

## تصنيع ونمذجة حساس ضغط طبي قابل للتلامس

### ذو حساسية ومجال ديناميكي ملائمين

الطالب: علي صقر<sup>1</sup>، د. أحمد العبدو<sup>2</sup>، د. عبدالله رستناوي<sup>3</sup>

#### الملخص

في هذا البحث، قمنا بتصميم وتصنيع حساس ضغط سعوي تلامسي ذو حساسية عالية وخطية جيدة ومجال ديناميكي واسع نسبياً من أجل قياس ضغط الدم وضغط التنفس.

وقد وجدنا أن خطية وحساسية الحساس تتعلق بالمجال الديناميكي. وديناميكية الحساس تتعلق بمساحة الصفيحة القابلة للحركة وسماكتها وثابت صلابتها أو مرونتها. وأن عمل ثقب في الصفيحة الثابتة يزيد من المجال الديناميكي للحساس. وأن لصق ورقة عازلة مشبعة بشمع البرافين يزيد من حساسية الحساس. وأنه عندما يعمل الحساس في النمط التلامسي يحسن من خطية الحساس. وكلما كانت مساحة وسماكة الورقة العازلة المشبعة بشمع البرافين أكبر أصبح المجال الديناميكي للحساس أصغر. وأن إضافة طبقة ذات سماحية كهربائية أكبر يجعل الحساس أكثر حساسية. وأنه كلما كانت أبعاد الحساس أصغر كان استهلاك الطاقة الكهربائية أصغر. ونقترح طلي الحساس بالبوليميد ليكون متوافق مع جسم الإنسان كما نقترح عمل نماذج مصغرة مناسبة لبقية التطبيقات الحيوية.

**كلمات مفتاحية:** حساس ضغط سعوي تلامسي، حساسية، خطية، مجال

ديناميكي.

<sup>1</sup> طالب دكتوراه في الإلكترونيات في قسم الفيزياء

<sup>2</sup> أستاذ مساعد في قسم الفيزياء بكلية العلوم - جامعة البعث.

<sup>3</sup> أستاذ في قسم الفيزياء بكلية العلوم - جامعة البعث.

# Fabrication and prototyping of a contactable medical pressure sensor with appropriate sensitivity and dynamic range

Student: Ali Saker<sup>4</sup> Dr. Ahmad Al-Abdo<sup>5</sup>

Dr. Abdullah Rastanawi<sup>6</sup>

## Abstract

In this paper, we designed and manufactured a touch capacitive pressure sensor with high sensitivity, good linearity and relatively wide dynamic range for the measurement of blood pressure and respiratory pressure. We found that the linearity and sensitivity of the sensor are related to the dynamic range. The dynamics of the sensor is related to the area of the movable plate, its thickness, and its rigidity or elasticity constant. Making a hole in the static plate increases the dynamic range of the sensor. Sticking an insulating paper saturated with paraffin wax increases the sensitivity of the sensor. When the sensor operates in the touch mode, the linearity of the sensor improves, and the larger the area and thickness of the paraffin wax insulating paper, the smaller the dynamic range of the sensor. Adding a layer with a greater electrical permittivity makes the sensor more sensitive. And the smaller the sensor dimensions, the smaller the electrical energy consumption. We suggest coating the sensor with polyimide to be compatible with the human body. We also suggest making miniature models suitable for the rest of the biological applications

**Key words:** touch capacitive pressure sensor, sensitivity, linearity, dynamic range.

---

<sup>4</sup> PhD Student in Electronics

<sup>5</sup> Department of Physics in faculty of science-AL-Baath university.

<sup>6</sup> Department of Physics in faculty of science-AL-Baath university.

## 1. مقدمة

يتسع يوماً بعد يوم بشكل متسارع مجال استخدام حساسات الضغط في تطبيقات التجهيزات الطبية والفضائية والصناعية والتجارية. تقسم حساسات الضغط إلى زمريتين رئيسيتين هما حساسات الضغط ذات المبدأ السعوي capacitive وحساسات الضغط ذات المقاومة الانضغاطية piezoresistive. تبين الدراسة المراجعة أن حساسات الضغط ذات المبدأ السعوي هي الأفضل، لأنها تمتلك حساسية وديناميكية أعلى، ولأنها لا تتأثر بشكل كبير مع تغيرات درجة الحرارة، وعدم تأثرها بوجود تلوثات بيئية في مكوناتها، وأن ربطها بواسطة واجهة-بيئية مع بقية أجهزة القياس يتم بشكل أسهل، وتصنيعها يتم بشكل أبسط، كل ذلك فضلاً عن تطبيقاتها الواسعة في الطب الحيوي. ولكن السيئة الوحيدة تكمن في ضيق المجال الديناميكي لتغيرات السعة، حيث يتم عادة حل هذه المشكلة من خلال استخدام مجموعة حساسات تغطي مجالات مختلفة. وقد اقترح المرجع [1] حل هذه المشكلة بإدخال غاز ذو سماحية كهربائية عالية في حجرة أو تجويف الحساس.

إن اقتراح إدخال أي غاز ذو سماحية كهربائية عالية في تجويف الحساس بدلاً من الهواء سوف يحسن من السعة، وبالتالي في الحساسية السعوية، لكنه من المستبعد أن يحسن المجال الديناميكي للحساس، فضلاً عن أن استخدام الغاز يواجه بالعديد من المشاكل التقنية. حيث إن ذلك يتطلب منا عمل إغلاق محكم دائم على الغاز المختار البديل للهواء، مما يجعل ضغط المقاس للحساس هو ضغط تفاضلي. وهذا ما يقلل من ديناميكية حركة الغشاء (أو الصفيحة القابلة للحركة)، وبالتالي يقلل من تغيرات السعة، ويقلل من الحساسية السعوية. أي أن الحساسية تزداد من ناحية وتتناقص من ناحية أخرى.

## 2. مشكلة البحث

إن مشكلة الأساس لهذا البحث هي تصميم وتصنيع حساس ضغط سعوي ذو مجال ديناميكي يفي بأغراض التطبيقات الطبية-الحيوية وذو حساسية عالية كافية ذات

معادلة رياضية مستقرة مع الزمن (بمعنى لا يتأثر بالمتغيرات الفيزيائية الأخرى التي يسببها جسم الإنسان والوسط المحيط) أو خطية على الأقل ضمن مجال القياس المطلوب. وأن يكون ذو حجم صغير ومناسب لجسم الإنسان.

### 3. هدف البحث

قمنا في هذا البحث على تطوير نموذج فيزيائي لحساس ضغط سعوي يمكن استخدامه في الحقل الطبي. حيث إن هذا الحساس سوف يشكل أحد وحدات منظومة من الحساسات، التي أنجزنا حتى الآن منها حساسين درجة حرارة وحساس رطوبة لاستحصال الاشارات الحيوية للمرضى المزمنين وتسجيلها وارسالها بشكل دوري الى مركز طبي لمراقبتها بشكل دائم، بحيث يحقق النموذج المقترح المتطلبات التالية: استهلاك منخفض للطاقة، ومتآف مع جسم الانسان، وسهل الاستخدام والتنشيط على جسم الإنسان، ومتوافق مع بنية الأجهزة الإلكترونية الحديثة، وله منحنى استجابة مستقر عالي الموثوقية.

