

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE Technologie

FILIÈRE : Electronique

DEPARTEMENT Electronique

OPTION : Instrumentation

N° :



Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master

Par :

- **BOUZID FARES**
- **BARKAT HICHAM**

THÈME :

Etude et simulation du capteur de type ISFET

Soutenu devant le jury composé de :

Dr.Saada khalkhal Fayçal	Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila	Président
Dr .Kebaili Farida	Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila	Rapporteur
Dr .BenMeddour. Fadila.	Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila	Co-Rapporteur
Dr.Chaabane Rayenne.	Université M ^{ed} Boudiaf –M'sila	Examineur

Année universitaire : 2021 /2022

Résumé :

L'utilisation des techniques de la microélectronique dans le domaine des analyses médicales, de l'environnement, de l'alimentation et de la pharmacie a fait apparaître des capteurs chimiques à base de transistors ISFET, qui sont des transistors à effet de champs sensibles aux ions. Le développement de nouveaux capteurs fiables nécessite l'étude des paramètres physiques déterminant la sensibilité du transistor ISFET aux différents milieux chimiques dans lesquelles ils sont introduits. Toutefois ces transistors n'ont pas encore atteint la maturité voulue. Des améliorations de leurs performances sont nécessaires pour permettre leur utilisation à grande échelle dans les applications biochimiques. Visant à l'optimisation du processus de conception et de fabrication de ces composants, la corrélation entre les paramètres technologiques et la réponse électrique du dispositif peut être obtenue au moyen d'une simulation électrique, car l'optimisation passe par l'établissement de modèles reflétant fidèlement la réalité. Ces modèles permettront la compréhension des phénomènes physiques et l'évaluation de leurs impacts sur la détection. Ainsi la reproductibilité et les paramètres de détection (sensibilité, gamme de détection,...) seront améliorés. Dans ce travail, nous avons étudié le fonctionnement de l'ISFET et déterminé différentes caractéristiques tel que la variation du potentiel électrostatique en fonction du PH de l'électrolyte, tracer les caractéristiques de transfert et autres. Aussi, étudier l'effet de la température sur les performances statiques et dynamiques du transistor en utilisant le logiciel COMSOL.

Mots clé : Capteur pH-ISFET , simulation, Electrolyte, sensibilité.

Abstract :

The use of microelectronic techniques in the field of medical analysis, environment, food and pharmacy has led to the development of chemical sensors based on ISFET transistors, which are field effect transistors sensitive to ions. The development of new reliable sensors requires the study of the physical parameters determining the sensitivity of the ISFET transistor to the different chemical media in which they are introduced. However, these transistors have not yet reached the desired maturity. Improvements of their performances are necessary to allow their large scale use in biochemical applications. Aiming at the optimization of the design and fabrication process of these components, the correlation between the technological parameters and the electrical response of the device can be obtained by means of an electrical simulation, because the optimization requires the establishment of models that faithfully reflect reality. These models will allow the understanding of the physical phenomena and the evaluation of their impact on the detection. Thus the reproducibility and the detection parameters (sensitivity, detection range,..) will be improved. In this work, we studied the functioning of the ISFET and determined various characteristics such as the variation of the electrostatic potential as a function of the PH of the electrolyte, plot the transfer characteristics and others. Also, study the effect of temperature on the static and dynamic performance of the transistor using COMSOL Multiphysics.

Key words: pH-ISFET sensor, simulation, electrolyte, sensitivity.

المخلص:

أدى استخدام تقنيات الإلكترونيات الدقيقة في مجال التحليل الطبي والبيئة والغذاء والصيدلة إلى ظهور أجهزة استشعار كيميائية تستند إلى ترانزستورات ISFET وهي ترانزستورات ذات تأثير حقول حساسة للأيونات. يتطلب تطوير أجهزة استشعار جديدة موثوقة دراسة البارامترات الفيزيائية التي تحدد حساسية ترانزستور ISFET للوسائط الكيميائية المختلفة التي يتم إدخالها فيها. ومع ذلك، فإن هذه الترانزستورات لم تصل بعد إلى النضج المطلوب. هناك حاجة إلى تحسينات في أدائها لتمكينها من استخدامها على نطاق واسع في التطبيقات الكيميائية الحيوية. من أجل تحسين عملية تصميم وتصنيع هذه المكونات، يمكن الحصول على الارتباط بين المعلمات التكنولوجية والاستجابة الكهربائية للجهاز عن طريق المحاكاة الكهربائية، لأن التحسين يتطلب إنشاء نماذج تعكس الواقع بأمانة. ستسمح هذه النماذج بفهم الظواهر الفيزيائية وتقييم آثارها على الكشف. وبالتالي سيتم تحسين قابلية التكرار وبارامترات الكشف (الحساسية، نطاق الكشف، ..). في هذا العمل، درسنا عمل ISFET وحددنا خصائص مختلفة مثل اختلاف الجهد الكهروستاتيكي وفقاً لـ PH للإلكترونيات وخصائص النقل النزير وغيرها. دراسة تأثير درجة الحرارة على أداء الترانزستور الثابت والديناميكي باستخدام برمجيات COMSOL.

الكلمات المفتاحية : مستشعر pH-ISFET ، محاكاة، إلكترونيات، حساسية.

Remerciements:

Tout d'abord, Nous remercions ALLAH miséricorde de nous avoir donné la volonté, le courage et la patience qui nous ont permis de réaliser ce travail.

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à notre encadreur Dr. Kebaili Farida d'avoir proposé ce sujet, et dirigé notre travail durant la période d'élaboration de ce mémoire. Nous exprimons notre profonde gratitude pour nous avoir fait profiter de ces connaissances, mais aussi de sa méthode de travail, et surtout de sa rigueur scientifique.

Nos remerciements s'adressent également à tous les membres de Jury, qui ont accepté de juger notre travail.

Nos remerciements vont aussi à tous les enseignants du département d'électronique, spécialement Dr. Tabakh mostefa notre chef de département pour son aide.

Enfin, nos remerciements A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce projet de fin d'études

Dédicaces:

*On voudrait dédier ce modeste travail à tous ceux qui
sont chers à nos cœurs, qui ont pris soin de nous et qui
ont tout sacrifié pour nous, nos chères mamans.*

*A nos papas qui nous ont soutenus tout le long de nos
cursus scolaire et universitaire et qui ont su donner
tant d'efforts pour notre bien et réussite.*

A nos frères et sœurs qui sont chers à nos cœurs.

*À toute la famille **BOUZID** et **BARKAT***

*À tous nos amis qui nous ont accompagnés Le long de
nos cursus.*

À tous nos professeurs de l'école primaire à l'université.

À tous ceux qui sont chers à nos cœurs.

LISTE DES FIGURES :

Figure I.1 : Schéma synoptique.....	3
Figure I.2 : constitution d'une chaîne de mesure	4
Figure I.3 : <i>Courbe d'étalonnage d'un capteur</i>	6
Figure I.4 : <i>Exemple de linéarisation de caractéristique</i>	7
Figure I.5 : Principe de fonctionnement d'un capteur bio (chimique).....	10
Figure I.6 : Schéma général de fonctionnement d'un (bio)capteur électrochimique.....	12
Figure I.7 : Détection électrochimique.....	13
Figure I.8 : Principe de fonctionnement d'un ISFET par transduction potentiométrique....	16
Figure I.9 : Schéma d'un capteur ISFET.....	16
Figure I.10 : <i>L'échelle de variation du pH, d'après</i>	18
Figure I.11 : <i>Grands domaines d'application des capteurs chimiques</i>	19
Figure II.1 : Description de la structure du MOSFET	22
Figure II.2 : Les trois régimes de fonctionnement du transistor MOSFET.....	23
Figure II.3 : vue schématique d'un capteur ISFET.....	25
Figure II.4 : Ions libres dissous entourées de molécules d'eau.....	27
Figure. II.5 : Redistribution du potentiel et de la charge à l'interface solide/électrolyte.....	28
Figure. II.6 : Représentation schématique de la théorie du site-Binding.....	32
Figure. II.7 : Réponse au pH d'un capteur ISFET. Variation de la tension de seuil pour des mesures $I_d(V_{gs})$ effectuées dans deux solutions différentes	34

Figure III.1: la forme géométrique de l'ISFET simulé	38
Figure III.2: Tracé de la caractéristique $I_d = f(V_{ds})$ pour différent valeur de PH.....	39
Figure III.3: Tracé de la caractéristique $I_{ds} = f(V_{gs})$	40
Figure III.4: Tracé de la sensibilité de L'ISFET.....	41
Figure III.5: présente l'évolution du courant de drain IDS du capteur en fonction de la tension de drain pour différentes valeurs de température.....	42
Figure III.6: l'évolution du courant de drain IDS du capteur en fonction de la tension de grille pour différentes valeurs de température.....	43
Figure III.7: L'effet de la température sur la sensibilité.....	44
Figure III.8: tracé de la caractéristique de transfert pour différents valeurs de pH.....	44

Liste des tableaux :

Tableau (I.1) : Les effets utilisés pour réaliser la mesure.	5
Tableau (I.2) : L'effet utilisé sur la mesure de pour réaliser la grandeur de sortie...	5
Tableau (II-1): donne un sommaire des couches insensibles utilisées dans le capteur ISFE.....	33
Tableau (II.2) : Avantages/Inconvénients des capteurs chimiques ISFETS	35
Tableau(III.2): Gradeurs optimales de la structure ISFET.....	38



TABLE DES MATIERES :

Table des matières

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I : Généralités sur les capteurs

Chapitre I : Généralités sur les capteurs.....	3
--	---

1.Introduction.....	3
---------------------	---

2. Généralité sur le capteur.....	3
-----------------------------------	---

2.1. Définition.....	3
----------------------	---

2.2. Chaîne de mesure.....	3
----------------------------	---

2.3. Types de grandeur physique.....	4
--------------------------------------	---

2.4. Classification des capteurs.....	4
---------------------------------------	---

2.4.1. Capteurs passifs.....	4
------------------------------	---

2.4.2. Capteurs actif.....	5
----------------------------	---

2.5. Caractéristiques métrologiques du capteur.....	5
---	---

2.5.1. Etendue de mesure.....	5
-------------------------------	---

2.5.2. Sensibilité.....	6
-------------------------	---

2.5.3. Linéarité.....	6
-----------------------	---

2.6. Caractéristiques statiques d'un capteur.....	7
---	---

2.6.1. Fidélité.....	7
----------------------	---

2.6.2. Justesse.....	7
----------------------	---

2.6.3. Précision.....	7
-----------------------	---

2.6.4. Rapidité.....	7
----------------------	---

2.7. Différents types des capteurs.....	8
---	---

2.7.1. Capteurs de pression.....	8
2.7.2. Capteurs de position.....	8
2.7.3. Capteurs de température.....	8
3. Les capteurs chimiques et biochimiques.....	8
3.1. Les biocapteurs.....	8
3.1.1. Types de biocapteurs.....	10
3.1.1.1. Biocapteur électrochimique.....	10
3.1.1.2. Biocapteurs piézoélectriques.....	11
3.1.1.3. Biocapteur thermométrique.....	11
3.1.2. Applications des biocapteurs.....	11
4. Capteurs électrochimiques.....	12
4.1. Définition et principe de fonctionnement.....	13
4.2. Les type de capteur électrochimique.....	12
A. Capteurs ampérométriques.....	13
B. Capteurs conductimétriques.....	13
C. Capteurs impédimétriques.....	14
D. Capteurs potentiométriques.....	14
5. Les ISFETs.....	16
5.1. Description analytique.....	17
6. Mesure du Ph.....	17
6.1. Définition du pH.....	17
6.2. Le pH à température ambiante.....	18
6.3. Mesure du pH.....	18
6.3.1. Indicateur coloré.....	18
6.3.2. Mesure au papier (pH).....	19
6.3.3. Mesure au pH-mètre.....	19
7. L'importance et les applications de ces capteurs chimiques.....	19

8. Conclusion.....	20
--------------------	----

Chapitre II: Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

Chapitre II : Modélisation analytique d'un capteur de PH ISFET.....	21
1.Introduction.....	21
2. Structure et principe de fonctionnement d'un transistor MOSFET.....	21
3. Structure et principe de fonctionnement d'un ISFET.....	25
4. Principe physico-chimique de la détection des ions hydrogène.....	26
4.1. L'électrolyte.....	27
4.2. Détermination du potentiel chimique ϕ_0	27
4.3. Etude de l'interface Electrolyte/Isolant.....	28
4.4.Etude de la structure Electrolyte/SiO2/Silicium.....	31
4.5. Membranes sensible et Détection du pH.....	32
4.6. Méthode de mesure.....	34
5. Les inconvénients et les avantage d'un ISFET	35
6. Conclusion.....	36

Chapitre III : résultats de la simulation

Chapitre III : résultats de la simulation.....	37
1. Introduction.....	37
2. Présentation du logiciel COMSOL Multiphysics.....	37
3. Configuration de la simulation et la modélisation du capteur.....	38
4. Résultats et discussions.....	39
4.1. Les caractéristiques électriques du pH-ISFET.....	39
4.1.1. La caractéristique $I_d = f(V_{ds})$	39
4.1. 2. La caractéristique $I_{ds} = f(V_{gs})$	40
4.1. 3. La sensibilité de L'ISFET.....	40
4.2. l'effet de la température et PH sur le capteur.....	41
4.2.1. L'Effet de la température sur La caractéristique $I_d=f(V_{ds})$..	41

4.2.2. L'Effet de la température sur $I_{ds} = f(V_{gs})$	42
4.2.3. L'effet de la température sur la sensibilité.....	43
4.2.4. Variation de la tension de seuil en fonction du pH.....	44
5. Conclusion.....	45
Conclusion générale.....	46
Références bibliographiques.....	48

Introduction générale :

Introduction générale

Introduction générale :

Les capteurs chimiques et biologiques sont d'une grande importance dans un large éventail d'applications telles que les diagnostics médicaux, la sécurité alimentaire, la détection d'explosifs et la surveillance environnementale. Le développement de biocapteurs miniatures a augmenté au cours des 10 dernières années en biomédecine et en clinique applications d'analyse. Parmi ces capteurs à base de transistors à effet de champ l'avantage de leur petite taille, Le domaine des capteurs chimiques à effet de champ, ou ChemFET (Chemical Modified Field Effect Transistors), a connu un développement important. [01].

Cette évolution a touché l'aspect technologique et en identifiant l'électronique, l'outil actuel des procédés de fabrication partielle de l' électronique dans la technologie de production de capteurs. C'est sans doute le dernier point, le plus célèbre car il donne accès à un champ de fabrication complet.

Les micro capteurs ont connu un développement remarquable sous la pression de trois facteurs principaux à savoir [02] :

- Le besoin en capteurs fiables qu'entraîne la croissante sévérité des normes dans les domaines tels que l'environnement, la santé, l'agroalimentaire,
- La généralisation de l'automatisation dans le génie des procédés ;
- La réduction du cout en vue de généraliser la technologie dans les différents domaines de la vie de tous les jours. [02].

De son point de vue, ce mémoire traite des capteurs en général et de l'étude des capteurs un produit chimique sous forme de transistor (ISFET) notamment, nous allons donc présenter brièvement les caractéristiques d'un tel composant, Se concentrer en particulier sur les équations qui régissent leurs opérations, et essayer d'étudier les propriétés et de les traduire en utilisant le logiciel COMSOL qui permet leur simulation.

