

NGHIÊN CỨU VÀ THIẾT KẾ CẢM BIẾN CHẨN ĐOÁN BỆNH GLOCOM

RESEARCH AND DESIGN OF SENSOR FOR GLAUCOMA DIAGNOSIS

Trần Văn Linh¹, Nguyễn Thanh Hà¹,
Lê Mạnh Long¹, Nguyễn Đắc Hải^{1,*}

DOI: <https://doi.org/10.57001/huih5804.2023.168>

TÓM TẮT

Bài báo này trình bày nghiên cứu, thiết kế cảm biến đồng phẳng kiểu điện dung đo nhãn áp mắt (áp lực nhãn cầu mắt) cho người mắc bệnh tăng nhãn áp mắt (bệnh Glacom). Cấu trúc cảm biến bao gồm hai điện cực mỏng bằng vàng được gắn ở vị trí cố định trên tấm nhựa silicon mỏng, trong đó có một điện cực đóng vai trò điện cực phát và điện cực còn lại là điện cực thu được đặt đối xứng nhau, mỗi điện cực được chia làm 5 lá mỏng hình chữ nhật có kích thước nhỏ cỡ milimet. Các lá điện cực cảm biến được gắn cố định trên 1 tấm silicon mỏng, tấm silicon mỏng này có tính đàn hồi tốt. Khi áp tấm silicon mỏng có gắn cảm biến này vào mắt người bệnh, tấm silicon sẽ đàn hồi vòng theo mắt người bệnh và điều này làm thay đổi khoảng cách các điện cực của cảm biến dẫn đến làm thay đổi điện dung của cảm biến tụ điện. Như vậy, sự thay đổi điện dung của cảm biến sẽ khác nhau tùy vào độ phồng của mắt (áp lực nhãn cầu mắt) người bệnh. Cảm biến được đề xuất có thể đo được áp lực nhãn cầu mắt đến 24mmHg.

Hoạt động của cảm biến được khảo sát bởi phương pháp phần tử hữu hạn (FEM) sử dụng phần mềm mô phỏng Ansoft Maxwell. Kết quả mô phỏng thể hiện sự thay đổi điện dung của cảm biến khi có sự thay đổi áp lực nhãn cầu mắt. Dựa trên kết quả mô phỏng này, kích thước của các điện cực của cảm biến đã được tìm ra để thiết kế cảm biến với độ nhạy cần thiết. Trong nghiên cứu này đã tìm ra kích thước của cảm biến với các tham số: độ rộng của bản cực tụ ($m = 0,6\text{mm}$), độ dày bản cực tụ ($n = 0,01\text{mm}$), độ rộng khe tụ ($k = 0,01\text{mm}$) và đường kính cảm biến ($d = 3,06\text{mm}$). Cảm biến có thể được ứng dụng trong y sinh và trong một số ứng dụng tương tự khác.

Từ khóa: Cảm biến điện dung; cảm biến điện dung hai điện cực; cảm biến đồng phẳng; cảm biến tăng nhãn áp.

ABSTRACT

This paper presents research and design of capacitive co-planar sensor to measure eye pressure (eyeball pressure) for patients with ocular glaucoma (glaucoma). The sensor structure consists of two thin gold electrodes mounted in a fixed position on a thin silicon plastic sheet, one of which acts as the emitter and the other as the receiver. Each electrode is divided into 5 rectangular thin foils with a size as small as millimeters. The sensing electrode are fixed on a thin silicon wafer, which has good elasticity. When pressing the thin silicon sheet with this sensor attached to the patient's eye, the silicon sheet will elastically follow the patient's eye and this changes the distance of the sensor electrodes leading to a change in the capacitance of the sensor. Thus, the change in capacitance of the sensor will be different depending on the bulge of the eye (eyeball pressure) of the patient. The proposed sensor can measure ocular pressure up to 24mmHg.

The sensor's operation was investigated by finite element method (FEM) using Ansoft Maxwell simulation software. The simulation results show the change in capacitance of the sensor when there is a change in eyeball pressure. Based on this simulation result, the size of the sensor's electrodes was found to design the sensor with the required sensitivity. In this study, the size of the sensor was found with the following parameters: the width of the capacitor electrodes ($m = 0.6\text{mm}$), thickness of of the capacitor electrodes ($n = 0.01\text{mm}$), distance between capacitor electrodes ($k = 0.01\text{mm}$) and sensor diameter ($d = 3.06\text{mm}$). The sensor can be used in biomedical and other similar applications.

