

**Université de Saïda – Dr. Moulay Tahar**  
**Faculté de Technologie**



**Mémoire**

Présenté pour obtenir le diplôme de

**Master**

**Spécialité : Instrumentation**

**Filière : Electronique**

**Domaine : Sciences et Technologie**

Présentés Par :

**- BENHALIMA Hocine**

**- ATIG Mokhtaria**

Thème :

---

**Etude de l'effet de la température sur les  
performances des capteurs chimiques à ISFET.**

---

Mémoire soutenu le 24/06/2024 devant le jury composé de :

01	Dr.HADJI Baghdad	MCB.	Université de Saïda – Dr. Moulay Tahar	Présidente
02	Dr.MOSTEFAI Abdelkarim	MCB.	Université de Saïda – Dr. Moulay Tahar	Examineur
03	Pr.DJELLOULI Bouazza	MCB.	Université de Saïda – Dr. Moulay Tahar	Encadreur

## Remerciements

*Nous remercions en premier lieu Allah, le Tout-Puissant, de nous avoir accordé la force et la volonté nécessaires pour achever ce travail.*

*Nos sincères remerciements vont à Monsieur Pr.B.Djellouli, encadreur du mémoire, pour son suivi, ses conseils judicieux et ses discussions qui nous ont beaucoup aidés au cours de nos recherches.*

*Nous tenons à exprimer notre plus grande gratitude à Monsieur B.Hadji, Docteur à l'université de Saida, pour l'honneur qu'il nous fait d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire.*

*Nous remercions également Monsieur A.Mostefai, Docteur à l'université de Saida, d'avoir accepté de se joindre à ce jury en tant qu'examineur.*

*Nos remerciements vont également à tous nos collègues et à tous ceux et celles qui ont contribué de près ou de loin, par leurs conseils, leurs suggestions et leurs encouragements, à la réalisation de ce travail.*

---

## Dédicace

*Tout d'abord, je tiens à remercier Allah*

*De m'avoir donné la force et le courage de mener*

*À bien ce modeste travail.*

*Je tiens à dédier cet humble travail à :*

*A ma tendre mère Fatima et mon très cher père Ghaouti*

*A mon oncle : Dr. Abdelkarime Kaarour*

*A toutes mes sœurs : Assmaa, Khaira*

*A mon frère Mohamed*

*A mon binôme : Mokhtaria*

*A mes meilleurs amis :*

*Aboubakr Esseddik ; Ali ; Gherissi ; abd el Rahim ; Mohamed ; Hadj*

*barakat ; Abdelhadi;*

*Nadira ; Manel ; Abir*

*Tous ceux qui m'aiment et que j'aime*

*BENHALIMA HOCINE*

---

## Dédicace

*Tout d'abord, je tiens à remercier Allah*

*De m'avoir donné la force et le courage de mener*

*À bien ce modeste travail.*

*Je tiens à dédier cet humble travail à :*

*A ma défunte mère et mon défunte père .*

*A mon mari :Maafa salim*

*A toutes mes sœurs : hayat et khadidja*

*A mon frère habib*

*A mes enfants :lamiss et mohamed*

*A mon binôme : Hocine*

*A mes meilleurs amis :*

*Chami Nadir ; salima seghier ; Nadira ; Manel ; Abir*

*Tous ceux qui m'aiment et que j'aime*

ATIG MOKHTARIA

---

---

## Sommaire

---

# Sommaire

Sommaire

Avant propos

Liste des figures

Introduction Générale..... 1

## Chapitre I : Les Capteur Biochimique

**I.1.Introduction ..... 3**

**I.2. Les capteurs biochimique ..... 4**

**I.3. Les principaux capteurs biochimiques ..... 4**

I.3.1. Les transducteurs optiques Biocapteurs optiques..... 4

I.3.2. Biocapteurs piézoélectriques ..... 5

I.3.3. Les biocapteurs électrochimiques ..... 6

I.3.4. Biocapteurs acoustiques ..... 7

**I.4. Caractéristiques d'un capteur ..... 8**

I.4.1. Stabilité ..... 8

I.4.2. Sensibilité ..... 8

I.4.3. Sélectivité ..... 8

I.4.4. Reproductibilité ..... 8

**I.5. Les capteurs biochimiques de ph ..... 9**

I.5.1. Définition du pH ..... 9

I.5.2. Mesure du pH ..... 9

I.5.3. Les applications de ces capteurs chimiques ..... 10

**I.6. Conclusion ..... 11**

## Chapitre II : le transistor ISFET

**II.1. Introduction..... 12**

**II.2. Principe de fonctionnement des ChemFETs ..... 12**

**II.3. Principe physico-chimique de détection ..... 13**

**II.4. Détermination du potentiel chimique  $\psi$  ..... 14**

II .4.1. Etude de l'interface solide-électrolyte ..... 14

II.4.2. Interface Electrolyte/Isolant/Silicium (EIS) ..... 18

**II.5. Détection du pH..... 20**

**II.6. Principe de mesure : ..... 21**

**II.7. Conclusion ..... 22**

## Chapitre III : Simulation des caractéristiques de détection d'un capteur ISFET

**III.1. Introduction ..... 23**

**III.2. Résultats de simulation ..... 23**

III.2.1. Influence de la densité $N_{sil}$ des sites de silane sur le potentiel de surface en fonction du pH.....	23
III.2.2. Influence du potentiel de surface sur la détection du pH pour différentes valeurs de $N_{sil}$ .....	25
II .2.3. L'influence de la sensibilité du capteur sur la détection du pH pour différentes valeurs de $N_s$ .....	26
III.2.4. Influence des paramètres $pK_a$ et $pK_b$ sur la sensibilité du capteur.....	28
II .2.5 Influence du potentiel de surface sur la détection du pH pour différentes valeurs de $K_a$ et $K_b$ .....	29
II .2.6 conclusions sur les résultats obtenus .....	30
<b>III.3. Effet de la température sur le capteur ISFET : .....</b>	<b>30</b>
III.3.1. Mobilité en Fonction de la Température : .....	30
III.3.2. Potentiel de Fermi en Fonction de la Température.....	31
III.3.3. Influence de la température sur l'énergie de la bande interdite .....	31
III.3.4. Tension de seuil $V_T$ en fonction de la température.....	31
III.3.5. La relation entre le potentiel électrolyte-isolant et la température .....	31
<b>III.4. Influence du courant de drain sur la tension de grille pour différentes valeurs de l'exposant A. <math>a = 1,18</math> .....</b>	<b>32</b>
III.4.1. L'évolution du point isotherme en fonction du pH .....	33
<b>III.4.2. Conclusion.....</b>	<b>34</b>
<b>Conclusion Générale .....</b>	<b>36</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>37</b>

---

---

## Liste des figures

---

## *Liste des figures*

### *Chapitre I*

<b>Figure (I.1)</b>	: Principe de fonctionnement d'un capteur bio (chimique)	04
<b>Figure. (I.2)</b>	: Principe de la Résonance des Plasmons de Surface	05
<b>Figure (I.3)</b>	: Exemple d'un biocapteur piézoélectrique	06
<b>Figure (I.4)</b>	: Principe de fonctionnement d'un biocapteur piézoélectrique un redresseur commun.	06
<b>Figure (I.5)</b>	: Représentation schématique des biocapteurs électrochimiques qui diffèrent en fonction de la nature du bio récepteur ou en fonction de leur mode de détection	07
<b>Figure (I.6)</b>	Fonctionnement général des Biocapteurs acoustiques	07
<b>Figure (I.7)</b>	L'échelle de variation du (pH)	09
<b>Figure (I.8)</b>	Grands domaines d'application des capteurs chimiques	10

### *Chapitre II*

<b>Figure (II.1)</b>	: Capteur chimique ChemFET	13
<b>Figure (II.2)</b>	: Distribution des espèces à l'interface-solide électrolyte, représentation du modèle de Gouy-Chapman-Stern	15
<b>Figure (II.3)</b>	: Représentation schématique de la théorie du site-binding.	18
<b>Figure (II.4)</b>	: 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.	22

### *Chapitre III*

<b>Figure (III.1)</b>	: Influence du potentiel de surface $\Psi_0$ sur la détection du pH pour différentes valeurs de $N_{sil}$	24
<b>Figure (III.2)</b>	: Influence du potentiel de surface $\Psi_0$ sur la détection du pH pour différentes valeurs de $N_s$	25
<b>Figure (III.3)</b>	: Influence de la sensibilité de l'ISFET sur la détection du pH pour les différentes valeurs de $N_s$	27
<b>Figure (III.4)</b>	: Représentation graphique de la sensibilité pour les quatre membranes	28
<b>Figure (III.5)</b>	: Influence des paramètres $pK_a$ et $pK_b$ sur la sensibilité du capteur	29
<b>Figure (III.6)</b>	: Influence du potentiel de surface $\Psi_0$ sur la détection du pH pour	30

	différentes valeurs du ratio $K_b / K_a$	
<b>Figure (III.7)</b>	: Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de 5°C à 55°C avec un pas de 10°C pour l'exposant $a=1.18$	32
<b>Figure (III.8)</b>	: Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de 5°C à 55°C avec un pas de 10°C pour l'exposant $a=1.08$	33
<b>Figure (III.9)</b>	: Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de 5°C à 55°C avec un pas de 10°C, pour l'exposant $a=1.08$ et des pH=1 et 7	34

---

---

# Introduction Générale

---

**Introduction générale :**

Au cours des dernières années, les capteurs chimiques à effet de champ, également connus sous le nom de ChemFETs (Chemically Modified Field Effect Transistors), ont connu une croissance significative. Cela résulte de trois éléments clés qui ont à la fois favorisé la recherche dans ce domaine et encouragé fortement le développement de nouveaux capteurs. Le principal élément est la nécessité croissante de capteurs fiables, ce qui entraîne une augmentation de la sévérité des normes dans tous les secteurs, tels que l'environnement, l'alimentation, la pharmacie, la sécurité domestique et industrielle, le suivi médical, et bien d'autres encore. Le deuxième élément est associé à l'expansion de l'automatisation dans le domaine du génie des procédés. En ce qui concerne le troisième facteur, celui-ci utilise les méthodes de microfabrication de l'électronique, qui sont récemment très avancées dans la technologie de fabrication des capteurs. Ce dernier aspect est probablement le plus remarquable car il permet d'accéder au domaine des fabrications collectives, offrant ainsi des avantages tels que des coûts abordables, une meilleure fiabilité et une adaptation aux microcircuits. La conception des capteurs a naturellement été dirigée vers la miniaturisation à l'échelle micronique en raison de ces avantages.

Par exemple, dans le domaine biomédical, les capteurs chimiques suscitent une grande attention et des investissements en raison de leur compacité, de leur conception technologique simple, de leur faible coût, ainsi que de leur petite taille et de leur faible consommation d'énergie qui permettent leur utilisation dans ce domaine. Les temps de réponse de ces capteurs sont aussi courts que possible, ce qui les rend adaptés à une utilisation en temps réel.

Pour notre recherche, nous examinons les capteurs chimiques à ion sélectif à effet de champ, également connus sous le nom d'ISFETs (Ion Sensitive Field Effect Transistor), créés en 1970 par P. Bergveld. Ces derniers pourront être largement utilisés dans le domaine médical pour surveiller certains paramètres dans le sang (pH, pK, pCa, pCO<sub>2</sub>, etc.), ainsi que dans l'urine.

N'oublions pas que l'ISFET est un transistor MOS à effet de champ ou MOSFET (Métal-Oxide Semi-Conducteur Field Effect Transistor) avec une grille métallique isolée dans une solution. Son principe repose sur la détection des espèces chimiques dans un milieu liquide. Les électrodes de mesure de pH en verre (la méthode la plus répandue pour mesurer le pH) présentent des avantages supplémentaires par rapport aux ISFET,

en raison de leur taille réduite, de leur réponse rapide, de leur production en volume élevée et d'une impédance de sortie basse. En plus, de la possibilité d'intégration de l'électronique avec le capteur sur la même puce. Tous ces avantages sont réunis pour rendre ces capteurs largement utilisables dans le domaine biomédical ou de l'environnement.

Grâce à leur taille réduite, leur réponse rapide, leur capacité à produire un volume élevé, leur impédance de sortie basse et la possibilité d'intégrer l'électronique avec le capteur sur une même puce, les ISFETs ont réussi à se démarquer dans l'industrie par rapport aux électrodes de mesure de pH vitrées (La méthode la plus courante utilisée pour mesurer le pH). Tous ces avantages sont réunis pour rendre ces capteurs largement Dans notre travail, on s'intéresse à un capteur chimique de type ISFET (Ion Sensitive Field Effect Transistor). Nous présenterons donc brièvement les caractéristiques d'un tel dispositif, avant de nous intéresser plus Particulièrement aux équations qui régissent son fonctionnement. Ensuite, nous nous sommes intéressés à simuler son fonctionnement à l'aide Du logiciel MATLAB et avons démontrés son intérêt dans la mesure de pH Ce mémoire s'articulera autour de trois chapitres.

