



DOI:10.22144/ctu.jvn.2022.243

GIẢI PHÁP ĐIỀU KHIỂN ÁP SUẤT THEO LƯU LƯỢNG NƯỚC RỬA TRONG QUÁ TRÌNH PHẪU THUẬT NỘI SOI KHỚP

Nguyễn Văn Mướn*, Mo Ha Mach Adan, Hồ Minh Nhị, Nguyễn Văn Khanh và Nguyễn Chí Ngôn
 Trường Bách Khoa, Trường Đại học Cần Thơ

*Người chịu trách nhiệm về bài viết: Nguyễn Văn Mướn (email: nvmuot@ctu.edu.vn)

Thông tin chung:

Ngày nhận bài: 03/09/2022

Ngày nhận bài sửa: 13/09/2022

Ngày duyệt đăng: 14/09/2022

Title:

A method of pressure control from the flow of rinsing fluid during the process of arthroscopy

Từ khóa:

Phẫu thuật nội soi ít xâm lấn, bơm con lăn đôi, nội soi khớp, điều khiển áp suất, bộ điều khiển PID

Keywords:

Minimally-invasive surgery, double roller pump, arthroscopy, pressure control, PID controller

ABSTRACT

In the field of minimally-invasive surgery (MIS) research, a double roller pump is one of the medical therapy devices that have been used as an effective method for automatic pressure control via controlling the flow of rinsing fluid. For example, in knee arthroscopy, the inflated pressure inside the joint of the knee needs to be controlled adaptively with the blood pressure of the patient during the whole operation time. The stability of the pressure control takes an important role in avoiding risky situations like hemorrhages and fluid depletion. This paper is to present an application of the double roller pump which is used for controlling the pressure in the knee arthroscopy process. The pressure inside the knee joint was influenced by the actual flow of the rinsing fluid. The operation of the process was simulated and linearized for controller design. PID (Proportional Integrated Derivative) controller was designed with an anti-windup strategy for reducing overshoot. Some parameters of the controller were adjusted with different sets of pole placement for the output responses comparison. Among these sets of poles simulated, a better result was found for the effectiveness of the double roller pump usage in pressure control of MIS.

TÓM TẮT

Trong nghiên cứu lĩnh vực phẫu thuật nội soi ít xâm lấn, bơm con lăn đôi là một trong những thiết bị y tế được sử dụng như một phương pháp hiệu quả để điều khiển áp suất tự động thông qua việc điều khiển lưu lượng nước rửa tại vùng phẫu thuật. Ví dụ điển hình là khi phẫu thuật nội soi khớp gối, áp suất căng trương bên trong vùng khớp cần được điều khiển thích ứng với huyết áp của bệnh nhân trong suốt thời gian phẫu thuật. Việc điều khiển ổn định áp suất đóng vai trò quan trọng nhằm tránh những tình huống nguy hiểm như xuất huyết, tràn dịch vào mạch máu. Bài báo này trình bày một ứng dụng của bơm con lăn đôi trong điều khiển áp suất bên trong khớp gối của quá trình phẫu thuật nội soi. Áp suất này bị ảnh hưởng bởi lưu lượng nước rửa. Hoạt động của quá trình phẫu thuật đã được mô phỏng và tuyến tính hóa để thiết kế bộ điều khiển. Bộ điều khiển PID (Proportional Integrated Derivative controller) kết hợp giải thuật chống vọt lố đã được thiết kế. Các thông số của bộ điều khiển cũng được điều chỉnh bằng phương pháp phân bố cực tại những vị trí khác nhau để so sánh kết quả đáp ứng ngõ ra. Trong số các bộ cực đã được chọn mô phỏng, một giải pháp được đề xuất để điều khiển và đã tìm được kết quả tốt hơn để điều khiển áp suất dùng bơm con lăn hỗ trợ trong phẫu thuật nội soi ít xâm lấn.

