

THIẾT KẾ VÀ ĐIỀU KHIỂN MẶT NẠ THỞ CHỦ ĐỘNG

DESIGN AND CONTROL OF ACTIVE HALF MASK RESPIRATOR

Nguyễn Tấn Tiến^{1,2}, Lâm Quốc Minh¹, Phạm Lê An³

¹DCSELab, Trường Đại học Bách khoa, Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh

²Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh

³Trung tâm GIC, Trường Đại học Y dược TP. Hồ Chí Minh

TÓM TẮT

Sự bùng phát của dịch Covid-19 cùng với những lo ngại về các bệnh lây lan qua đường hô hấp ngày càng tăng đã khiến các chuyên gia sức khỏe tìm kiếm giải pháp về các biện pháp chăm sóc sức khỏe tại nhà và trong môi trường làm việc. Bài báo trình bày thiết kế và điều khiển thiết bị bảo vệ đường hô hấp cá nhân, gọi là mặt nạ thở chủ động (AHMR). AHMR bao gồm quạt kép tự động với bộ điều khiển để phù hợp với nhịp thở của người đeo nhờ cảm biến hô hấp trên mặt nạ, không khí hít vào được lọc hiệu quả bằng bộ lọc HEPA 3M và có thể thay thế. Thử nghiệm được thực hiện để đánh giá hiệu quả của AHMR trong việc sử dụng.

Từ khóa: Mặt nạ thở; Mặt nạ thở chủ động; Bộ lọc HEPA 3M.

ABSTRACT

The current outbreak of Covid-19 along with concerns about respiratory diseases prompt healthcare professionals to seek guidance on isolation precautions for healthcare at home and in the work environment. This paper aims to design and implement a personal respiratory protective device, Active Half Mask Respirator (AHMR). The AHMR includes dual fans that automatically adjust the speed to match the wearer's breathing rate thanks to the respiratory sensor on the mask, the inhaled air is effectively filtered with a replaceable HEPA filter. Some experimental scenarios are administered to gauge the effectiveness of AHMR in use.

Keywords: Mask respirator; Active half mask respirator; HEPA 3M filter.

1. GIỚI THIỆU

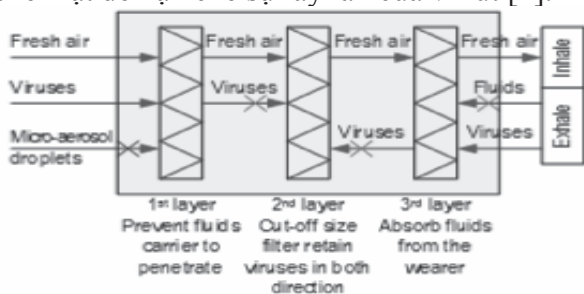
Sự xuất hiện của các mầm bệnh đường hô hấp mới, chẳng hạn như hội chứng hô hấp cấp tính nghiêm trọng (SARS) – Coronavirus (SARS-CoV) 1,2 [1] và đại dịch cúm H1N1 (pH1N1) [2] lây truyền qua đường không khí, đó là lây truyền tác nhân gây bệnh qua các hạt nhỏ lơ lửng trong không khí. Chúng có thể là vi rút,

vi khuẩn hoặc nấm và chúng có thể lây lan qua hít thở, nói chuyện, ho, hắt hơi, bốc khói, phun chất lỏng hoặc bất kỳ hoạt động nào tạo ra các hạt hoặc giọt bắn trong không khí. Chúng làm tăng tính dễ bị tổn thương của nhân viên y tế đối với nhiễm trùng đường hô hấp [3]. Các biện pháp can thiệp như thiết bị bảo vệ đường hô hấp (RPE), đặc biệt quan trọng để giảm nguy cơ nhiễm trùng đường hô hấp do nghề nghiệp cho nhân viên y tế

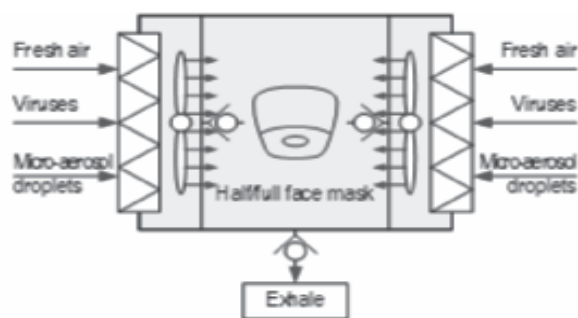
khi chưa có vắc xin hoặc các phương pháp điều trị chống nhiễm siêu vi cụ thể [4].