- Le premier chapitre contient les principaux capteurs biochimiques et leur caractéristique et les capteurs biochimiques de ph.
- Le deuxième chapitre expose le capteur ISFET à membrane d'AlN. Tout d'abord, nous aborderons son fonctionnement, puis nous examinerons en détail la problématique de détection et le site-Binding. Les composantes physico-chimique et thermique sont incluses dans le modèle mathématique choisi. Finalement, nous exposerons la corrélation entre la tension de seuil et le potentiel de surface.
- Le troisième chapitre simulation du capteur ISFET par MATLAB

---

## CHAPITRE I

---

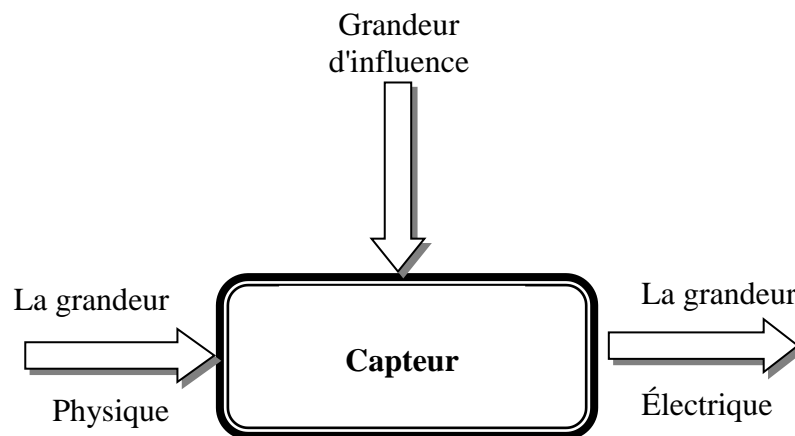
# Les Capteur Biochimique

---

## Généralité sur le capteur

### Définitions de capteur

Dans un grand nombre de domaine, il est nécessaire d'avoir accès à une grandeur physique. Cette connaissance permet de connaître l'état physique d'un système et de pouvoir prendre des décisions quand à la conduite de celui-ci. Les décisions peuvent être automatique c'est à dire prise par un ordinateur ou prise par un opérateur humain via une interface homme machine. Dans les deux cas, l'état physique du système doit être connu sous la forme d'une grandeur électrique : tension ou courant car les systèmes de traitement n'utilise que ces grandeurs. L'opération qui permet de transformer une grandeur physique en une grandeur électrique est réalisée par un capteur



La grandeur physique à mesurer est désignée comme le mesurande. La grandeur électrique est soit un courant ou une tension soit la variation d'une résistance ou d'une impédance : inductance ou capacité d'un condensateur. Le capteur peut être vu comme une boîte noire ayant comme entrée un mesurande et comme sortie une tension ou un courant électrique. Néanmoins, la sortie d'un capteur ne dépend pas uniquement que du mesurande, elle est aussi fonction de grandeur d'influence. Il s'agit de grandeurs physiques qui viennent modifier les caractéristiques du capteur. [1]

### I.1. Introduction

Un capteur chimique constitue un dispositif capable de convertir les caractéristiques chimiques d'un échantillon à analyser, telles que sa concentration ou sa composition, en un signal utilisable. Ce signal peut émerger soit d'une réaction chimique au sein

de l'échantillon en cours d'analyse, soit d'une propriété physique particulière du système sous investigation. [2]

## I.2. Les capteurs biochimiques :

### I.3. Les principaux capteurs biochimiques :

- Il existe plusieurs principaux capteurs biochimiques dont nous allons Parler maintenant

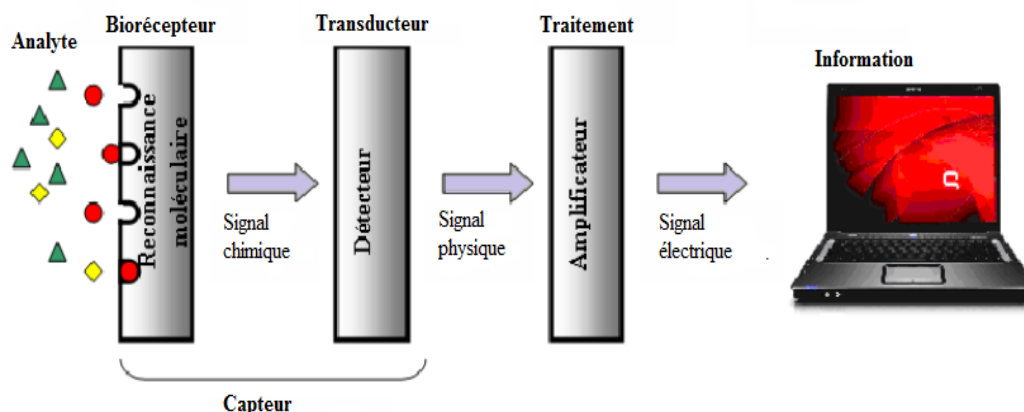


Figure I.1 : Principe de fonctionnement d'un capteur bio (chimique)

#### I.3.1. Les transducteurs optiques : Biocapteurs optiques

Différentes méthodes de transduction optiques ont été utilisées dans les capteurs chimiques. Le principe de fonctionnement est basé sur la modification de la propagation de la lumière en présence du gaz à détecter. Ces dernières années, l'utilisation de ces capteurs est devenue très répandue grâce à leur grande capacité à sonder des surfaces et des films de façon non destructive. Ces capteurs permettent la mesure in situ et en temps réel, possèdent une bonne sensibilité et un faible temps de réponse, détection simultanée de différentes analyses et une possibilité de miniaturisation. Le capteur à fibre optique contient trois parties : émetteur (laser, LED...), optrode et détecteur (photodiode). L'optrode est la partie principale du capteur, elle sert comme indicateur de changement de ses propriétés. En fonction des propriétés chimiques d'une solution, l'onde est modifiée. Cette modification permet de connaître les paramètres à analyser de la solution. Les techniques les plus courantes utilisées sont : la spectrométrie (Raman, colorimétrie, fluorescence) et l'interférométrie (adsorption, résonance de surface). De nombreuses espèces (bios)

chimiques et biologiques peuvent être mesurées (pH, pCO<sub>2</sub>, glucose, bactéries, cations des métaux, ...). Néanmoins, les équipements pour ces techniques restent coûteux et difficiles à mettre en place, et l'environnement électromagnétique ambiant perturbe les mesures. Cependant, ce type des capteurs restent souvent coûteux, non jetables et difficilement transportables. De plus, ils sont perturbés par la lumière naturelle [3].

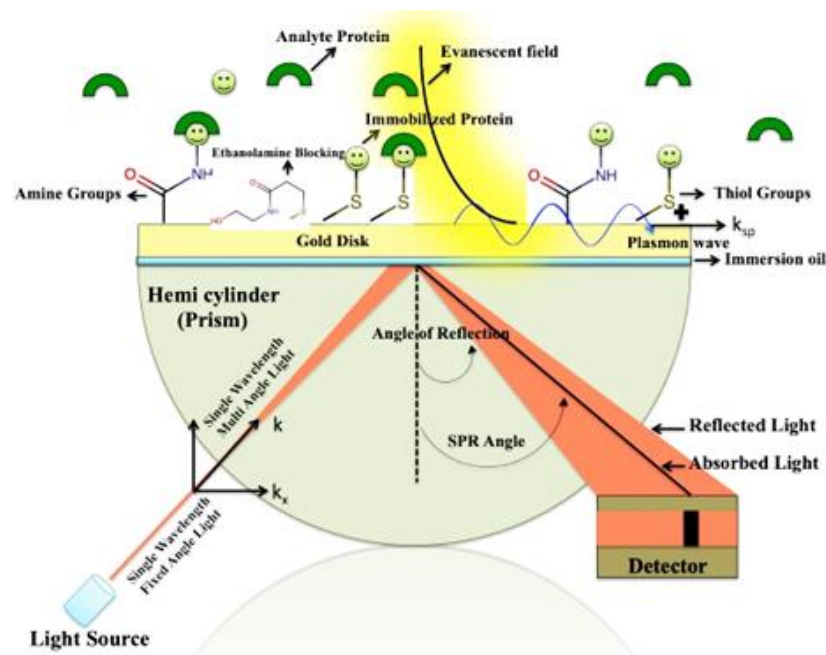


Figure I.2 : Principe de la Résonance des Plasmons de Surface

### I.3.2. Biocapteurs piézoélectriques :

Ces biocapteurs sont basés sur la mesure de l'oscillation d'un cristal de quartz sur lequel est immobilisé le composé biologique (**figure I-3**). En effet, un cristal de quartz présente l'avantage de pouvoir osciller sous l'effet d'un stimulus électrique lorsqu'il est plongé partiellement ou totalement dans un milieu liquide. Cette caractéristique permet de quantifier tout changement de masse à la surface du cristal de quartz à condition que les propriétés physico-chimiques du milieu soient connues. Effectivement, une modification de la masse va entraîner un changement quantifiable de la fréquence de résonance. Ces biocapteurs présentent l'avantage de donner des réponses rapides mais ont une sélectivité qui dépend de la couche active et peuvent manquer de sensibilité en fonction du système oscillant utilisé. [4]

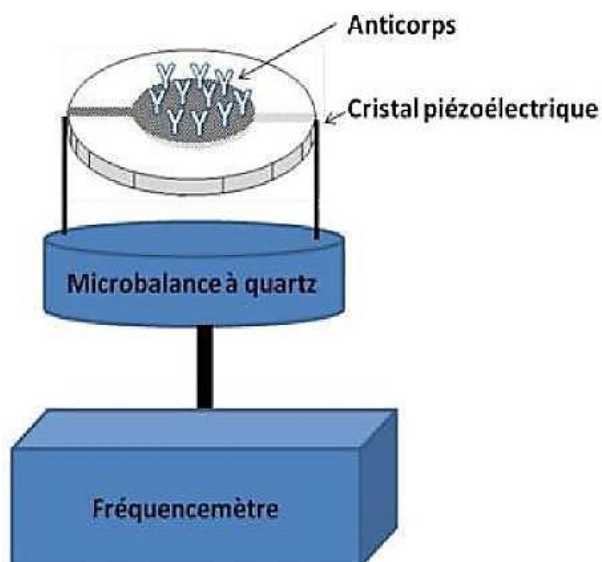


Figure I.3. Exemple d'un biocapteur piézoélectrique

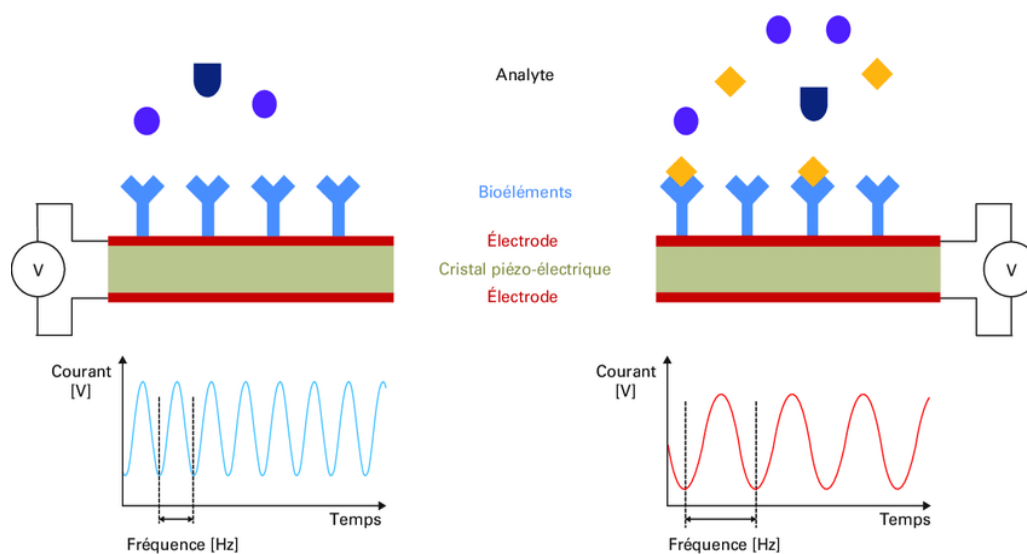


Figure I. 4. Principe de fonctionnement d'un biocapteur piézoélectrique

### ***1.3.3. Les biocapteurs électrochimiques :***

Ils transforment l'effet d'une interaction électrochimique analyte-électrode en signal primaire (signal porteur de l'information). [5]

**Exemple :** potentiométrie, ampèremètre, conductimétrie, impédance

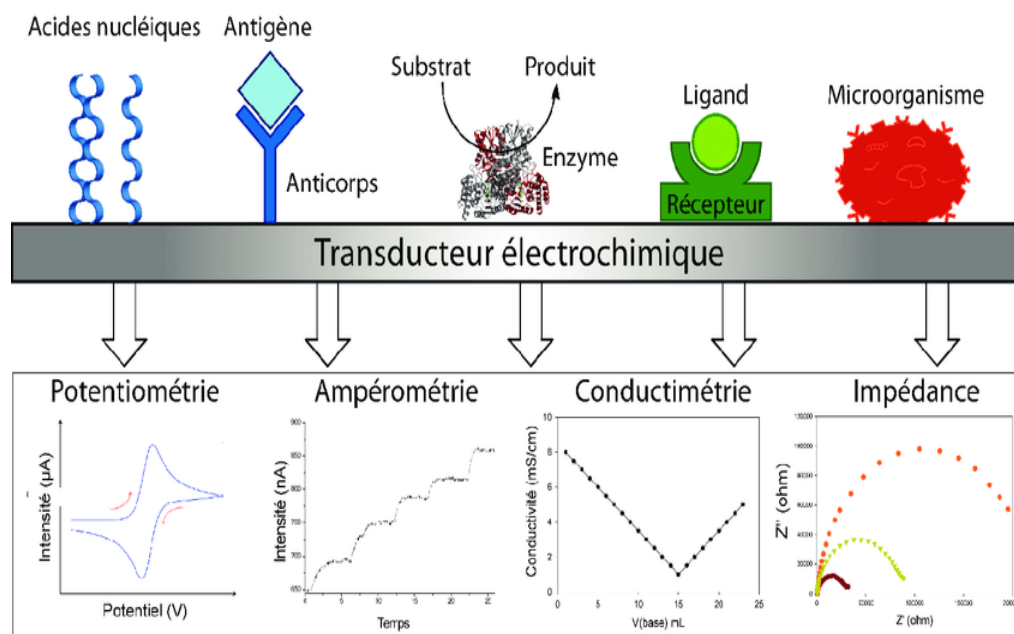


Figure I.5. Représentation schématique des biocapteurs électrochimiques qui diffèrent en fonction de la nature du bio récepteur ou en fonction de leur mode de détection

#### I.3.4. Biocapteurs acoustiques :

Les dispositifs exploitant les ondes acoustiques de surface opèrent en altérant la vitesse de propagation des ondes acoustiques, influencée par le dépôt d'une quantité spécifique d'analyte. Les biocapteurs qui reposent sur une transduction acoustique sont principalement employés dans la détection de micro-organismes. Parmi les autres applications, citons la détection d'organismes génétiquement modifiés.[6]

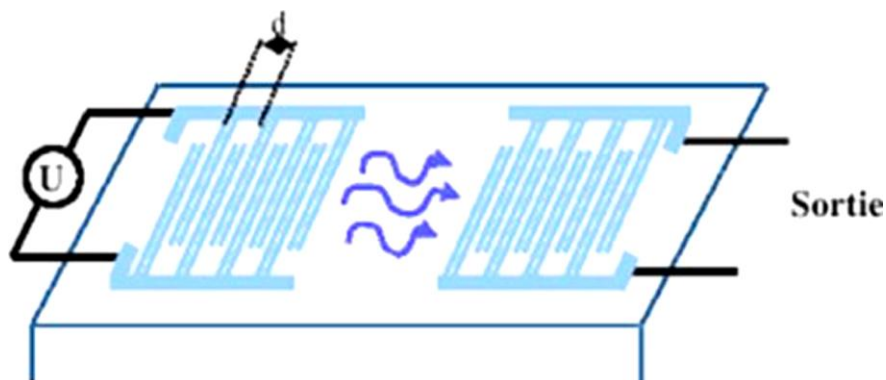


Figure I.6. Fonctionnement général des Biocapteurs acoustiques

***I.4. Caractéristiques d'un capteur :***

Évaluation des performances d'un capteur, en lien avec la nature de la grandeur à mesurer et les conditions de mesure, repose sur l'identification de ses cinq caractéristiques principales : Stabilité, Sensibilité, Sélectivité, reproductibilité, limite de détection, ainsi que le temps de réponse et de recouvrement. Tout au long de notre étude, notre objectif est de détailler et caractériser ces différentes *performances*.

