

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire

و البحث العلمي وزارة التعليم العالي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université MUSTAPHA Stambouli

Mascara



جامعة مصطفى اسطمبولي

معسكر

Faculté des Sciences Exactes

Département de Physique

Laboratoire de Physique Quantique de la Matière et de Modélisation Mathématique

THÈSE DE DOCTORAT EN 3^{ème} CYCLE (LMD)

Filière de la formation : Physique

Spécialité : Energie Renouvelable et Sciences des Matériaux

Intitulée

Modélisation et simulation des capteurs à base des matériaux appartenant à la filière des nitrures d'éléments III

Présentée par : M^{me}. MOUFFOKI Faiza

Soutenu publiquement, le 29/06/2024 devant le jury composé de :

Président	RIANE Houaria	Professeur	Université de Mascara
Encadreur	DAHOU Fatima Zohra	Professeur	Université de Mascara
Co-Encadreur	BOUGUENNA Driss	Professeur	Université de Mascara
Examineur	MONIR Mohammed El Amine	MC.A	Université de Mascara
Examineur	ZAFRANE Mohammed Amine	MC.A	Université de l'USTO-MB
Examineur	BENNEKROUF Mohammed	MC.A	École Supérieure en Sciences Appliquées de Tlemcen - ESSA
Invité	BELOUFA Abbès	MC.A	Université de Mascara

Année Universitaire : 2023-2024



Remerciements

Remerciements

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Laboratoire de **Géomatique, Ecologie et Environnement (LGEO2E)** de l'Université de Mascara. Nous remercions le Professeur **BENYOUCEF Madani** de nous avoir autorisé l'accès au laboratoire.

Je remercie tout particulièrement Madame **DAHOU Fatima Zohra**, Professeur à l'Université de Mascara, pour avoir dirigée cette thèse.

Je remercie chaleureusement Monsieur **BOUGUENNA Driss**, Professeur à l'Université de Mascara, pour avoir dirigé cette thèse, fait bénéficier de ses connaissances scientifiques, pour ses précieux conseils, ainsi que ses conseils et suggestions et pour les encouragements lors de la rédaction de cette thèse.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à Madame **RIANE Houaria**, Professeur à l'Université de Mascara, pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury.

Mes respectueuses reconnaissances s'adressent également à Monsieur **ZAFRANE Mohammed Amine**, Maître de Conférences à l'Université de USTO-MB, d'avoir accepté d'examiner mon travail de thèse.

Je remercie également Monsieur **BENNEKROUF Mohammed**, Maître de Conférences à l'Ecole Supérieure en Sciences Appliquées de Tlemcen, qui a accepté d'examiner ce travail, en participant au jury de cette thèse.

Je tiens à remercier également Monsieur **MONIR Mohammed El Amine**, Maître de Conférences à l'Université de Mascara, d'avoir accepté d'examiner mon travail de thèse.

J'adresse aussi mes remerciements à Monsieur **BELOUFA Abbès**, Maître de Conférences à l'Université de Mascara, d'avoir accepté de faire partie du jury de cette thèse.

Je tiens à renouveler mes remerciements tout particulièrement mes superviseuses et mes co-auteurs Monsieur **SAJAD Ahmad Loan**, Professeur à l'Université Jamia Millia Islamia, New Delhi, India et Monsieur **BHAT Aasif Mohammad**, Docteur à l'Institut National de la Technologie Malaviya, Jaipur, India pour leurs l'aide.

Je souhaite aussi remercier tous les enseignants du Département de Physique, Faculté des Sciences Exactes, de l'Université de Mascara.

Enfin, un remerciement particulier s'adresse à ma famille, à mes amis et à tous qui me sont chères.

Merci à tout le monde !!!

Mme. MOUFFOKI Faïza

ملخص:

في الوقت الحالي، بسبب الخصائص الفيزيائية الممتازة لمواد النترادات العناصر III من بينها : فجوة ممنوعة واسعة، إستقطاب كهربائي عالي، سرعة تشبع عالية جدًا، حركية الشحنات عالية واستقرار كيميائي جيد، والتي تسمح لنا بانجاز أجهزة استشعار بيولوجية قائمة على الترانزستورات MOS–HEMTs ذات حساسية عالية للكشف السريع عن الفيروسات (SARS–CoV و Zika ، H1N1 Influenza A ، SARS–CoV). في هذا العمل، أجرينا دراسة تأثير سماحية الفيروسات وطول بوابة الترانزستورات MOS–HEMTs على الأداء الكهربائي للمستشعرات البيولوجية MOS–HEMTs القائمة على أساس GaN و الأمر الذي يتطلب تحسين خصائص مختلفة.

نود من خلال هذه الدراسة البحث عن نماذج تحليلية لترانزستورات MOS–HEMTs التي تولد محاكاة بالاتفاق مع النتائج المستخرجة باستخدام برنامج المحاكات Atlas-TCAD وذلك من أجل التحقق من صحة نتائج النماذج التحليلية باستخدام برنامج ماتلاب. كما أن النماذج التحليلية للخصائص الكهربائية مناسبة تمامًا مع أجهزة الاستشعار البيولوجية MOS-HEMTs القائمة على أساس مواد النترادات للعناصر III. علاوة على ذلك، تشير نتائج المحاكاة إلى أن استعمال $Al_xIn_{1-x}N$ يقدم أداء أفضل وحساسية عالية لأجهزة الاستشعار البيولوجية MOS–HEMTs القائمة على أساس البنية الغير المتجانسة $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$ ، وذلك بسبب الإستقطاب التلقائي العالي للطبقة $Al_xIn_{1-x}N$ و الكثافة العالية للالكترونات مقارنة مع البنية الغير المتجانسة $Al_xGa_{1-x}N/AIN/GaN$.

و في الأخير، تم تصميم جهاز استشعار بيولوجي للكشف السريع عن فيروس كورونا و للحصول على حساسية أعلى من خلال تحليل معلمات مختلفة مثل نوع مادة الطبقة الحاجزة $Al_xIn_{1-x}N$ بدلاً من $Al_xGa_{1-x}N$ للبنية الغير متجانسة وطول بوابة الترانزستورات MOS–HEMTs في حدود 1.5 ميكرومتر، كما تظهر أجهزة الاستشعار البيولوجية MOS–HEMTs القائمة على أساس البنية الغير متجانسة $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$ أداءً كهربائياً عالي وحساسية عالية للكشف السريع عن وجود الفيروس وكذا إمكانية تحديد نوع الفيروس للتطبيقات البيوطبية.

الكلمات المفتاحية : المواد III–N، بنية غير متجانسة، مستشعرات بيولوجية، MOS–HEMTs، سماحية، فيروس، Atlas–TCAD، ماتلاب.

