

SURVEY ON THE 3D PRINTING CAPABILITY OF COMMERCIAL DIGITAL LIGHT PROCESSING PRINTERS APPLIED TO MICROFLUIDIC MOLD FABRICATION

Nguyen Thanh Duong^{1*}, Nguyen Truong Quan²

¹Institute of Materials Science - Vietnam Academy of Science and Technology, ²VNU University of Science

ARTICLE INFO		ABSTRACT
Received:	08/5/2025	Traditional fabrication of microfluidic devices based on photolithography requires high costs and a cleanroom environment, which significantly limits its accessibility. Recently, low-cost 3D printing using digital light processing has emerged as a promising alternative that is easy to operate and does not require sophisticated infrastructure. However, applying 3D digital light processing printer for microfluidic mold fabrication necessitates careful optimization of parameters to achieve high feature fidelity and dimensional accuracy. In this study, we systematically investigated the printing capabilities of the commercial Anycubic Photon Mono 4 3D printer using digital light processing to fabricate microfluidic molds. Our results showed that features $\geq 200 \mu\text{m}$ could be successfully produced with optimized exposure time and spacing. Increasing the sample thickness to $\geq 3 \text{ mm}$ and incorporating reinforcement walls $\geq 3 \text{ mm}$ in height effectively eliminated warpage. Other parameters, such as layer thickness, platform lifting speed, washing time, and post-curing duration, had negligible effects on the printed part quality. Under these optimized conditions, a microfluidic mold containing $400 \mu\text{m}$ microwells was successfully fabricated and applied to 3D spheroid cell culture. This work demonstrates the significant potential of low-cost 3D printing in fabricating molds for biomedical research.
Revised:	26/6/2025	
Published:	26/6/2025	
KEYWORDS		
3D printing		
Microfluidics		
Digital light processing		
Biomedical applications		
Printing parameter optimization		

KHẢO SÁT KHẢ NĂNG IN 3D CỦA MÁY IN XỬ LÝ ÁNH SÁNG SỐ THƯƠNG MẠI ỨNG DỤNG TRONG VIỆC CHẾ TẠO KHUÔN HỆ VI LƯU

Nguyễn Thành Dương^{1*}, Nguyễn Trường Quân²

¹Viện Khoa học vật liệu - Viện Hàn lâm Khoa học và Công nghệ Việt Nam,

²Trường Đại học Khoa học Tự nhiên – Đại học Quốc gia Hà Nội

THÔNG TIN BÀI BÁO		TÓM TẮT
Ngày nhận bài:	08/5/2025	Chế tạo thiết bị vi lưu truyền thống dựa trên kỹ thuật quang khắc đòi hỏi chi phí cao và môi trường phòng sạch nghiêm ngặt, điều này hạn chế đáng kể khả năng ứng dụng rộng rãi. Gần đây, công nghệ in 3D sử dụng xử lý ánh sáng số chi phí thấp đã nổi lên như một giải pháp thay thế đầy hứa hẹn, dễ vận hành và không yêu cầu thiết bị phức tạp. Tuy nhiên, để áp dụng công nghệ in 3D xử lý ánh sáng số trong chế tạo khuôn vi lưu, cần tối ưu hóa cẩn thận các thông số in nhằm đạt được độ trung thực hình dạng và độ chính xác kích thước cao. Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã tiến hành khảo sát có hệ thống khả năng in của máy in 3D Anycubic Photon Mono 4 thương mại sử dụng công nghệ xử lý ánh sáng số để chế tạo khuôn vi lưu. Kết quả cho thấy các chi tiết $\geq 200 \mu\text{m}$ có thể được in thành công khi tối ưu thời gian chiếu và khoảng cách giữa các chi tiết. Tăng độ dày mẫu $\geq 3 \text{ mm}$ và bổ sung thành gia cố $\geq 3 \text{ mm}$ chiều cao đã loại bỏ hoàn toàn hiện tượng cong vênh. Các thông số khác như độ dày lớp, tốc độ nâng tấm nền, thời gian rửa và thời gian sấy sau in, hầu như không ảnh hưởng đến chất lượng chi tiết in. Trong các điều kiện tối ưu này, khuôn vi lưu chứa các vi giếng đường kính $400 \mu\text{m}$ đã được chế tạo thành công và ứng dụng để nuôi cấy khối tế bào 3D. Nghiên cứu này khẳng định tiềm năng to lớn của công nghệ in 3D chi phí thấp trong chế tạo khuôn phục vụ nghiên cứu y sinh.
Ngày hoàn thiện:	26/6/2025	
Ngày đăng:	26/6/2025	
TỪ KHÓA		
Hệ vi lưu		
In 3D		
Xử lý ánh sáng số		
Ứng dụng sinh học		
Tối ưu thông số in		

