

**ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI  
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ**

**NGUYỄN THỊ KIM NGÂN**

**NGHIÊN CỨU, THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO CẢM BIẾN VI  
HẠT TRONG DÒNG CHẢY CHẤT LỎNG DỰA TRÊN CẤU  
TRÚC CẶP ĐIỆN DUNG VI SAI ĐỒNG PHẪNG PHÁT  
HIỆN DẪN KHÔNG TIẾP XÚC**

Ngành : Công nghệ Kỹ thuật Điện tử, Truyền thông

Chuyên ngành : Kỹ thuật Điện tử

Mã ngành : 60520203

**LUẬN VĂN THẠC SĨ  
CÔNG NGHỆ KỸ THUẬT ĐIỆN TỬ, TRUYỀN THÔNG**

Giáo viên hướng dẫn: **PGS. TS. Chủ Đức Trình**

**HÀ NỘI - 2017**

## Lời cảm ơn

Để hoàn thành đề tài này, tôi xin chân thành cảm ơn các thầy cô giáo đã tận tình hướng dẫn, giảng dạy trong suốt quá trình học tập, nghiên cứu và rèn luyện cũng như trong quá trình thực hiện đề tài ở trường Đại học Công nghệ - ĐHQGHN. Tôi xin cảm ơn các thầy cô giáo đã có những ý kiến đóng góp và động viên kịp thời giúp tôi hoàn thành luận văn này. Trong quá trình thực hiện luận văn không thể tránh khỏi những sai sót, tôi rất mong nhận được những ý kiến đóng góp của quý thầy cô và tất cả các bạn đọc để tôi có thể tiếp tục phát triển và hoàn thiện đề tài này.

Luận văn này được thực hiện trong khuôn khổ của đề tài hợp tác song phương nghị định thư “Phát triển hệ thống vi lỏng kết hợp aptamer và cảm biến trở kháng nhằm phát hiện tế bào ung thư”, mã số NDT.15.TW/16.

**Hà Nội, tháng 11, 2017**

**Nguyễn Thị Kim Ngân**

**Lời cam đoan**

Tôi xin cam đoan đề tài “**Nghiên cứu, thiết kế và chế tạo cảm biến vi hạt trong dòng chảy chất lỏng dựa trên cấu trúc cặp điện dung vi sai đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc**” do PGS.TS. Chử Đức Trình hướng dẫn là công trình nghiên cứu của tôi, không sao chép các tài liệu hay công trình của người nào khác.

Tất cả những tài liệu tham khảo phục vụ cho đề án này đều được nêu nguồn gốc rõ ràng trong danh mục tài liệu tham khảo và không có việc sao chép tài liệu hoặc đề tài khác mà không ghi rõ về tài liệu tham khảo.

**Hà Nội, tháng 11, 2017**

**Nguyễn Thị Kim Ngân**

## Mục lục

Lời cảm ơn.....	i
Lời cam đoan .....	ii
Mục lục .....	1
Danh mục hình vẽ.....	2
Danh mục bảng biểu.....	4
Tóm tắt luận văn.....	5
Danh mục các ký hiệu và chữ viết tắt.....	6
MỞ ĐẦU .....	7
Tổng quan.....	7
Mục tiêu của đề tài .....	10
<b>CHƯƠNG 1:  CẢM BIẾN ĐIỆN DUNG VI SAI ĐỒNG PHẪNG VÀ ỨNG DỤNG</b>	<b>11</b>
1.1.  Cảm biến điện dung.....	11
1.2.  Một số ứng dụng của cảm biến điện dung.....	13
1.3.  Nguyên lý hoạt động cơ bản của cấu trúc C4D.....	14
1.4.  Cảm biến điện dung vi sai đồng phẳng .....	21
<b>CHƯƠNG 2:  THIẾT KẾ, CHẾ TẠO CHIP LỖNG TÍCH HỢP CẢM BIẾN ĐIỆN DUNG ĐỒNG PHẪNG KHÔNG TIẾP XÚC</b> .....	<b>22</b>
2.1.  Thiết kế mô phỏng cảm biến điện dung đồng phẳng .....	22
2.2.  Quy trình chế tạo dựa trên công nghệ vi chế tạo.....	25
2.3.  Công nghệ in 3D tạo mẫu nhanh (3D printing).....	28
<b>CHƯƠNG 3:  KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN</b> .....	<b>32</b>
3.1.  Kết quả mô phỏng.....	32
3.2.  Kết quả chế tạo bằng công nghệ vi chế tạo .....	34
3.3.  Kết quả chế tạo bằng công nghệ in 3D.....	37
3.4.  Thiết lập hệ thống đo .....	38
3.5.  Kết quả đo thực nghiệm và thảo luận.....	40
<b>KẾT LUẬN</b> .....	<b>42</b>
<b>DANH MỤC CÔNG TRÌNH KHOA HỌC CỦA TÁC GIẢ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN VĂN</b> .....	<b>43</b>
<b>TÀI LIỆU THAM KHẢO</b> .....	<b>44</b>

## Danh mục hình vẽ

Hình 0.1: Kích thước của các thiết bị vi cơ điện tử MEMS [2] .....	8
Hình 0.2: Nền tảng chip vi lưu của hệ thống phát hiện và phân tích dựa trên công nghệ MEMS [5].....	9
Hình 1.1: Mặt cắt của một cảm biến chạm điện dung, trong trường hợp này, tay người có vai trò như một điện cực. Cảm biến chạm điện dung được ứng dụng trong màn hình điện thoại [11]. .....	12
Hình 1.2: Tụ điện phẳng với hai điện cực song song. ....	13
Hình 1.3. Ví dụ về C4D những thiết kế sử dụng chủ yếu cho việc phát hiện vật thể [13].....	15
Hình 1.4: Thiết kế của một cấu trúc C4D đơn: (a) điện cực kích thích và điện cực cảm biến; (b) Các mạch tương đương. ....	16
Hình 1.5. Trường điện được hình thành giữa các điện cực âm và dương với độ dài rãnh khác nhau (11, 12 và 13) [30]. ....	18
Hình 1.6. Khả năng cảm biến phát hiện đặc điểm khác nhau của mẫu [30]: (a) Mật độ cảm biến, (b) Khoảng cách cảm biến, (c) kết cấu cảm biến, (d) độ ẩm cảm biến. ....	19
Hình 1.7. Một sơ đồ đơn giản của cảm biến điện dung dựa theo LoC [8]. ....	20
Hình 2.1: Cấu trúc cảm biến điện dung đồng phẳng không tiếp xúc đề xuất [29].....	23
Hình 2.2: Cấu trúc kênh dẫn tích hợp cảm biến. (a) mặt cắt dọc theo kênh dẫn; (b) mặt cắt ngang kênh dẫn. ....	24
Hình 2.3: Phân bố điện trường quanh điện cực cảm biến khi có đối tượng đi qua. ....	25
Hình 2.4: Các bước chế tạo khuôn bằng vật liệu SU-8 .....	26
Hình 2.5: Các bước chế tạo chip PDMS từ khuôn SU-8.....	26
Hình 2.6: Các bước chế tạo đế thủy tinh tích hợp cảm biến dung kháng và điện cực điều khiển DEP. ....	27

Hình 2.7: Các bước hàn gắn chip độ chính xác cao tạo hệ thống hoàn thiện. ....	27
Hình 2.8: Lĩnh vực ứng dụng sản phẩm công nghệ in 3D trên toàn thế [30]......	28
Hình 2.9: Một số thiết bị chế tạo bằng công nghệ tạo mẫu nhanh 3D printing [31]....	29
Hình 2.10: Hình ảnh của máy in Object 500 Connex3 của Stratasys. ....	30
Hình 2.11: Hình ảnh của máy in Dimatex của Fujifilm. ....	30
Hình 3.1: Điện dung thay đổi khi có đối tượng kích thước nhỏ đi qua vùng cảm biến điện dung. ....	33
Hình 3.2: Kết quả mô phỏng biểu diễn điện dung thay đổi tỷ lệ thuận với kích thước của vật thể đi qua vùng cảm biến. Điện trường phân bố giữa hai bản điện cực khi có bọt khí và hạt thiếc xuất hiện giữa hai bản cực được trình bày trong hình Inset. ....	33
Hình 3.3: Kết quả chế tạo: phiên thủy tinh 3 inch với các điện cực cảm biến. ....	34
Hình 3.4: Kết quả chế tạo. (a) kênh PDMS sau khi hàn gắn trên đế thủy tinh. (b) điện cực cảm biến được cách ly với môi trường chất lỏng nhờ lớp điện môi bằng PDMS. Điện cực vàng được để hở để hàn dây ra mạch điện đo đạc bên ngoài. (c, d) Zoom-in tại vị trí cảm biến với các kích thước kênh dẫn khác nhau. ....	35
Hình 3.5: Hình ảnh thử nghiệm chip vi lỏng với các đối tượng đo trong kênh dẫn. ...	36
Hình 3.6: Hình ảnh chip vi lỏng sau khi chế tạo và đóng gói. ....	36
Hình 3.7: Thiết kế vi lỏng kích thước khác nhau thử nghiệm công nghệ tạo mẫu nhanh - 3D printing. ....	37
Hình 3.8: Hình ảnh kênh vi lỏng chế tạo bằng công nghệ tạo mẫu nhanh - 3D printing. ....	38
Hình 3.9: Sơ đồ khối hệ thống điều khiển và thu thập tín hiệu.....	39
Hình 3.10: Hình ảnh thực tế hệ đo thiết lập khảo sát hoạt động của cảm biến điện dung đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc. ....	39
Hình 3.11: Kết quả đo thực nghiệm thể hiện điện áp lồi ra thay đổi khi có đối tượng là bọt khí đi qua vùng cảm biến. ....	41

## Danh mục bảng biểu

Bảng 1: Kích thước kênh dẫn chế tạo thử nghiệm .....	37
--	----

## Tóm tắt luận văn

Luận văn này trình bày thiết kế, chế tạo và thử nghiệm một hệ thống cấu trúc cảm biến vi hạt trong dòng chảy chất lỏng dựa trên cấu trúc cặp điện dung vi sai đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc. Hệ thống cảm biến được đề xuất này bao gồm một cấu trúc tụ gồm bốn vi điện cực đồng phẳng tích hợp trong kênh vi lỏng và được cách ly để tránh các điện cực tiếp xúc trực tiếp với chất lỏng trong kênh dẫn bởi một lớp điện môi. Hoạt động của cảm biến được mô phỏng bằng phương pháp phân tích các phần tử hữu hạn sử dụng chương trình Comsol Multiphysics. Bằng cách sử dụng bốn điện cực, hai tụ điện đồng phẳng được tạo ra dọc theo kênh dẫn tạo thành cặp điện dung vi sai. Với sự sắp xếp các điện cực như vậy, khi có đối tượng đi qua một cặp điện cực sẽ làm thay đổi môi trường giữa 2 bản cực xuất hiện chênh lệch điện dung giữa hai tụ điện. Chênh lệch điện dung giữa hai tụ được phát hiện từ đó có thể xác định kích thước và tính chất của đối tượng. Kết quả mô phỏng thể hiện sự thay đổi điện dung vi sai của tụ điện thay đổi khi có đối tượng đi qua vùng cảm biến. Nguyên mẫu cảm biến được chế tạo thử nghiệm dựa trên công nghệ vi cơ điện tử. Hoạt động của hệ thống bước đầu được kiểm nghiệm phát hiện đối tượng kích thước micro mét. Với những kết quả ban đầu thu được, cấu trúc cảm biến đề xuất và nghiên cứu chế tạo thử có khả năng sử dụng cho ứng dụng y sinh học trong phát hiện đối tượng kích thước nhỏ như tế bào trong kênh vi lỏng.



### Danh mục các ký hiệu và chữ viết tắt

Ký hiệu	Đơn vị/	Ý nghĩa
MEMS	Microelectromechanical systems	Hệ thống vi cơ điện tử
C4D	Capacitively Coupled Contactless Conductivity Detector	Phát hiện độ dẫn không tiếp xúc điện dung
DC4D	Diferential Capacitively Coupled Contactless Conductivity Detector	Phát hiện độ dẫn không tiếp xúc điện dung vi sai
CD-C4D	Coplanar Diferential Capacitively Coupled Contactless Conductivity Detector	Phát hiện độ dẫn không tiếp xúc điện dung đồng phẳng vi sai
DEP	Dielectrophoresist	Điện di điện môi

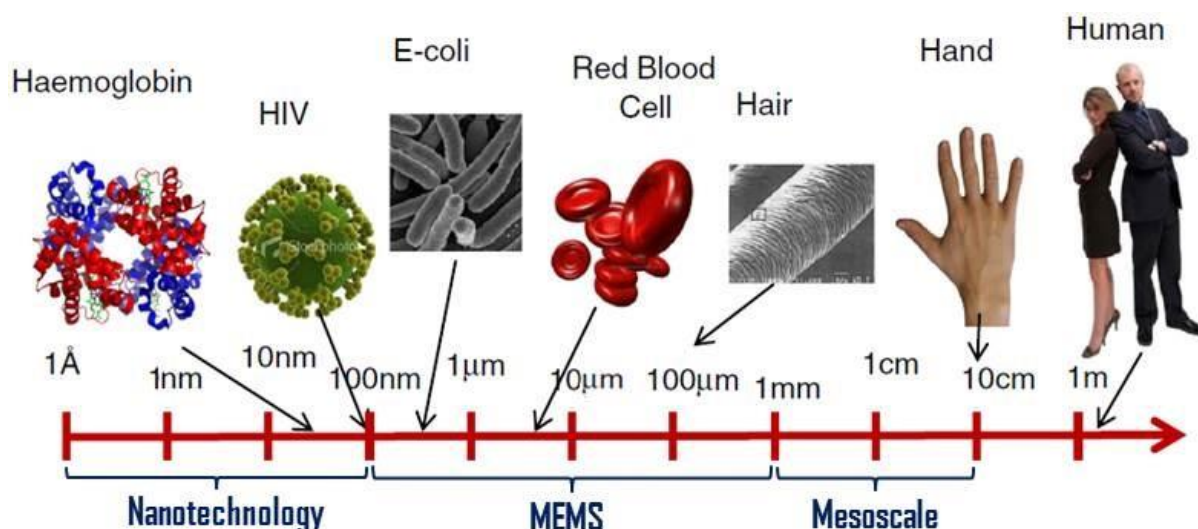
# MỞ ĐẦU

## Tổng quan

Ngày nay, với sự phát triển của khoa học kỹ thuật, nhiều công nghệ tiên tiến đã và đang được phát triển hướng đến việc thu nhỏ tiêu hình hóa các sản phẩm. Mục tiêu này dẫn đến sự phát triển nhanh chóng của một công nghệ mới gọi là công nghệ vi cơ điện tử - MEMS (Microelectromechanical Systems). MEMS là một công nghệ tích hợp các phần tử cơ học, điện tử, cảm biến và cơ cấu chấp hành trên một diện tích silicon thông thường sử dụng công nghệ vi chế tạo [1]. Các quy trình này là kết quả của việc hợp nhất các công nghệ vi mạch và vi mạch tiên tiến. Bên cạnh ưu điểm dễ thấy nhất của MEMS là kích thước nhỏ của chúng, nhiều đặc tính vượt trội khác cũng chỉ có thể có được ở các linh kiện, thiết bị dựa trên công nghệ MEMS. Kích thước nhỏ ngụ ý rằng ít vật liệu được sử dụng và ít năng lượng hơn được tiêu thụ. Kích thước nhỏ của chúng cho phép xây dựng các mảng số lượng lớn tới hàng trăm linh kiện, cơ cấu trên một con chip đơn. Ngoài ra, lợi thế nổi bật của MEMS là yếu tố giá thành. Bằng cách có thể sản xuất hàng nghìn thiết bị trên mỗi phiến silicon riêng lẻ, chi phí cho mỗi đơn vị có thể được giảm xuống mức giá phải chăng, dễ dàng được chấp nhận bởi thị trường. Thiết bị MEMS đang nhanh chóng đi vào mọi khía cạnh của cuộc sống hiện đại. Các thiết bị tương lai đang trở nên nhỏ hơn, chính xác hơn và nhanh hơn, và công nghệ MEMS đang giúp phát triển xu thế công nghệ này [2]. MEMS đã tạo ra ngày càng nhiều hơn giá trị gia tăng trong nhiều lĩnh vực ứng dụng. Các cấu trúc vi mô có thể tìm thấy trong các ứng dụng khác nhau trong các hệ thống quang học, hệ

thống truyền thông, các thiết bị RF, trong phân tích và chẩn đoán trong lĩnh vực sinh học...

Trên thực tế, các ứng dụng phổ biến nhất của MEMS là ứng dụng trong các cảm biến. Cảm biến MEMS đã trở nên đa dạng trong các ứng dụng và có thể được tìm thấy gần như ở khắp mọi nơi trong cuộc sống hàng ngày [3], [4]. Sự phổ biến của các cảm biến này chủ yếu là do những ưu điểm của các linh kiện và thiết bị MEMS. Ngoài kích thước nhỏ của chúng, cảm biến MEMS sử dụng rất ít năng lượng và có khả năng cung cấp các phép đo chính xác, độ nhạy cao mà không thể thực hiện được với các cảm biến cấu trúc vĩ mô. Nguyên lý hoạt động của cảm biến MEMS khác nhau tùy thuộc vào mục đích sử dụng và đối tượng đo. Tất cả các cảm biến đo lường sự thay đổi và các thiết bị MEMS thực hiện bằng một trong số các phương pháp phát hiện như: cơ học, quang học, điện, từ, nhiệt và hóa học. Những phương pháp này là khái quát cho hệ thống cơ bản, trong đó một thiết bị MEMS thu thập thông tin từ môi trường xung quanh.