Résumé :

Actuellement, due aux excellents propriétés physiques des matériaux nitrures d'éléments III tels que : une large bande interdite, une forte polarisation électrique, une vitesse de saturation très élevée, une haute mobilité de porteurs et une bonne stabilité chimique, ce qui permet de réaliser des biocapteurs basés sur les transistors MOS–HEMTs avec une sensibilité élevée pour la détection rapide des virus. Dans ce travail, nous avons mené une étude de l'influence de la permittivité des virus et de la longueur de grille des transistors MOS–HEMTs sur les performances électriques des biocapteurs MOS–HEMTs, qui nécessite une optimisation des différents paramètres. A travers cette étude nous souhaitons à rechercher des modèles analytiques des transistors MOS–HEMTs engendrant des simulations en accord avec les résultats extraits par le simulateur Atlas–TCAD pour valider nos modèles analytiques. Ces modèles analytiques des caractéristiques électriques sont bien adaptés pour les biocapteurs MOS–HEMTs à base de matériaux nitrures d'éléments III. De plus, les résultats de simulation indiquent que l'utilisation de $Al_xIn_{1-x}N$ présente des meilleures performances pour les biocapteurs MOS–HEMTs $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$, avec une sensibilité plus élevée que pour les biocapteurs MOS–HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/AIN/GaN$, en raison de la forte polarisation spontanée de la couche $Al_xIn_{1-x}N$ et la forte densité de charges de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$.

Enfin, les biocapteurs sont conçus pour la détection rapide du virus SARS-CoV-2 et pour une sensibilité plus élevée en analysant différents paramètres tels que le type du matériau de la couche barrière $Al_xIn_{1-x}N$ au lieu $Al_xGa_{1-x}N$ de l'hétérostructure et de longueur de grille des transistors MOS–HEMTs de l'ordre de 1.5 μm , tels que les biocapteurs MOS–HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$, qui apparaissent une bonne performance et sensibilité élevée pour une détection rapide des virus, ainsi que la possibilité de déterminer le type du virus pour les applications biomédicales.

Mots clés : Matériaux III–N, hétérostructure, biosensors, MOS–HEMTs, permittivité, virus, Atlas–TCAD, Matlab.

Abstract:

Currently, due to the excellent physical properties of group III–Nitride materials such as: a wide bandgap, strong electric polarization, high saturation velocity, high carrier mobility and good chemical stability, which allows to achieve MOS–HEMTs transistors based biosensors have high sensitivity for rapid detection of viruses (SARS–CoV, H1N1 Influenza A, Zika and SARS–CoV–2). In this work, we carried out a study of the influence of the permittivity of viruses and the gate length of MOS–HEMTs transistors on the electrical performances of MOS–HEMTs biosensors, which requires optimization of the different parameters. Through this study, we wish to search for analytical models of MOS–HEMTs transistors generating simulations in agreement with the results extracted by Atlas–TCAD simulator to validate our analytical models. These analytical models of electrical characteristics are well suited for MOS–HEMTs biosensors based on group III–Nitride materials. Furthermore, the simulation results indicate that the use of $Al_xIn_{1-x}N$ presents high performance of $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$ MOS–HEMTs biosensors, with higher sensitivity than for $Al_xGa_{1-x}N/AIN/GaN$ MOS–HEMTs biosensors, thanks to the strong spontaneous polarization of $Al_xIn_{1-x}N$ barrier layer and the high sheet carrier density of the $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$ heterostructure. Finally, biosensors are designed for rapid detection of SARS–CoV–2 virus and higher sensitivity by analyzing different parameters like the type of $Al_xIn_{1-x}N$ barrier layer instead of $Al_xGa_{1-x}N$ of the heterostructure and the gate length of MOS–HEMTs transistors is order of 1.5 μm , such as $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$ MOS–HEMTs based biosensors, as well as the possibility of determining the virus type for biomedical applications.

Keywords: III–Nitride materials, heterostructure, biosensors, MOS–HEMTs, permittivity, virus, Atlas–TCAD, Matlab.



Table des matières

TABLE DES MATIERES

Liste des figures.....	ii
Liste des tableaux.....	vi
Introduction générale.....	2

Chapitre I

Propriétés des nitrures d'éléments III.

I.1 Introduction.....	6
I.2 Propriétés des nitrures III–N.....	6
I.2.1 Propriétés structurales des composés binaires InN , GaN et AlN	6
a) Nitrure d'indium : InN	6
b) Nitrure de gallium : GaN	6
c) Nitrure d'aluminium : AlN	7
I.2.2 Propriétés électroniques	7
I.2.3 Propriétés électriques	8
a) Bande interdite (gap)	8
b) Mobilité des porteurs.....	10
c) Champ de claquage.....	10
d) Vitesse des porteurs.....	11
e) Densité de porteurs des charges intrinsèques.....	12
I.3 Propriétés des matériaux semiconducteurs ternaires $Al_xGa_{1-x}N$ et $Al_xIn_{1-x}N$	12
I.3.1 Nitrure d'aluminium–gallium ($Al_xGa_{1-x}N$).....	12
a) Paramètres de maille du matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$	13
b) Variation de la bande interdite en fonction de la fraction molaire x (Al)	13
c) Variation de la mobilité des électrons en fonction de la fraction molaire x (Al)	14
d) Vitesse de saturation dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire x (Al)	15
e) Variation de la permittivité en fonction de la fraction molaire x (Al)	16
I.3.2 Propriétés du composé ternaire $Al_xIn_{1-x}N$	16
I.4 Propriétés des couches épitaxiales.....	16
I.4.1 Techniques de croissance des couches épitaxiales	16

TABLE DES MATIERES

I.4.2	<i>Choix d'un substrat</i>	17
a)	<i>Silicium (Si)</i>	17
b)	<i>Saphir (Al_2O_3)</i>	18
c)	<i>Carbure de silicium (SiC)</i>	18
I.5	Dopage et polarités des nitrures	18
I.5.1	<i>Différents types de dopage</i>	18
a)	<i>Dopage de type n</i>	19
b)	<i>Dopage de type p</i>	19
I.5.2	<i>Polarités de face gallium et azote</i>	19
I.6	Propriétés des hétérostructures	20
I.6.1	<i>Propriétés des hétérostructures Métal/$Al_xGa(In)_{1-x}N$</i>	20
a)	<i>Travail de sortie et affinité électronique</i>	20
I.6.2	<i>Hétérostructure de type $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$</i>	21
a)	<i>Discontinuités de bandes</i>	22
I.6.3	<i>Origine d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG)</i>	24
I.6.4	<i>Polarisation spontanée et piézoélectrique dans les nitrures ...</i>	24
a)	<i>Polarisation spontanée</i>	24
b)	<i>Polarisation piézoélectrique</i>	24
I.6.5	<i>Hétérostructure de type $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$</i>	25
I.7	Conclusion.....	26
	Références du chapitre I.....	28

Chapitre II

Généralités sur les capteurs à base de matériaux semiconducteurs.

