

NGHIÊN CỨU THIẾT KẾ VI BƠM LY TÂM BẰNG MÔ PHÒNG SỐ 2-D ĐỘNG LỰC HỌC DÒNG CHẢY

A 2-D NUMERICAL SIMULATION OF FLUID DYNAMICS
IN DESIGN OF A MICRO-CENTRIFUGAL PUMP

TS. Trương Việt Anh

Trường Đại học Bách khoa Hà Nội.

TÓM TẮT

Trong y tế, vi bơm được sử dụng để truyền dẫn máu, máy lọc máu hay được cấy ghép vào cơ thể như một tim nhân tạo hoặc hỗ trợ tuần hoàn máu. Bài báo này, trình bày nghiên cứu sử dụng phương pháp tính toán mô phỏng số 2-D dòng chảy theo biến thời gian để dự báo chất lượng thiết kế, kiểm chứng lại kết quả tính toán thiết kế bằng phương pháp truyền thống. Kết quả, đặc điểm dòng chảy trong bơm được quan sát. Sự phân bố áp suất và vận tốc cho thấy vùng hút của bơm có áp suất thấp lan rộng đến 30% chiều dài biên dạng cánh và có khả năng xâm thực cao. Sự phân bố vận tốc dòng ở miệng hút có sự ảnh hưởng của vị trí vùng miệng xả của buồng xoắn gây mất đối xứng tới 40% theo giá trị vận tốc. Sự dao động của áp suất bơm là 0,3% với tần số phụ thuộc vào số cánh và tốc độ vòng quay của BCT đúng theo lý thuyết. Áp suất bơm đạt 94% áp suất thiết kế.

ABSTRACT

In health care, micro-pumps are used for transmission of blood in blood purifier, implanted artificial heart in surgery or circulatory support. This paper presents the research of micro centrifugal pump design by using simulation methods for 2-D flow by time variable in order to predict the quality of design. As a result, the pump flow characteristics are observed. The pressure distribution indicated that the pump's suction pressure can occupy 30% of the blade's length and to be in capable of high cavitation damage. The distribution of velocities in the suction in under the effect of the discharge spiral symmetry and can be loosen to 40% speed in value. The pump pressure oscillates by 0.3% in amplitude and the frequency depending on the number of blades and the rotation speed of the BCT as the fundamental theory. The pressure of pump can reach 94% of the designed pressure.

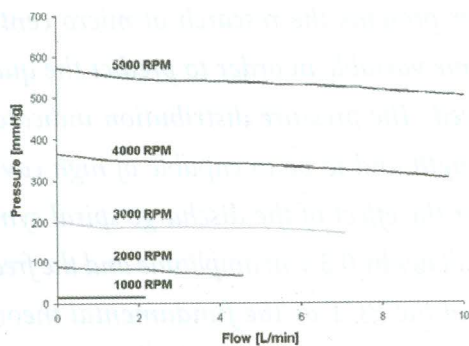


1. MỞ ĐẦU

Vi bơm là loại bơm cỡ siêu nhỏ được sử dụng rộng rãi từ làm mát chip điện tử, điều chỉnh vi lượng cho hệ thống điều chế thuốc, hoá chất trong sản xuất [1]. Trong y tế, vi bơm được sử dụng để truyền dẫn máu, máy lọc máu hay được cấy ghép vào cơ thể như một tim nhân tạo hoặc hỗ trợ tuần hoàn máu [2].

Thống kê cho thấy trong năm 2005 có 17,5 triệu người chết vì bệnh tim mạch (chiếm 30% tỷ lệ tử vong trên toàn cầu), trong số đó có 7,6 triệu người chết vì bệnh mạch vành và 5,7 triệu người chết vì đột quỵ. Trên 80% các bệnh tim mạch xảy ra ở các nước có thu nhập trung bình và thấp. Việt Nam cũng nằm trong số các nước cần nhập khẩu các máy bơm trợ tim để cấy ghép và các hệ bơm tuần hoàn ngoài phục vụ phẫu thuật tim. Việc thiếu nguồn hiến tạng tim đã dẫn đến một nỗ lực lớn của các nhà khoa học phát triển các loại tim nhân tạo từ năm 1966 nhằm phục vụ bệnh nhân tim mạch và giảm thiểu tỉ lệ tử vong. Có thể điểm ra các sản phẩm tiêu biểu như: NOVACOR (Baxter Healthcare Corp., USA), HeartMate (Thermo Cardiosystems Inc., USA), DeBakey VADs (Germany), Jarviks (Jarvik Heart Inc., U.S.A.) [2,3].