Khẩu trang y tế [5] có thể giúp bảo vệ người sử dụng khỏi các giọt đường hô hấp lớn [6, 7]. Chúng khác nhau về độ dày và độ thấm và không được chứng nhận để bảo vệ người dùng khỏi nhiễm trùng trong không khí [6]. Mặt nạ phòng độc N95 được thiết kế đặc biệt để bảo vệ người dùng khỏi các hạt nhỏ trong không khí, bao gồm cả bình xịt [6, 7]. Các quy định nghiêm ngặt quy định hiệu quả lọc và khả năng chống thở của mặt nạ phòng độc N95, cũng yêu cầu kiểm tra độ khít để đảm bảo bịt kín quanh mặt người dùng [7].

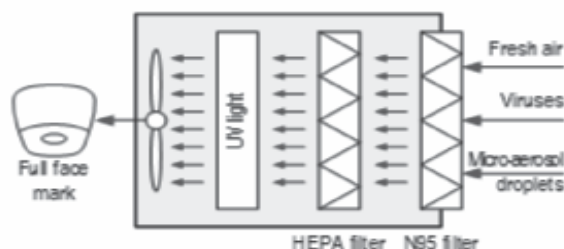
Các bệnh phổ biến lây lan qua đường không khí bao gồm Covid-19, virus sởi, virus thủy đậu, mycobacterium tuberculosis, virus cúm, enterovirus, norovirus và ít phổ biến hơn là coronavirus, adenovirus, và có thể là virus hợp bào hô hấp. Tổ chức Y tế Thế giới (WHO) và Trung tâm Kiểm soát và Phòng ngừa Dịch bệnh (Hoa Kỳ) (US CDC) khuyến cáo mọi người nên đeo khăn che mặt phi y tế ở những nơi công cộng, nơi có nguy cơ lây truyền cao và khó duy trì các biện pháp cách ly xã hội. Che mặt hạn chế âm lượng và khoảng cách di chuyển của các giọt thở ra phân tán khi nói chuyện, thở và ho. Nhiều quốc gia và khu vực pháp lý địa phương khuyến khích hoặc bắt buộc các thành viên công chúng sử dụng khẩu trang hoặc khăn che mặt để hạn chế sự lây lan của vi rút [1].



a) Khẩu trang lọc khí (FFR)



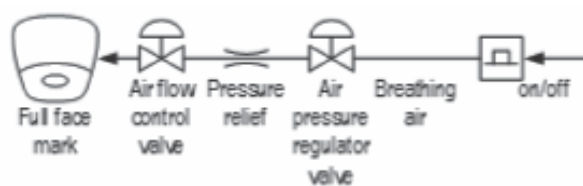
b) Mặt nạ toàn/nửa mặt đàn hồi (EFFR/EHFR)



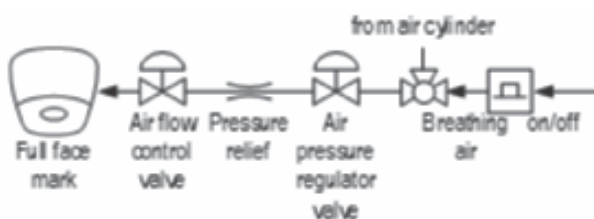
c) Mặt nạ lọc khí có năng lượng (PAPR)



d) Mặt nạ không khí được cung cấp (FAR)



e) Thiết bị thở độc lập (SCBA)



f) Mặt nạ kết hợp (SAR/SCBA)

Hình 1. Một số cấu hình thiết bị bảo vệ đường hô hấp

Thiết bị bảo vệ đường hô hấp (RPE) là một dạng thiết bị bảo vệ cá nhân được thiết kế để bảo vệ người dùng khỏi các mối nguy hiểm dưới dạng khí, khói, sương mù, bụi hoặc hơi. Trung tâm Kiểm soát và Phòng ngừa Dịch bệnh (CDC) phân loại RPE tùy thuộc vào cấu trúc, chức năng và khả năng bảo vệ,...

