

ドライエッチングと精密切削加工を併用した ポリマーマイクロノズルの作製とその応用

加工技術課 鍋澤浩文*1 川堰宣隆

1. 緒言

複雑な細胞組織を構築するために、組織のスキヤホールドとなる異方性ハイドロゲルファイバーの利用が期待されている。通常、ファイバーの作製には試料溶液をノズルの中を通し、ゲル化水溶液中に押し出す手法を用いてきたが、最近ではファイバー径等の制御性に優れたマイクロ流体チップを用いる手法が提案されている。その中でも、試料導入部にマイクロノズルを利用することで、切断面の上下左右に異方性を持つゲルファイバーの作製事例が報告されている。しかし、この報告にある流体チップは機械加工で製作されたものであり、ファイバー寸法や形状、導入する試料液の数量において設計自由度が低いという課題がある。本研究では、精密加工に適したドライエッチングを利用することにより、この課題が克服できると考え、その要素技術となるマイクロノズルの製作を行った。さらに、ドライエッチングで加工したアクリル製マイクロ流体チップを用い、ゲルファイバーの作製条件を検討した。

2. 実験方法

2.1 ドライエッチングと精密切削加工の併用によるマイクロノズルの作製

はじめに、アクリル基板（厚さ 2 mm）の裏面より、直径 1mm の微小径エンドミルを備えた精密フライス加工機（コマツ NTC 社製、Z μ 1500）で直径 2 mm、厚さ 20 μ m まで寸止め加工を行った。次に、表面にチタンを成膜し、五角形形状をフォトリソグラフィでレジストパターンニングした後、ドライエッチングによりアクリルの貫通加工を行った。加工後に、デジタルマイクロスコープで観察を行った。

2.2 ゲルファイバー作製用マイクロ流体チップの作製

ファイバー作製の原理を Fig. 1 に示す。各種溶液を導入する 6 本の枝流路があり、中心側の枝流路から原料となるアルギン酸ナトリウム水溶液を、その外側からゲル化時間を制御するためのバッファー溶液を、更にその外側からゲル化剤である塩化カルシウム水溶液を導入する。マイクロ流体チップは、厚さ 2 mm のアクリル基板を加工したマイクロ流路基板と蓋基板から構成されている。流路基板は、アクリル基板に 200 nm のチタンを成膜し、

フォトレジストのパターニング、チタンの湿式エッチング、アクリルのドライエッチングの工程を経て作製した。蓋基板は、アクリル基板を機械加工することにより、試料導入口、ゲルファイバー取出口を形成した。流路基板と蓋基板の接合は、加圧熱融着で行い、接合温度は約 105°C であった。

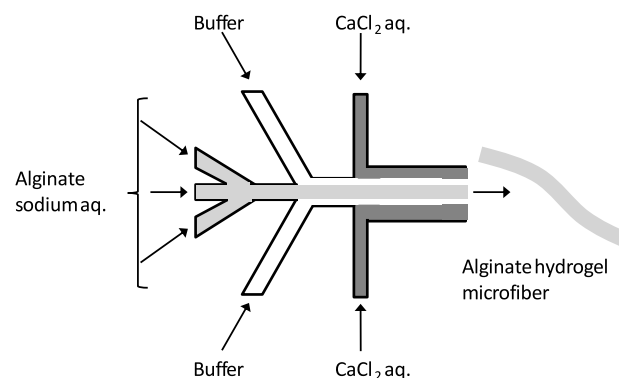


Fig. 1 Principle of microfiber fabrication.

2.3 マイクロ流体チップによるゲルファイバーの作製

前述の流体チップに、10% w/w デキストランを含む 0.1M 塩化カルシウム水溶液、10% w/w デキストラン水溶液、0.7% w/w アルギン酸ナトリウム水溶液を連続的に導入し、アルギン酸ファイバーの試作を行った。

3. 実験結果および考察

3.1 マイクロノズルの作製

Fig. 2 に、作製したマイクロノズルの観察写真を示す。

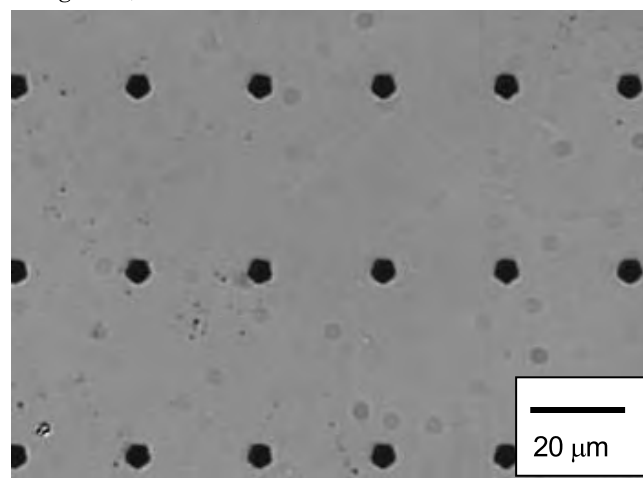


Fig. 2 Pentagon-shaped through hole array pattern.