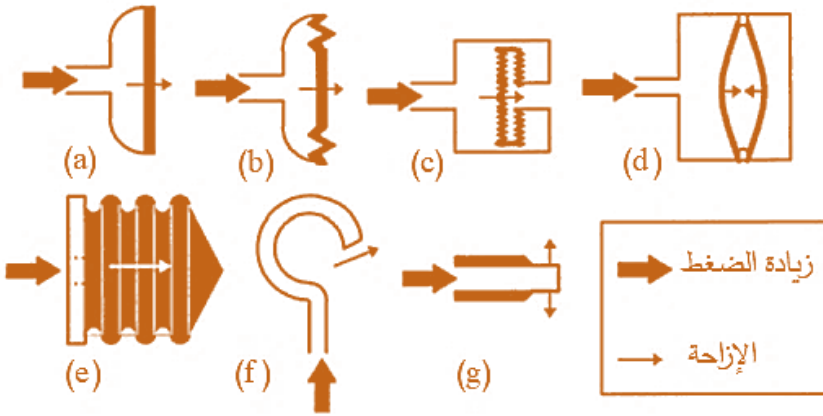
### 4. دراسة مرجعية

#### 1.4 دراسة مرجعية عن حساسات الضغط السعوية

إن حساسات الضغط الممكنة-الميكروية<sup>7</sup> هي نسخ مصغرة من نظيراتها العيانية [2]. يتم عادة تصميم الحساسات القائمة على الغشاء من أجل قياس الانزياح الحاصل على أغشية قابلة-للتشوه deformable diaphragms عندما يطبق إجهاد أو ضغوط خارجية. إن الضغط المرجعي بالنسبة لحساسات الضغط السعوية يمكن أن يكون حجرة محكمة الإغلاق ذات ضغط أو منفذ للضغط ذي قفل قادم من مضخة مثلاً، بحيث يمكن قياس الضغط المطلق أو النسبي. يبين الشكل (1) مقاطعاً عرضية تخطيطية لأغشية حساسات ضغط نموذجية عيانية. كما يبين أن للأغشية شكلاً عشوائياً عندما يتم النظر إليها من الأعلى، لكن إذا ما نظر إليها من اليمين فسيلاحظ بأن لها شكلاً مربعاً

<sup>7</sup> حساسات ضغط مصغرة يتم تصنيعها بواسطة مكثات التصنيع الميكروي.

أو دائرياً. لكن رغم ذلك إن كافة هذه الأشكال للأغشية تتصرف بأشكال متشابهة من أجل أي إجهاد أو ضغط معطى يتم تطبيقه عليها.



**الشكل (1):** حساسات ضغط سعوية عيانية نموذجية: (a) حساس ضغط سعوي ذو غشاء بسيط، (b) حساس ضغط سعوي ذو غشاء متموج، (c) حساس ضغط سعوي كبسولي، (d) حساس ضغط سعوي ذو غشاءين، (e) حساس ضغط سعوي منفاخي (f) حساس ضغط سعوي ذو أنبوية معقوفة أو بوردون Bourdon، (g) حساس ضغط سعوي ذو أنبوية مستقيمة (مقتبس من المرجع [2]).

#### 1.1.4.. حساس الضغط المطلق

يبين **الشكل (2)** رسماً تخطيطياً لبنية حساس ضغط مطلق سعوي ذي صفحتين متوازيتين. إن سعة هذا الحساس تعطى بالعلاقة:

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d}$$

حيث  $C$  هي سعة المكثفة المستوية، و  $\epsilon_0$  هي السماحية الكهربائية للخلاء، و  $\epsilon_r$  هي السماحية الكهربائية النسبية للوسط العازل في الحجرة بين اللبوسين، و  $A$  هي المساحة الفعالة من سطح اللبوس، و  $d$  هي المسافة الفاصلة بين اللبوسين؛ أي الصفحة أو الغشاء العلوي والصفحة السفلية.



**الشكل (2):** رسم تخطيطي مبسط لبنية حساس ضغط سعوي (مقتبس من المرجع [3]).

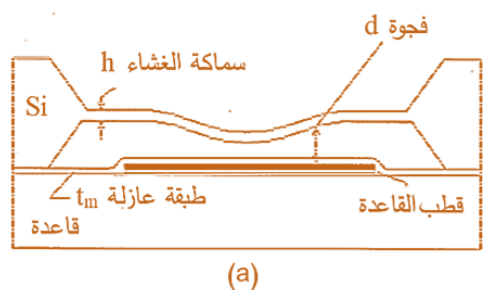
تتأقش المراجع [4-11] العديء من التصاميم لحساسات ضغط سعوية تقيس ضغوط مطلقة. حيث تشمل بنية الحساس على حجرة ذات ضغط مرجعي (ضغط مطلق أقل من 1 mTorr) مغلقة بإحكام بواسطة غشاء مرن يمكنه أن يتحمل ضغوط شديدة وعلى صفيحة ناقلة موازية سفلية تكون على طرف الحجرة المقابل للغشاء الذي يكون عادة ناقل أو مطلي عليه طبقة ناقلة.

يتسبب الاختلاف بين الضغطين الخارجي المرجعي والضغط الداخلي بتشوه الغشاء، مما يؤدي إلى تغير في سعة هذه المكثفة نتيجة لتغير المسافة الفاصلة بين الغشاء المرن الناقل والصفيحة السفلية الثابتة. ولذلك، فإن سعة المكثفة تتغير مع تغير الضغط الخارجي. وبالتالي، فإنه بتعيين أو قياس سعة المكثفة يمكن تعيين الضغط الخارجي المطبق على الغشاء [6].

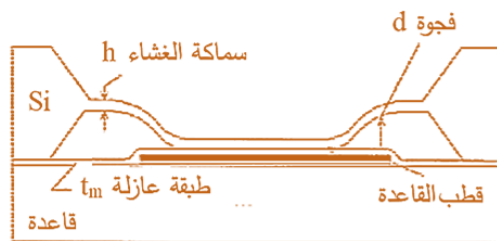
يمتاز حساس الضغط المطلق بأنه يمتلك حساسية عالية، إلا أنه ذو مجال ديناميكي dynamic range صغير نسبياً. يمكن تحسين المجال الديناميكي بواسطة ما يسمى تقنية المكثفة الكهروساكنة المساعدة electrostatic servo capacitor technique [8]. في حساسات الضغط المطلق، على الأغلب يبقى الجزء الأكبر من مساحة الغشاء في حالة مستوية [9] بينما يكون الجزء المركزي من مساحة الغشاء فقط هو الجزء المتحرك أو المتشوه [8]، [10-11]. وإن ما يميز حساسات الضغط المطلق ذوات الإغلاق المحكم على الخلاء هي أنه يتم فيها إلغاء تأثير تمدد الغاز المحصور مع تغير درجات الحرارة [11].

#### 2.1.4. حساس ضغط السعوي ذي النمط التلامسي

على العموم في حساسات الضغط السعوية عند تطبيق ضغوط على الحساس يكون الضغط المطبق متناسباً مع مربع السعة. ولذلك، لا تكون استجابة حساسات الضغط السعوية خطية. إلا أنه تم تطوير حساس ضغط سعوي ذي نمط تلامسي ناعم ذو شكل قطع مكافئ وتجويف تقعري donut cavity [12].



(a)

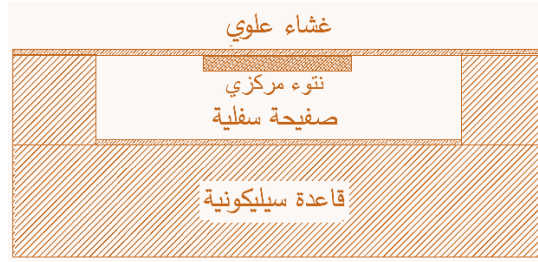


(b)

**الشكل (3):** رسم تخطيطي لمبدأ حساس الضغط ذي النمط التلامسي (a) حساس من النمط الاعتيادي في حالة تشغيل (b) حساس من النمط التلامسي في حالة تشغيل (مقتبس من المرجع [13]).

يستخدم في هذا الحساس غشاء من البوليميد من أجل زيادة الحساسية السعوية. وبحسب المناقشات الواردة في المراجع [12]، [13-16] يمكن لحساس الضغط السعوي ذو النمط التلامسي (حيث يتلامس الغشاء عند التشغيل مع الصفيحة السفلية الثابتة الناقلة) أن ينتج علاقة شبه خطية بين الضغط المطبق وسعة الحساس. يبين الشكل (3) رسماً تخطيطياً لحساس ضغط من النمط التلامسي وحساس من النمط الاعتيادي وهما في حال تشغيل، أي في حالة تطبيق ضغط على الغشاء.

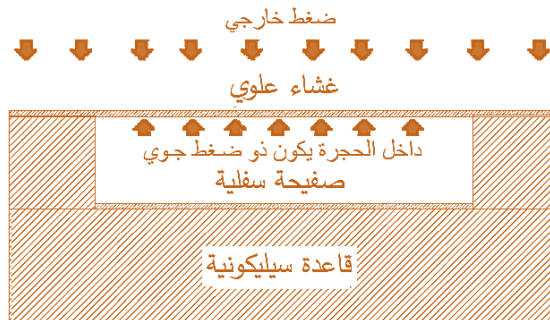
يتم إعادة تصميم معظم حساسات الضغط السعوية ذات النمط التلامسي ، كما هو مبين تخطيطياً في الشكل (4)، بوضع نتوء bossed عازل في أسفل الغشاء العلوي.