Dải thông số làm việc của các loại vi bơm của các hãng thiết bị y tế nổi tiếng Thoratec, Jarviks, Nikkiso, Hiflow đã và đang phát triển ứng dụng trên thế giới có lưu lượng Q từ 2 đến 20 l/ph, áp suất làm việc P từ 100 đến 700 mmHg số vòng quay của bơm từ 1000 đến 5000 v/ph [2]. Hình 1 biểu thị đặc tính của sản phẩm vi bơm CentriMag (Thoratec - [4]).



Hình 1. Đặc tính làm việc H - Q của vi bơm CentriMag - Thoratec.

Các vấn đề cần quan tâm trong vi bơm y tế là đảm bảo thông số làm việc, tính ổn định thủy lực, xâm thực. Ngoài ra về mặt y sinh học, phần trăm phá hủy hồng cầu khi bơm làm việc là một tiêu chí quan trọng.

Việc tính toán thiết kế cho vi bơm ly tâm hiện chưa hoàn thiện phương pháp riêng mà vẫn dựa vào lý thuyết thiết kế chung của máy cánh dẫn [5,6]. Tuy nhiên, các công thức thực nghiệm trong thiết kế cơ bản được xây dựng cho các bơm kích thước lớn, thông dụng trong công nghiệp và thủy lợi. Do vậy, bài báo này trình bày nghiên cứu sử dụng phương pháp tính toán mô phỏng số để dự báo chất lượng thiết kế, kiểm chứng lại kết quả tính toán thiết kế bằng phương pháp truyền thống để tìm biện pháp hiệu chỉnh phù hợp hơn cho thiết kế. Đồng thời, việc phân tích kết quả mô phỏng cũng giúp cho người thiết kế có thông tin dự báo cần thiết đối với hoạt động của bơm trước khi đưa vào mục đích ứng dụng.

2. PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

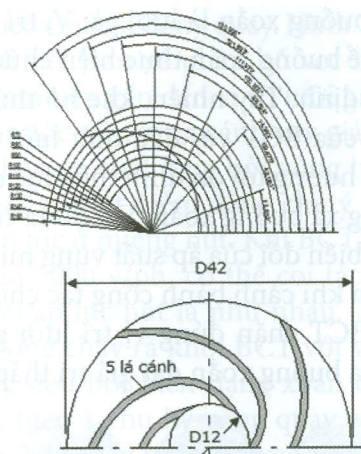
Việc nghiên cứu tiến hành gồm 2 bước:

- Bước 1: This toán thiết kế bơm;
- Bước 2: Mô phỏng, phân tích đánh giá, dự báo chất lượng để có hiệu chỉnh cần thiết.

2.1 Tính toán thiết kế

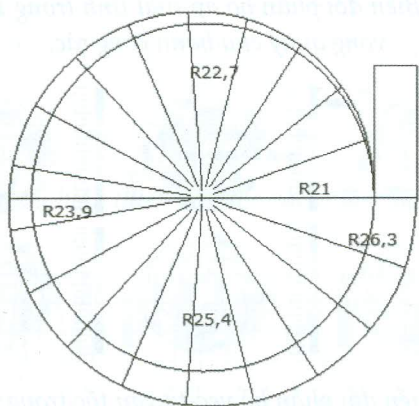
Thông số thiết kế của vi bơm ly tâm được thiết kế là: $H = 530$ mmHg, $Q = 6$ l/ph, $n = 5000$ v/ph.

Tỷ tốc của bơm: $n_z = \frac{3,65 \cdot n \cdot \sqrt{Q}}{H^{3/4}} = 42$ nên cánh bơm ly tâm là dạng cánh trụ. Sau khi tính toán biên dạng cánh theo phương pháp tích phân điểm [5], kết quả bánh công tác (BCT) gồm 5 lá cánh có đường kính 42 mm và biên dạng như ở hình 2.