Keywords: Capacitive sensor; two-electrodes capacitive sensor; coplanar sensor; sensor glaucoma.

¹Trường Đại học Công nghiệp Hà Nội

*Email: haind@hau.edu.vn

Ngày nhận bài: 15/02/2023

Ngày nhận bài sửa sau phản biện: 17/7/2023

Ngày chấp nhận đăng: 15/10/2023

1. GIỚI THIỆU

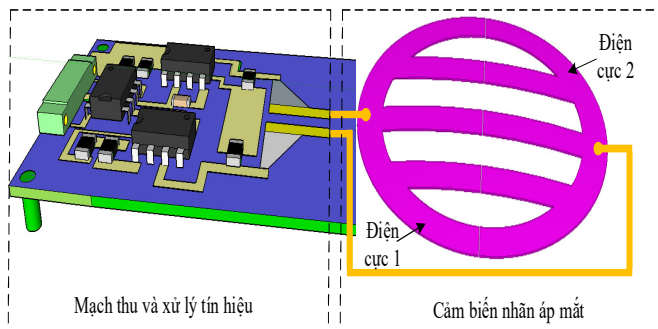
Bệnh glacom xuất hiện khi nhãn áp của mắt bệnh nhân tăng cao. Nhãn áp là áp lực phía trong nhãn cầu giúp duy trì hình dạng và cấu trúc mắt [1]. Đây là một chỉ số quan trọng, là sự cân bằng giữa quá trình sản xuất và lưu thông thủy dịch góp phần duy trì sự ổn định của nhãn áp, bất kỳ sự thay đổi

bất thường nào của nhãn áp đều gây nên những bệnh lý nguy hiểm ở mắt [1]. Trong các bệnh lý liên quan đến glacom là một bệnh lý thần kinh nhãn khoa phổ biến, tiến triển mãn tính, gây giảm thị lực không hồi phục và là nguyên nhân thứ hai gây mù sau đục thể thủy tinh trên toàn thế giới. Theo ước tính của Tổ chức Y tế Thế giới (WHO), năm 2020

thế giới có khoảng 80 triệu người bị glacom chiếm 2,86% ở những người hơn 40 tuổi trên toàn cầu, trong đó 11,2 triệu người bị mù loà. Tình trạng này xảy ra được cho là do người dân không được thăm khám mắt thường xuyên. Hạ nhãn áp đã được chứng minh giúp làm giảm quá trình tiến triển của tổn hại thị thần kinh, là chỉ định điều trị đầu tay và là mục tiêu chính trong điều trị bệnh lý glacom [2, 3]. Ngoài ra, chỉ số nhãn áp còn có ý nghĩa tham khảo trong quá trình theo dõi, điều trị, hậu phẫu các bệnh về võng mạc, giác mạc, dịch kính, thể thủy tinh [4]. Do vậy, đo nhãn áp và đo nhãn áp chính xác từ lâu đã trở thành một khám nghiệm không thể bỏ qua trong quy trình khám bệnh glacom mắt [4]. Có nhiều phương pháp và thiết bị khác nhau được sử dụng để đo nhãn áp. Trong đó, nhãn áp kế đèn dẹt - Goldmann được xem như là tiêu chuẩn vàng với kết quả đo hiện đại, chính xác, sử dụng kết hợp cùng với kính hiển vi [2, 4]. Hiện tại cũng đã có các loại nhãn áp kế khác, cho thấy nhiều ưu điểm và tiện dụng như phương pháp nhãn áp kế hơi cầm tay, nhãn áp kế Icare. Các thiết bị đo hiện đại này có độ chính xác cao nhưng giá thành cao.