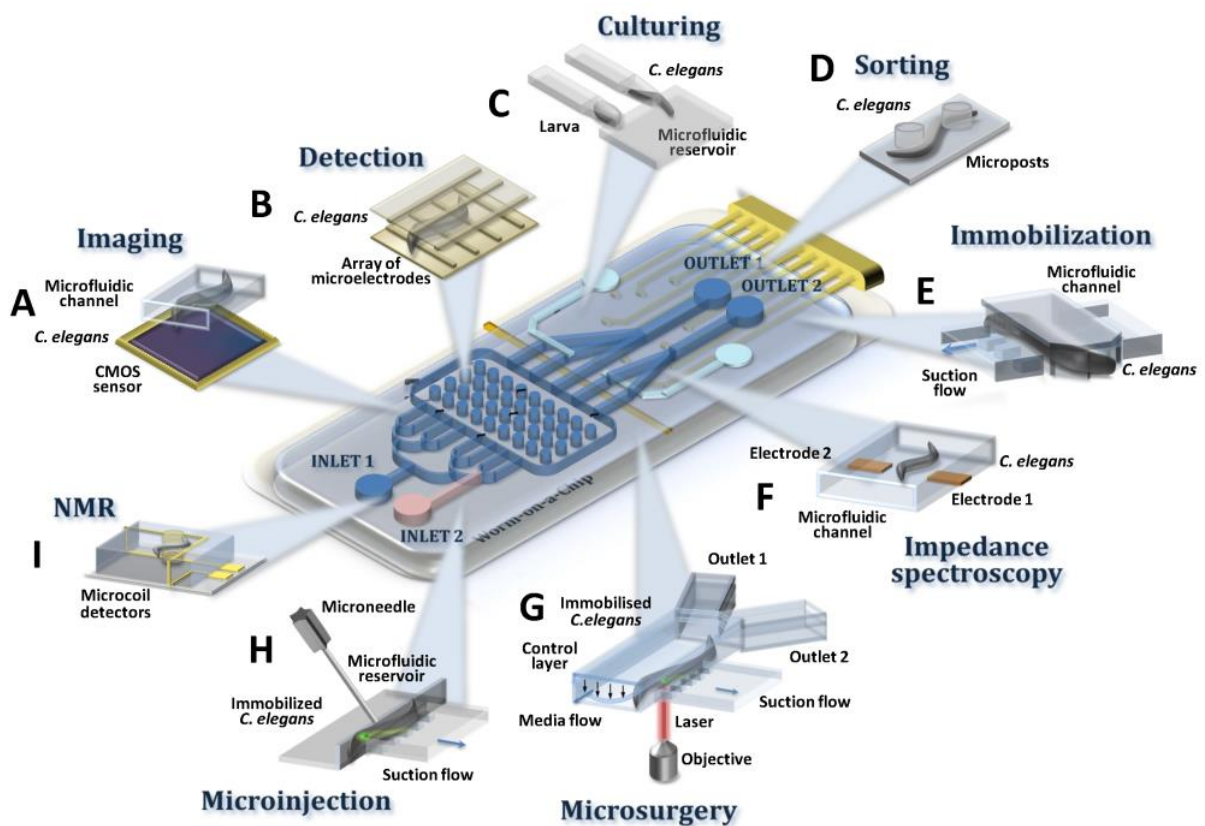


Hình 0.1: Kích thước của các thiết bị vi cơ điện tử MEMS [2]

Phát hiện sự hiện diện của các hạt lạ trong các kênh lỏng là một vấn đề đã và đang được quan tâm đầu tư nghiên cứu do tiềm năng ứng dụng của chúng trong phân tích hóa học, sinh học, dược lý học và đặc biệt trong y học. Chẳng hạn như sự xuất hiện của bong bóng khí trong mạch máu của bệnh nhân là nguy hiểm có thể gây tắc mạch và dẫn đến tử vong ngay lập tức. Bên cạnh đó, việc phát hiện các vật thể lạ trong hệ thống tuần hoàn (mạch máu) đóng một vai trò quan trọng trong chẩn đoán hoặc phát hiện sớm một số bệnh bao gồm ung thư. Trong MEMS, sự xuất hiện của một hạt trong kênh microfluidic có thể ảnh hưởng đáng kể đến phản ứng của dòng chảy như vận tốc dòng chảy, chất lượng tinh khiết chất lỏng. Hình 0.2 biểu diễn một nền tảng chip vi lưu của hệ thống phát hiện và phân tích dựa trên công nghệ MEMS [5]. Trong số các

kỹ thuật vật lý khác nhau để phát hiện các vật trong kênh chất lỏng như quang học, siêu âm, cảm biến điện dựa trên cơ chế tiếp xúc và không tiếp xúc, cảm biến điện dung được phát triển như là một kỹ thuật hiệu quả nhất.

Cảm biến điện dung đã được phát triển và ứng dụng trong nhiều lĩnh vực công nghệ do công nghệ chế tạo không phức tạp cũng như hệ thống đo đạc nhỏ gọn. Ngoài ra, có nhiều ưu điểm của cảm biến điện dung trong chế tạo vi mô và tích hợp vào các hệ thống. Phát hiện độ dẫn không tiếp xúc điện dung (C4D) là một kỹ thuật phát hiện mới đã được phát triển trong những năm gần đây và chủ yếu được sử dụng trong điện di mao quản. Các đặc tính của cảm biến C4D có cấu trúc đơn giản, dễ tiêu hình hóa và tích hợp, điện cực không bị ăn mòn do được cách ly với môi trường dung dịch. Đây là những ưu điểm vượt trội so với các cảm biến điện hóa.



Hình 0.2: Nền tảng chip vi lưu của hệ thống phát hiện và phân tích dựa trên công nghệ MEMS [5].

Các cảm biến khác nhau được xây dựng bởi các cơ chế khác nhau để phát hiện hạt và thao tác đã được báo cáo, chẳng hạn như các cấu trúc cơ học dựa trên vi kẹp cho thao tác và micro-cantilever để phát hiện [6], các hạt từ tính dựa trên từ trường gắn nhãn sinh học và thao tác [7] cũng như chùm tia sáng dựa trên trường quang học để điều khiển và phát hiện các hạt sinh học có gắn nhãn huỳnh quang [8], thao tác điện di điện môi (DEP - Dielectrophoresis) và phát hiện điện trở/điện dung [9], [10]. Trong khi đó, các thiết bị khác thường có giá thành cao, tiêu tốn năng lượng và công kênh. Trong những năm gần đây, các cảm biến điện dung MEMS đã trở thành một

trong những đối tượng nghiên cứu của nhiều nhóm nghiên cứu trên thế giới vì cấu trúc đơn giản của thiết kế và chế tạo, hệ thống thiết bị đo đặc gọn nhẹ và dễ vận hành và giá thành thấp. Chúng bao gồm nhiều cảm biến có khả năng phát hiện sự hiện diện của các hạt, mô hoặc các tế bào trong kênh chất lỏng.

### **Mục tiêu của đề tài**

Luận văn này trình bày thiết kế, chế tạo và thử nghiệm một hệ thống cấu trúc cảm biến vi hạt trong dòng chảy chất lỏng dựa trên cấu trúc cặp điện dung vi sai đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc hướng tới áp dụng cho các ứng dụng trong y sinh học. Hệ thống cảm biến được đề xuất này bao gồm một cấu trúc tụ gồm các vi điện cực đồng phẳng với lớp điện môi bảo vệ tích hợp trong kênh vi lỏng. Một số mục tiêu cụ thể như sau:

- + Nghiên cứu, thiết kế, cảm biến điện dung vi lỏng dựa trên công nghệ vi cơ lỏng
- + Mô phỏng hoạt động cảm biến điện dung vi lỏng không tiếp xúc phát hiện các đối tượng kích thước vi hạt
- + Xây dựng quy trình chế tạo thử nghiệm và đo thử hệ thống kênh dẫn vi lỏng tích hợp cảm biến điện dung dựa trên công nghệ vi chế tạo
- + Chế tạo nguyên mẫu hệ thống cảm biến và thử nghiệm hoạt động

# CHƯƠNG 1: CẢM BIẾN ĐIỆN DUNG VI SAI ĐỒNG PHẪNG VÀ ỨNG DỤNG

## 1.1. Cảm biến điện dung

Tụ điện hình thành khi các vật dẫn điện ngăn cách bởi vật liệu cách điện (hay điện môi). Tụ phẳng là loại tụ đơn giản nhất, nó có cấu tạo gồm hai tấm dẫn điện phẳng song song nhau, cách nhau bởi một lớp điện môi. Lớp điện môi có thể làm từ các vật liệu cách điện khác nhau như không khí, chất lỏng điện môi, mylar, polyester, polypropylene, mica, hoặc các vật liệu cách điện khác.

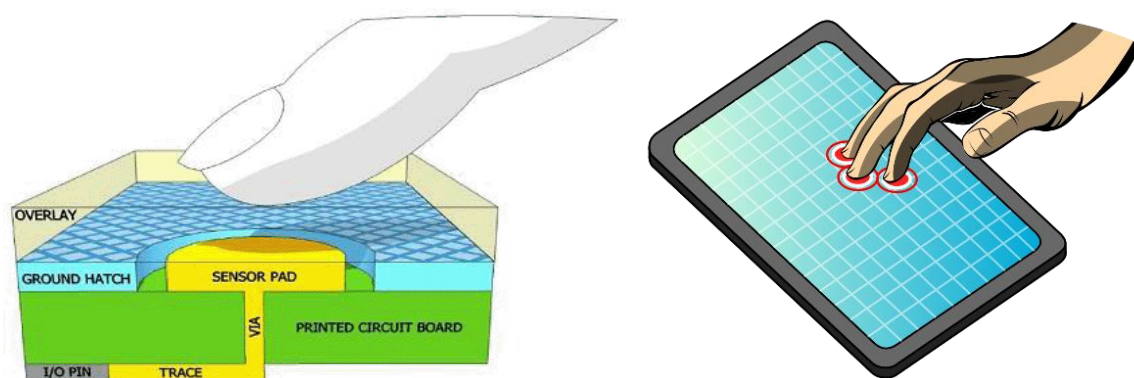
Trong kim loại dòng điện là dòng của các electron tự do, do đó, dòng điện dương chảy vào một bản cực tụ điện tương đương với một dòng electron chảy ra khỏi điện cực này. Ngược lại, trong bản cực còn lại có một dòng electron chảy vào. Khi đó, một bản cực được tích điện dương còn bản cực kia tích điện âm, tương đương với một dòng điện chạy từ bản cực này đến bản cực kia của tụ điện. Điện tích dương tích ở bản cực dương cân bằng về độ lớn với điện tích âm ở bản cực âm. Khi tụ điện tích điện thì điện áp trên hai cực tụ điện tăng lên. Như vậy, điện tích được tích lũy trên mỗi bản cực được lưu trữ trong tụ điện. Tuy nhiên, tổng điện tích trên cả hai bản cực luôn là không do số lượng các điện tích dương trên bản cực này sẽ cân bằng với số lượng điện tích âm trên bản cực kia.

Điện dung của tụ điện thể hiện sức chứa điện tích của tụ điện đó, nó có đơn vị tính là Fara (F). Một Fara tương đương với một Coulomb trên một Vôn. Một Fara là

một giá trị điện dung rất lớn. Trong thực tế, chúng ta thông thường sử dụng các tụ điện trong dải picoFara ( $1 \text{ pF} = 10^{-12} \text{ F}$ ) đến cỡ  $0,01 \text{ F}$ .  $\mu\text{F}$  và  $\text{pF}$  là hai dải đơn vị được sử dụng phổ biến trong thực tế. Các tụ điện có điện dung cỡ femtoFara ( $1 \text{ fF} = 10^{-15} \text{ F}$ ) thường là các giới hạn dưới của tụ điện trong các chip điện tử. Ngoài các tụ điện với chức năng của tụ điện thông thường, nhiều cấu trúc cảm biến cũng được thiết kế dựa trên cấu trúc của tụ điện. Cảm biến loại này được gọi là cảm biến điện dung hoặc cảm biến kiểu tụ điện. Các cảm biến tụ điện sử dụng trong công nghiệp như cảm biến độ ẩm, cảm biến vị trí, cảm biến gia tốc thường có điện dung từ dải femtoFara đến picoFara.

Cảm biến điện dung là cảm biến có cấu tạo dạng tụ điện. Điện dung của cảm biến thay đổi dựa trên sự thay đổi của các thông số trong tụ điện. Cảm biến điện dung thông thường có một trong các thông số bao gồm khoảng cách giữa hai bản cực ( $d$ ), diện tích điện cực ( $A$ ), và hằng số điện môi ( $\epsilon_r$ ) thay đổi theo các thông số môi trường và được thể hiện trên công thức sau

$$C = f(d, A, \epsilon_r) \quad (1.1)$$



Hình 1.1: Mặt cắt của một cảm biến chạm điện dung, trong trường hợp này, tay người có vai trò như một điện cực. Cảm biến chạm điện dung được ứng dụng trong màn hình điện thoại [11].

Một ứng dụng điển hình của các cảm biến điện dung đó là cảm biến chạm của các màn hình điện thoại, máy tính,... Hình 1.1 thể hiện cấu trúc của một cảm biến chạm điện dung. Khi tay người chạm vào bề mặt cấu trúc sẽ làm cho điện dung của tụ điện tương ứng thay đổi, từ đó, hệ thống xác định được vị trí của ngón tay người sử dụng trên màn hình.

## 1.2. Một số ứng dụng của cảm biến điện dung

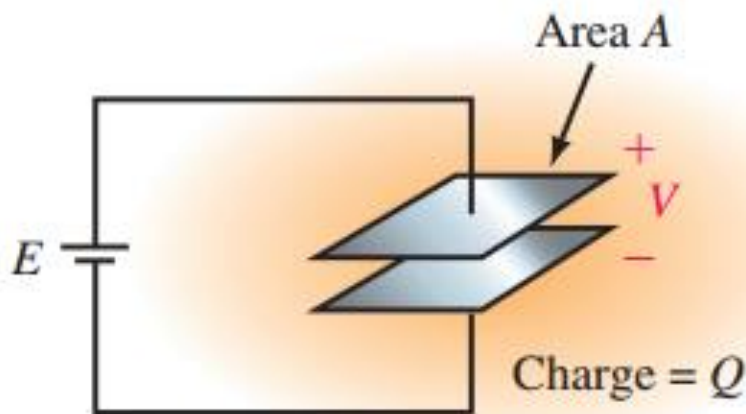
Điện dung của tụ điện giữa hai điện cực A và B được tính bởi công thức:

$$C = \frac{Q}{V} \quad (1.1)$$

Trong đó  $Q$  là điện tích trên bản cực và  $V$  là điện thế đặt vào. Điện dung  $C$  có đơn vị là Fara(F) nhưng thông thường người ta thường sử dụng các đơn vị nhỏ hơn Fara như  $\mu\text{F}$  ( $10^{-6}\text{F}$ ),  $\text{nF}$  ( $10^{-9}\text{F}$ ),  $\text{pF}$ ( $10^{-12}\text{F}$ ),  $\text{fF}$  ( $10^{-15}\text{F}$ ).

Cấu trúc đơn giản nhất của cảm biến kiểu tụ (capacitive sensor) là hai bản phẳng được đặt song song với diện tích  $A$  và khoảng cách  $d$  như hình 1.2.

Điện dung của tụ điện tỷ lệ thuận với diện tích của hai bản điện cực. Khi diện tích của điện cực tăng lên thì điện tích của được tích trên điện cũng tăng, chính vì vậy nó làm điện dung của tụ điện tăng lên.



Hình 1.2: Tụ điện phẳng với hai điện cực song song.

Khi  $d$  nhỏ hơn kích thước của bản tụ rất nhiều, giá trị điện dung của tụ điện có thể được tính xấp xỉ theo công thức:

$$C = \frac{\epsilon\epsilon_0 A}{d} \quad (1.2)$$



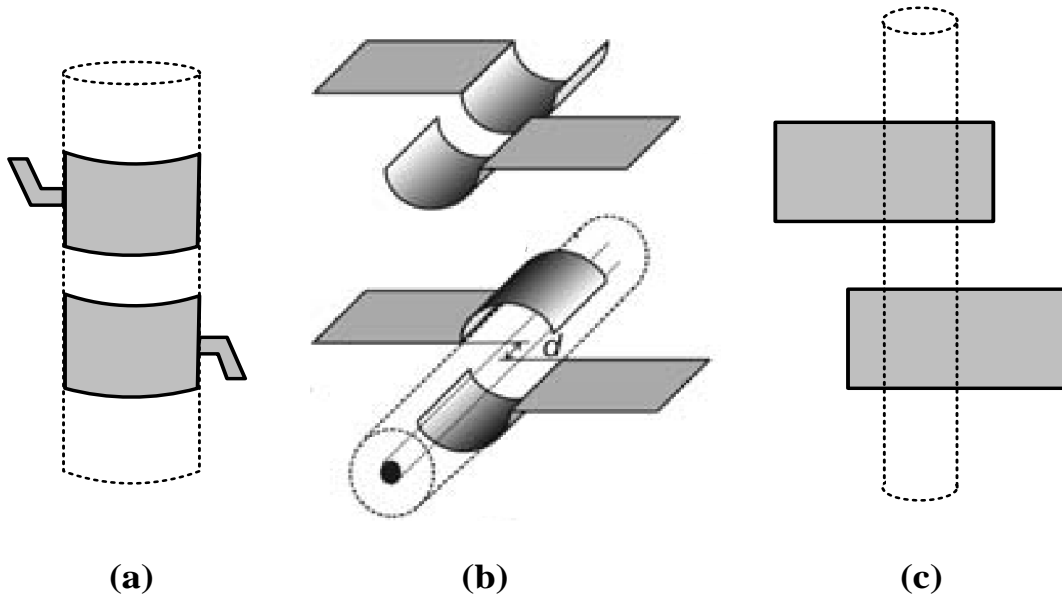
trong đó  $\epsilon_0 = 8.854E-12$  F/m là hằng số điện môi trong môi trường chân không,  $\epsilon$  là hằng số điện môi tương đối trong dung môi giữa hai điện cực. Có ba loại capacitive sensor chính dựa vào sự thay đổi các tham số  $A$ ,  $d$  và  $\epsilon$ .