1. GIỚI THIỆU

Phẫu thuật nội soi khớp là một kỹ thuật tiên tiến hiện được áp dụng phổ biến trên thế giới. Thông thường khi tiến hành quá trình phẫu thuật nội soi, tùy theo vùng phẫu thuật có không gian rộng hay hẹp mà bên trong vùng sẽ được tạo áp suất căng trương phù hợp bằng việc dùng khí trong y tế hay nước rửa bơm vào (Ewing et al., 1986). Việc này nhằm giúp bác sĩ chẩn đoán bệnh chính xác hơn vì trong vùng không gian kín này sẽ được đảm bảo thông thoáng để hình ảnh truyền từ vùng mổ qua thiết bị ghi hình chuyên dụng đưa về màn ảnh được cải thiện rõ nét hơn. Đối với việc chẩn đoán bệnh tại các khớp, nơi có không gian khá hẹp thì nước rửa được dùng để tạo áp suất căng trương khi thực hiện nội soi chẩn đoán. Thông qua các ống nội soi chuyên dụng, nước rửa cũng được đưa vào vùng khớp. Với cấu trúc một đường ống dẫn vào và một đường ống dẫn ra, lượng nước đưa vào vùng nội soi kín được điều khiển nhằm giữ ổn định áp suất căng trương thích ứng với huyết áp hiện tại của bệnh nhân và cũng đồng thời tháo rửa sạch được những dịch bẩn khi cần thiết. Áp suất căng trương phù hợp sẽ làm chất lượng hình ảnh từ bên trong vùng nội soi truyền về màn hình được tốt hơn. Theo các nghiên cứu Muellner (2001) và Hsiao et al. (2016), từ trước năm 1970, việc bơm cấp nước vào vùng phẫu thuật nội soi chỉ đơn giản là dùng phương pháp trọng lực. Với cách này, nước rửa đưa vào được điều chỉnh thủ công lưu lượng thông qua độ cao của bình chứa nước và độ mở của van Sau đó, khoảng từ những năm 1970, hệ thống bơm tự động cũng dần được phát triển và ứng dụng cho việc điều chỉnh lưu lượng và áp suất của nước đưa vào vùng phẫu thuật (Hsiao et al., 2016). Tuy nhiên việc điều khiển lượng nước vào và ra là độc lập nhau, được thực hiện bởi các động cơ bơm đơn lẻ. Chính vì vậy, hiệu quả và độ chính xác trong điều khiển lưu lượng nước và áp suất bên trong vùng nội soi chưa được nâng cao. Sự chênh lệch giữa áp suất căng trương và huyết áp của bệnh nhân dễ dẫn đến những tình huống như hình ảnh truyền về không rõ nét do xuất huyết tại điểm nội soi làm bắn tung dịch, hoặc tình trạng nước rửa tràn ngược vào các mao mạch dễ dẫn đến nhiễm trùng bên trong mạch máu. Điều này có thể dẫn đến những nguy hại cho bệnh nhân. Nhằm góp phần giảm thiểu nguy cơ do sự chênh lệch áp suất như đã nêu, bơm lăn đôi (Double roller pump - DRP) được đề xuất sử dụng để điều khiển đồng bộ lưu lượng nước vào rửa và lưu lượng nước thoát ra và đồng thời giữ ổn định được áp suất căng trương bên trong vùng nội soi một cách tự động theo giá trị áp suất tham chiếu. Áp suất này được xem như dữ liệu tham

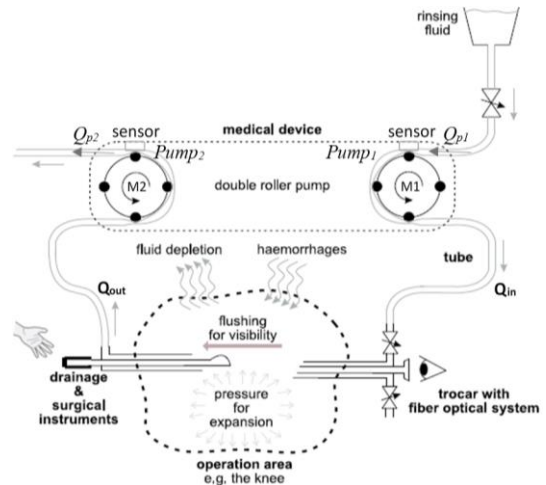
chiếu từ thông số về huyết áp của bệnh nhân hiện tại. Bài viết này nhằm mục tiêu cung cấp một giải pháp điều khiển áp suất thông qua việc điều khiển lưu lượng nước dùng bơm con lăn có thể được triển khai áp dụng trong nhiều trường hợp phẫu thuật nội soi, bao gồm việc chẩn đoán nội soi tại các khớp.

Để có thể thu thập được kết quả bước đầu ở phòng thí nghiệm trước khi đưa vào thực nghiệm trực tiếp trên mô hình vật lý hay trên động vật, mô hình toán học được xây dựng để mô phỏng thử nghiệm quá trình nội soi khớp gối. Tổng quát về hoạt động của quá trình được đơn giản hóa như ở Hình 1 (Smolinski et al., 2017; Nguyen & Jeinsch, 2017). Theo đó, một bơm lăn được dùng cho việc điều khiển cấp nước rửa vào và tạo áp suất, và một bơm lăn còn lại sử dụng cho việc tháo nước ra khỏi vùng phẫu thuật. Sau khi thực hiện mô phỏng thử nghiệm trên MATLAB/Simulink với quá trình đã được tuyến tính hóa xấp xỉ gần đúng, bộ điều khiển PID được đề xuất thiết kế (Åström et al, 1995, 2006; Lutz & Wendt, 2014) để có thể áp dụng vào mô hình vật lý. Kết quả điều khiển ổn định áp suất trong mô hình thí nghiệm sẽ là cơ sở đánh giá tính hiệu quả trước khi thực hiện thử nghiệm thực tế trên động vật hay bệnh nhân.

2. PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Mô tả hệ thống

Quá trình phẫu thuật nội soi khớp gối điển hình được mô tả ở Hình 1.