**الشكل (4):** رسم تخطيطي مبسط لحساس الضغط السعوي ذي الغشاء المنتئ مركزياً (معمول له نتوء مركزي) [17].

### 3.1.4. حساس الضغط التفاضلي السعوي (CDPS)

إن حساس الضغط التفاضلي السعوي Capacitive Differential Pressure Sensor (CDPS) هو حساس يستخدم فرق الضغط بين الضغط المراد قياسه والضغط المرجعي، وبالتالي فهو يقيس السعة الناتجة عن انحراف الغشاء العائد إلى فرق الضغط [2] و [17-25]. إن حجرة أو تجويف هذا الحساس تكون مملوءة بضغط مرجعي لغاز تم احكام السد عليه بواسطة الغشاء. إن ما يميز هذا النوع من الحساسات السعوية هو أنها قادرة على قياس ضغوط أدنى أو أعلى من الضغط المرجعي (الضغط في الحجرة). فعندما يكون ضغط المطبق الخارجي أدنى من الضغط المرجعي، فإن الغشاء ينحرف باتجاه الخارج، فتزداد المسافة بين الغشاء والصفيحة الناقلة السفلية، مما يؤدي لتناقص السعة المقاسة، والعكس بالعكس. إن البنية التخطيطية لـ CDPS مبينة في الشكل (5).





**الشكل (5):** رسم تخطيطي مبسط لمبدأ بنية CDPS (مقتبس من [19]).

#### 4.1.4. حساس الضغط السعوي للتطبيقات الطبية-الحيوية

تكتسب تقانة حساسات الضغط السعوية أهمية متزايدة في التطبيقات الطبية الحيوية بسبب الحساسية والاستجابة الديناميكية dynamic response العاليتين نسبياً [26-31]. حيث أن المواد البوليمرية هي المواد المفضلة على الأغلب في الحساسات بسبب خاصية التوافق الحيوي biocompatibility مع جسم الإنسان. يناقش المرجعين [27] و [29] حساس ضغط من هذا النوع مصنع ميكروبياً وقابل للزرع داخل العين Microfabricated implantable intraocular pressure sensor وقد تم التتويه انه يمكن استخدام هذا الحساس أيضاً إلى أن هذا الحساس يمكن استخدامه لمراقبة نشاط الرحم (الجنين) في المنزل من خلال استخدام واجهة-بينية لاسلكية wireless interface. وقد اقترح المرجعين [28] و [30] حساساً سعويّاً رقمي بيني Interdigitized capacitive sensor لتطبيقه من أجل مراقبة الأطفال الذين أجريت لهم عمليات جراحية لتطبيقه من أجل تشخيص وظائف الرئة.

#### 5.1.4. حساس الضغط السعوي المضبوط الكهروساكن

يتميز حساس الضغط السعوي المحكم السد على خلاء بحساسيته العالية، إلا أنه يفتقر إلى مجال ديناميكي واسع، نظراً لأن السعة فيه تتعين فقط من خلال المسافة الفاصلة بين القطبين (صفيحتين). حيث يتم تطبيق جهد كهربائي عالي نسبياً بين الصفيحتين المتوازيتين من أجل توليد قوة كهروساكنة، وهذا الإجراء هو ما يزيد، بحسب المناقشات الواردة في المراجع [32-34]، من حساسية الحساس.

#### 6.1.4.. حساس الضغط السعوي المنشط بالكهرباء الانضغاطية

لقد تم تصميم وتصنيع وتعيين ميزات مكثفة قابلة للضبط منشطة بالكهرباء الانضغاطية بواسطة (MEMS) Micro Electro Mechanical System من أجل تحسين المجال الديناميكي للحساس من خلال جعل الركيزة بلورة انضغاطية. وقد

تم تقديم تقرير بالنتائج لأعلى نسبة ضبط سعوية من 0.46 pF إلى 10.02 pF من أجل جهد ضبط قدره 35 V [2].

#### 7.1.4. حساس ضغط سعوي ذو قيادة مشطية

هنالك حساس سعوي ذو قيادة مشطية ممكن ميكروياً Micromachined comb drive capacitive sensing يستخدم بشكل واسع في العديد من مقاييس التسارع الممكنة-الميكروية micromachined accelerometers وفي دارات ضبط الترددات اللاسلكية MEMS RF tuning circuits. إن الميزة الرئيسية لهذه البنية هي أنها تعطي تغيراً كبيراً في السعة لكل وحدة إزاحة. وقد تم اقتراحها على أنها ملائمة للتطبيق من أجل مراقبة الأطفال الذين أجريت لهم عمليات جراحية [28] بسبب حساسيتها العالية ومجالها الديناميكي الواسع نسبياً. إن أحد تصاميم الوحدة المقادة مشطياً هي أنها تتألف من غشائين علوي وسفلي مع قطب كهربائي مشطي-متداخل كما هو مبين في الشكل (6).



الشكل (6): رسم تخطيطي لبنية الصفائح المشطية لحساس ضغط تفاضلي سعوي (CDPS) (مقتبس من المرجع [3]).

إن ما يميز هذا النوع من الحساسات زيادة حساسية الضغط السعوي التفاضلي من خلال زيادة سعة الحساس التي تزداد مع زيادة المساحة الفعالة للصفحتين ذواتا المشطين المتداخلين.

## 2.4. دراسة مرجعية عن تصنيع حساسات الضغط السعوية

تستلزم تقانة أو عمليتي التصنيع العياني أو الميكروي إجراء العديد من المعالجات الفيزيائية أو الكيميائية للمواد الداخلة في تصنيع الحساس. لذلك يجب أن يكون المصمم أو المصنع على معرفة واسعة بالتقانات المختلفة المستخدمة في التصنيع مثل الطباعة الحجرية الضوئية photolithography من أجل تشكيل النموذج، وزرع الأيونات Ion implantation من أجل تغيير الخصائص الكهربائية للمادة، وإجراء عملية الأكسدة من أجل العزل الكهربائي وإنشاء نافذة عملية process window، وترسيب البخار الكيميائي chemical vapor deposition من أجل تطوير فلم رقيق ذو بنية-ميكروية، والترسيب الفيزيائي للبخار physical vapor deposition من أجل عمل فيلم سميك، باستخدام مكننة-ميكروية سطحية وعميقة من خلال الحفر الرطب أو الجاف.

### 1.2.4. تصنيع الغشاء السيليكوني

يستخدم الكثير من حساسات الضغط السعوية أغشية من السيليكون والبولي-سيليكون. ويستخدم السيليكون أحادي-التبلور في عملية المكننة-الميكروية العميقة bulk micromachining. ويتم تحقيق ذلك باستخدام قناع ملائم مع عملية تلميش (الحفر-النميش) KOH etchant [8] و [10-11] و [35-37]. وقد اعتمدت كذلك عملية المكننة-الميكروية السطحية من أجل تصنيع الغشاء من البولي-سيليكوني.