Cảm biến điện dung loại  $\epsilon$ -type hoạt động dựa trên sự thay đổi chất điện môi giữa 2 bản cực làm thay đổi điện dung của tụ. Trong trường hợp này hai tham số còn lại liên quan đến kích thước của tụ điện không thay đổi. Cảm biến điện dung loại A-type hoạt động dựa trên việc diện tích bản tụ và môi trường chất điện môi là không đổi, việc thay đổi khoảng cách  $d$  giữa hai bản cực gây nên sự thay đổi điện dung của tụ. Cảm biến điện dung loại A được sử dụng rất hiệu quả trong trường hợp đo khoảng cách xa, nó ngược lại với loại  $d$ -type. Cảm biến điện dung loại  $d$ -type: giá trị của  $A$  và  $\epsilon$  là không đổi, thay đổi khoảng cách  $d$  giữa hai bản cực dẫn đến thay đổi điện dung của tụ. Cảm biến loại này rất hiệu quả trong trường hợp đo sự thay đổi trong phạm vi ngắn. Tuy nhiên độ nhạy giảm khá nhiều trong trường hợp khoảng cách tăng lên.

Trên cơ sở nguyên lý hoạt động, cảm biến điện dung được nghiên cứu phát triển nhằm nâng cao độ nhạy và phục vụ cho mục đích cụ thể. Nguyên lý hoạt động của cảm biến điện dung không tiếp xúc, cấu hình được sử dụng trong nghiên cứu này, sẽ được trình bày ở phần tiếp theo của luận văn.

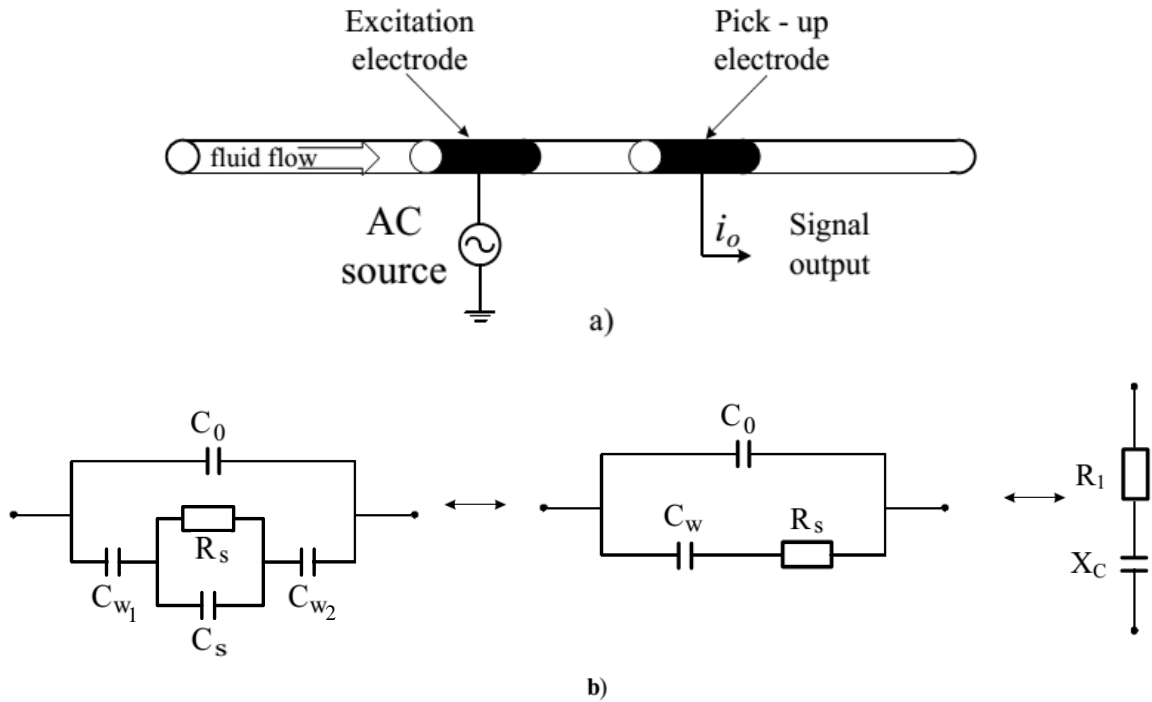
### 1.3. Nguyên lý hoạt động cơ bản của cấu trúc C4D

Hệ thống cảm biến độ dẫn điện dung không tiếp xúc (Capacitively coupled contactless conductivity detection - C<sup>4</sup>D) là cấu trúc được dùng phổ biến trong các kỹ thuật xét nghiệm sinh hóa và môi trường. Cấu trúc này cho phép phát hiện nồng độ/độ dẫn điện trong kênh lỏng hoặc mao mạch [12]. Hình 1.3 thể hiện một thiết kế điển hình của cấu trúc C<sup>4</sup>D. Ống và các điện cực bán ống (xem hình 1.3 a, b) là cấu trúc phổ biến trong các ứng dụng về dòng chảy qua, sắc ký lỏng và điện dịch mao dẫn. Cấu trúc hình học phẳng (hình 1.1c) được sử dụng nhiều trong các hệ thống vi lỏng, vi mạch chất lỏng, hoặc các hệ thống trên một chip (lab-on-a-chip).



Hình 1.3. Ví dụ về C4D những thiết kế sử dụng chủ yếu cho việc phát hiện vật thể [13].

Hình 1.4 (a) minh họa thiết kế của một bộ cảm biến thể lỏng  $C^4D$  đơn bao gồm hai điện cực. Một tín hiệu hình sin được đặt lên điện cực trái (có vai trò là điện cực kích thích – excitation electrode). Tín hiệu lối ra được lấy trên điện cực phải (có vai trò là điện cực cảm biến – pickup electrode). Cả hai điện cực ba lớp kênh lỏng tạo ra hai bản tụ qua lớp điện môi của vỏ của kênh ( $C_{w1}$ ,  $C_{w2}$ ). Tín hiệu sin được truyền từ điện cực kích thích sang điện cực cảm biến thông qua môi trường chất lỏng trong kênh dẫn. Các thay đổi về môi trường dẫn trong kênh lỏng được thể hiện trên tín hiệu lối ra. Bằng cách phân tích tín hiệu lối ra, cấu trúc  $C^4D$  này cho phép xác định được độ dẫn của chất lỏng, phát hiện được các ion chảy trong chất lỏng, các vi hạt chuyển động trong chất lỏng,...



Hình 1.4: Thiết kế của một cấu trúc C4D đơn: (a) điện cực kích thích và điện cực cảm biến; (b) Các mạch tương đương.

Mạch điện tương đương của một cấu trúc C<sup>4</sup>D đơn được thể hiện trong hình 1.4 (b). Điện trở của dung dịch dẫn điện bên trong kênh là  $R_s$  và điện dung của cấu trúc là  $C_s$ . Các tụ tường  $C_{w1}$ ,  $C_{w2}$  phụ thuộc vào độ dày và hằng số điện môi vật liệu chế tạo thành ống và kích thước của điện cực. Hai điện cực này cũng tạo ra một điện dung  $C_0$  song song dọc theo kênh lỏng. Các hiệu ứng ký sinh của điện dung rò thông thường được triệt tiêu bằng cách sử dụng bản cực nối đất [12], [14]–[16] hoặc đặt thêm một bản điện cực giữa các điện cực [17]. Để tối ưu hoạt động của các cảm biến, các cấu trúc C<sup>4</sup>D thường được thiết kế lại thông qua thay đổi các kích thước vật lý, vị trí của các điện cực, thêm một số điện cực phụ để tăng tỉ lệ tín hiệu/ nhiễu của các hệ thống.

Các trở kháng của mạch tương đương điện đầu tiên có thể được tính toán như sau:

$$Z = \frac{Z_1 Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (2.1)$$

trong đó,  $Z_1 = \frac{R_s \cdot (1/j\omega C_s)}{R_s + 1/j\omega C_s} + \frac{1}{j\omega C_{w1}} + \frac{1}{j\omega C_{w2}}$  là trở kháng của các nhánh phía dưới của mạch, và  $Z_2 = \frac{1}{j\omega C_0}$  là trở kháng xác định bởi điện dung rò  $C_0$ .

Bởi vì  $R_s \ll C_s$ , cảm biến chủ yếu hoạt động như một máy dò độ dẫn điện, các hiệu ứng của điện dung dung dịch có thể được bỏ qua, và  $C_{w1}, C_{w2}$  được đơn giản hóa đến  $C_w$ . Các mẫu phân tích trở kháng từng phần,  $Z$  được xác định bởi phương trình quen thuộc:

$$Z = R_1 + jX_C = \frac{R_s C_w^2 \omega^2 - j[\omega(C_w + C_0) + R_s^2 C_w^2 C_0 \omega^3]}{(R_s C_w C_0 \omega^2)^2 + [\omega(C_w + C_0)]^2} \quad (2.2)$$

Với  $R_1$  và  $X_C$  là những thành phần thực và ảo của trở kháng của C<sup>4</sup>D,  $R_s$  là điện trở kháng, là tần số góc, với là tần số thông thường, và là đơn vị ảo tương ứng.

Khi một điện áp xoay chiều truyền động được áp dụng cho một C<sup>4</sup>D, dòng điện phát hiện tỷ lệ thuận với độ lớn của độ dẫn nạp được thể hiện như sau:

$$|Y| = \frac{1}{\sqrt{R_1^2 + X_C^2}} = \sqrt{\frac{(C_0 + C_w)^2 \omega^2 G_s^2 + C_0^2 C_w^2 \omega^4 G_s^2}{G_s^2 + C_w^2 \omega^2}} \quad (2.3)$$

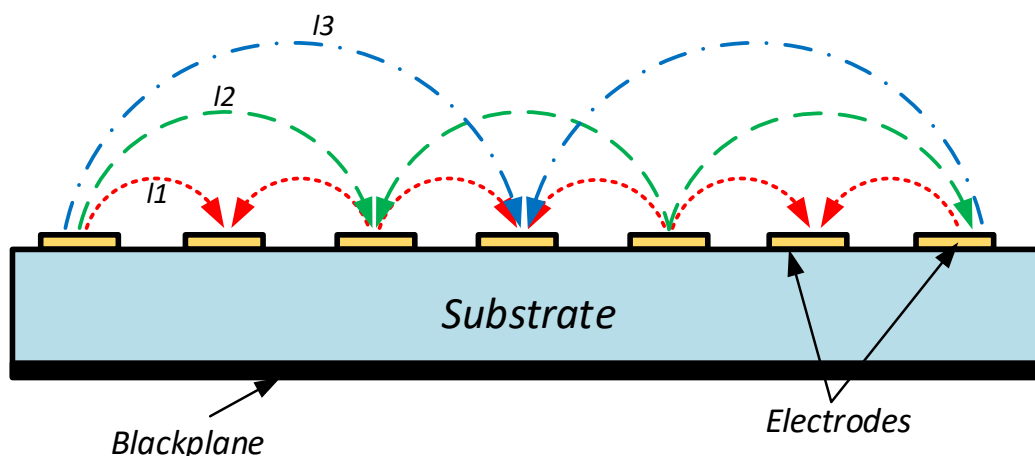
trong đó,  $G_s = 1/R_s$  là độ dẫn dung dịch. Có thể thấy rằng trong trường hợp dung dịch dẫn điện,  $G_s \gg C_w \omega$  cao thì phương trình (2.3) có thể được đơn giản hóa như sau:

$$|Y| = \frac{1}{\sqrt{R_1^2 + X_C^2}} = \sqrt{\frac{(C_0 + C_w)^2 \omega^2 G_s^2 + C_0^2 C_w^2 \omega^4 G_s^2}{G_s^2 + C_w^2 \omega^2}} \quad (2.4)$$

Trong trường hợp này chúng ta có thể bỏ qua  $G_s$ . Do đó, phương trình (2.4) cho thấy rằng giá trị chủ yếu phụ thuộc vào giá trị của điện dung tường và điện dung rò ở một tần số cụ thể. Để tăng độ nhạy của phép đo, giá trị của  $R_s$  trở kháng và điện dung tường  $C_{w1}, C_{w2}$  phải ở cùng cấp tương đương với nhau. Điều này có thể được thực hiện bằng cách tăng  $R_s$  hoặc giảm. Tuy nhiên, trong dung dịch dẫn điện cao,  $R_s$  có thể không tăng và  $G_s$  không thể giảm. Do đó, phải giảm đi bằng cách làm cho khoảng cách giữa hai điện cực trở nên dài hơn, hoặc tăng  $C_w$  bằng cách tăng chiều dài của điện cực.

Hình 1.5 cho thấy giao diện bên trong một cảm biến tụ phẳng cho thấy cách điện trường được hình thành giữa các điện cực dương và âm. Vàng (Au) được sử dụng

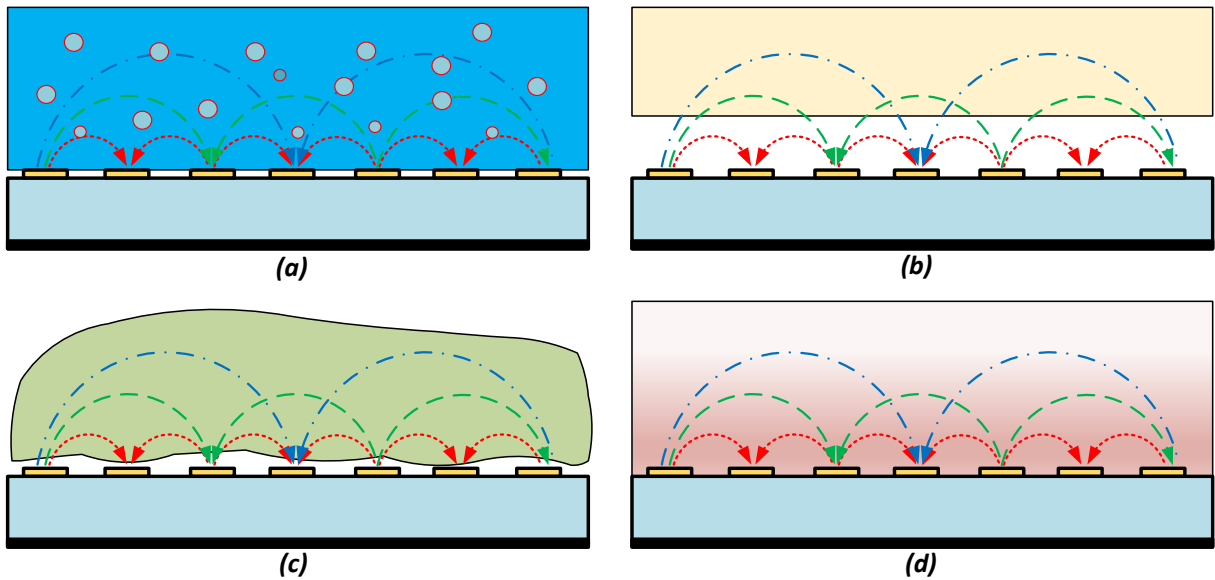
rộng rãi như các điện cực cảm biến cho các ứng dụng y sinh học do có tính tương thích sinh học. Vàng cũng là một chất dẫn điện tốt hơn nhiều so với nhôm, đồng hoặc thậm chí bạc. Điều này đã được xác định và bề mặt dẫn điện của vàng có thể là lý tưởng cho nhiều ứng dụng cảm ứng sinh học bao gồm giám sát sự tăng trưởng của vi khuẩn, phát hiện virus, và phát hiện DNA. Các lớp vàng dễ dàng có thể được chế tạo bằng công nghệ in thạch bản thương mại có sẵn trên chip CMOS sử dụng phương pháp vi cơ tương thích ở nhiệt độ thấp.



Hình 1.5. Trường điện được hình thành giữa các điện cực âm và dương với độ dài rãnh khác nhau ( $l_1$ ,  $l_2$  và  $l_3$ ) [30].

Nó được thể hiện rõ ràng trong Hình. 1.5 rằng độ sâu thâm nhập của các đường sức điện trường là khác nhau đối với chiều dài rãnh khác nhau. Chiều dài rãnh của các cảm biến điện dung thông thường là khoảng cách giữa hai điện cực liên tiếp của cùng cực. Cũng trong Hình. 1.5, có ba chiều dài rãnh ( $l_1$ ,  $l_2$  và  $l_3$ ) cho thấy độ sâu thâm nhập khác nhau tương ứng với các chiều dài rãnh của bộ cảm biến. Độ sâu thâm nhập có thể được tăng lên bằng cách tăng chiều dài rãnh, nhưng cường độ điện trường tạo ra ở các điện cực lân cận sẽ bị yếu. Cảm biến điện dung phẳng có thể được sử dụng cho các ứng dụng cảm biến khác nhau.

Hình 1.6 minh họa về khả năng cảm nhận của cảm biến điện dung phẳng. Với những khả năng cảm nhận cho đặc trưng khác nhau của mẫu, chúng ta có thể thiết kế và chế tạo cảm biến điện dung phẳng cấu trúc mới.



Hình 1.6. Khả năng cảm biến phát hiện đặc điểm khác nhau của mẫu [30]: (a) Mật độ cảm biến, (b) Khoảng cách cảm biến, (c) kết cấu cảm biến, (d) độ ẩm cảm biến.