Le mémoire est structuré en trois chapitres et une conclusion générale :

Introduction générale

Dans le premier chapitre, nous montrerons un état de l'art sur les capteurs en général et les capteurs chimiques en particulier au moyen d'une étude bibliographique, nous présentons une description sur les familles des capteurs chimiques avec les différents systèmes de détection.

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter, un aperçu sur les aspects principaux de fonctionnement d'un transistor MOSFET et l'ISFET détaillé à travers l'élaboration de formules ; En mentionnant les caractéristiques, avantages et inconvénients de ses capteurs chimiques.

Dans le troisième chapitre, nous présenterons et analyserons les résultats de simulation des caractéristiques électriques du capteur ISFET ; nous aborderons dans ce chapitre les variations apportées par le pH sur les deux caractéristiques de l'ISFET à partir de l'implémentation de son model dans la bibliothèque de *comsol*.

Enfin, nous présenterons une conclusion générale sur le sujet dans laquelle nous aborderons les bases et les différents résultats obtenus lors de la simulation.

Chapitre(I): Généralités sur les capteurs

1.Introduction :

Dans de nombreux domaines (industrie, recherche scientifique, services, loisirs...), on a besoin de contrôler des paramètres physiques (température, force, position, vitesse, luminosité.). Un capteur est un organe de prélèvement d'informations qui élabore à partir d'une grandeur physique, une autre grandeur physique de nature différente (souvent électrique). Dans la première partie dans ce chapitre, nous essayerons de donner un aperçu général sur les capteurs, plus particulièrement, leur définition, les paramètres qui les caractérise, etc.... Et dans la deuxième partie nous présenterons les types des capteurs chimiques ou biochimiques.

2. Généralité sur le capteur :**2.1. Définition :**

Un capteur est un dispositif qui détecte des informations provenant de l'environnement physique et y réagit. Les informations captées peuvent être de la lumière, de la chaleur, du mouvement, de l'humidité, de la pression ou de nombreux autres phénomènes environnementaux. (voir figure I.1) La sortie est généralement un signal qui est converti en affichage lisible par l'opérateur à l'emplacement du capteur ou transmis par voie électronique sur un réseau pour être lu ou traité [03].

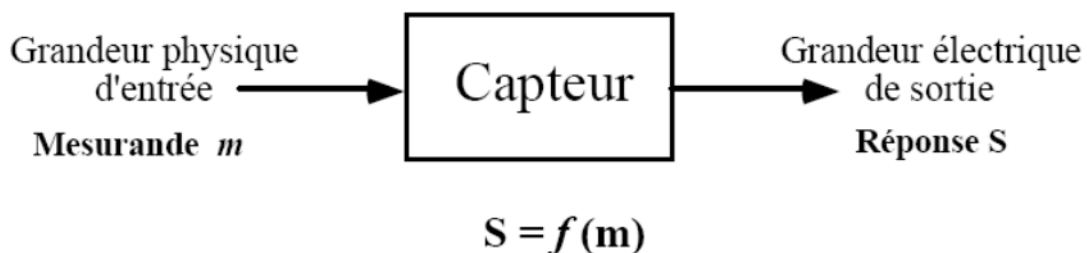


Figure (I.1) : Schéma synoptique.

Les capteurs sont les éléments de base des systèmes d'acquisition de données, Généralement on obtient une grandeur de sortie du type électrique

2.2. Chaîne de mesure :

Pour obtenir une image d'une grandeur physique, on fait appel à une chaîne de mesure qui Peut faire intervenir plusieurs phénomènes différents (voir figure I.2) .

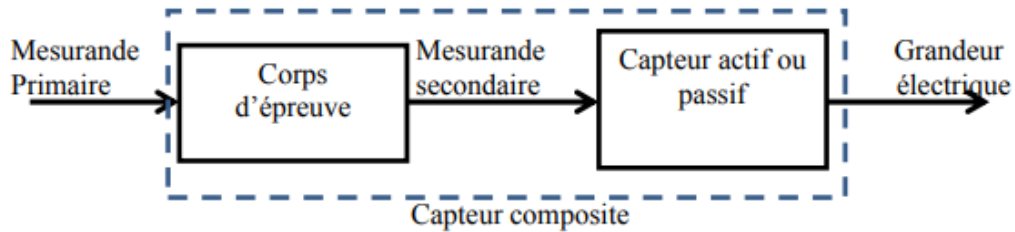


Figure (I.2) : constitution d'une chaîne de mesure [04].

2.3. Types de grandeur physique :

On peut classer les grandeurs physiques en 6 familles, chaque grandeur s'associant à l'une d'entre elles

- ❖ Mécanique : déplacement, force, masse, débit...
- ❖ Thermique : température, capacité thermique, flux thermique...
- ❖ Electrique : courant, tension, charge, impédance, diélectrique...
- ❖ Magnétique : champs magnétique, perméabilité, moment magnétique...
- ❖ Radiatif : lumière visible, rayon X, micro-onde...
- ❖ (Bio) chimique : humidité, gaz, sucre, hormone [04].

2.4. Classification des capteurs :

Si l'on s'intéresse aux phénomènes physiques mis en jeu dans les capteurs, on peut classer ces derniers en deux catégories

2.4.1 Capteurs passifs :

Le capteur est passif lorsque la grandeur électrique exploitable est une impédance à dominante capacitive ; inductive ou résistive. [05].

Grandeur mesurée	Caractéristique électrique	Type de matériau utilisé
Température	Résistivité	Métaux : platine, nickel, cuivre ...
Très basse température	Constante diélectrique	Verre
Flux de rayonnement optique	Résistivité	Semi-conducteur
Déformation	Résistivité	Alliage de Nickel, silicium dopé
	Perméabilité	Alliage ferromagnétique
Position (aimant)	Résistivité	Matériaux magnéto résistants : bismuth, antimoine d'indium
Humidité	Résistivité	Chlorure de lithium

Tableau (I.1) : Les effets utilisés pour réaliser la mesure. [04].

2.4.2Capteurs actif :

Fonctionnant en générateur, un capteur actif est généralement fondé dans son principe sur un effet physique qui assure la conversion en énergie électrique de la forme d'énergie propre au

Mesurande	Effet utilisé	Grandeur de sortie
Température	Thermoélectricité	Tension
Flux de rayonnement optique	Pyroélectricité	Charge
	Photoémission	Courant
	Effet photovoltaïque	Tension
	Effet photoélectromagnétique	Tension
Force Pression Accélération	Piézoélectricité	Charge
Vitesse	Induction électromagnétique	Tension
Position (aimant)	Effet Hall	Tension

mesurande : énergie thermique, mécanique ou de rayonnement. . [06].

Tableau (I.2) : L'effet utilisé sur la mesure de pour réaliser la grandeur de sortie. [04].

2.5.Caractéristiques métrologiques du capteur :

2.5.1. Etendue de mesure :

L'étendue de mesure d'un capteur correspond à l'intervalle entre la valeur minimale et la valeur maximale de la plage du mesurande. Ces deux valeurs sont appelées portée minimale et

portée maximale. Elles sont exprimées dans l'unité de mesure du mesurande. (voir figure.I.3)
L'étendue de mesure peut par exemple correspondre à la partie linéaire de la courbe de réponse du capteur. [5].

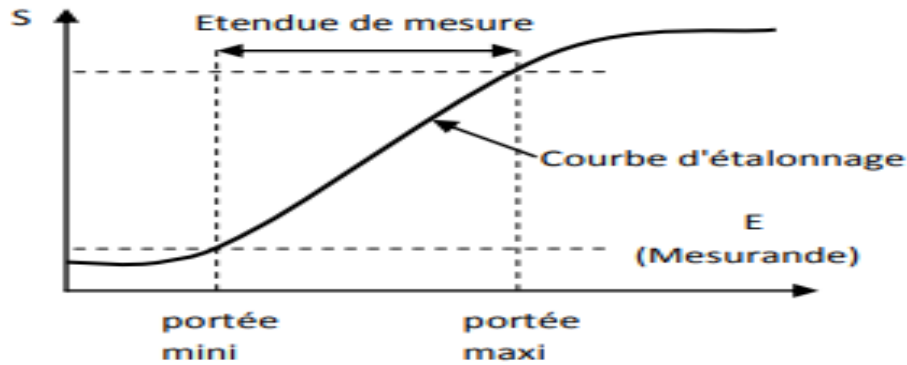


Figure (I.3) : Courbe d'étalonnage d'un capteur [07].

2.5.2. Sensibilité :

La sensibilité d'un capteur représente le rapport de la variation du signal de sortie à la variation du signal d'entrée. C'est la pente de la courbe de réponse du capteur. [08].

Dans le cas d'un capteur linéaire, la sensibilité du capteur est constante :

$$\text{Sensibilité} = \frac{d(\text{Grandeur de sortie})}{d(\text{mesurande})} \quad (01)$$

2.5.3. Linéarité : (mesurande) :

On parle souvent de la linéarité d'un capteur. Cette notion caractérise la proximité entre la caractéristique réelle d'un capteur et une droite fictive qui serait celle approchant au mieux la relation réelle entre signal de sortie et grandeur mesurée sur l'ensemble de l'étendue de mesure [07]. Et parfois on précise l'écart de linéarité comme étant le plus grand écart relatif entre la courbe réelle et cette droite ce qui est très proche de la notion de précision(voir figure.I.4) .[07].

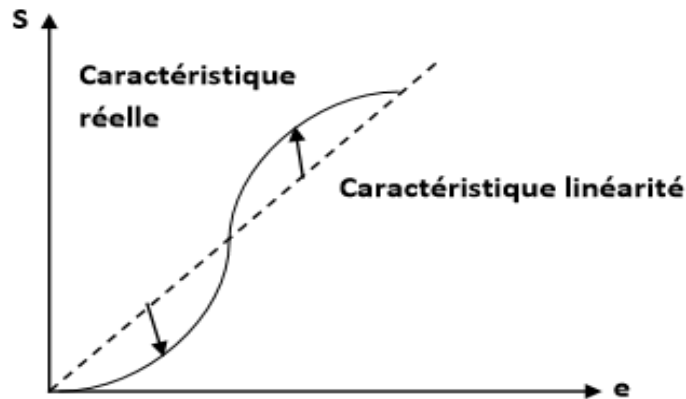


Figure (I.4) : Exemple de linéarisation de caractéristique [09].

2.6. Caractéristiques statiques d'un capteur :

2.6.1. Fidélité :

La linéarité d'un capteur caractérise son aptitude à délivrer une grandeur de sortie dont la valeur est proportionnelle à celle du mesurande.[09].

2.6.2. Justesse :

C'est l'aptitude d'un capteur à délivrer une réponse proche de la valeur vraie et ceci indépendamment de la notion de fidélité. Elle est liée à la valeur moyenne obtenue sur un grand nombre de mesure par rapport à la valeur réelle. [09].

2.6.3. Précision :

Elle définit l'écart en % que l'on peut obtenir entre la valeur réelle et la valeur obtenue en Sortie du capteur. Ainsi un capteur précis aura à la fois une bonne fidélité et une bonne Justesse. [10].

2.6.4. Rapidité :

Alors que les caractéristiques précédentes sont essentiellement mesurables en régime statique ou quasi-statique, la rapidité concerne le régime dynamique. . Selon le type de capteur on pourra la caractériser de trois manières différentes :

- en exprimant la bande passante du capteur, à -3 dB en général.
- en indiquant la fréquence de résonance du capteur (cas typique d'une membrane de capteur de pression)
- Temps de réponse (à $x\%$) à un échelon du mesurande (cas typique d'un capteur de température) [07]. .

2.7. Différents types des capteurs :

Nous mentionnons à titre d'exemple certains des types de capteurs les plus couramment utilisés

2.7.1 Capteurs de pression :

Alors que les caractéristiques précédentes sont essentiellement mesurables en régime statique ou quasi-statique, la rapidité concerne le régime dynamique. . Selon le type de capteur on pourra la caractériser de trois manières différentes :

- en exprimant la bande passante du capteur, à -3 dB en général.
- en indiquant la fréquence de résonance du capteur (cas typique d'une membrane de capteur de pression

2.7.2. Capteurs de position :

Les capteurs de position sont des capteurs de contact. Ils peuvent être équipés d'un galet, d'une tige souple et d'une bille. L'information donnée par ce type de capteur est de type tout ou rien et peut être électrique ou pneumatique. . [8].

2.7.3. Capteurs de température :

La température est une non directement mesurable, mais repérable par la variation d'une grandeur associée (résistance, dilatation). Mesure n'est pas directe, mais à travers un phénomène associé tel que la variation de résistance d'un conducteur électrique, la dilatation d'un fluide ou l'émission d'un rayonnement thermique. . [07].

3. Les capteurs chimiques et biochimiques :**3.1. Les biocapteurs :**

L'idée de biocapteur est née du besoin d'analyse en temps réel sans traitement préalable de l'échantillon et sans manipulation de produits dangereux. Le marché et les applications des biocapteurs sont très larges. Ils concernent non seulement le domaine médical pour le diagnostic, mais aussi les analyses environnementales et l'agroalimentaire. Le développement des biocapteurs a débuté dans les années 1960 avec l'introduction des premières électrodes enzymes. Elles se sont étendues dans les années 1980 par la commercialisation de biocapteurs ampérométriques pour la mesure du glucose et en 1990 dans le domaine médical. Plus de 40 biocapteurs ont été commercialisés pour le diagnostic médical, pour mesurer les paramètres aussi divers que le taux de glucose, taux de cholestérol et certains analytes comme l'urée, les

lactates. Ces dernières années, le domaine des biocapteurs a connu un développement remarquable sous la pression de plusieurs facteurs selon les domaines d'application: Le besoin en capteurs fiables (pharmacie); rapidité de mesure (monitoring médical); La généralisation de l'automatisation dans le génie des procédés; La recherche du moindre coût dans le domaine de l'analyse biomédicale ou environnementale. L'utilisation des techniques de microélectronique dans le domaine des biocapteurs permet en particulier d'envisager des productions massives à faible coût. [10].

Les récents progrès en synthèse moléculaire et microélectronique, et plus spécialement en micro lithogravure, technologie des couches minces classiques et des films de Langmuir-Blodgett, permettent d'imaginer une nouvelle gamme de capteurs utilisables dans les processus biologiques dont les applications courantes se situent dans les domaines de la médecine, de l'agro-industrie, aussi bien que de la défense ou la protection de l'environnement.

Un biocapteur est issu de l'association d'un élément biologique (enzyme, anticorps, antigène, fragment d'ADN, d'ARN, microorganisme) possédant une fonction de reconnaissance spécifique et un élément transducteur (électrode, microbalance à quartz, fibre optique) (voir figure.I.5) qui assure le transfert de l'événement biologique « reconnaissance de l'analyte » et la transforme en un signal exploitable (électrique ou lumineux) [11].



