

Thiết kế, chế tạo cụm đầu đùn vật liệu sinh học cho máy in 3D

Bùi Trọng Hiếu^{1,2}, Hà Trung Kiên^{1,2}, Dư Mỹ Lệ^{1,2}, Huỳnh Hữu Nghị^{1,2,*}

TÓM TẮT

Công nghệ AM hay còn gọi là công nghệ in 3D được biết đến là một nhóm công nghệ chế tạo mới có tiềm năng rất lớn. Hiện nay, công nghệ này đã và đang được nghiên cứu, ứng dụng trong nhiều lĩnh vực quan trọng khác nhau. Một trong số đó là chế tạo các mô hình sinh học. Việc đầu tư nghiên cứu trong lĩnh vực này hứa hẹn mang lại triển vọng to lớn trong việc chế tạo những sản phẩm cấy ghép trong y học và những ngành nghề có liên quan. Tuy nhiên, hiện tại, giá thành để đầu tư một thiết bị in 3D sinh học rất cao và khó tiếp cận. Vì vậy, mục tiêu của nhóm nghiên cứu là thiết kế, chế tạo một thiết bị in 3D sinh học giá rẻ để sản xuất các thiết bị dạng này tại Việt Nam, trong đó, chú trọng đến bộ phận quan trọng không chỉ quyết định khả năng chế tạo mà còn ảnh hưởng đến chất lượng sản phẩm được tạo ra đó là cụm cấp và đùn vật liệu sinh học. Để đánh giá khả năng làm việc của cụm đầu đùn, nhóm tác giả đã tiến hành thử nghiệm kiểm tra đặc tính của vật liệu, thông số công nghệ trên các mẫu khác nhau. Kết quả bài báo đạt được bao gồm chế tạo và thử nghiệm thành công cụm cấp và đùn vật liệu trong tạo mẫu sản phẩm in 3D sử dụng vật liệu sinh học. Dựa vào kết quả đạt được ở trên, tiếp tục cải tiến, thiết kế đầu đùn tích hợp bộ gia nhiệt và thiết kế một đầu phun với cơ cấu truyền động mới để đáp ứng được nhiều loại vật liệu sinh học khác nhau.

Từ khóa: in 3D sinh học, vật liệu sinh học, cụm đầu đùn, EBB, thông số công nghệ

GIỚI THIỆU

Trong nhiều năm qua, nền y học thế giới đã có những bước phát triển vượt bậc và đạt được nhiều thành tựu to lớn đặc biệt là trong cấy ghép mô và cơ quan nội tạng để điều trị tổn thương mô, suy nội tạng và điều trị các căn bệnh nguy hiểm như ung thư. Kể từ ca ghép thận người đầu tiên vào năm 1954 được thực hiện bởi bác sĩ phẫu thuật Joseph Murray, đã có hàng nghìn ca cấy ghép các cơ quan phức tạp như gan, phổi hoặc tim được thực hiện thành công. Mặc dù đã có rất nhiều người được cứu sống kể từ những năm 1950 và đã cải thiện đáng kể chất lượng cuộc sống của người bệnh, hiện nay, việc cấy ghép nội tạng đang bị ảnh hưởng rất lớn bởi tình trạng thiếu người hiến tạng. Số lượng bệnh nhân chờ cấy ghép nội tạng vẫn đang tăng lên mỗi năm do nhu cầu cấy ghép vượt quá nguồn cung cấp. Theo thống kê, tổng cộng 33,4 nghìn nội tạng đã được cấy ghép ở EU (505,9 triệu dân) vào năm 2016. Tuy nhiên, vẫn còn 59 nghìn bệnh nhân vẫn nằm trong danh sách chờ đợi (Châu Âu, 2017). Tại Hoa Kỳ (323,4 triệu dân), có 115 nghìn bệnh nhân hiện đang nằm trong danh sách chờ đợi và trung bình 20 người chết mỗi ngày trong khi chờ ghép tạng vào năm 2016 (UNOS, 2018). Mặc dù số lượng người tự nguyện hiến tạng gần đây tăng đáng kể, tuy nhiên nhu cầu vẫn vượt xa nguồn cung cấp nên dẫn đến tình trạng thiếu hụt toàn cầu. Ở Việt Nam, sau hơn gần