***I.4.1. Stabilité :***

Ce paramètre sert à décrire l'évolution temporelle de la déviation du signal du capteur. Une dégradation progressive du capteur se produit, restreignant ainsi sa durée d'utilisation à long terme.

***I.4.2. Sensibilité :***

Ce paramètre caractérise l'aptitude du capteur à détecter la plus petite variation de la grandeur à mesurer. Il est calculé par le quotient de l'accroissement de la réponse électrique du capteur par l'accroissement de la concentration du gaz. Un capteur de gaz est dit sensible si une petite variation de concentration entraîne une importante variation du signal de sortie [7]. La détermination globale de la sensibilité peut ainsi être formulée comme suit :

$$\Delta S = \frac{\Delta R}{\Delta C}$$

Avec

S : la sensibilité au gaz

R : la réponse du capteur (la sortie du capteur, changement de masse ou résistance ou conductance, ...)

C : la concentration du gaz

***I.4.3. Sélectivité :***

C'est la capacité du capteur à ne mesurer qu'une seule grandeur dans le milieu où il est utilisé. Elle est définie généralement comme le rapport de la sensibilité d'un gaz sur la sensibilité d'un autre gaz pour des concentrations données ou en d'autres termes, un capteur est sélectif si sa sensibilité à un gaz est très peu affectée par la présence d'autres gaz. [8]

***I.4.4. Reproductibilité :***

Ce critère revêt une importance prépondérante, aussi bien pour les capteurs physiques que chimiques. Il se réfère à la capacité d'un capteur à générer, dans des conditions spécifiées, des réponses extrêmement cohérentes lors de la répétition de l'application d'un signal d'entrée identique.

### ***I.5. les capteurs biochimiques de ph :***

#### ***I.5.1. Définition du pH :***

Le pH est lié à la concentration d'ions  $\text{H}_3\text{O}^+$  dans la solution. En 1909, le biochimiste danois Soren Sorensen [9] L'échelle du pH, allant de 0 à 14, a été élaborée (voir **Figure I.6**). La définition du pH a été introduite en tant que l'opposé du logarithme décimal de la concentration des ions  $[\text{H}_3\text{O}^+]$  dans la solution :

$$\text{pH} = -\log([\text{H}_3\text{O}^+])$$

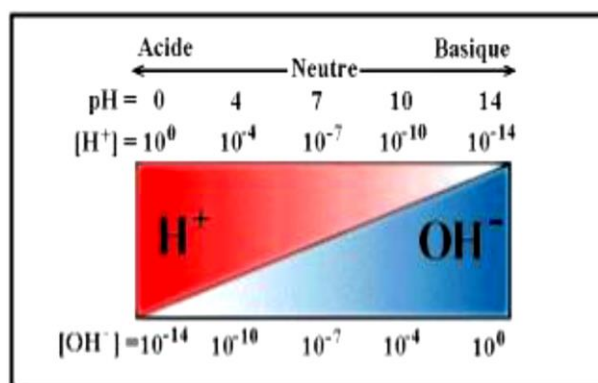


Figure I.7. L'échelle de variation du (pH)

Le comportement des ions ne dépend pas, en réalité, de leur concentration mais plutôt de leur activité, sauf dans le cas des solutions très diluées où il est possible de négliger la différence entre la concentration et l'activité. Donc pour les solutions très concentrées, la relation suivante rentre en rigueur  $\text{pH} = -\log([\text{H}_3\text{O}^+])$  où  $\text{H}^+$  est l'activité des ions  $\text{H}_3\text{O}^+$ . 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. [10]

#### ***I.5.2 Mesure du pH :***

Plusieurs méthodes existent pour mesurer le pH : les indicateurs colorés (rouge phénol), les bandes de pH (papier pH), les méthodes à électrodes métalliques (électrode

d'hydrogène, électrode à la qui nhydronne et électrode d'antimoine qui utilisent le principe Potentiomètre. La majorité des pH-mètres commercialisés aujourd'hui utilisent la différence du potentiel entre deux électrodes dans une solution, comme l'électrode de verre. D'autres méthodes récentes sont développées pour la mesure du pH. Les capteurs à base de fibres optiques utilisent des molécules dont les propriétés spectrales les dépendent du pH. Les capteurs de pH sensibles à la masse sont basés sur un hydrogel changeant de masse avec le pH, et sont couplés à un capteur piézoélectrique dont la fréquence de résonance varie avec la masse. Il existe également des capteurs de pH à base d'électrodes d'oxydes métalliques, des capteurs de pH à base de polymères sensibles au pH comme le poly pyrrole ou la poly aniline, des capteurs de pH à base de micro cantilevers, et finalement des transistors de type ISFET intégrant une membrane sensible au pH [13]

### ***1.5.3 Les applications de ces capteurs chimiques :***

De manière générale, on utilise des capteurs chimiques pour la détection d'espèces chimiques, telles que les concentrations ioniques, le pH, l'oxygène, ou des espèces biologiques comme les enzymes, par exemple. Les applications de ces capteurs sont extrêmement variées et s'adressent à une large gamme de domaines, comme le résume la figure suivante.



Figure I.8. Grands domaines d'application des capteurs chimiques

***I.6. Conclusion :***

Dans ce chapitre, nous avons exploré la nécessité d'accéder à des grandeurs physiques dans de nombreux domaines, permettant ainsi de mieux comprendre l'état physique des systèmes et de prendre des décisions éclairées. L'utilisation de capteurs, qui convertissent ces grandeurs physiques en signaux électriques, est cruciale tant dans les processus automatiques que dans les interventions humaines à travers des interfaces homme-machine.

En particulier, nous nous sommes penchés sur les capteurs biochimiques, définis comme des dispositifs capables de convertir les caractéristiques chimiques d'un échantillon en un signal utilisable. Les principaux types de capteurs biochimiques, tels que les transducteurs optiques, les biocapteurs piézoélectriques, les biocapteurs électrochimiques et les biocapteurs acoustiques, ont été examinés en détail.

Nous avons également exploré les caractéristiques essentielles d'un capteur, notamment la stabilité, la sensibilité, la sélectivité, la reproductibilité, la limite de détection, ainsi que le temps de réponse et de recouvrement. Ces critères jouent un rôle crucial dans l'évaluation des performances des capteurs.

Enfin, nous avons approfondi l'étude des capteurs biochimiques de pH, soulignant leur importance dans divers domaines tels que la chimie, la biochimie, les sciences environnementales, la médecine et l'agro-alimentaire. Les différentes méthodes de mesure du pH, ainsi que les divers types de capteurs de pH, ont été discutées en détail, mettant en lumière les applications variées de ces capteurs dans la détection d'espèces chimiques.

---

## CHAPITRE II

---

# le transistor ISFET

---

## II.1. Introduction :

Les mesures de pH sont largement utilisées dans l'agriculture, le génie biomédical, l'industrie alimentaire, les études environnementales, etc. Plusieurs études de santé et de recherche biomédicale ont rapporté que le pH de tous les échantillons aqueux était testé à un moment donné de leur cycle de vie pour évaluer le diagnostic de maladies ou de susceptibilité, la cicatrisation des plaies, l'intériorisation cellulaire, etc. Le transistor à effet de champ sensible aux ions (**ISFET**) est capable de mesurer le pH. Une telle utilisation de l'ISFET est devenue populaire, car elle permet la détection, le prétraitement et d'encapsuler les circuits de détection sur une seule puce, permettant ainsi la miniaturisation et la portabilité. Cependant, les données extraites du capteur ont été affectées par la variation de la température. [12]

## II.2. Principe de fonctionnement des ChemFETs :

En 1970, Piet Bergveld développa un nouveau procédé électronique permettant de mesurer l'activité des ions dans un milieu chimique et biochimique. Il utilisa le principe d'une électrode de verre et d'un transistor à effet de champ. Il mit en évidence la sensibilité aux ions  $H^+$  d'un transistor MOS (Métal-Oxyde-Semiconducteur) sans grille métallique. Il introduisit ainsi le premier capteur chimique (ChemFET) à effet de champ, l'ISFET (Ion Sensitive Field Effect Transistor) [13]. La méthodologie de l'ISFET pour la mesure d'ions est développée sur la base du transistor MOSFET (transistor à effet de champ commandé en tension par une grille métallique). Le principe de base du transistor MOSFET est de pouvoir contrôler le courant circulant entre deux zones de semi-conducteur (source et drain) par l'application d'une tension  $V_{gs}$  sur la grille.

L'électrode de grille métallique est isolée du drain et de la source au moyen d'un oxyde de silicium ( $SiO_2$ ) et commande le courant drain source ( $I_{ds}$ ) électro statiquement. L'impédance d'entrée, extrêmement élevée de l'électrode de grille implique qu'il n'est pas nécessaire d'appliquer une grande tension d'entrée pour commander ce courant ( $I_{ds}$ ). Dans le cas de l'ISFET, la grille métallique est remplacée par une électrode de référence, l'électrolyte à analyser et une grille isolante sensible à la concentration en ion recherché (par exemple  $H^+$ ). Le système fondamental de mesure du pH-ISFET est montré sur la figure II.1

Plusieurs matériaux ont été examinés afin de produire une sensibilité aux ions. Parmi les couches sensibles à l'ion  $H^+$ , la première à avoir été étudiée est l'oxyde de silicium  $SiO_2$ .

Après quoi, plusieurs matériaux tels que  $\text{Si}_3\text{N}_4$  [14-15],  $\text{Al}_2\text{O}_3$  [16-17],  $\text{Ta}_2\text{O}_5$  [18-19],  $\text{SnO}_2$  [20-21] ont été utilisés comme membranes sensibles au pH.

Quand Bergveld présenta pour la première fois le composant ISFET, celui-ci fonctionnait sans électrode de référence. Cependant, des travaux ultérieurs ont indiqué que les opérations propres à l'ISFET demandent la présence d'une électrode de référence pour établir un potentiel dans l'électrolyte en contact avec le substrat en silicium [22].

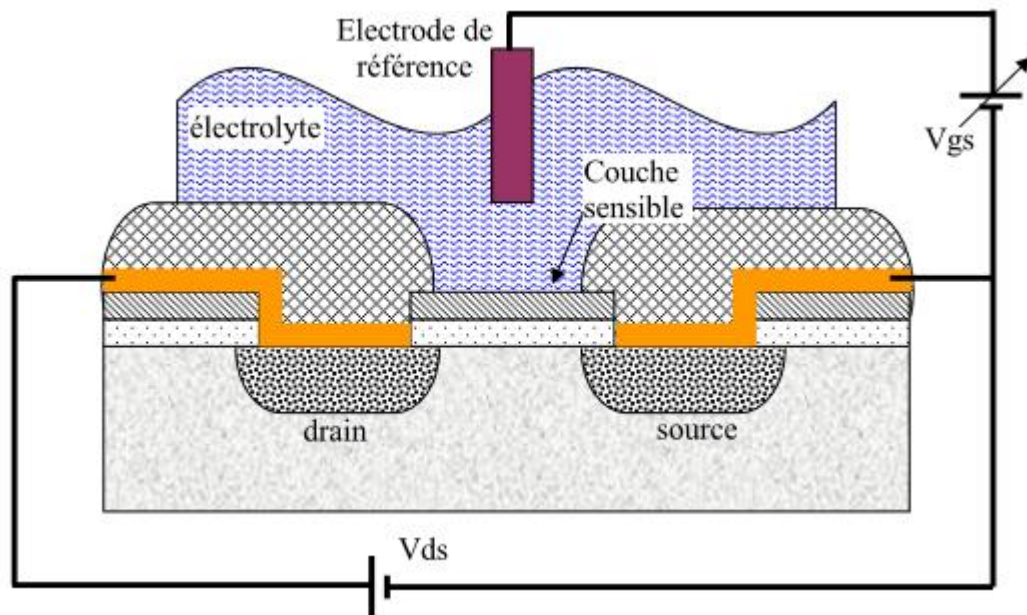


Figure II.1 Capteur chimique ChemFET

### II.3. Principe physico-chimique de détection :

L'équation qui régit la tension de seuil d'un MOSFET est la suivante :

$$V_t = \frac{\phi_M - \phi_{Si}}{q} - \frac{Q_{ox} + Q_{ss} + Q_b}{C_{ox}} + 2 \cdot \phi_f \quad (\text{II.1})$$

Où :  $\phi_M - \phi_{Si}$  reflètent la différence des travaux de sortie entre la grille métallique  $\phi_M$  et le silicium  $\phi_{Si}$ ,  $Q_{ox}$ ,  $Q_{ss}$  et  $Q_b$  sont respectivement les charges dans l'oxyde, à l'interface oxyde-

silicium et dans la couche de déplétion du substrat silicium et  $\phi_f$  est caractéristique du niveau de dopage du substrat.