Hình 1. Mô tả quá trình phẫu thuật nội soi

(Nguồn: Smolinski et al, 2017; Nguyen & Jeinsch, 2017)

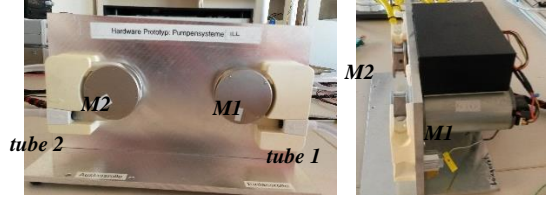
Các dụng cụ phẫu thuật chuyên dụng được đưa vào vùng mổ thông qua các ống giùi thực nhỏ (trocars). Với các ống thông này, nước rửa vùng khớp được đưa vào bởi bơm 1 (Pump₁) và tháo ra

bởi bơm 2 ($Pump_2$) theo hai ống dẫn nhựa khác nhau (*tube*). Việc duy trì ổn định lưu lượng nước vào và ra (Q_{in} , Q_{out}) thích hợp sẽ vừa tạo độ căng trương (*pressure for expansion*) tương thích với hiện trạng huyết áp tham chiếu, và đồng thời tạo được không gian thông thoáng sạch sẽ (*flushing for visibility*) nơi vùng khớp đang được nội soi chẩn đoán (*operation area*). Trong quá trình thực nghiệm mô hình tại phòng thí nghiệm của Nguyen and Jeinsch (2017), vùng khớp gối nội soi được giả lập bởi một khối nhựa hình cầu kết nối với các đường ống dẫn kín. Trên mỗi bơm lăn đều có cảm biến đo áp suất bên trong mỗi ống dẫn nước. Áp suất này là thông tin phản hồi để điều khiển áp suất đưa vào vùng nội soi. Áp suất này được điều khiển thông qua tốc độ bơm lăn đôi ứng với hai động cơ điện một chiều ($M1$ và $M2$). Hình 2 mô tả thực tế hai động cơ gắn kết với hai khối đĩa thép tròn có rãnh chứa các con lăn để chèn ống nhựa tạo bơm áp lực cho nước dẫn động trong ống nhựa mềm khi động cơ quay. Động cơ $M1$ chỉ quay theo một chiều hướng vào để tạo áp lực lên đoạn ống nhựa mềm của một bơm lăn nhằm cung cấp lưu lượng nước vào Q_{in} . Tương tự, động cơ $M2$ chỉ quay theo một chiều dẫn ra cùng với ống nhựa và bơm con lăn còn lại để cung cấp lưu lượng nước tháo ra Q_{out} . Lượng Q_{out} này có thể được kích hoạt hiệu chỉnh tức thời khi cần thiết, và được xem như là một dạng tín hiệu nhiễu tác động vào hệ thống làm thay đổi áp suất bên trong vùng nội soi. Như vậy, để đảm bảo được áp suất căng trương thích hợp, lưu lượng nước vào Q_{in} cần được điều khiển một cách tự động và kịp thời để bù vào ứng với lượng Q_{out} đã được tháo ra ngoài.

2.2. Mô hình toán học

Hai động cơ $M1$ và $M2$ (Hình 2) gắn với hai đĩa thép có các con lăn nhỏ ép sát hai ống nhựa mềm (*tube 1*, *tube 2*) tại rãnh của đĩa. Khi động cơ quay thì các con lăn cũng xoay và chèn ép lên ống nhựa tạo áp lực đẩy nước bên trong ống dẫn đi theo hướng đã định. Mỗi động cơ được nhận dạng đáp ứng gần đúng từ thực nghiệm với số vòng quay theo điện áp đầu vào và được mô tả tuyến tính hóa bởi phương trình (1). Trong đó, thời gian trễ τ_M , hệ số khuếch đại K_M và thời hằng T_M được xác định từ thực nghiệm của Nguyen and Jeinsch (2017).

$$G_M(s) = e^{-\tau_M s} \frac{K_M}{T_M s + 1} \tag{1}$$



Hình 2. Bơm lăn đôi với hai động cơ $M1$ và $M2$ kèm hai ống nhựa Tube 1 và Tube 2

Tùy thuộc vào tốc độ của mỗi động cơ $M1$ và $M2$ mà bơm con lăn tương ứng sẽ tạo áp lực sinh ra lưu lượng Q_{p1} và Q_{p2} trong ống nhựa mềm. Với lưu lượng nước rửa đưa vào từ bơm thứ nhất là Q_{p1} qua đoạn ống nhựa dài có trở kháng là C_{p1} đã tiêu tốn một lượng ΔQ_1 thì lưu lượng nước thực sự đưa vào tới vùng nội soi là Q_{in} . Lượng tiêu hao này được mô tả bởi phương trình (2). Tương tự, lượng tiêu hao ΔQ_2 từ bơm và ống nhựa thứ hai (nước thoát ra) cũng được xác định bởi biểu thức (3).

$$\Delta Q_1 = (Q_{p1} - Q_{in}) \tag{2}$$

$$\Delta Q_2 = (Q_{p2} - Q_{out}) \tag{3}$$

Một lượng thay đổi áp suất trong mỗi ống dẫn cũng được xác định bởi phương trình (4) và (5). Trong đó, C_{p1} và C_{p2} là dung kháng tại mỗi ống dẫn.