### 2.2.4. حساس الضغط السعوي الخزفي

من أجل حساسات ضغط يمكن استخدامها عند درجات الحرارة العالية، تقترح المراجع [38-40] أن يتم زرع أغشية خزفية من كبريد السيليكون (SiC) على سطح قاعدة (أو ركيزة أو رقاقة) سيليكونية. ثم يتم صقل هذه الأغشية بطريقة التلميع الميكانيكي الكيميائي (CMP) Chemical Mechanical Polishing لإزالة خشونة السطح. ويتم ربط الأغشية بركيزة التجويف عن طريق تسخين المجموع إلى  $1000^{\circ}\text{C}$ . ثم يتم تلدينها عند درجة حرارة الغرفة. ثم تتم إزالة القاعدة (الركيزة) السيليكونية باستخدام مذيب مناسب

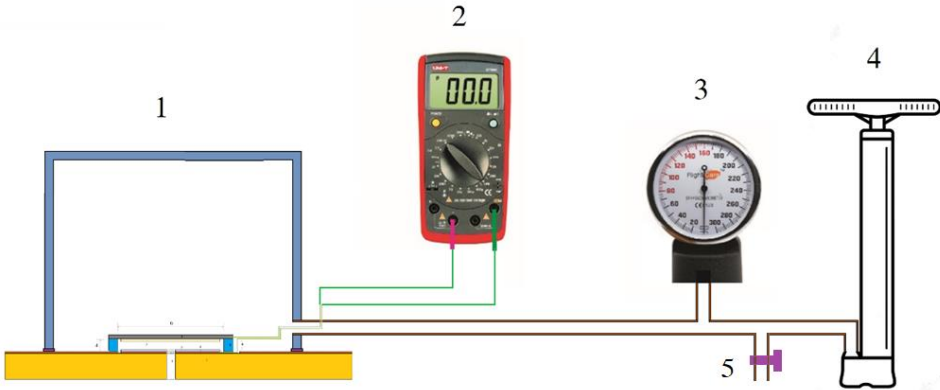
TMAH. تُستخدم أيضاً تقنية الشاشة المطبوعة Screen printed technology في تصنيع أغشية خزفية مشابهة [39].

### 3.2.4. تصنيع غشاء بوليميدي

لقد استخدمت مادة البوليميد polyimide في الأعمال الحديثة على نطاق واسع كمادة غشاء [12]، [15]، [22-23]، [41]. لكونها تتمتع باستقرارية ميكانيكية عالية وحرارية جيدة تصل إلى 450°C. كما أنها تتمتع بالتصاقية adherence جيدة مع المواد المرسبة عليها deposited برابطة ايبوكسية epoxy bonding. وهذه المراجع تعتبر هذه الأغشية من أفضل الخيارات من أجل التطبيق الطبي-الحيوي بسبب التوافق الحيوي وامتلاك الحساسات المستخدمة على حساسية عالية.

### 5. أجهزة القياس

لقد قمنا باختبار العديد من النماذج المصممة من قبلنا من أجل تطوير حساس سعوي صالح للقياسات الحيوية-الطبية ذو مجال ديناميكي واسع وحساسية عالية وشبه خطي وذو حجم صغير ملائم للتطبيقات الحديثة. يبين الشكل (7) المنظومة المصممة التي استخدمناها لاختبار عمل نماذج حساسات ضغط سعوية مصممة. ويبين الشكل (8) صورة ضوئية للمنظومة المصممة لاختبار عمل نماذج حساسات الضغط المصممة عند إجراء أحد الاختبارات.



**الشكل (7):** رسم تخطيطي للمنظومة المصممة من أجل اختبار عمل نماذج حساسات الضغط المصممة. 1. حجرة ضغط محكمة الإغلاق يوضع في داخلها الحساس لتطبيق مجال واسع من الضغوط على صفيحته العلوية، 2. مقياس سعة رقمي ملائم، 3. مقياس ضغط عياري لقياس الضغط المرجعي المطبق على الحساس، 4. مضخة هواء ذات صمام عدم رجوع من أجل رفع الضغط في الحجرة، 5. بزال للتفتيت لتخفيف الضغط في الحجرة.



**الشكل (8):** صورة ضوئية للمنظومة المصممة لاختبار عمل النماذج المصممة لحساسات الضغط السعوية.

## 6. النتائج والمناقشة

لقد تبين لنا من خلال القياسات على النماذج الاختبارية الأولية المصممة أن مشكلة الخطية، من أجل صفيحة قابلة للحركة معينة، تتعلق بالمجال الديناميكي للحساس

(مجال حركة الصفحة العلوية  $\Delta d$ )، فكلما كان المجال الديناميكي أصغر اقتربت العلاقة بين السعة المقاسة للحساس والضغط الخارجي المطبق من الخطية، وتتعلق الديناميكية بالتحديد بالتغير النسبي للبعد بين صفيحتي الحساس  $\Delta d/d$  (المجال الديناميكي النسبي)، ولذلك من أجل زيادة المجال الديناميكي عمدنا إلى تصغير البعد بين الصفيحتين بتقليل سماكة الجدار  $d$ . لأنه كلما قل البعد بين الصفيحتين كلما تحسنت الخطية. ومن ناحية ثانية، عند تقليل سماكة الجدار يصبح الحساس من النمط التلامسي، ورغم أن ذلك يقلل من المجال الديناميكي  $d\Delta$  ومن الحساسية إلا أنه يحسن كثيراً من الخطية. يتعلق المجال الديناميكي أيضاً بسماكة الصفحة القابلة للحركة، فكلما كانت الصفحة القابلة للحركة أرق كان المجال الديناميكي أكبر وكانت الحساسية أكبر. إن مشكلة العوامل المتعاكسة كانت تتطلب منا إيجاد موازنة بين سماكة الجدار وسماكة الصفحة القابلة للحركة بحيث تكون الحساسية والخطية عالية قدر الإمكان. علماً أنه كلما قلت سماكة الجدار قل المجال الديناميكي وقلت الحساسية لكن تحسنت الخطية. وهنا يجب أن نشير إلى أن الحساس ذي النمط التلامسي الحاوي على النتوء الملتصق بالصفحة القابلة للحركة يتسبب بتقليل ديناميكية الصفحة، وكلما كانت مساحة النتوء أكبر قلت الديناميكية أكثر، وأيضاً كلما زادت سماكة النتوء قل المجال الديناميكي، وهذه المشكلة تتطلب منا الموازنة بين سماكة النتوء ومساحته، وبالتالي كان الاختيار أن تكون مساحته وسماكته أكبر ما يمكن شريطة أن يكون النتوء من مادة مرنة قدر الإمكان وعازلة وذات سماحية كهربائية عالية من أجل تعويض الحساسية فوق اختيارنا على ورق مشمع بشمع البرافين.

أن المجال الديناميكي للحساس، من أجل مادة معينة للصفحة العلوية القابلة للحركة، يتزايد مع زيادة مساحة الصفحة، فكلما كان نصف قطر الصفحة القابلة للحركة أكبر كان المجال الديناميكي أكبر. ويتزايد عكساً مع زيادة سماكة الصفحة القابلة للحركة، فكلما كان الصفحة القابلة للحركة أرق كلما كان المجال الديناميكي أكبر. لكن لما كان من أهدافنا أن يكون الحساس ذو أبعاد صغيرة نسبياً خاصة من حيث المساحة

كان يؤدي الى تقليل المجال الديناميكي، وبالتالي من الحساسية. ولذلك كان من المفروض إيجاد صفيحة من مادة أكثر مرونة فوقع اختيارنا على صفائح الألمنيوم والستاليس ستيل. حيث إن المجال الديناميكي للحساس يتعلق أيضاً بنوع مادة الصفيحة القابلة للحركة، فكلما كانت المادة ذات عامل صلابة أقل، كلما كان المجال الديناميكي أكبر.

إذاً من أجل تحسين المجال الديناميكي كان من الواجب علينا أن نختار بعناية كل من سماكة الصفيحة المتحركة وسماكة الجدار العازل، ونوع المادة (ثابت الصلابة) بحيث يكون الحساس خطي قدر المستطاع وأن يكون ذو حساسية عالية وصغيراً وفقاً لما تتطلبه القياسات الطبية الحيوية للضغوط.

فضلاً عن ذلك يمكن زيادة المجال الديناميكي للحساس بالتقليل من مقاومة الغاز الداخلي للحساس لحركة الصفيحة القابلة للحركة. ولإلغاء تأثير مقاومة الغاز لحركة الصفيحة قمنا بعمل ثقب في وسط الصفيحة السفلية لجعل التجويف دوماً عند الضغط الجوي مما يتيح للصفيحة العلوية بمجال حركة أوسع، وبالتالي تزداد كل من ديناميكية وحساسية الحساس.