Bảng 1. So sánh chi tiết các tính năng của thiết bị bảo vệ đường hô hấp:

	FFR	EHMR	EFMR	PAPR	SAR	SCBA	SAR/ SCBA
Sử dụng	Môi trường sống hàng ngày, môi trường làm việc khói bụi ít chất độc hại,...	Ngành công nghiệp tiếp xúc chất độc hại như công nghiệp hóa chất, in ấn,...	Công nghiệp hàn, chữa cháy, ... các ngành nghề cần mức độ bảo hộ cao	Quần áo bảo hộ lao động trong nông nghiệp, được phẩm, hạt nhân, quá trình hóa học, phân hủy, ...	Sử dụng trong môi trường khan hiếm oxy, môi trường không khí gây hại tới sức khỏe,...	Ngành công nghiệp chế biến hóa chất, cứu hộ, được phẩm và công việc dọn dẹp vật liệu nguy hiểm	Môi trường nguy hiểm ngay lập tức đến tính mạng hoặc sức khỏe (IDLH), không gian hạn chế
Ưu điểm	Tạo “hàng rào chất lỏng” để hút dịch tiết của người dùng; Dễ dùng, dễ thở; Gọn nhẹ, tiện lợi	Có thể tái sử dụng; Cung cấp khả năng bảo vệ hơn mặt nạ phòng độc có bộ lọc N95	Bảo vệ toàn bộ khuôn mặt; Có thể tái sử dụng bộ lọc; Sử dụng trong môi trường có khí độc cao hơn	Khả năng lọc tốt hơn do lõi lọc riêng biệt, hiệu quả hơn để chống lại mùi hôi và vi khuẩn	Mức độ bảo vệ cao nhất, an toàn thở cho người lao động làm việc trong điều kiện bất lợi; Cung cấp oxy; Áp lực mạnh.		
Nhược điểm	Khả năng lọc hạn chế; Không thể tái chế	Cản trở giao tiếp và nhìn xuống; Khó lưu trữ giữa các ca làm việc; Cần làm sạch và khử trùng	Tầm nhìn hạn chế; Kích thước lớn gây bất tiện	Kích thước lớn, nặng vì đã bao gồm hộp lọc và ống dẫn; Tầm nhìn hạn chế	Yêu cầu được đào tạo thành thạo; Làm việc giới hạn trong dung tích bể chứa; Khả năng di chuyển hạn chế với ống mềm; Chi phí đắt đỏ		



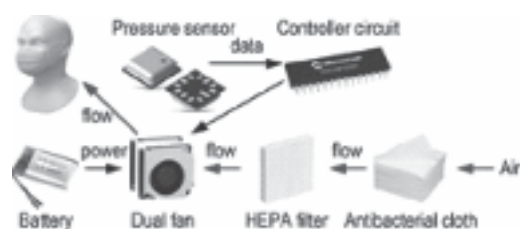
Các đặc điểm gồm cách sử dụng, ưu nhược điểm của từng loại phương tiện bảo vệ hô hấp cho trong Bảng 1. Từ đó, ta có thể lựa chọn thiết kế phù hợp cho từng mục đích sử dụng. Bài báo này nghiên cứu thiết bị bảo vệ đường hô hấp cho nhân viên y tế trong môi trường sống, sinh hoạt, môi trường làm việc và một số trường hợp trong chăm sóc y tế cho bệnh nhân, đặt ra các yêu cầu về sự thoải mái và linh hoạt cũng như tránh lây nhiễm chéo siêu vi, nấm, chế tạo tại chỗ, tái sử dụng, có áp lực dương và khi cần, có thể nối máy CPAP, có thể đo giấc ngủ wifi trong nghiên cứu giấc ngủ, lồng ghép tai nghe để liên lạc interphone,...