Bệnh nhân glacom mắt phải thăm khám định kỳ để được bác sĩ theo dõi được tình trạng bệnh và đưa ra pháp đồ điều trị kịp thời. Hiện nay mỗi lần kiểm tra nhãn áp mắt bệnh nhân cần phải đến phòng khám để bác sĩ đo nhãn áp mà không tự đo ở nhà, điều này gây cho các bệnh nhân phải mất thời gian và chi phí khi phải đến bệnh viện thường xuyên. Với lý do này nhóm tác giả đã chọn hướng nghiên cứu về thiết kế cảm biến đo nhãn áp mắt chẩn đoán bệnh glacom ứng dụng cho việc chẩn đoán tự động. Ứng dụng được định hướng cho việc các bệnh nhân có thể tự đo nhãn áp ở nhà và kết quả đo được gửi tự động đến điện thoại hay máy tính của bác sĩ.

Cảm biến điện dung được sử dụng nhiều trong công nghệ cảm ứng cũng trong các ngành công nghiệp và trong y sinh. Không giống như cảm biến điện trở, chúng ít bị ảnh hưởng hơn với sự thay đổi nhiệt độ và nhiễu nhiệt. Cảm biến áp suất điện dung ngày nay được sử dụng trong nhiều lĩnh vực khác nhau như: ứng dụng trong điều trị bệnh tim mạch như theo dõi liên tục sức ép của tâm thất [5], cảm biến áp suất điện dung vi mô có thể được nhúng vào điện cực vòng vít để theo dõi tại chỗ áp lực giao diện giữa vòng vít được cấy ghép và mô thần kinh [6].



Hình 1. Thiết kế cảm biến đo nhãn áp mắt

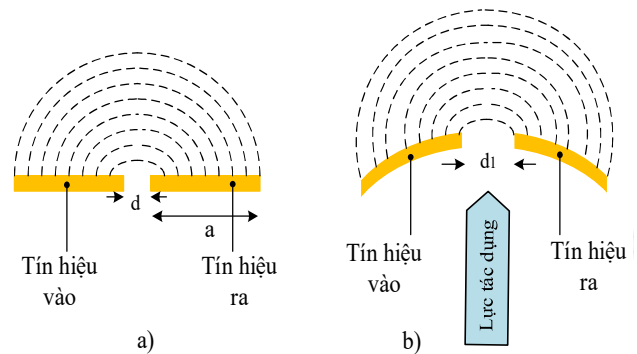
Trong bài báo này, nhóm tác giả đề xuất thiết kế cảm biến đồng phẳng kiểu điện dung đo áp lực nhãn áp mắt để

chẩn đoán bệnh glacom. Các điện cực của cảm biến được tích hợp trên một màng mỏng silicon. Màng mỏng tích hợp các điện cực cảm biến được áp vào mắt bệnh nhân, sự thay đổi độ phồng (nhãn áp) của mắt sẽ làm thay đổi điện dung của cảm biến. Từ sự thay đổi của điện dung này sẽ ước lượng được độ phồng (nhãn áp) của mắt và từ đó chẩn đoán được tình trạng bệnh.

2. CẢM BIẾN ÁP SUẤT ĐỒNG PHẪNG KIỂU ĐIỆN DUNG

Cảm biến áp suất kiểu điện dung có nguyên lý hoạt động dựa vào giá trị của điện dung tụ điện để xác định áp suất tác động.

Nguyên lý hoạt động của áp kế điện dung là điện dung của tụ cảm biến được thay đổi bằng cách thay đổi khoảng cách của cực tụ. Khi có áp suất tác động vào lớp màng làm lớp màng bị biến dạng và dịch chuyển bản cực lại gần nhau hoặc kéo bản cực ra xa làm giá trị điện dung thay đổi, dựa vào sự thay đổi điện dung này ta xác định được áp suất cần đo.



Hình 2. Cảm biến điện dung đồng phẳng

a) cảm biến khi chưa có lực tác động; b) Cảm biến khi có lực tác động

Tụ có hai bản cực được đặt trong một môi trường điện môi đồng nhất với hằng số điện môi ϵ_r và hai bản cực là đồng phẳng cách nhau bởi một khoảng cách d như hình 2(a) có điện dung được tính theo công thức 1 [7]:

$$C = \frac{2\epsilon_r \epsilon_0 l}{\pi} \ln \left[\left(1 + \frac{a}{d/2} \right) + \sqrt{\left(1 + \frac{a}{d/2} \right)^2 - 1} \right] \quad (1)$$

Với ϵ_0 là hằng số điện môi chân không, l là chiều dài và k là chiều rộng của cặp điện cực.

