理論値である。*と**はそれぞれ理論値との P 値が 0.05 と 0.01 以下のものを表している。

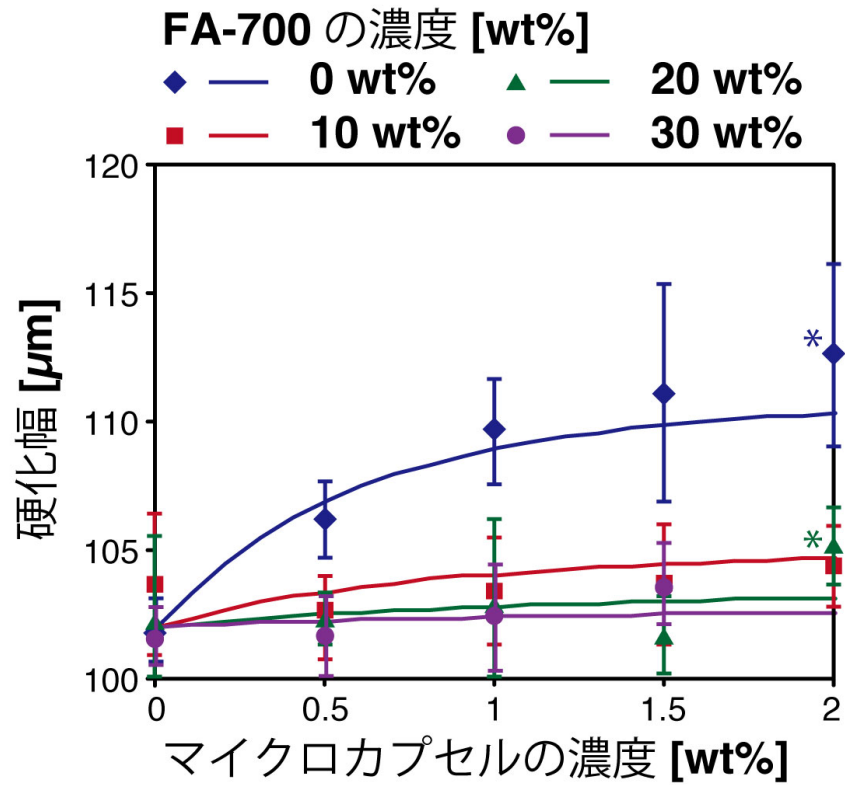


図 4.11 マイクロカプセルの濃度と硬化幅との関係。図の点が実測値で、図の線が理論値である。*と**はそれぞれ理論値との P 値が 0.05 と 0.01 以下のものを表している。

4.6 光硬化性能を悪化させない微粒子とは

最後に我々が構築した理論をもとに、微粒子による光硬化性の悪化を防ぐ方法について考える。

まず、光硬化特性の効率 η について、以下のようにアスペクト比の高さで定義する。

$$\eta = \frac{D}{\sigma_0} \frac{4\mu^2}{W^2} \quad (4-41)$$

ここで μ や σ_0 を入れているのは、微粒子がない場合では効率が 1 となるようにするのと無次元化のためである。硬化深度が高く、硬化幅が低いほうがいいことになる。

では、磁性微粒子を含む場合の光硬化特性の効率 η_m について計算する。式(4-15)と式(4-16)より効率を計算すると

$$\eta_m = \frac{1}{1 + \frac{w}{100 - (1 - \rho'/\rho)w} \frac{\rho' 3\sigma_0}{\rho 4a}} \quad (4-42)$$

となる。式(4-42)より磁性微粒子の含有量を大きくすると、効率が悪くなることがわかる。また、磁性微粒子の半径が大きいほど、効率は良くなる。よって、なるべく粒子径の大きい磁性微粒子を使ったほうがいいといえる。

光硬化特性を高めつつ、磁化特性が高いほうが望ましい。そこで、式(3-7)の磁化 M を M_0 と一定にした際の効率を計算する。式(4-42)より w を消去すると

$$\eta_m = \frac{4a}{4a + 3\sigma_0} \quad (4-43)$$

となる。この式からも、磁性微粒子の半径はなるべく高いほうがいいことがわかり、 σ_0 と比べて半径が十分大きくするべきだということも理解できる。

同様にしてマイクロカプセルにおける効率 η_c について計算すると

$$\eta_c = \frac{1}{1 + \sigma_0 N_c \pi a_c^2} \frac{D_0 + \sigma_0 \ln \left(1 + CN_c a_c^2 \sigma_c P \left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{D}{\sigma_c} \right) \right)}{D_0 + \sigma_0 \ln \left(1 + CN_c a_c^2 \mu Q \left(\frac{\sigma_c}{\mu}, \frac{W}{\mu} \right) \right)} \quad (4-44)$$

となる。はじめの項 $\frac{1}{1 + \sigma_0 N_c \pi a_c^2}$ をみると磁性微粒子と同じ項がでてくるため、マイクロカ

プセルにおいても直径は大きいほうが効率を高める。第二項をみると、深さ方向の散乱が分子、横方向の散乱が分母にある。ゆえに、深さ方向の散乱が高く、横方向の散乱を抑えるような微粒子は光硬化の効率を高めることがわかる。

以上のことをまとめると、微粒子は以下のように選定することが重要である。

1. 微粒子の直径は大きいほうがいい
2. 深さ方向の散乱は高く、横方向の散乱は抑えるようにする

この結論は、近似によりモデルをシンプルにすることで、得ることができた。このことから現象の本質をとらえる重要さが改めて実感できる。

4.7 まとめ

本章では、磁性微粒子とマイクロカプセルが光硬化樹脂に入った際に、硬化深度や硬化幅がどのように変化するかの数理モデルを構築した。本モデルにより、磁性微粒子とマイクロカプセルの含有量から、樹脂の硬化深度や硬化幅を正確に予測できることが示された。

本モデルは近似により完結な数式により表現されており、微粒子のどのパラメタが光硬化性に影響するのかを明白に理解することができる。これより粒子径が大きく、横方向の散乱を抑える粒子を選択した方が、光硬化性の低下を抑えられるという具体的な提言をすることができたことは実用上大きいだろう。

本モデルは、磁性微粒子やマイクロカプセルだけに止まらず、近似が十分に成り立てば一般の微粒子において応用可能である。そのため、本理論は光硬化樹脂の開発において基礎理論となると考えている。

5 章

磁気駆動マイクロマシンの 3次元造形と制御

3章で開発した樹脂により、中性浮力をもつ磁性マイクロ構造物を造形できるようになった。本章では、開発した樹脂を用いてスクリー型 of 磁気駆動マイクロマシンを造形し、水中で3次元制御できることを示す。

5.1 磁気駆動マイクロマシンの造形

図 5.1 に示す磁気駆動マイクロマシンは図 3.2 の光造形装置を用いて造形されたものである。長さ 2 (mm) であり直径は 0.3 (mm)、ピッチは 1 (mm) である。造形の手順は以下の通りである。光硬化樹脂 SCR770 に増粘剤 3 (wt%)、中空マイクロカプセル 1.5 (wt%) と磁性微粒子 FA-700 30 (wt%) を混ぜたものを樹脂として使用した。積層間隔は 30 (μm) とした。造形後はエタノールと超音波洗浄により、洗い流した。その後、ネオジウム磁石を用いて、半径方向へ着磁した。形状は大腸菌やゾウリムシの構造で有名な鞭毛型とした。

ねじのようなスクリー型と比べて、鞭毛型の推進効率が高いことは実験を通して経験的にわかっている。おそらく、スクリー型は推進する際に抵抗を受けやすいため効率が悪くなっているのではないかと考えている。本論文では行っていないが、上記のことを流体力学的に理解することは興味深い。



図 5.1 造形した磁気マイクロマシン。スケールバーは 1 (mm)である。

5.2 回転磁場制御装置

磁気駆動マイクロマシンを制御するために、一様な3次元磁場をかける必要がある。一様な磁場をかける方法にヘルムホルツコイルがある。ヘルムホルツコイルの磁場は以下のようにして計算することができる。ヘルムホルツコイルでは、半径 R の n 巻きコイルが二つ平行に R 離れている。コイルが軸上につくる磁場 B_{coil} はビオ・サバルの法則により

$$B_{coil} = \mu_0 n I \frac{R^2}{2(R^2 + x'^2)^{3/2}} \quad (5-1)$$

で与えられる。ここで I はコイルに流れる電流であり、 x' はコイル中心からの距離である。中心を $R/2$ だけずらした位置にすると磁場は

$$B_+ = \mu_0 n I \frac{R^2}{2(R^2 + (x + R/2)^2)^{3/2}} = f(x) \quad (5-2)$$

となる。そして、対象位置からのコイルによる磁場は

$$B_- = \mu_0 n I \frac{R^2}{2(R^2 + (x - R/2)^2)^{3/2}} = f(-x) \quad (5-3)$$

となる。よって、全体の磁場は

$$B = f(x) + f(-x) \quad (5-4)$$

となる。いま x は十分に小さいものとし、テイラー展開すると

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{\mu_0 n I}{R} + f''(0)x^2 + \frac{f''''(0)}{12}x^4 + O(x^6) \quad (5-5)$$

が得られる。 B は x に対して対称なので、偶数の項は2倍となり、奇次数の項は打ち消しあって消える。また、

$$f'(x) = -\frac{3\mu_0 n I}{2} \frac{R^2}{\left(R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2\right)^{\frac{5}{2}}} \left(x + \frac{R}{2}\right), \quad (5-6)$$

$$f''(x) = \frac{3\mu_0 n I}{2} \frac{R^2}{\left(R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2\right)^{\frac{5}{2}}} \left\{ 5 \frac{\left(x + \frac{R}{2}\right)^2}{R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2} - 1 \right\}, \quad (5-7)$$

$$f'''(x) = \frac{15\mu_0 n I}{2} \frac{R^2 \left(x + \frac{R}{2}\right)}{\left(R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2\right)^{\frac{7}{2}}} \left\{ 2 \frac{R^2}{R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2} - 1 \right\}, \quad (5-8)$$

$$f''''(x) = \frac{15\mu_0 nI}{2} \frac{R^2}{\left(R^2 + \left(x + \frac{R}{2}\right)^2\right)^{11/2}} (R^4 - 3R^2(x + R/2)^2 + 6(x + R/2)^4), \quad (5-9)$$

なので最終的に

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{\mu_0 nI}{R} + \left(\frac{4}{5}\right)^{5/2} \frac{\mu_0 nI}{5R} \left(\frac{x}{R}\right)^4 + O(x^6) \quad (5-10)$$

が得られる。式(5-10)からわかるように、1 から 3 次の項がないので、中央付近ではほぼ一定の磁場となる。

図 5. 2 は作成した 3 軸ヘルムホルツコイルである。中央にはスペースがあり、磁気マイクロマシンを駆動する領域となる。ヘルムホルツコイルでは通常半径と距離は等しくすべきだが、コンパクトにするために横方向のヘルムホルツコイルは半径の 2 倍程度となっている。一様磁場の領域に問題がある場合は、コイルの半径を 2 倍する必要があるだろう。

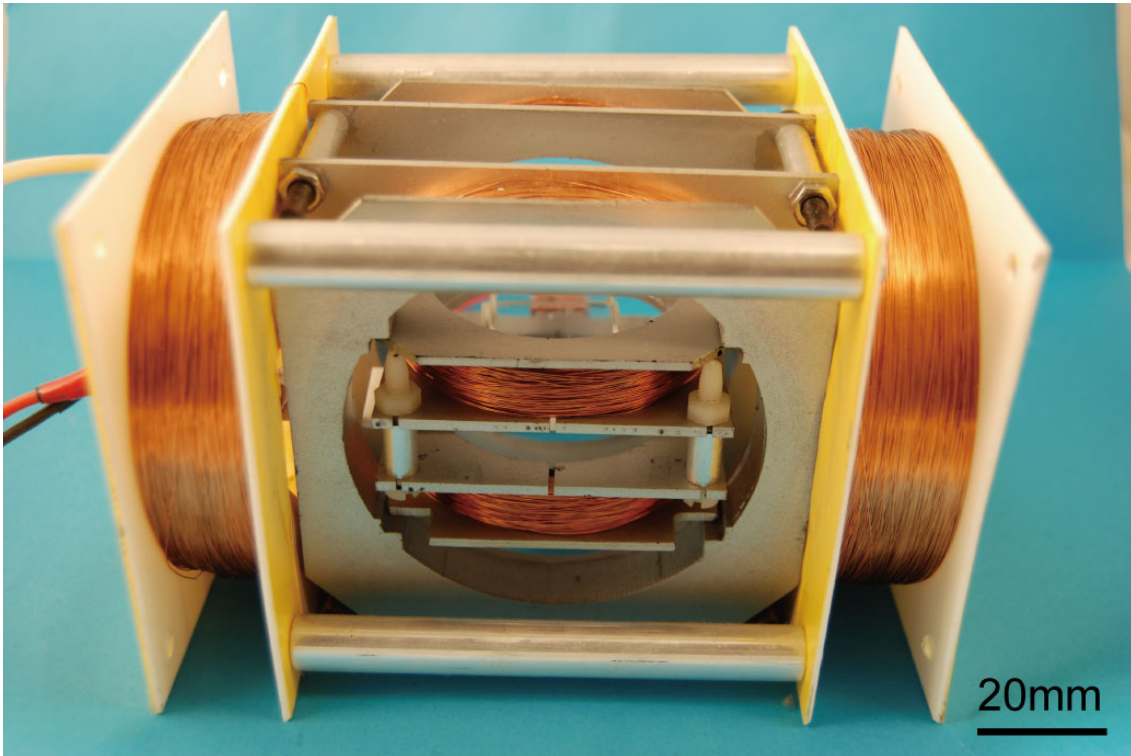


図 5.2 軸ヘルムホルツコイルの外観 スケールバーは 20 (mm)である。中央に 20 (mm) 角の容器がある。

5.3 回転磁場をつくる際のコイルへの電流制御について

指定した周波数、大きさと方向を向いた回転磁場を3軸ヘルムホルツコイル対により作りたいとする。いま、DAボードからアンプを通し、ヘルムホルツコイル対への電流を制御している状態を考える。どのような3つの電圧値を時系列で流せば、目標とする回転磁場が得られるかという問題である。