$$\dot{p}_1 = \frac{1}{C_{p1}} (Q_{p1} - Q_{in}) \tag{4}$$

$$\dot{p}_2 = \frac{1}{C_{p2}} (Q_{p2} - Q_{out}) \tag{5}$$

Với giá trị áp suất hiện tại là p_{knee} tại vùng mô hình khớp gối (*operation area* ở Hình 1), lượng nước đưa vào thay đổi sẽ ảnh hưởng đến áp suất trong vùng này và thay đổi một lượng là \dot{p}_{knee} . Theo thực nghiệm, sự thay đổi này là phi tuyến, phụ thuộc vào tổng lưu lượng thực tế $Q_{real} = (Q_{in} - Q_{out})$, tùy thuộc vào dung kháng C_{knee} của vùng phẫu thuật và được mô tả ở phương trình (6).

$$\dot{p}_{knee} = \frac{1}{C_{knee}} Q_{real} \tag{6}$$

Mô hình khớp gối nội soi được mô phỏng như một khối hình cầu nhựa ở Hình 3. Trong lúc đang thử nghiệm mô phỏng thì bên trong chứa một ít nước và một ít không khí. Vì vậy ở trạng thái ban đầu, khi chưa có lưu lượng nước Q_{real} đưa vào, thì áp suất bên trong mô hình được mô tả bởi phương trình đẳng áp (7) theo lượng khí hiện có bên trong.



Hình 3. Mô phỏng vùng không gian khớp gối kết nối với các ống dẫn nước rửa

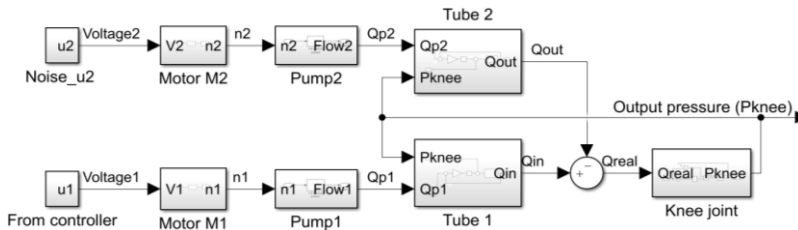
$$p_{knee} V_{gas} = mRT_K; \text{ hay: } p_{knee} = \frac{mRT_K}{V_{gas}} \quad (7)$$

Các thông số: m , R , T_K tương ứng là khối lượng khí hiện tại, hằng số khí lý tưởng, và nhiệt độ tuyệt đối của khí. Do lượng khí bên trong ít nên khối lượng m này cũng được xem là thay đổi không đáng kể. Vì vậy sự biến đổi áp suất trong mô hình khớp gối chủ yếu phụ thuộc vào sự biến đổi thể tích của khí. Mặt khác, ta cũng dễ nhận thấy rằng trong vùng không gian hẹp với thể tích tổng thể không đổi của mô hình khớp gối, lượng biến đổi thể tích của khí giảm do bị nén khí phát sinh lưu lượng Q_{real} trong vùng không gian kín này.

$$Q_{real} = -\dot{V}_{gas} \quad (8)$$

Từ biểu thức (7) và (8) ta có biểu thức (9).

$$\dot{p}_{knee} = -\left(\frac{mRT_K}{V_{gas}^2}\right)\dot{V}_{gas} = \left(\frac{p_{knee}}{V_{gas}}\right)Q_{real} \quad (9)$$



Hình 4. Mô hình hóa quá trình phẫu thuật nội soi

2.3. Thiết kế bộ điều khiển

Bộ điều khiển $G_c(s)$ của hệ thống cần được thiết kế theo sơ đồ mô tả ở Hình 5. Trong đó, tín hiệu vào p_{ref} được xem như giá trị áp suất tham chiếu mong muốn tại vùng nội soi cần được giữ ổn định; tín hiệu p_{knee} là đại diện cho áp suất bên trong khớp gối nội soi cần được điều khiển. Tín hiệu u_1 từ bộ điều khiển đại diện cho mức điện áp đưa vào động cơ $M1$. Tín hiệu điện áp u_2 cấp cho động cơ $M2$ được xem là nhiễu áp suất tác động khi thay đổi lưu lượng nước tháo ra bởi kỹ thuật viên hay bác sĩ phẫu thuật.

Từ hai phương trình (6) và (9), giá trị C_{knee} được định nghĩa tương đương với phương trình (10).

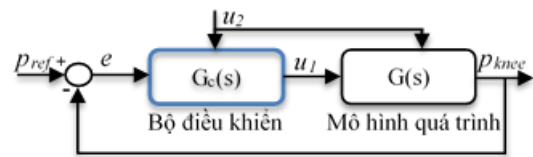
$$C_{knee} = \frac{V_{gas}}{p_{knee}} \quad (10)$$

Theo nghiên cứu của Nguyen and Jeinsch (2017), trong lúc thực hiện thiết kế bộ điều khiển cho mô hình, quá trình phẫu thuật khớp đã được xây dựng trên MATLAB/Simulink dựa trên mô hình toán học (Hình 4). Thực nghiệm từ nhóm tác giả trên cho thấy mô hình mô phỏng ở Hình 4 cho đáp ứng ngõ ra là áp suất vùng khớp p_{knee} (tại khối *Reservoir_Knee* ở Hình 4) phản ánh tương đối gần đúng như mô hình vật lý. Sau đó nhóm tác giả tiến hành khảo sát, phân tích đáp ứng hệ thống và thực hiện tuyến tính hóa gần đúng như một hàm truyền để thiết kế bộ điều khiển. Hàm truyền đã được mô tả đơn giản hóa bởi hệ bậc 2 như ở biểu thức (11).

$$G(s) = e^{-\tau s} \frac{K}{s(Ts + 1)} \quad (11)$$

Trong đó, thời gian trễ $\tau=0.006$ (s); thời hằng $T=0.038$ (s); và $K=81.3$ (Nguyen & Jeinsch, 2017).