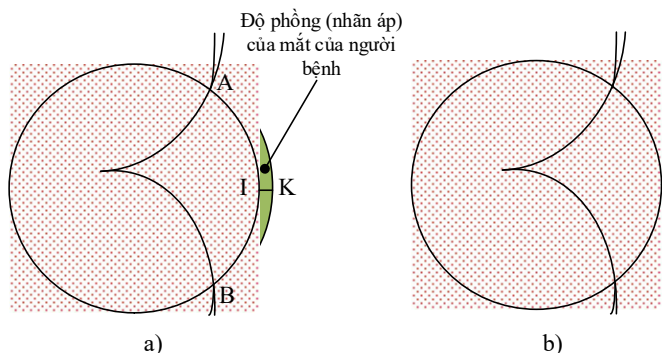
Khi có một lực tác động vào hai điện cực của tụ đồng phẳng làm hai điện cực cong vồng lên và làm cho khe giữa hai điện cực tăng lên, lúc này khoảng cách của khe điện cực được thay đổi từ d thành d_1 (hình 2 (b)). Vậy khi có lực tác động thì $d_1 > d$ nên giá trị điện dung của tụ bị giảm xuống.

Khi nhấn cảm biến vào mắt bệnh nhân, cảm biến sẽ thay đổi độ võng nhiều hay ít theo mắt bệnh nhân. Khi mắt bệnh nhân võng ít (nhãn áp của mắt nhỏ, không bị bệnh) thì khoảng cách giữa hai điện cực cảm biến (d) nhỏ và điện dung của cảm biến là lớn. Khi mắt bệnh nhân võng nhiều (nhãn áp của mắt lớn, bị bệnh) thì khoảng cách giữa hai điện cực cảm biến (d) lớn và điện dung của cảm biến là nhỏ. Như vậy căn cứ vào sự thay đổi của giá trị điện dung của cảm biến

thay đổi ta có thể chuẩn đoán được tình trạng bệnh glacom của bệnh nhân.

3. THIẾT KẾ CẢM BIẾN

Một người trưởng thành có đường kính mắt vào khoảng 24 - 25mm. Để đo nhãn áp, Goldmann đã chọn diện tích tiếp xúc có diện tích cố định là 7,354mm² ứng với đường kính là 3,06mm tương ứng với cung AB trên hình 3 [1].



Hình 3. Hình học của mắt khi mắc bệnh (a) và mắt bình thường (b)

Nhãn áp của người Việt Nam bình thường đo bằng thiết bị NAK Maklakov loại 10g là 19mmHg ± 2,5mmHg, người bị bệnh có nhãn áp từ 22mmHg đến 24mmHg [1]. Người bình thường có nhãn áp là 19mmHg tương ứng với điểm I trên hình 3, tương tự người bị bệnh có nhãn áp cao nhất đến 24mmHg mắt có điểm phồng cao nhất tại điểm K trên hình 3. Độ phồng (nhãn áp) của mắt của người bình thường và người mắc bệnh được thể hiện qua độ dài đoạn IK trên hình 3 và bảng 1.

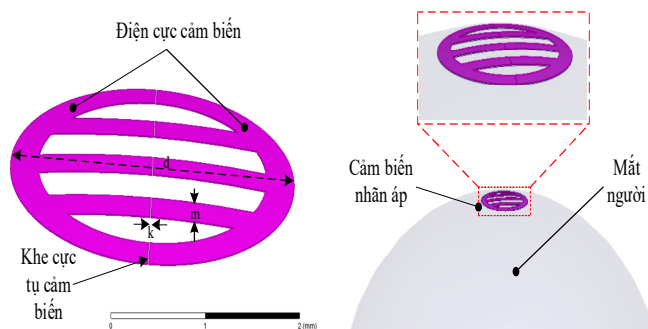
Bảng 1. Độ phồng của mắt bệnh nhân tương ứng với nhãn áp

Độ phồng của mắt người bệnh (độ dài đoạn IK) (μm)	Trị số nhãn áp mắt người bệnh (mmHg)
0	19
5,1546	20
10,3092	21
15,4638	22
20,6183	23
25,7729	24

Như vậy để khảo sát trị số nhãn áp mắt theo mmHg thì nhóm nghiên cứu sẽ khảo sát độ phồng của mắt (tương ứng độ dài đoạn IK) trong bảng 1.