はじめに、図5.3のような空間座標系を考える。磁気駆動マイクロマシンをZ軸正の方向へ動かしたい場合、Z軸に対して反時計周りに周波数 k で磁場をかければよい。よって、

$$\vec{H}_0 = \begin{pmatrix} H \cos 2\pi kt \\ H \sin 2\pi kt \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5-11)$$

となる。次にZY平面からX軸を基準として、反時計周りに θ 回転させた方向へ磁気駆動マイクロマシンを動かしたいとする。すると

$$\vec{H}_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} H \cos 2\pi kt \\ H \sin 2\pi kt \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H \cos 2\pi kt \\ H \sin 2\pi kt \cos \theta \\ -H \sin 2\pi kt \sin \theta \end{pmatrix} \quad (5-12)$$

が得られる。 θ の範囲は0から π である。次に、Z軸を基準として、反時計周りに ϕ 回転させたとすれば、

$$\begin{aligned} \vec{H} &= \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi & 0 \\ -\sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} H \cos 2\pi kt \\ H \sin 2\pi kt \cos \theta \\ -H \sin 2\pi kt \sin \theta \end{pmatrix} \\ &= H \begin{pmatrix} \cos 2\pi kt \cos \phi + \sin 2\pi kt \cos \theta \sin \phi \\ -\sin 2\pi kt \cos \phi + \sin 2\pi kt \cos \theta \cos \phi \\ -\sin 2\pi kt \sin \theta \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (5-13)$$

が得られる。 ϕ の範囲は0から 2π である。いま、ヘルムホルツコイル対 X,Y,Z にたいして、電流 I_x, I_y, I_z を流したとする。このとき、中央には

$$\vec{H} = \begin{pmatrix} \alpha_x I_x \\ \alpha_y I_y \\ \alpha_z I_z \end{pmatrix} \quad (5-14)$$

の磁場が生じる。ここで、 $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$ は定数である。コイルに対する電流は、アンプを通してDAボードの値 (V_x, V_y, V_z) により指定することができる。よって、

$$\begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_x V_x \\ \beta_y V_y \\ \beta_z V_z \end{pmatrix} \quad (5-15)$$

が得られる。ここで、 $\beta_x, \beta_y, \beta_z$ は比例定数であり、アンプにより調整可能である。この

ときの磁場は式(5-14)より

$$\vec{H} = \begin{pmatrix} \alpha_x \beta_x V_x \\ \alpha_y \beta_y V_y \\ \alpha_z \beta_z V_z \end{pmatrix} \quad (5-16)$$

となる。いま、 V_x, V_y, V_z のそれぞれに対して、一定の電圧 V_0 を与え、磁場の大きさが H_0 と一定となるように $\beta_x, \beta_y, \beta_z$ を調整したとする。すると

$$\alpha_x \beta_x = \alpha_y \beta_y = \alpha_z \beta_z = \frac{H_0}{V_0} \quad (5-17)$$

が得られる。この関係式により、電圧ベクトルに磁場は比例するようになる。このことから、式(5-13)のベクトルに比例した電圧を DA ボードから出力すれば、目的とした回転磁場を得ることができることがわかる。つまり、

$$\begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} = V_{max} \begin{pmatrix} \cos 2\pi kt \cos \phi + \sin 2\pi kt \cos \theta \sin \phi \\ -\sin 2\pi kt \cos \phi + \sin 2\pi kt \cos \theta \cos \phi \\ -\sin 2\pi kt \sin \theta \end{pmatrix} \quad (5-18)$$

を DA ボードから出力すればいい。ここで V_{max} は DA ボードで出力できる最大電圧であり、5(V)を使用した。

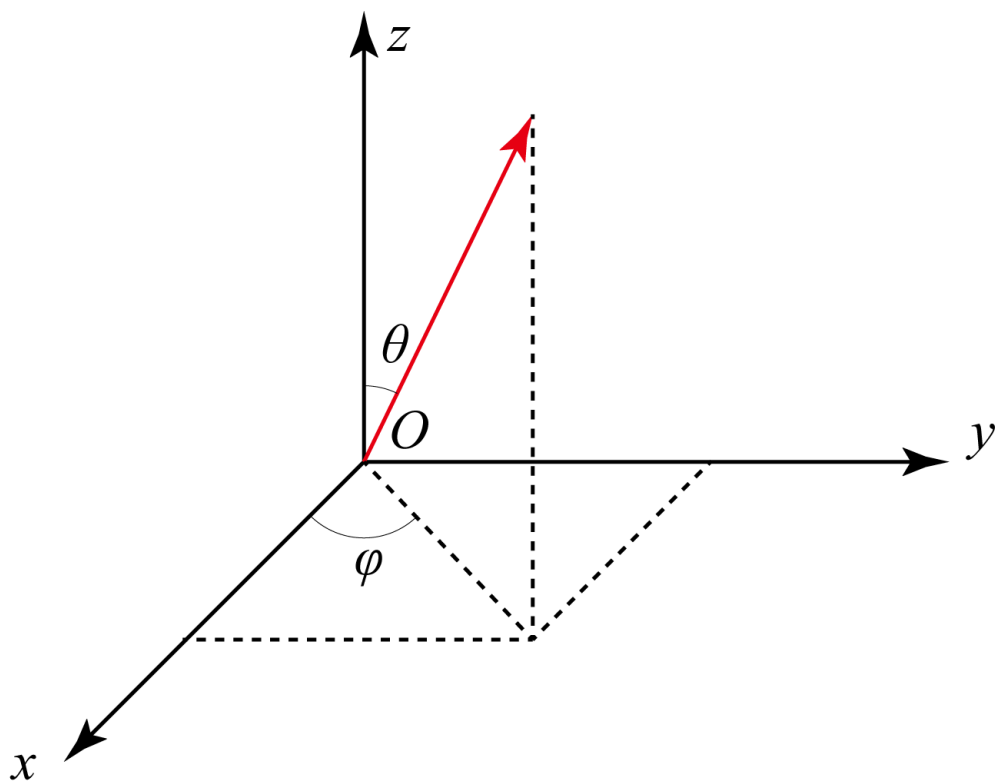


図 5.3 回転磁場の方向の定義 z 軸の正の方向が鉛直上向きである。赤矢印が磁気駆動マイクロマシンの進行方向を示している。

5.4 磁気駆動マイクロマシンの3次元制御

5.3 の考察をもとに、ヘルムホルツコイル対から指定した周波数と方向の回転磁場を作ることのできるプログラムを Visual Studio と C++ を用いて作成した。ここで、 V_{max} の電圧をかけている際の磁場の大きさは 3.4(mT) である。そして、図 5.1 の磁気駆動マイクロマシンを水の入った 2 (cm) 角のプラスチック槽に入れて、3 次元制御を行った。駆動している磁気駆動マイクロマシンは、顕微鏡(VHX-2000, キーエンス)により撮影することができる。

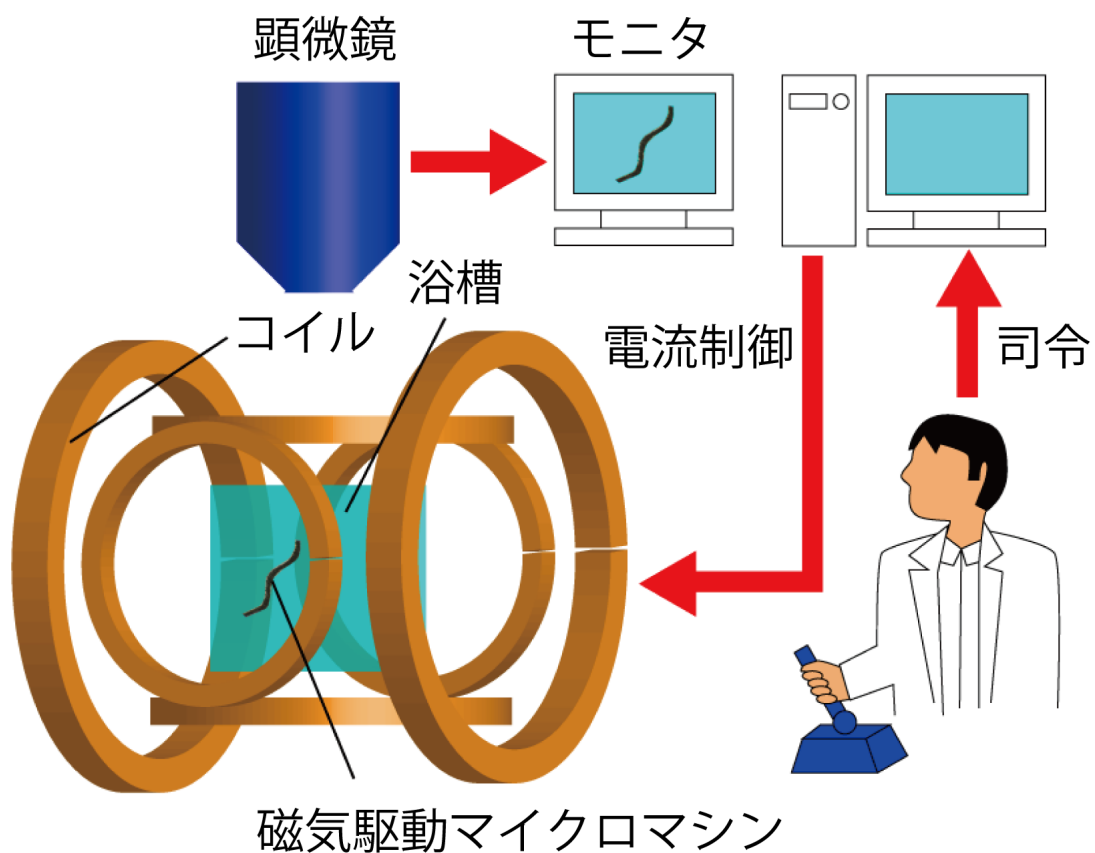


図 5.4 磁気駆動マイクロマシンの制御系の構成 実験者がコンピュータへ磁気駆動マイクロマシンの移動方向と速度を指定する。コンピュータは与えられた値から、ヘルムホルツコイルへ流す電流を指定し、DA ボードからアンプを通してコイルへ電流を流す。顕微鏡により磁気駆動マイクロマシンをリアルタイムに観測することができる。

図 5.5 は磁気駆動マイクロマシンを 3 次元的に制御した時の様子を撮影したものである。回転磁場の周波数は 50(Hz)であり、回転磁場の方向は制御用 PC からマニュアルで行った。はじめ水平方向に進み、途中から 45 度上へ鉛直上向き方向を変え、再度水平に進むように操作した。図 5.5 からわかるように、重力の影響を受けることなく上昇することができた。また、方向転換も素早く行うことが確認できた。