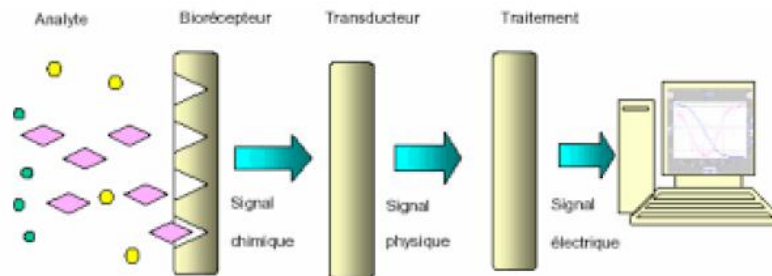
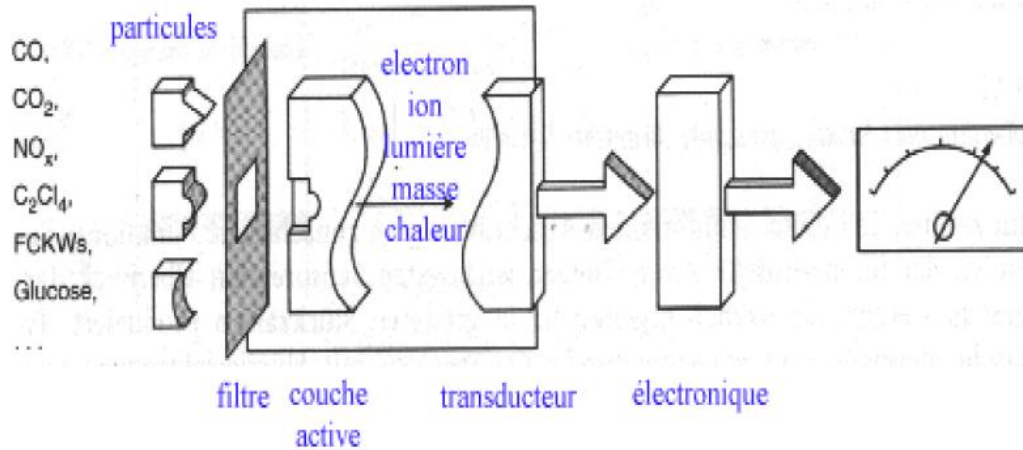


Figure (I.5) : Principe de fonctionnement d'un capteur bio (chimique).

Le choix d'un type de biocapteur va ensuite dépendre de l'application visée. Par exemple, les biocapteurs enzymatiques sont généralement plus résistants aux conditions opératoires difficiles que les biocapteurs à microorganismes (variation d'humidité, de température,...).

3.1.1.Types de biocapteurs :

Nous mentionnons à titre d'exemple certains des types de capteurs les plus couramment utilisés

3.1.1.1. Biocapteur électrochimique :

Généralement, le biocapteur électrochimique est basé sur la réaction de catalyse enzymatique qui consomme ou génère des électrons. Ces types d'enzymes sont appelés enzymes Redox. Le substrat de ce biocapteur comprend généralement trois électrodes telles qu'un compteur, une référence et un type de travail. [13].

3.1.1.2.Biocapteurs piézoélectriques :

Ces capteurs sont un ensemble de dispositifs analytiques qui fonctionnent sur une loi de «l'enregistrement des interactions d'affinité». La plate-forme d'un piézoélectrique est un élément capteur qui travaille sur la loi des oscillations transformées en raison d'un saut de collection à la surface d'un cristal piézoélectrique. Dans cette analyse, les biocapteurs ont leur surface modifiée avec un antigène ou un anticorps, un polymère à empreinte moléculaire et des informations héréditaires. Les parties de détection déclarées sont normalement réunies à l'aide de nanoparticules. [12].

3.1.1.3.Biocapteur thermométrique :

Il existe différents types de réactions biologiques qui sont liés à l'invention de la chaleur, ce qui constitue la base des biocapteurs thermométriques. Ces capteurs sont généralement appelés biocapteurs thermiques ; Thermométrie- le biocapteur est utilisé pour mesurer ou estimer le cholestérol sérique. Au fur et à mesure que le cholestérol est oxydé par l'enzyme que le cholestérol s'oxyde, alors la chaleur sera produite qui peut être calculée. De même, des évaluations du glucose, de l'urée, de l'acide urique et de la pénicilline G peuvent être effectuées avec ces biocapteurs [12].

3.1.2. Applications des biocapteurs :

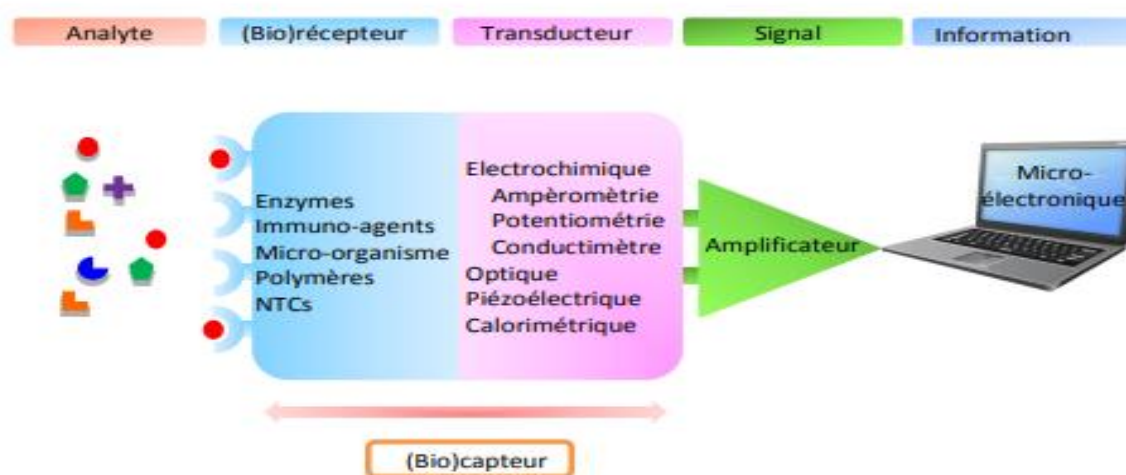
Ces dernières années, ces capteurs sont devenus très populaires, et ils sont applicables dans différents domaines qui sont mentionnés ci-dessous [12].

- Contrôle de santé commun
- Mesure des métabolites
- Dépistage de la maladie
- Traitement à l'insuline
- Psychothérapie clinique et diagnostic de la maladie
- En militaire
- Applications agricoles et vétérinaires
- Amélioration des drogues, détection des infractions
- Traitement et surveillance dans l'industrie
- Contrôle écologique de la pollution

4. Capteurs électrochimiques :

4.1 Définition et principe de fonctionnement :

Un capteur est un dispositif électronique capable de convertir une grandeur physique, chimique ou biologique appelée le mesurande, en un signal physiquement mesurable souvent une tension ou un courant . Le principe de fonctionnement d'un capteur est basé sur le couplage direct de deux composantes essentielles incluent une couche de reconnaissance (polymères, CNTs, enzyme,...) et d'une composante physique qui constitue ce qu'on appelle le transducteur (quartz, électrodes,...) , (voir figure.I.6) . La couche de reconnaissance interagit avec l'analyte cible et les transformations résultantes de cette interaction sont traduites par l'élément de transduction en signaux exploitables avant d'être transmis à un système informatique pour subir un traitement algorithmique adéquat. Dans le cas d'un capteur électrochimique le signal produit (courbe potentiel-courant) est proportionnel à la concentration de l'analyte La Figure (I.7) présente le principe de fonctionnement et les principales composantes d'un (bio)capteur électrochimique. [13].



Figure(I.6):Schéma général de fonctionnement d'un (bio)capteur électrochimique[12].

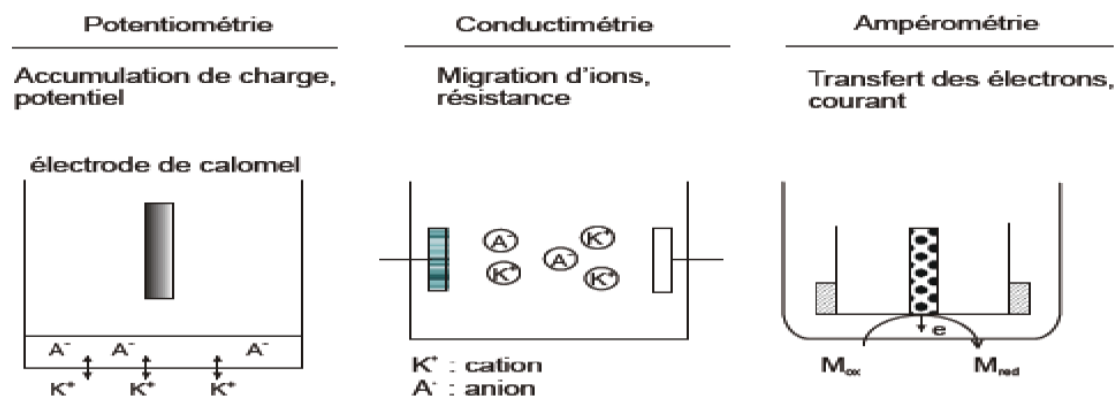


Figure (I.7) : Détection électrochimique. [13].

4.2.Les type de capteur électrochimique :

Nous mentionnons à titre d'exemple certains des types de capteurs les plus couramment utilisés

A. Capteurs ampérométriques :

Les capteurs ampérométriques mesurent le courant produit par la réaction chimique d'une espèce électro active à un potentiel imposé. L'intensité de courant mesuré dépend de la concentration des espèces oxydées ou réduites sur une électrode inductrice. Les capteurs ampérométriques sont rapides, plus sensibles et précis comparés aux capteurs potentiométriques, il n'est donc pas nécessaire d'attendre que l'équilibre thermodynamique soit obtenu et la réponse n'est pas obligatoirement une fonction linéaire de la concentration de l'analyte. Cependant, la sélectivité de tels dispositifs n'est régie que par le potentiel redox des espèces électro actives présentes dans le milieu d'analyse. Par conséquent, le courant mesuré par l'instrument peut inclure les contributions de plusieurs espèces chimiques. . [14].

B. Capteurs conductimétriques :

Le principe d'un capteur conductimétrie est basé sur la mesure de la conductance électrique G d'un électrolyte, entre deux électrodes inattaquables de même nature et de même surface en leur appliquant une tension ou un courant alternatif, elle a pour expression :

$$G = \gamma * Sl \quad (02)$$

: est la conductivité spécifique de l'électrolyte ($S.cm^{-1}$) ;

le rapport k est dit la constante géométrique de la cellule (cm), elle est représentée par k . L'étalonnage ou le contrôle de la cellule est effectué en mesurant sa conductance G_e pour un électrolyte de conductivité γ_e connue.

$$k = G_e / \gamma_e \quad (03)$$

Lorsque la constante de conductivité de la cellule k est connue, la variation de la conductivité γ d'un électrolyte quelconque peut être déterminée en mesurant la conductance G de la cellule immergée dans cet électrolyte[14].

C . Capteurs impédimétriques :

La spectroscopie d'impédance électrochimique (EIS) est une méthode puissante pour analyser la résistance électrique complexe d'un système. Elle est sensible aux phénomènes de surface et aux changements de propriétés globales d'un matériau conducteur ou semi-conducteur. Grâce à ces propriétés remarquables, cette technique a été également utilisée comme méthode de transduction particulièrement dans les applications de biocapteurs électrochimiques. Le principe de fonctionnement d'un tel dispositif est basé sur le contrôle des interactions biomoléculaires qui se produisent à l'interface du transducteur électronique. En effet pendant la formation d'un complexe de reconnaissance entre la biomolécule de détection et l'analyte, une modification directe ou indirecte des propriétés électriques se produit à la surface de reconnaissance. La modification des propriétés électriques est contrôlée en surveillant les changements d'impédance qui en résultent dans une gamme de fréquences. [15].

D .Capteurs potentiométriques :

Ce type comprend les électrodes sensibles aux ions (ISE) et les transistors à effet chimique. Domaine (Chem FETs). Les plus célèbres et les plus anciens capteurs de tension L'électrode est sensible aux ions. Le principe de fonctionnement des électrodes sensibles aux ions repose sur la mesure de La différence de potentiel entre l'électrode de mesure et l'électrode de référence qui Il se développe à travers une membrane sensible. Grâce à la loi de Nernst, il est possible Connaissant la concentration de l'espèce à détecter, le signal est directement proportionnel à Le logarithme de la concentration [15].

La fonction principale du potentiomètre au cœur du capteur potentiométrique est d'utiliser une tension connue sur une électrode de référence comme comparaison avec une tension variable sur une électrode de travail. Une différence de potentiel se produit lorsqu'un composé électrolytique solide entre les deux électrodes acquiert une charge électrique sous forme de liquide ou de gaz sous forme de conducteur ionique. Le niveau de charge est utilisé pour déterminer la quantité d'ions présents. Cette valeur peut ensuite être comparée aux valeurs de masse attendues et les commandes sont mises sous tension pour maintenir l'état stable souhaité.

Deux méthodes potentiométriques sont utilisées :

La première utilise le principe de mesure de potentiel d'électrode ; elle se sert de deux électrodes, l'une fixe sert de référence (électrode au Calomel ou électrode en argent pour les plus utilisées) [16], et l'autre sur laquelle est fixé le ligand (le bio récepteur). Une variation de potentiel est possible. Donc, une membrane perméable à un ion ou au ligand peut être insérée entre l'électrode et la solution afin de rendre le capteur sélectif à un type d'ion et former une ISE (Ion Sélective Electrode) [17], pour la détection des ions H_3O^+ (donc du pH) par exemple [18-15].

La deuxième méthode utilisant le principe potentiométrique consiste à employer les transistors à effet de champ (FET : Field Effect transistor), dont l'électrode du haut, appelée Grille, est sensible aux charges sur sa surface. En remplaçant cette électrode par une électrode sensible aux ions (ISE), on obtient un ISFET (Ion Sensitive FET). Si une couche catalytique est intégrée sur cette électrode, il est possible d'utiliser ce principe dans les capteurs biologiques comme les ENFET [18-15] (EN pour enzymes), lors des réactions entre le ligand et l'analyte.

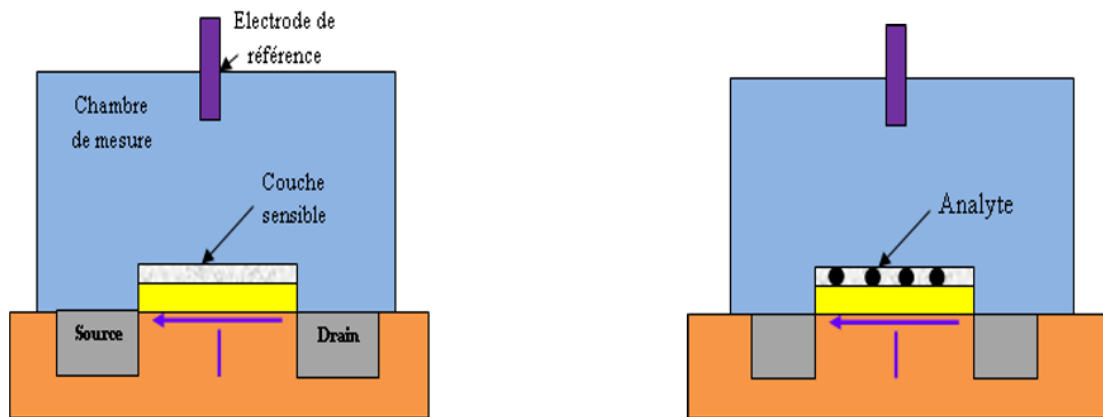


Figure (I.8): Principe de fonctionnement d'un ISFET par transduction potentiométrique. [15].

5. Les ISFETs :

Le concept de détection des effets de champ a été introduit par Berg veld [10] au début des années 1970. Il a été constaté que la concentration d'ions Na^+ dans un électrolyte peut être détectée en surveillant le courant circulant du drain à la source (I_{DS}) d'un ISFET à pH constant. En fait, l'ISFET est similaire à un transistor métal-oxyde-semi-conducteur à effet de champ (MOSFET). . [20].