Hình 2. Biên dạng cánh BCT.

Do kích thước nhỏ, chiều rộng lối ra bánh công tác là $b_2 = 1,5 \text{ mm}$ nên buồng xoắn của bơm được xây dựng theo tiết diện chữ nhật và mở rộng chiều rộng đều $b_3 = 3 \text{ mm}$ để việc chế tạo được dễ dàng cũng như tăng khả năng thoát của dòng. Biên dạng của buồng xoắn như ở hình 3.



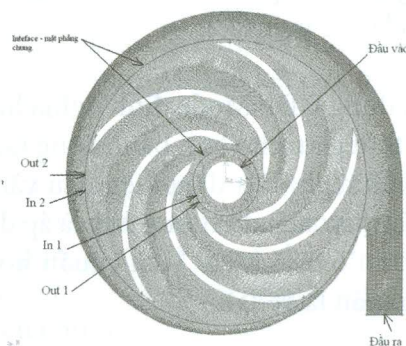
Hình 3. Biên dạng buồng xoắn.

2.2 Mô hình tính toán CFD

Tính toán số và mô phỏng cho máy bơm nói chung và vi bơm nói riêng là phương pháp nghiên cứu tiên tiến đã và đang được phát triển. Đặc thù của vi bơm là kích thước nhỏ nên việc sử dụng mô phỏng động lực học dòng chảy (CFD) càng chứng tỏ hiệu quả khi nghiên cứu thực nghiệm gặp khó khăn [7,8].

Do hình dạng bơm được thiết kế là cánh trụ và buồng xoắn chữ nhật đối xứng nên để giảm khối lượng tính toán cũng như thời gian chương trình chạy trên máy tính, ta xây dựng mô hình 2D

với tiết diện cắt tại tiết diện trung bình của cánh. Mô hình tính toán quan tâm nhiều đến phần mép cánh nên chia lưới với kích thước 0.1mm từ mép ngoài và vào trong là 0.2 mm. Tỷ lệ như vậy, tránh được sai số do sự thay đổi kích thước lưới khi có sự trượt.



Hình 4. Mô hình chia lưới.

Mô hình tính toán sử dụng là $k-\epsilon$ có biến thời gian (Unsteady mode-[9]) áp dụng việc giải độc lập hai phương trình chuyển động với năng lượng động học rối (k) và tỉ lệ khuếch tán của nó (ϵ):

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \epsilon - Y_M + S_k$$

và

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \epsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \epsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\epsilon} \frac{\epsilon}{k} (G_k + C_{3\epsilon} G_b) - C_{2\epsilon} \rho \frac{\epsilon^2}{k} + S_\epsilon$$

Trong đó:

μ_t : Độ nhớt rối

G_k : Thể hiện sự phát sinh năng lượng động học rối do gradien vận tốc trung bình.

G_b : Sự phát sinh năng lượng động học do sức nổi
 Y_M : Thể hiện sự dẫn nở biến đổi trong dòng chảy rối nén được.

$C_{1\epsilon}$, $C_{2\epsilon}$ là các hằng số ($C_{1\epsilon}=1,44$; $C_{2\epsilon}=1,92$); $C_{3\epsilon}$: thể hiện mức độ chịu ảnh của ϵ vào sức nổi;

σ_k ; σ_ϵ là số Prandtl rối của k và ϵ ($\sigma_k=1$; $\sigma_\epsilon=1,3$);

S_k ; S_ϵ : là đại lượng định nghĩa.

Ở đây đã sử dụng hai giả thiết quan trọng là:

- Dòng chảy rối hoàn toàn.

- Bỏ qua ảnh hưởng của độ nhớt phân tử.