30 năm, kỹ thuật ghép tạng đã có nhiều tiến bộ vượt bậc. Cụ thể, theo số liệu thống kê của Trung tâm điều phối tạng quốc gia (VNCCHOT) - Bộ Y tế, từ năm 1992 đến năm 2012, Việt Nam đã thực hiện được 933 ca tại các bệnh viện lớn. Con số này liên tục tăng qua các năm. Tính đến hết tháng 8 năm 2018, Việt Nam có tổng cộng 3,378 ca ghép. Mặc dù nhu cầu ngày càng tăng cao nhưng số người được ghép tạng còn hết sức khiêm tốn. Ngoài việc khan hiếm nguồn cung cấp thì việc tìm được nội tạng tương thích giữa người cho và người nhận cũng là một vấn đề rất khó khăn và người nhận tạng phải sử dụng thuốc ức chế quá trình đào thải suốt đời. Để khắc phục tình trạng khan hiếm nội tạng và đào thải sau cấy ghép, các nhà khoa học đã và đang nghiên cứu, ứng dụng, kết hợp các thành tựu khoa học kỹ thuật mới trong đó có công nghệ nuôi cấy mô (TE) bao gồm công nghệ tế bào gốc, vật liệu sinh học và công nghệ phòng sinh học¹.

TE là một lĩnh vực đa ngành như y học, kỹ thuật sinh học, hóa học và khoa học vật liệu, sử dụng các nguyên lý của kỹ thuật và khoa học đời sống với mục tiêu cuối cùng là phát triển các sản phẩm thay thế sinh học, cải thiện hoặc duy trì các mô hoặc cơ quan bị tổn thương. Cùng với sự xuất hiện các công nghệ chế tạo mới như công nghệ bồi đắp vật liệu (Additive Manufacturing-AM) bao gồm một nhóm các công nghệ như SLA (Stereolithography), SLS (Selec-

¹Khoa Cơ khí, trường Đại học Bách khoa TP.HCM

²Đại học Quốc gia Thành phố Hồ Chí Minh

Liên hệ

Huỳnh Hữu Nghị, Khoa Cơ khí, trường Đại học Bách khoa TP.HCM

Đại học Quốc gia Thành phố Hồ Chí Minh

Email: hhnghi@hcmut.edu.vn

Lịch sử

- Ngày nhận: 07-08-2023
- Ngày chấp nhận: 03-12-2023
- Ngày đăng: 31-12-2024

DOI:

<https://doi.org/10.32508/stdjet.v6iS12.1155>



Bản quyền

© ĐHQG TP.HCM. Đây là bài báo công bố mở được phát hành theo các điều khoản của the Creative Commons Attribution 4.0 International license.



Trích dẫn bài báo này: Hiếu B T, Kiên H T, Lệ D M, Nghị H H. **Thiết kế, chế tạo cụm đầu đùn vật liệu sinh học cho máy in 3D.** *Sci. Tech. Dev. J. - Eng. Tech.* 2024, 6(S12):1-7.

tive Laser Sintering) hoặc công nghệ FDM (Fused Deposition Modeling)....các nhà khoa học đã kết hợp các công nghệ nêu trên để tạo ra một kỹ thuật in 3D sử dụng trong lĩnh vực sinh học gọi là công nghệ in 3D sinh học (3D Bioprinting). Công nghệ này có khả năng tạo những cơ quan sống từ tim, phổi đến những lớp da mà có thể thay thế trên cơ thể người. In 3D sinh học sẽ tạo ra một bước đột phá lớn cho nhân loại và hứa hẹn khắc phục tình trạng khan hiếm nội tạng trong tương lai. Ngoài việc đáp ứng nhu cầu mô và nội tạng cho lĩnh vực cấy ghép, tính thẩm mỹ của công nghệ này còn có thể sử dụng trong việc tạo ra các đối tượng thử nghiệm y sinh cho các công ty y, dược, mỹ phẩm, thực phẩm, hóa học, các viện nghiên cứu và phòng thí nghiệm để thay thế các đối tượng thử nghiệm là sinh vật và con người.

Các thành tựu trong lĩnh vực trên đã đánh dấu những mốc phát triển quan trọng. Ví dụ như tại Israel với việc trường Đại học Tel Aviv đã in thành công quả tim bằng tế bào cơ và mạch máu của con người bằng công nghệ in 3D sinh học, tại Hoa Kỳ với việc in tai và mũi người và đã cấy ghép thành công cho bé trai 14 tuổi được thực hiện bởi bác sĩ Tal Dagan và các nhà khoa học tại New York Eye and Ear Infirmary of Mount Sinai². Tuy đạt được nhiều thành tựu nhưng việc ứng dụng thiết bị in 3D sinh học cũng gặp một số vấn đề chưa phù hợp bao gồm cả chi phí. Công nghệ in 3D sinh học vẫn đang là công nghệ mới và tiếp tục được nghiên cứu, phát triển. Do đó, chi phí cho một thiết bị in 3D sinh học và các vật liệu tương thích vẫn còn khá cao, đặc biệt là đối với các nước đang phát triển, trong đó có Việt Nam. Do đó, nhu cầu giảm chi phí và tăng tính hiệu quả của máy in 3D sinh học ở các nước này đang là một vấn đề đang được quan tâm xem xét. Bên cạnh đó là vật liệu in 3D sinh học, vật liệu được sử dụng để tạo ra các mô sống được chế tạo đặc thù cho quá trình sử dụng công nghệ in 3D³. Những loại vật liệu này chủ yếu bao gồm các tế bào và các loại vật liệu bổ sung để bao bọc chúng thường được gọi là hydrogel. Hydrogel phải đáp ứng một số yêu cầu nhất định, bao gồm: đặc tính lưu biến, tính chất cơ học, chức năng đặc thù và tính tương thích sinh học và được chia thành nhiều loại khác nhau tùy theo nguồn gốc như: dạng tự nhiên, tổng hợp hoặc kết hợp cả hai. Trong đó, Hydrogel có nguồn gốc tự nhiên có tính tương thích sinh học cao và không độc hại⁴.