Dans le cas de l'ISFET, le même procédé de fabrication est utilisé. Cependant des contributions supplémentaires se manifestent ; en effet l'électrode métallique de grille du MOSFET étant remplacée par une électrode de référence, l'électrolyte et la couche chimiquement sensible, l'équation précédente devient :

$$V_t = E_{ref} - \psi + \chi_{sol} - \frac{\phi_{si}}{q} - \frac{Q_{ox} + Q_{ss} + Q_b}{C_{ox}} + 2 \cdot \phi_f = V_{t_0} - \psi \quad (II.2)$$

Le terme  $E_{ref}$  représente le potentiel de l'électrode de référence,  $\psi$  est le potentiel chimique fonction du pH et  $\chi_{sol}$  est un paramètre constant représentant le potentiel de surface du solvant.

Le principe de fonctionnement du capteur chimique ISFET est donc basé sur le piégeage d'ions au niveau de la couche sensible. Les charges piégées induisent une variation du potentiel chimique  $\psi$  et donc de la tension de seuil du transistor  $V_t$ .

#### II.4. Détermination du potentiel chimique $\psi$ :

Contrairement aux électrodes à ions spécifiques, 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 est le siège de réactions électriques et chimiques. L'accumulation de ces charges modifie le comportement de cette interface qui devient alors analogue à un 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 [23-24].

##### II.4.1. Etude de l'interface solide-électrolyte :

Du fait de la dimension finie des ions et des molécules de solvant dans une solution électrolytique, il apparaît une différence entre les zones de charge d'espace d'un système solide-

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 HELMOTZ [38-39]. 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.2. La distribution du potentiel dans la couche diffuse est décrite par le modèle de GOUY-CHAPMAN-STERN [24-25].

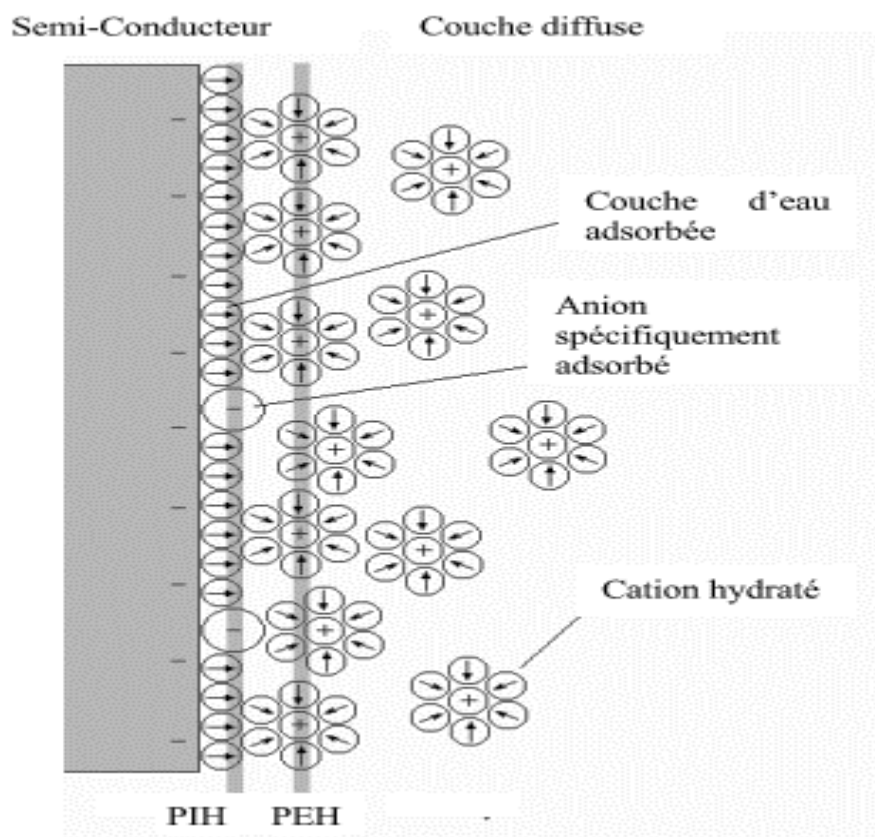


Figure II.2 Distribution des espèces à l'interface-solide électrolyte, représentation du modèle de Gouy-Chapman-Stern.

Ce modèle considère trois régions : La première région, la plus proche du solide est appelée couche interne. Elle contient les molécules d'eau 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'HELMOTZ (PIH). Dans la littérature, cette couche interne est aussi appelée couche de HELMOTZ. L'orientation des dipôles dépend de la charge de l'électrode [25-26].

STERN a amélioré ce modèle en tenant compte de la taille des ions solvatés et en considérant que ceux-ci ne pouvaient s'approcher de la surface que jusqu'au plan interne d'HELMOTZ (PIH). La deuxième couche appelée couche de Stern est réservée aux ions solvatés. Cette région s'étend de la distance de contact entre les ions adsorbés et les ions solvatés jusqu'au centre des ions solvatés. Le centre des ions solvatés, le plus proche de la surface du solide est appelé plan externe de HELMOTZ (PEH) [25-26]. 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.

Une troisième région qui s'étend du plan externe de HELMOTZ jusqu'au sein de l'électrolyte est appelée couche diffuse. Cette couche, comprend les ions non spécifiquement adsorbés. Cette couche diffuse est comparable à la zone de charge d'espace des MOSFETs; l'extension de cette couche dépend du potentiel et de la concentration en ions de l'électrolyte.

A partir de ce modèle, il a été montré que le champ électrique était constant et que le potentiel variait linéairement dans la couche compacte. La capacité de ce système est donc équivalente à la mise en série de la capacité de la couche diffuse et de la capacité de la couche compacte.

La relation entre le potentiel électrique  $\varphi_0(X)$  à une distance  $X$  du plan PEH et la densité de charge d'espace  $\rho(x)$  est donc :

$$\frac{d^2\varphi_0(X)}{dX^2} = -\frac{\rho(X)}{\varepsilon_r\varepsilon_0} \quad (\text{II.3})$$

Où  $\varepsilon_r$  est la permittivité de l'eau et  $\varepsilon_0$  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 Boltzmann :

$$C_i(X) = C_{i0} \cdot \exp\left(-\frac{q_i\varphi_0(X)}{K.T}\right) \quad (\text{II.4})$$

Où  $C_i$  et  $q_i$  sont respectivement la concentration et la charge de l'ion  $i$ .

La densité de charge est :

$$\rho(X) = \sum_i C_i q_i = \sum_i q_i C_{i0} \exp\left(-\frac{q_i\varphi_0(X)}{K.T}\right) \quad (\text{II.5})$$

$$\frac{d^2\varphi_0(X)}{dX^2} = -\frac{1}{\varepsilon_r\varepsilon_0} \sum_i q_i C_{i0} \exp\left(-\frac{q_i\varphi_0(X)}{K.T}\right) \quad (\text{II.6})$$

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

$$q+ = -q- = q$$

$$C+ = C- = C$$

Il est possible d'intégrer l'équation (II.6) avec comme conditions aux limites :

$$\varphi_0(X) = \varphi_{0d} \text{ à } X = 0$$

$$\varphi_0(X) = 0 \text{ et } \frac{d\varphi_0}{dX} = 0 \text{ à } X \rightarrow \infty$$

La solution de l'équation (II.6) est alors donnée par :

$$\frac{d\varphi_0(X)}{dX} = -\left(\frac{8.K.T.C}{\varepsilon_r\varepsilon_0}\right)^{1/2} \cdot \sinh\left(\frac{q.\varphi_0(X)}{2.K.T}\right) \quad (\text{II.7})$$

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

$$\sigma_d = -(8.\varepsilon_r.\varepsilon_0.K.T.C)^{1/2} \cdot \sinh\left(\frac{q\varphi_{0d}}{2.K.T}\right) \quad (\text{II.8})$$

Il est maintenant possible de calculer la capacité différentielle  $c_d$  de la couche diffuse en différenciant l'équation précédente :

$$c_d = -\frac{d\sigma_d}{d\varphi_{0d}} = \left(\frac{2.q^2.\varepsilon_r.\varepsilon_0.C}{k.T}\right)^{1/2} \cdot \cosh\left(\frac{q\varphi_{0d}}{2.K.T}\right) \quad (\text{II.9})$$

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 :

- 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.

### II.4.2. Interface Electrolyte/Isolant/Silicium (EIS) :

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 SiO<sub>2</sub> 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-binding, inspirée des travaux de BOUSSE, explique le procédé qui se produit à l'interface isolant-électrolyte [25-26]. 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 ». Ces ions sont responsables de l'état de charge à l'interface SiO<sub>2</sub>/électrolyte. Au contact de la solution aqueuse, des groupements de silanol (SiOH) se forment à la surface de l'isolant. Ces groupements peuvent être, suivant le pH de la solution, chargés positivement, chargés négativement ou neutres. Le pH particulier pour lequel la surface de la membrane a zéro charge est appelé « pH au point de charge nulle » pH<sub>pcn</sub>. La présence de ces groupements de charges amène une correction à l'équation de NERNST habituellement utilisée en électrochimie.

La figure suivante illustre les trois différents types de groupements silanols à la surface d'une membrane.

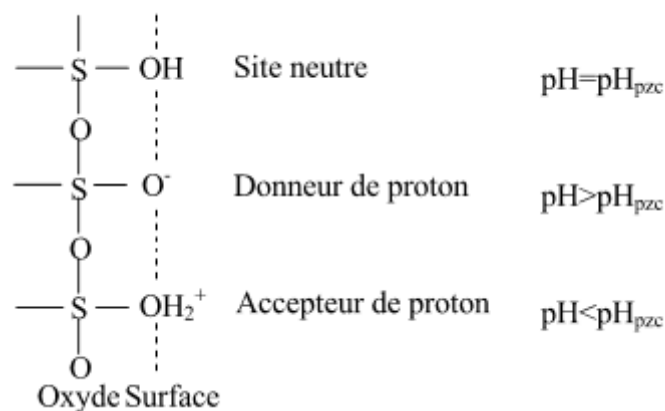
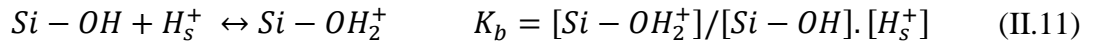
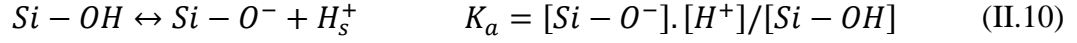


Figure II.3 Représentation schématique de la théorie du site-binding

La manière la plus simple de calculer la relation reliant la différence de potentiel entre la surface de l'isolant et l'électrolyte ( $\phi_0$ ) et la charge de surface de l'isolant ( $\sigma_0$ ) est d'utiliser les constantes d'équilibres  $K_a$  (constante d'acidité) et  $K_b$  (constante de basicité) des réactions de dissociation des sites hydroxyles amphotères.



Où  $[H_s^+]$  représente la concentration en ions  $H^+$  à la surface de l'isolant et  $[H^+]$  représente la concentration des ions  $H^+$  dans l'électrolyte. Comme dans l'équation (II.4), la distribution des ions hydrogène dans l'électrolyte peut être décrite par la statistique de Boltzmann :

$$[H^+] = [H^+] e^{-q\phi_0/KT} \quad (II.12)$$

La théorie du site binding permet ainsi de montrer que :

$$[H^+] = \left( \frac{K_a}{K_b} \right)^{1/2} e^{(-q\phi_0/KT) \cdot F(\phi_0)} \quad (II.13)$$

En prenant le logarithme de l'équation précédente, on aboutit à :

$$PH = -\log \left( \frac{K_a}{K_b} \right)^{1/2} - \frac{q\phi_0}{KT(\ln 10)} - \log F(\phi_0) \quad (II.14)$$

Ainsi, en isolant le potentiel  $\phi_0$ , on obtient :

$$\frac{q\phi_0}{KT} + G(\phi_0) = \ln(10)(PH_{pzc} - PH) \quad (II.15)$$

Avec :

$$PH_{pzc} = -\frac{1}{2} \log \left( \frac{K_a}{K_b} \right) \quad (II.16)$$

L'étude complète permet également de montrer que l'équation précédente :

$$G(\phi_0) = \arg Sh \left( \frac{q\phi_0}{\beta KT} \right) \quad (II.17)$$

Avec :

$$\beta = \frac{2q^2 N_s}{\left( \frac{K_a}{K_b} \right)^{1/2} C_D KT} \quad (II.18)$$

Ce terme  $\beta$  va rendre compte de la sensibilité finale. Il est fonction de l'équilibre acide base relatif aux réactions de surface, du nombre total de sites amphotères à la surface de l'isolant  $N_s$  et de la capacité de la double couche  $C_d$ .