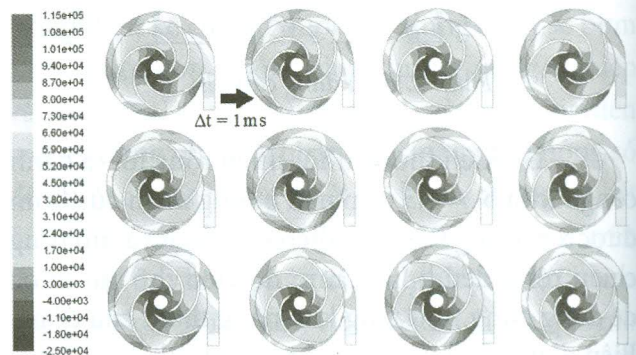
Về điều kiện biên, phần biên buồng xoắn là tường. Trong khi xây dựng mô hình chú ý tại các vị trí đều phải để 2 mặt phẳng trùng nhau. Lấy các thông số đầu vào và đầu ra là áp suất. Trên các đường biên vòng tròn mép cánh và vòng tròn chân cánh là các interface.

Sử dụng UDF Mode định nghĩa hàm quay theo biến thời gian cho lưới bánh công tác tại vận tốc $n = 5000$ v/ph. Đặt điều kiện đầu vào và đầu ra theo giá trị áp suất dư tương ứng là áp động 281 Pa và áp tĩnh 69736,8 Pa. Tiêu chuẩn hội tụ của chuỗi tính toán là $1e-04$.

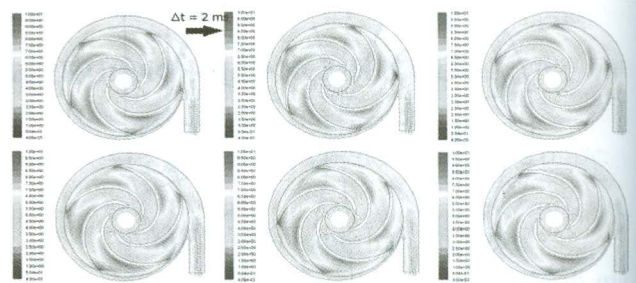
3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Từ kết quả tính toán mô phỏng, hình ảnh phân bố áp suất, vận tốc dòng chảy được quan sát theo chu kỳ vòng quay như thể hiện ở Hình 5. Có thể nhận thấy sự phân bố áp suất tĩnh dưới tác động của bánh công tác đã phân chia ra 2 vùng rõ rệt theo đúng lý thuyết là vùng hút - áp suất thấp ở lối vào cánh và vùng đẩy - áp suất cao ở lối ra cánh. Kết quả mô phỏng cho thấy vùng hút tạo ra áp suất thấp (dưới 3 kPa) chiếm khoảng 30% chiều dài dọc theo biên dạng cánh. Với giá trị áp suất hơi bão hòa thông thường của chất lỏng dạng nước, có thể dự báo vùng này nhiều khả năng xảy ra xâm thực, cần xem xét nghiên cứu sâu tiếp theo. Vùng áp suất cao (trên 8 kPa) chiếm khoảng 20% phần cuối gần lối ra lá cánh. Vùng áp suất cao này tương tác với thành tường của buồng xoắn tạo ra sự phân bố áp trong BCT, vận tốc tăng từ 2,5 m/s ở vùng hút lên đến 10 m/s ở lối ra cánh. Vùng vận tốc lớn nhất hình thành trên mặt lưng cánh và phía đỉnh bụng cánh - nơi đỉnh cánh tạo dòng hút theo chuyển động quay. Hình 7 cho phép quan sát chi tiết hơn về phân bố vec-tơ vận tốc. Khi cánh bơm tiến gần đến vị trí lưới gà, quan sát cho thấy vận tốc trên lưng cánh suy giảm khoảng 5% do sự chèn ép chất lỏng bởi vùng lưới gà của vỏ buồng xoắn. Một điểm đáng chú ý khác là sự phân bố vận tốc ở miệng hút. Khi suất không cao nhưng lệ thuộc vị trí của cánh bánh công tác khi chuyển động. Một vị trí quan