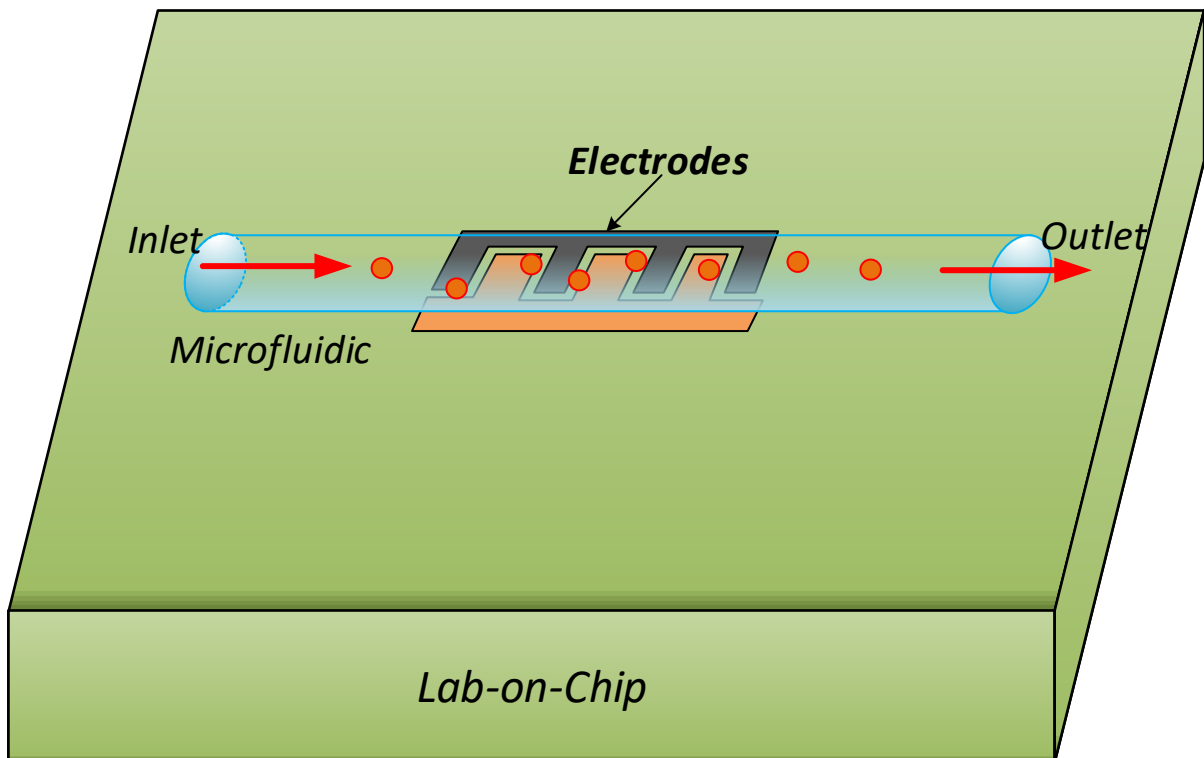
Các cảm biến điện dung thông thường làm việc thường dựa vào sự thay đổi các tham số trong cấu trúc tụ, mà kết quả là việc thay đổi điện dung của nó. Có nhiều cấu trúc cảm biến điện dung phát triển dựa trên hai cấu trúc điện cực song song. Trong chế tạo vi mô, cấu trúc cảm biến điện dung là cấu trúc chủ yếu là đồng phẳng. Điện dung của hai bản cực đồng phẳng và bán vô hạn cách nhau bởi một khoảng cách  $2a$  trong một môi trường điện môi đồng nhất của hằng số điện môi  $\epsilon_r$  có thể được xác định bằng công thức [13]:

$$C = \frac{2\epsilon_0\epsilon_r l}{\pi} \ln \left[ \left( 1 + \frac{w}{a} \right) + \sqrt{\left( 1 + \frac{w}{a} \right)^2 - 1} \right] \quad (2.5)$$

Trong đó  $\epsilon_0$  là hằng số điện môi chân không,  $l$  và  $w$  là chiều dài và chiều rộng của các cặp điện cực tương ứng. Gần đây, hầu hết các cảm biến điện dung thể lỏng dựa trên cơ chế: một sự thay đổi của điện dung gây ra bởi sự thay đổi của hằng số điện môi và tính dẫn điện của vật liệu giữa các điện cực, có thể được gây ra bởi một sự thay đổi trong kênh chất lỏng. Các điện môi là khác nhau cho mỗi chất liệu hoặc các chất lỏng khác nhau. Do đó, sự thay đổi của vật liệu bên trong kênh có thể dẫn

đến sự thay đổi của điện dung của cảm biến. Vì thế, một đối tượng trong một dòng chảy chất lỏng đồng nhất có thể dễ dàng phát hiện

Đến nay, một số kỹ thuật hiện thị điện dung với độ phức tạp khác nhau được báo cáo cho các hệ thống tự cảm biến điện dung dựa trên MEMS (MBCS) nhưng có một tài liệu cơ sở ít được công bố trên thiết kế tùy chỉnh của một bộ cảm biến điện dung trên chip cho các ứng dụng LoC. Các điện cực cảm biến này thường được thực hiện trên cùng một chip của mạch giao diện điện dung và một kênh vi lỏng được sử dụng để truyền dẫn các chất lỏng sinh học đối với mạng lưới các cảm biến như trong Hình 1.7. Tuy nhiên, một số phương pháp tạo mẫu nhanh đã cũ đã được báo cáo để phát hiện các hạt sinh học thông qua các cảm biến điện dung tạo ra ở giữa một điện cực trên chip và một điện cực giữa chip và một điện cực nổi đất trên chip.



Hình 1.7. Một sơ đồ đơn giản của cảm biến điện dung dựa theo LoC [8].

Một loạt các cảm biến điện dung trên-chip đã được chế tạo cho nhiều ứng dụng sinh học và hóa học, bao gồm phát hiện DNA, kháng thể kháng nguyên, giám sát di động, phát hiện dung môi, theo dõi tăng trưởng vi khuẩn, phát hiện lớp polyelectrolyte siêu mỏng và phát hiện các cấu tạo protein, khí hóa chất độc hại.

#### 1.4. Cảm biến điện dung vi sai đồng phẳng

Ứng dụng của cảm biến điện dung vi sai đồng phẳng (C4D) trong các hệ thống vi cơ điện tử (MEMS) đã gia tăng một cách đáng kể trong suốt nhiều thập kỷ qua do phương pháp phát hiện đơn giản và phổ biến. Bài báo cáo đầu tiên về ứng dụng C4D trong hệ thống kênh vi lỏng (microfluidic) được xuất bản vào năm 2001 bởi Guijt et al nhằm vượt qua những khó khăn thường gặp phải trong các phương pháp tiếp xúc, như sự hình thành bong bóng tại các điện cực, hiệu ứng phân cực, xói mòn nhiệt điện và sự nhiễu điện [18]. Kỹ thuật điện dung vi phân [19], với những ưu điểm loại bỏ nhiễu đồng pha trong cấu trúc C4D để cải thiện độ nhạy cảm biến là một phương pháp triển vọng để phát hiện các vật thể nhỏ, kích thước cỡ vài đến hàng chục micromet như tế bào sống.

Nhu cầu phát hiện tế bào sống đóng một vai trò quan trọng trong phương pháp chuẩn đoán nhanh, đang gia tăng đáng kể. Việc chuẩn đoán chính xác để có phác đồ điều trị sớm các bệnh ung thư làm tăng khả năng điều trị hiệu quả chống lại tế bào ung thư đã bị di căn. Việc phát hiện sớm dấu hiệu của bệnh được cho là nhân tố chính để ngăn ngừa những ca tử vong liên quan đến ung thư [20].

Tuy nhiên, công nghệ, tay nghề chuyên môn, cơ sở hạ tầng và chi phí để thực hiện một chuẩn đoán như vậy vẫn là những khó khăn để tiến hành, đặc biệt ở những nơi không được trang bị nguồn lực như các bệnh viện tuyến dưới [21]. Giải quyết vấn đề này, một số nghiên cứu đã đang được thực hiện để phát triển hệ thống kênh vi lỏng nhỏ gọn kết hợp cảm biến điện tử cho ứng dụng chuẩn đoán chính xác [22]–[26]. Trong các nghiên cứu trước, cấu trúc DC4D đã được phát triển nhờ ứng dụng kỹ thuật khác nhau để cải thiện giới hạn phát hiện độ nhạy [27], [28]. Trong nghiên cứu này, cấu trúc DC4D được cải tiến sửa đổi để có cấu trúc cảm biến C4D (CD-C4D) cho việc phát triển một nền tảng kênh vi lỏng để phát hiện các vật thể nhỏ bé hướng tới các ứng dụng phát hiện tế bào sinh vật sống.



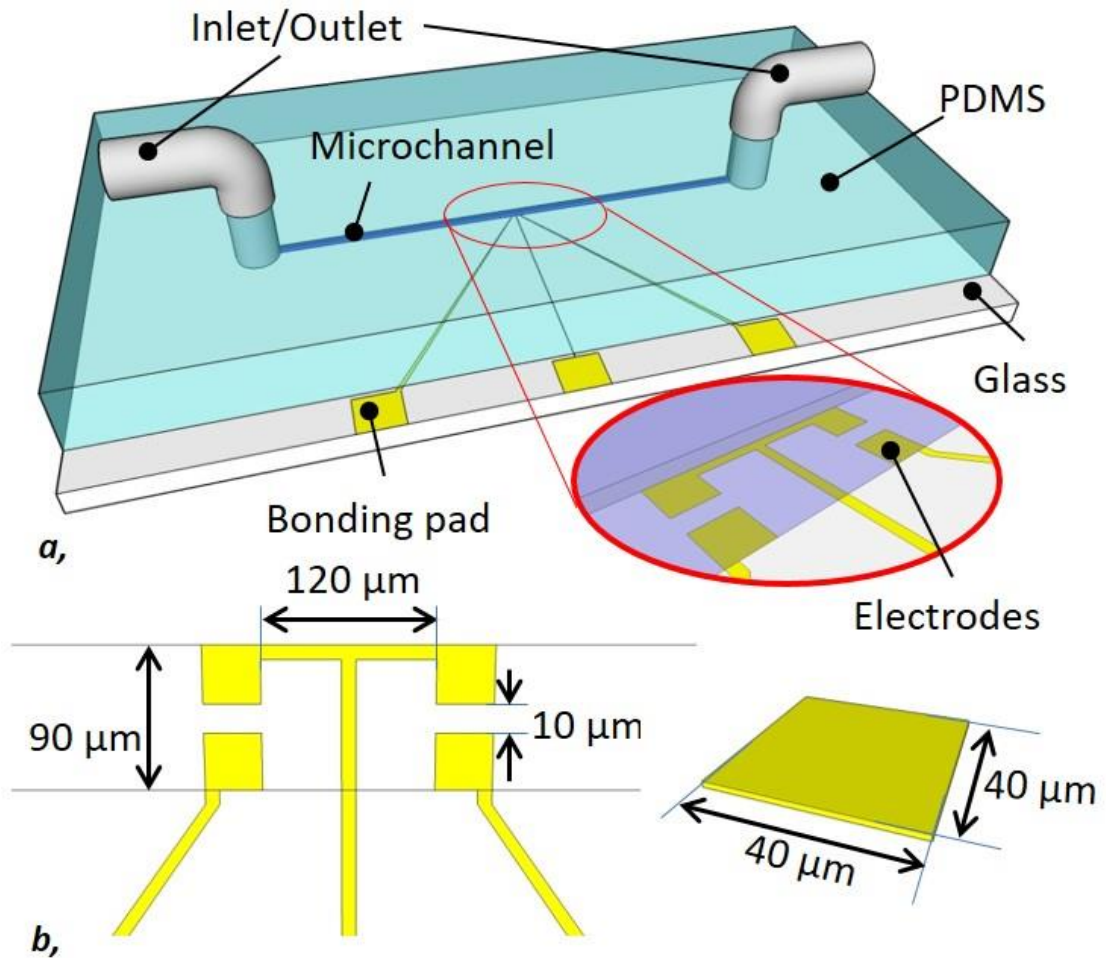
## **CHƯƠNG 2: THIẾT KẾ, CHẾ TẠO CHIP LỒNG TÍCH HỢP CẢM BIẾN ĐIỆN DUNG ĐỒNG PHẪNG KHÔNG TIẾP XÚC**

### **2.1. Thiết kế mô phỏng cảm biến điện dung đồng phẳng**

Cảm biến được đề xuất trong nghiên cứu này là một loại cảm biến điện dung kiểu  $\epsilon$ -type. Cấu trúc cảm biến này hoạt động dựa trên sự thay đổi của điện dung tương ứng với sự thay đổi của hằng số điện môi hoặc tính dẫn của phương tiện này giữa hai điện cực. Hằng số điện môi của chất điện môi khác nhau dựa theo mỗi loại vật liệu hay chất lỏng. Chính vì vậy cảm biến có thể thay đổi điện dung của nó theo như hình dạng của vật liệu khác nhau hay vật thể lạ trong môi trường đồng nhất giữa hai điện cực.

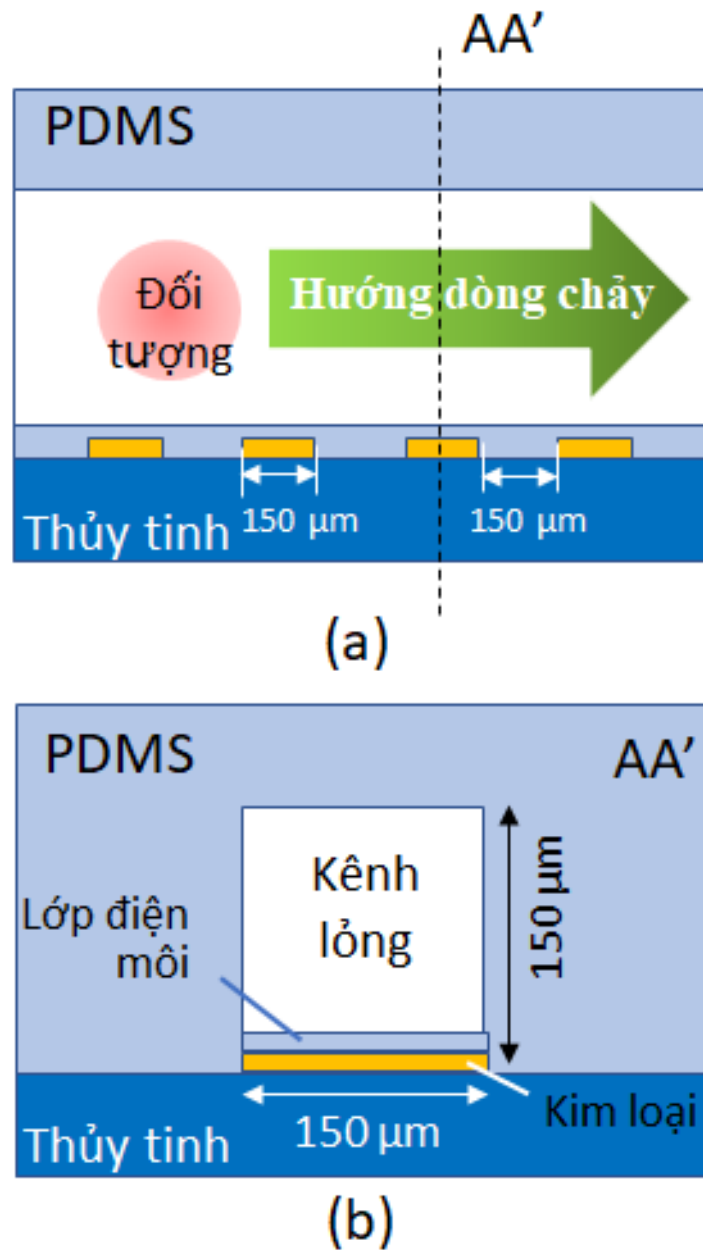
Cấu trúc cảm biến CD-C4D được đề xuất này bao gồm bốn điện cực nhỏ hình vuông được gắn vào trong microfluidic channel (hình 2.1). Kích thước của các điện cực và cấu trúc ống dẫn nhỏ được minh họa trong hình 2.1(b). Kênh microfluidic được cấu tạo từ hai bộ phận chính: kênh vi lưu trữ bằng vật liệu PDMS được sản xuất bằng cách đúc hỗn hợp PDMS sử dụng khuôn SU-8, và nền làm bằng thủy tinh với hai điện cực được tạo ra bởi quá trình quang khắc và lift-off. Các điện cực trong kênh được phủ bởi lớp  $\text{SiO}_2$ , đóng vai trò như lớp bảo vệ cách ly điện cực với môi trường

dung dịch, trước khi được hoạt hóa bề mặt bằng  $O_2$  plasma để gắn kết chặt hai phần này vào với nhau (hình 2.2).