DOI: <https://doi.org/10.34238/tnu-jst.12753>

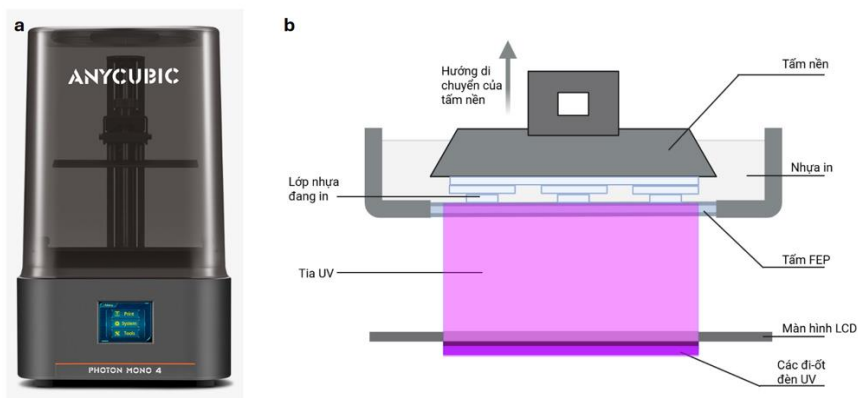
* Corresponding author. Email: ntduong182@gmail.com

1. Giới thiệu

Hệ vi lưu (microfluidics) là lĩnh vực nghiên cứu và ứng dụng các hệ thống điều khiển dòng chất lỏng cực nhỏ trong các vi kênh có kích thước từ vài chục đến vài trăm micromet. Công nghệ này cho phép tối ưu hóa lượng mẫu sử dụng, rút ngắn thời gian phản ứng, nâng cao độ chính xác phân tích và mở rộng khả năng tự động hóa thí nghiệm ở quy mô vi mô [1], [2]. Hệ vi lưu đã trở thành nền tảng quan trọng trong nhiều lĩnh vực như sàng lọc tế bào [3], chẩn đoán sinh học nhanh [4], [5], phát triển mô hình mô phỏng cơ quan sinh học trên chip (organ-on-a-chip) [6], [7], và nghiên cứu sinh lý học hệ thống trong điều kiện in vitro [8].

Trong chế tạo thiết bị vi lưu, công nghệ quang khắc (photolithography) là kỹ thuật truyền thống chủ yếu, cho phép tạo ra các cấu trúc vi mô chính xác với độ phân giải cao [9], [10]. Tuy nhiên, phương pháp này đòi hỏi hệ thống thiết bị đắt tiền, môi trường phòng sạch đạt chuẩn ISO 5–7, cùng với quy trình chế tạo nhiều bước phức tạp bao gồm tráng phủ chất cản quang, chiếu sáng qua mặt nạ, và xử lý hậu kỳ bằng hóa chất độc hại. Những yêu cầu này đã hạn chế khả năng ứng dụng rộng rãi của quang khắc, đặc biệt tại các cơ sở nghiên cứu nhỏ hoặc các nhóm nghiên cứu mới thành lập.

Chính vì vậy, trong những năm gần đây, nhiều công nghệ mới đã được phát triển nhằm thay thế hoặc hỗ trợ cho quang khắc trong chế tạo thiết bị vi lưu. Nổi bật trong số đó là công nghệ in 3D chiếu sáng kỹ thuật số (Digital Light Processing – DLP), cho phép chế tạo nhanh chóng các khuôn vi mô hoặc mẫu thiết bị vi lưu mà không yêu cầu môi trường sạch nghiêm ngặt [11], [12] (Hình 1a). In DLP sử dụng ánh sáng UV để quang trùng hợp lớp nhựa lỏng từng lớp mỏng liên tiếp, có thể đạt độ phân giải đến mức vài micromet tùy thuộc vào chất lượng nguồn sáng, hệ quang học, và vật liệu nhựa (Hình 1b). Sự ra đời của các máy in DLP thương mại giá rẻ với chỉ phí đầu tư dưới 400 USD đã tạo điều kiện cho nhiều phòng thí nghiệm, nhóm nghiên cứu nhỏ, thậm chí các cơ sở giáo dục, tiếp cận công nghệ in chi tiết vi mô mà trước đây chỉ có thể thực hiện trong các trung tâm nghiên cứu chuyên sâu [13], [14]. Tuy nhiên, mặc dù có tiềm năng lớn, các máy in DLP thương mại vẫn đối mặt với những hạn chế về giới hạn độ phân giải thực tế, sai số tái tạo kích thước chi tiết, biến dạng mẫu do ứng suất trong quá trình polymer hóa, và các vấn đề liên quan đến xử lý hậu kỳ như rửa mẫu và sấy UV [11], [13]. Các yếu tố như thời gian chiếu sáng, độ dày lớp in, tốc độ nâng nền và các bước xử lý sau in đóng vai trò then chốt trong việc quyết định chất lượng sản phẩm cuối cùng.