II.1	Introduction	33
II.2	Définition d'un capteur	33
II.2.1	<i>Constitution d'un capteur</i>	33
a)	<i>Corps d'épreuve</i>	33
b)	<i>Transducteur</i>	34
c)	<i>Transmetteur</i>	34
II.2.2	<i>Paramètres caractéristiques des capteurs</i>	34
a)	<i>Sensibilité</i>	34
b)	<i>Sélectivité</i>	34
c)	<i>Linéarité</i>	34

TABLE DES MATIERES

d) Réversibilité	34
e) Temps de réponse	34
f) Coût	35
g) Durée de vie	35
II.2.3 Différents types des capteurs	35
a) Capteur de position	35
b) Capteur de vitesse	35
c) Capteur de pression	35
d) Capteur de gaz	35
e) Capteur d'humidité.....	35
f) Capteur de température	36
g) Capteurs biologiques	36
II.2.4 Principe de fonctionnement des biocapteurs.....	36
II.2.5 Différents types de biorécepteurs et de transducteurs.....	37
II.3 Différents types des capteurs à base de semiconducteurs à faible et à grand gap.....	38
II.3.1 Capteurs à base de matériaux semiconducteurs à faible gap.....	38
a) Capteurs à base de Si	38
b) Capteurs à base de GaAs	39
II.3.2 Capteurs à base de à base de matériaux semiconducteurs grand gap	39
a) Capteurs à base de ZnO	39
b) Capteurs à base de SiC	41
c) Capteurs à base de nitrure de gallium (GaN)	43
II.4 Conclusion.....	46
Références du chapitre II.....	47

Chapitre III

Généralités sur la conception de capteurs MOS-HEMTs particulières à base de matériaux nitrures d'éléments III dites biocapteurs.

III.1 Introduction.....	51
III.2 Transistors à effet de champ.....	51

TABLE DES MATIERES

<i>III.2.1 Transistors HEMT à base de nitrures.....</i>	51
<i>III.2.2 Transistors MOS–HEMTs à base de l’hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$</i>	52
<i>III.2.3 Description de la structure des MOS–HEMTs à base de l’hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$</i>	53
<i>a) Substrat</i>	53
<i>b) Couche tampon</i>	53
<i>c) Canal des transistors.....</i>	54
<i>d) Couche espaceur.....</i>	54
<i>e) Couche barrière</i>	54
<i>f) Couche oxyde</i>	54
<i>III.2.4 Principes de fonctionnement des transistors à effet de champ.....</i>	55
<i>III.2.5 Caractéristiques statiques $I_{ds}(V_{ds})$</i>	55
<i>a) Régime ohmique.....</i>	55
<i>b) Régime saturé</i>	56
III.3 Biocapteurs à base de transistors HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$	56
III.4 Différents types des biocapteurs HEMTs à base d’hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$	56
<i>III.4.1 Biocapteurs de l’ADN.....</i>	57
<i>III.4.2 Biocapteurs de glucose.....</i>	57
<i>III.4.3 Biocapteurs de cancer de sein.....</i>	58
<i>III.4.4 Biocapteurs de cancer de la prostate.....</i>	60
<i>III.4.5 Biocapteurs des biomolécules.....</i>	61
<i>III.4.6 Biocapteurs de protéine CRP.....</i>	62
III.5 Biocapteurs à base de transistors HEMTs pour la détection des virus	63
III.6 Conclusion.....	63
Références du chapitre III.....	65

Chapitre IV

Modélisation électrique des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l’hétérostructure de nitrures III-N.

IV.1 Introduction.....	69
------------------------	----

TABLE DES MATIERES

IV.2	Conception des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure de GaN.....	69
	<i>IV.2.1 Structures étudiées.....</i>	69
	<i>IV.2.2 Diagramme énergétique de la bande de conduction.....</i>	70
IV.3	Modèles analytiques des propriétés électriques des Bio-MOS-HEMTs.....	73
	<i>IV.3.1 Modèle analytique de la tension de seuil.....</i>	73
	<i>IV.3.2 Modèle analytique de la densité de charges d'un 2DEG</i>	74
	<i>IV.3.3 Modèles analytiques des performances électriques des HEMTs à base de GaN</i>	79
	<i>a) Modèle analytique des caractéristiques courant-tension</i>	79
	<i>b) Modèle analytique de la transconductance g_m.....</i>	80
	<i>c) Modèle analytique de la conductance de sortie g_d.....</i>	81
	<i>d) Modèle analytique de la charge totale de la grille Q_g.....</i>	81
	<i>e) Modèle analytique des capacités grille-drain C_{gd}.....</i>	81
	<i>IV.3.4 Sensibilité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN.....</i>	82
	<i>IV.3.5 Modèle analytique du potentiel du canal des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN.....</i>	82
IV.4	Conclusion.....	83
	Références du chapitre IV.....	84

Chapitre V

Evaluation de la performance électrique des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium

V.1	Introduction.....	87
V.2	Simulation des biocapteurs MOS-HEMTs par Atlas-TCAD	87
V.3	Logiciel de simulation décrit en langage Matlab	89
	<i>V.3.1. Organigramme du programme de simulation par Matlab</i>	89
V.4	Différents types des virus détectés à base de biocapteurs MOS-HEMTs GaN.....	91

TABLE DES MATIERES

<i>V.4.1</i>	<i>Virus SARS-CoV</i>	91
<i>V.4.2</i>	<i>Virus de la grippe A (H1N1 Influenza A)</i>	91
<i>V.4.3</i>	<i>Virus Zika</i>	91
<i>V.4.4</i>	<i>Virus SARS-CoV-2</i>	91
V.5	Influence de la permittivité du virus et la longueur de grille des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures.....	92
V.6	Conclusion.....	102
	Références du chapitre V.....	103
	Conclusion générale	106
	Liste des publications et communications.....	110