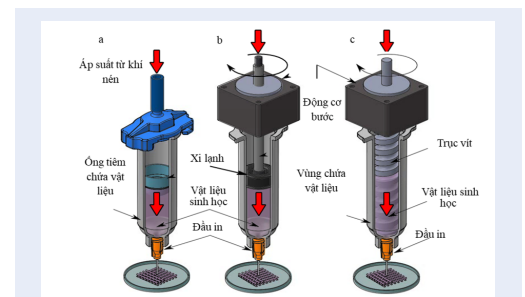
Trong bài báo này, nhóm tác giả đã đề xuất một phương án thiết kế, chế tạo một thiết bị in 3D sử dụng vật liệu sinh học giá rẻ, đặc biệt chú trọng đến phương án thiết kế, chế tạo cụm đầu đùn. Cụm đầu đùn sau khi được chế tạo sẽ lắp đặt lên thiết bị in 3D để thực hiện quá trình thử nghiệm nhằm kiểm tra tính ổn

định khi làm việc, và hiệu chỉnh thông số để cải thiện chất lượng sản phẩm.

PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

Phương án thiết kế cụm đầu đùn

Nguyên lý cụm đầu đùn sử dụng trong các thiết bị in 3D sinh học phổ biến hiện nay là cụm in đùn EBB, trong đó các loại vật liệu sinh học được đưa vào ống tiêm và đùn qua vòi phun bằng áp lực được điều khiển từ máy tính. Các dòng vật liệu được đùn ra liên tục có dạng sợi hình trụ. Cụm đầu đùn được điều khiển theo biên dạng đã lập trình trước để chế tạo các cấu trúc 3D chứa tế bào theo từng lớp. Nguyên lý EBB có 3 dạng chính gồm: sử dụng khí nén, sử dụng piston hoặc sử dụng trục vít⁵⁻⁸ để tạo áp lực, được trình bày trên Hình 1 và ưu nhược điểm của chúng được trình bày trong Bảng 1. Qua quá trình phân tích, đánh giá, nhóm tác giả chọn phương án thiết kế - chế tạo cụm đầu đùn theo nguyên lý sử dụng cơ cấu piston - xy-lanh.



Hình 1: Các dạng đầu đùn EBB sử dụng: khí nén (a), piston (b), trục vít (c)

Sơ đồ nguyên lý

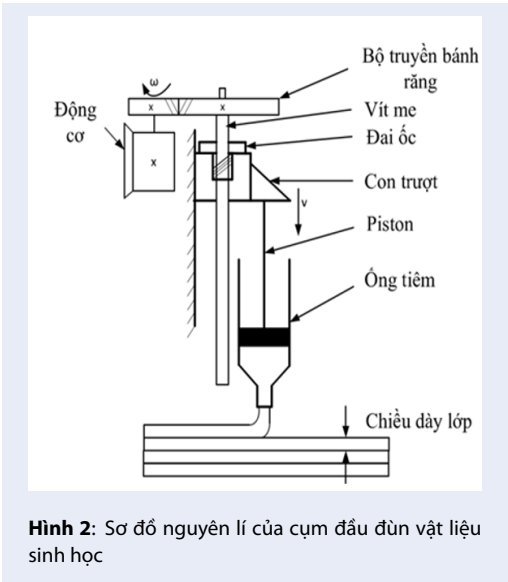
Từ phương án thiết kế đã lựa chọn, nhóm tác giả đề xuất sơ đồ nguyên lý cho cụm đầu đùn được trình bày trên Hình 2. Cụm đầu đùn sử dụng động cơ bước thông qua cặp bánh răng để truyền động cho trục vít. Khi trục vít quay, đai ốc (được cố định với con trượt) sẽ trượt dọc theo thanh dẫn hướng, đẩy lên piston, tạo áp lực để đẩy vật liệu ra khỏi ống tiêm⁹.