Hình 1. Mô tả nguyên lý hoạt động của máy in: (a) Hình ảnh sản phẩm máy in Anycubic Photo Mono 4, và (b) Nguyên lý hoạt động của máy in

Trong nghiên cứu này, chúng tôi tiến hành khảo sát có hệ thống khả năng in chi tiết vi mô của máy in DLP thương mại Anycubic Photon Mono 4, một máy in 3D giá rẻ để đánh giá ảnh hưởng của các tham số in tới độ chính xác hình học và biến dạng mẫu. Dựa trên kết quả khảo sát, các điều kiện in tối ưu đã được áp dụng để chế tạo hệ vi lưu chứa vi giếng dùng cho nuôi cấy tế bào

hình cầu ba chiều (3D spheroid culture). Nghiên cứu này nhằm cung cấp dữ liệu thực nghiệm chi tiết phục vụ việc áp dụng công nghệ in DLP chi phí thấp vào sản xuất thiết bị vi lưu cho các ứng dụng y sinh học và nghiên cứu cơ bản.

2. Phương pháp nghiên cứu

2.1. Nguyên vật liệu

Nhựa in Magforms Like ABS110 (Magforms, Trung Quốc), ethanol 96% (Merck, Đức), Anycubic Wash & Cure 3 (Anycubic Co., Ltd., Trung Quốc), polydimethylsiloxane (PDMS, Sylgard™ 184, Dow Corning, Hoa Kỳ), trộn theo tỷ lệ 10:1 (monomer/hardener, w/w).

2.2. Thiết bị

Máy in 3D công nghệ DLP Anycubic Photon Mono 4 (Anycubic Co., Ltd., Trung Quốc), kính hiển vi quang học Olympus CX23 (Olympus, Nhật Bản) có tích hợp hệ thống thước đo điện tử, tủ sấy (Memmert, Đức).

2.3. Phương pháp nghiên cứu

2.3.1. In và xử lý mẫu

Các chi tiết thiết kế được xây dựng bằng phần mềm FreeCAD (Version 1.0, Open Source), sau đó chuyển đổi sang file in dạng photon sử dụng phần mềm Anycubic Photon Workshop (Version 3.6.2, Anycubic Co., Ltd., Trung Quốc). Trong quá trình in, mẫu được đặt ở vị trí trung tâm tấm nền để đảm bảo sự đồng đều về độ phân giải và chiếu sáng. Các mẫu được in bằng máy Anycubic Photon Mono 4 với resin Magforms Like ABS110 theo thiết lập mặc định, với điều chỉnh nhỏ: độ dày lớp 0,05 mm, thời gian chiếu lớp 3 giây, thời gian chiếu lớp đáy 30 giây (5 lớp đáy), tốc độ nâng/hạ tấm nền 5 mm/s, khoảng cách nâng/hạ 5 mm. Sau khi in, các mẫu được rửa trong ethanol 96% (Merck, Đức) trong 3 phút để loại bỏ nhựa dư, sau đó được xử lý bổ sung dưới đèn UV trong 3 phút bằng thiết bị Anycubic Wash & Cure 3. Đối với các bài kiểm tra ảnh hưởng của các thông số in lên chất lượng in, các thông số tương ứng được thay đổi cho phù hợp, và thông số in ở các bài kiểm tra sau đó được điều chỉnh dựa trên thông số in tối ưu trước đó. Các bản sao từ khuôn in được thực hiện bằng cách đổ PDMS (Sylgard™ 184) đã trộn sẵn tỷ lệ 10:1 và khử bọt. Các khuôn PDMS được bóc tách cẩn thận, cắt thành các lát mỏng, và chụp ảnh mặt cắt bằng kính hiển vi quang học Olympus CX23 để đo đạc các tham số kích thước. Các điều kiện tối ưu sẽ được dùng để in một khuôn hệ vi lưu chứa vi giếng dùng để nuôi spheroid.

2.3.2. Xác định kích thước các chi tiết

Kích thước các chi tiết in được đánh giá gián tiếp thông qua các bản sao PDMS đúc từ khuôn in 3D. Các mẫu PDMS sau đúc được cắt thành các lát mỏng bằng dao phẫu thuật để lộ mặt cắt ngang, sau đó chụp ảnh bằng kính hiển vi quang học Olympus CX23 tích hợp hệ thống thước đo điện tử. Các tham số kích thước bao gồm độ rộng, độ cao (chi tiết nổi) được đo trực tiếp từ ảnh hiển vi. Mỗi thông số được đo lặp lại năm lần tại năm vị trí khác nhau để đảm bảo tính đại diện và độ lặp lại của dữ liệu.

Khả năng phân tách giữa các chi tiết được đánh giá bằng cách in các mẫu có khoảng cách giảm dần từ 1000 μm xuống 100 μm , và ghi nhận hiện tượng dính hoặc không dính giữa các chi tiết bằng quan sát hình ảnh.