Lorsque ;

$$\beta \gg \frac{q\varphi_0}{KT} \quad \text{ona : } G(\varphi_0) \approx \frac{q\varphi_0}{\beta KT} \quad (\text{II.19})$$

L'équation suivante :

$$j = -n.F.C_{OX}^{sol} . (\pi D_{OX})^{1/2} \left( \frac{n.F}{RT} . v \right)^{\frac{1}{2}} . x(\sigma.t) \quad (\text{II.20})$$

Deviendra alors :

$$\frac{q\varphi_0}{KT} = \frac{\beta}{\beta + 1} \ln 10 (PH_{PZC} - PH) \quad (\text{II.21})$$

Ainsi, la sensibilité de l'ISFET sera définie par :

$$S = \left| \frac{d\varphi_0}{dPH} \right| = \ln 10 . \frac{KT}{q} . \frac{\beta}{\beta + 1} \quad (\text{II.22})$$

Pour un bon nitrure ( $\beta \gg 1$ ), à  $T = 300K$ , la sensibilité est Nernstienne ( $S \approx 59 \text{ mV/pH}$ )

## II.5. Détection du pH :

Le capteur pH-ChemFET avec la grille SiO<sub>2</sub> possède une sensibilité faible et sub-Nernstienne de 30 mV/pH. L'amélioration des propriétés des micro-capteurs pH-ChemFETs passe par l'investigation et l'optimisation des matériaux de détection et de leur dépôt sur la grille SiO<sub>2</sub>. De nombreuses membranes sensibles aux ions hydrogène (généralement ce sont des matériaux non-organiques) ont été élaborées afin d'améliorer la sensibilité, la sélectivité, la stabilité et la durée de vie. Notons les principales membranes sensibles aux ions hydrogène et leurs caractéristiques :

- Le nitrure de silicium (Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>). Le capteur pH-ChemFET avec la grille diélectrique SiO<sub>2</sub>/Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 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 [27]. Généralement, cet isolant est obtenu par dépôt chimique en phase vapeur à basse pression (LPCVD) [28-29] ;

- L'oxyde d'aluminium ( $Al_2O_3$ ). La sensibilité de cette membrane est autour de 53 - 56 mV/pH, néanmoins 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). Cependant, il existe une technique alternative de dépôt par laser pulsé (pulsed laser deposition PLD) qui est chargée d'améliorer la sensibilité du capteur ainsi que sa stabilité temporelle par une meilleure qualité des couches obtenues [30] ;
- 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 [31], soit par dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma (PECVD) ;

Pour aller plus loin, notons que les matériaux conducteurs tels que Pt, TiN sont également sensibles aux ions hydrogène. On peut citer ici d'autres types d'oxydes sensibles aux ions hydrogène :  $TiO_2$ ,  $PtO_2$ ,  $Ir_2O_3$ ,  $OsO_2$ ,  $SnO_2$ ,  $WO_3$ ,  $ZrO_2$  ou encore le silicium amorphe hydrogéné, le carbone structure diamant, etc. Ces couches sont déposées sur la grille diélectrique par pulvérisation. Leur sensibilité au pH est autour de 55 mV/pH. Cependant, elles ne sont pas trop utilisées.

Les membranes organiques qui sont répandues pour la détection de divers types d'ions sont rarement utilisées pour la détection du pH. Wakida & al. Ont proposé d'utiliser la couche sensible à base d'amines ternaires (tridodecylamine, methyldioctadecylamine) pour détecter des ions hydrogène. Son rôle consiste à diminuer l'interférence de la force ionique et des charges contaminant la surface. Généralement, ces membranes fonctionnent dans la gamme du pH [32-33], elles ont un coefficient important de non-linéarité et une faible adhérence aux surfaces diélectriques. Ce type de capteurs pH-ChemFETs est destiné à des applications spécifiques.

## II.6. Principe 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  $I_0$ . L'écart entre la nouvelle tension de grille ( $V_{pH2}$ ) et l'ancienne ( $V_{pH1}$ ) est proportionnel à la variation de pH (figure suivante).

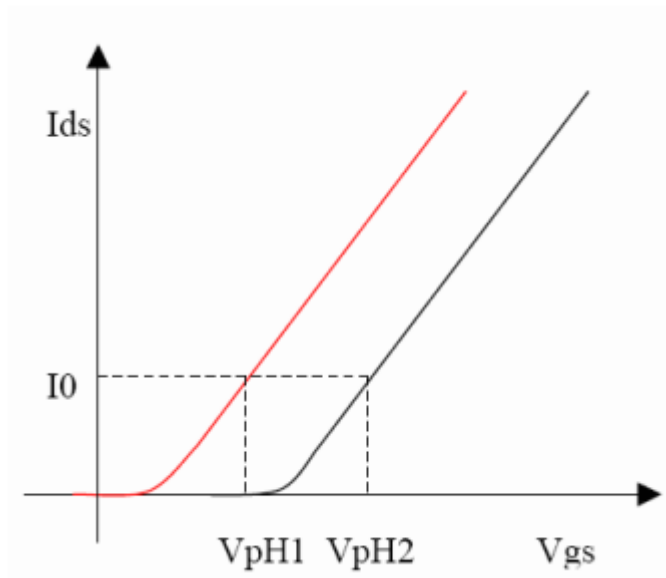


Figure II.4 Réponse au pH d'un capteur ISFET. Variation de la tension de seuil pour des mesures  $I_{ds}(V_{gs})$  effectuées dans deux solutions différentes.

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

$$S = \frac{d\psi}{dPH} = (V_{PH2} - V_{PH1}) / (PH2 - PH1) \quad (II.23)$$

## II.7. Conclusion :

Ce chapitre a été consacré à l'état de l'art sur les capteurs chimiques de type ISFET. En conclusion, un biocapteur est un dispositif qui détecte, enregistre et transmet une information relative à un changement physiologique ou à la présence de différents composants chimiques ou biologiques dans l'environnement. Plus techniquement, c'est une sonde qui intègre un composant biologique (tissu, microorganisme, organe, récepteur cellulaire, enzyme, anticorps, etc.).

---

### CHAPITRE III

---

## Simulation des caractéristiques de détection d'un capteur ISFET

---

### III.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de la simulation des paramètres de détection du capteur ISFET à membrane de nitrure d'aluminium tel que l'évolution du potentiel de surface, la sensibilité au pH, la dérive, en essayant de résoudre plus particulièrement les équations qui régissent son fonctionnement par la simulation numérique. En effet, le point le plus important de notre travail est de traiter des équations non linéaires. Cela signifie qu'il nous a été impossible d'utiliser des méthodes habituelles dont la résolution de ces équations, c'est la raison pour laquelle nous avons opté vers l'utilisation des méthodes numériques ; ainsi nous avons choisi la méthode de dichotomie pour résoudre notre problème. La simulation des résultats est réalisée avec l'outil de programmation MATLAB.

### III.2. Résultats de simulation :

#### III.2.1. Influence de la densité $N_{sil}$ des sites de silane sur le potentiel de surface en fonction du pH :

En fait, d'après la structure dite EIS (Electrolyte-Insulator-Semiconductor) du microcapteur, on a deux modèles de sites : le modèle à deux types de sites de liaison (sites de Silane et sites d'amine), (exemple :  $Si_3N_4$ ,  $TiN$ , ...), et le modèle à un seul type de site de Liaison (sites de silane uniquement), (exemple :  $SnO_2$ ,  $Al_2O_3$ ,  $Ta_2O_5$ , et aussi  $AlN$ ).

La densité de charge  $\sigma_0$  du site de surface de l'isolant est donnée par équation (III.1)

$$\frac{\sigma_0}{qN_S} = \frac{[H^+]_S^2 - K_a K_b}{[H^+]_S^2 + K_a [H^+]_S + K_a K_b} \frac{N_{Sil}}{N_S} + \frac{[H^+]_S}{[H^+]_S + K_N} \frac{N_{nit}}{N_S} \quad (III.1)$$

$$\sigma_0 = \psi_0 C_{DL} \quad (III.2)$$

Où :

- $N_{sil}$  : Densité de site actif de Silane ;
- $N_{nit}$  : Densité de site actif de Nitrite ;
- $K_N$  : Constante de partition de Silane et de Nitrite.

L'équation III.1 est l'expression la plus universelle qui fournit le potentiel  $\Psi_0$  en fonction du pH. On calcule ainsi  $\Psi_0$  en fonction du pH en utilisant les paramètres  $K_a$ ,  $K_b$ ,  $C_{DL}$  et  $N_{sil}$  (Tableau III.1).

$\text{pH}_{\text{pzc}}$	$K_a$	$K_b$	$C_{\text{DL}}$	$N_{\text{sil}}$
8.27	$1.37 \times 10^{-8}$	$2.1 \times 10^{-9}$	$20 \mu\text{F}/\text{cm}^2$	Varie de $0.3 \times 10^{18}/\text{m}^2$ jusqu'à $6 \times 10^{18}/\text{m}^2$

Tableau III.1 Paramètres concernés pour la simulation du potentiel de surface  $\Psi_0$  en fonction du pH, avec  $N_{\text{sil}}$  comme paramètre

On prend  $N_{\text{nit}} = 0$  et  $K_N = 0$ . Le seul paramètre inconnu c'est  $N_{\text{sil}}$  qui représente le nombre de sites de silane par unité de surface (ou concentration des sites de silane). En général il est de l'ordre de  $5 \times 10^{18}/\text{m}^2$  à  $10^{19}/\text{m}^2$ . Ceci est illustré par la (figure III.1).

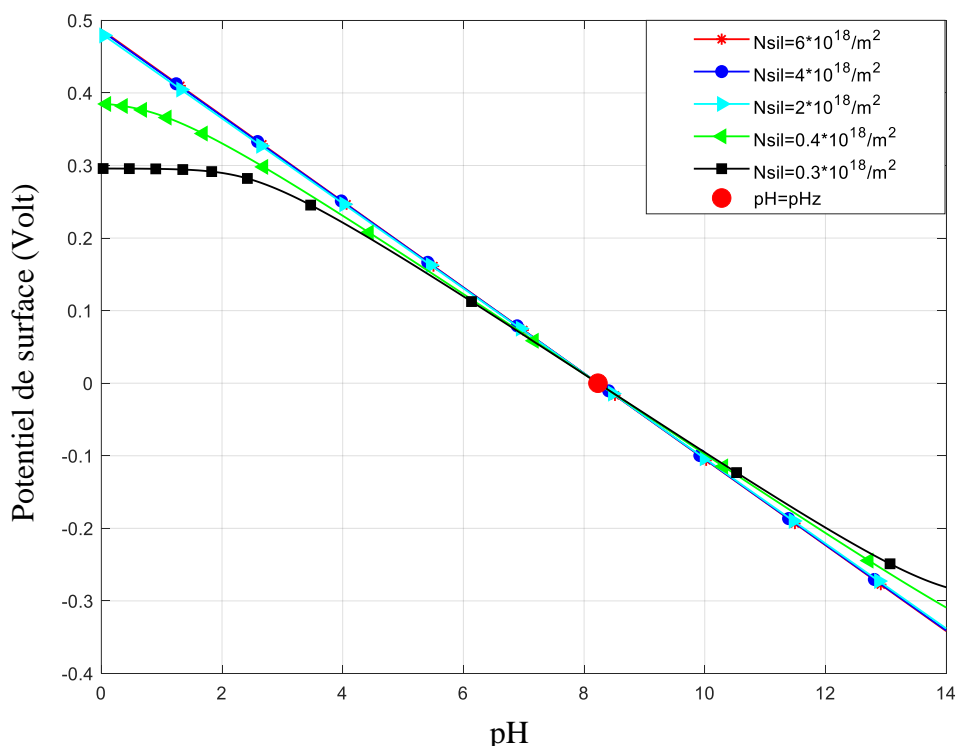


Figure III.1 Influence du potentiel de surface  $\Psi_0$  sur la détection du pH pour différentes valeurs de  $N_{\text{sil}}$

En réalité, il y a généralement une valeur de  $N_{\text{sil}}$  supérieure à  $10^{18}/\text{m}^2$  que le taux de  $N_{\text{sil}}$ . Le potentiel de surface se transforme en une fonction linéaire de la variable du pH de la solution électrolytique, qui peut varier ici entre 1 et 14.

Alors que  $N_{\text{sil}}$  est plus faible, la courbe devient de plus en plus non linéaire et la plage des valeurs de  $\psi_0$  linéaire se limite à zéro, ce qui entraîne une sensibilité faible. Comme plus  $N_{\text{sil}}$  est grand, plus la pente de  $\psi_0$  en fonction du pH est importante en valeur absolue, cela implique aussi une plus grande sensibilité du micro-capteur. Par ailleurs, toutes les courbes concourent vers un même point du pH qui correspond à La valeur de  $\psi_0$  nulle. Ce point noté  $\text{pH}_{\text{pzc}}$  qui s'appelle point du pH à charge nulle, vaut d'environ 8.27.

**III.2.2. Influence du potentiel de surface sur la détection du pH pour différentes valeurs de  $N_s$  :**

Le potentiel  $\psi_0$  en fonction du pH est expliqué en utilisant un autre paramètre  $N_s$  qui correspond au nombre total de sites par unité de surface. Le tableau III.2 résumé les paramètres pertinents pour cette simulation.

$pH_{pzc}$	$K_a$	$K_b$	$C_{DL}$	$N_s$
8.27	$1.37 \times 10^{-8}$	$2.1 \times 10^{-9}$	$20 \mu F/cm^2$	Varie de $10^{16}/m^2$ jusqu'à $10^{19}/m^2$

Tableau III.2 Paramètres concernés pour la simulation du potentiel de surface  $\Psi_0$  en fonction du pH, avec  $N_s$  comme

La nouvelle relation est donnée par l'équation (III.3) :

$$2.303(pH_{pzc} - pH) = \frac{q\psi_0}{KT} + \sinh^{-1} \left( \frac{q\psi_0}{KT} \frac{1}{\beta} \right) \quad (III.3)$$

Comme dans la (figure III.1), nous constatons dans la (figure III.2) que  $N_s$  a un impact direct sur la linéarité du capteur. En effet, à de faibles valeurs de  $N_s$ , les courbes deviennent non linéaires et la sensibilité du détecteur diminue. En revanche, lorsque les valeurs de  $N_s$  dépassent ou égalent  $10^{19}/m^2$ , on constate une augmentation de la sensibilité du détecteur et donc de sa réponse. Il serait donc intéressant d'observer l'impact des  $N_s$  sur la sensibilité de  $\Psi_0$ .