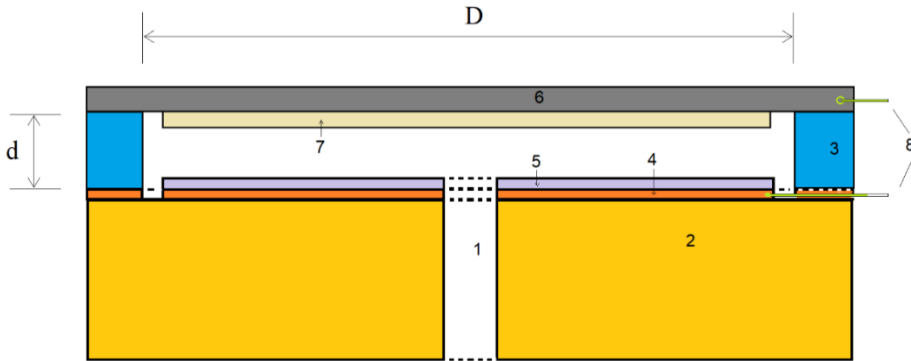
ومن أجل زيادة الحساسية أكثر، قمنا بإضافة طبقة من مادة ذات سماحية كهربائية عالية نسبياً من المواد الرخيصة نسبياً والمتوفرة تجارياً فوق الصفيحة السفلية، فكلما كانت السماحية الكهربائية للمادة المضافة أكبر صارت الحساسية أكبر. وقد وقع اختيارنا بشكل أساس على مادتين هما الغرافيت 33 والزنك 66. مع ملاحظة أن هنالك مواد رخيصة أيضاً ذات سماحية كهربائية أكبر يمكن أن تزيد من الحساسية بشكل هائل إلا أنها للأسف غير متوفرة تجارياً بسبب الحظر.

إن حساسية الحساس تتعلق بشكل أساسي بديناميكيته، فكلما كان المجال الديناميكي النسبي أكبر كلما كانت الحساسية السعوية أكبر، حيث تمثل الحساسية السعوية التغير النسبي للسعة من أجل كل وحدة ضغط  $\Delta C/CP$ ، حيث  $C$  هي السعة و

$P$  هو الضغط المطبق. عندما تكون الحساسية السعوية للحساس ثابتة على كامل مجال الضغوط المطبقة، فإن العلاقة بين السعة المقاسة للحساس والضغط الخارجي المطبق تكون خطية إلى حد كبير.

أما من ناحية تصغير حجم الحساس، فإن الغاية أولاً تكمن في كما ذكرنا وفقاً لما تتطلبه القياسات الطبية الحيوية للضغوط، وثانياً من أجل تقليل استهلاك الطاقة. ومن أجل حل مشكلة التوافق الطبي الحيوي للحساس مع جسم الإنسان، فإننا نقترح طلي الحساس بطبقة رقيقة من البوليميد.

وعلى كل حال أصبح بمقدورنا تصنيع نماذج مختلفة من أجل كافة الضغوط الحيوية. لكننا هنا سوف نقدم نماذج مناسبة لقياس ضغط الدم وضغط التنفس فقط. **يبين الشكل (9)** رسماً تخطيطياً نموذجياً للحساس الضغط المطلق السعوي القابل للتلامس المصمم من قبلنا والذي جرى اختبار صلاحيته لقياس ضغط الدم وضغط التنفس.



**الشكل (9):** رسم تخطيطي نمذجي لحساس الضغط السعوي القابل للتلامس المصمم من قبلنا. وهو عبارة عن صفيحتين دائريتين متوازيتين يفصل بينهما ثلاثة مواد. المادة الأولى هي النتوء وهو ورقة مشبعة بشمع البرافين، والمادة الثانية هي الهواء، والمادة الثالثة هي مادة يمكن استبدالها بمادة ذات سماحية كهربائية أكبر من أجل زيادة الحساسية أكثر فأكثر. حيث 1. فتحة لجعل الضغط في تجويف الحساس ثابت عند الضغط الجوي من أجل زيادة



ديناميكية الصفيحة العلوية، 2. قاعدة أو ركييزة حاملة من الفيبر المُنحس يركب عليها الحساس، 3. جدار عازل كهربائي بين صفيحتي الحساس وهو عبارة عن حلقة من شريط لاصق بجهتين ذات سماكة  $d = 0.0002 \text{ m}$ ، 4. طبقة نحاسية على الفيبر تلعب دور صفيحة سفلية للحساس، 5. مادة عازلة ذات ثابت عزل كبير نسبياً مثل الغرافيت 33 أو الزنك 66، 6. الصفيحة العلوية للحساس القابلة للحركة تحت تأثير الضغط الخارجي المقاس وهي على شكل دائرة قطرها  $D = 0015 \text{ m}$  (من الألمنيوم أو الستانلس ستيل)، ويمكن استبدالها بأي صفيحة ذات مواصفات أفضل، 7. مادة عازلة هي ورق مشبع بشمع البرافين لزيادة سعة الحساس وللعزل بين الصفيحتين في حال التشغيل عند التلامس وهي مادة مرنة لا تعيق حركة الصفيحة العلوية، 8. قطبين (سلكين نحاسيين موصولين إلى الصفيحتين).

يبين **الجدول (1)** نتائج اختبار ثلاثة حساسات ضغط نموذجية فقط، كما يبين صلاحية هذه الحساسات من أجل القياسات الحيوية الطبية كضغط الدم وضغط التنفس. وهي تختلف عن بعضها من حيث الأبعاد والمواد المؤثرة على المجال الديناميكي والحساسية السعوية والخطية، التي تتعلق بشكل أساسي بحجم ونوع الصفيحة القابلة للحركة (الغشاء) ونوع وسماكة المواد العازلة الموضوعة بين صفيحتي الحساس وبسماكة الجدار العازل.

**الجدول (1):** نتائج قياس سعة من أجل ثلاثة حساسات تم الإشارة إليها في الجدول ب 1 و 2 و 3 على الترتيب.

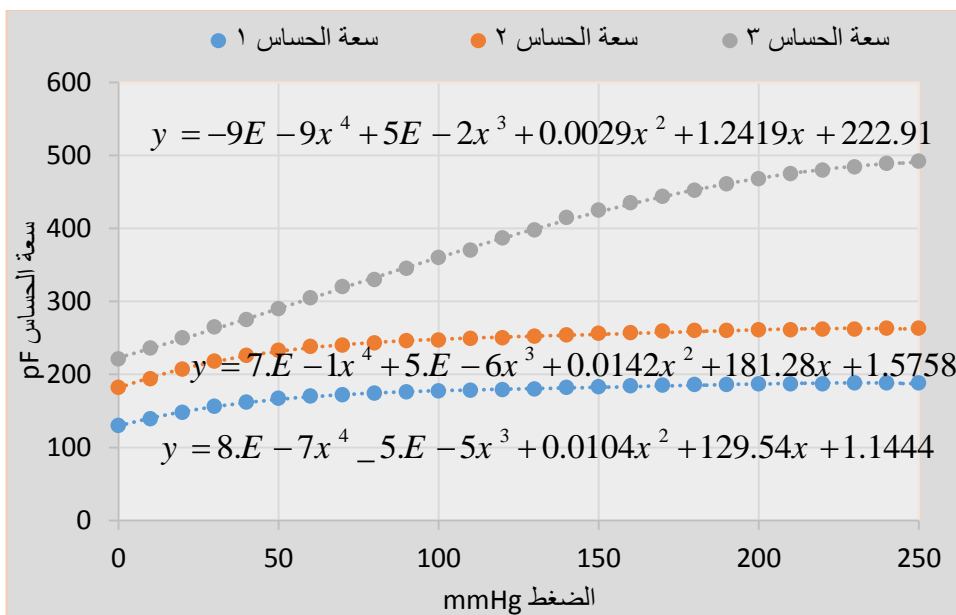
رقم الحساس	1	2	3
العازل	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين+غرافيت 33	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين+زنك 66
نوع وسماكة الصفيحة المتحركة	ألمنيوم 0.15 mm	ألمنيوم 0.15 mm	فولاذ مطلي بالكروم 0.3 mm

تصنيع ونمذجة حساس ضغط طبي قابل للتلامس ذو حساسية ومجال ديناميكي ملانمين

الضغط المرجعي mmHg	سعة مكثفة الحساس 1 pF	سعة مكثفة الحساس 2 pF	سعة مكثفة الحساس 3 pF
0	131	182	221
10	139	194	236
20	148	207	250
30	156	218	265
40	162	226	275
50	167	233	290
60	170	238	305
70	172	240	320
80	174	243	330
90	176	246	345
100	177	247	360
110	178	249	370
120	179	250	387
130	180	252	398
140	182	254	415
150	183	256	425
160	184	257	435
170	185	259	444
180	186	260	452
190	186	260	461
200	187	261	468
210	187	261	475
220	187	262	480

230	188	262	484
240	188	263	489
250	188	263	492

ويبين الشكل (10) رسماً بيانياً لسعة الحساس كتابع لقياس الضغط العياري المرجعي المطبق على الحساس من أجل الحساسات الثلاثة.