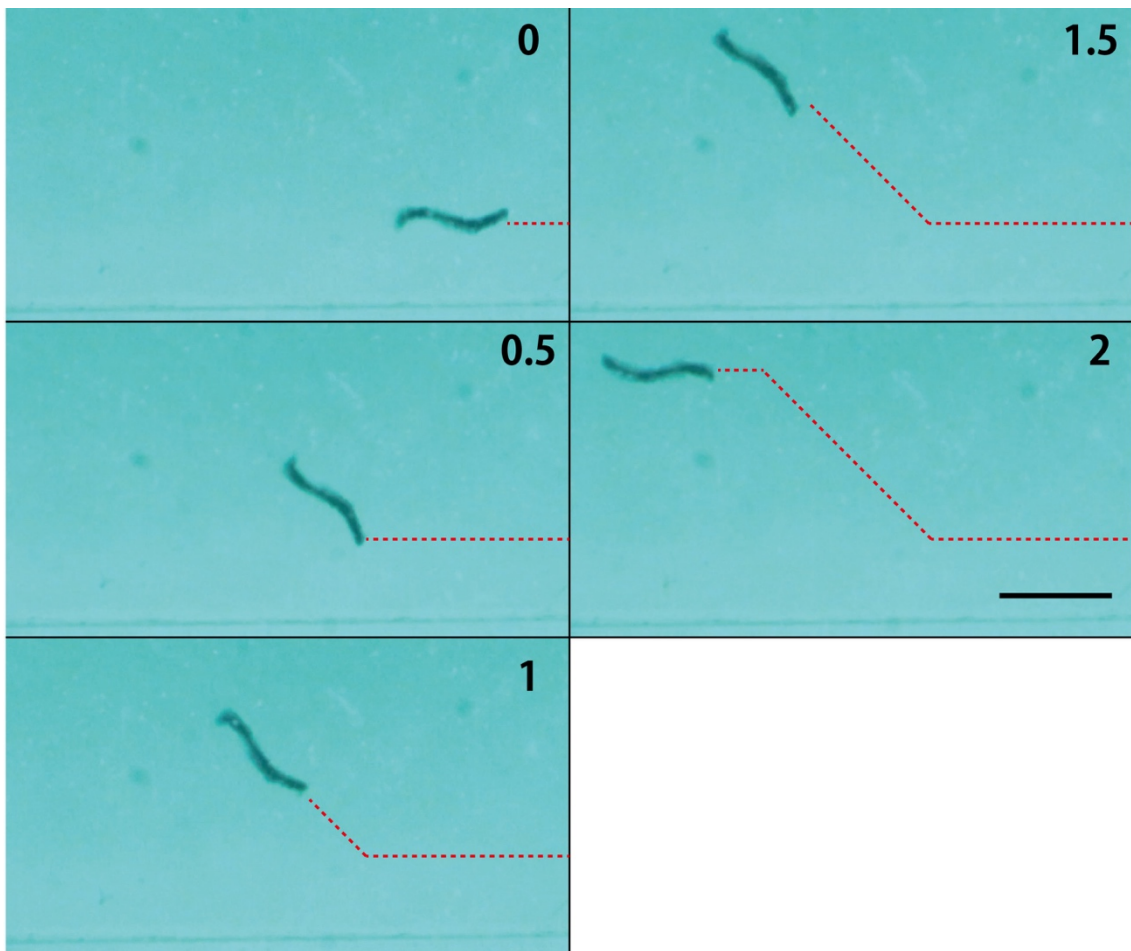
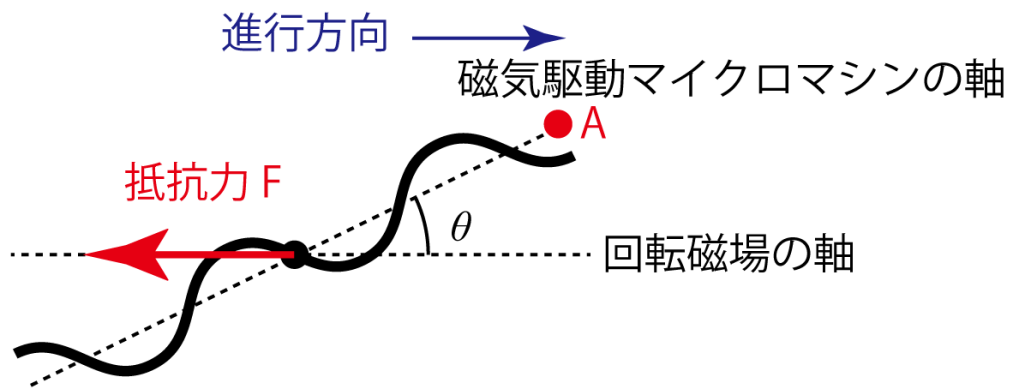


図 5.5 磁気駆動マイクロマシンの 3次元駆動。右から水平に移動し、上 45 度上がり、再び水平に進むように制御してある。下方向が重力の方向である。スケールバーは 2 (mm)である。右上の数字は時間を示しており、単位は秒である。赤い点線は磁気駆動マイクロマシンの軌跡を示している。回転磁場の周波数は 50(Hz)である。

回転磁場を与えると磁気駆動マイクロマシンは、回転磁場の軸と磁気駆動マイクロマシンの軸が同じになるように回転する。なぜ、回転磁場の軸と磁気駆動マイクロマシンの軸が同じになるように安定するのかについては明白ではない。磁気駆動マイクロマシンは、半径方向へ着磁してあるので、着磁方向が回転磁場に追従するように動けばいい。磁気駆動マイクロマシンの着磁方向を固定したとしても、回転1軸が自由となる。そのため解は1つではない。

回転磁場の軸と磁気駆動マイクロマシンの軸が同じになるように回転する理由として以下のことを考えている。図 5.6 は磁気駆動マイクロマシンが回転磁場に対して起こりうる運動を表したものである。回転磁場の軸に対して、磁気駆動マイクロマシンの軸は角度 θ で回転する。ここでの問題は、なぜ角度 θ が 0 で安定するのかということである。磁気駆動マイクロマシンが水中を進むと、進行方向とは逆方向に抵抗力 F を受ける。図 5.6 のように点 A を定め、磁気駆動マイクロマシンの半径を r とすれば、 $-rF\sin\theta$ のトルクをうける。このトルクは回転磁場の角度によらず一定である。このことは、角度 θ が 0 になるように安定することを意味している。この効果は抵抗力によるものなので、もし仮説が正しいならば磁気駆動マイクロマシンの速度が速いほど安定することが予想される。

回転磁場の角度： 0°



回転磁場の角度： 180°

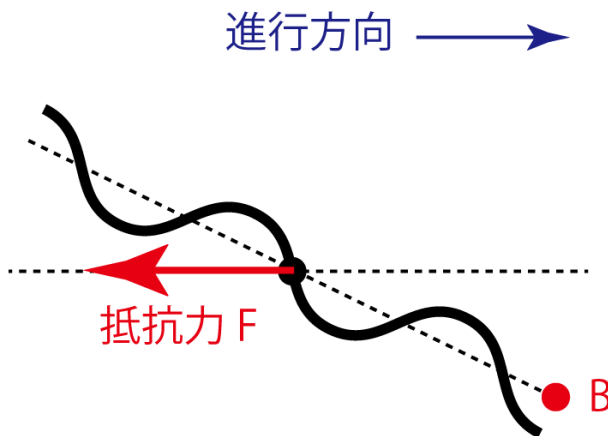


図 5.6 磁気駆動マイクロマシンの軸と回転磁場の軸が一致する理由。磁気駆動マイクロマシンは半径方向に着磁されている。回転磁場の方向と着磁の方向が一致するように磁気駆動マイクロマシンは駆動する。この条件では、図のように回転磁場の軸に対して磁気駆動マイクロマシンの軸が角度 θ ずれていても問題ない。上図と下図は回転磁場の角度がそれぞれ 0° と 180° のときを示している。磁気駆動マイクロマシンは右方向へ進行しており、流体からの抵抗 F を受けている。A と B は磁気駆動マイクロマシンの末端の点を意味する。磁気駆動マイクロマシンの半径は r である。

次に、磁気駆動マイクロマシンの泳動特性を計測した。周波数を変えた際の、磁気駆動マイクロマシンの泳動速度を顕微鏡により計測した。図 5.7 は回転磁場の周波数と泳動速度の関係を示している。図 5.7 は、回転磁場の周波数に依存して速度が一次関数的に上昇ことを示している。原点を通らないのは、摩擦による影響なのかもしれない。図 5.7 の特性より、回転磁場の周波数を制御することで、泳動速度を自在に制御することが可能なことがわかる。また、200 (Hz)以上になると、磁気駆動マイクロマシンが回転に追従できなくなり止まってしまう。この現象は粘性によって、磁気駆動マイクロマシンが回転磁場に追従できないことによるものだと考えている。高い周波数で駆動するには、

1. 磁場を高くする
2. 磁気駆動マイクロマシンの磁化を向上させる
3. 液体の粘性を下げる

といった必要があるだろう。また、水平方向と垂直方向で同じ泳動特性を示している。このことは、磁気駆動マイクロマシンが中性浮力化できていることの証明となる。

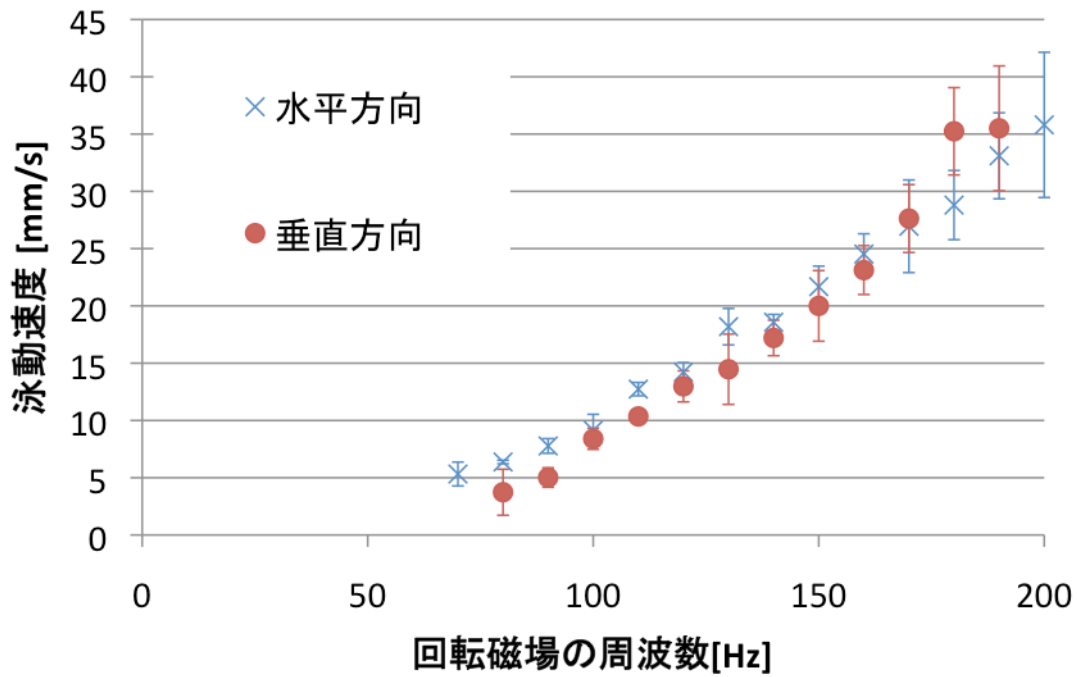


図 5.7 磁気駆動マイクロマシンの泳動特性。赤丸と青バツはそれぞれ鉛直上向きと水平方向に磁気駆動マイクロマシンが移動した際の速度を示す。誤差バーは標準偏差を示す。

磁場に対する磁気駆動マイクロマシンの追従特性を計測することにした。回転磁場の方向を水平方向から鉛直上向きに 45 度向上させた場合と、水平方向から水平方向で 45 度変化させた場合とで、磁気駆動マイクロマシンの角度変化を計測した。この際、回転磁場の大きさと周波数はそれぞれ 3.4(mT)と 50(Hz)である。

図 5.8 はその結果を示している。角度変化が水平であろうと鉛直方向であろうと結果はほぼ同じであった。このことは磁気駆動マイクロマシンが中性浮力化されているからである。速度の追従性をみると、45 度の半分である 22.5 度に達するまで、32(ms)の時間を要した。ビデオレートは 33(ms)であることから、人が操作する上で申し分ない速度であることがわかる

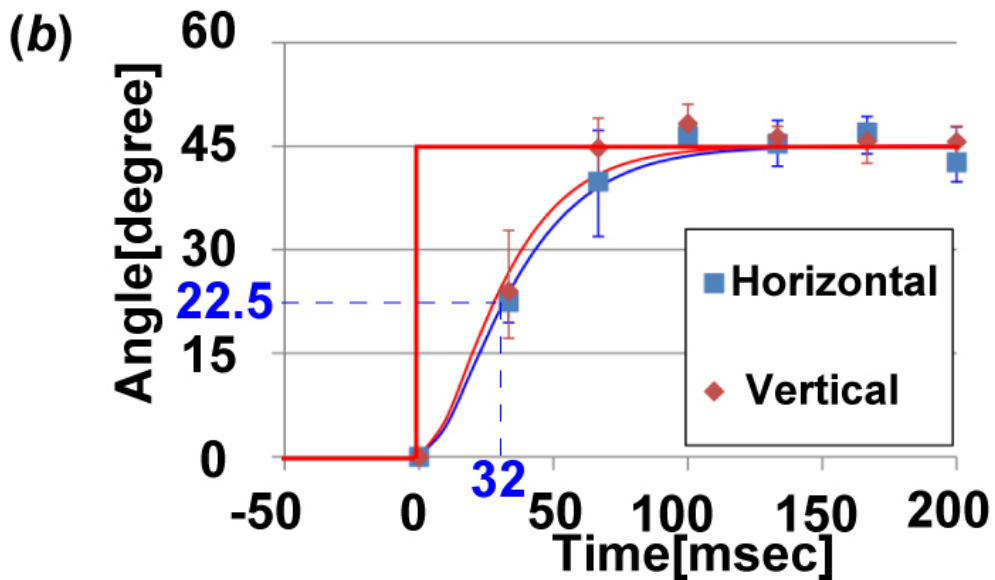
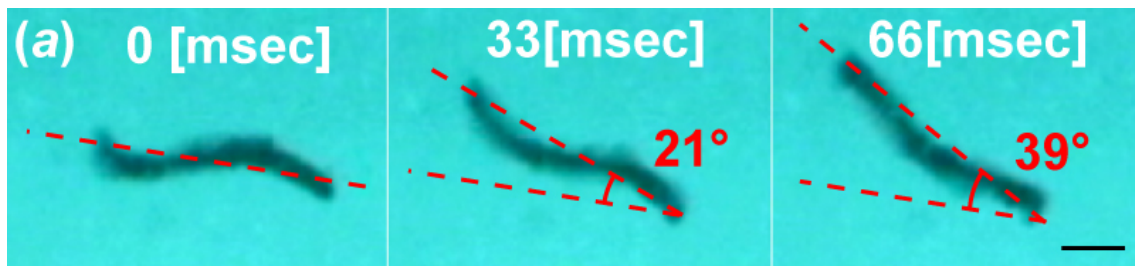