Dựa trên mặt nạ nửa mặt đàn hồi (EHMR), mặt nạ thở nửa mặt chủ động (AHMR) được thiết kế kín và được làm bằng vật liệu tổng hợp hoặc cao su, nếu lắp cảm biến đo CO₂, nối máy CPAP có thể đo giấc ngủ wifi trong nghiên cứu giấc ngủ. Chúng được thiết kế để tái sử dụng và có thể được làm sạch, khử trùng nhiều lần và đưa vào hoạt động trở lại.

2. CƠ SỞ LÝ THUYẾT

2.1. Sơ đồ nguyên lý

Dựa trên nghiên cứu trước đây về [6, 7, 8, 9, 10] và thiết bị có sẵn trên thị trường như LG puricare, Razer mask project, Atmoblue, Deluxe, Binatone MaskFone, bài báo này trình bày một thiết kế của AHMR trong lĩnh vực chăm sóc sức khỏe như sơ đồ nguyên lý trong Hình 2.



Hình 2. Sơ đồ nguyên lý mặt nạ thở chủ động

Khác với khẩu trang thông thường, thiết kế được tích hợp hai màng lọc HEPA 3M thường được sử dụng trên máy lọc không khí gia đình, có khả năng chặn các chất độc hại như bụi mịn, vi rút, vi khuẩn và các chất độc hại. Hai quạt bên trong cung cấp luồng không khí sạch liên tục, cảm biến hô hấp được sử dụng để phát hiện nhịp thở (ngưng thở khi ngủ), và tự động điều chỉnh tốc độ quạt khi cần thiết. Mặt nạ này được cung cấp năng lượng từ pin lipo cho phép hoạt động liên tục trong 4 giờ ở tốc độ quạt thấp và 1 giờ ở tốc độ quạt cao. Tất cả các thành phần chính của AHMR như miếng bảo vệ, bộ lọc, bộ lọc bên trong, dây đeo tai và kẹp cố định đều có thể dễ dàng tháo rời hoặc thay thế. Mặt nạ cũng có một miếng bảo vệ mặt bằng silicon để bảo vệ khỏi rò rỉ không khí.

2.2. Lọc nhiễu tín hiệu đầu vào

Bộ lọc thông thấp là bộ lọc cho tín hiệu có tần số thấp hơn tần số cắt đã chọn và làm suy giảm tín hiệu có tần số cao hơn tần số cắt. Ở đây, bộ lọc thông thấp được dùng để lọc bỏ tần số nhiễu của tín hiệu cảm biến áp suất. Theo công thức Hunter (1986), bằng cách áp dụng lặp lại công thức này cho những thời điểm khác nhau, cuối cùng chúng ta có thể viết S_t dưới dạng tổng trọng số của các điểm dữ liệu Y_t như sau:

$$S_t = \alpha[Y_t + (1 - \alpha)Y_{t-1} + (1 - \alpha)^2 \times Y_{t-2} + \dots + (1 - \alpha)^k Y_{t-k}] + (1 - \alpha)^{k+1} S_{t-(k+1)}$$

Tham số α dùng để hiệu chỉnh độ nhạy của bộ lọc thông thấp.

2.3. Xác định tần số hô hấp

Dựa trên thời gian hít vào, thở ra của người sử dụng và data áp suất đo được, tần số hô hấp tức thời được xác định.

2.4. Bộ điều khiển PI fuzzy

Dựa trên cấu trúc điều khiển của PID, bộ điều khiển PI được sử dụng để điều chỉnh lưu lượng dòng khí, tức tốc độ của động cơ quạt. Trong cấu trúc của bộ điều khiển mờ, đầu vào đầu tiên của bộ điều khiển mờ là e , được làm mờ bởi 5 bộ {NB, NS, ZE, PS, PB} và đầu vào thứ hai là de , được làm mờ bởi 3 bộ {LOW, MED, HIG}. Hàm liên thuộc của các tập mờ đầu vào được sử dụng là một hàm Gaussian, được định nghĩa bởi:

$$\mu_{A^i}(x) = e^{-\frac{(c_i-x)^2}{2\delta_i^2}}$$

với c_i và δ_i lần lượt là tọa độ trọng tâm và chiều rộng của tập mờ. Miền của các biến đầu vào của bộ điều khiển mờ được xác định tùy thuộc vào bộ điều khiển PI cụ thể: $e \in [-800, 800]$, $de \in [0, 100]$.