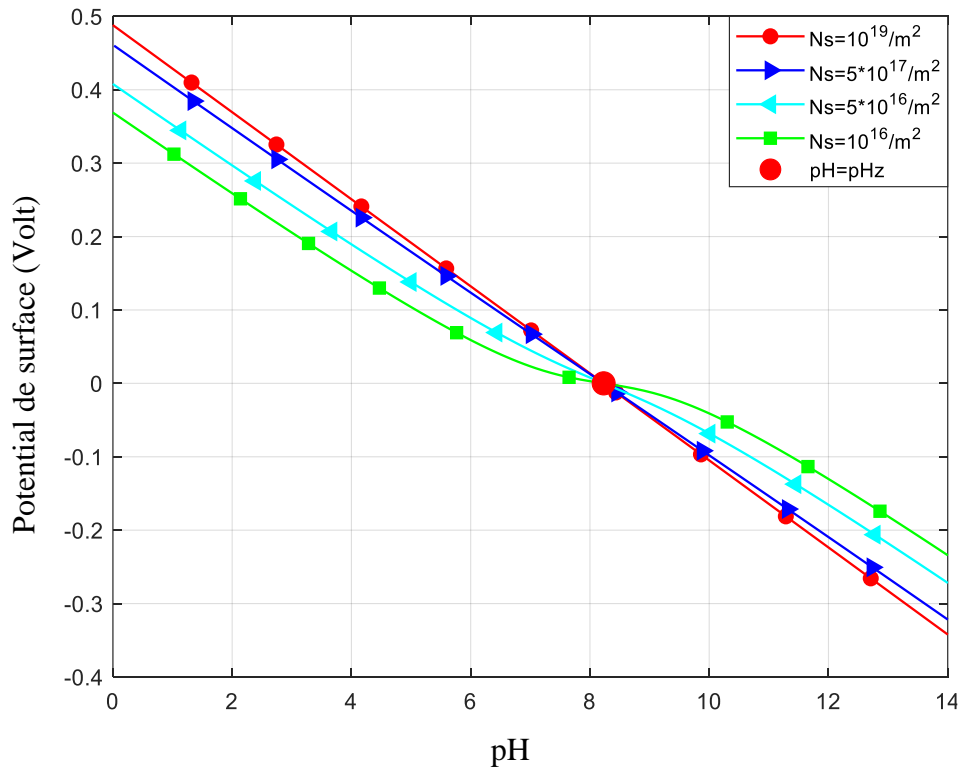


Figure III.2 Influence du potentiel de surface  $\Psi_0$  sur la détection du pH pour différentes valeurs de  $N_s$

### III.2.3 L'influence de la sensibilité du capteur sur la détection du pH pour différentes valeurs de $N_s$ :

Si l'on distingue l'équation (III.3) du pH, on obtient l'équation (III.4) qui La sensibilité du capteur est représentée.

$$\frac{q}{KT} \times \frac{d\Psi_0}{dpH} + \frac{1}{\sqrt{x^2+1}} \times \frac{q}{\beta KT} \frac{d\Psi_0}{dpH} + 2.303 = 0 \quad (III.4)$$

Où:  $X = \frac{q\Psi_0}{\beta KT}$

(Figure III.3) illustre que la sensibilité du détecteur est fortement influencée par la valeur de  $N_s$  lorsque le pH est proche de  $pH_{pzc}$ . Afin d'obtenir une sensibilité adéquate,  $N_s$  doit être supérieur ou égal à  $3.95 \cdot 10^{17}/m^2$ . Pour cette valeur, nous aurons une sensibilité ISFET, qui correspond à environ 55 mV/pH (courbe en rouge). On peut encore améliorer la sensibilité du capteur pour une valeur maximale de  $N_s$  de 59 mV/pH (courbe en bleu). La valeur de  $N_s$  reste constante à  $10^{19}/m^2$ , peu importe le pH.

La sélection de la membrane la plus sensible repose sur une analyse comparative des caractéristiques physico-chimiques de différentes membranes telles que  $SiO_2$ ,  $Al_2O_3$ ,  $Ta_2O_5$  Titanium Oxide,  $SnO_2$ . À partir des sources littéraires. À l'aide de notre membrane en AlN ([34], [35], [36]).

- $SiO_2$  Membrane [36] : ( $K_a = 15.8, K_b = 63.1 \times 10^{-9}, pH_{pzc} = 6.8, C_{DL} = 2.49 \times 10^{-5} F/cm^2$ )  $Al_2O_3$  Membrane [36] :

$$(K_a = 12.6 \times 10^{-9}, K_b = 12.6 \times 10^{-9}, pH_{pzc} = 8, C_{DL} = 20 \mu F/cm^2)$$

- $Ta_2O_5$  Membrane [34]:

$$(K_a = 12.6 \times 10^{-9}, K_b = 79 \times 10^{-10}, pH_{pzc} = 6.2, C_{DL} = 20 \mu F/cm^2)$$

- $SnO_2$  Membrane [35]

$$(K_a = 10^{-6}, K_b = 10^{-10}, pH_{pzc} = 6, C_{DL} = 20 \mu F/cm^2)$$

Afin de justifier le choix de la membrane AlN, nous avons inclus ces données provenant de la littérature [34-35-36] dans notre modèle afin de calculer et comparer la sensibilité de chaque

membrane. Le tableau ci-dessous résume les valeurs de sensibilité que notre système ISFET maintient lors de la simulation numérique des cinq membranes (Tableau III.3).

membranes de détection	SiO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ta <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	SnO <sub>2</sub>	AlN
Sensibilité mV/pH	52	54	56	58	59

Tableau III.3 Valeurs de sensibilité pour les cinq membranes

L'illustration graphique de la sensibilité du capteur est présentée dans (Figure III.4). La plus grande sensibilité est obtenue avec la membrane AlN. On peut conclure sans risque d'erreur que la membrane AlN offre une sensibilité Nernstienne, ce qui justifie le choix de celle-ci comme matériau de détection du pH.

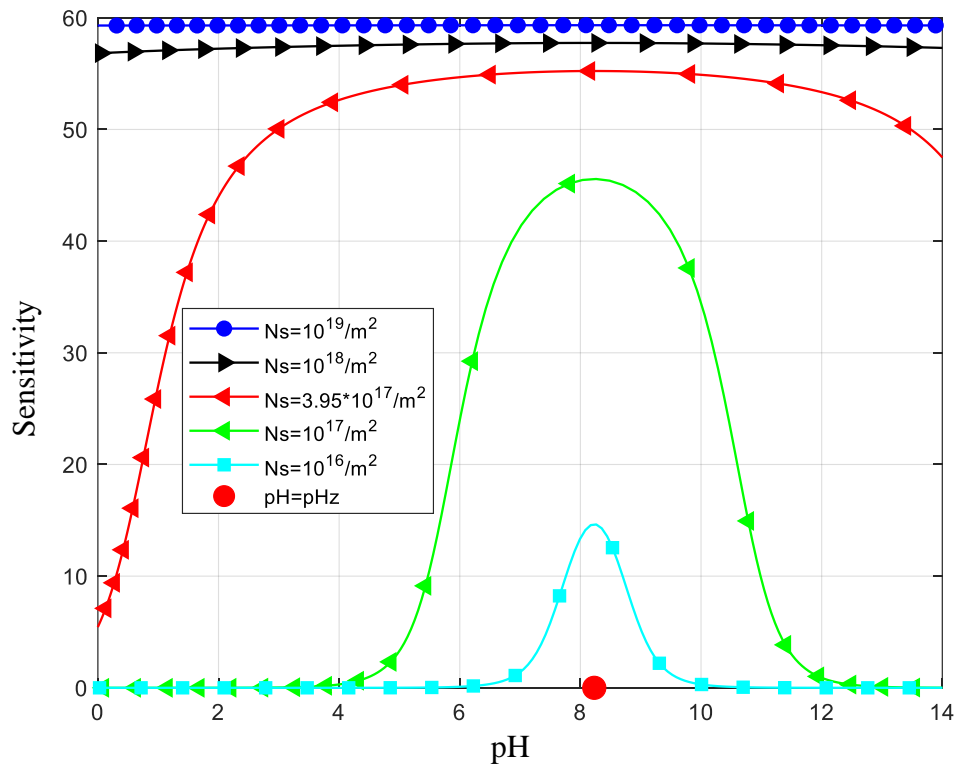


Figure III.3 Influence de la sensibilité de l'ISFET sur la détection du pH pour les différentes valeurs de Ns

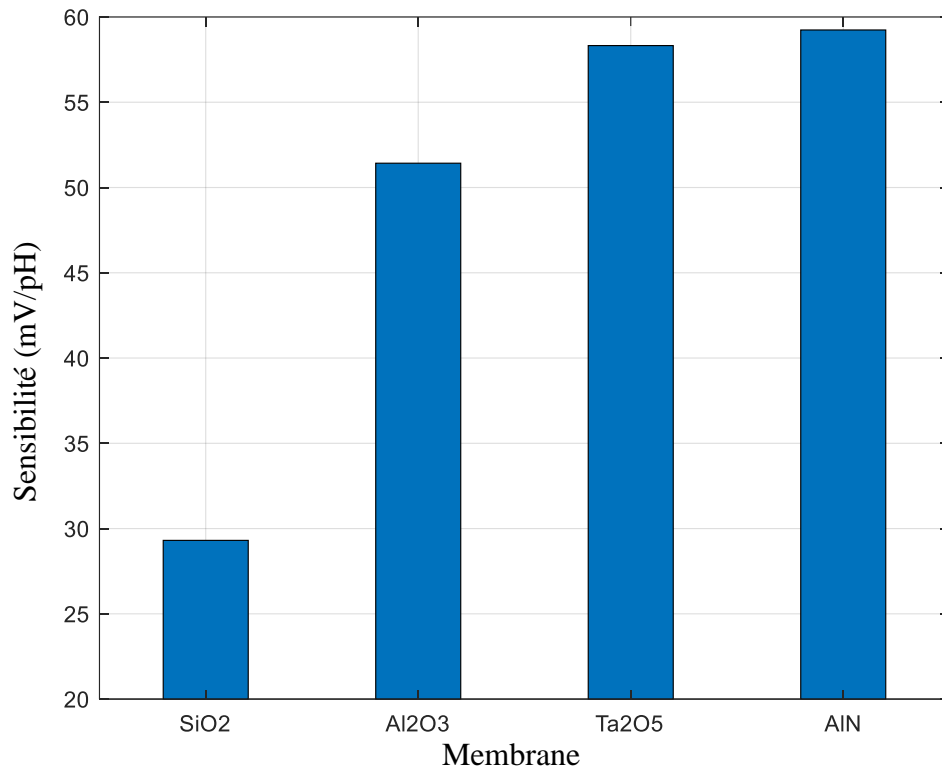


Figure III.4 Représentation graphique de la sensibilité pour les quatre membranes

#### III.2.4. Influence des paramètres $pK_a$ et $pK_b$ sur la sensibilité du capteur :

L'effet des paramètres  $pK_a$  et  $pK_b$  sur la sensibilité du capteur est illustré dans la (figure III.5). L'équation (III.4) représente la variation de la sensibilité par rapport au pH. La relation entre les paramètres  $pK_a$ ,  $pK_b$  et la sensibilité du capteur est exposée dans cette dernière. Pour obtenir une sensibilité adéquate, il est nécessaire d'augmenter  $pK_a$  et de diminuer  $pK_b$ . Selon la (figure III.5), pour une sensibilité de 55 mV/pH et un  $pH_{pzc}$  de 8.27, nous obtenons les valeurs des paramètres  $pK_a=7,86$  et  $pK_b=8.68$ , ce qui signifie que  $K_a = 1.37 \times 10^{-8}$  et  $K_b = 2.1 \times 10^{-9}$ .

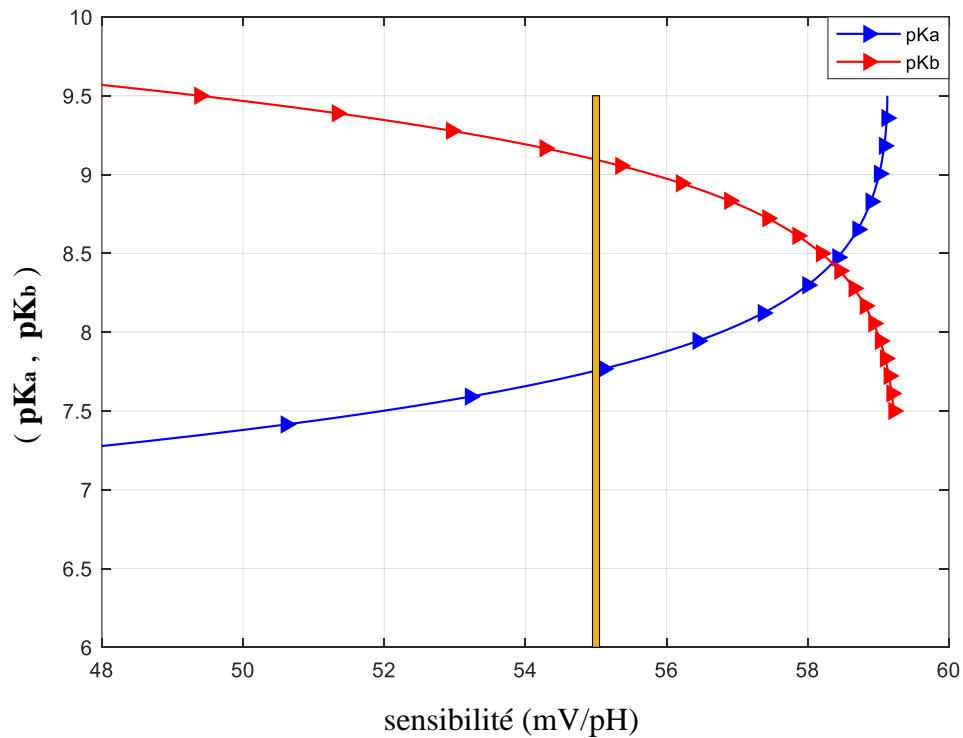


Figure III.5 Influence des paramètres pKa et pKb sur la sensibilité du capteur

### III.2.5 Influence du potentiel de surface sur la détection du pH pour différentes valeurs de $K_a$ et $K_b$ :

D'après les graphiques précédemment obtenus dans la (Figure III.2), nous constatons que  $N_s$  joue un rôle essentiel dans l'interaction entre la solution électrolytique et la membrane ISFET. Par conséquent, plus le  $N_s$  est élevé, plus la sensibilité à détecter le pH est élevée et plus la réponse du capteur est linéaire. Cela met en évidence le bon fonctionnement du détecteur (ISFET), dont  $N_s$  sera choisi à  $10^{19}/m^2$ . Examinons maintenant l'impact du rapport  $K_b / K_a$ , qui oscillera entre 12/4 et 9/7. Il est évident que plus ce rapport est élevé, plus le capteur sera efficace en termes de sensibilité à la détection du pH et de linéarité de la réponse, comme illustré dans la (Figure III.6).