Liste des figures

Liste des figures

Figure I-1 :	<i>Structures cristallines de GaN, (a) würtzite et (b) zinc-blende</i>	7
Figure I-2 :	<i>Diagramme de bandes d'un conducteur, isolant et un semiconducteur.....</i>	8
Figure I-3 :	<i>Bande interdite et paramètre de maille des nitrures d'éléments III, leurs substrats utilisés et les éléments II-VI.....</i>	8
Figure I-4 :	<i>Domaines d'application des nitrures III-N.....</i>	9
Figure I-5 :	<i>Performances du matériau GaN par rapport à ses propriétés.....</i>	10
Figure I-6 :	<i>Variation de la vitesse de dérive des électrons dans l'arséniure de galium et le nitrure de gallium en fonction du champ électrique.....</i>	11
Figure I-7 :	<i>Variation du gap dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire x (Al).....</i>	13
Figure I-8 :	<i>Mobilité des électrons dans $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire x (Al).....</i>	14
Figure I-9 :	<i>Vitesse de saturation des électrons dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$, en fonction de la fraction molaire x (Al), sous l'influence de dopage.....</i>	15
Figure I-10 :	<i>Position des dopants dans le réseau cristallin du GaN, (a) dopage de type p et (b) dopage de type n.....</i>	19
Figure I-11 :	<i>Schéma des polarités du GaN würtzite, (a) polarité gallium et (b) polarité azote</i>	20
Figure I-12 :	<i>Diagramme de bande d'énergie d'un métal et $Al_xGa(In)_{1-x}N$. (a) Avant le contact et (b) après le contact.....</i>	21
Figure I-13 :	<i>Hétérostructure $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$.....</i>	22
Figure I-14 :	<i>Diagrammes des bandes des matériaux $Al_xGa(In)_{1-x}N$ et GaN avant le contact</i>	23
Figure I-15 :	<i>Diagramme des bandes de l'hétérostructure $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$ après le contact.....</i>	23
Figure I-16 :	<i>Polarisation spontanée et piézoélectrique dans l'hétérostructure $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$.....</i>	25
Figure I-17 :	<i>Bande de conduction de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	26
Figure II-1 :	<i>Constitution d'un capteur.....</i>	33
Figure II-2 :	<i>Représentation schématique des biocapteurs.....</i>	37
Figure II-3 :	<i>Familles des biorécepteurs et de transducteurs.....</i>	37
Figure II-4 :	<i>Topologie de la structure des capteurs de pH à base de Si.....</i>	38
Figure II-5 :	<i>Schéma représentatif des capteurs de IgE basé sur les transistors CNT-FETs.....</i>	39
Figure II-6 :	<i>Structure des capteurs JFETs à base de GaAs.....</i>	39
Figure II-7 :	<i>Structure des capteurs de gaz basé sur le ZnO.....</i>	40
Figure II-8 :	<i>Schéma représentatif des capteurs de gaz basés sur la diode Schottky.....</i>	41
Figure II-9 :	<i>Schéma représentatif des capteurs de l'UV basés sur la diode Schottky.....</i>	42

Liste des figures

Figure II-10 :	<i>Schéma représentatif du principe de fonctionnement des capteurs basés sur les transistors à effet de champ SiC-FETs.....</i>	42
Figure II-11 :	<i>Schéma des capteurs de gaz Pt-HEMTs</i>	43
Figure II-12 :	<i>Structure bidimensionnelle des capteurs de pH basés sur les transistors HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$.....</i>	44
Figure II-13 :	<i>Structure des capteurs mécanique envisagé.....</i>	44
Figure III-1 :	<i>Coupe schématique des transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ identifiant les zones critiques qui peuvent subir des dégradations.....</i>	52
Figure III-2 :	<i>Structure physique des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	53
Figure III-3 :	<i>Réseau caractéristique des transistors à effet de champ.....</i>	55
Figure III-4 :	<i>Biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ de l'ADN.....</i>	57
Figure III-5 :	<i>Structure des biocapteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$.....</i>	58
Figure III-6 :	<i>Schéma de la structure des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$.....</i>	59
Figure III-7 :	<i>Structure de biocapteurs HEMTs à base de GaN.....</i>	60
Figure III-8 :	<i>Schéma des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$. La zone de grille revêtue d'Au a été fonctionnalisée avec un anticorps PSA sur de l'acide thioglycolique.....</i>	61
Figure III-9 :	<i>(a) Structure des biocapteurs MOS-HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ avec cavité nano gap sous la grille et (b) vue agrandie de la région de la cavité introduite sous la région de la grille.....</i>	62
Figure III-10 :	<i>Schéma des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$.....</i>	63
Figure IV-1 :	<i>Topologie de la structure des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	70
Figure IV-2 :	<i>Différents topologies de la structure des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure (a) $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et (b) $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$, utiliser pour la détection du virus SARS-CoV-2.....</i>	70
Figure IV-3 :	<i>Profil de la distribution des charges et le diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	71
Figure IV-4 :	<i>Profil de la distribution des charges et diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	72
Figure IV-5 :	<i>Circuit équivalent de la capacité effective des biocapteurs transistors MOS-HEMTs à base de GaN.....</i>	74
Figure IV-6 :	<i>Localisation des éléments du circuit équivalent des transistors MESFETs, applicable à des transistors HEMTs.....</i>	83
Figure V-1 :	<i>Schéma synoptique dans la simulation par Silvaco.....</i>	88
Figure V-2 :	<i>Organigramme général du programme de simulation numérique par Matlab.....</i>	90
Figure V-3 :	<i>Caractéristiques de sortie des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$. (a) Pour différentes valeurs de la permittivité des virus à $V_{gs} = 0 V$ et (b) pour différentes valeurs de V_{gs} à $\epsilon_{virus} = 4$ de SARS-CoV-2.....</i>	93
Figure V-4 :	<i>Influence de la longueur de grille sur les caractéristiques de sortie des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN. (a) et (c) Sans introduction du virus, (b) et (d) avec détection du coronavirus.....</i>	94

Liste des figures

Figure V-5 :	<i>Caractéristiques de transfert des biocapteurs MOS–HEMTs à base de différents types des hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	95
Figure V-6 :	<i>Comparaison de la transconductance des biocapteurs MOS–HEMTs à base de différents types des hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	96
Figure V-7 :	<i>Variation de la conductance de sortie des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN, pour différents types des hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.....</i>	97
Figure V-8 :	<i>Comparaison de la capacité C_{gd} des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN pour différents types des virus, avec $\epsilon_{air} = 1$ comme une permittivité de référence.....</i>	98
Figure V-9 :	<i>Potentiel du canal en fonction de la position le long du canal avec différents types de virus et dans l'air.....</i>	99
Figure V-10 :	<i>(a) Variation de la sensibilité des biocapteurs MOS–HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ pour différents types des virus et (b) comparaison de la sensibilité des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN pour différentes valeurs de la longueur de grille L_g à $\epsilon_{SARS-CoV-2} = 4$.....</i>	100