Hình 2.1: Cấu trúc cảm biến điện dung đồng phẳng không tiếp xúc đề xuất [29]

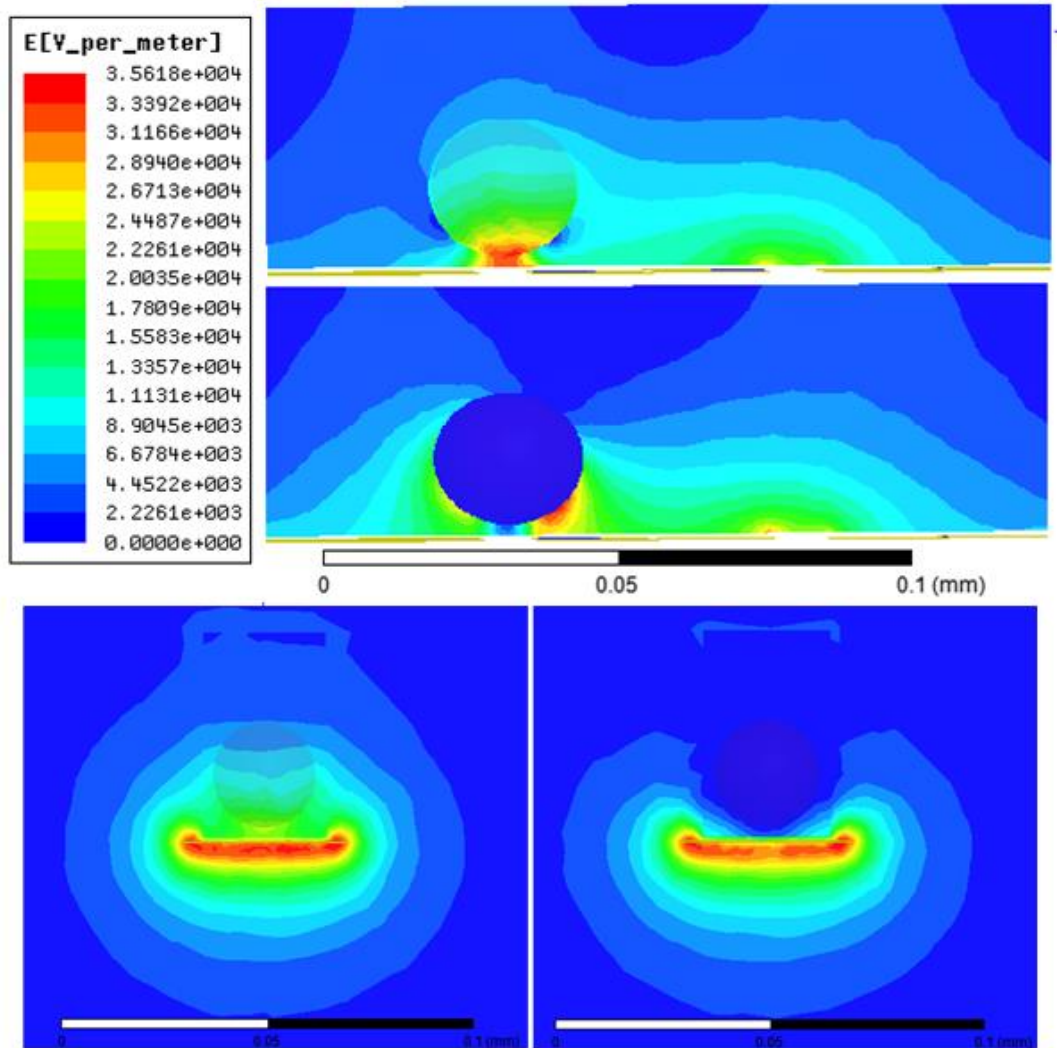
Thiết kế của DC4D gồm hai C4D đơn chung nhau điện cực kích thích. Điện cực kích thích được kích thích bằng một tín hiệu hình sin đóng vai trò như sóng mang. Sự chênh lệch về môi trường giữa hai điện cực tạo ra sự khác biệt về trở kháng của hai tụ điện, kết quả dẫn đến sự khác biệt giữa hai tín hiệu đầu vào. Tín hiệu đầu vào từ hai điện cực được khuếch đại và sau đó được lọc để loại bỏ các thành phần sóng mang. Tín hiệu đầu ra của toàn bộ hệ thống C4D cho ra kết quả khác nhau giữa hai cấu trúc C4D đơn. Với cấu trúc tụ vi sai đề xuất, nền tảng này có thể đạt được độ nhạy cao trong việc phát hiện các vật thể trong kênh dẫn nhỏ (microchannel).



Hình 2.2: Cấu trúc kênh dẫn tích hợp cảm biến. (a) mặt cắt dọc theo kênh dẫn; (b) mặt cắt ngang kênh dẫn.

Để phân tích nguyên lý làm việc của nền tảng cảm biến đề xuất, một mô hình được xây dựng và mô phỏng bằng phương pháp phần tử hữu hạn (FEM) sử dụng Comsol Mutiphysics. Sự thay đổi điện dung của tụ điện đồng phẳng được nghiên cứu khi đối tượng kích thước nhỏ di chuyển trong dung dịch qua khu vực hoạt động bên trong kênh dẫn vi lỏng. Tương quan của điện dung giữa hai tụ điện giống nhau được mô phỏng khi một vật có độ dẫn điện và hằng số điện môi khác nhau đi qua

kênh. Trong nghiên cứu này, các hạt kim loại và bột khí được đưa qua vùng cảm biến để khảo sát hoạt động của cảm biến.



Hình 2.3: Phân bố điện trường quanh điện cực cảm biến khi có đối tượng đi qua.

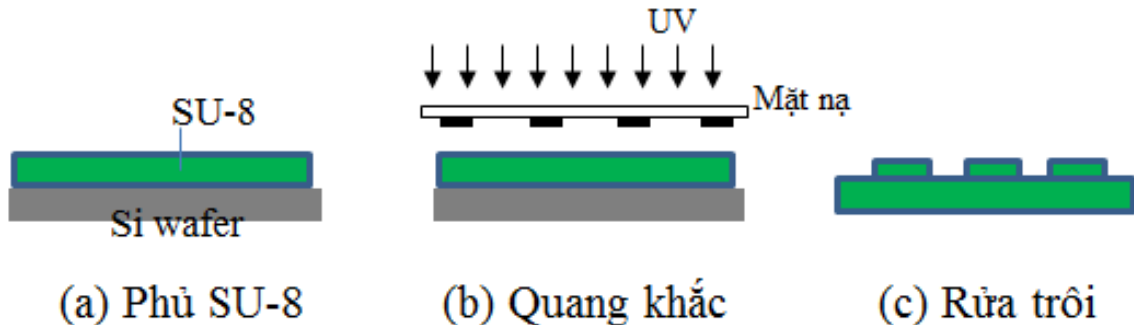
## 2.2. Quy trình chế tạo dựa trên công nghệ vi chế tạo

Các chip lỏng được chế tạo sử dụng công nghệ vi chế tạo với quy trình chế tạo được thể hiện trong các hình từ 2.4 đến 2.7. Hệ thống vi kênh PDMS được chế tạo bằng kỹ thuật quang khắc mềm (softlithography). Prepolyme PDMS và chất làm cứng (Sylgard 184, Dow Corning Corp.) đầu tiên được trộn với tỷ trọng là 10:1 và khuấy kỹ trước khi đổ vào khuôn SU-8 trên phiến bán dẫn silic. Hỗn hợp PDMS được hút chân không khử bọt khí cho đến khi không còn bọt trên bề mặt, sau đó được nung ở  $70^{\circ}\text{C}$  trong 6 giờ. Sau đó, PDMS được xử lý sẽ được tách ra khỏi

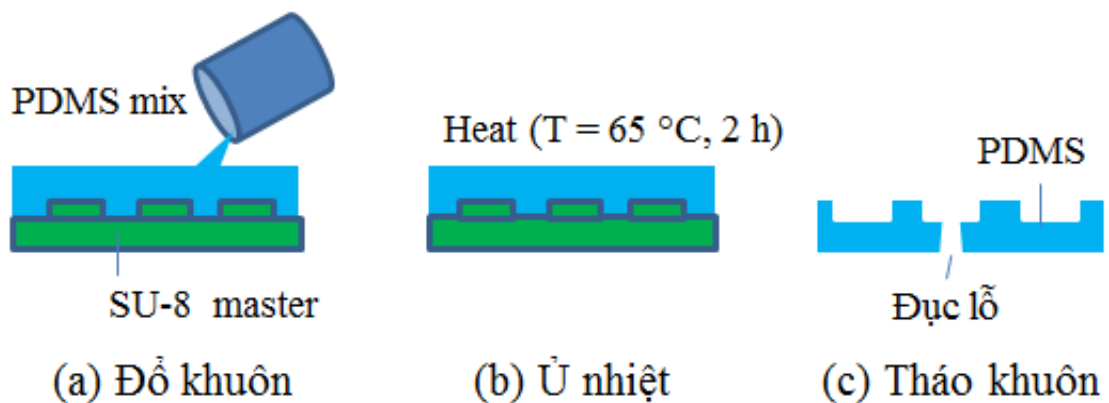
khuôn SU-8 ở nhiệt độ phòng. Các lối vào và ra được tạo ra trên bề mặt PDMS ở các vị trí đã được thiết kế bằng phương pháp đột thủ công (hình 2.4).

Hình 2.5 thể hiện các bước chế tạo để thủy tinh với điện cực vàng được bảo vệ bởi lớp SiO<sub>2</sub> cách điện. Các vi điện cực và dây dẫn cũng như vùng diện tích để hàn dây (bonding pad) được chế tạo dựa trên các kỹ thuật bốc hơi và lift-off. Một chất cảm quang âm (ZPN-1150) được quay phủ và tạo cấu trúc trên một tấm thủy tinh đường kính 3-inch (hình 2.5). Sau đó, một lớp vàng Au/Ti dày 200 nm/10nm được bốc bay, tiếp theo bởi quy trình lift-off lên để loại lớp kim loại không mong muốn. Lớp cách điện SiO<sub>2</sub> trên bề mặt của điện cực cảm ứng được tạo ra bằng kỹ thuật phun xạ (sputtering).

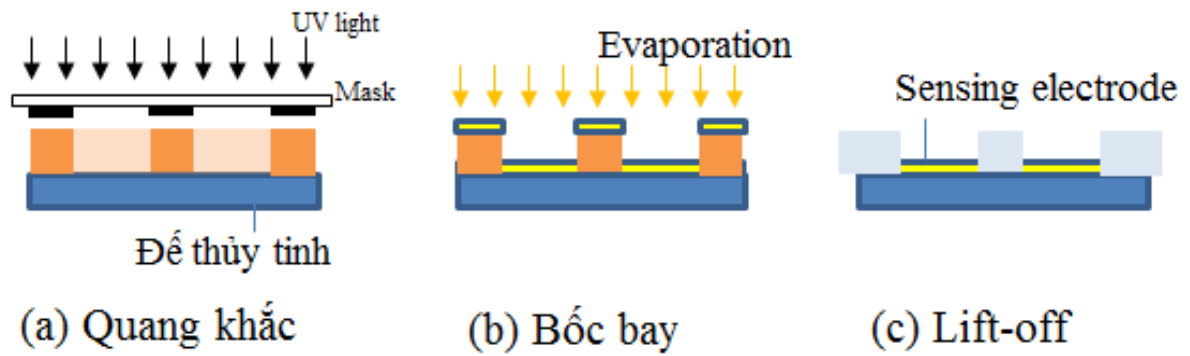
Để tạo thành một liên kết bền vững không thể đảo ngược, kênh dẫn PDMS và tấm kính được đưa vào buồng plasma oxy để xử lý bề mặt (30 giây, 50W đối với chất nền PDMS, 6 phút, 50W cho tấm kính) và quá trình tạo liên kết được thực hiện với thiết bị hàn gắn chip độ chính xác cao (CA-300ss, Bondtech Co., Ltd.) (hình 2.6) [12].



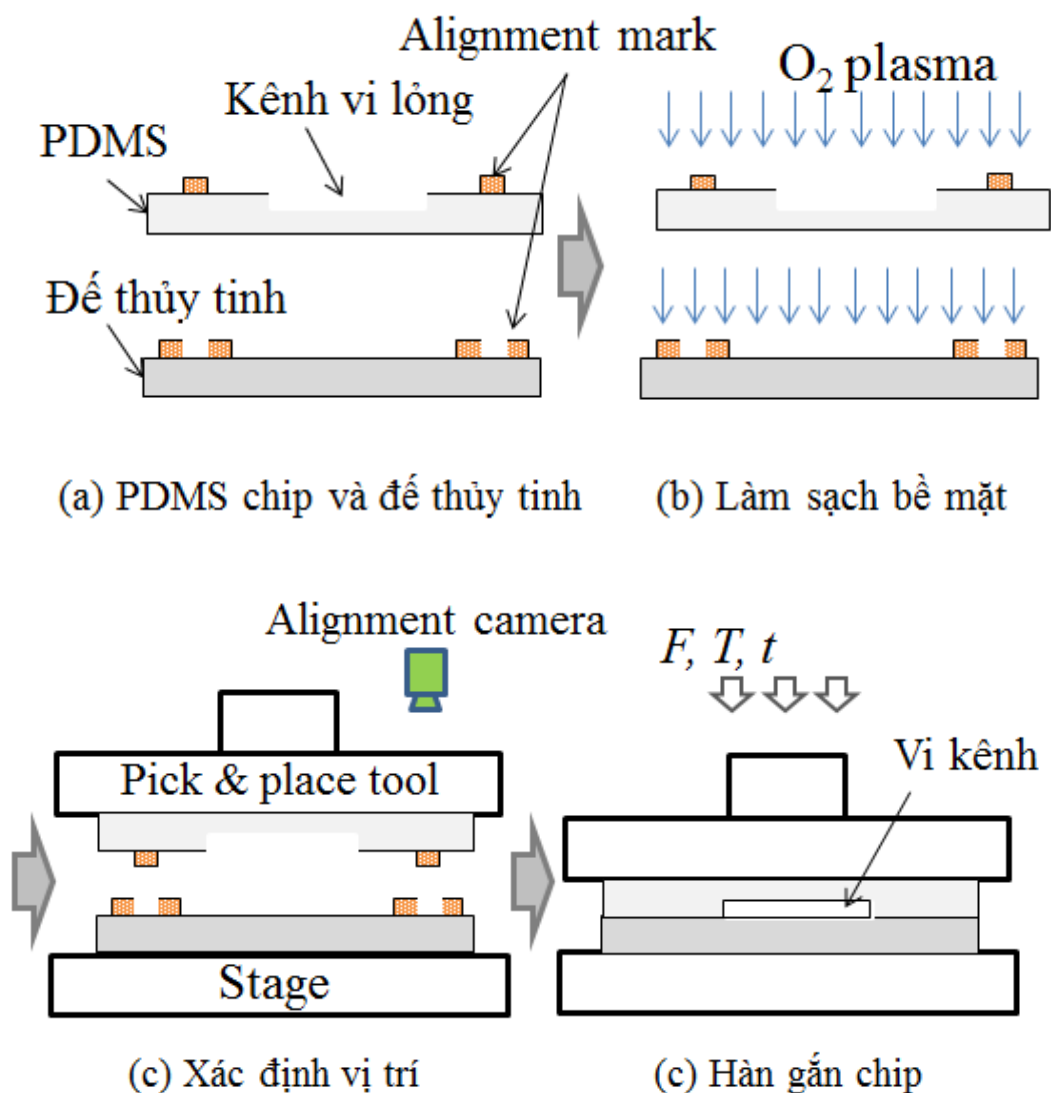
Hình 2.4: Các bước chế tạo khuôn bằng vật liệu SU-8



Hình 2.5: Các bước chế tạo chip PDMS từ khuôn SU-8



Hình 2.6: Các bước chế tạo đế thủy tinh tích hợp cảm biến dung kháng và điện cực điều khiển DEP.

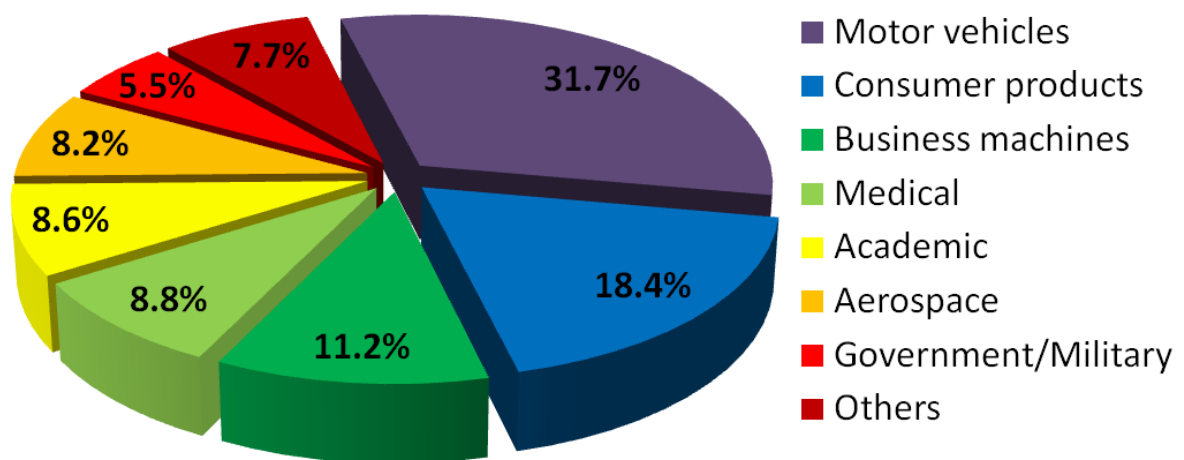


Hình 2.7: Các bước hàn gắn chip độ chính xác cao tạo hệ thống hoàn thiện.

### 2.3. Công nghệ in 3D tạo mẫu nhanh (3D printing)

Công nghệ in 3D là một chuỗi các công đoạn khác nhau được kết hợp để tạo ra các lớp vật liệu được đắp chồng lên nhau và được định dạng dưới sự kiểm soát của máy tính để tạo ra vật thể ba chiều.

Công nghệ in 3D được ứng dụng bắt đầu từ những năm 1980 trong phát triển sản phẩm, dữ liệu trực quan, tạo mẫu nhanh và sản xuất chuyên ngành. Đến nay công nghệ này đã được sử dụng trong tạo mẫu trong nhiều lĩnh vực khác nhau (hình 2.8).



Hình 2.8: Lĩnh vực ứng dụng sản phẩm công nghệ in 3D trên toàn thế [30].