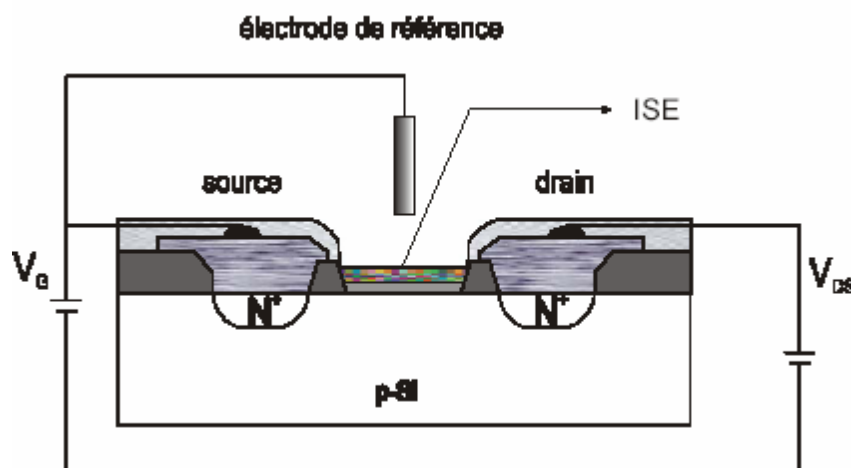


Figure (I.9) : Schéma d'un capteur ISFET [21].

5.1.Description analytique :

L'ISFET est un MOSFET avec la connexion de la grille séparée de la puce sous la forme d'une électrode de référence insérée dans une solution aqueuse qui est en contact avec l'oxyde de la grille. L'expression générale du courant de drain du MOSFET et donc aussi de l'ISFET en mode non saturé est :

$$I_D = \mu C_{ox} (W/L) [(V_{gs} - V_t)V_{ds} - (1/2)V_{ds}^2] \quad (04)$$

Avec

C_{ox} : la capacité d'oxyde par unité de surface.

W et **L** : largeur et la longueur du canal, respectivement.

μ : mobilité électronique dans le canal. [22].

Cette équation correspond aux caractéristiques IDS(VDS) pour des tensions VDS faibles par rapport à VGS-VT. Mais lorsque VDS tend vers VGS-VT, la densité d'électrons au niveau du drain décroît et tend vers 0. Augmenter VDS n'entraîne pas alors un accroissement d'IDS. En effet, à l'issue de cette zone de résistance variable, IDS atteint la valeur limite dite courant de saturation:

$$I_{ds} = (W\mu C_{ox}) / 2L (V_{gs} - V_t)^2 \quad (05)$$

6. Mesure du pH :**6.1 Définition du pH :**

Le pH est lié à la concentration d'ions H3O+ dans la solution. Dans n'importe quelle solution aqueuse sont toujours présentes les trois espèces chimiques molécule d'eau « H2O » ion hydronium « H3O+ » et ion hydroxyde « OH- ». Dans l'eau pure il y a autant d'ions hydronium que d'ions hydroxyde OH-. Lorsqu'on dissout un soluté dans de l'eau pure, après dissolution :

- Si [H3O+] = [OH-], la solution est neutre.
- Si [H3O+] > [OH-], la solution est acide
- Si [H3O+] < [OH-], la solution est basique.

En 1909, le biochimiste danois Soren Sorensen développée l'échelle du pH qui varie de 0 à 14 et introduit la définition du pH comme l'opposé du logarithme décimal de concentration des ions [H3O+] dans la solution :

$$pH = -\log ([H_3O^+]) \quad (06)$$

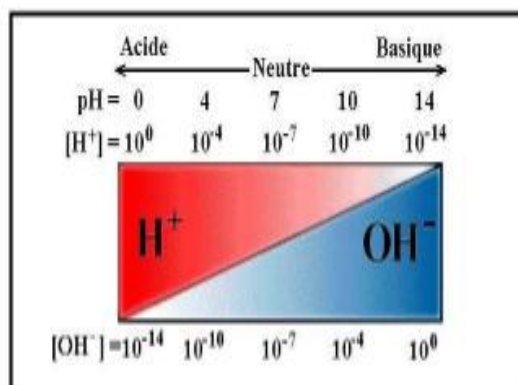


Figure (I.10) : L'échelle de variation du pH, d'après [15].

La mesure et le contrôle du pH, lié à la quantité d'ions d'hydrogène dans la solution, sont très importants en chimie (mesure de l'acidité), en biochimie ou pour les sciences environnementales. Par exemple, la mesure de l'acidité du sol joue un rôle fondamental dans la rentabilité des cultures. Les applications sont également très importantes dans le domaine médical pour la mesure du pH sanguin, du pH de l'urine ou de la salive, et encore la détection d'infection dans la cornée par la mesure de son pH. Dans le secteur agro-alimentaire, la mesure du pH permet de contrôler les processus de fabrication (fermentation, hydrolyse,..). Il existe également des applications simples de mesure du pH dans les eaux des piscines, des réservoirs, ou pour les réseaux d'eau potable.

6.2.Le pH à température ambiante

- Le pH de l'eau pure est de 7; l'eau est dite neutre.
- Si le pH est compris entre 0 et 7, l'eau est dite acide.
- Si le pH est compris entre 7 et 14, l'eau est dite basique ou alcaline.

6.2 Mesure du pH :

6.2.1.Indicateur coloré :

Un indicateur coloré est une espèce chimique qui change de couleur en fonction de la valeur du pH. Par exemple, le BBT est un indicateur coloré qui est bleu en milieu basique, vert en milieu neutre, et jaune en milieu acide. [21].

6.2.2. Mesure au papier (pH) :

Le papier pH est une bande de papier imbibée d'un indicateur universel. L'indicateur universel est constitué d'un mélange d'indicateurs colorés dont les teintes varient graduellement en fonction du pH. Le papier pH a donc une teinte qui varie en fonction de la valeur du pH. Le papier pH se présente sous la forme de bandes étroites de papier. [21].

6.2.3 Mesure au pH-mètre :

Le pH-mètre est un appareil permettant de mesurer le pH d'une solution. Il est constitué de deux éléments : un boîtier électronique qui affiche la valeur du pH et une électrode qui mesure cette valeur. Le fonctionnement du pH-mètre est basé sur le rapport entre la concentration en ions H_3O^+ et la différence de potentiel électrochimique qui s'établit dans l'électrode de verre. [18].

7.L'importance et les applications de ces capteurs chimiques

Les applications de ces capteurs secteurs très variés, comme le synthétise la figure suivante(voir figure.I.11):



Figure (I.11) : Grands domaines d'application des capteurs chimiques [15].

8. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté en premier lieu, un aperçu sur les aspects fondamentaux et technologiques des différents types de capteurs. Ensuite, les biocapteurs et spécialement les ISFET font également l'objet d'une étude approfondie . Afin de mieux comprendre le principe de fonctionnement de l'ISFET qui est un transistor MOSFET dont la grille est remplacée par une membrane chimiquement sensible aux ions H^+ , il est tout d'abord nécessaire de connaître la structure et le principe de fonctionnement et Les équations qui contrôlent le transistor MOSFET, qui fera l'objet du prochain chapitre.

Chapitre (II):

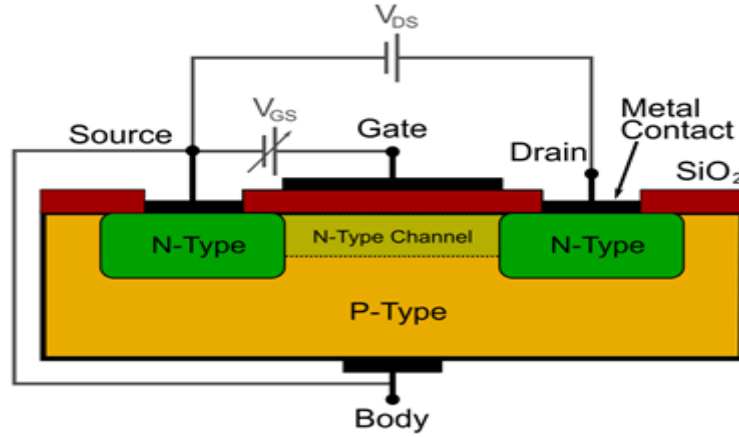
Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

1.Introduction :

Les capteurs chimiques à base d'ISFETs ont donné des bénéfices considérables à la détection des mesurandes chimique ; Ce sont le type commun de transistors à effet de champ chimiquement sensibles, et la structure est la même que le général transistor à effet de champ semi-conducteur à oxyde métallique. La zone sensible représente une grille de transistor et intègre les moyens de transduction d'une concentration ionique à une tension. Dans ce chapitre, nous allons présenter, un aperçu sur les aspects principaux de fonctionnement d'un transistor MOSFET et l'ISFET détaillé à travers l'élaboration de formules ; En mentionnant les caractéristiques, avantages et inconvénients de ses capteurs chimiques.

2. Structure et principe de fonctionnement d'un transistor MOSFET :

La description du fonctionnement de l'ISFET peut se faire en s'appuyant sur la théorie du MOSFET [23]. Le MOSFET de type N est constitué de trois éléments (voir figure. II.1) : une grille métallique, un diélectrique et un semi-conducteur. Le semi-conducteur est composé de deux caissons (drain et source) fortement dopés en charges négatives (caissons N +) dans un substrat dopé en charge positive (P). Le diélectrique assure l'isolation électrique entre le semi-conducteur et la grille métallique de commande. La conduction de courant entre le drain et la source est commandée par la grille, la tension appliquée sur la grille va créer une inversion du substrat en surface (type P $\Rightarrow$ type N), ce qui aura comme effet : la création d'un canal conducteur de type N entre les caissons drain et source. Ce canal va permettre, la conduction de courant entre drain et source en fonction de la tension drain-source appliquée [23]. Ainsi la condition nécessaire à la conduction de courant dans un transistor MOS, est que la tension appliquée à la grille V_G doit être suffisamment élevée pour garantir l'inversion de charge sous l'isolant. La tension, à partir de laquelle il y a inversion, est appelée tension de seuil V_T elle est en fonction des paramètres technologiques du transistor (dopage, capacité,...).



Figure(II.1) : Description de la structure du MOSFET. [24].

La tension de seuil du transistor MOSFET en fonction des paramètres physiques est donnée par la relation suivante :

$$V_T = \frac{\phi_M + \phi_{SI}}{q} + \frac{q b + Q_{ss} + Q_{ox}}{C_{ox}} + 2\phi_f \quad (06)$$

Le transistor possède trois régimes de fonctionnement (voir figure II.2), **bloqué**, **linéaire** et **saturé**. Lorsque la tension appliquée à la grille est inférieure à la tension seuil ($V_G < V_T$) le transistor est dit **bloqué**, pas de passage de courant entre drain et source. Lorsqu'à la grille la tension est égale ou supérieure à la tension de seuil ($V_G \geq V_T$), le courant drain-source varie linéairement avec la tension drain-source V_{DS} , le transistor est dans le régime **linéaire**. A partir d'une certaine valeur de tension entre le drain et la source nommée V_{DSat} , le courant ne varie plus et atteint une valeur de saturation I_{DSat} , c'est le régime saturé. [22]. Dans la suite nous nous plaçons en régime linéaire, ainsi d'un point de vue théorique le courant drain-source est donnée par la relation suivante :

$$I_{DS} = \frac{w}{L} \mu C_{ox} \left(V_{GS} - V_T - \frac{1}{2} V_{DS} \right) V_{DS} \quad (07)$$

Avec :

W : largeur du canal,

L : longueur du canal.

μ : mobilité des porteurs de charge (électrons) dans le canal.

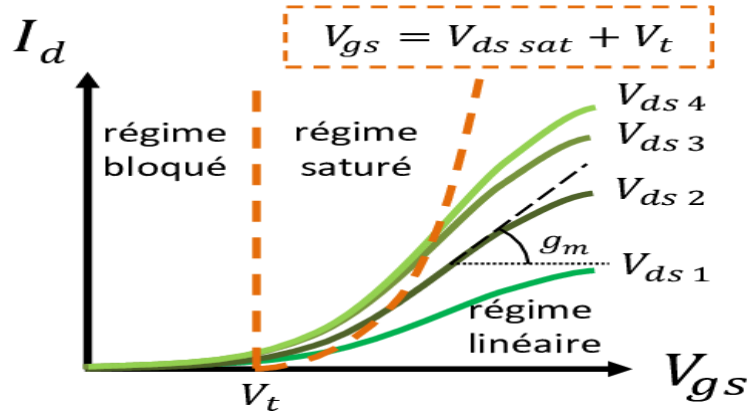
Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

C_{ox} : capacité de l'oxyde de grille.

V_{GS} : tension grille-source.

V_T : tension de seuil.

V_{DS} : tension drain-source.



Figure(II.2): Les trois régimes de fonctionnement du transistor MOSFET

Ainsi d'un point de vue théorique le courant drain-source est donné par les relations ci-dessous [09,25] :

Régime linéaire ($V_{DS} < V_{GS} - V_T$):

$$I_{DS} = \frac{w}{L} \mu_{eff} C_{ox} \left(V_{GS} - V_T - \frac{1}{2} V_{DS} \right) V_{DS} \quad (08)$$

Régime saturé ($V_{DS} > V_{GS} - V_T$):

$$I_{DS} = \frac{w}{2L} \mu_{eff} C_{ox} (V_{GS} - V_T)^2 \quad (09)$$

Avec :

μ_{eff} : Mobilité des porteurs de charge (électrons) dans le canal.

Puis, au fur à mesure que la tension de drain augmente, la densité des électrons dans la couche d'inversion diminue, l'épaisseur de la couche d'inversion se réduit à zéro, et la

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

conductivité du canal va jusqu'à s'annuler au voisinage du drain. On parle de pincement (Pinch-off) du canal au niveau du drain [16]. Dans ce cas, la tension de drain :

$$V_d = V_{gs} - V_T \quad (10)$$

La tension de drain et le courant de drain sont donc appelés tension de saturation et courant de saturation, respectivement.

Il existe plusieurs paramètres importants du MOSFET, on dénombre :

- La transductance ou le gain (g_m) est définie par :

$$g_m = \frac{\delta(I_{ds})}{\delta(V_{ds})} \quad (11)$$

Elle doit être la plus élevée possible lorsque la longueur de canal est inférieure à 100nm.

- La conductance du canal (g_d) est donnée par :

$$g_d = \frac{d(I_{ds})}{d(V_{ds})} \quad (12)$$

- La pente sous-seuil représente la tension de grille qu'il faut appliquer (en régime sous le sous-seuil dit subthreshold) afin d'augmenter le courant de drain d'une décade elle est donnée par :

$$S = \frac{d(V_{gs})}{d(\log I_d)} \quad (13)$$

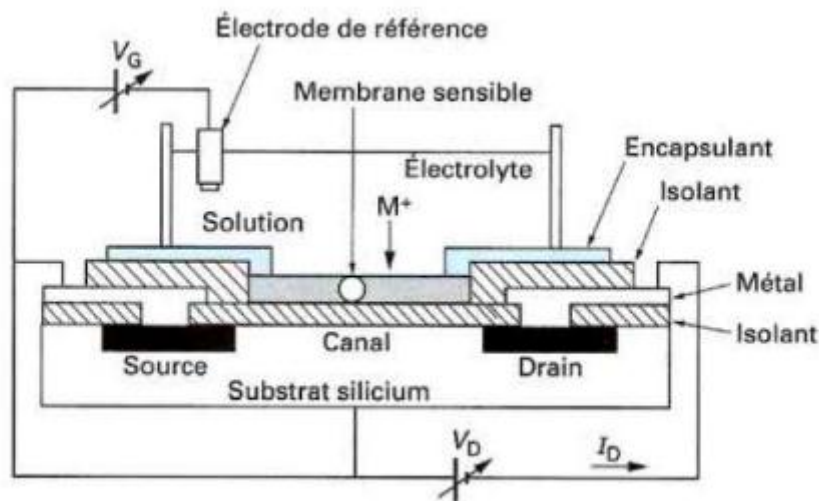
Le courant à doit être le plus faible possible pour ne pas consommer de puissance.

