

フッ素樹脂の微細加工法の提案とマイクロ流体デバイスへの応用

機械システム課 鍋澤浩文*1 千葉大学 関実

1. 緒言

化学分析や合成をマイクロ流体デバイス上の微小空間で行うためには、流路に耐薬品性、撥水性の特性を付与することが望ましい。従来より、PDMS やアクリルチップ上に有機フッ素樹脂膜を生成する手法が試みられているが、成膜法や膜厚に起因して十分な耐薬品性を得ることは困難である。そこで、本研究ではバルクのフッ素樹脂プレートを反応性イオンエッチング法で直接加工した、オールフッ素樹脂のマイクロ流体デバイスを提案している。昨年度までに平滑面を形成するエッチング条件、深堀するためのPDMS ステンシルマスクを開発したが、ステンシルマスクのエッチング耐性や蓋基板との接合条件についての評価は検討していなかった。そこで、今年度はPDMS マスクのエッチング耐性とナノインプリント装置を用いたPFA基板の接合条件の確立に取り組んだ。

2. 実験方法

2.1 PDMS ステンシルマスクのエッチング耐性

25 mm 角、厚さ 1 mm の PFA 及び PTFE 基板に直線流路パターンを持つ PDMS マスクを形成した後、平滑性と深堀条件を両立した酸素プラズマ条件下（ガス流量 10 sccm、RF 電力 50 W、プロセス圧力 0.5 Pa、加工時間 1 時間、ステージ温度 0°C）でエッチングを行い、マスク選択比について調査を行った。

2.2 PFA 基板の熱融着接合

PFA の接合に、ナノインプリンティング装置（ナノインプロ Type 105、アイトリックス製）を用いた。二枚の PFA 基板を $\phi 50$ mm のカバーガラスで挟みこみ、ガラスの上から圧縮力を印加した。圧力は 0.06~0.50 MPa、接合温度は 275~320 °C、保持時間は 120~1,200 秒の間で変化させ、最適な接合条件について検討した。

2.3 PFA 流体チップの耐薬品特性評価

PDMS ステンシルマスクを用いて作製した流路基板と蓋基板を 2.2 で求めた最適条件で接合し、オール PFA の流体チップを作製した。また、比較のため、同じ流路構造をもつ PDMS 製流路チップを作製した。これらのチップにシリンジポンプを用いてヘキサン（0.1% v/v）を 500 mL/min で 10 分間連続導入し、液漏れの有無や流路断面構造の形状変化について評価を行った。

3. 実験結果および考察

3.1 PDMS ステンシルマスクのエッチング耐性

Fig. 1 に、PFA、PTFE、PDMS のエッチング速さを示す。PDMS マスクの PFA 及び PTFE に対するエッチング選択比はそれぞれ 14 と 10 であり、高い選択比を示すことがわかった。PDMS は主鎖のシロキサン結合が高い結合エネルギーを有しており、イオンやラジカル照射によって結合が解離しにくいことが理由の一つと考えられる。

3.2 PFA 基板の熱融着接合

様々な条件で接合を行い、圧力が 0.4~0.5 MPa、接合温度が 290~300°C、圧力保持時間が 1,200 秒の条件で安定に接合することを見出した。接合条件は温度条件に敏感であり、軟化温度である 310°C に近い温度でのみ接合条件が存在し、310°C を僅かでも超過すると溶解する。

3.3 PFA 流体チップの耐薬品特性評価

Fig. 1 に、PFA 製流体チップの送液後の流路構造を示す。ヘキサンを流したことによる流路構造の変形は見られず、漏液も見られなかった。一方、PDMS 製流体チップは、送液後わずか数秒で流路の閉塞が見られた。



Fig. 1 Cross-sectional view of PFA microfluidic chip

4. 結言

フッ素樹脂製マイクロ流体デバイスを実現するため、フッ素樹脂を加工する PDMS マスクの特性と PFA 基板の接合条件について検討した。今後は、微粒子作製チップなどに展開していく予定である。

謝辞

本研究は、独立行政法人日本学術振興会科学研究費補助金（基盤研究(C) 研究課題番号：15K05749）の助成を得て実施されたことを記し、謝意を表す。

*1 現 企画情報課