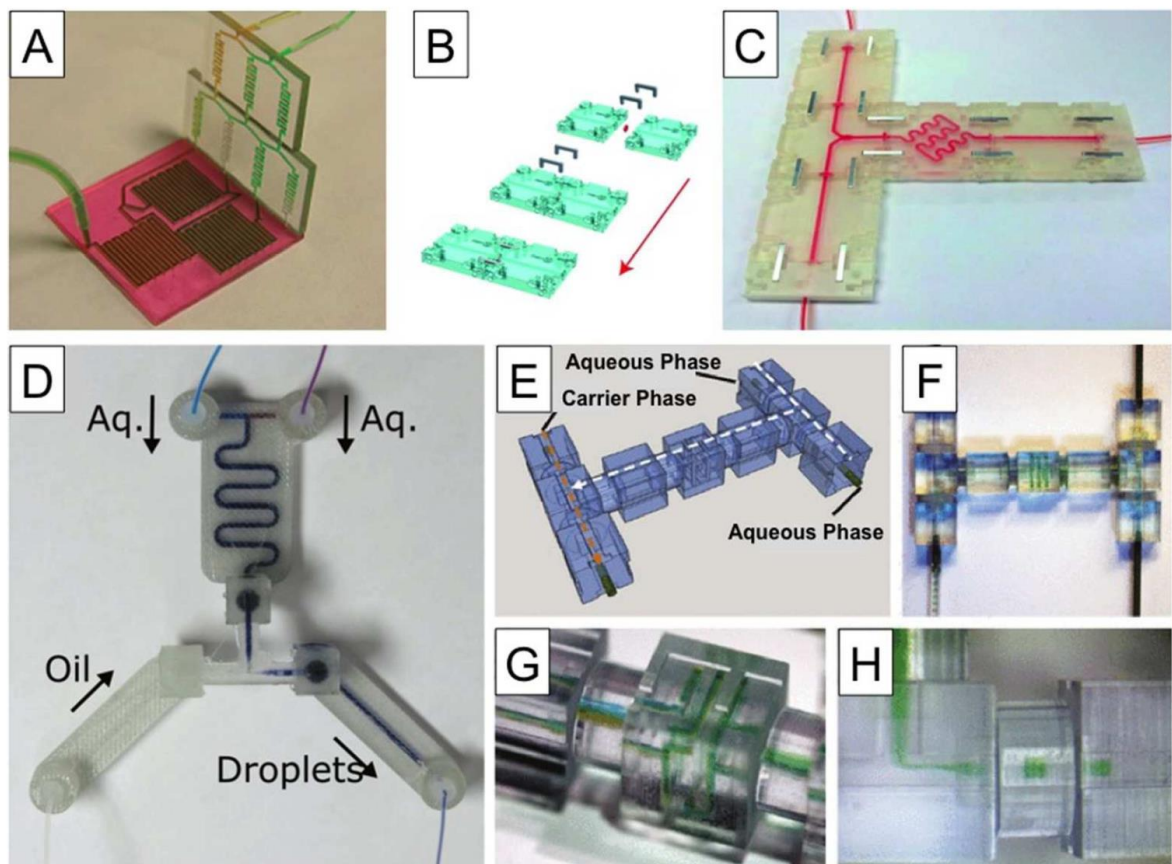
Có nhiều công nghệ in 3D hiện đang có sẵn trên thị trường hoặc ở giai đoạn phát triển ban đầu. Mỗi kỹ thuật sản xuất phụ gia này đòi hỏi phải có một loại vật liệu in 3D cụ thể: từ sợi filament nhựa (PLA, ABS ...) đến nhựa cảm quang cho vật liệu dạng bột (kim loại, nhựa vv). Các công nghệ in 3D này có nhiều ưu điểm khác nhau và có thể được sử dụng trong các ứng dụng cụ thể. Có ba công nghệ chính trong in 3D sử dụng nguyên liệu khác nhau:

Đùn nhựa (FFF và FDM): một sợi filament bằng plastic được làm nóng và lắng đọng trên nền tảng của máy in 3D để tạo thành lớp đối tượng theo lớp. Máy in 3D chạy trên công nghệ FDM tạo ra các phần bằng cách đắp từng lớp từng lớp từ dưới lên với đầu phun được nung nóng và ép đùn sợi nhựa nhiệt dẻo. Đây là công nghệ sạch, đơn giản, dễ sử dụng và thân thiện trong môi trường văn phòng.

Nhựa Resin (SLA và DLP): một chất nhạy ánh sáng lỏng được chữa khô bằng laser hoặc máy chiếu để hình thành vật trực tiếp vào thùng nhựa của máy in 3D. Công nghệ in 3D phổ biến nhất sử dụng quá trình photopolymerization (kiên cố hóa của nhựa ánh sáng thông qua một nguồn ánh sáng) được gọi là quang khắc 3 chiều (SLA-stereolithography).

Bột (SLS, SLM, DMLS ...): một vật liệu bột được thiêu kết hoặc tan chảy bằng laze, các hạt bột được liên kết hoặc tan chảy với nhau (sintered) để có được một cấu trúc vững chắc. Công nghệ Sàng quang Chọn lọc (SLS) phổ biến nhất trong số các công nghệ in 3D bằng bột.

Công nghệ in 3D PolyJet hoạt động giống máy in mực inkjet nhưng thay vì phun ra mực in trên giấy, máy in 3D công nghệ PolyJet phun ra từng tia nhựa quang hóa ở dạng lỏng trên một khay tạo dụng. Sử dụng công nghệ tiên tiến này, các linh kiện MEMS vi lưu có thể được tạo mẫu nhanh, rút ngắn thời gian phát triển sản phẩm. Một số linh kiện MEMS vi lưu chế tạo bằng công nghệ in 3D được trình bày trên hình 2.9.



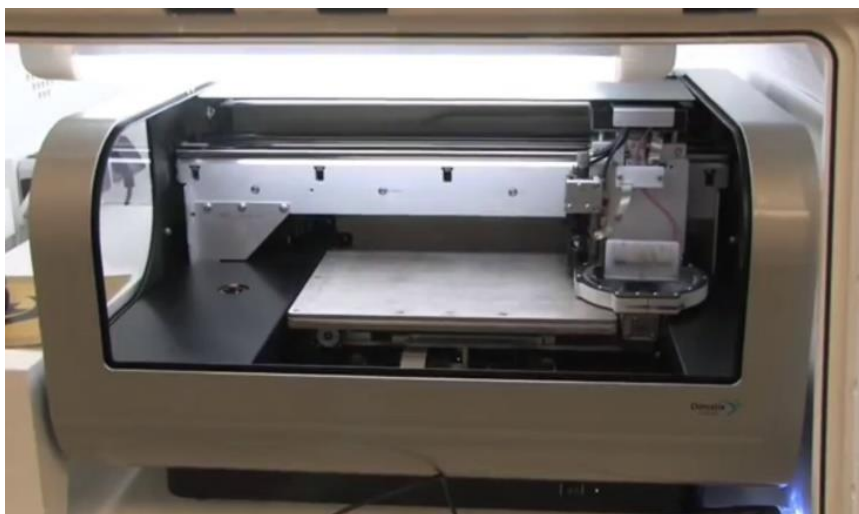
Hình 2.9: Một số thiết bị chế tạo bằng công nghệ tạo mẫu nhanh 3D printing [31].



Trong khuôn khổ của luận văn này, bên cạnh chế tạo hệ thống cảm biến phát hiện không tiếp xúc bằng công nghệ vi chế tạo, một số cấu trúc MEMS vi lưu cũng được chế tạo thử nghiệm sử dụng công nghệ in 3D PolyJet.



Hình 2.10: Hình ảnh của máy in Object 500 Connex3 của Stratasys.



Hình 2.11: Hình ảnh của máy in Dimatex của Fujifilm.

Vừa qua, ĐHQGHN đã đầu tư xây dựng phòng thí nghiệm chế tạo 3D dựa trên một số trang thiết bị liên quan hiện đại. Máy in 3D Connex3 Objet500 của Stratasys cho phép chế tạo nhanh một số mẫu chế phẩm (hình 2.10). Hệ thống Connex3 là máy in 3D đầu tiên trên thế giới đồng thời in 3D nhiều vật liệu với khả năng phối hợp các vật liệu khác nhau. Máy in 3D Connex3 Objet500 này có độ phân giải đạt cỡ 50  $\mu\text{m}$ , nó cho phép gia công chế tạo các cấu trúc phù hợp với các yêu cầu chế tạo của các linh kiện vi cơ điện tử. Bên cạnh các máy in 3D, phòng thí nghiệm còn được trang bị máy in phun có chức năng in vật liệu dẫn điện của Fujifilm Dimatix Material Printer (hình 2.11). Máy in này cho phép in được các đường dẫn lên các cấu trúc 3D, tạo ra các kết nối điện trên các nền tảng linh hoạt.

Trong nghiên cứu của học viên, các cấu trúc được thử nghiệm chế tạo dựa trên hai phương pháp: (1) công nghệ vi chế tạo truyền thống; và (2) công nghệ in 3D và in vật liệu dẫn.

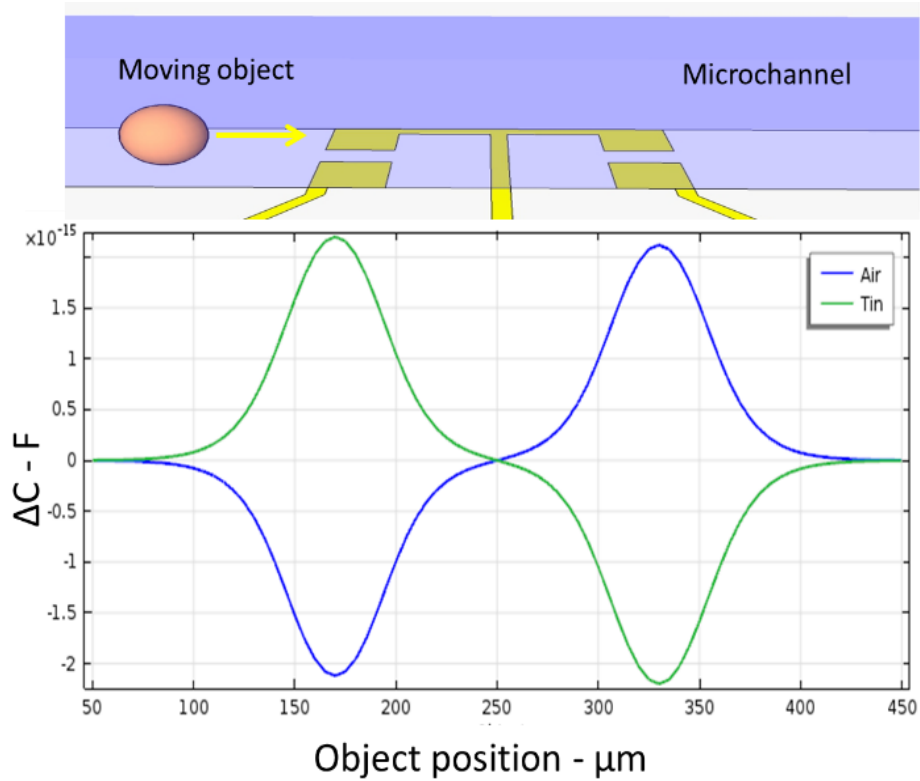
## CHƯƠNG 3: KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

### 3.1. Kết quả mô phỏng

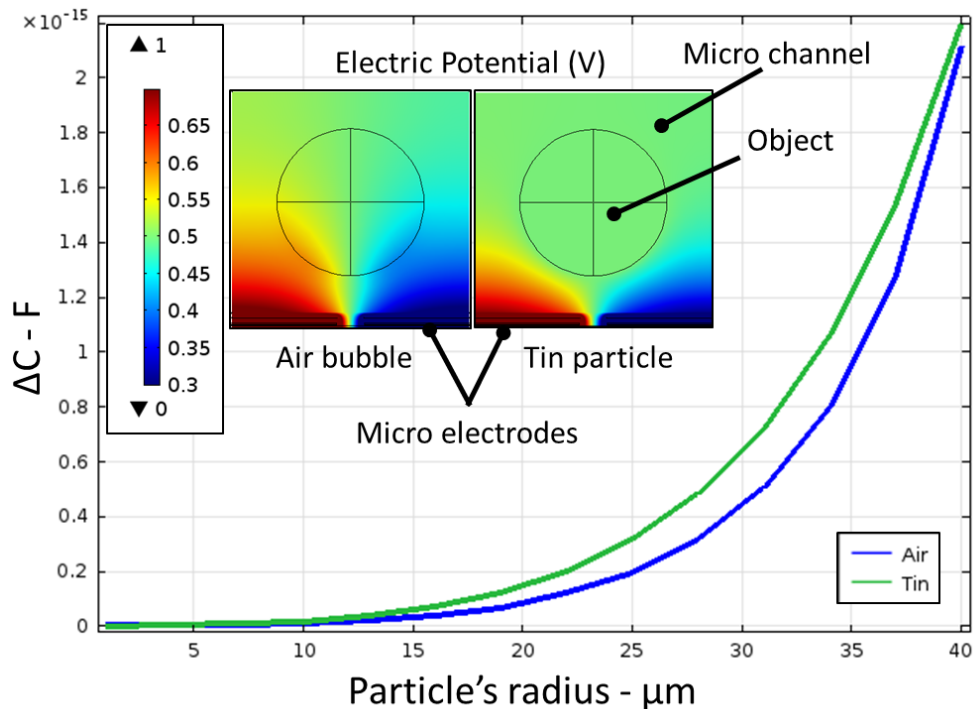
Các kết quả mô phỏng minh họa mối quan hệ giữa điện dung vi sai của hai tụ điện và vị trí của vật bên trong vi kênh được trình bày trên hình 3.1. Như có thể thấy, điện dung tăng khi vật đi qua tụ điện là dẫn điện. Ngược lại, điện dung giảm khi một vật không dẫn điện di chuyển qua tụ điện bởi vì độ dẫn lớn của vật liệu dẫn và không dẫn điện là khác so với nước. Ví dụ, độ dẫn điện của nước cao hơn không khí, vật liệu SiO<sub>2</sub> và thấp hơn của thiếc. Từ phân tích đó, các tính chất điện của vật có thể được xác định bằng cách phân tích dạng tín hiệu của tín hiệu đầu ra.

Sự thay đổi điện dung liên kết với kích thước của hạt được biểu diễn trong hình 3.2 cho cả hai trường hợp bọt khí và hạt thiếc chuyển động bên trong vi kênh với môi trường là nước. Đường kính của hạt được mô phỏng lên đến 80  $\mu\text{m}$  trong kênh rộng 90  $\mu\text{m}$ . Sự thay đổi điện dung tăng lên đáng kể, lên tới 2,2 fF, tương ứng với hạt thiếc bán kính 40  $\mu\text{m}$ . Hình inset cho thấy mặt cắt điện trường khi một bong bóng khí và hạt thiếc nằm trên các điện cực cảm biến. Do hằng số điện của không khí và thiếc khoảng 1, các đường cong gần giống nhau.

Mặc dù sự thay đổi điện dung đã được xác nhận bởi phân tích mô phỏng như đã đề cập, cảm nhận giá trị nhỏ của điện dung không phải là một nhiệm vụ dễ dàng, đòi hỏi độ chính xác cao và kỹ thuật cảm ứng đặc biệt. Trong nghiên cứu của tôi, một mạch đọc tín hiệu từ cảm biến sử dụng kỹ thuật đặc biệt đã được phát triển để chuyển đổi điện dung khác nhau sang điện áp.



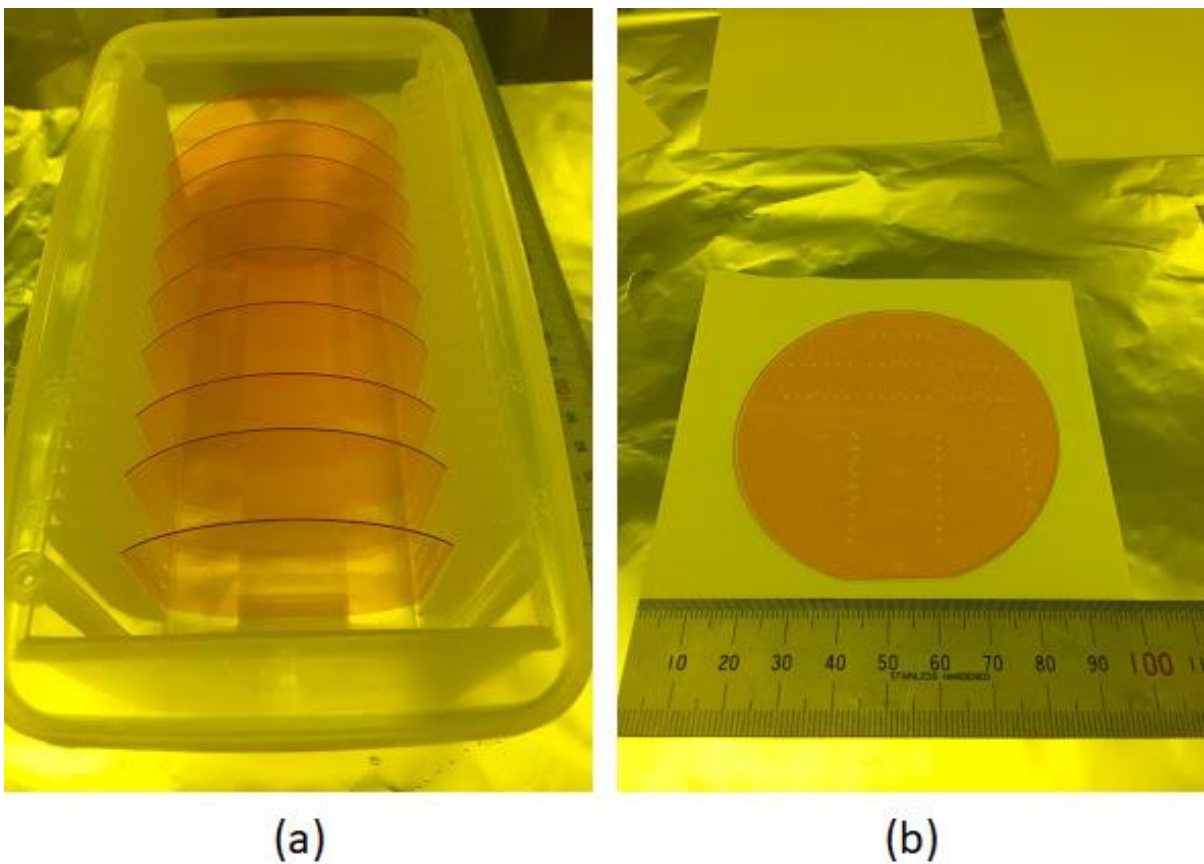
Hình 3.1: Điện dung thay đổi khi có đối tượng kích thước nhỏ đi qua vùng cảm biến điện dung.