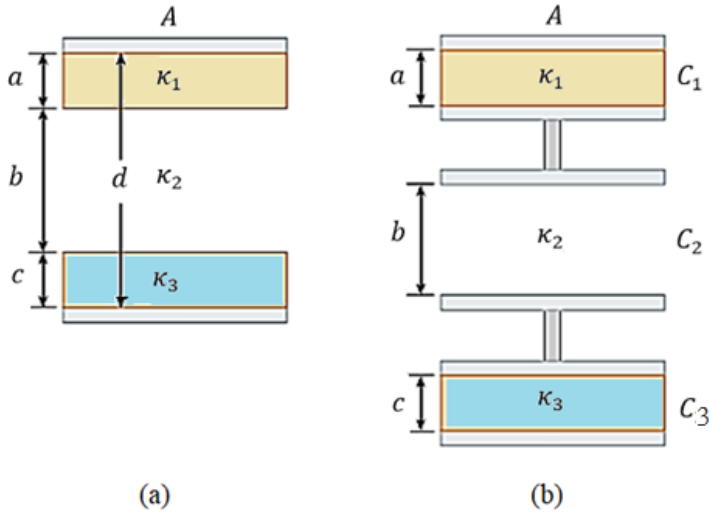


الشكل (10): سعة الحساس كتابع للضغط العياري المرجعي.

الشكل (10) يبين أن الحساس رقم 2 بطبقة الغرافيت 33 ذو حساسية أفضل من الحساس رقم 1 (بدون زنك او غرافيت) وأن الحساس رقم 3 بطبقة الزنك 66 ذو حساسية أفضل من الحساسين الآخرين. وأن الحساسين 1 و 2 يمتلكان مجالاً خطياً من أجل ضغوط أكبر من 60 mmHg. وأن الحساس 3 يمتلك مجالاً خطياً تقريباً من أجل ضغوط أقل من 200 mmHg. كما يبين بوضوح إمكانية تطبيق الحساس لقياس ضغط الدم وضغط التنفس.

## 1.6. نمذجة حساسات الضغط

يمكن نمذجة أيًا من حساسات الضغط المصمم من قبلنا والمبين تخطيطياً في الشكل (11) كمكثفة ذات صفيحتين معدنيتين دائريتين متوازيتين مساحة كل من لبوسها  $A = \pi(D/2)^2$ ، حيث  $D$  هو قطر اللبوس. وهذه المكثفة يمكن تصورها، من أجل الحساس رقم 1، على أنها مكونة من مكثفتين موصولتين على التسلسل. من أجل الحساسين رقم 2 و 3 يمكن تصورها على أنها مكونة ثلاث مكثفات موصولة على التسلسل كما هو مبين في الشكل (11-b)، وذلك نظراً لأن الفاصل  $d$  بين الصفيحتين يتكون من ثلاث مواد هي ورق مشبع بشمع البرافي، هواء، مادة عازلة مختبرة قابلة للتبديل. حيث أن سماكات هذه المواد هي  $a$  و  $b$  و  $c$  على الترتيب، وثوابت العزل لها هي  $K_{tot.1}$  و  $K_{tot.2}$  و  $K_{tot.3}$  على الترتيب.



**الشكل (11): (a)** حساس سعوي ذو صفيحتين متوازيتين دائريتين مساحة كل منهما  $A$ ، والمسافة الفاصلة بينهما  $d$  هي عازل وهواء وعازل ثان سماكتها  $a$  و  $b$  و  $c$  على الترتيب، وثوابت العزل لها  $K_{tot.1}$  و  $K_{tot.2}$  و  $K_{tot.3}$  على الترتيب. **(b)** تتكون الدارة المكافئة للمكثفة من مكثفتين موصولتين على التسلسل.

لقد تم قياس السعات للحساسات الثلاثة في وضع عدم التشغيل (الضغط المرجعي صفراً) وهي مبينة في **الجدول (1)**. واعتماداً عليها وعلى البيانات التقنية المبينة في

الجدول (2) تم حساب ثوابت العزل لها  $K_{tot.1}$  و  $K_{tot.2}$  و  $K_{tot.3}$  باستخدام العلاقات

$$C_{tot.1} = \varepsilon_0 K_{tot.1} \frac{A}{a + b = 0.0002 \text{ m}}$$

$$C_{tot.2} = \varepsilon_0 K_{tot.2} \frac{A}{a + b' + c' = 0.0002 \text{ m}}$$

$$C_{tot.3} = \varepsilon_0 K_{tot.2} \frac{A}{a + b'' + c'' = 0.0002 \text{ m}}$$

وقد أدرجت في الصف الأخير من الجدول (2). حيث  $\varepsilon_r = \varepsilon_0 K$  .

relative permittivity هي السماحية الكهربائية النسبية  $\varepsilon_r$  و vacuum permittivity هي السماحية الكهربائية للخلاء  $\varepsilon_0 = 8.8541878176 \dots \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$

permittivity للمادة. و  $K$  ثابت العزل. وإن ثابت العزل للهواء هو  $\kappa_{air} \approx 1.000006 \text{ F/m}$

الجدول (2): بيانات تقنية للحساسات الثلاثة.

رقم الحساس	الحساس 1	الحساس 2	الحساس 3
نوع وسماكة الصفيحة القابلة للحركة	ألمنيوم 0.15 mm	ألمنيوم 0.15 mm	فولاذ مطلي بالكروم 0.3 mm
العازل والمادة ذات السماحية العالية نسبياً	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين+غرافيت 33	هواء+ورق مشبع بشمع البرافين+زنك 66
قطر الصفيحة m	0.015	0.015	0.015
مساحة الصفيحة m <sup>2</sup>	0.000176625	0.000176625	0.000176625
البعد بين الصفيحتين m	0.0002	0.0002	0.0002
سعة المكثفة pF	100	150	190
السعة الكلية الحساس مع أسلاك	131	181	221

تصنيع ونمذجة حساس ضغط طبي قابل للتلامس ذو حساسية ومجال ديناميكي ملانمين

التوصيل pF			
سعة أسلاك التوصيل pF	31	31	31
السعة الكلية للحساس pF	100	150	190
ثابت العزل F/m	1.13234E-10	1.69851E-10	2.15145E-10

(1) وفقاً لهذا النموذج، من أجل الحساس 1 الذي فيه الفاصل بين الصفيحتين هو

ورق مشبع بشمع البرافين والهواء، فإن ثابت العزل الكلي يكون:

$$\kappa_{\text{tot.1}} = \kappa_1 + \kappa_2 = \kappa_{\text{pra.}} + \kappa_{\text{air}}$$

وبما أن ثابت العزل للهواء  $\kappa_{\text{air}}$  معلوم فيمكن من هذه العلاقة حساب ثابت العزل

للورق المشبع بشمع البرافين  $\kappa_{\text{pra.}}$ .

وإن السعة الكلية المكافئة للحساس 1 تكون:

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{1}{C_{\text{pra}}} + \frac{1}{C_{\text{air}}} = \frac{1}{\kappa_{\text{pra.}} \frac{\epsilon_0 A}{a}} + \frac{1}{\kappa_{\text{air}} \frac{\epsilon_0 A}{b}} \Rightarrow$$

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{a}{\kappa_{\text{pra.}} \epsilon_0 A} + \frac{b}{\kappa_{\text{air}} \epsilon_0 A}$$

حيث  $a$  هي سماكة الورق المشبع بالبرافين، و  $b$  هي سماكة الطبقة الهوائية في

الحساس 1. وبما أن  $b = 0.0002 - a$ ، فإنه يكون لدينا:

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{a}{\kappa_{\text{pra.}} \epsilon_0 A} + \frac{0.0002 - a}{\kappa_{\text{air}} \epsilon_0 A}$$

وفي هذه العلاقة مجهول واحد هو سماكة الورق المشبع بشمع البرافين  $a$ ، وبالتالي

يمكننا حسابها.