図 5.8 磁気駆動マイクロマシンの磁場追従特性 (a)角度変化の例。スケールバーは 0.3(mm)。 (b)角度変化の時系列変化。赤い太線は、回転磁場の変化を表している。青の四角と赤のダイヤモンドはそれぞれ、水平方向から水平方向 45 度だけ磁気駆動マイクロマシンの角度を変化させた際の結果と、水平方向から鉛直上向きに 45 度だけ磁気駆動マイクロマシンの角度を変化させた結果を意味している。

5.5 まとめ

本研究では、中性浮力化した磁気駆動マイクロマシンを造形した。そして、3次元一様磁場を発生させるために、3軸のヘルムホルツコイル対を設計・製作し、磁気駆動マイクロマシンを観察しつつ、3次元回転磁場を任意方向に発生できるシステムを構築した。本システムを用いて、磁気駆動マイクロマシンの3次元泳動特性を調べた結果、水平方向と鉛直上向きにおいて同じ泳動特性を示した。このことは、磁気駆動マイクロマシンが中性浮力であることを示している。

スクリュー型の磁気駆動マイクロマシンを3次元的に制御した試みは世界初の事例である。外部磁場に対する追従性も32(ms)と人が快適に操作するのに十分な性能を持つことがわかる。

本研究により、重力によるマイクロマシンの3次元駆動の課題は解決された。体積力を用いて磁気駆動マイクロマシンを3次元的に制御する方法と比べて、スクリュー型は高速に移動できるという特長がある。また、速度が厳密に回転磁場の方向を向くので、速度制御にフィードバックをかける必要もない。そのため、物質を効率よく運ぶことにも利用できると考えている。

6 章

磁場下光造形法による磁気駆動 マイクロマシンの磁化特性向上

スクリー型磁気駆動マイクロマシンの磁性が高いほど、最大泳動周波数は高くなる。そのため、磁気駆動マイクロマシンの磁性は高ければ高いほどよい。本章では、磁気駆動マイクロマシンの磁化を向上させる造形方法の提案と実証を行った。

6.1 磁場下光造形装置の構築

ボンド磁石を作る際、着磁方向へ磁場をかけながら作製する。磁性微粒子には磁化容易軸が存在する。外部磁場により磁性微粒子の磁化容易軸がそろうことで、磁化が向上する。このことから「光造形中に磁場をかけながら造形すれば、磁化が向上するのではないか」と考え検証を行った。

図 6.1 に示すように、ネオジウム磁石を Z ステージに 2 つ取り付けた構造を作製した。M 字型アルミステージを機械工作し、M 字型アルミステージの 2 つの隙間にネオジウム磁石を配置できる構造になっている。ネオジウム磁石を入れる容器は、光造形により作製した。磁石入れの容器はバネにより下に押し付けられて、M 字型アルミステージに密着する構造になっている。この構造により磁石の中央位置がステージ中央と一致し、ステージ中央で磁場が最大となる。

本装置の中央の磁場を計測した。図 6.2 は測定した中央での磁場を示している。中央付近で最小値をとり、下に凸な関数となった。磁気駆動マイクロマシンの直径は 0.5(mm)程度なので、ほぼ中央で磁場は一定であると考えていいだろう。

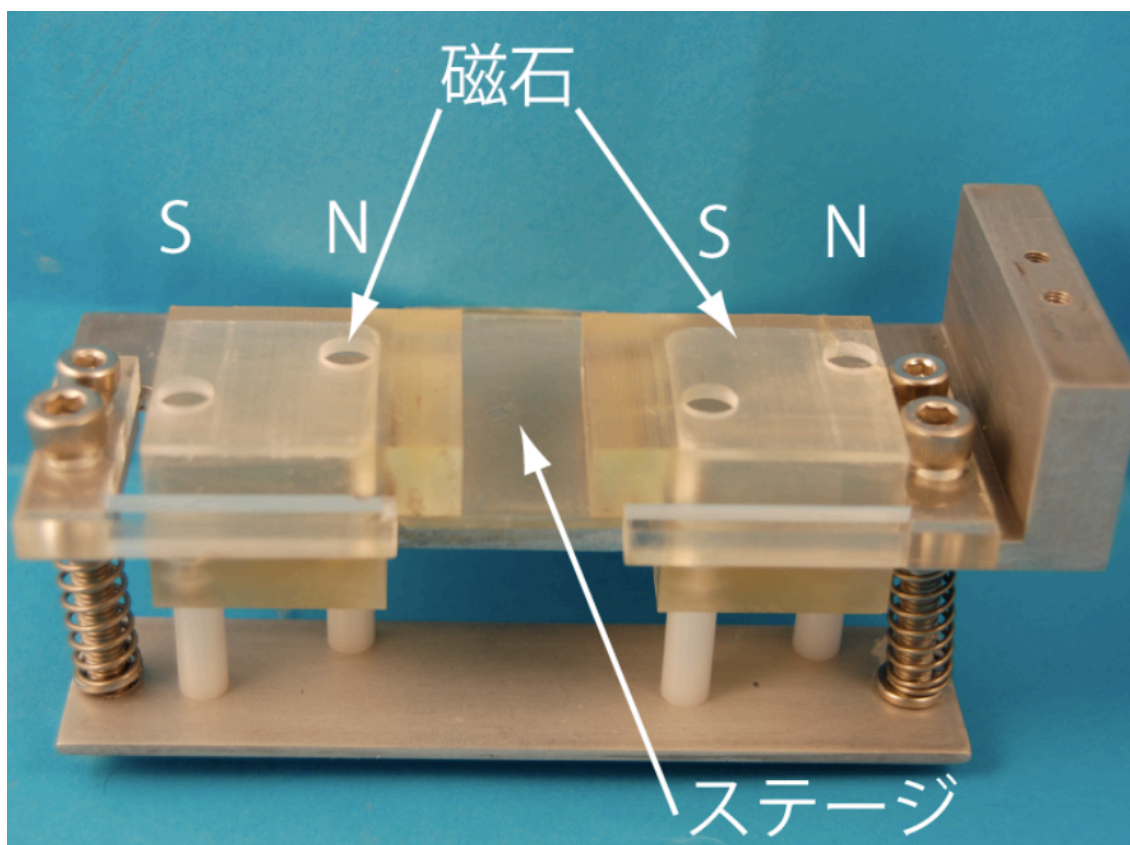


図 6.1 磁場存在下で造形するための Z ステージ 中央部分に構造物が造形される。中央部分の両脇に 2 つのネオジウム磁石があり、中央部に磁場を形成している。S と N は磁石の S 極と N 極をそれぞれ示す。ステージ部分の幅が 10(mm)である。

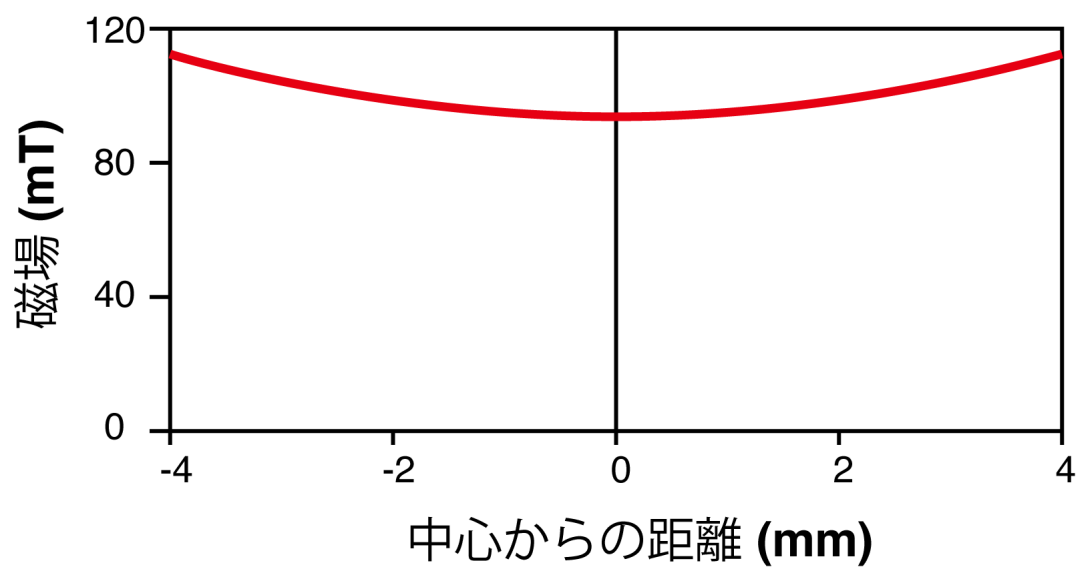


図 6.2 ステージ中心付近の磁場分布 図 6-1 の中央部分の磁場を測定したもの。平均値を示す。

6.2 磁場下光造形法による磁性構造物の特性評価

磁場をかけた場合とかけていない場合とで、磁気駆動マイクロスクリューの造形をおこった。ここで使用した樹脂は、フェライト微粒子 30(wt%)、中空マイクロカプセル 1.5(wt%)、増粘材 3(wt%)を SCR770 へ混ぜたものを用いた。そして、造形した磁気駆動マイクロマシンの長さ、直径とピッチはそれぞれ 2、0.5 と 1.5(mm)である。図 6.3 は実際に造形した磁気駆動マイクロマシンを示す。磁場がかかっている状況下においても造形できていることがわかる。比較のため、磁場をかけていない場合でも同様に、磁気駆動マイクロマシンを作製した。

次に、磁場がある場合とない場合とで造形した磁気駆動マイクロマシンを半径方向へ着磁し、泳動特性の計測を行った。図 6.4 は測定した泳動特性を示している。どちらも回転磁場の周波数に比例して、泳動特性が向上した。しかし、磁場をかけた場合では、70(Hz)まで駆動できるが、磁場をかけずに造形すると 50(Hz)までしか駆動できない。