Các đầu ra của bộ điều khiển mờ lần lượt là K_p và K_i được làm mờ theo 5 bộ {VL, L, MED, H, VH}. Hàm liên thuộc của tập mờ đầu ra được sử dụng như một tam giác, được xác định bởi:

$$\mu_{A^i}(x) = \begin{cases} 0 & x < a \\ \frac{x-a}{b-a} & a \leq x < b \\ \frac{b-x}{b-c} & b \leq x < c \\ 0 & c > x \end{cases}$$

với a, b, c là tọa độ ba đỉnh của tập mờ tam giác A^i tương ứng. Miền của các biến đầu ra $\{K_p, K_i\}$ của bộ điều khiển mờ được xác định xung quanh giá trị $\{K_{p_ZN}, K_{i_ZN}\}$ đạt được, cho bởi:

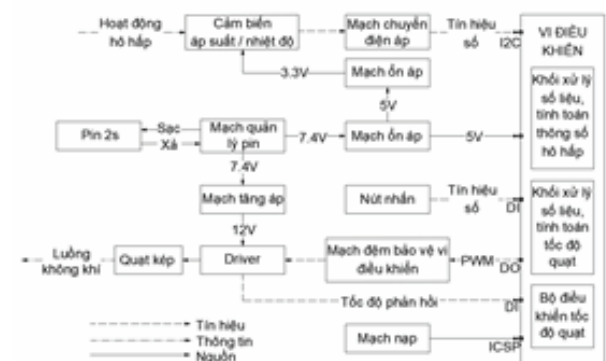
$$\alpha K_{p_ZN} \leq K_p \leq \beta K_{i_ZN}$$

$$\alpha K_{i_ZN} \leq K_p \leq \beta K_{i_ZN}$$

với (α, β) là các hệ số được xác định tùy thuộc vào từng đối tượng điều khiển và được chọn sao cho khoảng tinh chỉnh đủ rộng để tìm giá trị tối ưu cho $\{K_p, K_i\}$ xung quanh giá trị $\{K_{p_ZN}, K_{i_ZN}\}$. Trong mẫu mặt nạ thử nghiệm ở nghiên cứu này, $\alpha=0,1$ và $\beta=5$.

2.5. Thiết kế hệ thống điện

Hệ thống điện bao gồm: (1) Khối vi điều khiển chịu trách nhiệm điều khiển hoạt động của thiết bị; (2) Khối nguồn sử dụng pin 2s với mạch sạc và quản lý pin cung cấp nguồn 7,4V tới 8,4V thông qua ổn áp về 5V và 3V cấp nguồn cho vi điều khiển và cảm biến, thông qua mạch tăng áp 12V cấp nguồn cho driver điều khiển quạt; (3) Khối cảm biến gồm cảm biến áp suất, nhiệt độ thu số liệu hô hấp, từ đó qua mạch chuyển đổi điện áp cung cấp tín hiệu số cho vi điều khiển qua cổng giao tiếp I2C; (4) Khối driver được cung cấp mạch đệm bảo vệ vi điều khiển khỏi chênh lệch điện áp và đảm bảo chiều tín hiệu, đồng thời tín hiệu phản hồi được trả về bộ điều khiển của vi điều khiển. Ngoài ra, còn có khối tương tác ngoài như nút nhấn và khối nạp sử dụng giao thức nạp ICSP.