Liste des tableaux

Liste des tableaux

Tableau I-1 :	<i>Principales propriétés des nitrures III–N à température ambiante (300 K).</i>	7
Tableau I-2 :	<i>Propriétés des différents matériaux semiconducteurs</i>	9
Tableau I-3 :	<i>Les valeurs des constantes a, b, c et d pour différentes valeurs de température</i>	14
Tableau I-4 :	<i>Valeurs des constantes a, b et c pour différentes concentrations du dopage.....</i>	15
Tableau I-5 :	<i>Comparaison des propriétés du gaz 2D entre des deux hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/GaN$ à 300 K</i>	16
Tableau I-6 :	<i>Principales caractéristiques des trois techniques de croissance généralement utilisées pour l'épithaxie de nitrures d'éléments III.....</i>	17
Tableau I-7 :	<i>Caractéristiques des substrats les plus utilisés pour la croissance du GaN</i>	18
Tableau III-1 :	<i>Comparaison entre les constantes diélectriques des plusieurs matériaux isolants diélectriques et leurs utilisations.....</i>	54
Tableau IV-1 :	<i>Valeurs numériques théoriques de polarisation spontanée P_{sp}, coefficients piézoélectriques e_{ij}, constants élastiques c_{ij} et paramètre de réseau α des matériaux binaires InN, GaN et AlN.....</i>	73
Tableau IV-2 :	<i>Constantes obtenus pendant l'intégration de l'équation (IV–38).....</i>	80
Tableau V-1 :	<i>Liste des données des paramètres physiques des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN utilisés dans notre simulation.....</i>	92
Tableau V-2 :	<i>Paramètres physiques et géométriques des biocapteurs MOS–HEMTs à base de différents types des hétérostructures de nitrures utilisés pour notre simulation numérique.....</i>	93
Tableau V-3 :	<i>Valeurs de la permittivité des différents types des virus détectés par les biocapteurs MOS–HEMTs à base de nitrures utilisés pour notre simulation numérique</i>	93
Tableau V-4 :	<i>Résultats de simulation des biocapteurs basés sur les transistors MOS–HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ pour les différentstypes des virus.....</i>	100
Tableau V-5 :	<i>Résultats des caractéristiques électriques des biocapteurs MOS–HEMTs à base de deux différents types des hétérostructures de nitrures.....</i>	101



Introduction générale

Introduction générale

Depuis le début de l'année 2019, la cinétique de l'épidémie de SARS-CoV-2 (Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2) a bouleversé l'organisation des systèmes de soin à l'échelle mondiale. La maladie de coronavirus (Covid-19) a provoqué l'une des plus grandes épidémies mondiales de ces dernières années. Sa propagation n'a pu être contenue malgré la mise en œuvre d'efforts combinés au niveau mondial pour empêcher sa transmission interhumaine. Le test recommandé pour le diagnostic de l'infection par le SARS-CoV-2 implique la détection par une méthode de biologie moléculaire (Reverse Transcription-Polymérase Chain Réaction ou RT-PCR) dans les prélèvements respiratoires. La durée de positivité de la RT-PCR pouvait s'étendre jusqu'à 25 jours après l'apparition des premiers symptômes et dépassait 20 jours chez 7/21 patients rapportés dans une étude chinoise.

Dans le domaine des nanotechnologies, les récents progrès ont ouvert de nouvelles voies pour la structuration et la fabrication des composants de taille nanométriques. La somme des connaissances accumulées depuis plus de 20 ans dans le domaine des nanotechnologies couplées à la convergence des disciplines de la chimie, de la biologie et de la physique ouvrent à l'avenir la voie de nouvelles applications en particulier dans le domaine de la biodétection. Les propriétés spécifiques de la biodétection sont: haute sensibilité, capacité d'intégration et rapidité.

Au cours des 10 dernières années, le développement des capteurs à base des transistors à effet de champ (FETs) a connu un développement remarquable, pour améliorer la sensibilité, la sélectivité et la stabilité des capteurs. La principale raison est la multitude d'applications potentielles dans l'industrie chimique, le diagnostic médical, l'industrie agroalimentaire, la vie quotidienne,....

Plus particulièrement, pour le secteur biomédical, les capteurs biologiques (biocapteurs) génèrent des attentions et des investissements considérables, car ils sont caractérisés par : leur compacité, leur simple conception technologique, un faible coût, en plus d'une petite taille et d'une faible consommation d'énergie permettant leur utilisation dans ce domaine. Ces capteurs sont associés à des temps de réponse aussi brefs que possible, qui les rendent aptes dans une utilisation en temps réel.

Dans nos travaux de recherche nous nous intéressons aux biocapteurs basé sur les transistors à haute mobilité électronique (HEMTs) à base de nitrures d'éléments III ont attirés une attention considérable pour les applications biologiques et biomédicales en raison de leur stabilité chimique

Introduction générale

et de leur grande mobilité d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ qui forme le canal des transistors HEMTs.

Rappelons que le fonctionnement des transistors à HEMTs fabriqués était l'isolation insuffisante du contact de grille. Pour améliorer les caractéristiques de contact Schottky de grille; une couche isolante est nécessaire pour réduire la densité des pièges des interfaces métal-isolant-semiconducteur sont très faibles (MOS–HEMTs) sont essentiels et permet de réduire le courant de fuite de grille pour les applications spécifiques. Tous ces avantages sont réunis pour rendre des biocapteurs largement utilisables dans le domaine biologique et médical.

Le nitrure de gallium (GaN) est considéré comme l'une des meilleures solutions pour les capteurs biologique réducteurs et oxydants. Le potentiel des hétérostructures de GaN a déjà été largement prouvé pour la détection de nombreux biomolécules tels que les protéines, l'ADN, les virus,...

Du fait de sa biocompatibilité et de son point isoélectrique élevé, le nitrure de gallium est très prometteur pour la réalisation des dispositifs biocompatibles à des fins médicales. En effet, combiner cette biocompatibilité avec la possibilité de former un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ ouvre la voie à la conception des nouveaux capteurs biocompatibles très performants. Sur la base de structure des transistors à haute mobilité électronique (HEMTs), l'équilibre entre les états donneurs, 2DEG et les états de surface est utilisé pour fabriquer des capteurs très sensibles. Cette approche présente trois principaux avantages: une sensibilité élevée, une conversion très efficace de la détection en signal électrique.

Le travail dans cette thèse a été fait avec l'utilisation du langage Matlab pour la simulation des expressions des modèles analytiques électriques développés au cours de ce travail et le simulateur Atlas–TCAD pour la validation des résultats de simulation obtenus. Le simulateur Atlas–TCAD développé par la société américaine Silvaco qui permet de concevoir, modéliser et simuler les performances des dispositifs à semiconducteurs, avant la fabrication des prototypes d'essais. Il est très utile dans les projets de recherche-développement, car il optimise le temps des essais et par conséquent réduit le coût de conception et de fabrication des dispositifs électroniques et optoélectroniques.