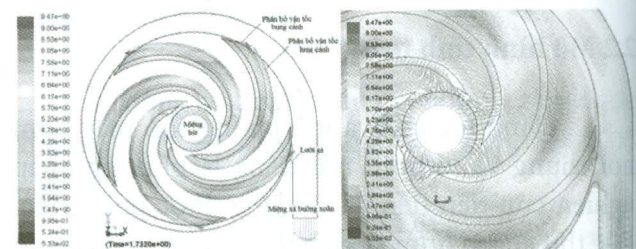
trọng của buồng xoắn là lưới gà. Vị trí này tạo sự chèn ép để buồng xoắn thực hiện chức năng vận chuyển ổn định. Tuy nhiên, khe hở thủy lực giữa đỉnh cánh của BCT với đầu mút lưới gà luôn là vấn đề ảnh hưởng tới ổn định thủy lực do nằm sát lối ra miệng xả buồng xoắn. Do đó ta có thể quan sát thấy sự biến đổi của áp suất vùng miệng xả của buồng xoắn khi cánh bánh công tác chuyển động. Khi cánh BCT chặn đúng vị trí lưới gà, áp suất vùng xả của buồng xoắn đạt giá trị thấp nhất.



Hình 5. Biến đổi phân bố áp suất tĩnh trong 1 chu kỳ vòng quay của bánh công tác.



Hình 6. Biến đổi phân bố vec-tơ vận tốc trong 1 chu kỳ vòng quay của bánh công tác.

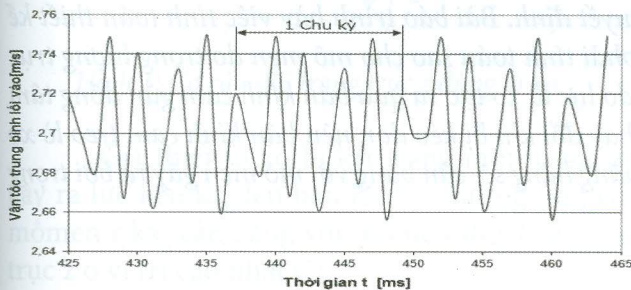


Hình 7. Phân bố vec-tơ vận tốc trên 2 mặt cánh và ảnh hưởng của buồng xoắn lên dòng hút.

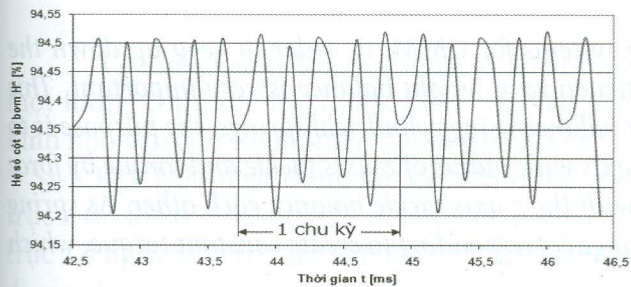
Trên Hình 6 thể hiện phân bố vec-tơ vận tốc dòng chảy cho thấy: trong BCT, vận tốc tăng từ 2,5 m/s ở vùng hút lên đến 10 m/s ở lối ra cánh. Vùng vận tốc lớn nhất hình thành trên mặt lưng cánh và phía đỉnh bụng cánh - nơi đỉnh cánh tạo



dòng hút theo chuyển động quay. Hình 7 cho phép quan sát chi tiết hơn về phân bố vec-tơ vận tốc. Khi cánh bơm tiến gần đến vị trí lõi gà, quan sát cho thấy vận tốc trên lưng cánh suy giảm khoảng 5% do sự chèn ép chất lỏng bởi vùng lõi gà của vỏ buồng xoắn. Một điểm đáng chú ý khác là sự phân bố vận tốc ở miệng hút. Khi BCT bơm quay ở tốc độ cao 5000 v/ph, có thể coi tác động của các cánh tạo áp lực hút là như nhau. Tuy nhiên, tương tác dòng chảy ra khỏi BCT với vỏ xoắn lại không đồng đều bởi biên dạng xoắn ốc. Vì vậy, từ quan sát theo 1 chu kỳ vòng quay và quan sát gần ở Hình 7, ta thấy phân bố vec-tơ vận tốc vào miệng hút của dòng chảy không đồng đều mà suy giảm tới 40% ở phía gần ống xả của buồng xoắn. Do vậy, bên cạnh ảnh hưởng của số cánh BCT, biên dạng xoắn ốc cũng ảnh hưởng tới chất lượng dòng chảy trong bơm ly tâm.