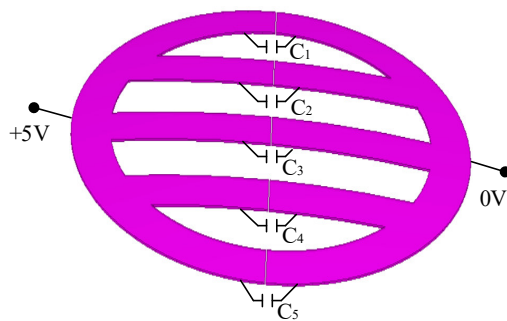
Để khảo sát độ phồng của mắt nhóm nghiên cứu đã thiết kế cảm biến điện dung với hai điện cực mỏng bằng vàng được gắn ở vị trí cố định trên tấm nhựa silicon mỏng, trong đó có một điện cực đóng vai trò điện cực phát (kích thích) và điện cực còn lại được đặt đối xứng nhau như hình 4. Các điện cực cảm biến được tạo từ chất liệu bằng vàng với kích thước như bảng 2. Các thành phần trên được đặt trong môi trường không khí với hằng số điện môi là 1,0006. Điện cực và màng mỏng silicon được gắn cố định với nhau, màng mỏng silicon có tính đàn hồi cao. Khi điện cực được áp vào mắt người bị bệnh, điện cực sẽ bị cong vồng lên làm cho khoảng cách khe

tụ cảm biến tăng lên và sẽ làm giảm điện dung của tụ cảm biến. Căn cứ vào sự thay đổi của giá trị điện dung của tụ cảm biến ta sẽ xác định được tình trạng của bệnh nhân.



Hình 4. Thiết kế cảm biến điện dung đo nhãn áp mắt

Cảm biến được tạo bởi hai cực tụ được gắn trên một màng mỏng, mỗi cực tụ được chia thành các lá nhỏ để dễ dàng cong theo hình dạng mắt bệnh nhân. Các lá nhỏ của hai cực tụ được đặt cách nhau một khoảng nhỏ và tạo ra 5 tụ được mắc song song (hình 5).



Hình 5. Các tụ điện được tạo ra từ các lá cực tụ

Điện dung tương đương của 5 tụ thành phần được tính bởi công thức:

$$C_{td} = C_1 + C_2 + C_3 + C_4 + C_5 \tag{2}$$

Cảm biến được thiết lập theo kích thước ban đầu như trong bảng 2.

Bảng 2. Các tham số thiết kế ban đầu của cảm biến

Tham số	Giá trị (mm)
Đường kính cảm biến (d)	3,06
Độ rộng khe tụ (k)	0,01
Độ rộng bản cực tụ (m)	0,10
Độ dày bản cực tụ (n)	0,01

4. THIẾT LẬP MÔ PHÒNG

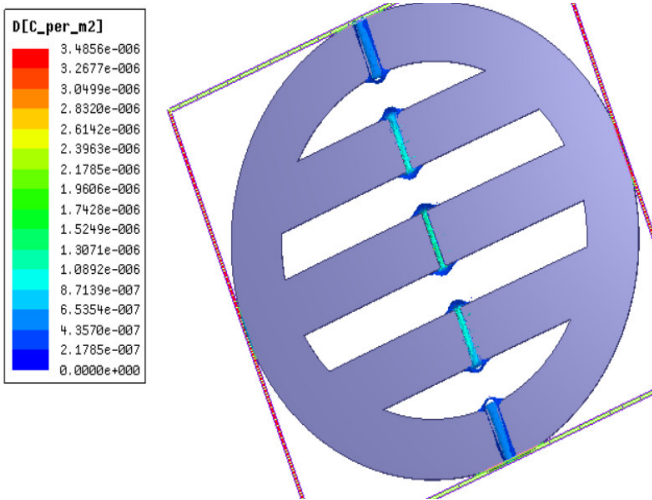
Hoạt động của cảm biến được khảo sát bởi phương pháp phần tử hữu hạn (FEM - Finite Element Method) và sử dụng phần mềm mô phỏng Ansoft Maxwell 3D.