(2) ووفقاً أيضاً لهذا النموذج، من أجل الحساس 2 الذي فيه الفاصل بين الصفيحتين هو ورق مشبع بشمع البرافين والهواء ومادة ثالثة هي الغرافيت 33، فإن ثابت العزل الكلي يكون:

$$\kappa_{\text{tot.1}} = \kappa_1 + \kappa_2 + \kappa_3 = \kappa_{\text{pra.}} + \kappa_{\text{air}} + \kappa_{\text{gra.}}$$

وبما أن ثابت العزل للهواء  $\kappa_{\text{air}}$  وثابت العزل للورق المشبع بشمع البرافين  $\kappa_{\text{pra.}}$  معروفين، فإنه يمكن من هذه العلاقة حساب ثابت عزل الغرافيت 33

$$\cdot \kappa_{\text{gra.}}$$

وإن السعة الكلية المكافئة للحساس 2 تكون:

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{1}{C_{\text{pra}}} + \frac{1}{C_{\text{air}}} + \frac{1}{C_{\text{gra.}}} = \frac{1}{\kappa_{\text{pra.}} \frac{\epsilon_0 A}{a}} + \frac{1}{\kappa_{\text{air}} \frac{\epsilon_0 A}{b'}} + \frac{1}{\kappa_{\text{gra.}} \frac{\epsilon_0 A}{c'}} \Rightarrow$$

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{a}{\kappa_{\text{pra.}} \epsilon_0 A} + \frac{b'}{\kappa_{\text{air}} \epsilon_0 A} + \frac{c'}{\kappa_{\text{gra.}} \epsilon_0 A}$$

حيث  $a$  هي سماكة الورق المشبع بالبرافين وقد أصبحت معروفة، و  $b'$  هي سماكة الطبقة الهوائية في الحساس 2. وبما أن  $b' = 0.0002 - a - c'$ ، فإنه يكون لدينا:

$$\frac{1}{C_{\text{tot.1}}} = \frac{a}{\kappa_{\text{pra.}} \epsilon_0 A} + \frac{0.0002 - a - c'}{\kappa_{\text{air}} \epsilon_0 A} + \frac{c'}{\kappa_{\text{gra.}} \epsilon_0 A}$$

وفي هذه العلاقة مجهول واحد هو سماكة طبقة الغرافيت 33  $c'$ ، وبالتالي يمكننا حسابها.

(3) ووفقاً لهذا النموذج أيضاً، من أجل الحساس 3 الذي فيه الفاصل بين الصفيحتين هو ورق مشبع بشمع البرافين والهواء ومادة ثالثة هي الزنك 66، فإن ثابت العزل الكلي يكون:

$$\kappa_{\text{tot.1}} = \kappa_1 + \kappa_2 + \kappa_3 = \kappa_{\text{pra.}} + \kappa_{\text{air}} + \kappa_{\text{zan.}}$$

وبما أن ثابت العزل للهواء  $\kappa_{air}$  وثابت العزل للورق المشبع بشمع البرافين  $\kappa_{pra}$  معروفين، فإنه يمكن من هذه العلاقة حساب ثابت العزل للزنك 66

$$\cdot \kappa_{zan.}$$

وإن السعة الكلية المكافئة للحساس 2 تكون:

$$\frac{1}{C_{tot.1}} = \frac{1}{C_{pra}} + \frac{1}{C_{air}} + \frac{1}{C_{zan.}} = \frac{1}{\kappa_{pra} \frac{\epsilon_0 A}{a}} + \frac{1}{\kappa_{air} \frac{\epsilon_0 A}{b''}} + \frac{1}{\kappa_{zab.} \frac{\epsilon_0 A}{c''}} \Rightarrow$$

$$\frac{1}{C_{tot.1}} = \frac{a}{\kappa_{pra} \epsilon_0 A} + \frac{b''}{\kappa_{air} \epsilon_0 A} + \frac{c''}{\kappa_{gra.} \epsilon_0 A}$$

حيث  $a$  هي سماكة الورق المشبع بالبرافين وقد أصبحت معروفة، و  $b'$  هي سماكة الطبقة الهوائية في الحساس 3. وبما أن  $b'' = 0.0002 - a - c''$ ، فإنه يكون لدينا:

$$\frac{1}{C_{tot.1}} = \frac{a}{\kappa_{pra} \epsilon_0 A} + \frac{0.0002 - a - c''}{\kappa_{air} \epsilon_0 A} + \frac{c''}{\kappa_{gra.} \epsilon_0 A}$$

وفي هذه العلاقة مجهول واحد هو سماكة طبقة الزنك 66  $c''$ ، وبالتالي يمكننا حسابها.

## الإستنتاجات

1- تتعلق خطية وحساسية حساس الضغط السعوي بالمجال الديناميكي للحساس، فكلما كان المجال الديناميكي أوسع كلما كانت الحساسية أكبر، لكن كانت الخطية أسوء.

2- تتعلق ديناميكية الحساس بمساحة الصفيحة القابلة للحركة وسماكتها وثابت صلابتها أو مرونتها. وأن عمل ثقب في الصفيحة الثابتة يزيد من المجال الديناميكي لحساس الضغط.



3- إن لصق ورقة عازلة مشبعة بشمع البرافين يزيد من حساسية حساس الضغط.

4- وإن كون سماكة الجدار العازل صغيرة نسبياً يجعل حساس الضغط يعمل في النمط التلامسي، وهذا يحسن من خطية حساس الضغط السعوي.

5- وكلما كانت مساحة وسماكة النتوء أكبر أصبح المجال الديناميكي لحساس الضغط السعوي أصغر.

6- إن إضافة طبقة ذات سماحية كهربائية أكبر يجعل حساسية الضغط لحساس الضغط السعوي أكبر.

7- إن تصغير أبعاد الحساس يقلل من استهلاك الطاقة الكهربائية.

## 8. الاقتراحات

1- إجراء تعديلات في أبعاد مكونات الحساس من أجل استخدامه في تطبيقات أخرى طبية وغير طبية.

2- طلي الحساس بطبقة رقيقة من البوليميد أو أي مادة أخرى بحيث يمكن استخدامه من أجل قياسات الضغوط الداخلية مثل ضغط الجنين.

3- نقترح استبدال الزنك 66 بمادة ذات سماحية أكبر ليصبح الحساس ملائم لتطبيقات صناعية وفضائية وطبية أخرى.

## REFERENCES

- [1] ESWARAN, P.; MALARVIZHI, S. MEMS capacitive pressure sensors: a review on recent development and prospective. 2013.
- [2] W. P. Eaton and J. H. Smith, "Micromachined pressure sensors: review and recent developments", *Smart Materials and Structures*, vol. 6, pp. 530–539, 1997.
- [3] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Modeling of MEMS Capacitive Differential Pressure Sensor", *Proceedings of 2013 International Conference on Circuits, Power and Computing Technologies [ICCPCT-2013]*, Noorul Islam University, Kanyakumari, India, pp. 699 -702, 21-22 March 2013.
- [4] Vance d A. Browne, George E Kochanek, "Capacitance pressure sensor", United States patent 4523474, pp. 1-6, June 18, 1985.
- [5] W. P. Eaton, Bevan D, James H smith, "Capacitance pressure sensor", US patent 6012336, pp. 1-14, January 11, 2000.
- [6] Keith.W, golker, Thomas E. Hendrikson Charles C, Hung, "High sensitivity variable capacitive Transducer", United States patent 4420790, pp. 1-5, December 13, 1983.
- [7] Yuelin Wang and M. Esashi, "A Novel Electrostatic Servo Capacitive Vacuum Sensor", *1997 International Conference on Solidstate Sensors and Actuators*, Chicago, pp.1457-1460, June 16-19, 1997.
- [8] Fang He, Qing-An Huang, Ming Qin, "A silicon directly bonded capacitive absolute pressure sensor", *Sensors and Actuators A* 135, pp.507–514, 2007.
- [9] Hussam Eldin A. Elgamel, "A simple and efficient technique for the simulation of capacitive pressure transducers", *Sensors and Actuators* 77 pp.183–186. 1999.
- [10] Aziz Ettouhami, Nouredine Zahid, Mourad Elbelkacemi, "A novel capacitive pressure sensor structure with high sensitivity