Vì thời gian trễ τ là rất bé so với thời hằng T nên được xem như $\tau=0$. Do vậy, thành phần $e^{-\tau s}$ có thể được xấp xỉ gần đúng bằng 1.



Hình 5. Sơ đồ khối điều khiển hệ thống

Bộ điều khiển PID được chọn để thử nghiệm ở nghiên cứu này có dạng như phương trình (12) (Aström, K. J. & Hagglund, T., 2006).

$$G_c(s) = K_p + K_I \frac{1}{s} + K_D s \quad (12)$$

Các tham số K_p , K_I và K_D lần lượt là thành phần tỉ lệ, tích phân và vi phân cần tìm. Với mô hình hàm

truyền được xấp xỉ tuyến tính hóa ở biểu thức (11), bộ điều khiển PI_SO (Proportional Integral - Symmetric Optimum) đã được đề xuất thử nghiệm của Nguyen and Jeansch (2017). Trong bài báo này, các tham số của bộ điều khiển PID được thiết kế bằng phương pháp phân bố cực (phương pháp giải tích) và thực hiện với ba trường hợp chọn vị trí bộ cực mong muốn khác nhau để khảo sát. Các tham số này được xác định bằng cách đồng nhất các hệ số của hai phương trình đặc trưng (13) và (14).

$$1 + G_c(s)G(s) = 0 \tag{13}$$

$$(s - \mu_1)(s - \mu_2)(s - \mu_3) = 0 \tag{14}$$

Biểu thức (13) là phương trình đặc trưng của hệ thống điều khiển vòng kín mô tả ở Hình 5 (khi xem tín hiệu nhiễu $u_2 = 0$). Mặt khác, biểu thức (14) cũng là phương trình đặc trưng mong muốn khi chọn các cực âm μ_1, μ_2 và μ_3 để đảm bảo hệ thống ổn định.

Kết hợp (11) và (12) thay vào (13), khi đó:

$$s^3 + \left(\frac{1+KK_D}{T}\right)s^2 + \left(\frac{KK_P}{T}\right)s + \left(\frac{KK_I}{T}\right) = 0 \tag{15}$$

Phương trình (14) và (15) là tương đương nhau. Do vậy, với mỗi bộ ba cực (μ_1, μ_2, μ_3) được chọn, việc đồng nhất các hệ số của hai phương trình này sẽ tìm được các tham số K_P, K_I và K_D .

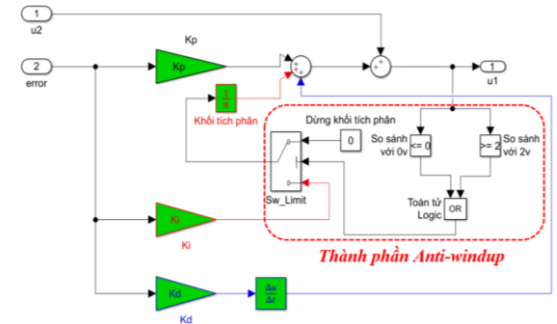
Trong mô phỏng kết quả, ba trường hợp đã được chọn vị trí bộ cực mong muốn khác nhau để khảo sát được ký hiệu lần lượt là TH1 (trường hợp 1 ứng với ba cực được chọn là: $\mu_1 = -2, \mu_2 = -4,$ và $\mu_3 = -8$); TH2 (trường hợp 2 với ba cực được chọn là: $\mu_1 = -3, \mu_2 = -6,$ và $\mu_3 = -9$); và TH3 (trường hợp 3 với ba cực được chọn là: $\mu_1 = -5, \mu_2 = -10,$ và $\mu_3 = -15$). Các tham số K_P, K_I và K_D tương ứng được trình bày trong Bảng 1. Việc chọn vị trí các cực âm này là nhằm để khảo sát và phân tích đáp ứng đối với hệ thống. Nếu chọn bộ cực âm nhiều hơn thì hệ thống sẽ đáp ứng nhanh hơn nhưng dễ dẫn đến trường hợp độ vọt lố áp suất sẽ tăng cao. Điều này là không tốt khi ứng dụng trong phẫu thuật nội soi thực tế.

Bảng 1. Các tham số của bộ điều khiển PID theo 3 trường hợp (TH1, TH2, và TH3)

Trường hợp	K_P	K_I	K_D
TH1	0,07	0,0583	0,01
TH2	0,14	0,2	0,02
TH3	0,28	0,4667	0,023

Ngoài ra, để khắc phục hiện tượng đáp ứng tăng nhanh hoặc giảm nhanh dẫn đến vọt lố cao ở ngõ ra, một giải thuật “anti-windup” (Aström et al., 1995) cũng được đề nghị tích hợp vào bộ điều khiển PID

để phối hợp điều khiển thành phần tích phân của bộ điều khiển nhằm thực hiện “đóng - ngắt” có điều kiện theo mức điện áp đèn các động cơ bơm. Sơ đồ khối mô tả giải thuật “anti-windup” được trình bày trong Hình 6 với thành phần điều khiển là Sw_Limit . Nhiệm vụ chính của giải thuật này là tự động ngắt tín hiệu tích phân khi tín hiệu điều khiển u_1 nằm ngoài giới hạn an toàn của mức điện áp điều khiển động cơ bơm con lăn. Trong quá trình thử nghiệm, tín hiệu u_1 kết nối điều khiển động cơ MI cần được giới hạn ở mức điện áp từ 0 đến 2 V để đảm bảo áp suất được sẽ kiểm soát kịp thời và tối ưu nhất.