このことから、磁気駆動マイクロマシンの磁化特性を向上するのに、磁場をかけながら造形することは有効であることがわかる。

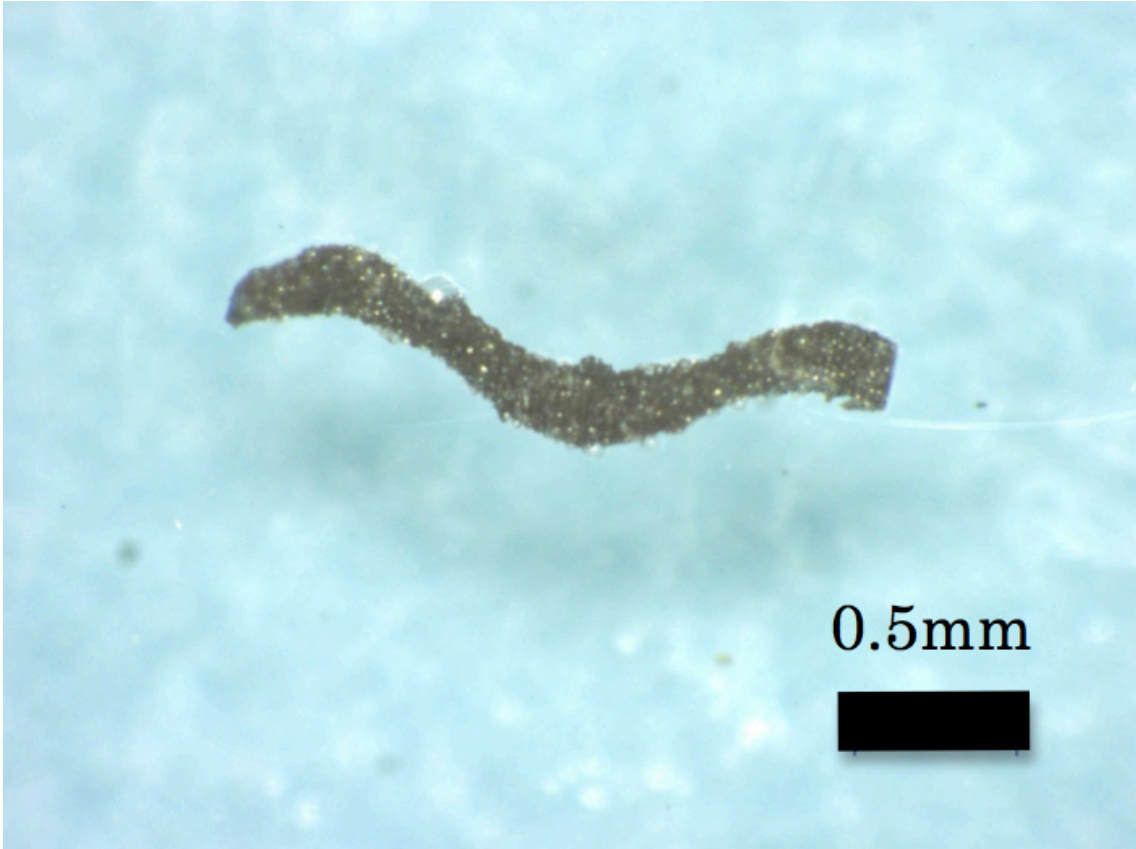


図 6. 3 磁場存在下で造形した磁気駆動マイクロマシン スケールバーは 0.5 (mm)である。

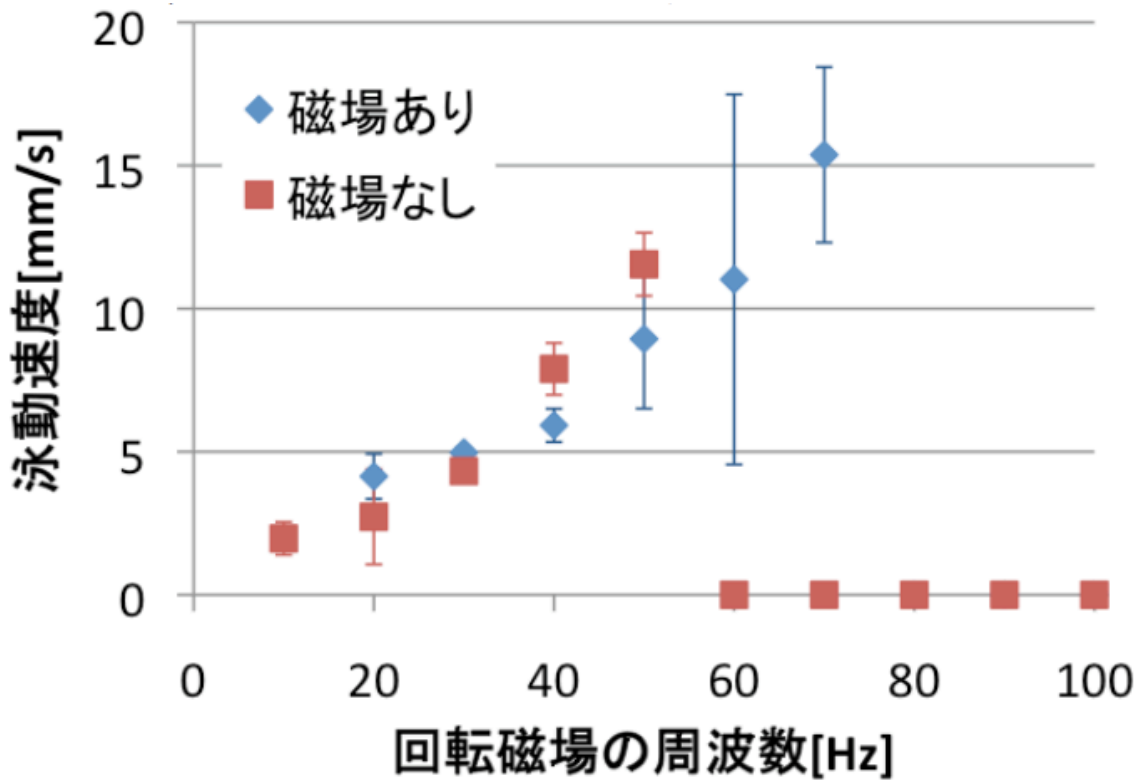


図 6. 4 造形時の磁場が泳動特性に与える影響 青色のダイヤと赤色の四角はそれぞれ磁場存在下で造形した磁気駆動マイクロマシンと磁場がない状態で造形した磁気駆動マイクロマシンの泳動特性をしめす。エラーバーは標準偏差を示す。

6.3 まとめ

本研究では、磁気駆動マイクロマシンの駆動性能を上げるために、磁場をかけながら造形するという新規造形法「磁場下光造形法」の提案と実証を行った。その結果、泳動限界を 40%向上させることに成功した。本手法では、磁性微粒子の種類や含有量を変える必要がないため、画期的な方法である。

7章

2光子マイクロ光造形を用いた 磁気駆動マイクロマシン造形手法 の開発

第5章で開発した磁気駆動マイクロマシンは、サイズが2(mm)と大きく、主に手術用途を考え開発された。磁気駆動マイクロマシンのサイズを一桁小さくできれば、磁気駆動マイクロマシンを細胞操作などへ用いることが可能となる。そこで、磁気駆動マイクロマシンの小型化についての研究を行った。

7.1 二光子マイクロ光造形装置

図7.1は二光子マイクロ光造形装置の概略を示している。レーザーはフェムト秒Ti:サファイアレーザーを使用した。レーザーはNDフィルター(NDF)により光強度を調整したのち、電動シャッター(MS)を通過する。その後、ガリレオ式ビームエキスパンダー(L1とL2)によりビーム直径を拡大する。2軸ガルバノスキャナを通過したのち、ケプラー式ビームエキスパンダー(L3とL4)を通過し、ダイクロイックミラー(D1)で反射し、対物レンズ(OL)へと入る。対物レンズでの焦点位置は、2軸ガルバノスキャナによりXY方向へ制御することができる。レンズL4と対物レンズの距離はレンズL4の焦点距離、レンズL4とレンズL3との距離はレンズL4とレンズL3の焦点距離を足したものの、レンズL3とレンズガルバノスキャナの距離はレンズL3の焦点距離となるように光学系を調整する。このようにすることで、テレセントリック光学系にすることができ、対物レンズでの集光が対物レンズ面に対して常に垂直となる。

2軸ガルバノミラーには有限な距離があるので、ガルバノXとYとの間にケプラー式のビームエキスパンダーをもう一つ入れると、厳密なテレセントリック光学系を構築することができるだろう。ステージはX、Y、Z方向に制御することができる。そして、ダイクロイックミラーを通して、造形物をカメラで透過光観察することができる。制御用パソコンにより、ステージのXYZ方向と、ガルバノミラー、そして電動シャッターを制御することができる。制御用プログラムはLabVIEWによって作製した。

造形のアゴリズムは以下の通りである。

1. ガラス面に焦点を合わせる(マニュアル作業。レーザーシャッターを開けて、構造物が造形させる位置を探す)
2. レーザーシャッターを開ける
3. 焦点を走査して1層造形する
4. ステージを下げる

5. 3 と 4 を最終層まで繰り返す
6. レーザーシャッターを閉じる
7. 造形終了

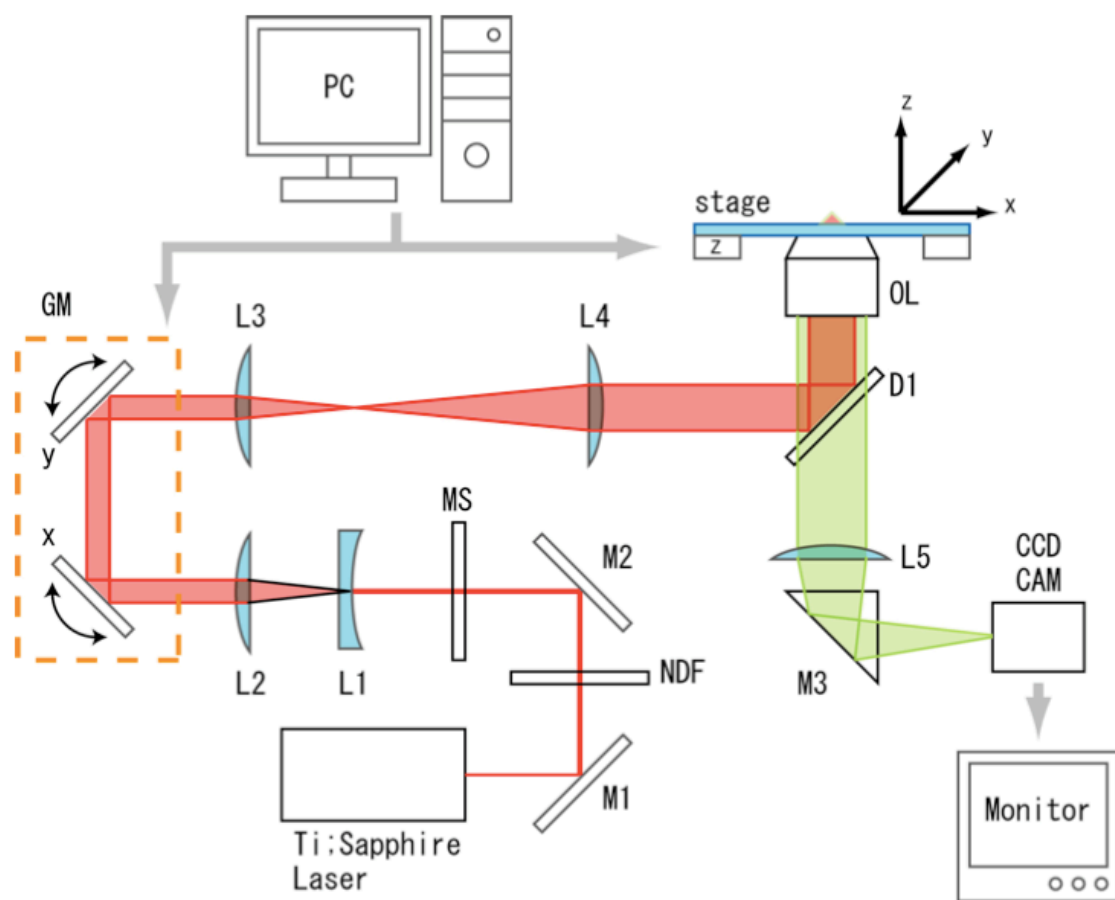


図 7.1 2 光子マイクロ光造形装置 L1 から L5 と M1 から M3 はそれぞれ片凸レンズとミラーを意味する。D1、OL、GM、CCD CAM、Monitor と PC はそれぞれダイクロイックミラー、対物レンズ、ガルバノミラー、CCD カメラ、モニターとパソコンをそれぞれ意味する。

7.2 マイクロ・ナノハイブリッド光造形法

磁性光硬化樹脂に対して、二光子マイクロ光造形を行った。しかし、磁性微粒子にレーザー光が当たると、気泡が生じ造形することができなかった。この現象はおそらく、強い赤外光が磁性微粒子に吸収されて、熱が生じた結果おこる現象だと考えられる。よって、磁性光硬化樹脂を二光子マイクロ光造形法に用いることはできないという結論にいたった。

上記の問題を解決するために、1光子マイクロ光造形法と2光子マイクロ光造形法を組み合わせる方法を考案した。この方法を、マイクロ・ナノハイブリッド光造形法と呼ぶことにする。本手法では、磁性部分を1光子マイクロ光造形法で作製し、微細部分を2光子マイクロ光造形法で作製する方法である。図7.2のように、はじめに1光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を用いて、点状の構造物を作製する。1光子マイクロ光造形法では分解能は約10(μm)と低いが、磁性光硬化樹脂を用いることができる点を有効活用した。この際、構造物の周りに壁を作り、洗浄の際に構造物が流れないようにしている。

次に、未硬化の磁性光硬化樹脂をエタノールで洗い流し、光硬化樹脂を再びのせた。最後に、磁性構造物の後ろに、スクリーンを2光子マイクロ光造形法で作製した。この際、磁性微粒子に当たると、泡が発生するので焦点が当たらないようにXYステージの位置を調整した。