Độ cong của mẫu in được khảo sát bằng cách để mẫu tự do trong điều kiện môi trường phòng thí nghiệm ($25 \pm 2^\circ\text{C}$, độ ẩm 50–60%) trong 3 ngày sau in. Mức độ cong được đánh giá sơ bộ bằng hình ảnh chụp ngang mẫu in, và đối chiếu giữa các mẫu có độ dày khác nhau hoặc có/không có thành gia cố. Đối với các mẫu có thành gia cố, ảnh hưởng của chiều cao (1 mm, 3 mm, 5 mm) tới sự ổn định hình dạng cũng được ghi nhận và so sánh. Tất cả các phép thử được thực hiện với ba mẫu lặp lại độc lập cho mỗi điều kiện, nhằm đảm bảo độ tin cậy và tính nhất quán của kết quả.

3. Kết quả và thảo luận

3.1. Khả năng in các chi tiết của máy in DLP

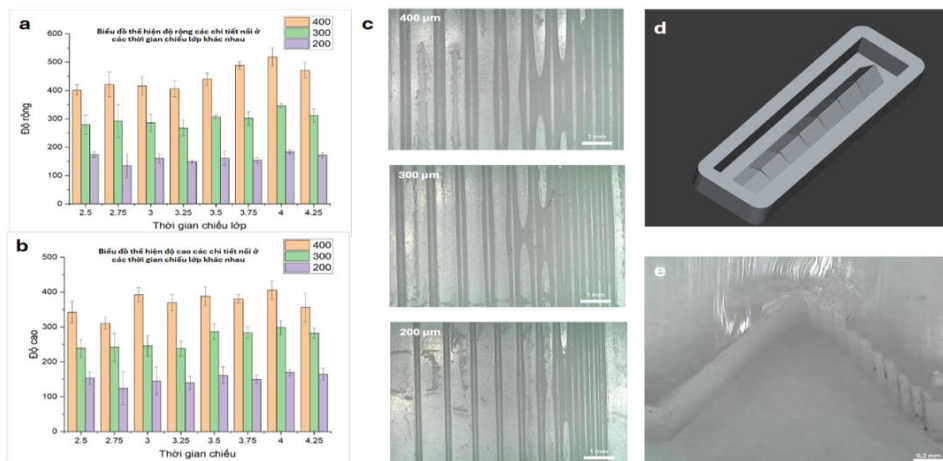
3.1.1. Ảnh hưởng của thời gian chiếu tới kích thước chi tiết nổi

Để xác định khả năng vận hành của máy in 3D DLP (thời gian chiếu) đối với các chi tiết thành phẩm, một mẫu in được thiết kế gồm 3 đường nổi dài 1 cm song song với nhau, mỗi đường có độ rộng và độ cao bằng nhau, các giá trị này lần lượt là 400, 300 và 200 μm và thử nghiệm với 8 thời gian chiếu khác nhau. Mỗi mẫu in này sau đó được in ở các thời gian chiếu lớp từ 2,5 tới 4,25 giây, giãn cách 0,25 giây, sau đó độ rộng và độ cao của mỗi đường nổi được đo đạc và đánh giá so với thiết kế ban đầu. Hình 2a và Hình 2b trình bày sự thay đổi độ rộng và độ cao của các chi tiết nổi với chiều rộng thiết kế 400 μm , 300 μm và 200 μm khi thay đổi thời gian chiếu lớp. Kết quả cho thấy đối với độ rộng (Hình 2a), khi tăng thời gian chiếu từ 2,5 giây lên 4,0 giây, độ rộng thực tế của các chi tiết đều tăng so với thiết kế ban đầu. Đặc biệt, ở thời gian chiếu 4,0 giây, độ rộng chi tiết 400 μm tăng lên khoảng 10% so với giá trị thiết kế. Đối với độ cao (Hình 2b), các chi tiết đạt độ cao gần với thiết kế khi thời gian chiếu lớp đạt từ 3,5 giây trở lên. Tuy nhiên, đối với chi tiết 200 μm , ngay cả ở thời gian chiếu tối ưu, độ cao vẫn thấp hơn thiết kế khoảng 10–15%. Kết quả cho thấy sự lan rộng vùng polymer hóa nhựa in khi thời gian chiếu tăng, dẫn tới hiện tượng mở rộng chiều rộng chi tiết. Đồng thời, đối với các chi tiết nhỏ hơn (200 μm), độ chính xác về chiều cao suy giảm rõ rệt, phù hợp với nhận xét trong nghiên cứu của Vedhanayagam và cộng sự [13].