Globalement, l'objectif principal de ce travail de thèse est de faire une étude et simulation des caractéristiques électriques des biocapteurs basés sur les transistors à effet de champ à haute mobilité électronique et à grille isolée (MOS–HEMTs) à base de matériaux d'éléments III–N. Une étude par modélisation et simulation du fonctionnement des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN et son influence sur la sensibilité de ce type des transistors pour la détection des virus

Introduction générale

(SARS-CoV, Virus H1N1 Influenza A, zika et SARS-CoV-2). Une étude comparative des performances électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de deux différents types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ pour la détection du virus SARS-CoV-2, ce qui nécessite une optimisation des différents paramètres, avec l'utilisation Matlab et Atlas-TCAD basé sur la modélisation 2D pour analyser l'influence des paramètres technologiques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de hétérostructure GaN sur le fonctionnement en contact avec SARS-CoV-2.

Cette thèse sera développée en cinq chapitres principaux:

Le premier chapitre présente un aperçu sur les propriétés physiques des nitrures d'éléments III et leurs hétérostructures en vue de leurs utilisations dans la réalisation des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures et les différentes techniques d'épitaxie et les choix d'un substrat utilisés pour la fabrication des dispositifs.

Le second chapitre sera concerné à la présentation de l'état de l'art sur les capteurs à base de matériaux semiconducteurs avec différents systèmes de détection au moyen d'une étude bibliographique.

Le troisième chapitre expose la théorie sur le principe de fonctionnement des capteurs chimiques et biologiques à base des nitrures, qui peuvent être utilisés pour la détection des biomolécules chimiques, des protéines, d'ADN, des cancers et des virus, etc....

Le quatrième chapitre, nous développerons les modèles analytiques des caractéristiques électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures de nitrures.

Le cinquième chapitre regroupe les résultats de simulation des modèles analytiques et celles extraits par le simulateur Atlas-TCAD; il expose l'étude des performances des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN et les performances des biocapteurs MOS-HEMTs pour deux types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ par l'analyse de l'influence de la permittivité du type de virus et la longueur de grille des transistors MOS-HEMTs.

Enfin, une conclusion générale résume l'essentiel des différents résultats obtenus au cours de notre étude et quelques perspectives éventuelles à la continuation de nos travaux de recherches.

Chapitre I

Propriétés des nitrures d'éléments III

I.1 Introduction

Ce chapitre présente les différentes propriétés physiques des nitrures d'éléments III. L'intérêt de ces matériaux réside dans leurs propriétés comme (une large bande interdite (gap), une haute mobilité électronique, forts champs électriques, une haute tension de claquage, et une extrême dureté) [1], pour les applications électroniques de puissances et optoélectroniques associées [2]. Nous allons étudier les propriétés structurales et électriques des composés binaires (InN, GaN et AlN), ainsi que leurs ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ et $Al_xIn_{1-x}N$ de nitrures.

A la fin de ce chapitre nous allons présenter les différents techniques d'épitaxie, les choix d'un substrat utilisés pour les nitrures, ainsi que le dopage de ces matériaux comme les polarités de faces gallium et azote croissantes. De plus, nous allons étudier les propriétés des hétérostructures de type $Al_xGa_{1-x}N/GaN$, $Al_xIn_{1-x}N/GaN$, $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.

I.2 Propriétés des nitrures III–N

I.2.1 Propriétés structurales des composés binaires InN, GaN et AlN

L'étude des propriétés des nitrures III–N est au cœur de ce travail de thèse. Nous nous intéressons principalement sur les matériaux nitrures (InN, GaN et AlN).

a) Nitrure d'indium : InN

Le nitrure d'indium (InN) est un semi-conducteur III-N, constitué d'azote (N) et d'indium (In). Le InN est un matériau binaire à gap direct, il existe sous deux formes cristallines tel que la forme α , stable qui a une structure cristalline de type wurtzite (phase hexagonale) et la forme β , métastable qui a une structure cristalline de type blende (phase cubique) [3].

b) Nitrure de gallium : GaN

Le nitrure de gallium (GaN) est un semiconducteur composé binaire à gap direct [4], se présente sous deux formes cristallines la structure würtzite (phase hexagonale) et la structure zinc-blende (phase cubique) [5], comme le montre la figure (I–1). L'instabilité de la structure zinc-blende est rédhibitoire pour la fabrication de composants électroniques.

La structure cristalline du GaN utilisée dans nos travaux est de type würtzite (la phase hexagonale) qui est la plus stable en thermodynamique, obtenue naturellement lors de la croissance des couches de nitrures, elle est composée de deux sous réseaux hexagonaux superposés, un pour chaque atome du composé binaire. L'un de ces réseaux est décalé par rapport à l'autre par une translation selon l'axe c du cristal de 62% de la maille élémentaire [6].

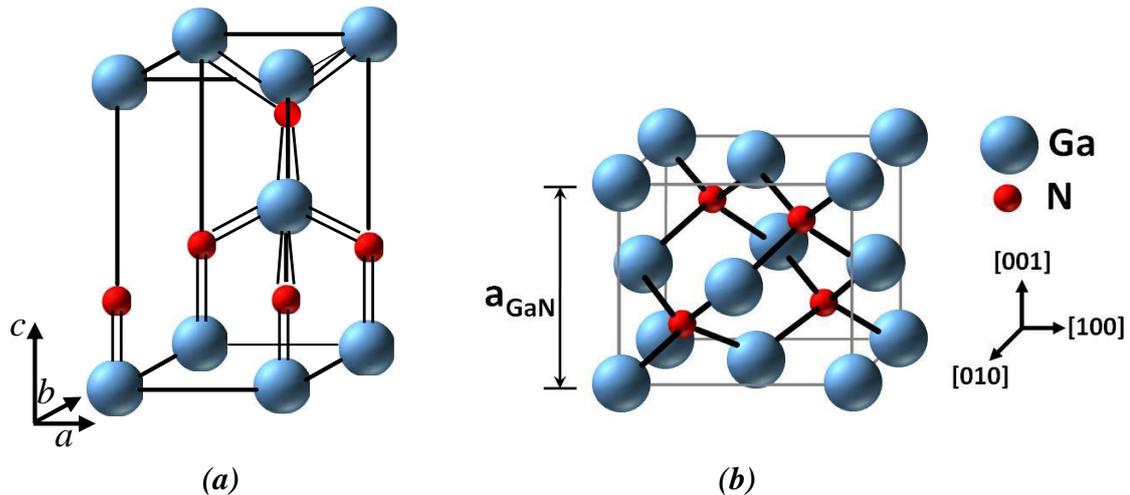


Figure I-1: Structures cristallines de GaN, (a) wurtzite et (b) zinc-blende [7].

c) Nitrure d'aluminium : AlN

Le nitrure d'aluminium (AlN) en phase hexagonale a un gap direct de l'ordre de 6.28 eV. Il est caractérisé par une large bande interdite, une stabilité thermique élevée avec des bonnes propriétés chimiques [8]. Le nitrure d'aluminium (AlN) est principalement utilisé comme une couche de nucléation dans les hétérostructures où il assure une bonne nucléation de la croissance et dans les alliages où il assure un ajustement du gap [4]. Les structures de bandes de ces matériaux, se ressemblent qualitativement, la seule différence réside dans les valeurs des gaps d'énergies directs en Γ et indirect est de l'ordre de 5.10 eV au minimum de point X dans la phase cubique [9], voir le tableau (I-1).