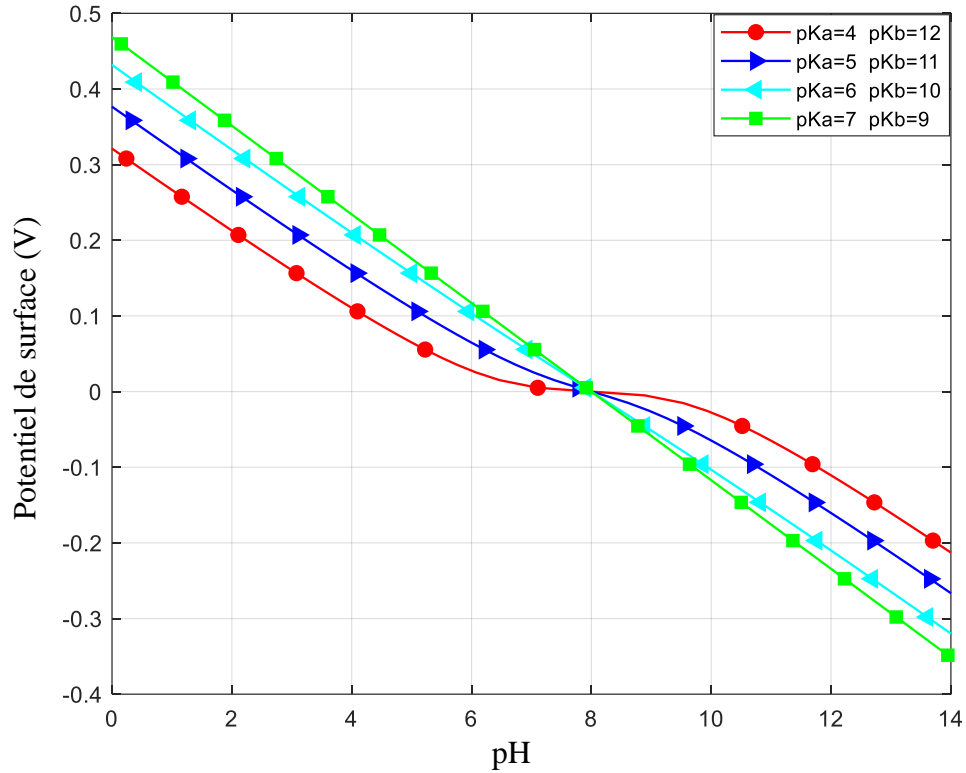


Figure III.6 Influence du potentiel de surface  $\Psi_0$  sur la détection du pH pour différentes valeurs du ratio  $K_b / K_a$

### III.2.6. conclusions sur les résultats obtenus :

Si le potentiel de surface est supérieur à  $10^{18}/m^2$ , il devient linéaire. À l'inverse, lorsque les valeurs de  $N_{sN\_sN_s}$  dépassent ou sont égales à  $10^{19}/m^2$ , nous constatons une linéarité satisfaisante du câble. Cela facilitera la sélection des valeurs de ces deux paramètres, qui jouent un rôle essentiel à la fois dans la sensibilité et la linéarité, lors de l'étude thermique.

### III.3. Effet de la température sur le capteur ISFET :

Dans ce qui suit, nous exposerons une analyse de l'impact de la température sur les caractéristiques physicochimiques du capteur. Selon les équations (III.5) à (III.12), le comportement thermique de l'ISFET est défini.

#### III.3.1. Mobilité en Fonction de la Température :

Les paramètres correctifs  $g_m$  de l'ISFET sont proportionnels à la mobilité  $\mu$  des porteurs dans le canal [37-38]. Cette mobilité est une fonction inverse de la température  $T$  selon l'expression empirique suivante [39-40] :

$$\mu(T) = \mu(300K) \left( \frac{300}{T} \right)^a \quad (\text{III.5})$$

Avec l'exposant (a) compris entre 1 et 1,5.

### III.3.2. Potentiel de Fermi en Fonction de la Température :

La température influence également le potentiel de Fermi  $\Phi_f$  dans l'équation de la tension de seuil  $V_T$  (ISFET) du transistor ISFET, ainsi que la concentration intrinsèque et les porteurs de charge, comme indiqué dans les équations suivantes :

$$\phi_f = \left(\frac{KT}{q}\right) \ln\left(\frac{N}{n_i}\right) \quad (\text{III. 6})$$

$$n_i = BT^{1.5} \exp\left(\frac{-qE_g(0)}{2KT}\right) \quad (\text{III. 7})$$

La densité d'impuretés ionisées est représentée par N, tandis que B est une constante qui varie en fonction de la température T.  $E_g(0)$  est la bande interdite à 0 K.

### III.3.3 Influence de la température sur l'énergie de la bande interdite :

La température influence également l'énergie de la bande interdite, comme le montre la relation suivante :

$$E_g(T) = E_g(0) - \frac{\alpha T^2}{\gamma + T} \quad (\text{III.8})$$

Avec :  $E_g(0)$  énergie de la bande interdite à 0°K,  $\alpha = 1.799\text{meVK}^{-1}$ ,

$$\gamma = 1462\text{K et } E_g(0) = 6.25\text{Ev.}$$

### III.3.4 Tension de seuil $V_T$ en fonction de la température :

La tension de seuil varie avec la tension de l'électrode de référence  $E_{ref}$ , qui varie avec la température selon l'expression suivante :

$$E_{ref} = 4.7 + 0.205 + 1.4 \times 10^{-4}(T - 289.16) \quad (\text{III.9})$$

### III.3.5 La relation entre le potentiel électrolyte-isolant et la température :

La température influence également le potentiel électrolyte-isolant  $\Psi_0$  en utilisant les termes  $\beta$ ,  $K_a$  et  $K_b$ . L'équation (III.10) représente la dépendance du terme  $\beta$ , tandis que l'équation (III.11) montre que  $K_a$  et  $K_b$  sont différents en fonction de la température.

$$\beta(T) = \frac{2q^2 N_S \left(\frac{k_b(T)}{k_a(T)}\right)^{1/2}}{KT C_{DL}} \quad (\text{III.10})$$

$$k_{a,b}(T) = k(T)^{300/T} \quad (\text{III.11})$$

De manière similaire, le potentiel de dipôle de surface électrolyte-isolant  $\chi_{sol}$  varie avec la température selon l'expression suivante :

$$\chi_{sol} = 0.05 \times [1 - \exp(-0.86pI)] \times [1 - 0.008(T - 298.16)] \quad (\text{III.12})$$

Avec :  $pI = -\log_{10}(FI)$

FI représente la concentration ionique.

#### III.4. Influence du courant de drain sur la tension de grille pour différentes valeurs de l'exposant A. $a = 1,18$ :

La (Figure III.7) illustre comment le courant de drain  $I_{DS}$  du capteur varie en fonction de la tension de grille pour diverses températures, avec un exposant  $a = 1,18$ . Il est observé que la tension de grille  $V_{GS}$  augmente avec le courant  $I_{DS}$ , jusqu'à atteindre une valeur de  $V_{GS} \approx 0.87$  V, connue sous le nom de point isotherme, où la température n'a aucune influence sur  $I_{DS}$ . Outre cette limite, les valeurs du courant  $I_{DS}$  fluctuent de façon inverse en fonction de la température. Cela s'explique par la capacité des porteurs de charge à se déplacer, qui est inversement proportionnelle à la température voir équation (III.5).  $a = 1,08$ .

Le diagramme (Figure III.8) illustre comment le courant de drain  $I_{DS}$  du capteur varie en fonction de la tension de grille pour diverses températures, avec un exposant  $a = 1,08$ . De plus, elle met en évidence l'impact de l'exposant  $a$  sur le courant de drain  $I_{DS}$ . Le point isotherme est décalé jusqu'à une valeur de  $V_{GS} \approx 0.90$  V. En outre, la température n'a qu'un impact limité sur le courant  $I_{DS}$ .

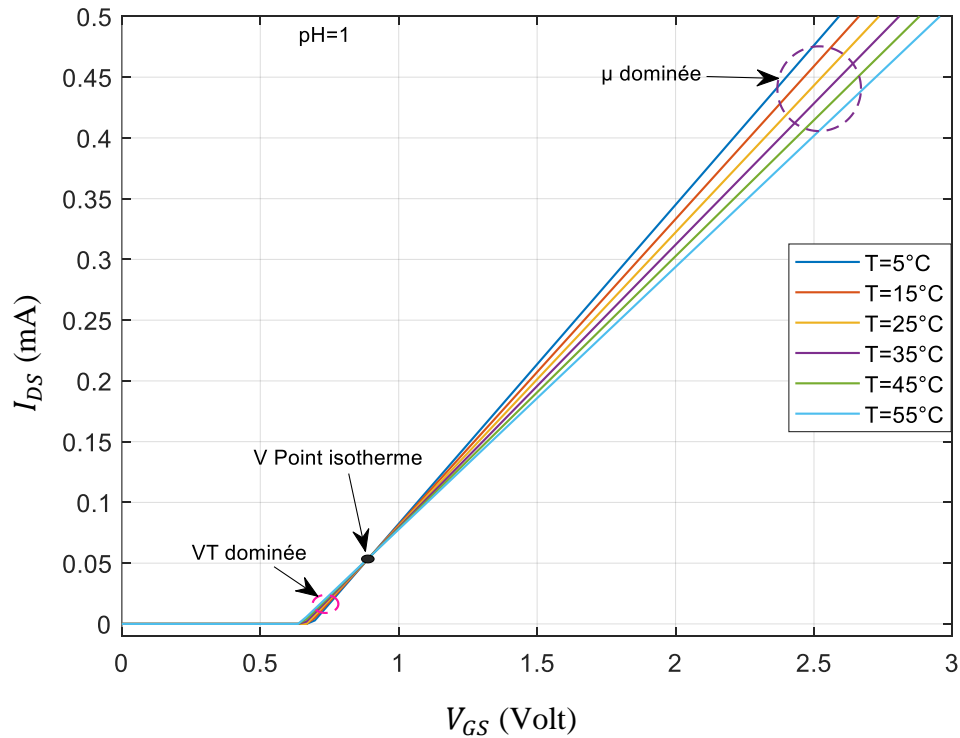


Figure III.7 Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de 5°C à 55°C avec un pas de 10°C pour l'exposant  $a=1.18$

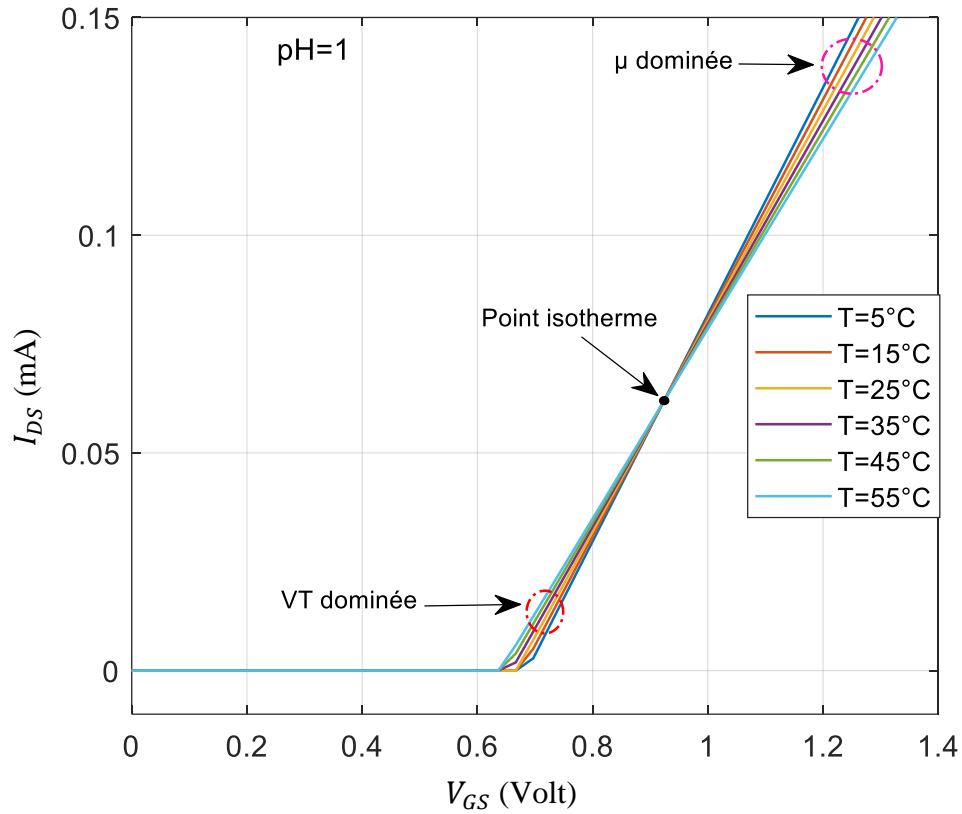


Figure III.8 Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de  $5^\circ\text{C}$  à  $55^\circ\text{C}$  avec un pas de  $10^\circ\text{C}$  pour l'exposant  $a=1.08$

#### III.4.1. L'évolution du point isotherme en fonction du pH :

En modifiant à présent les valeurs du pH afin d'étudier comment le courant de drain  $I_{DS}$  varie en fonction de la tension  $V_{GS}$ . Les courbes de la (figure III.9) sont pratiquement identiques à celles de la figure (4.18) précédente, mais la seule distinction est due au déplacement du point isotherme vers le bas pour des valeurs de pH équivalentes à 1 et 7 solutions tampon respectivement. Lorsque le pH est égal à 7, le déplacement du point isotherme entraîne une baisse du courant  $I_{DS}$  et une augmentation de la tension de la grille  $V_{GS}$ .