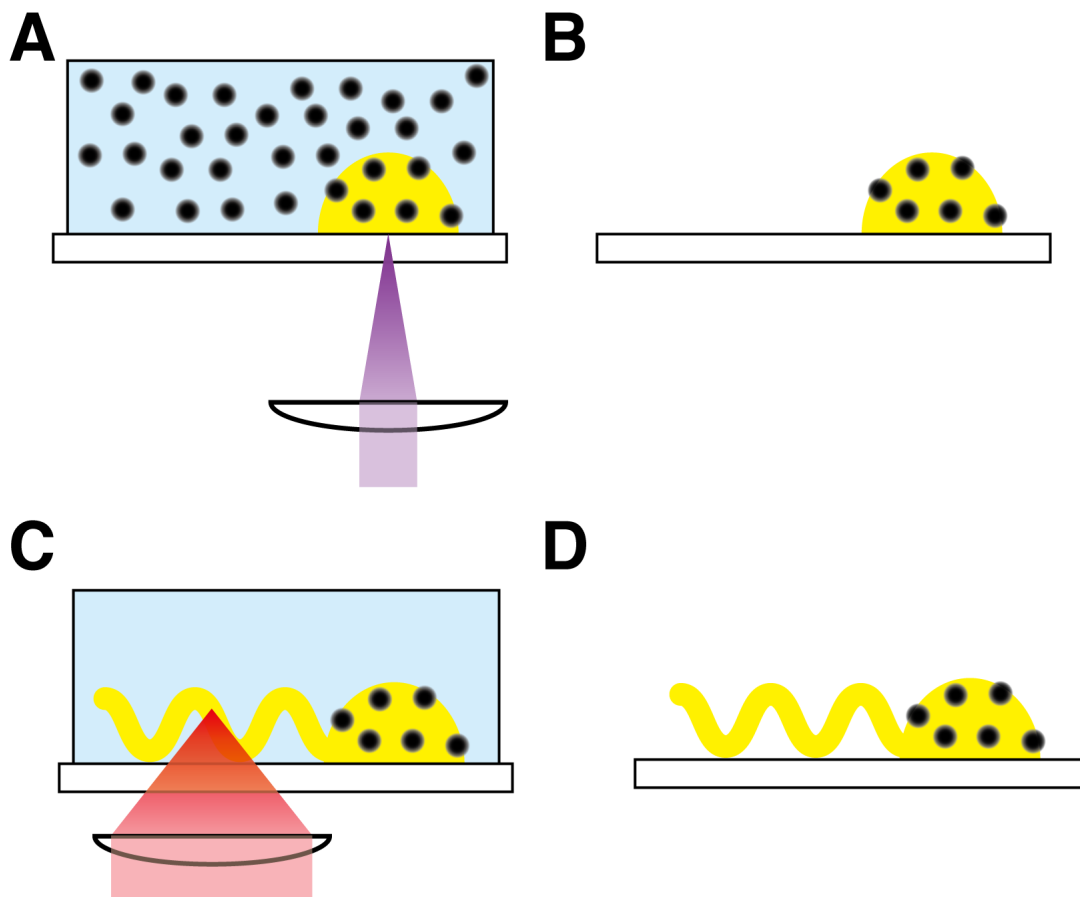


図 7.2 マイクロ・ナノハイブリッド光造形法の手順 (A) 1光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂を用いて、磁性をもった点状の構造物を造形する。(B) 未硬化の磁性光硬化樹脂をエタノールと洗浄液により除去する。(C)光硬化樹脂をのせ、二光子マイクロ光造形法によりスクリュー部分を造形する。(D)残留している未硬化の光硬化樹脂をエタノールと洗浄液により洗い流す。

マイクロ・ナノハイブリッド光造形法を用いて、最高で数百ナノメートルの分解能の構造をもつ磁気駆動ナノマシンを造形した。磁性光硬化樹脂としてフェライト微粒子 10(wt%)、増粘材 5(wt%)と SCR770 を混ぜたものを使用した。カバーガラスに磁性光硬化樹脂をのせて、1 光子マイクロ光造形法で、点状の構造物を造形した。その後、未硬化樹脂を洗い流し、SCR701 をのせ、2 光子マイクロ光造形法によりスクリュー部分を造形した。この際、長さとしピッチをそれぞれ 20 と 5(μm)とした。最後に未硬化樹脂を洗浄液とエタノールにより洗浄し、乾燥させた。

図 7.3 は実際に造形した磁気駆動ナノスクリューを SEM により観察したものである。スクリュー部分が 2 光子マイクロ光造形法で作製され、頭の部分が磁性光硬化樹脂と 1 光子マイクロ光造形法で作製した部分である。両者がきちんと連結していることがわかる。しかし、頭の部分は 1 光子マイクロ光造形法で作っているため、あまり高いアスペクト比を得ることはできなかった。

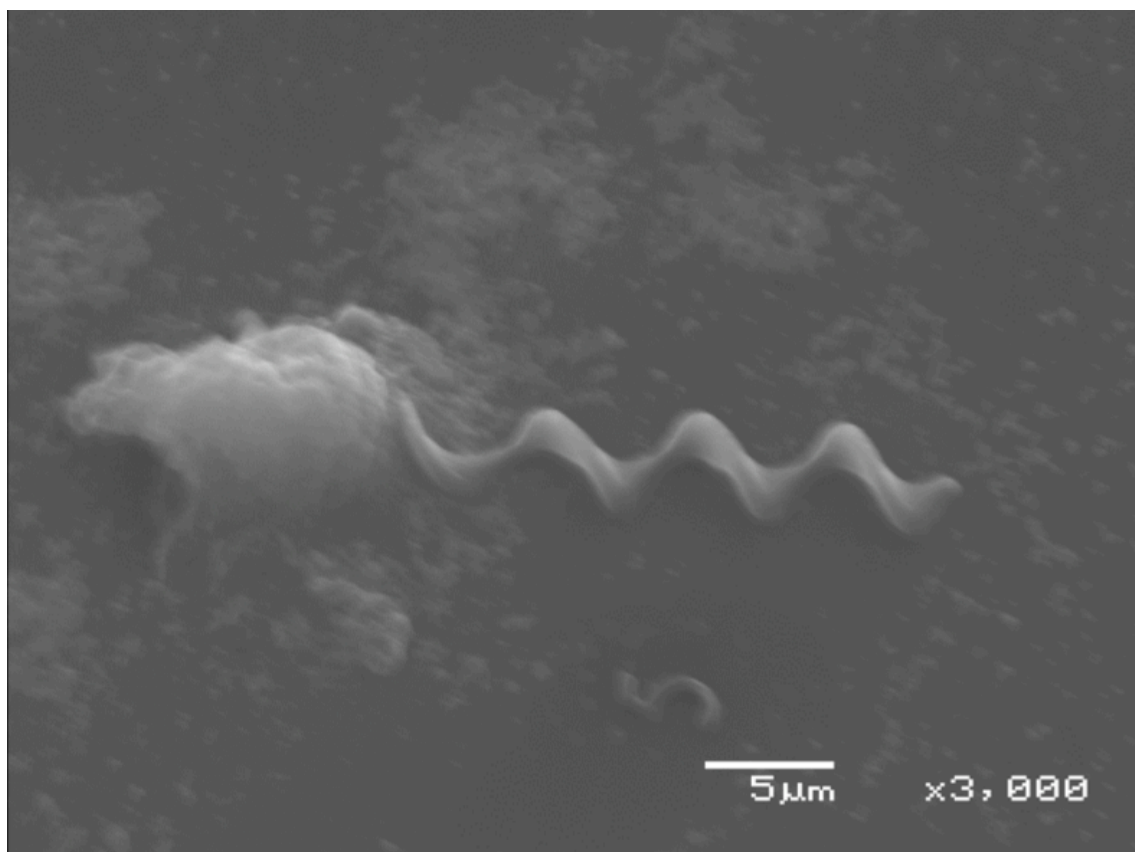


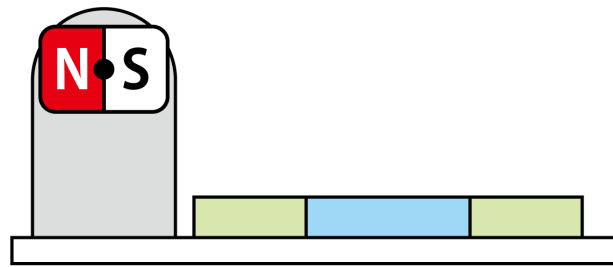
図 7.3 マイクロ・ナノハイブリッド光造形により造形した磁気駆動ナノマシン 左の頭部分は磁性光硬化樹脂によりできており、スクリュー部分は光硬化樹脂により造形された。エラーバーは5 (μm) である

7.3 磁気駆動ナノマシンの水中駆動の実証

造形した磁気駆動ナノマシンを水中で駆動できるか確かめるため、磁場発生装置の作製を行った。磁気駆動ナノマシンは大きさがマイクロメートルオーダーなので、高倍率の顕微鏡を用いる必要がある。スペースが限られるため、図 5.2 の磁場発生装置を使用することができなかった。そこで、図 7.4 に示すような DC モータの先にネオジウム磁石を取り付けた磁場発生装置を用いた。先端のネオジウム磁石が回転すると、ネオジウム磁石の側方の磁場が回転磁場となる。本手法だと、磁場に勾配が生じるが、磁場による体積力はマイクロ構造物にはほとんど影響しないので無視できる。DC モータによる回転磁場の大きさと周波数はそれぞれ 15(mT)と 75(Hz)である。

カバーガラスの上に、プラスチックシートにより磁気駆動ナノマシンの入る浴槽をつくって、その中に磁気駆動ナノマシンを造形する構造となっている。そして、その横に上記の DC モータによる回転磁場発生装置がおいてある。顕微鏡は倒立であり、下方向から磁気駆動ナノマシンを観察することができる。

側面図



正面図

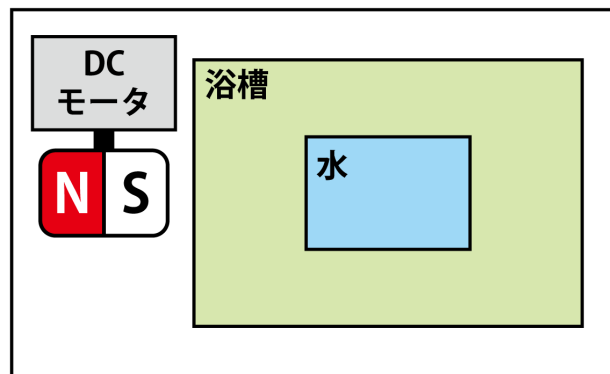


図 7. 4 DC モータを用いた磁場発生装置 白、薄緑、薄青とねずみ色はそれぞれカバーガラス、プラスチックシートによる浴槽、磁気駆動ナノマシンの入っている水と DC モーターである。上図は側面図、下図は正面図を示している。DC モーターの先にはネオジウム磁石が取り付けられており、DC モーターが回転することで回転磁場を与えることができる。発生する回転磁場の大きさと周波数はそれぞれ 15(mT)と 75(Hz)である。

磁気駆動ナノマシンが回転磁場により駆動するののかについて検証した。実験手順は以下の通りである。はじめに、マイクロ・ナノハイブリッド光造形法により、浴槽内に磁気駆動ナノマシンを造形した。その後、磁気駆動ナノマシンを水につからせて、顕微鏡で観察できるようにした。そして、インジェクターにより、マニュアルで磁気駆動ナノマシンをカバーガラスから外した。最後に、DC モーターによる回転磁場を発生させて、顕微鏡で観察した。

図 7.5 は磁気駆動ナノマシンが駆動した際の様子である。回転磁場 75(Hz)であり、70($\mu\text{m/s}$)の速度で駆動していることを確認した。このことから、マイクロ・ナノハイブリッド光造形法により作製された構造物には磁性があり、回転磁場により 2 次的に制御可能なことが証明された。

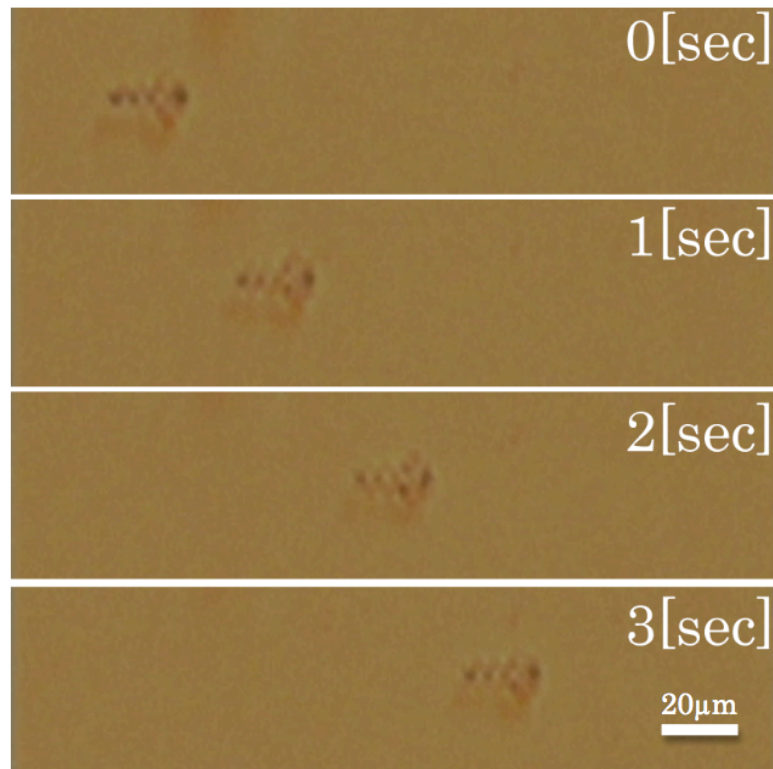


図 7.5 磁気駆動ナノマシンの駆動実験 大きさと周波数がそれぞれ 15 (mT)と 75 (Hz)の回転磁場をかけた際の磁気駆動ナノマシンの駆動の様子を表している。速度 70($\mu\text{m/s}$)で駆動している。スケールバーは 20(μm)である。