Bảng 3. Các tham số dùng trong mô phỏng cảm biến

Thành phần hệ thống của cảm biến	Chất liệu	Hằng số điện môi	Độ dẫn điện (s/m)
Mắt người	Tế bào chứa nước	81	41.10 ⁶

Môi trường đặt hệ thống	Không khí	1,0006	0
Tấm silicon mỏng	silicon	11,9	0
Điện cực	vàng	1	0,01

Cảm biến được thiết kế gồm một tấm silicon tròn, hai điện cực bằng vàng, mỗi điện cực được thiết kế chia làm 5 lá nhỏ, các lá nhỏ được đặt cố định trên tấm silicon cách nhau một khoảng nhỏ để tạo thành khe tụ. Điện thế 5V được đặt vào điện cực kích thích, điện cực thu được đặt điện thế là 0V. Các tham số của vật liệu sử dụng trong hệ thống cảm biến được trình bày trong bảng 3. Hình 6 thể hiện sự phân bố điện trường khi mô phỏng với phần mềm Ansoft Maxwell 3D. Sự phân bố điện trường tập trung nhiều ở giữa các điện cực (hình 6).



Hình 6. Hình ảnh phân bố điện trường của cảm biến

5. MÔ PHỎNG

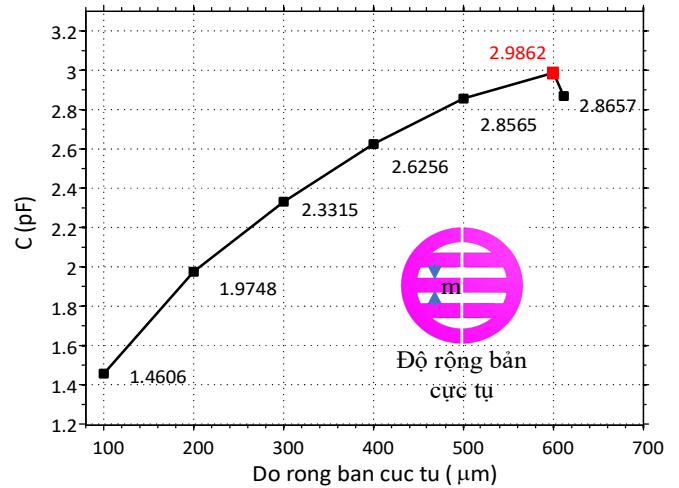
Khi đặt cảm biến áp sát vào mắt của bệnh nhân, các điện cực của cảm biến sẽ võng lên và làm thay đổi khoảng cách giữa các điện cực tạo ra sự thay đổi điện dung ΔC . Như vậy sự thay đổi giá trị điện dung nhiều hay ít phụ thuộc vào độ phẳng của mắt. Ngoài ra độ nhạy của cảm biến còn phụ thuộc vào độ rộng bản cực tụ và khoảng cách ban đầu giữa hai điện cực. Trong nghiên cứu này, các khảo sát về độ rộng bản điện cực, khảo sát về khoảng cách các điện cực để tìm ra kích thước, khoảng cách tối ưu cho độ nhạy tốt nhất sẽ được trình bày. Các tham số trong bảng 1 ở trên là độ dày bản cực tụ (n) được giữ cố định, khoảng cách khe tụ (k) và kích thước độ rộng của bản cực tụ (m) sẽ lần lượt được thay đổi.

5.1. Khảo sát các tham số kích thước của cảm biến

5.1.1. Khảo sát mối liên hệ giữa độ rộng bản cực tụ cảm biến (m) và sự thay đổi chênh lệch điện dung

Thiết lập các tham số của cảm biến như trong bảng 3 và thay đổi lần lượt độ rộng bản cực tụ. Sự thay đổi chênh lệch điện dung của cảm biến thu được ứng với từng độ rộng bản cực tụ thể hiện trên đồ thị hình 7.