Tính toán thông số kỹ thuật

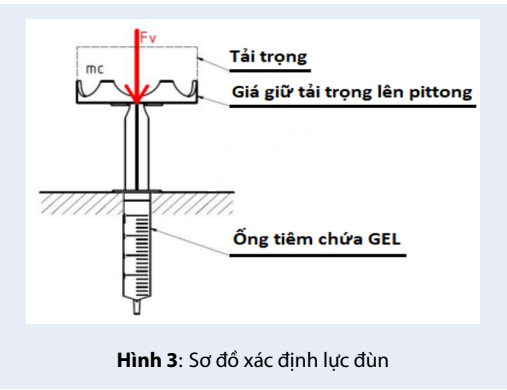
Xác định lực đùn: Trong quá trình làm việc, thông số quan trọng nhất của cụm đầu đùn là lực để đẩy vật liệu ra khỏi cụm đầu đùn. Vì vật liệu sinh học có độ nhớt cao và phụ thuộc vào nhiều yếu tố như: thời gian đặc quánh, độ bền và độ đàn hồi, nhiệt độ, độ ẩm, khả năng hấp thụ nước nên nhóm tác giả đã sử dụng một thiết bị chuyên dùng như Hình 3^{10,11} để xác định lực

Bảng 1: Các phương án đùn vật liệu

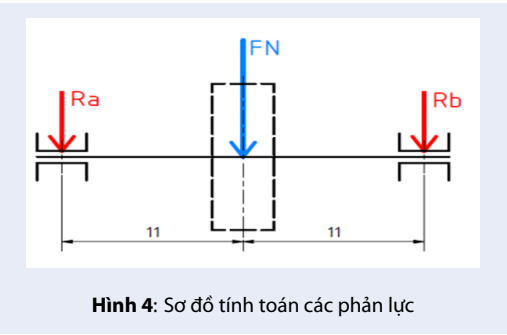
Phương án đùn vật liệu	Ưu điểm	Nhược điểm
Đầu đùn sử dụng khí nén	Giảm tiếng ồn. Có thể cung cấp khí cho nhiều đầu in cùng lúc. Chi phí thấp. Nhỏ gọn, dễ chế tạo.	Dòng vật liệu có độ chính xác và ổn định kém. Khó kiểm soát. Khả năng bị tắc nghẽn cao. Khó khử trùng.
Đầu đùn sử dụng cơ cấu piston-xy lanh	Độ chính xác cao. Dễ điều khiển.	Nếu đùn nhiều đầu in thì tiếng ồn lớn. Khó vận chuyển.
Đầu đùn sử dụng trục vít	Độ chính xác và ổn định cao hơn khí nén nhưng thấp hơn piston. Dễ điều khiển.	Nếu in nhiều đầu, âm lượng của đầu in lớn. Chi phí cao. Cồng kềnh. Khả năng sống của tế bào thấp do ma sát.



Hình 2: Sơ đồ nguyên lý của cụm đầu đùn vật liệu sinh học



Hình 3: Sơ đồ xác định lực đùn



Hình 4: Sơ đồ tính toán các phản lực

đùn. Tải trọng tác dụng lên piston được thay đổi dần dần bằng các quả cân cho đến khi đạt được khối lượng cần thiết để vật liệu bắt đầu chảy ra khỏi miệng phun với dạng dòng liên tục. Kết quả xác định được lực đùn cần thiết là:

$$F_v = m_c \cdot g = 6,988.9,81 = 68,55N$$

Tính toán thông số củ a cơ cấu piston-xy lanh: Dựa trên giá trị lực đùn tìm được, nhóm nghiên cứu tiến hành tính toán các thông số của cơ cấu piston – xylanh như trình bày ở Bảng 2.

Chọn động cơ: Từ giá trị moment xoắn ở Bảng 2, nhóm đã chọn được động cơ cho đầu đùn là động cơ bước lưỡng cực Nema 17 -17HS4401S, với các thông số kỹ thuật được trình bày trong Bảng 3.

Tỷ số truyền:

$$i = \frac{47}{13} = 3,6$$

Moment xoắn cực đại trên bánh bị dẫn:

$$M_{k2} = M_{k1} \cdot i = 0,42.3,6 = 1,512 Nm$$

Với M_{k1} là moment xoắn tối đa từ động cơ Nema 17 và i là tỷ số truyền động. Do moment xoắn cực đại trên bánh bị dẫn M_{k2} lớn hơn moment xoắn M_{km} nên lựa chọn động cơ và bộ truyền bánh răng là phù hợp. Chọn kết cấu lắp trục với ổ lăn ở hai đầu trục là ổ bi cầu một dãy, có sơ đồ lực tác dụng như Hình 4. Kết quả tính toán lực được trình bày ở Bảng 4 và kết quả lựa chọn ổ bi được trình bày trong Bảng 5. Từ những thông số đã tính toán và các chi tiết khác được