3. Structure et principe de fonctionnement d'un ISFET :

Les capteurs chimiques ISFET (Ion Sensitive Field Effect Transistor) sont devenus aujourd'hui primordiaux du fait de leurs nombreuses applications dans des domaines très divers de recherche scientifique (fondamentale et appliquée). Ils sont largement utilisés dans la biologie, biochimie, médecine, sécurité, agriculture et environnement.¹ Les capteurs chimiques ISFET ont été mis au point au début des années 1970 par Bergfeld, qui a mis au point d'un nouveau procédé électronique pour mesurer le changement de pH causé par l'activité des ions en milieu électrochimique et biochimique par transformation. Cela correspond à la tension de seuil du dispositif en changeant la tension diélectrique.²

La structure de base d'un ISFET est similaire à celle d'un MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor), avec une électrode de grille remplacée par une membrane sélective appelée la couche "ionosensible" (Si_3N_4 , Al_2O_3 , Ta_2O_5 ,...) (voir figure II.3).

Ce type de capteurs est employé généralement pour mesurer la concentration des polluants dans l'eau (Na^+ , Ca^{++} , NH_4^+ ,...). Il est aussi utilisé dans le domaine biomédical pour la détection d'enzymes, bactéries, et aussi en milieu sanguin pour détecter les ions sodium Na^+ et potassium K^+ .³



Figure(II.3) : vue schématique d'un capteur ISFET.

Le principe de fonctionnement d'un capteur ISFET va être expliqué en se basant sur le capteur traditionnel pH-ISFET. Ce type de capteur a permis de mesurer l'activité d'ions hydrogène en solution. La structure d'un pH-ISFET est identique à celle d'un MOSFET

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

(Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor), c'est pourquoi nous allons présenter dans ce qui suit, la structure et le principe de fonctionnement d'un tel dispositif.

La tension de seuil va donc être fonction des caractéristiques chimiques, et elle peut être écrite sous la forme :

$$V_T = E_{ref} - \varphi_0 + X^{sol} - \frac{Q_{si}}{q} - \frac{Q_B + Q_{ox} + Q_{ss}}{C_{ox}} + 2\phi_F \quad (14)$$

Avec :

- **E_{ref}** : Potentiel d'électrode de référence,
- **φ_0** : Potentiel électrochimique de la solution,
- **X^{sol}** : Potentiel de surface du solvant.
- **Q_{SS}** : Charge localisée à l'interface oxyde/silicium ;
- **Q_{OX}** : Charge localisée dans l'oxyde.

Le courant de drain d'un pH-ISFET ID dans la région linéaire est donné par l'expression suivante :

$$I_D = \mu_n C_i \frac{Z}{L} \left(\left(V_G - (E_{ref} - \varphi_0 + X^{sol} - \frac{Q_{si}}{q} - \frac{Q_B + Q_{ox} + Q_{ss}}{C_{ox}} + 2\phi_F) \right) V_D - \frac{V_D^2}{2} \right) \quad (15)$$

Seule la variation de tension électrostatique qui représente l'écart Le potentiel entre la membrane et la solution, et l'effet sur le courant de drain. Le principe L'action du pH de l'ISFET dépend du piégeage d'ions à un niveau couche ionique.

4. Principe physico-chimique de la détection des ions hydrogène

La plupart des électrolytes sont à base de solutions aqueuses. Le potentiel électrostatique φ_0 développé, est le seul terme qui dépend réellement du pH de la solution électrolyte résultant de l'interaction de la surface de la membrane insensible avec les ions d'hydrogène présents dans l'électrolyte. [26]

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

4.1. L'électrolyte :

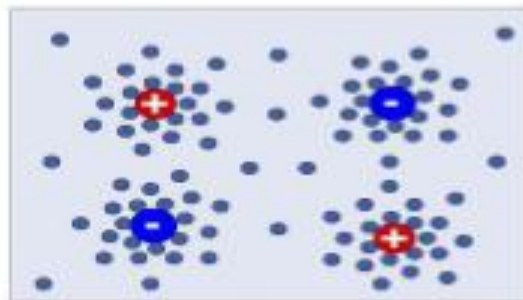
L'eau est un solvant polaire, ce qui signifie que ces molécules ne sont pas symétriquement chargées, c'est cette polarité des molécules qui lui permet de se décomposer. (voir figure. II.4) ; D'une façon générale, la conduction dans un électrolyte est induite lorsqu'on applique une polarisation à partir d'un circuit électronique [22].



L'équation (16) est sujette à la constante d'équilibre donnée par l'expression suivante :

$$K_{eq} = \frac{[H^+] + [OH^-]}{[H_2O]} \quad (17)$$

Ajouter un acide ou une base modifiera l'équilibre entre eux La concentration en ions H^+ et OH^- .



Figure(II.4) : Ions libres dissous entourées de molécules d'eau [25].

4.2. Détermination du potentiel chimique φ_0 :

Le principe physico-chimique de détection de l'ISFET est basé sur le cas d'une électrode idéalement bloquante. Dans le cas où aucune charge ne pourrait traverser l'interface électrode électrolyte, il apparaît à cette interface une région très dense en ions, épaisse de quelques angströms, qui sont le siège de réactions électriques et chimiques. L'accumulation de ces charges modifie le comportement de cette interface qui devient alors analogue à un

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

condensateur. Plusieurs modèles ont été développés pour rendre compte et expliquer les Phénomènes électrostatiques qui ont lieu à l'interface Electrolyte/Isolant/Solide. Pour Expliquer le fonctionnement de cette structure, la théorie du « Site Binding » semble être à l'heure actuelle la seule théorie utilisée [27,28,15].

4.3. Etude de l'interface Electrolyte/Isolant :

Du fait de la dimension finie des ions et des molécules de solvant dans une solution électrolytique, il apparaît une différence de potentiel entre les zones de charge d'espace d'un système isolant-électrolyte. Ainsi, dans un système à électrode idéalement bloquante, la zone de charge d'espace est formée de plusieurs couches de structures différentes qui définissent la double couche électrique de HELMHOLTZ. La capacité de cette double couche est fonction du potentiel. Pour une électrode chargée négativement, la distribution des espèces est présentée de façon simplifiée sur la figure. II.5. La distribution du potentiel dans la couche diffuse est décrite par le modèle de GOUY-CHAPMAN-STERN [29,]

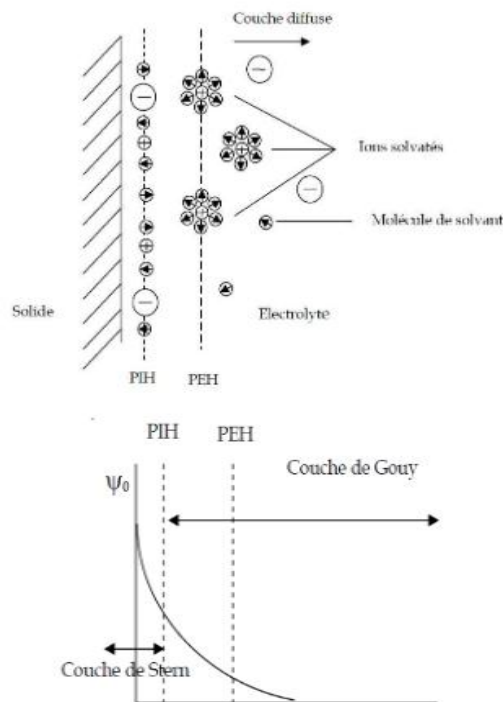


Figure. II.5 : Redistribution du potentiel et de la charge à l'interface solide/électrolyte [28].

Ce modèle considère trois régions :

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

La première région, la plus proche du solide est appelée couche interne. Elle contient les molécules du solvant et certaines espèces (ions ou molécules) dont on dit qu'elles sont spécifiquement adsorbées. Cette région s'étend jusqu'au lieu des centres électriques des ions spécifiquement adsorbés appelé plan interne d'HELMHOLTZ (PIH). Dans la littérature, cette couche interne est aussi appelée couche de HELMHOLTZ. L'orientation des dipôles dépend de la charge de l'électrode [30,21].

STERN a amélioré ce modèle en tenant compte de la taille des ions solvates et en considérant que ceux-ci ne pouvaient s'approcher de la surface que jusqu'au plan interne d'Helmholtz (PIH). La deuxième couche appelée couche de Stern est réservée aux ions solvates. Donc la seconde région est limitée par le plan externe d'Helmholtz (PEH) et le PIH. Le PEH est défini par la distance minimale entre le lieu des centres de charge des ions solvates et la couche d'ions spécifiquement adsorbés [32,34]. La chute de potentiel entre l'électrode et la solution dans ce cas est linéaire et l'interface est équivalente du point de vue électrique à un condensateur plan parallèle..

La troisième région qui s'étend du plan extérieur de Helmholtz vers l'intérieur L'électrolyte est appelé couche diffuse. Cette couche n'inclut pas spécifiquement les ions intensifiés. Cette couche diffuse est comparable à la zone de charge spatiale Pour les MOSFET, l'étendue de cette couche dépend du potentiel et de la concentration des ions électrocuté.

De ce modèle, on montre que le champ électrique est constant et Que le potentiel varie linéairement dans la couche compacte. La capacité de celui-ci Ainsi, le système est équivalent à la communication série de la capacité de couche diffuse et capacité de la couche compacte.

La relation entre le potentiel électrique $\phi_0(x)$ à une distance x du plan PEH et la densité de charge d'espace $\rho(x)$ est donc :

$$\frac{d^2\phi_0(x)}{dx^2} = -\frac{\rho(x)}{\epsilon_0\epsilon_r} \quad (18)$$

Où :

ϵ_r : est la permittivité de l'eau et ϵ_0 celle du vide. La distribution des ions dans la double couche sous l'action du potentiel et de l'agitation thermique est décrite par la statistique de

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

Boltzmann :

$$Ci(x) = Ci_0 \cdot \exp \left[-qi \frac{\varphi_0(x)}{KT} \right] \quad (19)$$

Où :

Ci et qi sont respectivement la concentration et la charge de l'ion (i). La densité de charge est :

$$p(x) = \sum_i qi \cdot Ci = \sum_i qi Ci_0 \cdot \exp \left[-qi \frac{\varphi_0(x)}{KT} \right] \quad (20)$$

La combinaison des équations (18) et (20) conduit à l'équation Poisson-Boltzmann :

$$\frac{d^2 \varphi_0(x)}{dx^2} = \frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_r} \sum_i qi Ci_0 \cdot \exp \left[-qi \frac{\varphi_0(x)}{KT} \right] \quad (21)$$

Pour un électrolyte symétrique, dans lequel les ions ont une charge de valeur absolue q :

$$q+ = q- = q \quad (22)$$

$$C+ = C- = C \quad (23)$$

Il est possible d'intégrer l'équation (21) comme conditions aux limites :

$$\varphi_0(x) = \varphi_0 d \quad \text{à } x=0 \quad (24)$$

$$p_0(x) = 0 \quad ; \text{ donc } \frac{d^2 \varphi_0(x)}{dx^2} = 0 \quad \text{à } x \rightarrow \infty \quad (25)$$

La solution de l'équation (26) est alors donnée par :

$$\frac{d^2 \varphi_0(x)}{dx^2} = - \frac{\left(\frac{8.KTC}{\epsilon_0 \epsilon_r} \right) 1}{2} \cdot \sinh \left(q \frac{\varphi_0(x)}{2KT} \right) \quad (26)$$

En utilisant la loi de Gauss, on obtient la charge de la couche diffuse :

$$\sigma_d = - \frac{(\epsilon_0 \epsilon_r KTC) 1}{2 \sinh \left(q \frac{\varphi_0(x)}{2KT} \right)} \quad (27)$$

Il est maintenant possible de calculer la capacité différentielle C_d de la couche diffuse en Différenciant l'équation précédente :

$$C_d = \frac{d\sigma_d}{d\varphi_{0d}} = \frac{\left(\frac{2q^2\epsilon_0\epsilon_r C}{KT}\right)1}{2} \cdot \cosh\left(q \frac{\varphi_0(x)}{2KT}\right) \quad (28)$$

Cette capacité diffuse, qui varie avec la concentration passe par un minimum. C_d croît rapidement de part et d'autre de ce minimum. Stern, en tenant compte de la taille finie des ions, et du fait qu'ils ne peuvent approcher la surface qu'à une distance finie, a montré que la capacité est en réalité constituée de deux composantes montées en série [29]

- ✓ une capacité indépendante du potentiel correspondant à la capacité des charges portées par le plan externe d'Helmholtz.
- ✓ une capacité en forme de V correspondant à la capacité de la charge réellement diffuse.

4.4. Etude de la structure Electrolyte/SiO2/Silicium :

Dans la pratique, la sensibilité au pH mesurée par un ISFET est inférieure à la valeur prédite par la loi de Nernst. Un phénomène chimique propre aux membranes sensibles formées à partir de couche de SiO₂ est responsable de cette dérive. Il n'y a plus d'équilibre thermodynamique entre les ions dans l'isolant et les ions dans l'électrolyte, par conséquent la loi de Nernst n'est plus applicable. La théorie du "site-building" (voir figure. II.5), inspirée des travaux de Bousse, explique le procédé qui se produit à l'interface isolant-électrolyte [32,21].

Ce modèle considère les groupes Si-OH sur la couche d'oxyde comme des centres actifs dont la charge varie proportionnellement aux ions présents à la surface de l'ISFET. Ces centres actifs sont responsables de la formation de la double couche électrique décrite par la théorie de GOUY-CHAPMAN-STERN et donne le potentiel à l'interface oxyde-électrolyte. Les ions H⁺ et OH⁻, présents dans une solution aqueuse sont appelés « ions déterminants le potentiel ». [32,33]. Ces ions sont responsables de l'état de charge à l'interface SiO₂/électrolyte. Au contact de la solution aqueuse des groupements de silanol (Si-OH) se

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

forment à la surface de l'isolant. Ces groupements peuvent être, suivant le pH de la solution, chargés positivement, chargés négativement ou neutres (voir figure. II.6). Le pH particulier pour lequel la surface de la membrane à zéro charge est appelé « pH au point de charge nulle » pH_{pzc} . La présence de ces groupements de charges amène une correction à l'équation de NERNST habituellement utilisée en électrochimie.