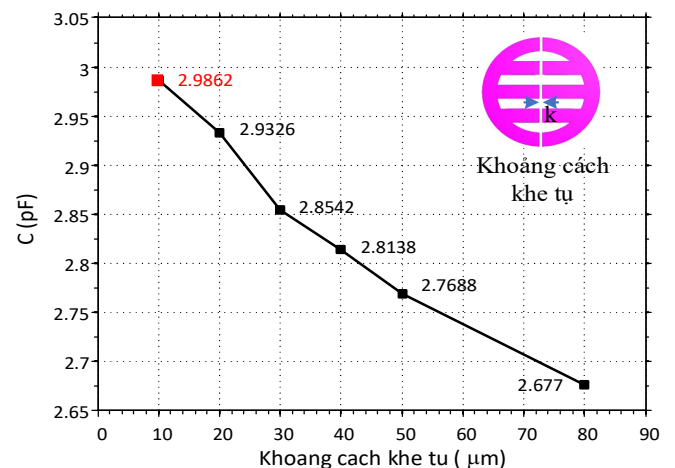
Theo kết quả mô phỏng như trên đồ thị hình 7, ta chọn được chiều rộng bản cực tụ là 600 μ m cho sự thay đổi điện dung của cảm biến là lớn nhất đạt 2,9862pF.



Hình 7. Mối liên hệ giữa điện dung và độ rộng bản cực tụ (μ m)

5.1.2. Khảo sát mối liên hệ giữa khoảng cách khe tụ (k) và sự thay đổi chênh lệch của điện dung

Thiết lập các tham số của cảm biến như trong bảng 3 và độ rộng bản cực tụ tối ưu tìm được trong mô phỏng trước (600 μ m), đồng thời thay đổi khoảng cách giữa các cực tụ. Sự thay đổi điện dung của cảm biến thu được ứng với từng khoảng cách giữa các cực tụ được trình bày trên đồ thị hình 8.



Hình 8. Mối liên hệ giữa khoảng cách khe tụ (μ m) và điện dung thay đổi

Nhìn vào đồ thị hình 8 ta chọn được $k = 10\mu$ m, giá trị này cho sự thay đổi điện dung của cảm biến là lớn nhất đạt 2,9862pF.

5.2. Khảo sát thay đổi điện dung của cảm biến theo nhãn áp mắt

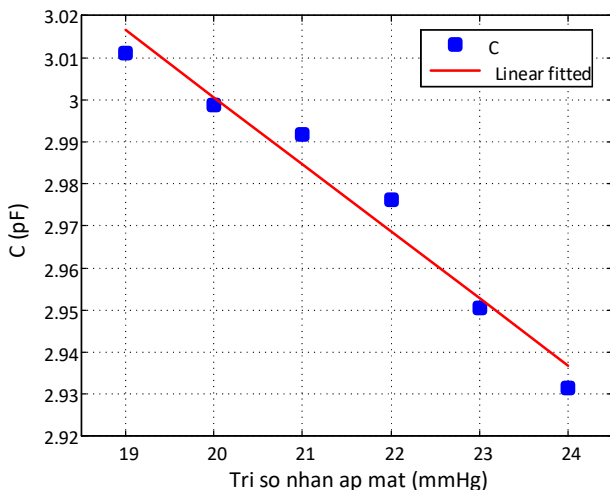
Theo kết quả khảo sát khoảng cách khe tụ và độ rộng bản điện cực, giá trị các tham số của cảm biến được tối ưu và được thể hiện trong bảng 4.

Bảng 4. Tham số của cảm biến được thiết kế tối ưu

Tham số	Giá trị (mm)
Đường kính cảm biến (d)	3,06
Độ rộng khe tụ (k)	0,01
Độ rộng bản cực tụ (m)	0,60
Độ dày bản cực tụ (n)	0,01

Bảng 5. Mối quan hệ giữa độ phồng của mắt người bệnh và điện dung

Độ phồng của mắt người bệnh (μm)	Trị số nhãn áp mắt người bệnh (mmHg)	Giá trị điện dung (pF)
0	19	3,0112
5,1546	20	2,9988
10,3092	21	2,9919
15,4638	22	2,9762
20,6183	23	2,9507
25,7729	24	2,9316