7.4 まとめ

本章では、磁気駆動マイクロマシンの小型化を行った。二光子マイクロ光造形法では、細胞サイズの構造物を造形することができるが、磁性光硬化樹脂では磁性微粒子に光があたると熱による気泡が生じて造形することができない。そこで、一光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂により磁性部分を造形し、二光子マイクロ光造形法により微細なスクリー部分を造形し組みわせるマイクロ・ナノハイブリッド光造形を提案した。

本手法を用いることで、実際に磁気駆動ナノマシンを造形し、水中で二次元駆動することに成功した。二光子マイクロ光造形法を利用して磁気駆動ナノマシンを造形し制御したことは前例のないことである。本研究により、細胞操作に磁気駆動ナノマシンが応用の可能性が広がった。

8 章 結論

8.1 研究成果

従来の磁気駆動マイクロマシンは重力の影響を受けるため、3次元的な制御が困難であった。従来法では体積力により重力よりも大きい力を発生させることで、この問題をクリアしていた[43]。しかし、スクリー型磁気駆動マイクロマシンはサイズが大きいと駆動力が弱くなるため、3次元駆動を行うことはできていなかった。そこで本研究では、磁気駆動マイクロマシンの材料を中性浮力化することでこの問題の解決を試みた。

はじめに、光硬化樹脂の材料開発から始めた。中性浮力化するために、中空マイクロカプセルを用いた。中空マイクロカプセルの密度は低いため、樹脂と混ぜることで磁性光硬化樹脂の軽量化をはかった。開発の結果、密度制御可能な磁性光硬化樹脂を実現することができた。本手法は磁性光硬化樹脂だけでなく、一般の光硬化樹脂に用いることができる。そのため、今後、重力の問題に直面した際には、本研究成果を用いればよいことになる。さらに、本研究では微粒子やマイクロカプセルの含有量を変えたときに、材料特性や密度がどのように変化するかを理論的に明らかにしている。このことは、今後の材料開発を加速させるだろう。

材料開発の際、磁性微粒子やマイクロカプセルの含有量に依存して、樹脂の光硬化性が複雑に変化した。光硬化性は光造形を正しく行う際に重要な要素であり、光硬化性の変化を理解しておくことは造形だけでなく材料開発においても重要となる。そこで、磁性微粒子やマイクロカプセルの含有量の変化に応じて光硬化性がどのように変化するかについての理論モデルの構築を行った。過去にもシミュレーションによる微粒子の光硬化性への影響の研究はあったが[93]、シミュレーションを用いるため微粒子のどのパラメタが光硬化性に影響を与えるかが明らかでなかった。そこで、本研究では、モデルをなるべく完結に記述することで、光硬化性と微粒子の性質との関係性をより明確にした。その結果、ど

のような微粒子を用いると、光硬化性を損なわなくていいかについての具体的な提言をすることができた。

中性浮力化した磁性光硬化樹脂を用いてスクリー型の磁気駆動マイクロマシンを作製し、水中で 3 次元的に制御をおこなった。鉛直上向きと水平方向に対して磁気駆動マイクロマシンの泳動特性を計測した。その結果、鉛直上向きと水平方向で泳動特性はほぼ同じ結果となった。このことは磁気駆動マイクロマシンの中性浮力化が実現できていることの証明である。スクリー型磁気駆動マイクロマシンの 3 次元制御は世界初のことである。この磁気駆動マイクロマシンの応答性を調べたところ 32(ms)と高速であり、人が操作する上での心配はまったくないことがわかった。

磁気駆動マイクロマシンの磁化特性を向上させる新規造形法「磁場下光造形法」を提案し実証も行った。磁場下光造形法でスクリー型の磁気駆動マイクロマシンを造形した結果、従来型と比べて、40%高い周波数で駆動できることを示した。磁場をかけるだけで、磁化特性が向上するため、実用上役に立つ技術である。

最後に、磁気駆動マイクロマシンの微細化を行った。二光子マイクロ光造形法を用いると、細胞サイズの構造物を作ることができる。しかし、磁性光硬化樹脂を二光子マイクロ光造形法で使用すると、熱による気泡が生じる。この問題を可決するため、1光子マイクロ光造形法と磁性光硬化樹脂とで磁性構造物を造形し、二光子マイクロ光造形法で微細なスクリー部分を造形するマイクロ・ナノハイブリッド造形を提唱した。そして本手法により、磁気駆動マイクロマシンのサイズをおよそ 10(μm)程度に微細化し、水中での 2 次元駆動に成功した。二光子マイクロ光造形法を用いて、スクリー型磁気駆動マイクロマシンをつくり制御したことは前例のないことである。

8.2 今後の展望

本研究により、3次元駆動で問題となる重力の影響を解決した。今後は課題としては、磁気駆動マイクロマシンを実際の問題に応用することであろう。体積力を利用したマイクロマシンでは、実際にモノを操作することが求められる。その際、1つのマイクロマシンではモノをつかめないので、複数個のマイクロマシンを独立制御する必要が出てくる。一方、トルクを利用した鞭毛型のマイクロマシンでは、回転するためモノをつかむのは難しい。しかし、移動速度は速いのでモノを送ることでの応用が期待できる。運べる量は少ないので、多数の磁気駆動マイクロマシンが行き来しながらモノの流れを作るシステムが必要となるだろう。磁気駆動マイクロマシンの応用先は多くあるが、具体的な応用先を決めて技術開発するのが社会的にも磁気駆動マイクロマシンの発展のためにも重要となるだろう。

参考文献

1. H. Kodama "Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer" *Review of scientific instruments*, Vol. 52 No. 11, (1981)
2. J. C. André, A. Le Méhaut, and O. De Witte, *French Patent Patent No. 84,11,241* (1984).
3. C. W. Hull, *US Patent Patent No. 4,575,330* (1986)
4. A. Bertsch, S. Zissi, J. Y. Jézéquel, S. Corbel, and J. C. André, *Micro. Tech.* 3 (2), 42 (1997)
5. A. Bertsch, S. Zissi, J. Y. Jézéquel, S. Corbel, and J. C. André, presented at the 4emes assises européennes du prototypage rapide, Paris, France, (1995)
6. L. J. Hornbeck, presented at the Electronic Imaging (Er97) - Projection displays III, San Jose, California, USA, (1997)
7. Sun C, Fang N, Wu DM, Zhang X. Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask. *Sensors and Actuators A* **121**, 113-120 (2005)
8. K. Ikuta, K. Hirowatari "Real three dimensional micro fabrication using stereo lithography and metal molding" *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, (1993)
9. K. Ikuta et al. "Development of mass productive micro stereo lithography (Mass-IH process)" *Proceedings of Ninth International Workshop on Micro Electromechanical Systems*, (2002)
10. Ikuta K, Hirowatari K, Ogata T. "Three dimensional micro integrated fluid systems (MIFS) fabricated by stereo lithography" *Proceedings of IEEE Micro Electro Mechanical Systems* (1994)
11. K. Ikuta, H. Ichikawa, K. Suzuki, D. Yajima. "Multi-degree of freedom hydraulic pressure driven safety active catheter", *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2006)
12. Koji Ikuta, Yoshikatsu Matsuda, Daisuke Yajima, Yusuke Ota "Precise bending angle control of hydraulic active catheter by pressure pulse drive" *Robotics and Automation (ICRA) 2010 IEEE International Conference*, on, pp. 5588-5593 (2010)
13. Koji Ikuta, Hironobu Ichikawa, Katsuya Suzuki, Yoshikatsu Matsuda, Daisuke Yajima,

- "Study on Hydraulically-Driven Active Catheter for Safe Operation (Mechanical Systems)" *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C*, vol. 76, pp. 1553 (2010)
14. K. Ikuta, S. Maruo, Y. Fukaya, and T. Fujisawa "Biochemical IC chip toward cell free DNA protein synthesis" *Proc. of the IEEE International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, p.131, (1998)
 15. K. Ikuta, S. Maruo, T. Fujisawa and A. Yamada, "Micro Concentrator with Opto-sense Micro Reactor for Biochemical IC Chip Family — 3D Composite Structure and Experimental Verification-," *Proceedings of the 12th IEEE International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.376–381 (1999)
 16. K. Ikuta, T. Hasegawa, T. Adachi and S. Maruo, "Fluid drive chips containing multiple pumps and switching valves for biochemical IC chip family — Development of SMA drive 3D micro pumps and valves in leak-free polymer package-," *Proceedings of the 13th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.739–744 (2000)
 17. K. Ikuta, Y. Sasaki, H. Maegawa and S. Maruo, "Biochemical IC chips for pretreatment in biochemical experiments," *Proc. of the 15th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 343-346 (2003)
 18. K. Ikuta, A. Takahashi, K. Ikeda and S. Maruo, "Fully-integrated micro biochemical laboratory using biochemical IC chips," *Proc. of the 15th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 451-454 (2003)
 19. Shoji Maruo, Koji Ikuta, and Hayato Korogi "Submicron manipulation tools driven by light in a liquid" *Appl. Phys. Lett.* **82**, 133 (2003)
 20. S. Maruo, K. Ikuta, H. Korogi "Force-controllable, optically driven micromachines fabricated by single-step two-photon microstereolithography" *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 12 Issue 5 2003
 21. Kobayashi K, Ikuta K. Three-dimensional magnetic microstructures fabricated by microstereolithography. *Applied Physics Letters*, **92** (2008)

22. Kengo Kobayashi, Koji Ikuta "3D Magnetic Microactuator Made of Newly Developed Magnetically Modified Photocurable Polymer and Application to Swimming Micromachine and Microscrewump" *IEEE 22nd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, (2009)
23. Tendick F, Sastry SS, Fearing RS, Cohn M. "Applications of micromechatronics in minimally invasive surgery" *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* 3(1):34–42 (1998)
24. Dario P, Carrozza MC, Benvenuto A, Menciassi A. "Micro-systems in biomedical applications" *J. Micromech. Microeng.* **10**(2):235–44 (2000)
25. Mack MJ. "Minimally invasive and robotic surgery" *J. Am. Med. Assoc.* 285(5):568–72, (2001)
26. Carrozza MC, Dario P, Jay LPS. "Micromechatronics in surgery" *Trans. Inst. Meas. Control* 25(4):309–27 (2003)
27. Hamdorf JM, Hall JC. "Acquiring surgical skills" *Br. J. Surg.* 87:28–37 (2000)
28. B.J. Nelson, I.K. Kaliakatsos, J.J. Abbott "Microrobots for minimally invasive medicine" *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 12 (1) pp. 55-85 (2010)
29. W. Gao, J. Wang "The environmental impact of micro/nanomachines: A review" *ACS Nano*, 8 (4) pp. 3170-3180 (2014)
30. L. Zhang, K.E. Peyer, B.J. Nelson "Artificial bacterial flagella for micromanipulation" *Lab Chip*, 10 (17), pp. 2203-2215 (2010)
31. J.J. Abbott, et al. "How should microrobots swim?" *Int. J. Robot. Res.*, 28 (11–12) (2009), pp. 1434-1447 (2009)
32. E.M. Purcell "Life at low Reynolds number" *Am. J. Phys.*, 45 (1), pp. 3-11 (1977)
33. Wautelet M. "Scaling laws in the macro-, micro- and nanoworlds" *Eur. J. Phys.* 22:601–11 (2001)
34. H.C. Berg, R.A. Anderson "Bacteria swim by rotating their flagellar filaments" *Nature* **245** (5425), pp. 380-382 (1973)
35. T. Baba, et al. "Construction of Escherichia coliK-12 in-frame, single-gene knockout mutants: The Keio collection", *Mol. Syst. Biol.*, 2 (1), (2006)

36. W.R. DiLuzio, et al. "Escherichia coli swim on the right-hand side" *Nature* **435** (7046) , pp. 1271-1274 (2005)
37. Abbott JJ, Ergeneman O, Kummer MP, Hirt AM, Nelson BJ. "Modeling magnetic torque and force for controlled manipulation of soft-magnetic bodies" *IEEE Trans. Robot.* **23**(6):1247-52 (2007)
38. Nagy Z, Ergeneman O, Abbott JJ, Hutter M, Hirt AM, Nelson B. "Modeling assembled-MEMS microrobots for wireless magnetic control" *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Pasadena, Calif., May 19-23, pp. 874-79 (2008)
39. Gauger E, Stark H. "Numerical study of a microscopic artificial swimmer" *Phys. Rev. E* **74**:021907 (2006)
40. Yamazaki A, Sendoh M, Ishiyama K, Hayase T, Arai KI. "Three-dimensional analysis of swimming properties of a spiral-type magnetic micro-machine." *Sensors and Actuators A* **105**, 103-108, (2003)
41. 近角聡信. 強磁性体の物理(上). 裳華房 物理学選書 18 (1984)
42. 近角聡信. 強磁性体の物理(下). 裳華房 物理学選書 18 (1984)
43. Kummer MP *et al.* OctoMag: An Electromagnetic System for 5-DOF Wireless Micromanipulation. *IEEE Transactions on robotics* **26**, 6 (2010)
44. Pankhurst QA, Connolly J, Jones SK, Dobson J. "Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine" *J. Phys. D* **36**:R167-81 (2003)
45. Kalambur VS, Han B, Hammer BE, Shield TW, Bischof JC. "In vitro characterization of movement, heating and visualization of magnetic nanoparticles for biomedical applications" *Nanotechnology* **16**:1221-33 (2005)
46. Mathieu J-B, Beaudoin G, Martel S. "Method of propulsion of a ferromagnetic core in the cardiovascular system through magnetic gradients generated by an MRI system" *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **53**(2):292-99 (2006)
47. Martel S et al. 2007. "Automatic navigation of an untethered device in the artery of a living animal using a conventional clinical magnetic resonance imaging system" *Appl. Phys. Lett.* **90**(11):114105 (2007)