Bảng 2: Các thông số tính toán cơ cấu piston - xylanh

Góc bước ren $\gamma(^{\circ})$	Góc ma sát $\varphi(^{\circ})$	Lực nâng theo chu vi F_0 (N)	Moment xoắn M_{km} (Nm)
3,25	9,83	15,93	0,036

Bảng 3: Thông số kỹ thuật của động cơ

Loại động cơ	Lưu lượng cực
Chiều dài động cơ (mm)	40
Dòng định mức (A)	1,5
Moment xoắn (N.m)	0,042
Trọng lượng động cơ (g)	255

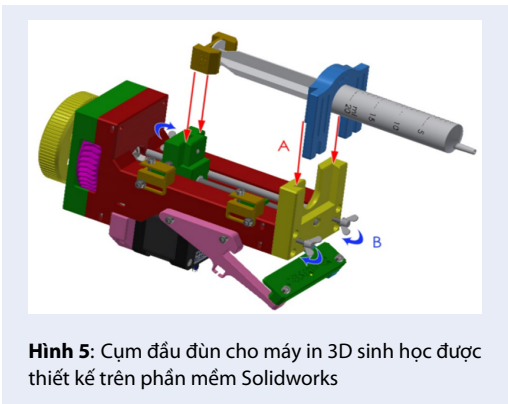
Bảng 4: Thông số tính toán lực trên ổ bi SKF 607z (đơn vị N)

Lực tác dụng lên bánh răng	Lực pháp tuyến	Phản lực	Phản lực	Phản lực đối với lực đùn
1,23	1,39	0,695	0,695	68,55

Bảng 5: Thông số kích thước của vòng bi SKF 607z (đơn vị mm)

Đường kính lỗ d	Đường kính ngoài D	Chiều rộng B	Đường kính vai d ₁	Đường kính hốc d ₂	Kích thước vát r _{1,2}
7	19	6	11,1	16,5	0,3

lựa chọn theo tiêu chuẩn, nhóm tác giả thiết kế được cụm đầu đùn trên phần mềm SolidWorks như Hình 5.

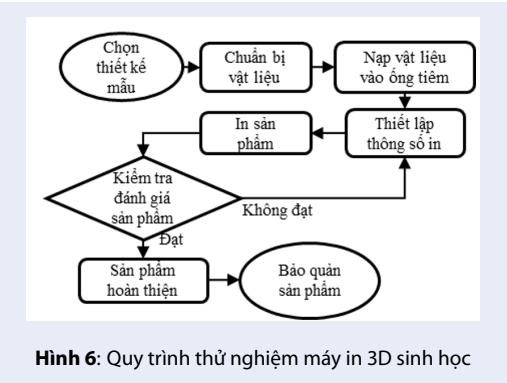


QUY TRÌNH THỬ NGHIỆM

Quy trình thử nghiệm máy in 3D vật liệu sinh học sử dụng cụm đầu đùn cơ cấu piston-xylanh được xây dựng như Hình 6.

Chuẩn bị vật liệu

Vật liệu thử nghiệm được pha trộn từ các thành phần như alginate hydrogel (5%) và hỗn hợp 5% alginate



Hình 6: Quy trình thử nghiệm máy in 3D sinh học

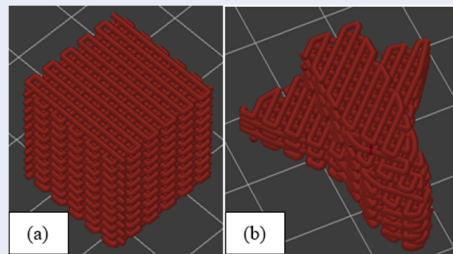
(5%) + gelatin (5%)....có đặc tính tương đương với vật liệu sinh học đang được thương mại hoá theo các bước:

- Chuẩn bị các nguyên liệu: Alginate, gelatin, nước cất hoặc nước muối với nồng độ thấp và các hóa chất khác để tạo thành hỗn hợp vật liệu không gây hại cho tế bào.
- Hòa tan alginate và gelatin trong nước cất hoặc nước muối với nồng độ thấp. Sử dụng lượng alginate và gelatin tùy theo tỷ lệ mong muốn trong hỗn hợp. Ví dụ: Để tạo ra hỗn hợp alginate/gelatin 5%, có thể sử dụng 5g alginate và 5g gelatin trong 190ml nước cất.

- Đun và khuấy đều hỗn hợp nước và alginate/gelatin trên bếp điện hoặc bếp gas.
- Thêm các hóa chất cần thiết (các hóa chất này phải được chọn theo tiêu chuẩn để không gây hại cho tế bào trong quá trình chế tạo).
- Khuấy đều và đun tiếp cho đến khi vật liệu hoàn toàn tan chảy và trở thành một hỗn hợp vật liệu đồng nhất.
- Để nguội và lưu trữ để sử dụng.