- and quasi-linear response”, *C. R. Mecanique* 332, pp. 141-146, 2004.
- [11] Abhijeet V. Chavan, and Kensall D. Wise, “Batch-Processed Vacuum-Sealed Capacitive Pressure Sensors”, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 10, No. 4, pp.580-587, December 2001.
- [12] Jaehyeong Han and Mark A. Shannon, “ Smooth Contact Capacitive Pressure Sensors in Touch- and Peeling-Mode Operation”, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 9, no. 3, pp. 199-207, March 2009.
- [13] Wen H. Ko, Qiang Wang, “Touch mode capacitive pressure sensors”, *Sensors and Actuators*, 75, pp. 242–251, 1999.
- [14] Qiang Wang, Wen H. Ko, “Modeling of touch mode capacitive sensors and diaphragms”, *Sensors and Actuators A*, 75, pp. 230– 241, 1999.
- [15] Jaehyeong Han, Junghoon Yeom, Junghyun Lee, Mark A. Shannon, Richard I. Masel, “Smooth Contact Mode Capacitive Pressure Sensor with Polyimide Diaphragm”, *Proceedings of IEEE Sensors Conference*, pp. 1468-1471, 28-31 October 2007.
- [16] Wen H. KO, Qiang Wang, “Touch Mode Capacitive Pressure Sensors For Industrial Applications”, *Proceedings, IEEE., Tenth Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp. 284-290, 26-30 January 1997.
- [17] P. Eswaran, S. Malarvizhi, “Sensitivity Analysis on MEMS Capacitive Differential Pressure Sensor with Bossed Diaphragm Membrane”, *Proceedings of 2012 International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS)*, Karunya University, Coimbatore, India, 15th & 16th, pp. 705-709, March, 2012.
- [18] Leslie B Wilner, Polo alto, Calif, “Differential capacitive transducer and method of marking” US patent 4825335, pp. 1-19, April 25, 1989.

- [19] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Simulation Analysis of MEMS Based Capacitive Differential Pressure Sensor for Aircraft Application", *Advanced Materials Research*, Vols. 403-408, pp.4152-4156, 2012. DOI:10.4028/www.scientific.net/AMR.403-408.4152, 2012.
- [20] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Design Analysis of MEMS Capacitive Differential Pressure Sensor for Aircraft Altimeter", *International Journal of Applied Physics and Mathematics*, Vol. 2, No. 1, pp.14-20, January 2012.
- [21] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Modeling and Analysis of High Sensitive MEMS Capacitive Differential Pressure Sensor with Polyimide Diaphragm", *Advanced science letters*, Vol. 19, No.12, pp. 3449-3453, December 2013.
- [22] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Modeling of High sensitive MEMS differential Capacitive Pressure Sensor with Polymer diaphragm Membrane", *Proceedings of the 9th Nanomechanical sensing workshop NMC 2012, IIT Bombay Mumbai, India*, pp.153-154, 6th to 8th June 2012.
- [23] P. Eswaran, S. Malarvizhi, "Microcapacitive Differential Pressure Sensor Diaphragm Modelling using MATLAB", *Proceedings of 2013 International Conference on Circuits, Power and Computing Technologies [ICCPCT-2013]*, Noorul Islam University, Kanyakumari, India, pp. 725-729, 21-22 March 2013.
- [24] Zhang.Y, Howver.R, Gogoi.B and Yazdi, "A High-Sensitive Ultra Thin MEMS Capacitive Pressure sensor", *Proceedings of 16<sup>th</sup> International Conference on Solid state sensors, Actuators and Microsystems conference (Transducers) 2011*, pp 112 – 115, 5-9 June 2011.
- [25] C. Pedersen, S. T. Jesperseny, J. P. Krog, C. Christensen, E. V. Thomseny Grundfos, Poul Due Jensens Vej, "Combined Differential and Static Pressure Sensor based on a Double-

- Bridged Structure”, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 5, Issue: 3 pp. 446 – 454, June 2005.
- [26] Lamyamba yambem, Murat Kaya yapici, Junzou, “A New wireless sensor system for Smart diapers”, *IEEE Sensor Journal*, Vol. 8, No. 3, pp. 238-239, March 2008.
- [27] Po-Jui Chen, IEEE, Damien C. Rodger, Saloomeh Saati, Mark S. Humayun, Yu-Chong Tai, “Microfabricated Implantable Parylene-Based Wireless Passive Intraocular Pressure Sensors”, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 17, NO. 6, pp. 1342-1351, December 2008.
- [28] Duck-Bong Seo, Robin Shandas, “ Design And Simulation Of A MEMS-Based Comb-Drive Pressure Sensor For Pediatric Post-Operative Monitoring Applications”, *Proceeding of 2003 Summer Bioengineering Conference*, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida pp. 1239-1240, June 25-29, 2003.
- [29] Han-Chang Wu, Shuenn-Tsong Young, and Te-Son Kuo, “A Low-Cost Pressure Sensor for Maternal Uterine Activity Monitoring”, *Proceedings of the 17th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2000. IMTC 2000*. Vol. 2, pp. 707 - 709, 2000.
- [30] Anton F. P. Van Putten, Michael J. A. M. van Putten, Maurice H. P. M. van Putten, Pascal F. A. M. Van Putten , “Multisensor Microsystem for Pulmonary Function Diagnostics”, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 2, no. 6, pp. 636-641, December 2002.
- [31] Kerstin E. Babbitt, Lynn Fuller, Bradley Keller, “A Surface Micromachined Capacitive Pressure Sensor for Biomedical Applications”, *Proceedings of the Twelfth Biennial University / Government/Industry Microelectronics Symposium*, pp. 150 – 153, 20-23 July 1997.
- [32] Yuelin Wang and M. Esashi, “A Novel Electrostatic Servo Capacitive Vacuum Sensor”, *Proceedings of 1997 International Conference on Solid-state Sensors and Actuators*, Chicago, pp. 1457-1460, 16-19 June 1997.

- [33] Adriana Cozma, Robert Puers, “Electrostatic actuation as a self-testing method for silicon pressure sensors”, *Sensors and Actuators A* 60, pp. 32-36, 1997.
- [34] Guchuan Zhu, Lahcen Saydy, Mehran Hosseini, Jean-François Chianetta, and Yves-Alain Peter, “A Robustness Approach for Handling Modeling Errors in Parallel-Plate Electrostatic MEMS Control”, *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 17 , Issue: 6 pp. 1302 – 1314, Dec. 2008.
- [35] Yong s lee, kensall D. wise, “A batch fabricated silicon capacitive pressure transducer with low temperature sensitivity”, *IEEE transactions on Electron Devices*, Vol, 29, No.1, pp. 42-49, January 1982.
- [36] Orhan Akbar, Tay fun Akin, Khalil Nijafi, “A wireless batch sealed capacitive pressure sensor”, *Sensor and Actuator A*, Vol. 95, pp. 29-38, 2001.
- [37] Gary K. Fedder, “MEMS Fabrication”, *Proceedings of International Conference on Test Conference, (ITC 2003)*, Sept. 30-Oct. 2, 2003 Vol. 1 pp. 691 – 698, 2003.
- [38] Darrin J. Young, Jiangang Du, Christian A. Zorman, Wen H. Ko, “High-Temperature Single-Crystal 3C-SiC Capacitive Pressure Sensor”, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 4, No. 4, pp. 464-469, August 2004.
- [39] C. B. Sippola and C. H. Ahn, “A Ceramic Capacitive Pressure Microsensor with Screen-Printed Diaphragm”, *Proceedings of IEEE Sensor conference*, , pp. 1271-1274, October 30-November. 3, 2005.
- [40] Noel N. Nemeth , Osama Jadaan, Joseph L. Palko , Jay S. Mitchell , Christian A. Zorman , “Structural Modeling and Probabilistic Characterization Of MEMS Pressure Sensor Membranes”, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 17, No. 2, pp.453-458, April 2008.

- [41] Sung-pil chang, Geong bong lee, Mark G Allen, “Robust capacitive pressure sensor array”, *Sensors and Actuators A*, Vol. 101, pp. 231-238, 2002.