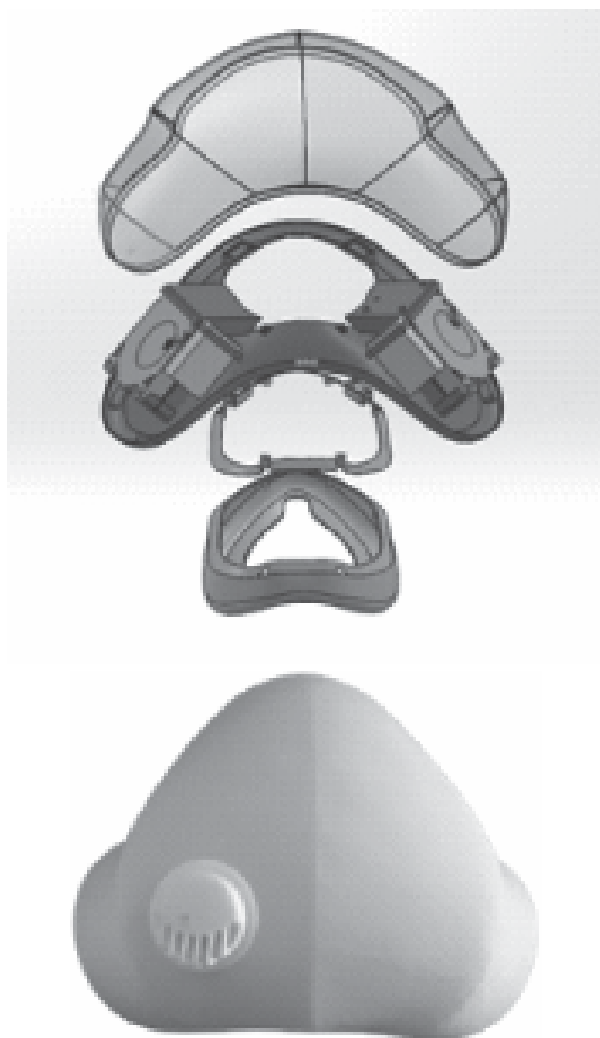


Hình 3. Sơ đồ khối hệ thống điện

3. KẾT QUẢ MÔ PHỎNG VÀ THỰC NGHIỆM

Kết quả thiết kế mô phỏng và thực 

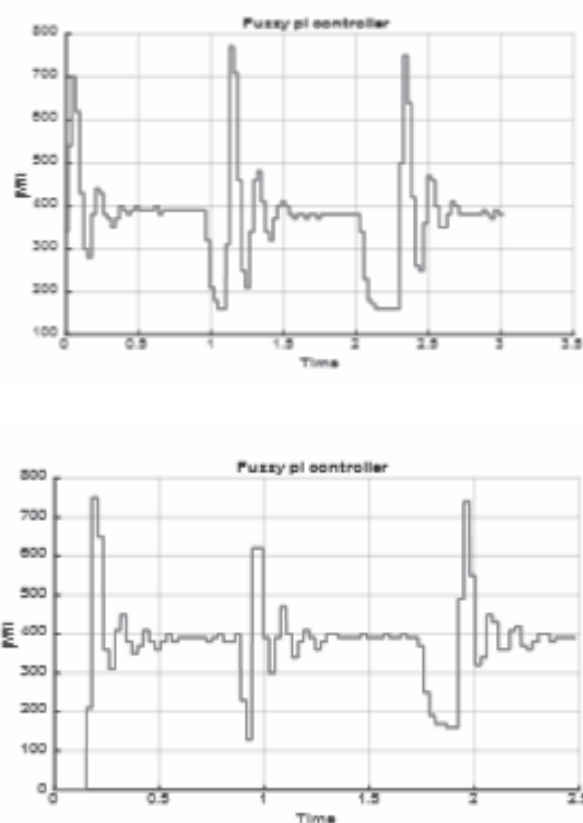
nghiệm mặt nạ trên thực tế được thể hiện trên Hình 4.



Hình 4. Thiết kế 3D và thực tế của mặt nạ thở chủ động

3.1. Thực nghiệm điều khiển PI fuzzy

Đáp ứng của bộ điều khiển được thể hiện trong hình với nhiễu được thêm vào mỗi giây tỷ lệ phản hồi khảo sát. Tỷ lệ đáp ứng đạt yêu cầu tốc độ đáp ứng đủ nhanh để cung cấp khí thở với nhịp hô hấp trung bình của người lớn là 2÷3 giây mỗi nhịp hay 15÷20 nhịp trên phút như ở Hình 5.