Hình 6. Bộ điều khiển PID tích hợp giải thuật anti-windup

Mục tiêu của việc điều khiển ổn định áp suất căng trương tại vùng nội soi là lưu lượng nước cấp vào bởi nguồn điện áp u_1 phải được giữ cân bằng với lưu lượng nước tháo ra bởi nguồn điện áp u_2 . Khi có sự thay đổi ở tín hiệu u_2 thì bộ điều khiển PID kết hợp giải thuật “anti-windup” sẽ điều khiển tín hiệu u_1 để đảm bảo áp suất luôn được ổn định ở mức cần thiết phù hợp với huyết áp hiện tại của bệnh nhân. Áp suất căng trương này cần được đáp ứng nhanh với thời gian ổn định dưới 5 giây, và độ vọt lố dưới 5%. Hiệu quả của giải thuật này được thể hiện ở kết quả mô phỏng tại mục 3.1 (Hình 7).

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

3.1. Kết quả mô phỏng

Kết quả mô phỏng hệ thống đã được thực hiện trên MATLAB/Simulink và được thể hiện ở Hình 7. Đồ thị ở phần trên của Hình 7 là phân hiển thị kết quả điều khiển áp suất tương ứng tại mô hình vùng nội soi khớp. Đồ thị bên dưới là tín hiệu u_1 được điều khiển so với tín hiệu u_2 , trong đó bao gồm khoảng thời điểm thay đổi áp suất tham chiếu (tại thời điểm 40 giây) và khi áp suất tham chiếu không đổi nhưng tín hiệu u_2 có thay đổi (nhiều từ bên ngoài do bác sĩ phẫu thuật thực hiện động tác thay đổi u_2 để chỉnh lưu lượng nước thoát ra ngoài). Việc thay đổi áp suất tham chiếu (tương ứng tình trạng huyết áp của bệnh nhân có sự thay đổi) có thể dẫn đến hiện tượng tăng

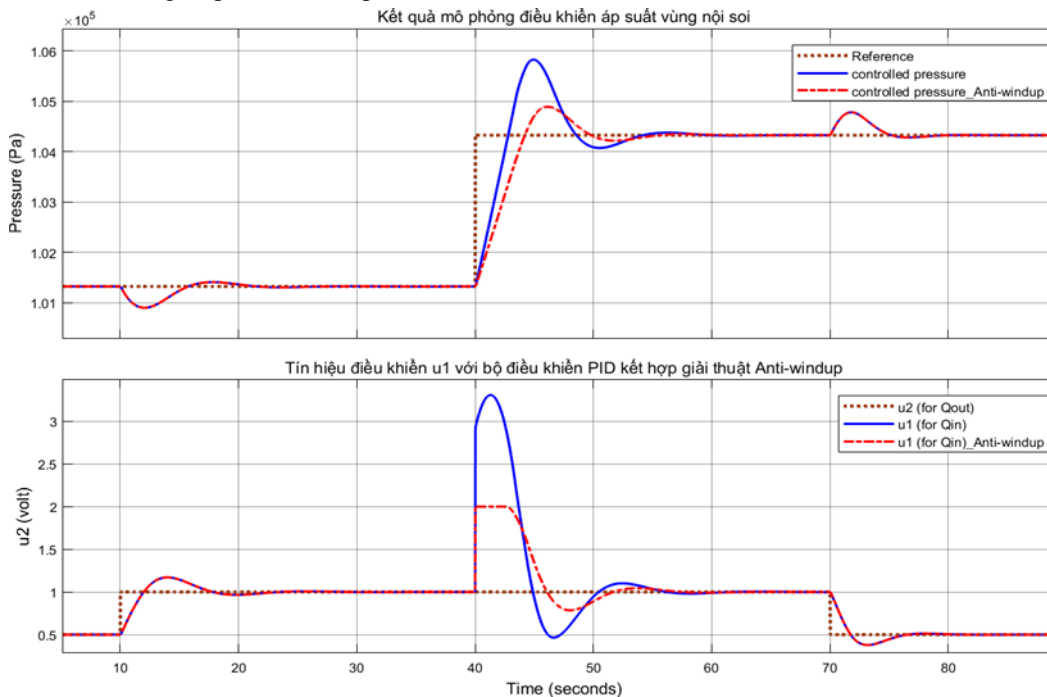
vọt lố. Nhờ thành phần “*anti-windup*” được tích hợp vào bộ điều khiển PID nên áp suất được điều khiển với độ vọt lố giảm đáng kể (từ thời điểm 40 giây đến 50 giây). Tín hiệu đáp ứng áp suất với đường đứt nét trên Hình 7 cho thấy bộ điều khiển có giải thuật *anti-windup* đã giảm thiểu được độ vọt lố rất nhiều, chỉ còn khoảng 15,82% vọt lố ở giây thứ 46. Trong khi đó, đường đáp ứng liền nét là áp suất được điều khiển khi chưa tích hợp giải thuật “*anti-windup*” với độ vọt lố khá cao, lên đến khoảng 50% ở giây thứ 45. Ngoài ra, khi tín hiệu nhiễu được đưa vào từ việc thay đổi u_2 (tại thời điểm 10 giây và 70 giây với áp suất tham chiếu không đổi) thì áp suất ngõ ra vẫn được điều khiển tốt, có vọt lố rất ít. Nếu tín hiệu u_1 không được điều khiển thích nghi theo u_2 thì sai lệch giữa u_1 và u_2 làm tốc độ của hai động cơ $M1$ và $M2$ khác nhau dẫn đến sự sai biệt rất lớn về áp suất trong vùng mở so với áp suất mong muốn.