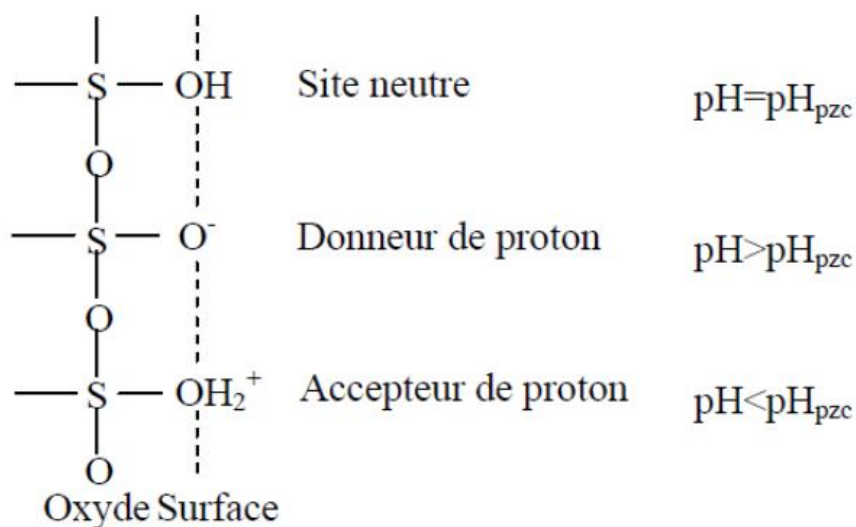


Figure. II.6 : Représentation schématique de la théorie du site-Binding

L'arrangement des ions de la surface au volume de l'électrolyte détermine le potentiel de surface avec une dépendance des propriétés des groupes de surface et des charges de surface en fonction de la concentration d'électrolyte [27].

4.5 . Membranes sensible et Détection du pH :

La sélectivité et la sensibilité chimique d'un capteur pH-ISFET sont limitées par les propriétés de l'interface électrolyte/isolant. Le premier isolant qui a été étudié pour la détection des ions H^+ est l'oxyde de silicium. Cependant, ce matériau a rapidement montré ses limites pour la mesure du pH. Sa sensibilité est subnérnsthienne ($<30\text{mV/pH}$, la valeur de sensibilité quasi-nérnsthienne est 55mV/pH), avec des temps de réponse très long, et une faible durée de vie. [27].]. pour cette quête Orienté aux structures isolantes à deux couches. en préservant l'oxyde En raison des caractéristiques d'interface du silicium SiO_2 et de sa bonne résistance à l'effondrement, nous avons proposé Sur cette couche d'autres matériaux qui

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

présentent de meilleures propriétés d'interface pour Détection des ions H^+ . Les principales classes sensibles aux ions hydrogène sont les suivantes :

- ✓ Le nitrure de silicium (Si_3N_4). Le capteur pH-ChemFET avec la grille diélectrique SiO_2/Si_3N_4 est caractérisé par un court temps de réponse, un faible courant de fuite et une sensibilité quasi-Nernstienne (autour de 50 - 56 mV/pH). Ce matériau qui est bien connu et maîtrisé dans la technologie des circuits intégrés (IC) a été parmi les premiers impliqués dans les capteurs chimiques[32]. Généralement, cet isolant est obtenu par dépôt chimique en phase vapeur à basse pression (LPCVD) [31].
- ✓ L'oxyde d'aluminium (Al_2O_3). La sensibilité de cette membrane est autour de 53 -56 mV/pH, cependant les capteurs pH-ChemFETs avec la couche SiO_2/Al_2O_3 possèdent une importante dérive temporelle. La couche sensible est habituellement obtenue par dépôt chimique en phase vapeur (CVD)
- ✓ L'oxyde de tantale (Ta_2O_5). Cette couche diélectrique est prometteuse pour la détection des ions hydrogène. Elle possède une bonne sensibilité de 58 – 59 mV/pH et une petite dérive temporelle de 0,03 – 0,05 pH/jour. Les membranes de Ta_2O_5 ne sont pas sélectives aux ions potassium K^+ , calcium Ca^{+2} et sodium Na^+ . Ce matériau est déposé soit par pulvérisation radiofréquence RF, soit par dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma (PECVD) notes :

caractéristiques	SiO_2	Si_3N_4	Al_2O_3	ZrO_2	Ta_2O_5
Intervalle de pH	4-10	1-13	1-13	0-8	2.5-13
Sensibilité [mv/ph]	25-46	46-56	53-56	50-56	55-57
Temps de réponse [95%]	<1min	<1s	<1s	>1min	<1s
Stabilité [mv/h.ph]	Instable	1.0	0.8	0.2	0.5

Tableau II-1: donne un sommaire des couches insensibles utilisées dans le capteur ISFET [33]

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

D'autres membranes sensibles aux ions H^+ ont été proposées pour remplacer le Si_3N_4 comme le WO_3 , ZrO_2 , et Gd_2O_3 , du fait de leurs grandes sensibilités. Par contre, la faible qualité d'interface limite leurs utilisations [27].

4.6. Méthode de mesure :

Le principe de mesure est le suivant : la valeur du courant de drain (I_{ds}) est maintenue constante à une valeur I_0 au moyen d'un asservissement électronique. Si la valeur du pH de la solution change, la tension de seuil de l'ISFET (V_T) change ainsi que le courant de drain. La rétroaction électronique rajuste la tension fixée par l'électrode de référence de telle manière que le courant de drain soit maintenu constant à la valeur I_0 . [35]. L'écart entre la nouvelle tension de grille (V_{pH2}) et l'ancienne (V_{pH1}) est proportionnel à la variation de pH (figure II-7)

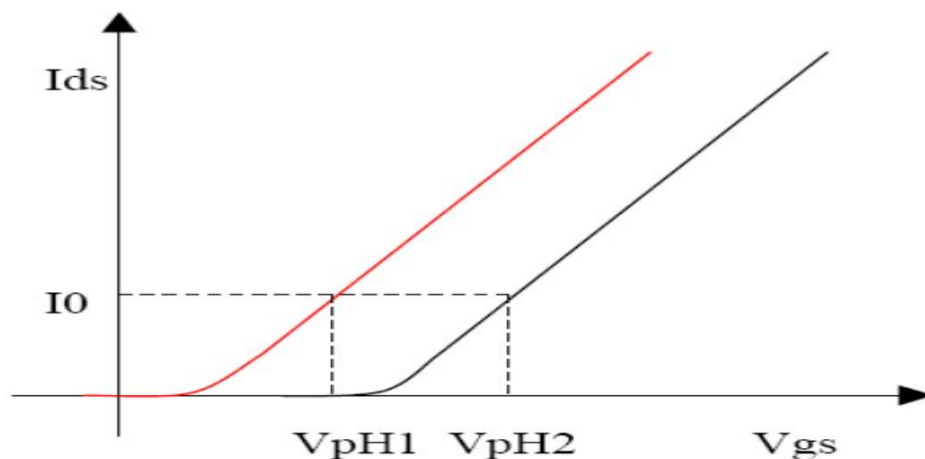


Figure. II.7 : Réponse au pH d'un capteur ISFET. Variation de la tension de seuil pour des mesures $I_{ds}(V_{gs})$ effectuées dans deux solutions différentes [37].

Chapitre (II): Modélisation analytique du capteur de type PH ISFET

5 . Les inconvénients et les avantage d'un ISFET :

Le tableau II.2 regroupe les avantages et les inconvénients des capteurs chimiques ISFETs

Avantage	Inconvénients
Comptabilités avec la technologie silicium	Dérive temporelle
Faible cout	Vieillessement
Possibilité de conception des capteurs jetables	Sensible à la force ionique de la solution
Miniaturisation	Calibration fréquente
Intégration dans les systèmes monolithiques	Optimisation de packaging
Robustesse	Difficulté d'intégration des couches sensibles
Facilité et commodité d'utilisation	Intégration d'une électrode de référence
Faible résistance de sortie	
Caractère générique : adaptation a tous type d'ions dans le cadre de système multi capteurs	
Court temps de réponse	
Faible énergie de consommation	
Interface avec la micro fluidique	
Non nécessite du maintien spéciale	

Tableau II.2 : Avantages/Inconvénients des capteurs chimiques ISFETS [27]

6. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté en bibliographique le principe de fonctionnement des ISFETs Détaillé en développant des formules. Ensuite, nous avons jugé utile de résumer les avantages et les inconvénients des capteurs chimiques de type ISFET. Dont le but est de maîtriser le comportement d'un tel composants, nous allons faire une simulation numérique et géométriques en **COMSOL Multiphysics** dans le chapitre qui suit.

Chapitre (III) :

**Résultats de la
simulation**

1. Introduction :

Les transistors chimiques à effet de champ sont des capteurs qui transforment les grandeurs chimiques en un signal électrique. L'utilisation des technologies de la microélectronique pour la réalisation de ces capteurs donne une possibilité d'intégration et une production à faible coût. Pour Les simulateurs (Technologie Computer-Aided Design) permettent la modélisation du comportement physique et électrique d'un composant électronique ; Afin de gagner du temps et des coûts de développement, pouvant ainsi penser à améliorer les performances de l'appareil.

Dans ce chapitre, nous présenterons une étude des caractéristiques du capteur de type ISFET et des facteurs d'influence avec l'extraction et l'évaluation des résultats par simulation avec le programme COMSOL Multiphysics.

2. Présentation du logiciel COMSOL Multiphysics :

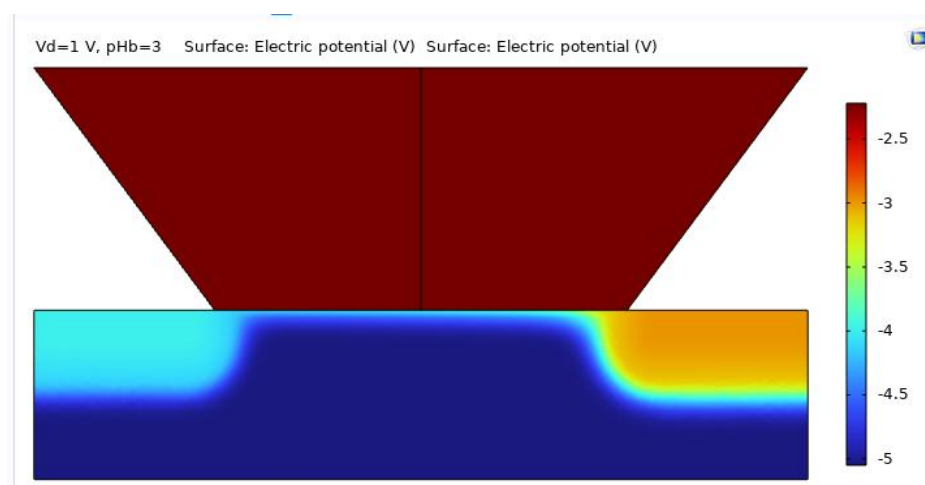
COMSOL Multiphysics est un logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis. Ce logiciel permet de simuler de nombreuses physiques et applications en ingénierie, et tout particulièrement les phénomènes couplés ou simulation multi-physiques. L'utilisateur définit ses couplages ou sélectionne les interfaces prédéfinies. Les différentes étapes du processus de modélisation - définir la géométrie, les propriétés matériaux, le maillage, choisir la ou les physiques, résoudre et afficher les résultats - sont intégrées dans une seule interface. Des modules d'applications optionnels offrent des interfaces spécialisées notamment en mécanique linéaire et non linéaire, acoustique, écoulement, transfert de chaleur, génie chimique, géophysique, électromagnétisme basse et haute fréquence, corrosion, plasma, suivi de particules, optimisation, MEMS, ainsi qu'avec les logiciels de CAO et Matlab. Ce logiciel est multiplateforme (Windows, Mac, Linux). En plus des physiques précitées, COMSOL Multiphysics autorise l'utilisateur à définir ses propres systèmes d'équations aux dérivées partielles (EDP), soit sous forme différentielle, soit sous formulation faible. Les couplages avec des équations aux dérivées ordinaires (EDO) et des équations algèbro-différentiels (EAD) sont également possibles. [36].

3. Configuration de la simulation et la modélisation du capteur :

Pour commencer, nous devons entrer les dimensions de notre capteur qui est asymétrique en 2D (figure III.1), puis nous devons insérer les paramètres de notre composant qui sont présenter dans le tableau suivant (tableau III.1).

	Substrat	Source	Drain	Canal	SiO2	Si3N4	Métallisation (Al)
Géométrie (x.y) μm^2	22.3	-	-	-	-	-	-
Epaisseur (nm)	-	-	-	-	65	65	100
Longueur (μm)	16	3	3	16	-	-	-
Profondeur (μm)	3	1.5	1.5	-	-	-	-
Type	P	N^+	N^+	N	-	-	-
Dose (As) (cm^2)	-	$5.4 \cdot 10^{14}$	$5.4 \cdot 10^{14}$	-	-	-	-
Dopage (cm^3)	10^5	$9.6 \cdot 10^{18}$	$9.6 \cdot 10^{18}$	10^5	-	-	-

Tableau (III-1) : Gradeurs optimales de la structure ISFET [37].



Figure(III.1) : la forme géométrique de l'ISFET simulé

4. Résultats et discussions :

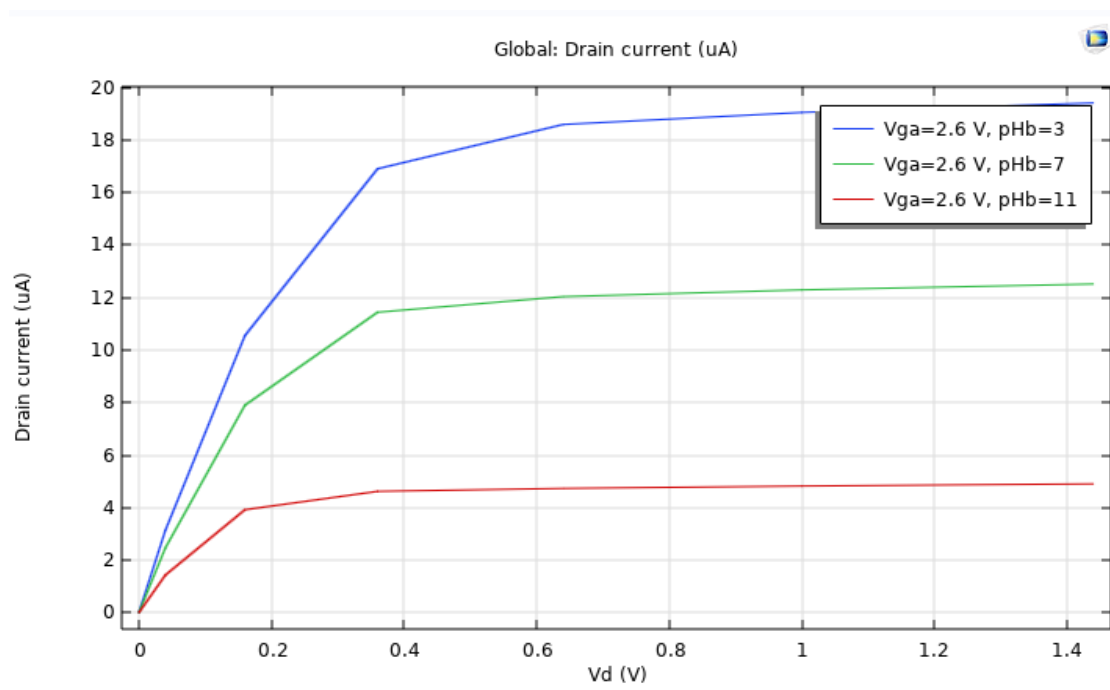
4.1. Les caractéristiques électriques du pH-ISFET:

4.1.1. La caractéristique $I_d = f(V_{ds})$:

La figure ci-dessous présente l'évolution des caractéristiques de transfert pour un micro capteur pH-ISFET plongé dans des milieux : acides (pH =3), neutre (pH=7) et basique (pH =11) pour une tension v_{ds} variant de 0-1.6v et $v_{gs}=2.6v$.