Mẫu thử nghiệm

Mẫu thử nghiệm được lựa chọn bao gồm: khối lập phương (Hình 7a) để kiểm tra tính năng, chất lượng của máy in, cụm đầu đùn, độ chính xác và chất lượng mẫu sau khi in, từ đó tìm ra được bộ thông số công nghệ phù hợp; Mô hình phức tạp (dạng máy bay) như Hình 7b được chọn để thử nghiệm khả năng chế tạo các mô hình có hình dạng phức tạp, từ đó hiệu chỉnh các thông số công nghệ phù hợp cho những sản phẩm khác.



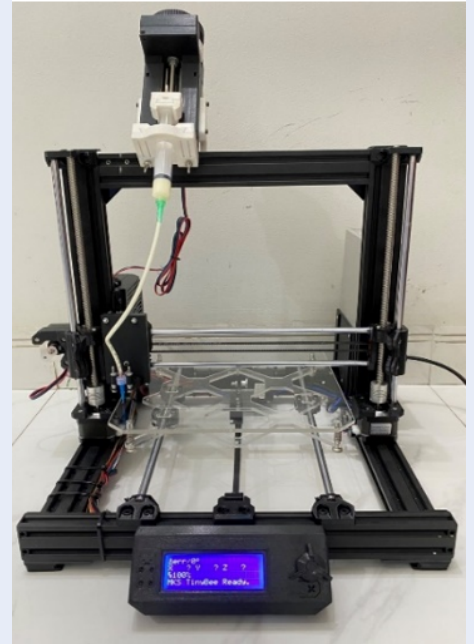
Hình 7: Mô hình thử nghiệm: khối lập phương (a) và Mô hình phi thuyền (b).

Các mô hình được thiết kế trên phần mềm Solid-Works sau đó chuyển sang phần mềm chuyên dùng (với định dạng STL) để chỉnh sửa, cài đặt các thông số công nghệ và xuất sang chương trình G-codes.

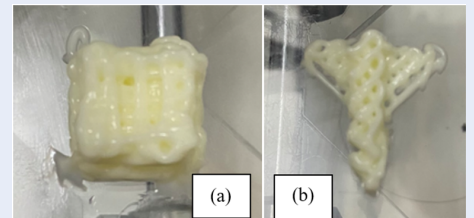
Cài đặt thông số công nghệ

Trong in 3D, G-codes là một loại ngôn ngữ lập trình được sử dụng để điều khiển thiết bị về cách thức di chuyển cụm đầu đùn hoặc bàn máy cũng như các hành động khác như nhiệt độ đầu đùn, tốc độ di chuyển, lượng vật liệu được đùn ra. Dưới đây là các mã G-code được cài đặt trên máy in 3D sử dụng vật liệu sinh học:

G-code;
Start G-code;
M302 P1;
G21; (đơn vị mm)
G90; (sử dụng tọa độ tuyệt đối)



Hình 8: Mô hình thiết bị in 3D và cụm đầu đùn sử dụng vật liệu sinh học sau khi chế tạo



Hình 9: Mô hình thử nghiệm: khối lập phương (a) và mô hình máy bay (b).

M82; (sử dụng chế độ đùn tuyệt đối)
G28 W; (về Home mà không cần dựa trên việc chia lưới trên bàn in)
G92 E0.0; (khởi động lại tọa độ của đầu đùn)
G01 Y-3.0 F1000.0; (di chuyển đầu đùn ra khỏi vùng làm việc)
G01 X60.0 E9.0 F1000.0; (bắt đầu làm việc)
G01 X100.0 E21.5 F1000.0; (bắt đầu làm việc)
G92 E0.0; (khởi động lại vị trí đầu đùn)
End G-code; (kết thúc)
(if layer_z < max_print_height) G1 Z (z_offset + min (layer_z + 1, max_print_height)) F720; (di chuyển đầu đùn lên cao)
G01 X241 Y170 F3600;
(if layer_z < max_print_height) G1 Z (z_offset + min (layer_z + 23, max_print_height)) F300; (di chuyển

đầu đùn lên cao)
G04; (chờ)
M142 936; (khởi động)
M84 X Y E; (tắt động cơ)
; max_layer_z = [max_layer_z]
Các thông số và giá trị được lựa chọn thử nghiệm dựa trên quá trình tham khảo các công trình nghiên cứu đã công bố và kinh nghiệm vận hành thiết bị in 3D của nhóm được trình bày trong Bảng 6. Các thông số công nghệ được cài đặt và hiệu chỉnh trên phần mềm Slic3r. Trong đó, do vật liệu sử dụng có độ ẩm cần thiết để có thể bám dính bàn máy một cách hiệu quả trong quá trình chế tạo nên không cần gia nhiệt cho bàn máy.