(a) Sự biến thiên vận tốc vào miệng hút.



(b) Sự biến thiên áp suất tại miệng xả.

Hình 8. Khảo sát vận tốc và áp suất bơm.

Từ kết quả mô phỏng, để khảo sát sự biến đổi theo thời gian, vận tốc dòng vào và áp suất đẩy tại lối ra của bơm được tính toán và cho đồ thị như ở hình 8. Ở kết quả tính toán số, trong 1 chu kỳ vòng quay (thời gian 12 ms) có 5 xung chính được tạo ra trong biến thiên vận tốc lối vào và áp suất xả của bơm. Như vậy, tần số dao động áp suất cả bơm là 416,67 Hz. Với giá trị vận tốc trung bình là 2,7 m/s thì biên độ dao động của vận tốc nằm trong khoảng 5% (hình 8a). Do đây là kết quả mô phỏng 2-D, nên dự báo biên độ dao động

của lưu lượng bơm cũng nằm trong khoảng 5%. Tương tự, hình 8b cho thấy áp suất xả của bơm dao động lại rất nhỏ, trong khoảng 0,3%. Giá trị áp suất bơm đạt 94% so với giá trị thiết kế.

4. KẾT LUẬN

Bài báo đã trình bày kết quả trong nghiên cứu thiết kế vi bơm ly tâm với hướng ứng dụng cho kỹ thuật y sinh. Một số kết quả bước đầu đạt được như sau:

- Xây dựng được quy trình đánh giá khảo sát thiết kế vi bơm ly tâm loại cánh trụ bằng ứng dụng mô phỏng số 2D dòng chảy theo thời gian trong bơm nhằm khảo sát, đánh giá chất lượng thủy lực của bơm.

- Đặc điểm dòng chảy trong bơm được quan sát. Sự phân bố áp suất và vận tốc cho thấy vùng hút của bơm có áp suất thấp lan rộng đến 30% chiều dài biên dạng cánh. Vì vậy, thiết kế này cần xem xét nghiên cứu tiếp bởi khả năng xâm thực cao.

- Sự phân bố vận tốc dòng ở miệng hút có sự ảnh hưởng của vị trí vùng miệng xả của buồng xoắn gây mất đối xứng tới 40% theo giá trị vận tốc.

- Sự dao động của áp suất bơm là 0,3% với tần số phụ thuộc vào số cánh và tốc độ vòng quay của BCT đúng theo lý thuyết. Áp suất đạt 94% áp suất thiết kế. ❖

Ngày nhận bài: 25/3/2013

Ngày phản biện: 15/5/2013

Người phản biện: PGS, TS. Ngô Sỹ Lộc,

Trường Đại học Bách Khoa Hà Nội.

Tài liệu tham khảo:

- [1]. Peter Woias, Micropumps—past, progress and future prospects, Sensors and Actuators B 105, 2005, pp.28–38.
- [2]. Helmut M Reul et al., Blood pumps for circulatory support, Perfusion, 2000; Vol.15, pp. 295–311.
- [3]. Michael E. DeBakey et al., The Rotary Blood Pump: Lessons Learned and Future Directions, Artif Organs, Vol. 28, No. 10, 2004, pp.865–868.
- [4]. CentriMag® Blood Pump, Thoratec Corp., 2006, Thoratec.com.
- [5]. A.A.Lômakin, Bơm ly tâm và bơm hướng trục, NXB KHKT – 1971.
- [6]. Stepano AJ. Centrifugal and Axial Flow Pumps. Malabar, FL: Krieger Publishing Co., 1993.
- [7]. Leok Poh Chua et al., Numerical Simulation of an Axial Blood pumps, Int J Artif Organs, Vol. 31, Issue 7, pp. 560 – 570.
- [8]. Apel J, Neudel F, Reul H. Computational fluid dynamics and experimental validation of a microaxial blood pump. ASAIO J, 2001; 47(5):552-8
- [9]. Fluent & Gambit Tutorial Guide, www.Fluentusers.com.