En fonction de l'importance de la polarisation du drain, on peut distinguer principalement deux régimes de fonctionnement : fonctionnement en mode linéaire et en mode de saturation.

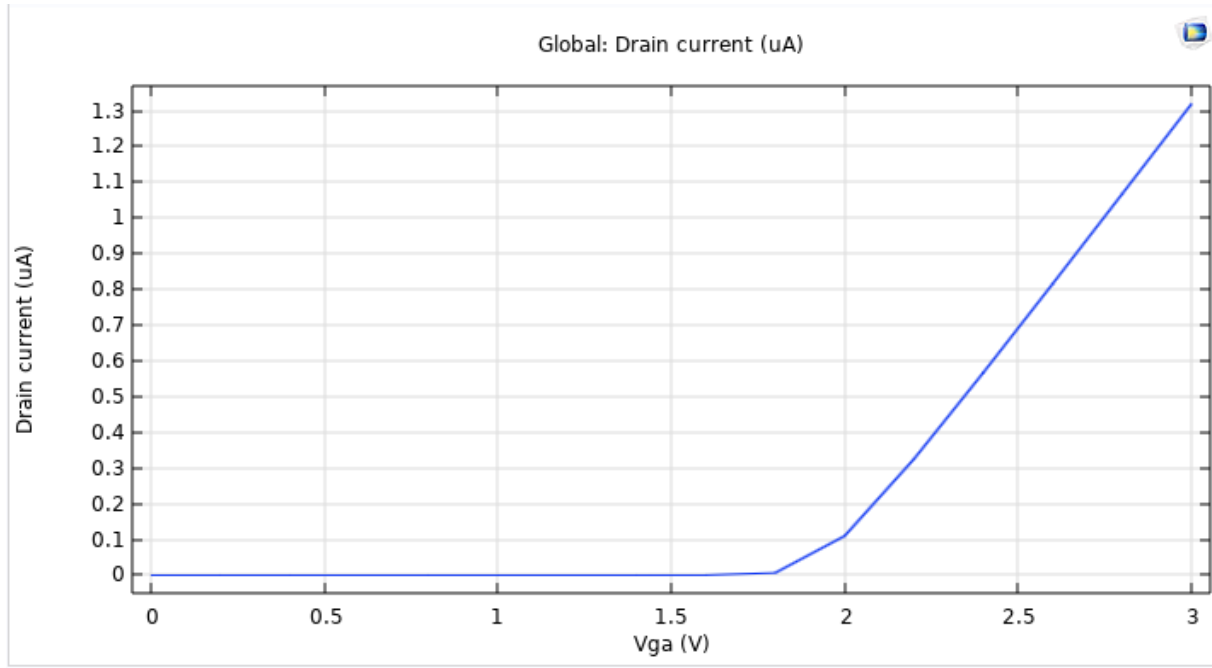
Le courant I_{ds} diminue en augmentant le pH. On constate qu'en régime de saturation, le courant drain-source diminue de 4 μA lorsque pH augmente de 3 à 11. Donc, Le décalage des courbes selon la valeur du pH est bien net, avec un décalage vers les courants plus positifs (vers le haut) pour la valeur du pH acide (charges positives), et un décalage vers les courants moins positifs (vers le bas) pour celle de base (charge négative). Cela confirme la faisabilité d'utiliser ces capteurs dans la détection du pH.



Figure(III.2) : Tracé de la caractéristique $I_d = f(V_{ds})$ pour différent valeur de PH.

4.1. 2. La caractéristique $I_{ds} = f(V_{gs})$:

Les caractéristiques $I_{ds} = f(V_{gs})$ permettent d'extraire les paramètres propres au transistor MOS. Ce sont des paramètres classiques typiques liés à la technologie CMOS, à savoir : G_m , et V_T (respectivement : transconductance, et la tension de seuil). A partir de la figure III.3, on peut déterminer la tension de seuil qui est l'intersection de la courbe avec l'axe des abscisses, $V_{t} = 1.8V$. Et lorsque $V_{gs} > V_T$, le canal est formé et le transistor peut conduire du courant



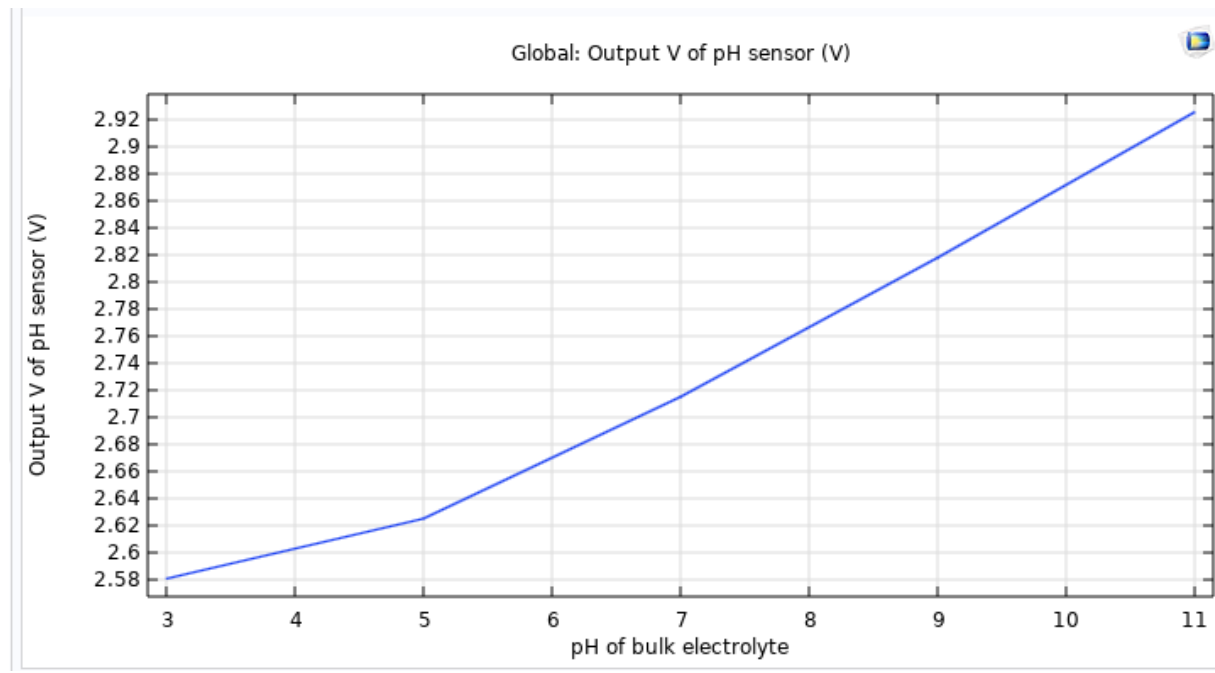
Figure(III. 3) : Tracé de la caractéristique $I_{ds} = f(V_{gs})$.

4.1. 3. La sensibilité de L'ISFET :

La figure III.4 représente la sensibilité de l'ISFET. Les résultats de simulation montrent que le signal extrait VOUT est directement proportionnelle à la variation des valeurs de pH. Dans la gamme de solution de 1 à 11 de fonctionnement de pH, l'ISFET présente une sensibilité d'environ 59 mV/pH.

Ainsi, la sensibilité au pH est déterminée de la manière suivante :

$$s = \frac{V_{PH2} - V_{PH1}}{PH_2 - PH_1}$$



Figure(III.4) :Tracé de la sensibilité de L'ISFET.

4.2. l'effet de la température et PH sur le capteur :

Il est bien connu que le changement de la température du composant affecte ses caractéristiques et par conséquent les performances du circuit. La description précise des effets de la température dans les dispositifs est nécessaire pour prévoir le comportement du circuit sur une gamme de température [37]. Un certain nombre de paramètres importants comme la mobilité, la vitesse de saturation des porteurs libres, et la tension de seuil de dispositif sont liés à la température.

L'étude de l'effet de la température sur les paramètres de détections du capteur tel que, la linéarité et la sensibilité nous paraît indispensable.

Notre étude a également porté sur l'effet du PH sur le fonctionnement du capteur pour une gamme de PH définie.

4.2.1. L'Effet de la température sur La caractéristique $I_d = f(V_{ds})$:

On peut également montrer à partir de la figure III-5 ci-dessous que le courant de drain varie considérablement avec la température. Il se dégrade avec une augmentation de température, et ce comportement est observé également dans la littérature [40].

On remarque que toutes ces courbes se croisent en un seul point appelé : coefficient de température zéro, noté ZTC. Quand un capteur est polarisé au point ZTC, Les caractéristiques des circuits conçus pour fonctionner dans la région ZTC deviennent très peu sensibles à n'importe quel changement de température. Ce concept est particulièrement important pour la conception analogique. Avant le point de polarisation ZTC, le courant du drain augmente avec la température. Si le capteur est polarisé plus loin que le point ZTC, le composant tend à être auto-stabilisé, une augmentation de température résulte une diminution de courant, et donc une diminution en puissance moyenne dissipée.

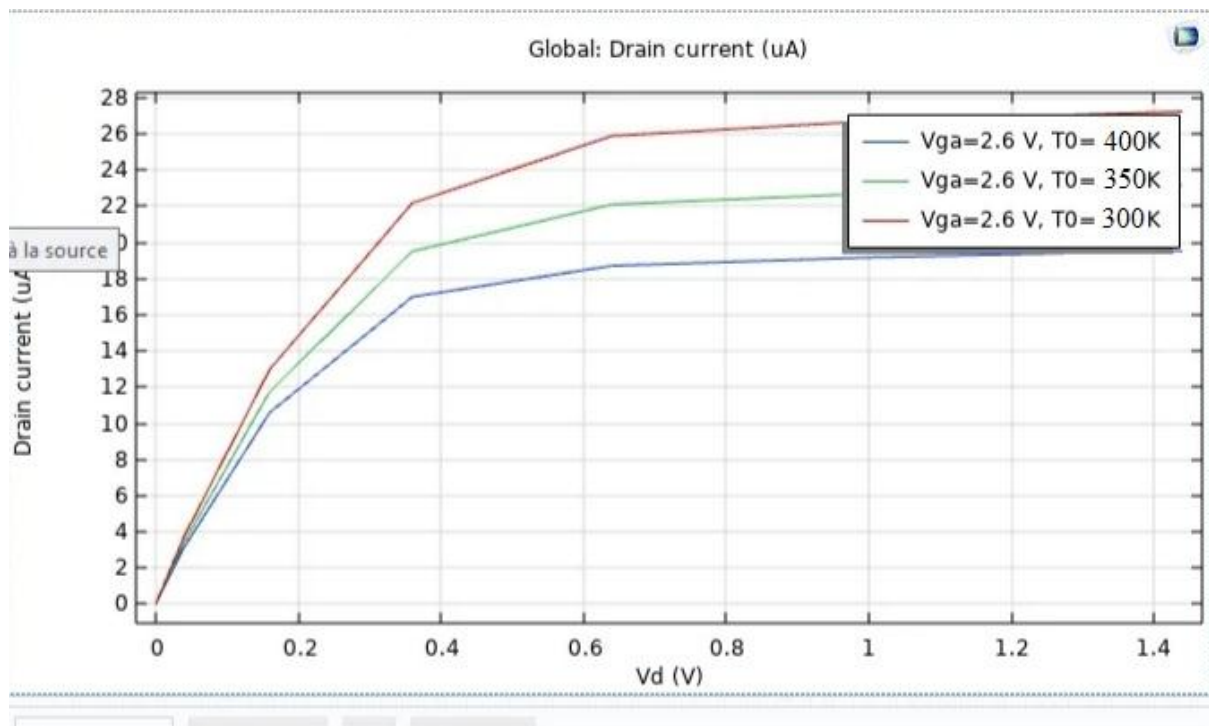


Figure (III.5) : présente l'évolution du courant de drain I_{DS} du capteur en fonction de la tension de drain pour différentes valeurs de température.

4.2.2. L'Effet de la température sur $I_{ds} = f(V_{gs})$:

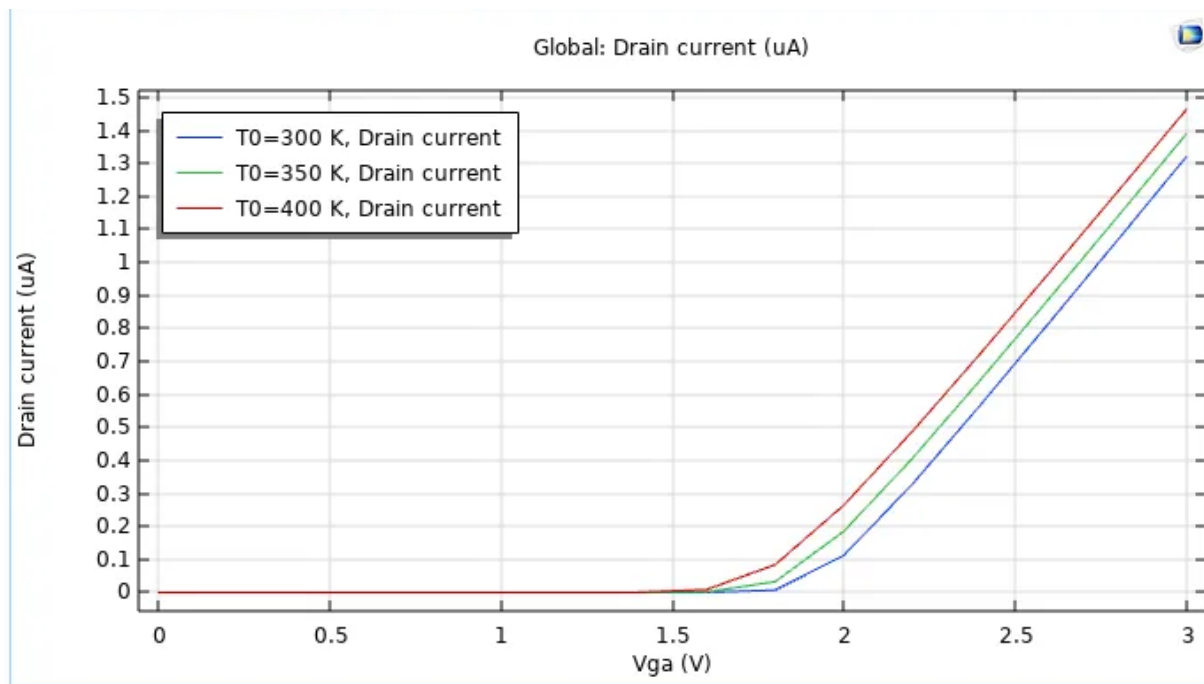
La figure III.6, présente l'évolution du courant de drain I_{DS} du capteur en fonction de la tension de grille pour différentes valeurs de température. En effet, nous remarquons un décalage du point isotherme jusqu'à une valeur de $V_{GS} \approx 1.8$ V.

Pour V_{GS} variant de 0 jusqu'à 3V, nous observons un décalage de la tension de seuil V_T en dessus du point isotherme ($T=0^\circ C$) qui se traduit par une augmentation de cette dernière lorsque la température diminue.

Nous remarquons que le courant I_{DS} augmente avec la tension de grille V_{GS} jusqu'à $V_{GS} \approx 1.8$ V appelée point isotherme, la température n'a pas d'influence sur I_{DS} . Au-delà de

cette valeur, nous obtenons un courant IDS qui varie inversement avec la température. Ceci est dû à la mobilité des porteurs de charges qui est une fonction inverse de la température.