Hình 8 thể hiện kết quả mô phỏng được thử nghiệm ở các trường hợp chọn vị trí phân bố cực

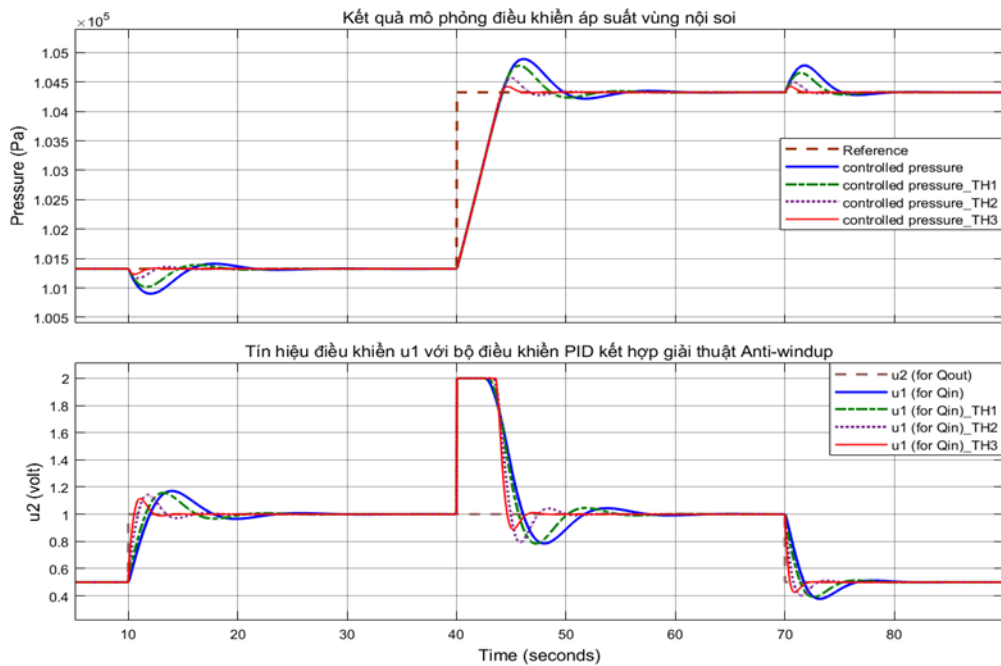
khác nhau để tính các tham số K_P , K_I và K_D (Bảng 1) dựa vào biểu thức (14) và biểu thức (15) đã có tích hợp giải thuật “*anti-windup*”. Độ vọt lố và thời gian xác lập của tín hiệu áp suất được điều khiển ứng với ba trường hợp này được trình bày ở Bảng 2. Các kết quả cho thấy ở trường hợp 3 là tối ưu với độ vọt lố chỉ ở khoảng 3,67%, trong khi ở trường hợp 1 thì độ vọt lố là trên 15%. Thời gian xác lập ở cả ba trường hợp cũng có thay đổi. Trường hợp 3 có thời gian xác lập ngắn, chỉ khoảng 4,5 giây, trong khi trường hợp 1 thì mất khoảng 8,5 giây mới ổn định áp suất.

Bảng 2. Kết quả điều khiển với 3 trường hợp (TH1, TH2 và TH3)

Trường hợp	Độ vọt lố	Thời gian xác lập
TH1	15,82%	≈8,5 giây
TH2	8,52%	≈6,5 giây
TH3	3,67%	≈4,5 giây