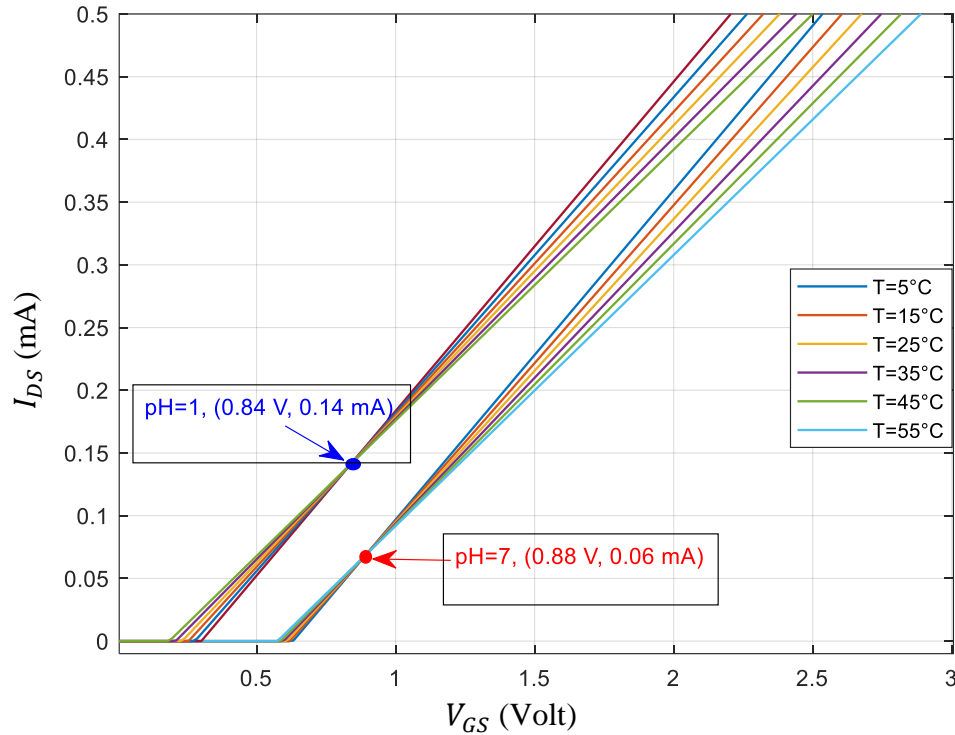


Figure III.9 Variation du courant de drain en fonction de la tension de grille, pour des températures variant de 5°C à 55°C avec un pas de 10°C, pour l'exposant  $a=1.08$  et des pH=1 et 7

#### III.4.2. conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'effet de la température sur les paramètres de détection d'un capteur ISFET dans une solution aqueuse. Nous avons au préalable entamé une étude sur le comportement physico-chimique du capteur. Ceci a nécessité la résolution d'équations non linéaires. La méthode de dichotomie est tout à fait indiquée pour ce type de problème. Les résultats obtenus, qui ont porté sur le potentiel de surface, la sensibilité et la linéarité, nous ont aidés dans l'étude thermique. La simulation du comportement physico-chimique a montré que pour des valeurs  $N_{sil}$  supérieures à  $10^{18}/m^2$  la variation du potentiel de surface devient linéaire. D'autre part, pour des valeurs de  $N_s$  supérieures ou égales à  $10^{19}/m^2$  nous obtenons une bonne linéarité du capteur. Ainsi,  $N_s$  joue un rôle essentiel, car pour cette plage de valeurs, la linéarité et la sensibilité du capteur sont considérablement améliorées. L'analyse de l'impact de la température sur la réponse du capteur ISFET (courant de drain) à différentes températures a révélé que celle-ci entraîne une diminution de la mobilité et un décalage de la tension de seuil, ce qui entraîne une diminution de la sensibilité du capteur. Le capteur présente une détérioration des performances à une plage de température allant de 25°C à 55°C. Le coefficient de température de la sensibilité  $TCS$  a également été calculé, ce qui représente

l'impact de la température sur la sensibilité du capteur dans une solution aqueuse. Il a été observé que la température a un impact sur la sensibilité du capteur. Effectivement, il est plus sensible aux petites valeurs de **TCS**. Afin de sélectionner une membrane plus performante, nous avons effectué une comparaison entre le TCS de la membrane de notre capteur et celui d'autres membranes. Il apparaît que l'ISFET basé sur une membrane d'AlN présente un coefficient de température très élevé par rapport aux trois membranes, ce qui en fait celui qui est le mieux adapté pour détecter les ions dans une solution aqueuse.

---

## Conclusion Générale

---

**Conclusion générale :**

Dans ce mémoire, nous avons exploré l'importance des capteurs dans divers domaines et leur rôle crucial dans la conversion des grandeurs physiques en signaux électriques. Nous avons examiné en détail les capteurs biochimiques, leurs caractéristiques essentielles et leurs applications dans différents secteurs. De plus, nous avons étudié spécifiquement les capteurs ISFET à membrane d'AlN, en analysant leur fonctionnement, leur problématique de détection, ainsi que leur comportement physico-chimique et thermique. Nous avons constaté que les capteurs biochimiques, notamment les capteurs de pH, jouent un rôle crucial dans des domaines tels que la chimie, la biochimie, la médecine et l'agro-alimentaire. De même, les capteurs ISFET offrent des possibilités intéressantes pour la détection des ions dans une solution aqueuse, avec une sensibilité et une linéarité améliorées grâce à des membranes spécifiques. En conclusion, ce mémoire met en lumière l'importance des capteurs dans la collecte de données physiques et chimiques, leur conversion en informations exploitables, et leur contribution significative à la prise de décision éclairée dans de nombreux domaines d'application.

---

---

# Bibliographie

---

## Bibliographie

- [2-1] SAIDI Chamseddine, BRAHIM Ismail. *"Modélisation d'un capteur chimique a ISFET Pour différentes couches sensibles."* Université de Saïda – Dr. Moulay Tahar, 2022.
- [3] BENATTOU Nadia. *"Intitulé Etude des circuits de mesure d'un capteur chimique ISFET à membrane en nitrure d'aluminium."* Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed-Boudiaf USTOMB, 2021.
- [4] MAZOUZ, El-hadj, Zineb BERKANE. *"Etude et préphase de réalisation d'un biocapteur à base de glucose oxydase et liquides ioniques. "* Diss. université ibn khaldoun-tiaret, 2017.
- [5] Chalabi, S. *"Amélioration de la sensibilité d'un capteur à base d'un cristal photonique."* Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi-Bordj Bou Arreridj 15.09 (2021).
- [6] Farré, M., Martinez, E. and Barcelo, D. *" techniques de détermination de composés organiques dans l'environnement. "* Techniques de l'ingénieur, Paris, France, 2008.
- [7] Cédric AVELA, *"Micromembranes résonantes à actionnement et détection piézoélectriques intégrés pour la détection de molécules biologiques en temps réel"*, Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier – Toulouse III, (2007).
- [8] M. Henry. *"Physique des semiconducteurs et des composants électroniques."* (édition Dunod). 2001.
- [9] Sorensen S. P. L, *"Enzyme studies II: measurement and significance of hydrogen ion concentration in enzyme processes."*, Biochemische Zeitschrift 21 (1909), 131-304
- [10] ABDESSEMED Lakhdar, DIFFALLAH Thameur. *"Etude et simulation d'un capteur de pH ISFET par LTspice IV."* 2018.
- [11] Abdelghani Kherrat . *" Thèse Réalisation de microchambres d'analyse chimique microcapteurs de pH et microfluidique associés. "* Université Rennes1, 2012. France.

- [12] *Gaddour A, Dghais W, Hamdi B, Ben Ali M. " Temperature Compensation Circuit for ISFET Sensor. " Journal of Low Power Electronics and Applications. 2020; 10(1):2.*
- [13] *<http://www.probiotics.com/html/ProbioticProducts/PicturesofProbiotics.htm>*
- [14] *M. Reza Ganjali, F. Faridbod, P. Norouzi, M. Adib. "A novel Er(III) sensor based on a new hydrazone for the monitoring of Er(III) ions. " Sensors and Actuators B (2006).*
- [15] *M. B. Saleh, E. M. Soliman, A. A. Abdel Gaber, S. A. Ahmed. "Novel PVC membrane uranyl ion-selective sensor. " Sensors and Actuators B, 114, 2006, Pages 199–205*
- [16] *M. Hossein Mashhadizadeh, A. Mostafavi, H. Allah-Abadi, I. Sheikhshoai. "New Schiff base modified carbon paste and coated wire PVC membrane electrode for silverion. " Sensors and Actuators B, 113, 2006, Pages 930–936*
- [17] *C. Beal, I. Sodini. "Fabrication des yaourts et des laits fermentés. " technique de l'ingénieur ref: F6315*
- [18] *H.Tap. "Conception et réalisation de biocapteurs électrochimiques en technologie microsysteme. " Thèse UPS Toulouse, 1999*
- [19] *[www.unige.ch/cabe/wojciechowski/TP\\_VOLTA\\_05\\_06.pdf](http://www.unige.ch/cabe/wojciechowski/TP_VOLTA_05_06.pdf)*
- [20] *H.K.Liao, L.L.Chi, J.C.Chou, W.Y.Chung, T.P.Sun, S.K.Hsiung. "Study on pH<sub>pzc</sub> and surface potential of tin oxide gate ISFET. " Mater.Chem.Phys, 2428, 1999, Pages 1-6*
- [21] *H.K.Liao, J.C.Chou, W.Y.Chung, T.P.Sun, S.K.Hsiung. "Study of amorphous tin oxide thin films for ISFET applications. " Sensors & Actuators, B50, 1998, Pages 104-109*
- [22] *C.D.Liu, Y.K.Su, S.C.Chen. "Ion sensitive field effect transistor with silicon nitride gate for pH sensing. " Int.J.Electron.1, 1989, Pages 59-63*
- [23] *L. Bousse, S. Mostarshed, B. van der Schoot, N.F. de Rooij. "Comparison of the hysteresis of Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> and Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> pH-sensing insulators. " Sensors & Actuators B 17, 1994, Pages 157–160*
- [24] *L.Bousse, N.F.de Rooij, P.Bergveld. "Operation of Chemically Sensitive Field-Effect Sensor as a function of the Insulator-Electrolyte Interface. "*

- IEEE Trans. Electron Devices ED-30, 1983, Pages 1263-1270*
- [25] Ali Amari. "Etude de la réponse au pH de structures microelectroniques a membranes de nitrure de silicium fabriqué par LPCVD. " *Thèse de doctorat de l'UPS de Toulouse, 1984*
  - [26] A.J.Bard, L.R.Faulkner. "Electrochimie, principes, méthodes et application. " *Masson, 1983*
  - [27] L. Bousse, S. Mostarshed, B. van der Schoot, N.F. de Rooij. "Comparison of the hysteresis of Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> and Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> pH-sensing insulators. " *Sensors & Actuators B 17, 1994, Pages 157–160*
  - [28] D. L. Harame, L.J. Bousse, J.D. Shott, J.D. Meindl, "Ion-sensing devices with silicon nitride and borosilicate glass insulators", *IEEE Trans. Electron Devices ED-34, 1987, Pages 1700-1706*
  - [29] B. D. Liu, Y.K. Su, S.C. Chen, "Ion-sensitive field effect transistor with silicon nitride gate for pH sensing", *Int. J. Electron 1, 1989, Pages 59-63*
  - [30] Abu Bakar Md. Ismail, Tetsuro Harada, Tatsuo Yoshinobu, Hiroshi Iwasaki, M. J. Schöning, H. Lüth, "Investigation of pulsed laser-deposited Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> as a high pH-sensitive layer for LAPS-based biosensing applications", *Sensors & Actuators B 71, 2000, Pages 169-172*
  - [31] Dae-Hyuk Kwon, Byung-Woog Cho, Chang-Soo Kim and Byung-Ki Sohn, "Effects of heat treatment on Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> sensing membrane for low drift and high sensitivity pHISFET", *Sensors & Actuators B 34, 1996, Pages 441-445*
  - [32] D. P. Saini and S. L. Coulter, "Fiber sensors sniff out enviromental pollutants", *Photonics Spectra, March 1996*
  - [33] D.R. Thevenot, K. Toth, R.A. Durst, et G.S. Wilson, "Electrochemical biosensors: recommended definitions and classification", *Biosensors and Bioelectronics, 16(1-2), 2001, Pages 121–131.*
  - [34] J.C. Chou and P.L. Lan, Study on pH at the Point of Zero Charge of TiO<sub>2</sub> pH Ion-Sensitive Field Effect Transistor Made by the Sputtering Method, *Thin Solid Films, 2005, 476(1), p 157–161*
  - [35] Y.C. Chen, S.S. Jan, and J.C. Chou, Temperature Effects on the

- Characteristics of Hydrogen Ion-Sensitive Field-Effect Transistors with Sol–Gel-Derived Lead Titanate Gates, J. Anal. Chim. Acta., 2004, 516(1–2), p 43–48*
- [36] *S. Martinoia, G. Massobrio, and L. Lorenzelli, Modeling ISFET Microsensor and ISFET-Based Microsystems, J. Sens. Actua B Chem., 2005, 105(1), p 14–27*
- [37] *J.L. Chiang, S.S. Jan, Y.C. Chen, and J.C. Chou, Sensing Characteristics of ISFET Based on AlN Thin Film. In Optoelectronic Materials and Devices II, Int. Soc. Opt. Photon., 2000, 4078, p 689–696*
- [38] *R. Novitski, H. Einati, and Y. Shacham Diamand, Temperature Dependence of Buried Channel Ion Sensitive Field Effect Transistors, J. Appl. Physci., 2009, 106(9), p 09450*
- [39] *J.L. Chiang, Y.C. Chen, and J.C. Chou, Simulation and Experimental Study of the pH-Sensing Property for AlN Thin Films, Jpn. J. Appl. Physci., 2001, 40(10R), p 5900*
- [40] *S.E. Naimi, B. Hajji, I. Humenyuk, J. Launay, and B.P. Temple, Temperature Influence on pH-ISFET Sensor Operating in Weak and Moderate Inversion Regime: Model And Circuitry, Sens. Actua B Chem., 2014, 202, p 1019–1027*