Hình 5. Thực nghiệm bộ điều khiển PI fuzzy

3.2. Thực nghiệm mối quan hệ giữa lưu lượng và tốc độ quạt

Cảm biến áp suất và lưu lượng được dùng tính toán tần số hô hấp và lưu lượng khí ứng với từng thời điểm nhất định. Kết quả cho bởi Hình 6.

Từ kết quả thực nghiệm, ta có hàm liên hệ:

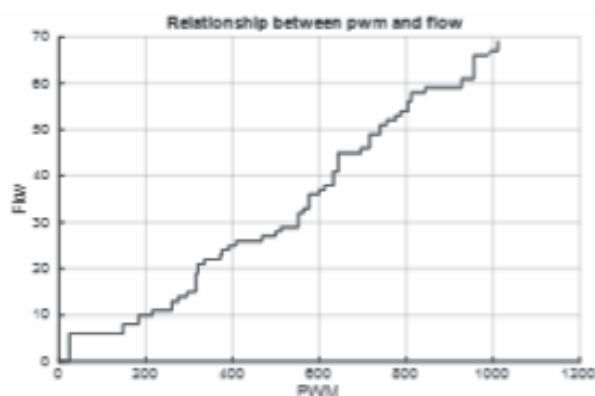
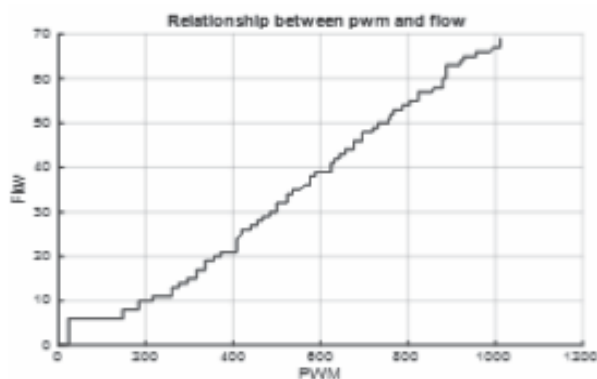
Quạt trái:

$$\text{Flow} = 0.0739 \times \text{PWM} - 5.5933$$

- Quạt phải:

$$\text{Flow} = 0.074 \times \text{PWM} - 6.0305$$

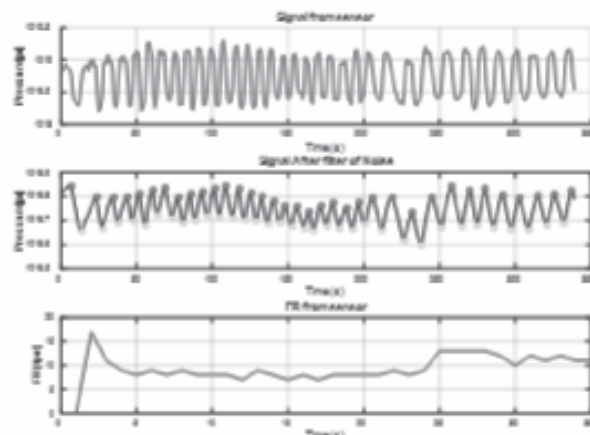
Hệ thống điều khiển đảm bảo đáp ứng lưu lượng $5 \div 170$ lít/phút, bộ điều khiển PI fuzzy đáp ứng tốt chu kỳ thở đồng và lưu lượng cần thiết theo chu kỳ thở của người dùng.



Hình 6. Kết quả thực nghiệm liên hệ lưu lượng và tốc độ quạt

3.3. Mô phỏng và thử nghiệm bộ lọc thông thấp và tính toán nhịp thở

Để đảm bảo tính toán điều khiển hệ thống, các mô phỏng sử dụng công cụ Matlab được tiến hành (Hình 7). Với số liệu thực nghiệm từ mặt nạ in 3D được nhập vào Matlab để tính toán hệ số lọc tạp âm $a=0,01$ thì việc lọc toàn bộ thông tin tần số hô hấp là đạt yêu cầu. Cụ thể là phân biệt đỉnh thở và đỉnh hít vào của chu kỳ thở. Từ kết quả đó, ta đưa vào tính toán được tần số hô hấp tức thời của người sử dụng.