Tableau I-1: Principales propriétés des nitrures III-N à température ambiante (300 K). [10]

Matériaux	E_{int} (mV/nm)	P_{sp} (C/m ²)	c (Å)	a (Å)
InN	280	-0,032	5,703	3,538
GaN	370	-0,029	5,185	3,189
AlN	1000	-0,081	4,982	3,112

1.2.2 Propriétés électroniques

Les propriétés électroniques du solide dépendent de la répartition des électrons dans deux bandes (bande de valence E_v et bande de conduction E_c), ainsi que de la valeur du gap: dans le cas des isolants, les deux bandes sont séparées par un gap important. Pour les conducteurs, il y'a un chevauchement entre les deux bandes. Les semiconducteurs possèdent quant à eux un gap suffisamment faible pour que des électrons aient une probabilité non négligeable de le franchir si

on leur transfère une énergie minimale, par exemple par absorption de photons ou par élévation de la température. La figure (I-2) montre la structure de bandes dans ces matériaux.

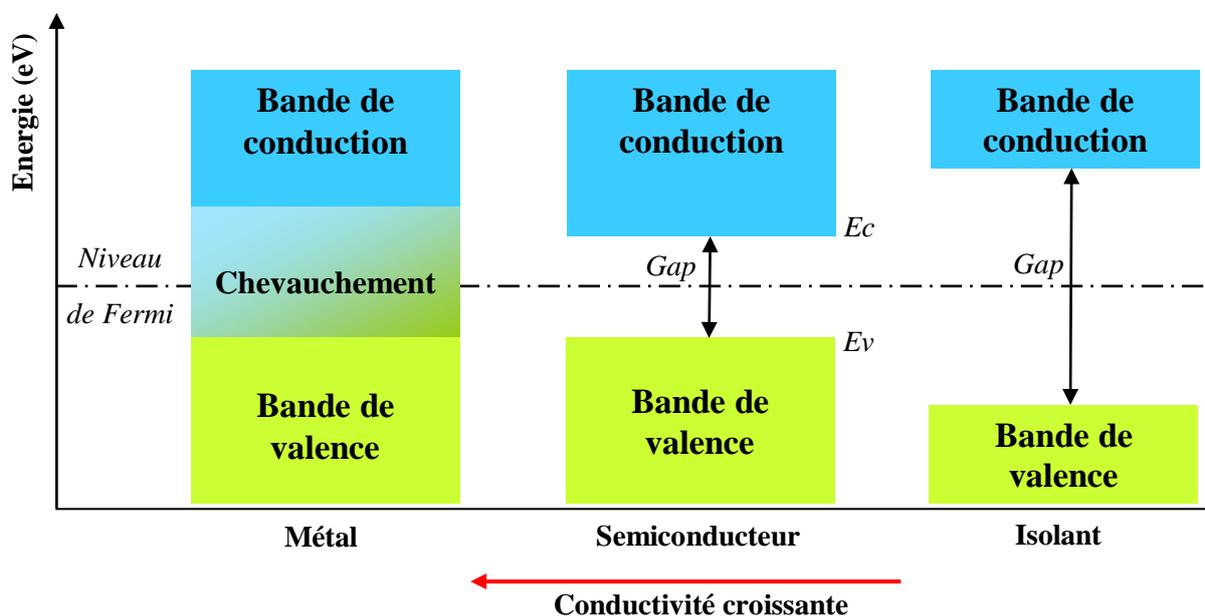


Figure I-2: Diagramme de bandes d'un conducteur, isolant et un semiconducteur [11].

1.2.3 Propriétés électriques

a) Bande interdite (gap)

Par définition, la bande interdite représente l'énergie nécessaire à un électron pour passer de la bande de valence à la bande de conduction. Comme nous pouvons le constater au travers de la figure (I-3).

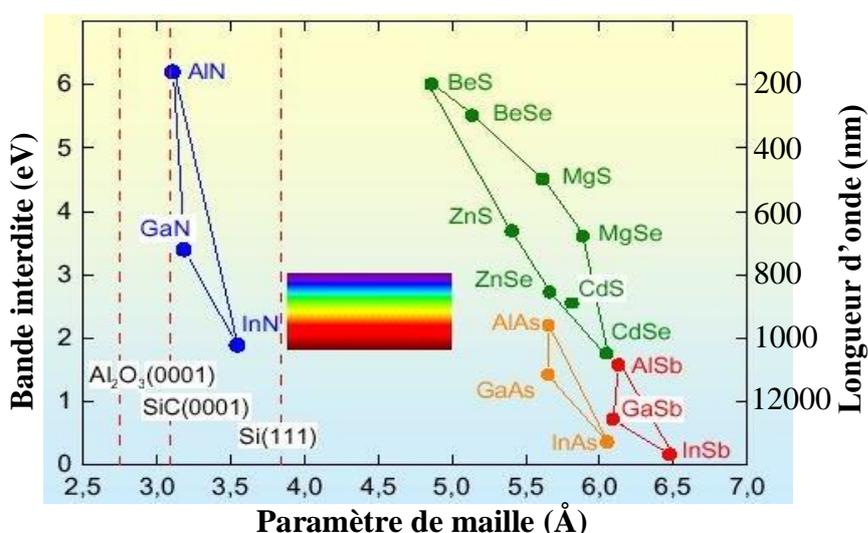


Figure I-3: Bande interdite et paramètre de maille des nitrures d'éléments III, leurs substrats utilisés et les éléments II-VI [12].

Chapitre I : Propriétés des nitrures d'éléments III

Les matériaux III-N sont considérés comme des matériaux à grand gap pour des valeurs comprises entre 1.9 et 6.2 eV [13], tel que le GaN possède la plus large bande interdite (3.4 eV) [14]. Les propriétés des différents matériaux semiconducteurs à faible et à grand gap sont regroupées dans le tableau (I-2) ci-dessous.

Tableau I-2: Propriétés des différents matériaux semiconducteurs [14].

	Matériaux à faible gap			Matériaux à grand gap			
	Si	GaAs	InP	InN	GaN	AlN	SiC
Bande interdite (eV)	1.1	1.4	1.3	0.7~1.9	3.4	6.2	3.2
Mobilité électronique (cm ² /Vs)	1500	8500	5400	2700	990	1350	650
Champ de claquage (MV/cm)	0.3	0.4	0.5	1.2	3.3	8.4	3.5
Vitesse de saturation (10 ⁷ cm/s)	1	1	1	4.2	2.5	2.1	2.0
Conductivité thermique (W/cm.K)	1.5	0.5	0.7	0.45	1.3	2	4.5
Permittivité relative (ϵ_r)	11.8	11.5	12.5	15.3	9.5	9.14	10

La figure (I-4) est un récapitulatif visuel des domaines d'application pour différentes technologies.