48. Vollmers K, Frutiger DR, Kratochvil BE, Nelson BJ “Wireless resonant magnetic microactuator for untethered mobile microbots” *Applied Physics Letters* **92**, 144103, (2008)
49. Tung HW et al. “Polymer-Based Wireless Resonant Magnetic Microrobots” *IEEE Transactions on Robotics*. Vol 30, No 1 (2014)
50. D. J. Bell, S. Leutenegger, K. M. Hammar, L. X. Dong, B. J. Nelson, *Proc. IEEE Int. Conf. Rob. Autom.* , pp. 1128 – 1133. (2007)
51. Zhang L et al. “Artificial bacterial flagella: Fabrication and magnetic control” *Applied Physics Letters* **94** (2009)
52. Zhang L. et al. “Characterizing the swimming properties of artificial bacterial flagella” *Nano Lett.* 9(10):3663–67 (2009)
53. Tottori S et al “Magnetic Herial Micromachines: Fabrication, Controlled Swimming, and Cargo Transport” *Advanced Materials* **24**, 811-816 (2012)
54. Ding Y et al. “Microfluidic-Based Droplet and Cell Manipulations Using Artificial Bacterial Flagella” *Micromachines* **7**(2), 25 (2016)
55. Huang TY et al “Cooperative manipulation and transport of microobjects using multiple helical microcarriers” *RCV Adv.* **4**, 26771 (2014)
56. Huang TY et al “Generating mobile fluidic traps for selective three-dimensional transport of microobjects” *Appl. Phys. Lett.* **105**, 114102 (2014)
57. Cheang UK and Kim MJ “Fabrication and control of simple low Reynolds number microswimmers” *Appl. Phys. Lett.* **109**, 034101 (2016)
58. Gao W et al “Magnetically Powered Flexible Metal Nanowire Motors” *J. Am. Chem. Soc.* **132**(41) pp 14403-14405. (2010)
59. Ghosh A and Fischer P “Controlled propulsion of artificial magnetic nanostructured proppellers” *Nano Lett.* **9**(6):2243-5 (2009)
60. J. Li, S. Sattayasamitsathit, R. Dong, W. Gao, R. Tam, X. Feng, S. Ai and J. Wang, *Nanoscale*, **6**, 9415–9420 (2014)
61. W. Gao, X. Feng, A. Pei, C. R. Kane, R. Tam, C. Hennessy and J. Wang “Bioinspired

- helical microswimmers based on vascular plants” *Nano Lett.*, **14**, 305–310 (2014)
62. Fletcher SP et al. “A reversible, unidirectional molecular rotary motor driven by chemical energy” *Science* **310**. Pp. 80-82 (2005)
 63. Zhang L et al. “Controlled propulsion and cargo transport of rotating nickel nanowires near a patterned solid surface” *ACS Nano*. **26**;4(10):6228-34 (2010)
 64. Max TH et al. “A rolling locomotion method for untethered magnetic microrobots” *Appl. Phys. Lett.* **96**, 024102 (2010)
 65. Honda T et al. “Micro Swimming Mechanisms Proppelled by External Magnetic Fields” *IEEE Transactions on magnetics*. **32**. No 5 (1996)
 66. Ishiyama K et al, “Magnetic micromachines for medical applications” *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* Vol 242-245 Part 1 Pages 41-46 (2002)
 67. Ishiyama K et al, “Swimming micro-machine driven by magnetic torque”, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol 91, Issues 1-2, pages 141-144, (2001)
 68. M. Sendoh, K. Ishiyama, K. I. Arai “Fabrication of Magnetic Actuator for Use in a Capsule Endoscope” *IEEE Trans. Magn.* , 39, 3232 – 3234 (2003)
 69. M. Sendoh, K. Ishiyama, K. I. Arai, M. Jojo, F. Sato, H. Matsuki ” Fabrication of magnetic micromachine for local hyperthermia” *IEEE Trans. Magn.* 2002, 38, 3359 – 3361 (2002)
 70. Yamazaki A, Sendoh M, Ishiyama K, Arai KI, Kato R, Nakano M, Fukunaga H “Wireless micro swimming machine with magnetic thin film” *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 272-276 (2004)
 71. Jeon SM et al. “Magnetic navigation system for the precise helical and translational motions of a microrobot in human blood vessels” *J. Appl. Phys.* **111**, 07E702 (2012)
 72. Dreyfus R, Baudry J, Roper ML, Fermigier M, Stone HA, Bibette J. “Microscopic artificial swimmers” *Nature* **437**, (2005)
 73. Nishimura K, Uchida H, Inoue M. “Magnetic micromachines prepared by ferrite plating technique” *Journal of Applied Physics* **93**, 10, 6712-6714 (2003)
 74. Schmidt OG, Eberl K. “Nanotechnology: Thin solid films roll up into nanotubes” *Nature* **410**, 168 (2001)

75. Zhou Ye and Metin Sitti. "Dynamic trapping and two-dimensional transport of swimming microorganisms using a rotating magnetic microrobot" *Lab Chip*, **14**, 2177-2182 (2014)
76. Ryu KS et al. Micro magnetic stir-bar mixer integrated with parylene microfluidic channels. *Lab on a Chip*. Issue 6 (2004)
77. Gosse C and Croquette V. "Magnetic Tweezers: Micromanipulation and Force Measurement at the Molecular Level" *Biophysical Journal* Vol 82 3314-3329 (2002)
78. Haber C and Wirtz D "Magnetic tweezers for DNA micromanipulation" *Review of Scientific Instruments* **71**. Issue 12 (2000)
79. Strick TR et al "Single-molecule analysis of DNA uncoiling by a type II topoisomerase" *Nature* **404**, 901-904 (2000)
80. Lipfert J et a. "Magnetic torque tweezers: measuring torsional stiffness in DNA and RecA-DNA filaments" *Nature Methods* **7**, 977-980 (2010)
81. Maruo S, Ikuta K. "Three-dimensional microfabrication by use of single-photon-absorbed polymerization" *Applied Physics Letters* **76**, 19, (2000)
82. S. Maruo, O. Nakamura, and S. Kawata, presented at the SPIE - Optics for Science and New Technology (1996)
83. Maruo S, Nakamura O, Kawata S. "Three-dimensional microfabrication with two-photon-absorbed photopolymerization" *Optics Letters* **22**, 2, (1997)
84. S. Kawata, H.-B. Sun, T. Tanaka, and K. Takada "Finer features for functional microdevices" *Nature* 412,697 (2001).
85. Lee JW, Lee IH, Cho DW "Development of micro-stereolithography technology using metal powder" *Microelectronic Engineering* **83**, 1253-1256 (2006)
86. Kotz F et al. "Three-dimensional printing of transparent fused silica glass" *Nature* **544**, 337-339 (2017)
87. Zhang X, Jiang XN, Sun C. "Micro-stereolithography of polymeric and ceramic microstructures" *Sensors and Actuators* **77**, 149-156 (1999)
88. Tian Y et al. "High performance magnetically controllable microturbins" *Lab on a Chip*

- (2010)
89. M. Suter, et al. "Superparamagnetic microrobots: Fabrication by two-photon polymerization and biocompatibility" *Biomed. Microdevices*, **15**(6), pp. 997-1003 (2013)
 90. M.A. Zeeshan, et al. "Hybrid helical magnetic microrobots obtained by 3D template-assisted electrodeposition" *Small*, **10** (7) pp. 1284-1288 (2014)
 91. R. Mhanna, et al. "Artificial bacterial flagella for remote-controlled targeted single-cell drug delivery" *Small*, **10** (10) pp. 1953-1957 (2014)
 92. F. Qiu, S. Fujita, R. Mhanna, L. Zhang, B.R. Simona, B.J. Nelson "Magnetic helical microswimmers functionalized with lipoplexes for targeted gene delivery" *Adv. Funct. Mater.*, **25** (11) pp. 1666-1671 (2015)
 93. Sun C, Zhang X. "Experimental and numerical investigations of microstereolithography of ceramics" *Journal of Applied Physics* **92** (2002)
 94. Sun C, Zhang X. "The influences of the material properties on ceramic microstereolithography" *Sensors and Actuators A* **101**, 364-370 (2002)
 95. Saleh BEA, Teich MC 著. 尾崎義治, 朝倉利光 訳. 基本 光工学 1. 森北出版株式会社 (2006)
 96. Saleh BEA, Teich MC 著. 尾崎義治, 朝倉利光 訳. 基本 光工学 2. 森北出版株式会社 (2008)
 97. L. Beluze, A. Bertsch, and P. Renaud, presented at the SPIE Symposium on Design, Test and microfabrication of MEMs/MOEMs, Paris, France, (1999)
 98. S. Zissi, A. Bertsch, J. Y. J6z6quel, S. Corbel, J. C. Andr6, and D. J. Loughnot, *Microsystem Technologies* **2** (2), 97 (1996).
 99. T. Nakamoto, K. Yamaguchi, P. A. Abraha, and K. Mishima, *J. Micromech. Microeng.* **6** (2), 240 (1996).
 100. 丸谷洋二, 大川和夫, 早川誠治, 齊藤直一郎, 中井孝. 光造形法 レーザーによる 3次元プロッタ. 日刊工業新聞社 (1990)

謝辭

本研究は、名古屋大学工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻に在籍中に生田幸士教授の指導のもとで実験がなされ、生田幸士教授が東京大学大学院情報理工学系研究科に移られた後にもさらなる実験と解析を行うことでなされた成果です。

本研究の助言、論文の作成、学会発表からプライベートなことまで、多くのご指導を受け賜りました東京大学大学院情報理工学系研究科の生田幸士教授に深く感謝いたします。

また、研究を行う際に、ご指導いただいた東京大学大学院情報理工学系研究科の池内真志講師に感謝申し上げます。

最後に、本研究に対する助言や議論を行ってくれた生田研究室のメンバーにもこの場をかりて感謝申し上げます。

業績

論文誌

1. 安井真人, 池内真志, 生田幸士 “遠隔手術用 3 次元磁気駆動マイクロマシンの開発” *日本機械学会論文集 (C 編)* 79 巻 802 号, 2013 (査読あり)
2. M Yasui, M Ikeuchi, K Ikuta “Density controllable photocurable polymer for three-dimensional magnetic microstructures with neutral buoyancy” *Appl. Phys. Lett.* **103**, 201901, 2013 (査読あり)
3. M Yasui, K Ikuta “Modeling and measurement of curing properties of photocurable polymer containing magnetic particles and microcapsules” *Microsystems & Nanoengineering* **3**, 17035, 2017 (査読あり)

国際学会

1. M Yasui, M Ikeuchi, K Ikuta “3D Remote Controllable Nano Actuation System for Cell Handling and Micro Surgery” *The 25th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 2012 (査読あり)
2. M Yasui, M Ikeuchi, K Ikuta “Magnetic Micro Actuator with Neutral Buoyancy and 3D Fabrication of Cell Size Magnetized Structure” *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2012 (査読あり)
3. M Yasui, M Ikeuchi, K Ikuta “Micro Medical Robot with Magnetic Remote Control in 3D Space” The Hamlyn Symposium on Medical Robotics, 2012 (査読あり)
4. M Yasui, K Ikuta “3D general photocurable model of resin with various kinds of microparticles” *The 26th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 2013 (査読あり)

国内学会

1. 安井真人, 生田幸士 “磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化モデル” 日本ロボット学会 第 30 回記念学術講演会, 2010
2. 安井真人, 生田幸士 “磁性微粒子を含む光硬化樹脂の光硬化性モデル” 第 19 回日本コンピュータ外科学会, 2010
3. 安井真人, 池内真志, 生田幸士 “中空マイクロカプセルによる光硬化樹脂の軽量化” 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会 2011, 2011
4. 安井真人, 池内真志, 生田幸士 “磁気駆動マイクロアクチュエータの水中 3 次元駆動”

第 29 回日本ロボット学会 学術講演会 2011

5. 安井真人, 池内真志, 生田幸士 “微細手術のための遠隔操作磁気マイクロデバイス” 第 20 回日本コンピュータ外科学会, 2011

受賞

1. M Yasui, IEEE Robotics and Automation Society Japan Chapter Young Award, 2012
2. 安井真人, 日本機械学会若手優秀講演フェロー賞, 2011
3. 安井真人, 池内真志, 生田幸士, 一般社団法人 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門 ROBOMECH 表彰, 2012
4. M Yasui, M Ikeuchi, K Ikuta, Oral Presentation Runner's-Up Award 2012, *The Hamlyn Symposium on Medical Robotics*, 2012