Hình 7. Kết quả mô phỏng khi có và không có tích hợp thành phần Anti-windup



Hình 8. Kết quả mô phỏng với ba trường hợp thay đổi thông số bộ điều khiển PID

3.2. Thảo luận

Hệ thống mô phỏng quá trình phẫu thuật nội soi khớp gối đã được mô hình hóa với MATLAB/Simulink. Bộ điều khiển PID cũng đã được thiết kế với các thông số thay đổi khác nhau dựa trên sự thay đổi vị trí phân bố các cực của hệ thống trong miền phức. Kết quả mô phỏng đối sánh với bộ điều khiển khi có và không có tích hợp giải thuật “anti-windup” cũng được thực hiện. Hiệu quả của việc tích hợp giải thuật này vào trong bộ điều khiển được thể hiện rõ nét như ở Hình 8. Độ vọt lố đã được giảm thiểu đáng kể trong khi thời gian tăng trưởng hầu như không ảnh hưởng đáng kể. Thời gian xác lập cũng giảm khi chọn bộ cực mong muốn càng âm (nhờ vào giải thuật chống vọt lố “anti-windup”). Với các bộ cực được chọn khác nhau để tính toán các tham số của bộ điều khiển PID đã thiết kế, thì kết quả ở trường hợp 3 (TH3) trong Bảng 2 được xem là bộ tham số tối ưu với độ vọt lố thấp và thời gian xác lập được rút ngắn dưới 5 giây và độ vọt lố dưới 5%, thỏa mãn được mục tiêu ban đầu đã đặt ra. Điều này chứng tỏ nếu dùng phương pháp phân bố cực với bộ cực âm hơn thì đáp ứng của hệ thống sẽ càng nhanh và thời gian xác lập cũng đồng thời được rút ngắn. Tuy nhiên, nếu hệ thống không có tích hợp giải thuật “anti-windup” vào bộ điều khiển thì hiện tượng vọt lố sẽ càng tăng cao và do đó thời gian xác lập có thể bị kéo dài chậm thêm khi bộ cực được chọn càng âm nhiều (mặc dù thời gian tăng trưởng có nhanh hơn).

4. KẾT LUẬN

Qua nghiên cứu này, bước đầu nhóm tác giả đã thu được kết quả khả quan trong việc mô phỏng hỗ trợ điều áp cho vùng phẫu thuật nội soi thông qua lưu lượng chất lỏng vào và ra dùng trong chẩn đoán ở các khớp. Việc thiết kế bộ điều khiển PID dùng phương pháp phân bố cực đơn giản hơn phương pháp tối ưu đối xứng (Symmetric Optimum) nhưng vẫn mang lại hiệu quả cao trong kết quả mô phỏng. Việc cải thiện được độ vọt lố nhỏ (dưới 5%) và thời gian quá độ được rút ngắn (dưới 5 giây) có ý nghĩa quan trọng trong việc làm giảm thiểu nguy cơ xuất huyết hay tràn dịch vào mạch máu trong lúc nội soi chẩn đoán bệnh. Điều này góp phần tăng thêm sự an toàn cho bệnh nhân khi được áp dụng phương pháp điều áp này trong phẫu thuật nội soi khớp. Nghiên cứu này cần được tiếp tục phát triển và thử nghiệm cho hướng điều áp dùng lưu lượng khí thay cho chất lỏng nhằm mở rộng áp dụng phẫu thuật đa dạng ở các vùng nội soi có không gian rộng hơn như ổ bụng, bàng quang,... trước khi thực thi thiết bị thực tế để có thể áp dụng thử nghiệm trên động vật.

LỜI CẢM ƠN

Nhóm tác giả nghiên cứu trân trọng cảm ơn Ban Giám hiệu Trường Đại học Cần Thơ, Phòng Quản lý Khoa học, Phòng Tài chính đã hỗ trợ kinh phí và các thủ tục để thực hiện đề tài nghiên cứu khoa học cấp cơ sở dành cho cán bộ năm 2021 (Mã số đề tài: T2021-18).

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Aström, K. J. & Hagglund, T. (1995). PID controllers: Theory, design, and tuning, 2nd Edition. *Instrument Society of America*.
- Aström, K. J. & Hagglund, T. (2006). Advanced PID control. *ISA - Instrumentation, Systems, and Automation Society*.
- Ewing, J. W., Noe, D. A., Kitaoka, H. B. & Askew M. J. (1986). Intra-Articular pressures during arthroscopic knee surgery. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2(4), 264-269.
- Hsiao, M. S., Kusnezov, N., Sieg, R. N., Owens, B. D. & Herzog, J. P. (2016). Use of an irrigation pump system in arthroscopic procedures. *Orthopedics*, 39(3), e474-478. DOI: 10.3928/01477447-20160427-01
- Lutz, H. & Wendt, W. (2014). Taschenbuch der Regelungstechnik: mit MATLAB und Simulink, 10., Ergänzte Aufl. *Haan-Gruiten: Verl. Europa-Lehrmittel, Nourney, Vollmer*.
- Muellner, T., Menth-Chiari, W. A., Reihnsner, R., Eberhardsteiner, J. & Engebretsen, L. (2001). Accuracy of pressure and flow capacities of four arthroscopic fluid management systems. *Arthroscopy*, 17(7), 760-764. DOI: 10.1053/jars.2001.25340
- Nguyen, V. M. & Jeinsch, T. (2017). Pressure Control in Minimally Invasive Surgery. *International Symposium on Automatic Control*. <https://fiw.hs-wismar.de/en/autsym/autsym-2017/paper-autsym-2017/>
- Smolinski, E., Benkmann, A., Westerhoff, P., Nguyen, V. M., Drewelow, W. & Jeinsch T. (2017). A Hardware-In-The-Loop Simulator for the Development of Medical Therapy Devices. *IFAC-PapersOnLine*, 50(1), 15050-15055. DOI: 10.1016/j.ifacol.2017.08.2517