- Chiều dày lớp: là bề dày của mỗi lớp vật liệu được đùn ra trong quá trình chế tạo sản phẩm. Giá trị thông số này phụ thuộc vào kích thước đường kính vòi phun.
- Chiều dày lớp đầu tiên: là bề dày của lớp vật liệu đầu tiên khi chế tạo sản phẩm.
- Mật độ điền đầy: là thông số quyết định lượng vật liệu lấp đầy ở bên trong sản phẩm.
- Kiểu điền đầy: là hình dạng các đường vật liệu điền đầy bên trong sản phẩm.
- Tốc độ đùn: là tốc độ đùn vật liệu ra khỏi vòi phun. Thông số này có ảnh hưởng lớn đến độ chính xác của sản phẩm.
- Mật độ vật liệu: là thể tích vật liệu được đùn ra khỏi đầu đùn. Thông số này quyết định lượng vật liệu được đùn ra nhiều hay ít.

Bảng 6: Thông số công nghệ

Thông số	Đơn vị	Giá trị
Chiều dày lớp	mm	0.9
Tốc độ đùn	mm/s	5
Chiều dày lớp đầu tiên	mm	1
Mật độ điền đầy	mm/s	5
Kiểu điền đầy	-	Rectilinear
Mật độ vật liệu	g/cm ³	1,24

KẾT QUẢ - THẢO LUẬN

Kết quả chế tạo

Qua quá trình nghiên cứu, nhóm đã chế tạo được cụm đầu đùn cho vật liệu in 3D sinh học và một thiết bị in 3D có kết cấu phù hợp (Hình 8) để lắp cụm đầu đùn phục vụ cho quá trình thử nghiệm.

Kết quả thử nghiệm

Kết quả thử nghiệm mô hình dạng khối và mô hình dạng phức tạp được trình bày trên Hình 9. Quá trình thử nghiệm cho thấy kết cấu cụm đầu đùn làm việc ổn định và mô hình thử nghiệm chế tạo được có những đặc điểm sau:

Đối với mẫu lập phương: sản phẩm có độ chính xác về hình dáng và kích thước tương đối so với mô hình được thiết kế trên máy tính. Tuy nhiên, do vật liệu có độ nhớt khá cao nên các lớp đầu tiên bị chảy xệ hơn so với các lớp in phía trên. Các đường vật liệu được tạo ra không rõ ràng do có sự thay đổi tiết diện của các đường vật liệu được đùn ra.

Đối với mẫu máy bay: sản phẩm có những đường vật liệu rõ ràng hơn, hạn chế được hiện tượng chảy xệ của đường vật liệu sau khi in. Hình dạng sản phẩm ít bị sai lệch so với mô hình thiết kế trên máy tính. Tuy nhiên, do thiếu hệ thống hỗ trợ trong quá trình tạo đồng cho vật liệu nên sản phẩm khi được in xong vẫn còn hiện tượng chảy xệ, ảnh hưởng đến hình dạng chung.

KẾT LUẬN

Kết quả nghiên cứu cho thấy kết cấu cụm đầu đùn sau khi được chế tạo đáp ứng các yêu cầu đề ra. Sản phẩm chế tạo được có chất lượng bề mặt và độ chính xác hình dáng ở mức chấp nhận được. Kết quả thử nghiệm có thể sử dụng làm cơ sở hiệu chỉnh thông số công nghệ để chế tạo các sản phẩm bằng vật liệu sinh học sử dụng máy in 3D. Bên cạnh đó, để có thể chế tạo được máy in 3D sử dụng vật liệu sinh học trong nước, cần tiếp tục nghiên cứu, phát triển các vấn đề liên quan đến: phương pháp pha trộn, đánh giá đặc tính của vật liệu sinh học, bổ sung cụm gia ủ nhiệt cho đầu đùn, bàn nhiệt để có thể sử dụng cho nhiều loại vật liệu khác nhau. Chế tạo thiết bị có nhiều đầu đùn và các bộ phận khác để đạt các yêu cầu về môi trường trong quá trình chế tạo sản phẩm sinh học.

LỜI CẢM ƠN

Nhóm nghiên cứu xin cảm ơn Trường Đại học Bách khoa, ĐHQG-HCM đã hỗ trợ thời gian, phương tiện và cơ sở vật chất cho nghiên cứu này.

DANH MỤC TỪ VIẾT TẮT

- EEB: Extrusion-based bioprinting
- STL: Stereo Lithography
- TE: Tissue Engineering

XUNG ĐỘT LỢI ÍCH

Nhóm tác giả xác nhận không có xung đột lợi ích liên quan đến công trình nghiên cứu.