Hình 7. Kết quả mô phỏng và thử nghiệm bộ lọc thông thấp và tính toán nhịp thở

4. KẾT LUẬN

Trong nghiên cứu này, bài toán thiết kế và điều khiển thiết bị bảo vệ đường hô hấp cá nhân (AHMR) được trình bày. AHMR bao gồm quạt kép tự động với bộ điều khiển điều phù hợp với nhịp thở của người dùng nhờ cảm biến lưu lượng và áp suất trên mặt nạ. Không khí hít vào được lọc hiệu quả bằng bộ lọc HEPA 3M và có thể thay thế sau thời gian sử dụng. Mô hình mặt nạ chủ động lọc khí đã được thiết kế và thử nghiệm cho thấy thiết kế đáp ứng cơ bản về chức năng đề ra. Hệ thống điều khiển đảm bảo lưu lượng $5 \div 170$ lít/phút đáp ứng tốt theo chu kỳ thở của người dùng. Nghiên cứu vẫn đang được tiếp tục hoàn thiện tại DCSELab.

Lời cảm ơn:

Nghiên cứu này được tài trợ bởi Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh trong khuôn khổ Đề tài mã số TX2022-20b-01. Chúng tôi xin cảm ơn Phòng Thí nghiệm Trọng điểm Điều khiển số và Kỹ thuật Hệ thống, Trường Đại học Bách khoa, Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh đã hỗ trợ thời gian, phương tiện và cơ sở vật chất cho nghiên cứu này. ❖



Ngày nhận bài: **08/8/2022**

Ngày phản biện: **15/8/2022**

Tài liệu tham khảo:

- [1]. Trisha Greenhalgh et. al.; Face Masks for the Public during the Covid-19 Crisis. pp.1-4, BMJ 2020;369:m1435, 2020.
- [2]. ISO Standard 29463-1-2011; High-Efficiency Filters and Filter Media for Removing Particles in Air, 2011.
- [3]. European Standard EN 1822-1:2009; High-Efficiency Air Filters (EPA, HEPA and ULPA), 2009.
- [4]. ASME AG-1a-2004; Addenda to ASME AG-1-2003 Code on Nuclear Air and Gas Treatment, 2004.
- [5]. DOE-STD-3020-2015; Specification for HEPA Filters used by DOE Contractors, 2015.
- [6]. Patel, B. and Patel, V; Smart Mask for The Unfavorable Air Quality. Department of Pharmacognosy, Nirma University, Ahmedabad.
- [7]. R.R. Kalavakonda et. al.; A Smart Mask for Active Defense Against Coronaviruses and Other Airborne Pathogens. IEEE Consumer Electronics Magazine, Vol.10, No.2, pp.72-79, 2021.
- [8]. Kim, N., Wei, J. L. J., Ying, J., Zhang, H., Moon, S. K., & Choi, J.; A Customized Smart Medical Mask for Healthcare Personnel. 2020 IEEE Int'l Conf. on Industrial Eng. and Eng. Management, p.581-585, 2020.
- [9]. Barnali Ghatak et. al.; Design of a Self-powered Smart Mask for Covid-19 (doi.org/10.48550/arXiv.2005.08305).
- [10]. Cheng, Y. et. al.; Electrospun Polyether-imide Electret Nonwoven for Bi-Functional Smart Face Mask, Nano Energy, 34, 562-569 (doi: 10.1016/j.nanoen.2017.03.011).
- [11]. Thanh Vinh Nguyen and M. Ichiki; Mask-Type Sensor for Pulse Wave and Respiration Measurements and Eye Blink Detection, Sensors 21(14) 4895, p.1-10, 2021 (doi.org/10.3390/s21144895).
- [12]. Thanh V.T.A, Long L.T., Dang T.N., An P.L., Tien N.T.; Design of Powered Air Purifying Respirator used for Healthcare Workers in Isolation Room. Sci. Tech. Dev. J. – Engineering and Technology; 4(4):1321-1331.