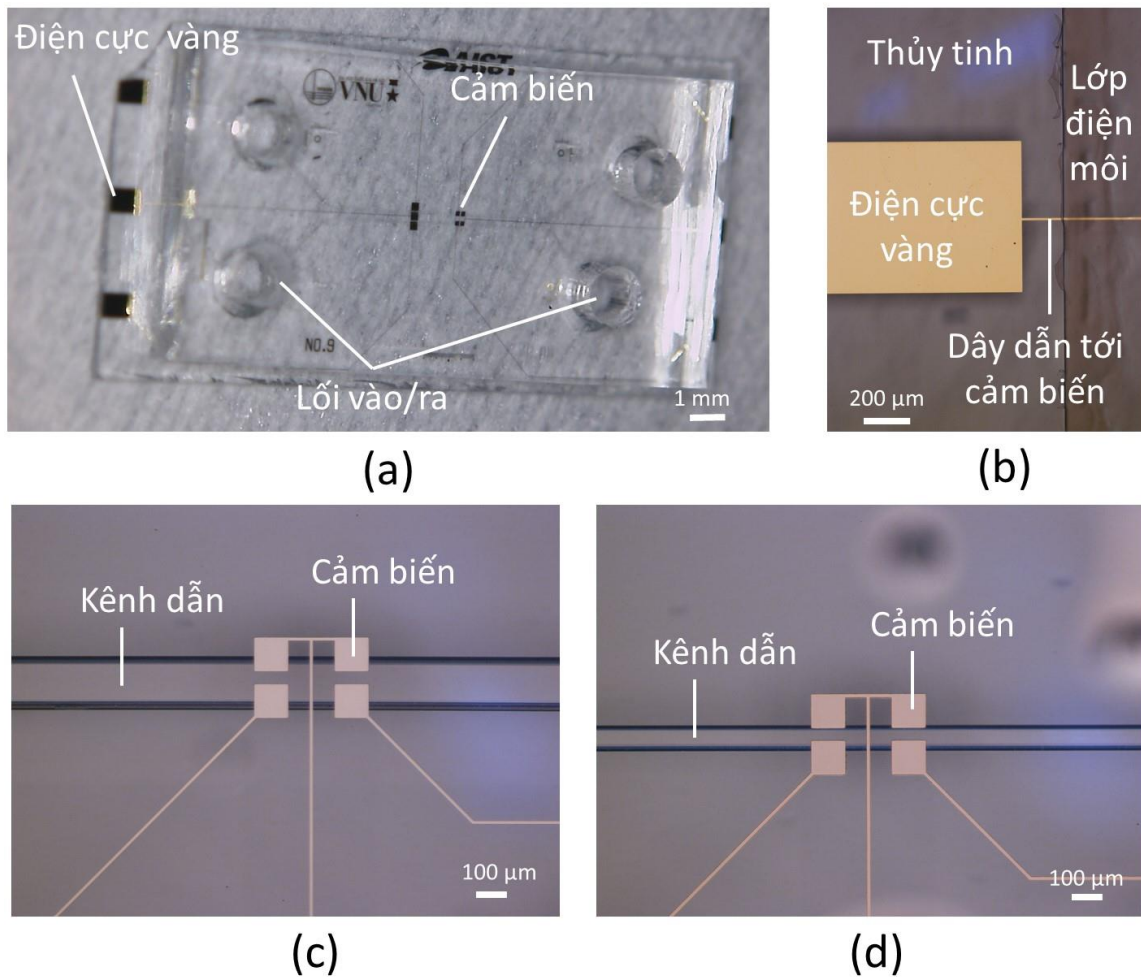
Hình 3.2: Kết quả mô phỏng biểu diễn điện dung thay đổi tỷ lệ thuận với kích thước của vật thể đi qua vùng cảm biến. Điện trường phân bố giữa hai bản điện cực khi có bọt khí và hạt thiếc xuất hiện giữa hai bản cực được trình bày trong hình Inset.

### 3.2. Kết quả chế tạo bằng công nghệ vi chế tạo

Chip vi lỏng tích hợp cảm biến đã được chế tạo sử dụng công nghệ vi chế tạo với quy trình được cho trên các hình 2.2- 2.5. Hình 3.3 là hình ảnh chế tạo các phiến thủy tinh với các điện cực bằng vàng. Các phiến thủy tinh này sau đó sẽ được cắt (dicing) thành từng đế nhỏ với kích thước 20 mm x 10 mm để hàn kênh PDMS lên đó tạo thành kênh dẫn. Hình 3.4 là hình ảnh của một chip vi lỏng đã được chế tạo. Kích thước tổng thể của chip vi lỏng sau khi chế tạo là 20 mm x 10 mm (chiều dài x chiều rộng). Hình 3.4(b) là hình ảnh vùng phân cách giữa vùng có và không có lớp điện môi bảo vệ điện cực cảm biến tiếp xúc với môi trường dung dịch. Dây dẫn nối tới điện cực cảm biến được cách ly với môi trường chất lỏng nhờ lớp điện môi bằng PDMS. Trong khi đó các điện cực vàng (bonding pad) được để hở để có thể hàn dây ra mạch điện đo đạc bên ngoài. Hình 3.4(c, d) Zoom-in tại vị trí cảm biến với các kích thước kênh dẫn khác nhau.



Hình 3.3: Kết quả chế tạo: phiến thủy tinh 3 inch với các điện cực cảm biến.



Hình 3.4: Kết quả chế tạo. (a) kênh PDMS sau khi hàn gắn trên đế thủy tinh. (b) điện cực cảm biến được cách ly với môi trường chất lỏng nhờ lớp điện môi bằng PDMS. Điện cực vàng được để hở để hàn dây ra mạch điện đo đạc bên ngoài. (c, d) Zoom-in tại vị trí cảm biến với các kích thước kênh dẫn khác nhau.

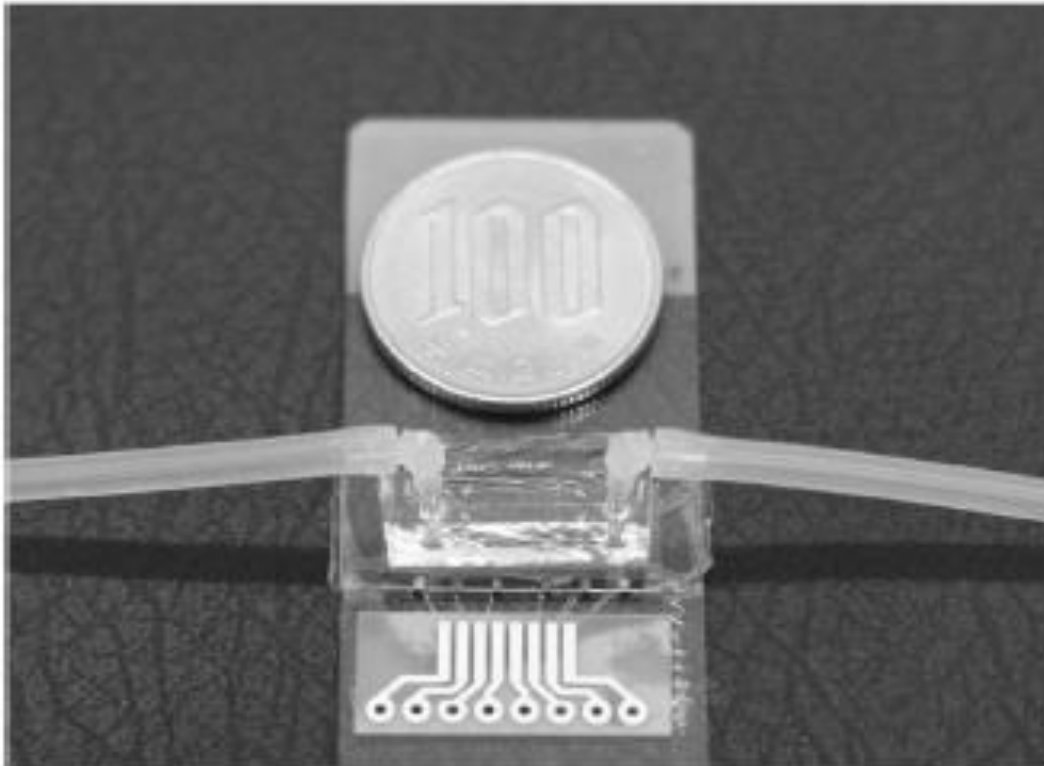
Các bản điện cực cảm biến được nối ra bên rìa của chip và từ đây được hàn dây ra tấm kính đóng vai trò như handling wafer để kết nối với mạch điện tử đo đạc bên ngoài. Phiên chế trong trường hợp này sử dụng là thủy tinh để có thể sử dụng microscope để nhìn xuyên qua sử dụng kính hiển vi quan sát xác nhận hoạt động của hệ thống. Các đối tượng có kích thước nhỏ trong dải micromet đã được bơm vào kênh dẫn vi lỏng và hoạt động của cấu trúc cảm biến CD-DC4D đã được khảo sát.

Các thí nghiệm kiểm tra rò rỉ chất lỏng đã được tiến hành bằng cách bơm chất lỏng (nước) vào kênh dẫn. Kết quả xác nhận rằng nhờ hiệu ứng kích hoạt bề mặt

plasma  $O_2$ , PDMS đã tạo liên kết tốt với thủy tinh để tạo ra các chip lỏng với các kênh dẫn kín, không có sự rò rỉ chất lỏng ra bên ngoài kênh (Hình 3.5). Hình 3.6 là hình ảnh chip sau khi chế tạo và đóng gói với các lõi vào/lõi ra, gắn trên handling wafer và nối dây ra bên ngoài hoàn chỉnh.



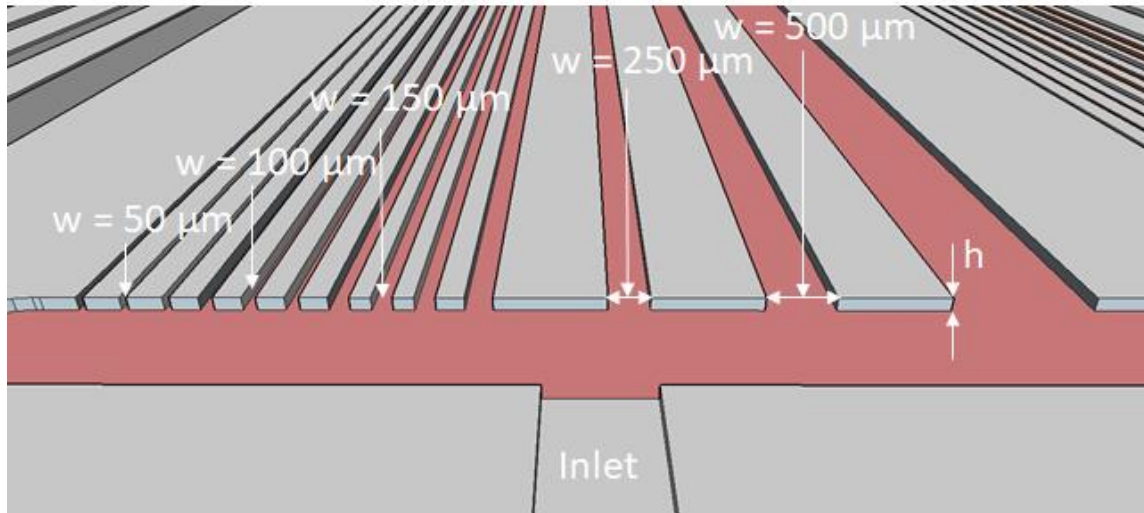
Hình 3.5: Hình ảnh thử nghiệm chip vi lỏng với các đối tượng đo trong kênh dẫn.



Hình 3.6: Hình ảnh chip vi lỏng sau khi chế tạo và đóng gói.

### 3.3. Kết quả chế tạo bằng công nghệ in 3D

Bên cạnh việc chế tạo bằng công nghệ vi chế tạo, hệ thống kênh vi lỏng cũng được chế tạo thử nghiệm bằng công nghệ in 3D tạo mẫu nhanh. Để khảo sát khả năng sử dụng các kênh vi lỏng chế tạo bằng công nghệ in 3D, hệ thống kênh dẫn thẳng và cong với các kích thước độ rộng và độ cao của kênh khác nhau đã được chế tạo thử trên cùng một đế (hình 3.7). Kích thước của các kênh dẫn được cho trong bảng sau.



Hình 3.7: Thiết kế vi lỏng kích thước khác nhau thử nghiệm công nghệ tạo mẫu nhanh - 3D printing.

Hình 3.8 là hình ảnh thực tế của một mẫu kênh vi lỏng đã chế tạo. Kênh dẫn thẳng và cong với các độ rộng và độ sâu của kênh khác nhau đã được thiết kế và chế tạo thử.

**Bảng 1: Kích thước kênh dẫn chế tạo thử nghiệm**

Độ cao $h$ [ $\mu\text{m}$ ]	Độ rộng $w$ [ $\mu\text{m}$ ]
50	50, 100, 200, 500
100	50, 100, 200, 500
100	50, 100, 200, 500



Với các cấu trúc kênh dẫn thẳng, độ rộng kênh có thể nhỏ xuống đến 50  $\mu\text{m}$  mà vẫn hình thành được kênh dẫn.

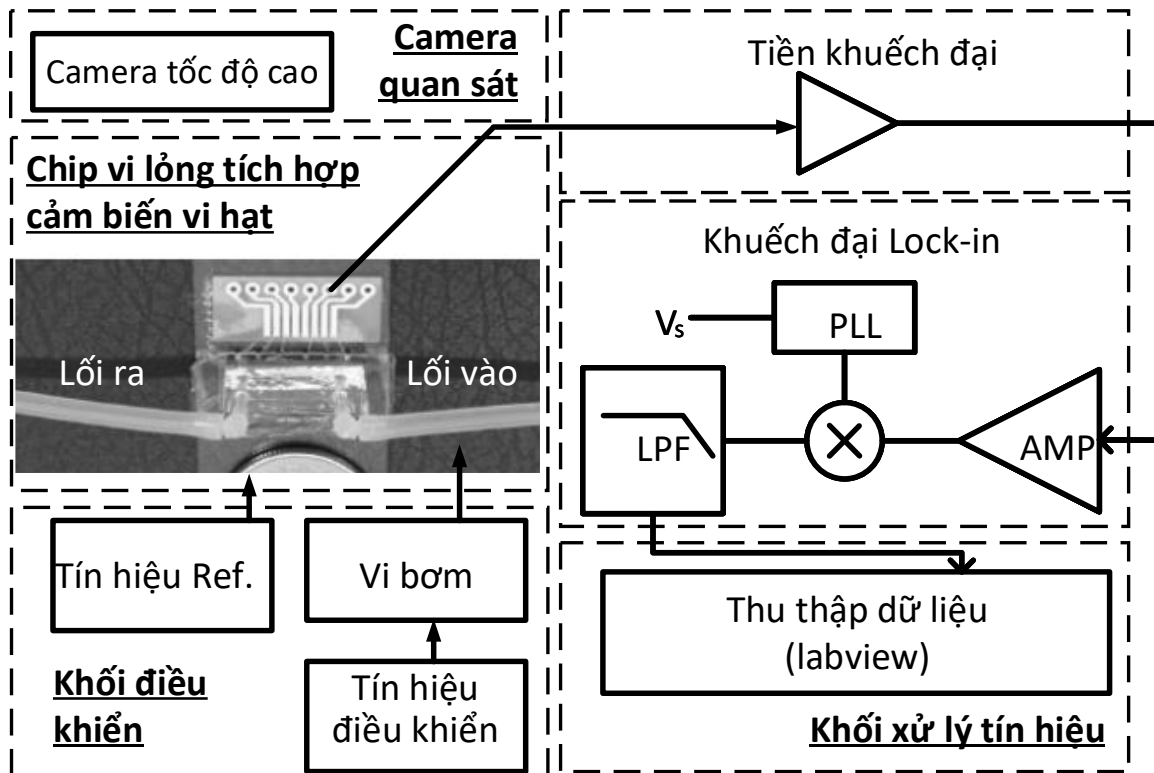
Kết quả ban đầu cho thấy có thể sử dụng công nghệ in 3D để chế tạo các kênh dẫn vi lỏng. Việc hàn gắn hệ thống kênh vi lỏng và đế thủy tinh và các phép thử để kiểm tra độ rò rỉ chất lỏng đang trong quá trình tiến hành.