五角形パターンの貫通孔が形成されていることを確認し

*1 現 機械電子研究所・機械システム課

た。ドライエッチングはフォトリソグラフィを利用するため、形状やサイズ的设计自由度が高く、異方性ゲルファイバーの製作に適しているものと思われる。一方で、数十ミクロンレベルのアクリルダイアフラムは機械的衝撃に弱いという問題があり、ダイアフラムの寸法について検討を要する必要がある。

3.2 マイクロ流体チップの作製

Fig. 3は、ドライエッチング加工後(チタン膜剥離前)の流路基板の写真である。マイクロ流路の深さは、85 μm であり、低圧条件下の酸素プラズマを用いることにより、加工底面は平滑であった。この流路基板に蓋基板を接合したところ、流路の潰れや未接着部が見られない良好な接合状態を得た。蓋基板の入口と出口にシリコンチューブを立て、テフロンチューブでシリンジポンプに接続し、ゲルファイバー作製実験に用いた。

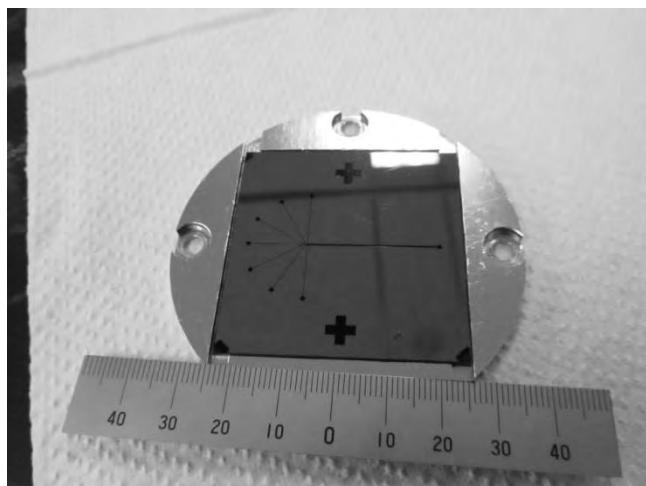


Fig. 3 PMMA microchannel plate.

3.3 マイクロゲルファイバーの作製

Fig. 4に、作製したゲルファイバーの写真を示す。太

キーワード：ドライエッチング、精密切削、マイクロノズル、ゲルファイバー

Fabrication of Polymeric Micronozzle and Its Application by Dry Etching and Precision Machining Processing Technology Section; Hirofumi NABESAWA*1 and Noritaka KAWASEGI

In order to realize polymeric microfluidic devices for fabricating anisotropic hydrogel microfibers, which is available for scaffolds to cultivate complex cellular structure, polymeric micronozzle was fabricated by dry etching and precision machining. After a PMMA diaphragm with a thickness of 20 μm and a diameter of 2 mm was formed using precision machining, a regular pentagon-shaped through hole array pattern with a diagonal of 5 μm was dry-etched using oxygen plasma. Then, a polymeric microfluidic chip was fabricated by dry etching and thermal bonding to investigate the conditions of microfiber fabrication. Alginate hydrogel microfibers with a diameter of about 20 μm were continuously fabricated by introducing alginate sodium solution, buffer solution, and CaCl_2 solution into the chip.

さ 20~30 μm のゲルファイバーを連続的に作製することができた。今回は1種類のアルギン酸水溶液を用いたが、組成の異なるものを用いれば異方性ファイバーが形成できるものと考えられる。

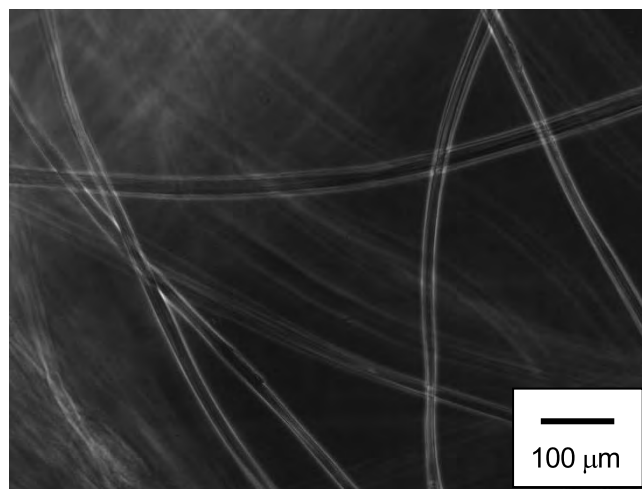


Fig. 4 Alginate hydrogel microfiber.

4. 結言

設計自由度の高い異方性ゲルファイバー作製用マイクロ流体チップを目的に、その要素技術となるマイクロノズルを、ドライエッチングと精密切削加工の併用により試作した。また、ゲルファイバー作製条件の知見を得るために、平面型のマイクロ流路チップを製作し、マイクロゲルファイバーが形成されることを確認した。

謝辞

終わりに、本研究推進にあたり数多くご指導を頂いた千葉大学 関教授に深く感謝致します。