Ảnh hưởng của khoảng cách giữa các chi tiết

Hình 2c cho thấy các chi tiết nổi được in với các khoảng cách giảm dần từ 1000 μm xuống 100 μm . Trong thử nghiệm này, mỗi mẫu in gồm các chi tiết đường giống nhau nằm cách nhau với các khoảng cách giảm dần, từ 1 mm tới 0,1 mm, và độ rộng của 3 mẫu lần lượt là 400, 300, và 200 μm . Các mẫu in được in với thời gian chiếu lớp phù hợp tương ứng đã được tìm ở trên. Đối với chi tiết rộng 400 μm , hiện tượng dính chi tiết bắt đầu xuất hiện khi khoảng cách giảm xuống dưới 500–600 μm . Tương tự, đối với chi tiết 300 μm và 200 μm , ngưỡng khoảng cách cho phép phân biệt lần lượt là 500 μm và 400 μm . Khi khoảng cách giảm xuống 300 μm , các chi tiết 200 μm không còn phân tách rõ ràng. Những quan sát này đồng nhất với các nghiên cứu trước đó [13], [15] cho thấy khoảng cách tối thiểu cần duy trì để đảm bảo phân tách chi tiết là ít nhất 1,5–2 lần chiều rộng của chi tiết.

3.1.2. Khả năng in theo chiều dọc



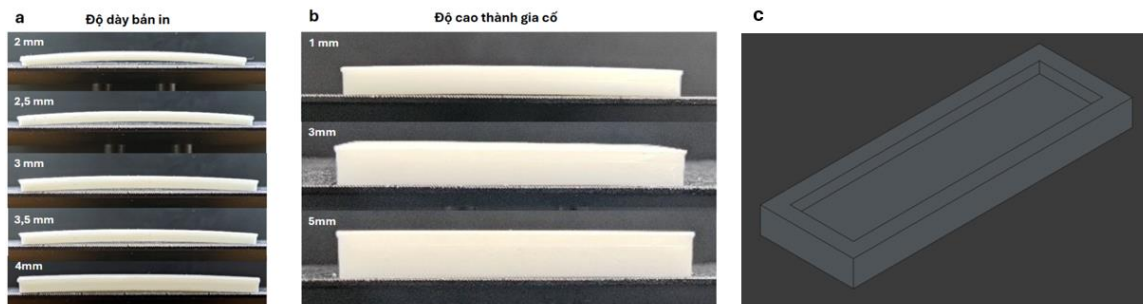
Hình 2. Kết quả kiểm tra chi tiết nổi: (a) Đồ thị thể hiện độ rộng, (b) Đồ thị thể hiện độ cao, (c) Ảnh chụp khoảng cách, (d) Mô hình CAD khảo sát khả năng in theo chiều dọc, gồm các chi tiết dốc và bậc thang, (e) Ảnh chụp mặt cắt chi tiết có độ dài tổng là 1,25 mm

Đánh giá khả năng tái tạo chi tiết theo phương Z được thực hiện thông qua các mẫu dốc và bậc thang như thể hiện trong Hình 2d và Hình 2e. Đối với chi tiết nổi (Hình 2e), các bậc thang có thể được phân biệt rõ ràng, không xuất hiện hiện tượng bo tròn cạnh.

3.2. Ảnh hưởng của độ dày mẫu và thiết kế gia cố lên biến dạng mẫu in

Độ cong của các bản in sau in 3 ngày được ghi nhận bằng ảnh chụp ngang như trình bày trong Hình 3a. Các mẫu có độ dày từ 2,0 mm đến 4,0 mm được so sánh. Kết quả cho thấy mẫu in có độ dày 2,0 mm bị cong rõ rệt với độ võng lớn. Khi độ dày tăng lên 2,5 mm và 3,0 mm, độ cong giảm đáng kể. Ở độ dày 3,5 mm và 4,0 mm, mẫu in gần như duy trì hình dạng phẳng, độ cong rất nhỏ và khó nhận biết bằng mắt thường. Hiện tượng này được lý giải do nội ứng suất sinh ra trong quá trình trùng hợp và làm nguội resin sau in. Các mẫu mỏng dễ bị ảnh hưởng hơn do khả năng phân bố ứng suất thấp. Xu hướng giảm cong khi tăng độ dày phù hợp với nghiên cứu [13], cho thấy tăng độ dày mẫu là một biện pháp hiệu quả để ổn định hình học sản phẩm trong in 3D DLP. Từ kết quả này, để chế tạo khuôn đúc vi lưu với yêu cầu bề mặt phẳng, độ dày tối thiểu khuyến nghị nên từ 3,0 mm trở lên.

Ảnh hưởng của thành gia cố được khảo sát bằng cách bổ sung các thành bao quanh lên trên bản in, với độ dày của thành là 4,0 mm và độ cao của thành lần lượt là 1,0 mm, 3,0 mm và 5,0 mm, kết quả thể hiện trong Hình 3b. Mẫu không có thành hoặc thành cao 1,0 mm vẫn xuất hiện cong nhẹ. Khi chiều cao thành đạt 3,0 mm trở lên, độ cong hoàn toàn biến mất và bề mặt mẫu in duy trì hình dạng phẳng sau 3 ngày. Việc bổ sung thành gia cố giúp tăng khả năng chống biến dạng biên của mẫu in, bằng cách phân bố lại ứng suất dư sinh ra trong quá trình polymer hóa và làm nguội. Kết quả này phù hợp với quan sát của Vedhanayagam và cộng sự [13], trong đó thiết kế các yếu tố gia cố như viền dày hoặc gân gia cường giúp hạn chế biến dạng mẫu in trong công nghệ in DLP và SLA. Từ khảo sát này, để đảm bảo ổn định hình dạng khi chế tạo khuôn đúc hệ vi lưu, mẫu in ngoài việc đảm bảo độ dày tối thiểu như đã nêu bên trên nên có thành gia cố với chiều cao ít nhất 3,0 mm.