Aussi, la figure III-6 montre la variation de la tension de seuil en fonction de la température, obtenus au moyen de tracés ID(VG). Notons que lorsque la température diminue la tension de seuil augmente. Comme il est mentionné dans la littérature, la tension de seuil varie linéairement avec la température sur une large gamme de température pour les transistors à canal long [40].

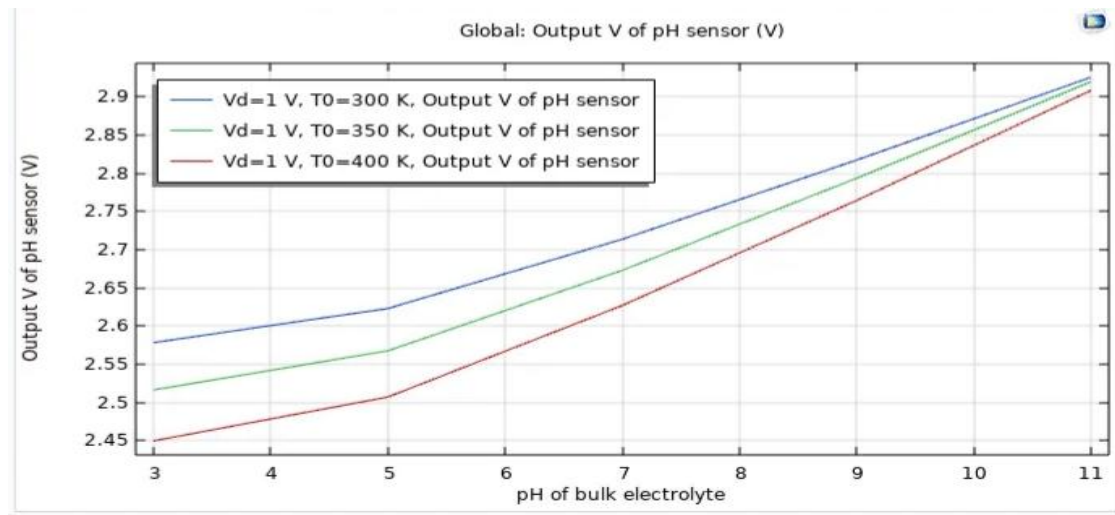


Figure(III.6) : l'évolution du courant de drain IDS du capteur en fonction de la tension de grille pour différentes valeurs de température

4.2.3. L'effet de la température sur la sensibilité :

La figure III.7 montre l'impact de la température sur la sensibilité du capteur,

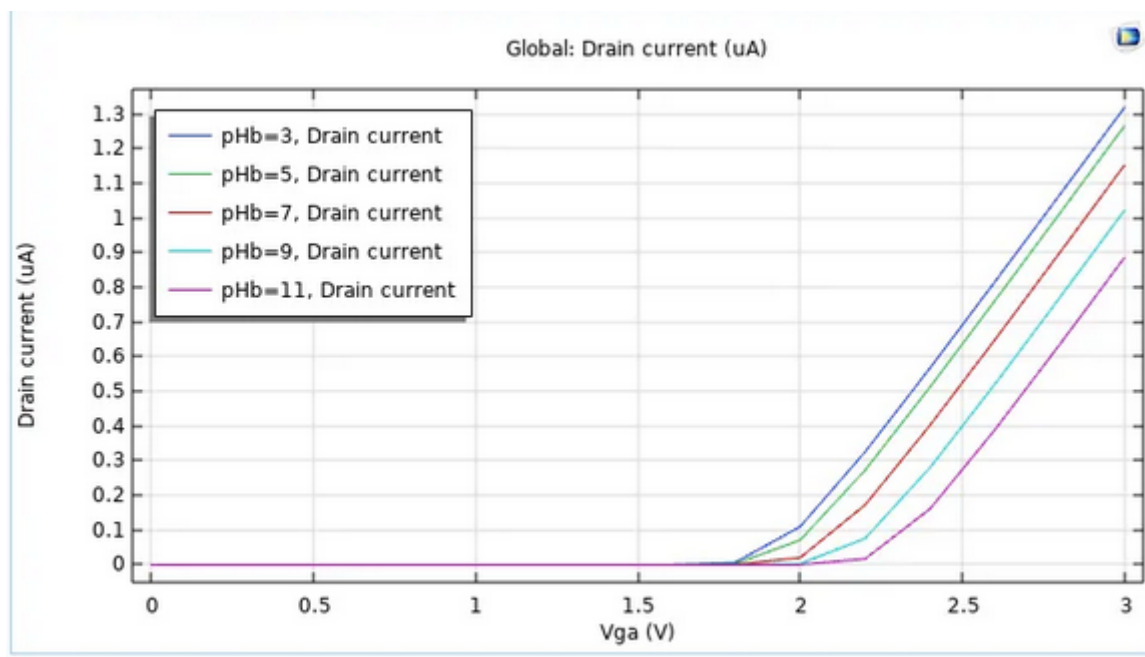
En effet, le capteur se comportera en termes de linéarité et sensibilité améliorée lorsque la température diminue.



Figure(III.7) : L'effet de la température sur la sensibilité.

4.2.4. Variation de la tension de seuil en fonction du pH :

La figure III.8 montre le réseau de caractéristique de transfert IDS en fonction de VGS à VDS constante fait apparaître la liaison entre la tension grille source VGS et l'activité des ions hydrogène (pH) dans une solution. On voit que le courant drain source IDS constant la variation de la tension grille source VGS est proportionnelle à la variation de la quantité des ions hydrogène dans une solution, cette proportionnalité est traduite par le décalage de la caractéristique à chaque fois que le PH varie. Pour mesurer l'activité des ions, on utilise soit le régime linéaire de fonctionnement des capteurs pH-ISFETs soit le régime saturé.



Figure(III.8) : tracé de la caractéristique de transfert pour différents valeurs de pH.

5. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons regroupé l'ensemble des résultats des simulations du capteur ISFET obtenus par COMSOL Multiphysics.

Nous avons abordé la simulation du comportement électrique de la structure ISFET, en étudiant d'abord différents réseaux de caractéristiques électriques $ID(VG)$, $ID(VD)$

Ensuite, nous avons étudié l'effet du PH et de la température sur le comportement du composant. Cette étude nous a permis d'estimer la variation du courant de drain, la tension de seuil et la sensibilité pour une gamme de température et PH définie.

Conclusion générale

Conclusion générale :

L'analyse de la littérature interminable sur les biocapteurs au cours des dernières décennies montre sans aucun doute que les biocapteurs sont attrayants non seulement dans le monde universitaire, mais aussi dans l'industrie. Où l'interaction analyte-biorécepteur est convertie en une sortie appropriée facilement lisible par l'utilisateur ce qui amène les chercheurs de différents domaines de la science et de l'ingénierie à rapprocher leurs compétences. En outre, il a ouvert de nouvelles frontières dans la recherche scientifique où une attention considérable a été portée au développement de technologies au profit de différents domaines, y compris les soins médicaux. En général, on peut dire que les biocapteurs ont trouvé une place importante dans notre société car ils visent à améliorer la qualité de vie dans divers domaines tels que la défense et la sécurité du territoire, l'agriculture, la sécurité alimentaire, l'environnement, la médecine et la pharmacologie. Parmi ces biocapteurs on trouve l'ISFET.

L'objectif de notre travail a consisté, principalement d'étudier par simulation, les paramètres technologiques et électriques d'un capteur chimique potentiométrique de type ISFET (Ion Selective Field Effect Transistor), constitué d'une structure de base similaire à celle d'un transistor MOSFET, qui représente le transducteur électrique, et une couche sensible déposée sur l'oxyde de grille remplaçant l'électrode de grille métallique du transistor MOSFET conventionnel (transducteur chimique), la simulation est faite en COMSOL Multiphysics.

Les résultats de simulation montrent que le signal de la tension de sortie V_{OUT} est directement proportionnel au pH correspondant à une valeur de la sensibilité $S = 59 \text{ mV/pH}$.

L'étude de l'effet de la température sur les paramètres de détections du capteur qui sont le potentiel de surface, la linéarité et la sensibilité nous paraît indispensable.

Notre étude a également porté sur l'effet de la température sur le fonctionnement du capteur pour une gamme de température définie. Les résultats obtenus ont montré que la température influe de manière significative sur la mobilité des porteurs de charges et également sur la tension de seuil du capteur. Ceci a pour effet de dégrader les performances du capteur.

Même chose pour le PH.

L'étude s'est déroulée comme suit :

Conclusion générale

Dans le premier chapitre nous avons présenté un état de l'art sur les capteurs chimiques de types ISFET. En premier lieu nous avons commencé par un aperçu sur les capteurs chimiques en générale tout en précisant les principales familles.

Ensuite, nous avons présenté, un aperçu sur les aspects principaux de fonctionnement d'un transistor MOSFET et l'ISFET détaillé à travers l'élaboration de formules ; En mentionnant les caractéristiques, avantages et inconvénients de ses capteurs chimiques dans le deuxième chapitre. Enfin, nous avons présenté la modélisation et les résultats de simulation du capteur ISFET par le logiciel COMSOL Multiphysics qui emploie des modèles physiques spécifiques dans le dernier chapitre.

Enfin, nous concluons ce mémoire par un résumé de l'ensemble des résultats de notre simulation et nous ouvrirons une discussion sur les perspectives possibles de la modélisation des ISFET et de ses apports

En perspective de ce travail, une extension du modèle du capteur pH-ISFET tenant compte d'autres paramètres, peut être envisagée pour nous permettra de mieux cerner les grandeurs contrôlant la sensibilité du capteur.

References bibliographiques

- [1] : HALATA Meriem , « Etude des biocapteurs » ,Mémoire MASTER ACADEMIQUE, 2016.
- [2] : HADJALI Dalia, « ETUDE ET APPLICATION DE MICROCAPTEURS », Mémoire MASTER ACADIMIQUE , septembre 2014.
- [3] : <https://www.lemagit.fr/definition/capteur#:~:text>
- [4] :
CHAPITRE II CARACTERISTIQUES METROLOGIQUES DE. <https://elearning-facsci.univ-annaba.dz>.
- [5] : https://elearning-facsci.univ-annaba.dz/pluginfile.php/29291/mod_resource/content/1/Ch%20II
- [6] : <https://www.les-electroniciens.com/sites/default/files/cours/capteurs.pdf>.
- [7] : https://spcl.acmontpellier.fr/moodle/pluginfile.php/3514/mod_resource/content/1/partie_F_Mesure_%C3%A0_1_aide_d_un_capteur_2.pdf
- [8] : <http://www.univ-oeb.dz/fssa/wp-content/uploads/2020/03/Chapitre-1-Rappels-Sur-Les-Capteurs.pdf>
- [9] : Hamadou Saliah-Hassane « Précision, justesse, incertitude erreurs systématiques sur les mesures ». Thèse de Doctorat de L'INPG, Janvier 2003.
- [10] : http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:ZIr_q2R_QL4J:www.univ-oeb.dz/fssa/wp-content/uploads/2020/03/Chapitre-3-Biocapteurs.pdf.
- [11] : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02077083/document>
- [12] : <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:mx01QhcmY1QJ:www.univ-oeb.dz/fssa/wp-content/uploads/2020/03/Chapitre-4.-Biocapteurs.pdf>
- [13] : <https://fr.jf-parede.pt/what-is-biosensor-types-biosensors>
- [14] : S.Kouras , « Etude et simulation d'un micro capteur chimique à base de FET » , mémoire de magister, université de Batna, 2011
- [15] : <https://new.societechimiquedefrance.fr/wp-content/uploads/2019/12/2004-279-octobre-Fabry-p.34.df>
- [16] : ABDESSEMED Lakhdar et DIFFALLAH Thameur, « Mémoire Etude et simulation d'un capteur de pH ISFET par LTspice IV », mémoire de magister université Msila, 2019

References bibliographiques

[17]:

https://leselectroniciens.com/sites/default/files/cours/transistor_mos_et_amplificateurs.pdf

[18]: Céline CHOUTEAU, « Développement d'un biocapteur conductimétrique bien zymatique à cellules algales », Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées, Lyon, N° d'ordre 04-ISAL-0066, (2004).

[19] : Maccà C., « Response time of ion-selective electrodes Current usage versus IUPAC recommendations », *Analytica chimica acta* 512 (2004), 183-190.

[20]

: https://dspace.univguelma.dz/jspui/bitstream/123456789/10257/1/ABBASSI_DJOUHAINA1604330643.pdf

[21] : Torche Saber , « Modélisation par les réseaux de neurones et simulation d'un biocapteur à base de FET » Magister en Electronique ,2008

[22] : <https://culturesciences.chimie.ens.fr/thematiques/chimie-experimentale/techniques-d-analyse/les-indicateurs-de-ph>.

[23]: HADJALI Dalia, « ETUDE ET APPLICATION DE MICROCAPTEURS », Mémoire de MASTER ACADIMIQ , septembre 2014,

[24]: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00089092v2/document> .

[25]: Van der Vlekkert H., Bousse L., Rooij N. De, « The temperature dependence of the surface potential at the Al₂O₃/electrolyte interface », *J. Colloid Interface Sci.* 122 (1988), 336-345.

[26] :

(<https://www.google.com/search?q=Ions+libres+dissous+entour%C3%A9es+de+mol%C3%A9cules+d%27eau&sxsrf=ALiCzsYcSF9pdjGYC0Wg6TB8WN>

[27] : Niu M.N., Tong X.F., « Effect of two types of surfaces sites on the characteristics of Si₃N₄ gate pH-ISFET », *Sensors and actuators B* 37 (1996), 13-17).

[28] : Liu B.D, Su Y.K, Chen S.C, « Ion-sensitive field effect transistor with silicon nitride gate for pH sensing », *Int. J. Electron* 1 (1989), 59-63).

[29] : Lue C.E, Yu T.C, Yang C.M, Pijanowska D.G, Lai C.S, « Optimization of Urea EnFET Based on Ta₂O₅ Layer with Post Annealing », *Sensors* 11 (2011), 4562-4571.

[30]: Sorensen S. P. L , « Enzyme studies II: measurement and significance of hydrogen ion concentration in enzyme processes », *Biochemische Zeitschrift* 21 (1909), P 131-304.

References bibliographiques

[31]:

<https://www.ummtto.dz/dspace/bitstream/handle/ummtto/7492/HadjaliDalila.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

[32] : Benoit Torbiero, « Développement de microcapteurs électrochimiques pour l'analyse en phase liquide. Micro et nanotechnologies/Microélectronique ». INSA de Toulouse, 2006. François. Tel-00126683.

[33]: Nilsson H., Akerlund A.C., and Mosbach K., « Determination of glucose urea and penicillin using enzyme-pH electrode » Biochim. Biophysics. Act 320 (1973)

[34] : B. Torbiero, « Développement de microcapteurs électrochimiques pour l'analyse en Phase liquide », thèse de doctorat, INSA de Toulouse, 2006.

[35] :

<https://www.ummtto.dz/dspace/bitstream/handle/ummtto/1342/LAKHLEF%20AHCENE.pdf?sequence=1>

[36] : https://fr.wikipedia.org/wiki/COMSOL_Multiphysics.

[37] : DJAFER Amdjed , ABBASSI Djouhaina, Theme : Etude et modélisation d'un capteur de pH à base de transistor à effet de (Etude et modélisation d'un capteur de pH à base de transistor champ, Mémoire de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de Master à Université 8Mai 1945 Guelma Septembre 2020.