Hình 9. Điện dung thay đổi tuyến tính với trị số nhãn áp mắt

Từ hình 9 cho biết mối liên hệ giữa điện dung và độ tăng nặng của mắt bệnh nhân (độ phồng của mắt bệnh nhân). Độ phồng của mắt bệnh nhân thay đổi từ 0μm (tương ứng với trị số nhãn áp mắt người bình thường là 19mmHg) đến 25,77μm (tương ứng với trị số nhãn áp mắt người bệnh nặng là 24mmHg) so với mắt của người bình thường sẽ làm thay đổi điện dung của cảm biến trong khoảng từ 3,0112pF giảm xuống giá trị 2,9316pF. Như vậy điện dung thay đổi tuyến tính khi độ phồng của mắt bệnh nhân tăng lên từ 0μm đến 25,77μm. Từ hình 9 ta cũng có thể ước lượng được độ phồng của mắt người bệnh (độ nặng của mắt người bệnh) theo sự thay đổi của điện dung.

Kết quả mô phỏng cho thấy cảm biến đã đưa ra được kết quả điện dung thay đổi tuyến tính với trị số nhãn áp mắt trong khoảng từ 19mmHg đến 24mmHg. Vì vậy có thể dựa vào kết quả mô phỏng này để ước lượng được trị số nhãn áp mắt người bệnh, từ đó biết được tình trạng bệnh glacom mắt của người bệnh.

6. KẾT LUẬN

Bài báo đã trình bày thiết kế cảm biến đồng phẳng kiểu điện dung để đo nhãn áp mắt người bệnh Glacom. Cảm biến được thiết kế với điện cực mỏng có chất liệu bằng vàng, điện cực được gắn cố định trên tấm silicon mỏng đàn hồi tốt. Điện cực của cảm biến được đặt áp sát lên mắt bệnh nhân để đo độ phồng của mắt (đo nhãn áp mắt). Kích thước của cảm biến đã được xác định, độ rộng của bản cực tụ ($m = 0,6mm$),

độ dày bản cực tụ ($n = 0,01mm$), độ rộng khe tụ ($k = 0,01mm$) và đường kính cảm biến ($d = 3,06mm$). Kết quả mô phỏng cho thấy sự thay đổi giảm của điện dung của cảm biến từ 3,0112pF xuống 2,9316pF khi nhãn áp mắt người bệnh thay đổi từ 19mmHg đến 24mmHg. Đặc biệt, cấu trúc hoạt động dựa trên nguyên lý điện dung nên cảm biến này có thể hoạt động trong các điều kiện khắc nghiệt, phù hợp với nhiều ứng dụng khác nhau. Với kết quả này cảm biến có thể được ứng dụng trong y sinh để chẩn đoán bệnh tăng nhãn áp mắt cho bệnh nhân.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. Tran Thi Phuong Thu, 2007. *Nhan khoa can lam sang*. Medical Publishing House, Hanoi.
- [2]. David B. Elliott, 2014. *Clinical Procedures in Primary eye care - 4th edition*. Saunders Ltd.
- [3]. M. Bruce Shields, 1980. *The non-contact tonometer. Its value and limitations*. *Surv Ophthalmol* 24(4):211-9. doi: 10.1016/0039-6257(80)90042-9.
- [4]. Schwaderer K, Saga W, 1975. Non-contact tonometry by assistants. *Am J Optom Physiol Opt* 52(4):288-90. doi: 10.1097/00006324-197504000-00007.
- [5]. Hernández-Sebastián Natiely, Díaz-Alonso Daniela, Renero-Carrillo Francisco, Villa-Villaseñor Noé, Calleja-Arriaga Wilfrido, 2018. *Design and Simulation of an Integrated Wireless Capacitive Sensors Array for Measuring Ventricular Pressure*. *Sensors*, 18(9), 2781.
- [6]. Chia-Chu Chiang, Chou-Ching K. Lin, Ming-Shuang Ju, 2007. *An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications*. *Sensors and Actuators A: Physical* Volume 134, Issue 2, Pages 382-388
- [7]. J.Z. Chen, A.A. Darhuber, S.M. Troian, S. Wagner, 2004. *Capacitive sensing of droplets for microfluidic devices based on thermocapillary actuation*. *Lab Chip* 4.

AUTHORS INFORMATION

Tran Van Linh, Nguyen Thanh Ha, Le Manh Long, Nguyen Dac Hai
Hanoi University of Industry, Vietnam