Hình 3. Kết quả khảo sát ảnh hưởng lên độ cong của mẫu: (a) Ảnh chụp ngang các mẫu được in ở các độ dày 2,0, 2,5, 3,0, 3,5, và 4,0 mm (từ trên xuống), (b) Ảnh chụp ngang của các mẫu có thành cao 1,0, 3,0, và 5,0 mm được đặt trên tấm nền, và (c) Mô hình CAD của tấm có thành gia cố với độ dày 4,0 mm và độ cao thành 3,0 mm

3.3. Ảnh hưởng của các thông số in tới chất lượng sản phẩm

Ảnh hưởng của các thông số in như độ dày lớp, tốc độ di chuyển tấm nền, thời gian rửa và thời gian sấy lên chất lượng bản in được khảo sát và thể hiện trong Hình 4.

3.3.1. Ảnh hưởng của độ dày lớp in

Hình 4a trình bày các mẫu in với độ dày lớp 0,05 mm, 0,04 mm và 0,03 mm. Quan sát cho thấy các chi tiết nổi có kích thước 200 μm được tái tạo đồng đều ở cả ba điều kiện, không có sự khác biệt đáng kể về độ nét biên hay độ sắc nét hình học. Điều này cho thấy trong khoảng độ dày lớp khảo sát, sai số tạo hình do hiệu ứng stair-stepping (nấc bậc thang) không ảnh hưởng nhiều

đến chi tiết cỡ trung bình ($\sim 200\ \mu\text{m}$), chỉ ra rằng độ dày lớp dưới $50\ \mu\text{m}$ không tạo ra khác biệt rõ ràng đối với các chi tiết lớn hơn $100\ \mu\text{m}$ trong in DLP.

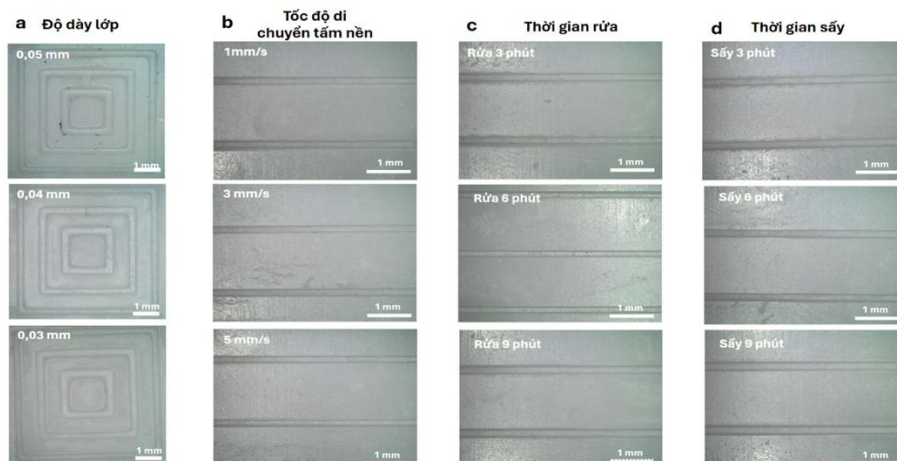
3.3.2. Ảnh hưởng của tốc độ nâng/hạ tấm nền

Hình 4b trình bày các mẫu in với tốc độ nâng/hạ tấm nền là $1\ \text{mm/s}$, $3\ \text{mm/s}$ và $5\ \text{mm/s}$. Các chi tiết in đều duy trì hình dạng tốt, không quan sát thấy hiện tượng gãy, nứt hoặc mòn chi tiết do dòng nhựa gây ra khi thay đổi tốc độ. Điều này cho thấy trong dải tốc độ khảo sát, tác động cơ học của nhựa dịch chuyển không đủ lớn để làm hỏng các chi tiết có kích thước trên $200\ \mu\text{m}$.

Hình 4c thể hiện các bản in sau khi rửa bằng ethanol 96 độ trong các khoảng thời gian 3, 6 và 9 phút. Các chi tiết in giữ nguyên hình dạng, không xuất hiện hiện tượng mờ nét, tróc bề mặt hay gãy vỡ ở cả ba điều kiện. Điều này cho thấy thời gian rửa trong khoảng khảo sát không gây hư hại cho chi tiết, miễn là dung môi rửa (ethanol) được kiểm soát nồng độ và mẫu in không bị ngâm lâu quá mức.