ĐÓNG GÓP CỦA CÁC TÁC GIẢ

Các thành viên đều có đóng góp như nhau trong nghiên cứu này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Nhật BS, Thanh Tùng B, Huệ PTM, Hải NT. Mô phỏng sinh học trong công nghệ mô và y học tái tạo. Tạp Chí Khoa Học ĐHQGHN Khoa Học Dược Tập. 2017;33, Số 2, trang 1-6;.
2. Ribeiro R. Development of bio-inks for bioprinting applications. Newcastle University; 2019;.
3. Ortega ES. Novel advances in bioprinting based on the mechanical design and optimization of open-source systems. 2019. Spain: De La Rioja University;.
4. Li H. Study of hydrogels for 3D printing of constructs with strong interfacial bonding. Nanyang Technol Univ Singapo. 2018; Available from: <https://doi.org/10.32657/10220/46577>.
5. Ortega ES. Novel advances in bioprinting based on the mechanical design and optimization of open-source Systems. Ingeniería Mec. 2019;.
6. Lepowsky MMSTE. Eric lepowsky, Metin Muradoglu, Savas Tasuglu resolution: part, present, and future of 3D bioprinting theory. ScienceDirect; 2018;.
7. Adhikari J, Roy A, Das A, Ghosh M, Thomas S, Sinha A et al. Effects of processing parameters of 3D bioprinting on the cellular activity of Bioinks of Bioinks. 2021. Macromol Biosci Jan. 2021;21(1):e2000179; PMID: 33017096. Available from: <https://doi.org/10.1002/mabi.202000179>.
8. Nguyen TH, Nghin DV. Research on designing 3D bioprinter model. Viet Nam: Australian Institute of Physics Publishing; 2021;.
9. Huỳnh HN, Đặng MH. Lương Hà Gia Khang. Nguyễn Phương Nam: Bùi Trọng Hiếu. Nghiên cứu hiệu chỉnh thông số công nghệ của máy in 3D mã nguồn sử dụng trong in thực phẩm. 2021. Tạp chí Cơ khí Việt Nam. ISSN 2810-2505;.
10. Trịnh Chất, Lê Văn Uyển. Tính toán thiết kế hệ thống dẫn động cơ khí. tập 1. 2019. Nhà xuất bản giáo dục;.
11. Daniel XBC. Extrusion bioprinting of scaffolds for tissue engineering applications. Springer Nat Switzerland Agric. 2019; Available from: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-03460-3>.

Design and fabricating extruder for bio-material 3D printers

Trong Hieu Bui^{1,2}, Trung Kien Ha^{1,2}, My Le Du^{1,2}, Huu Nghi Huynh^{1,2,*}

ABSTRACT

AM technology, also known as 3D printing technology, is known as a new group of manufacturing technologies with great potential. Currently, this technology has been researched and applied in many important fields. One of them is making biological models. With the investment in researching this area will provide great promise for the development of implantable products in medicine and related professions. However, the cost to invest in a biological 3D printing device is currently very high and difficult to access. Therefore, the goal of the research team is to design and fabricate a low-cost 3D biological printing device to create the first step in the production of such devices in Vietnam, in which, focusing on the important parts. The important factor that not only determines the fabrication ability but also affects the quality of the product produced is the feeding and extrusion of biological materials. To evaluate the working ability of the extruder assembly, the authors conducted tests to check the characteristics of materials and technical parameters on different samples. The results obtained in the paper include successfully fabricating and testing of the material feeder and extruder assemblies in fabricating 3D printed samples using biological materials. Based on the results obtained above, to continue developing, design the extruder with integrated heater and design a nozzle with a new drive mechanism to accommodate a wide variety of biomaterials.

Key words: 3D printing biological materials, biological materials, extruder, EBB, technical parameter

¹Faculty of Mechanical Engineering, Ho Chi Minh City University of Technology (HCMUT), 268 Ly Thuong Kiet Street, District 10, Ho Chi Minh City, Vietnam

²Vietnam National University Ho Chi Minh City, Linh Trung Ward, Thu Duc City, Ho Chi Minh City, Vietnam

Correspondence

Huu Nghi Huynh, Faculty of Mechanical Engineering, Ho Chi Minh City University of Technology (HCMUT), 268 Ly Thuong Kiet Street, District 10, Ho Chi Minh City, Vietnam

Vietnam National University Ho Chi Minh City, Linh Trung Ward, Thu Duc City, Ho Chi Minh City, Vietnam

Email: hhnghi@hcmut.edu.vn

History

- Received: 07-08-2023
- Accepted: 03-12-2023
- Published Online: 31-12-2024

DOI :10.32508/stdjet.v6iSI2.1155



Copyright

© VNUHCM Press. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International license.



Cite this article : Bui T H, Ha T K, Du M L, Huynh H N. **Design and fabricating extruder for bio-material 3D printers.** *Sci. Tech. Dev. J. – Engineering and Technology* 2024, 6(SI2):1-7.