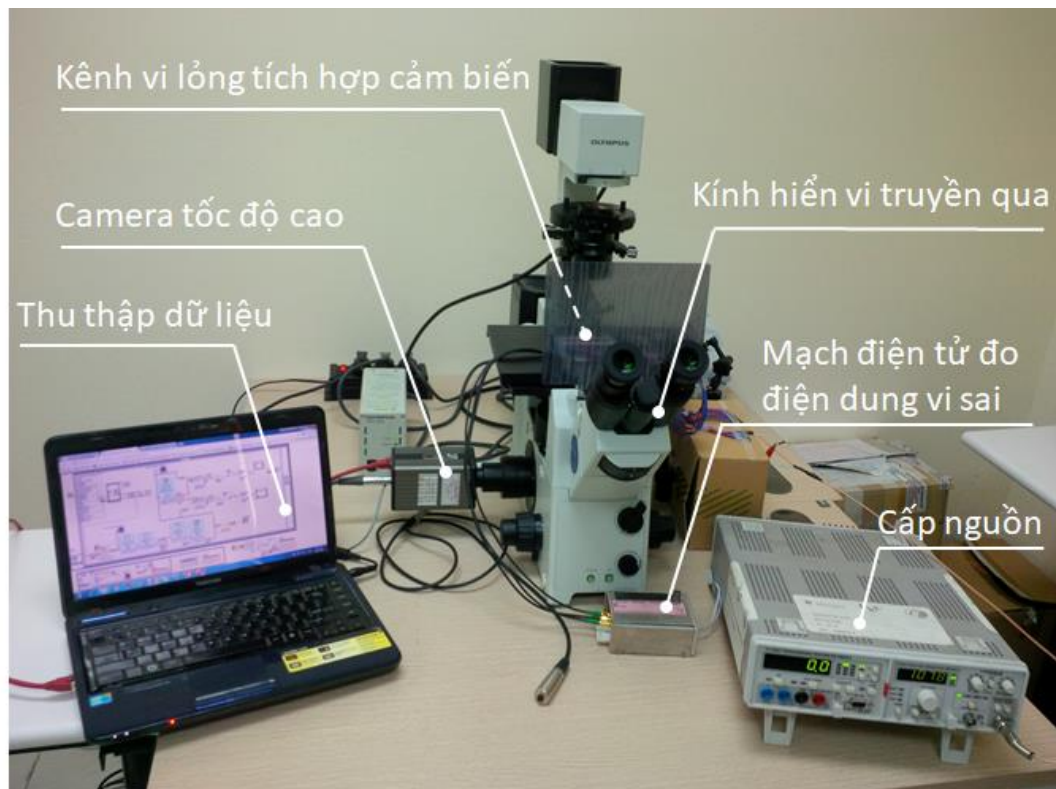
Hình 3.8: Hình ảnh kênh vi lỏng chế tạo bằng công nghệ tạo mẫu nhanh - 3D printing.

### 3.4. Thiết lập hệ thống đo

Sơ đồ khối của hệ thống điều khiển và thu thập tín hiệu được thể hiện trong Hình 3.9. Hình ảnh thực tế hệ đo đã thiết lập được trình bày trên hình 3.10. Trong hệ thống này, vi xử lý trung tâm điều khiển bơm các mẫu thí nghiệm vào hệ thống kênh vi lỏng.



Hình 3.9: Sơ đồ khối hệ thống điều khiển và thu thập tín hiệu



Hình 3.10: Hình ảnh thực tế hệ đo thiết lập khảo sát hoạt động của cảm biến điện dung đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc.

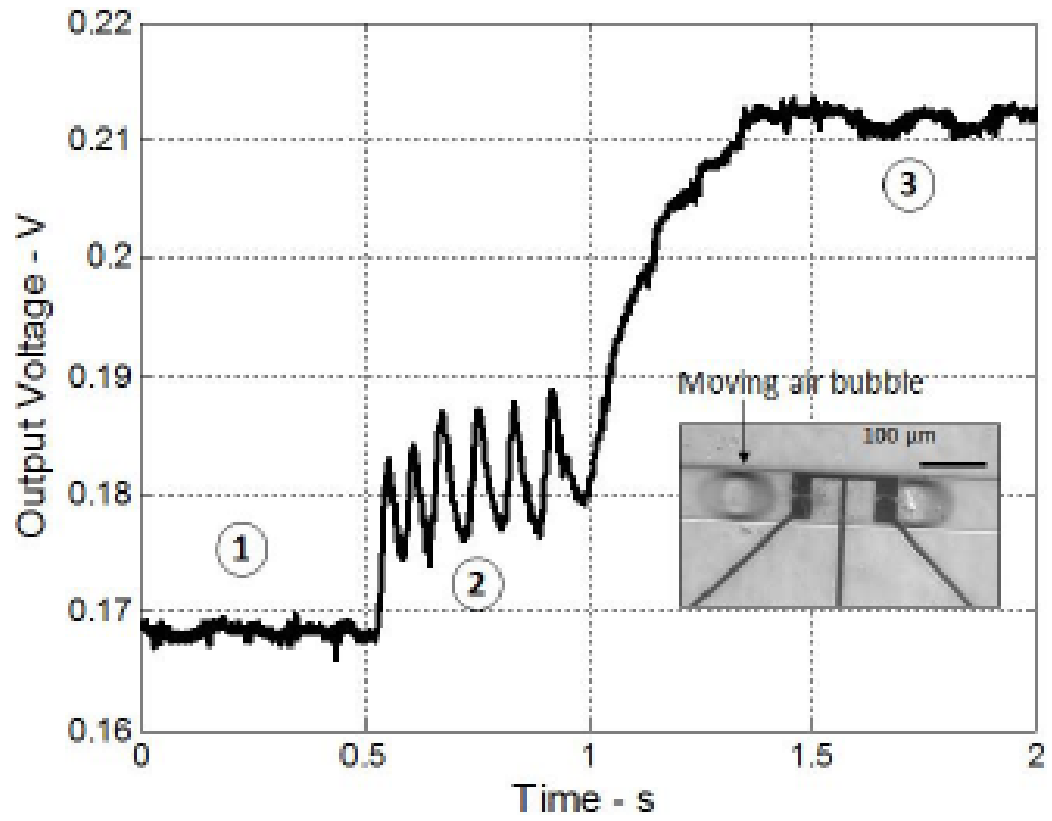
Các mạch điện tử được thiết kế và chế tạo để đọc tín hiệu từ lõi ra của cảm biến. Một tín hiệu điện áp hình sin được áp dụng cho các điện cực kích thích sau đó tín hiệu đầu ra từ hai điện cực lấy được thu thập bởi bảng mạch in điều kiện tín hiệu. Các tín hiệu được khuếch đại vi sai trước khi được chỉnh lưu và được lọc thông thấp. Điện áp đầu ra được đưa vào PC / Laptop bằng thẻ thu thập dữ liệu (DAQPad-6016, NI) và được xử lý bằng phần mềm LabVIEW. Đồng thời, một máy ảnh tốc độ cao được sử dụng để quan sát vùng cảm biến xác nhận thời điểm, số lượng, vận tốc của đối tượng khi đi qua vùng cảm biến.

### 3.5. Kết quả đo thực nghiệm và thảo luận

Hình 3.11 biểu diễn tín hiệu tại lõi ra của cảm biến thu được khi các bong bóng khí có đường kính 80  $\mu\text{m}$  đi qua khu vực cảm biến của trong kênh với dung môi là nước. Khu vực số 1 cho biết trạng thái ban đầu khi nước đổ ngập vi kênh, tín hiệu đầu ra khoảng 0,17 V. Trong khu vực số 2, bảy đỉnh sóng được ghi tương ứng với bảy bong bóng khí qua vùng cảm ứng. Tín hiệu được xác nhận thông qua dữ liệu hình ảnh video ghi lại sử dụng camera tốc độ cao và kính hiển vi. Khu vực số 3 trình bày trạng thái trong đó một bong bóng khí dừng trên một cặp điện cực. Trong trường hợp đó, điện áp đầu ra giữ không đổi ở khoảng 0,21 V. Điện áp đỉnh của sóng tín hiệu khi có bong bóng khí đi qua là xấp xỉ 18.4 – 18.7V, nhỏ hơn điện áp lõi ra khi bóng khí nằm trên điện cực. Điều này là do tốc độ di chuyển của bong bóng khí khi qua vùng cảm biến. Tốc độ di chuyển nhanh dẫn đến lõi ra chưa thể tăng đến giá trị bão hòa.

Tốc độ di chuyển của vật trong kênh lỏng có thể được tính toán từ đường cong đầu ra. Bằng cách tính thời gian giữa các đỉnh cực dương và âm của một dạng sóng. Với kết quả thu được trong Hình 3.11, tốc độ di chuyển của bọt khí được tính là khoảng 1,6 cm/s. Các kết quả được xác nhận bởi máy quay video ghi hình tốc độ cao.

Hoạt động của cấu trúc CD-C4D đã được xác nhận. Với độ nhạy thực tế kiểm nghiệm xác định được, cấu trúc cảm biến được đề xuất có thể được áp dụng để phát triển nền tảng cảm biến vi lỏng cho các ứng dụng phát hiện tế bào ung thư hiếm.



Hình 3.11: Kết quả đo thực nghiệm thể hiện điện áp lõi ra thay đổi khi có đối tượng là bọt khí đi qua vùng cảm biến.

## KẾT LUẬN

Luận văn trình bày thiết kế và chế tạo một hệ thống cảm biến vi hạt trong dòng chảy chất lỏng dựa trên cấu trúc cặp điện dung vi sai đồng phẳng phát hiện dẫn không tiếp xúc. Một nền tảng vi lỏng tích hợp cảm biến đã được đề xuất và mô phỏng. Cấu trúc cảm biến CD-C4D được đề xuất bao gồm bốn vi điện cực hình vuông đồng phẳng được nhúng trong một kênh vi lỏng. Các điện cực được cách điện từ điện phân bằng một lớp bảo vệ bằng SiO<sub>2</sub>. Các điện dung thay đổi do sự xuất hiện của một đối tượng trong khu vực làm việc của cảm biến đã được phân tích và mô phỏng. Một nguyên mẫu cảm biến đã được chế tạo và hoạt động của nó được khảo sát. Kết quả cho thấy nền tảng được đề xuất tương thích với việc phát hiện các vật thể vi mô bất kể đặc tính dẫn điện (ví dụ, thiếc) hoặc không dẫn điện của chúng (ví dụ: không khí, SiO<sub>2</sub>). Hơn nữa, tốc độ di chuyển của vật trong kênh dẫn lỏng được đo bằng cảm biến đề xuất. Các thảo luận trong nghiên cứu này có thể được khái quát hóa cho các ứng dụng phát hiện tế bào sống trong tương lai.

## DANH MỤC CÔNG TRÌNH KHOA HỌC CỦA TÁC GIẢ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN VĂN

1. Ha Tran Thi Thuy, Loc Do Quang, Van Thanh Dau, Ngan Nguyen Thi Kim, Chieu Le Van, Masahiro Aoyagi, Katsuya Kikuchi, and Tung Thanh Bui “Coplanar differential capacitively coupled contactless conductivity detection (CD-C4D) sensor for micro object inside fluidic flow recognition,” in 2017 19th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS), 2017, pp. 1124–1127.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Y.-C. Tai, “Introduction to MEMS,” in *Microsystems and Nanotechnology*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2012, pp. 187–206.
- [2] “MEMS devices for biomedical applications | Solid State Technology.” .
- [3] Michael Kraft and Neil M. White, *Mems for Automotive and Aerospace Applications*. Elsevier, 2013.
- [4] Stephen Beeby, *MEMS Mechanical Sensors*. Artech House, 2004.
- [5] N. A. Bakhtina, N. MacKinnon, and J. G. Korvink, “Advanced Microfluidic Assays for *Caenorhabditis elegans*,” 2016.
- [6] O. Fuchiwaki, A. Ito, D. Misaki, and H. Aoyama, “Multi-axial micromanipulation organized by versatile micro robots and micro tweezers,” in *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2008, pp. 893–898.
- [7] E. Palecek and M. Fojta, “Magnetic beads as versatile tools for electrochemical DNA and protein biosensing,” *Talanta*, vol. 74, no. 3, pp. 276–290, Dec. 2007.
- [8] M. Dienerowitz, M. Mazilu, and K. Dholakia, “Optical manipulation of nanoparticles: a review,” *J. Nanophotonics*, vol. 2, no. 1, p. 021875, Sep. 2008.
- [9] Y. Huang *et al.*, “Electric Manipulation of Bioparticles and Macromolecules on Microfabricated Electrodes,” *Anal. Chem.*, vol. 73, no. 7, pp. 1549–1559, Apr. 2001.
- [10] H.-S. Moon, Y.-W. Nam, J. C. Park, and H.-I. Jung, “Dielectrophoretic separation of airborne microbes and dust particles using a microfluidic channel for

real-time bioaerosol monitoring,” *Environ. Sci. Technol.*, vol. 43, no. 15, pp. 5857–5863, Aug. 2009.

[11] “QWERTY’s Retreat a Boon to Touchscreen-Controller Vendors | Electronics360.” [Online]. Available:

<http://electronics360.globalspec.com/article/4461/qwerty-s-retreat-a-boon-to-touchscreen-controller-vendors>. [Accessed: 09-Nov-2017].

[12] P. Kubán and P. C. Hauser, “Fundamental aspects of contactless conductivity detection for capillary electrophoresis. Part I: Frequency behavior and cell geometry,” *Electrophoresis*, vol. 25, no. 20, pp. 3387–3397, Oct. 2004.

[13] F. Opekar, P. Tůma, and K. Štulík, “Contactless Impedance Sensors and Their Application to Flow Measurements,” *Sensors*, vol. 13, no. 3, pp. 2786–2801, Feb. 2013.

[14] B. Gas, J. Zuska, P. Coufal, and T. van de Goor, “Optimization of the high-frequency contactless conductivity detector for capillary electrophoresis,” *Electrophoresis*, vol. 23, no. 20, pp. 3520–3527, Oct. 2002.

[15] P. Kubáň and P. C. Hauser, “Fundamental aspects of contactless conductivity detection for capillary electrophoresis. Part II: Signal-to-noise ratio and stray capacitance,” *ELECTROPHORESIS*, vol. 25, no. 20, pp. 3398–3405, Oct. 2004.

[16] P. Kubáň and P. C. Hauser, “A review of the recent achievements in capacitively coupled contactless conductivity detection,” *Anal. Chim. Acta*, vol. 607, no. 1, pp. 15–29, Jan. 2008.

[17] J. G. A. Brito-Neto, J. A. Fracassi da Silva, L. Blanes, and C. L. do Lago, “Understanding Capacitively Coupled Contactless Conductivity Detection in Capillary and Microchip Electrophoresis. Part 1. Fundamentals,” *Electroanalysis*, vol. 17, no. 13, pp. 1198–1206, Jul. 2005.

[18] R. M. Guijt *et al.*, “Capillary electrophoresis with on-chip four-electrode capacitively coupled conductivity detection for application in bioanalysis,” *Electrophoresis*, vol. 22, no. 12, pp. 2537–2541, 2001.



- [19] N. D. Hai, V. Q. Tuan, D. Q. Loc, N. H. Hai, and C. D. Trinh, "Differential C4D sensor for conductive and non-conductive fluidic channel," *Microsyst. Technol.*, pp. 1–10, Jun. 2015.
- [20] S. B. Nimse, M. D. Sonawane, K.-S. Song, and T. Kim, "Biomarker detection technologies and future directions," *Analyst*, vol. 141, 2016.
- [21] M. T. Glynn, D. J. Kinahan, and J. Ducr e, "CD4 counting technologies for HIV therapy monitoring in resource-poor settings--state-of-the-art and emerging microtechnologies.," *Lab. Chip*, vol. 13, no. 14, pp. 2731–48, 2013.
- [22] M. A. Lifson *et al.*, "Advances in biosensing strategies for HIV-1 detection, diagnosis, and therapeutic monitoring," *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 103, pp. 90–104, 2016.
- [23] A. Khademhosseini, "Nano/microfluidics for diagnosis of infectious diseases in developing countries," *Adv Drug Deliv. Rev.*, vol. 62, pp. 449–457, 2011.
- [24] D. Kirby, M. Glynn, G. Kijanka, and J. Ducr e, "Rapid and cost-efficient enumeration of rare cancer cells from whole blood by low-loss centrifugomagnetophoretic purification under stopped-flow conditions," *Cytometry A*, vol. 87, no. 1, pp. 74–80, 2015.
- [25] N. Q. Dich, T. X. Dinh, P. H. Pham, and V. T. Dau, "Study of valveless electromagnetic micropump by volume-of-fluid and OpenFOAM," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 057201, no. 5, p. 057201, May 2015.
- [26] T. X. Dinh, N. T. M. Le, V. T. Dau, and Y. Ogami, "A dynamic model for studying valveless electromagnetic micropumps," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 21, no. 2, p. 025015, Feb. 2011.
- [27] Q. L. Do, T. T. Bui, T. T. H. Tran, K. Kikuchi, M. Aoyagi, and T. C. Duc, "Differential capacitively coupled contactless conductivity detection (DC4D) sensor for detection of object in microfluidic channel," in *2015 IEEE SENSORS*, 2015, pp. 1–4.
- [28] T. T. H. Tran, N. V. Nguyen, N. C. Nguyen, T. T. Bui, and T. C. Duc, "Biological microparticles detection based on differential capacitive sensing and

dielectrophoresis manipulation,” *2016 Int. Conf. Adv. Technol. Commun. ATC*, pp. 297–301, 2016.

[29] H. T. T. Thuy *et al.*, “Coplanar differential capacitively coupled contactless conductivity detection (CD-C4D) sensor for micro object inside fluidic flow recognition,” in *2017 19th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS)*, 2017, pp. 1124–1127.

[30] *Rapid Manufacturing - The Technologies and Applications of Rapid / Duc Pham / Springer. .*

[31] N. Bhattacharjee, A. Urrios, S. Kang, and A. Folch, “The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics,” *Lab Chip*, vol. 16, no. 10, pp. 1720–1742, 2016.

### **Tài liệu tham khảo tiếng Việt**

1. Nguyen Ngoc Viet, “Fluidic channel detection system using a differential C4D structure,” Luận văn thạc sĩ, Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội, 2015.