3.3.3. Ảnh hưởng của thời gian sấy mẫu

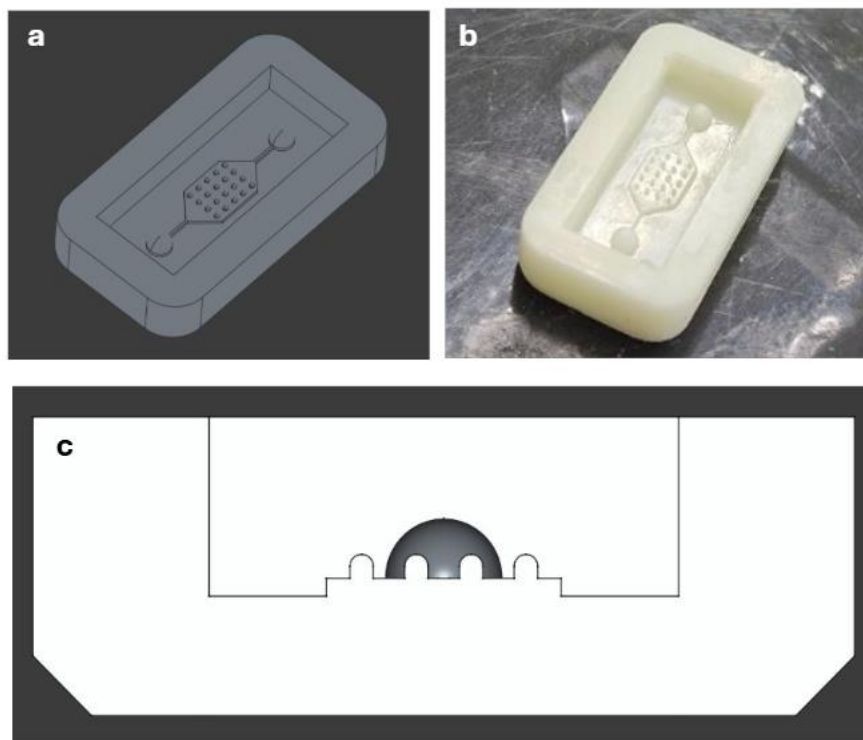
Hình 4d trình bày các bản in sau khi sấy dưới tia UV trong 3, 6 và 9 phút. Các chi tiết duy trì được hình dạng và bề mặt mịn, không quan sát thấy hiện tượng nứt, bong lớp hay sần sùi. Tuy nhiên, hiện tượng co nhẹ bề mặt được ghi nhận sau 9 phút sấy, phù hợp với dự đoán rằng gia tăng thời gian sấy có thể gây ra co rút nhẹ do tiếp tục hoàn thiện phản ứng polymer hóa. Mặc dù vậy, mức độ co này không ảnh hưởng đến kích thước tổng thể của chi tiết trong phạm vi ứng dụng khảo sát.



Hình 4. Kết quả khảo sát ảnh hưởng của các yếu tố lên chất lượng bản in: (a) Ảnh chụp các bản in in ở các độ dày lớp 0,05, 0,04, và 0,03 mm, (b) Ảnh chụp các bản in in ở các tốc độ di chuyển tấm nền 1 mm/s, 3 mm/s, và 5 mm/s, (c) Ảnh chụp các bản in được rửa bằng ethanol 96 độ trong 3, 6, và 9 phút, và (d) Ảnh chụp các bản in được sấy trong 3, 6, và 9 phút

3.4. Chế tạo hệ vi lưu chứa vi giếng

Dựa trên các kết quả khảo sát ở các phần trước, một mô hình hệ vi lưu chứa vi giếng đã được thiết kế và chế tạo nhằm kiểm tra khả năng ứng dụng thực tiễn của quy trình in DLP tối ưu hóa. Mô hình hệ vi lưu được thiết kế gồm hai kênh dẫn chính có tiết diện $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$, kết nối với 20 vi giếng hình trụ, mỗi vi giếng có đường kính $400\ \mu\text{m}$ và độ sâu $400\ \mu\text{m}$. Thiết kế chi tiết của mô hình được thể hiện trong Hình 5a. Các thông số hình học được lựa chọn dựa trên khả năng in tối ưu đã xác định: độ rộng và độ sâu tối thiểu đạt yêu cầu phân giải từ khảo sát 3.1 và độ ổn định mẫu in từ khảo sát 3.2 và 3.3. Ảnh chụp thực tế mẫu chế tạo được trình bày trong Hình 5b. Các vi giếng thể hiện hình dạng đồng đều, độ tròn đều tốt, không ghi nhận hiện tượng tắc nghẽn kênh hoặc biến dạng vi giếng trong khuôn đúc.



Hình 5. Bản in thử hệ vi lưu chứa vi giếng: (a) Hình ảnh mô hình CAD của bản in, (b) Bản in thực tế, và (c) Ảnh cắt ngang của thiết bị

Kết quả chế tạo cho thấy hệ thống kênh và vi giếng đạt chất lượng hình học tốt ở quy mô vài trăm micromet, phù hợp với các yêu cầu cơ bản trong ứng dụng nuôi cấy tế bào ba chiều (3D spheroid culture). Kết quả này tương đồng với các nghiên cứu trước đó sử dụng in DLP cho chế tạo nền tảng vi lưu mà trong đó các hệ thống với kích thước vi mô tương tự được báo cáo đạt hiệu quả cao trong các ứng dụng sinh học.

4. Kết luận

Nghiên cứu này đã đánh giá toàn diện khả năng in chi tiết vi mô của máy in DLP thương mại Anycubic Photon Mono 4 khi chế tạo khuôn đúc cho hệ vi lưu. Kết quả cho thấy các chi tiết có kích thước $\geq 200 \mu\text{m}$ có thể được tái tạo với độ chính xác hình học tốt nếu lựa chọn đúng thời gian chiếu và khoảng cách giữa các chi tiết. Độ rộng của chi tiết có xu hướng tăng khi thời gian chiếu lớn hơn 3 giây, trong khi độ cao đạt gần giá trị thiết kế khi thời gian chiếu $\geq 3,5$ giây. Các chi tiết nổi đạt độ phân tách tốt khi khoảng cách giữa các đường in không nhỏ hơn 1,5 lần chiều rộng.

Hiện tượng cong mầu sau in giảm đáng kể khi tăng độ dày bản in lên tối thiểu 3 mm, và được loại bỏ hoàn toàn khi bổ sung thành gia cố cao từ 3 mm trở lên. Các thông số in khác như độ dày lớp, tốc độ nâng/hạ tấm nền, thời gian rửa và thời gian sấy trong khoảng khảo sát không gây ảnh hưởng đáng kể tới chất lượng chi tiết in. Dựa trên các thông số tối ưu, một hệ vi lưu chứa vi giếng đã được thiết kế và chế tạo thành công, với hình dạng và cấu trúc đáp ứng yêu cầu về độ chính xác và tính đồng đều. Kết quả này khẳng định tiềm năng ứng dụng của công nghệ in DLP thương mại trong chế tạo khuôn đúc PDMS cho hệ vi lưu, hướng tới phát triển thiết bị y sinh chi phí thấp, linh hoạt và dễ tiếp cận.

TÀI LIỆU THAM KHẢO/ REFERENCES

- [1] G. M. Whitesides, "The origins and the future of microfluidics," *Nature*, vol. 442, pp. 368-373, 2006.
- [2] E. K. Sackmann *et al.*, "The present and future role of microfluidics in biomedical research," *Nature* vol. 507, pp. 181-189, 2014.
- [3] M. Yamada *et al.*, "Slanted, asymmetric microfluidic lattices as size-selective sieves for continuous particle/cell sorting," *Lab on a Chip*, vol. 17, pp. 304-314, 2017.
- [4] C. D. Chin *et al.*, "Microfluidics-based diagnostics of infectious diseases in the developing world," *Nature Medicine*, vol. 17, pp. 1015-1019, 2011.
- [5] C. Dincer *et al.*, "Multiplexed point-of-care testing-xPOCT," *Trends in biotechnology*, vol. 35, pp. 728-742, 2017.
- [6] D. Huh *et al.*, "Reconstituting organ-level lung functions on a chip," *Science*, vol. 328, pp. 1662-1668, 2010.
- [7] S. N. Bhatia and D. E. Ingber, "Microfluidic organs-on-chips," *Nature Biotechnology*, vol. 32, pp. 760-772, 2014.
- [8] B. J. van Meer *et al.*, "Organs-on-chips: breaking the in vitro impasse," *Integrative Biology*, vol. 4, no. 5, pp. 461-470, 2012.
- [9] J. C. McDonald *et al.*, "Fabrication of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)," *Electrophoresis*, vol. 21, no. 1, pp. 27-40, 2000.
- [10] Y. Xia and G. M. Whitesides, "Soft lithography," *Annual Review of Materials Science*, vol. 28, no. 1, pp. 153-184, 1998.
- [11] B. S. Rupal *et al.*, "3D printed 3d-microfluidics: Recent developments and design challenges," *Journal of Integrated Design and Process Science*, vol. 22, no. 1, pp. 5-20, 2019.
- [12] A. K. Au *et al.*, "3D-printed microfluidics," *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 55, no. 12, pp. 3862-3881, 2016.
- [13] A. Vedhanayagam *et al.*, "Rapid micromolding of sub-100 μm microfluidic channels using an 8K stereolithographic resin 3D printer," *Micromachines*, vol. 14, no. 8, 2023, Art. no. 1519.
- [14] N. Bhattacharjee *et al.*, "The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics," *Lab on a Chip*, vol. 16, no. 10, pp. 1720-1742, 2016.
- [15] S. Waheed *et al.*, "3D printed microfluidic devices: Enablers and barriers," *Lab on a Chip*, vol. 16, no. 11, pp. 1993-2013, 2016.