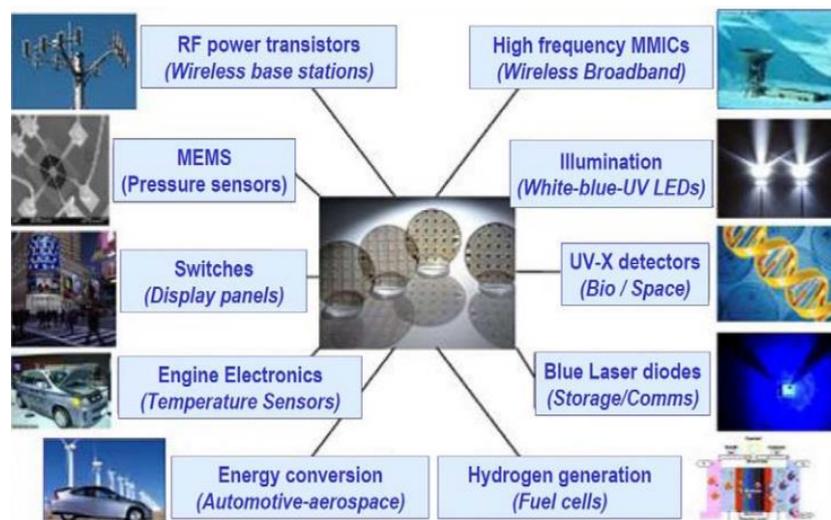


Figure I-4: Domaines d'application des nitrures III-N [15].

La figure (I-5) présente la relation entre les propriétés du nitrure de gallium (GaN) et les performances du composant de chaque propriété.

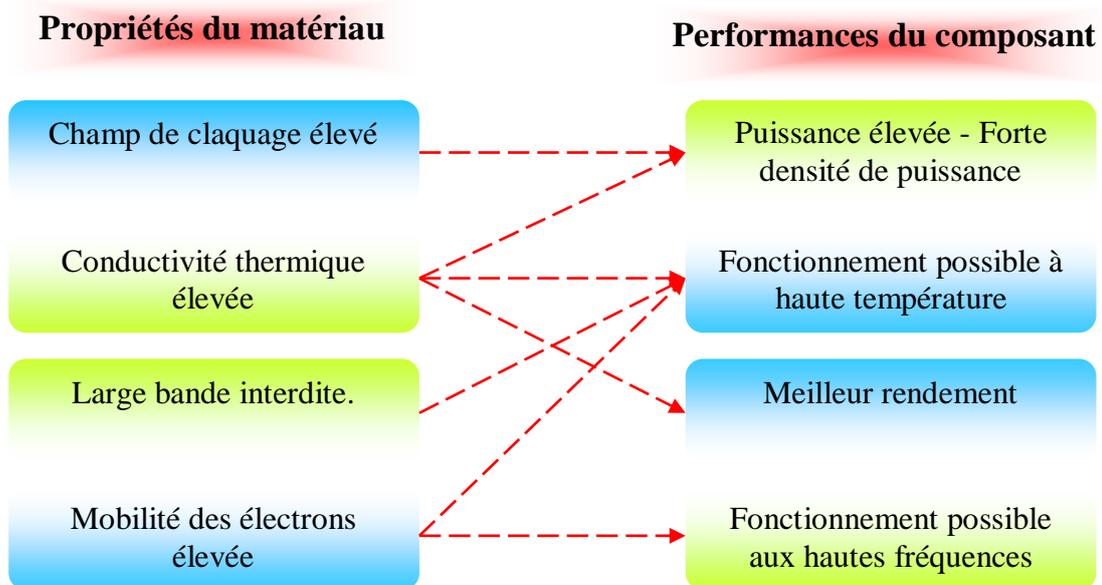


Figure I-5: Performances du matériau GaN par rapport à ses propriétés [12].

b) Mobilité des porteurs

La mobilité des porteurs de charges est par définition une grandeur positive (μ). Elle mesure l'aptitude des porteurs à se déplacer dans le réseau cristallin. Elle est d'autant plus grande que le cristal est pur et que la masse effective des porteurs est faible [4].

$$\mu = \frac{q\tau}{m^*} . \tag{I-1}$$

Où τ est le temps de relaxation et m^* la masse effective des porteurs.

A l'état d'équilibre thermodynamique et en l'absence d'une excitation extérieure, les électrons se déplacent de manière aléatoire dans le cristal sous l'effet de l'agitation thermique. En revanche, l'application d'un champ électrique externe entraîne les porteurs de charges libres avec une énergie suffisante pour que la vitesse des porteurs reste proportionnelle au champ appliqué. Ainsi, en présence d'un champ électrique externe, les porteurs se déplacent sans interaction avec le réseau cristallin pendant un temps correspondant au libre parcours moyen.

c) Champ de claquage

On définit un paramètre important dans le fonctionnement des composants électronique, à savoir le champ de claquage (Breakdown) ou champ critique (E_c). Ce paramètre est la valeur du champ ou de la tension maximum que peut supporter le matériau [16].

Les largeurs des bandes interdites des matériaux binaires GaN et AlN qui sont respectivement de 3.4 et 6.2 eV entraînent des champs électriques critiques de 3.3 MV/cm pour le nitrure de gallium et de 11 MV/cm pour le nitrure l'aluminium. La valeur du champ de claquage est directement liée à la largeur de bande interdite par la fonction suivante [13]:

$$E_c = (E_g)^{3/2} . \quad (I-2)$$

Le champ critique s'élève donc pour des énergies de bandes interdites élevées, mais aussi décroît lorsque la température augmente. Cela permet aux dispositifs à base de nitrure de gallium de supporter des tensions de polarisation importantes, ce qui les rendent donc d'excellents choix pour les applications à hautes puissances [7].

d) Vitesse des porteurs

Lorsqu'un champ électrique est appliqué à un semiconducteur les porteurs de charges libres sont entraînés avec une vitesse v qui est proportionnelle au champ électrique, lorsque celui-ci est faible. Quand le champ augmente la vitesse v atteint un niveau de saturation. Cette saturation est due aux interactions des porteurs avec le réseau, ce qui entraîne une diminution de leur mobilité. La vitesse est donnée par la relation suivante :

$$\vec{v} = \pm \mu(E) \vec{E} . \quad (I-3)$$

À faible champ électrique :

$$\vec{v} = \pm \mu_0 \vec{E} . \quad (I-4)$$

Avec : $\mu_0 = \frac{q\tau}{m^*} .$

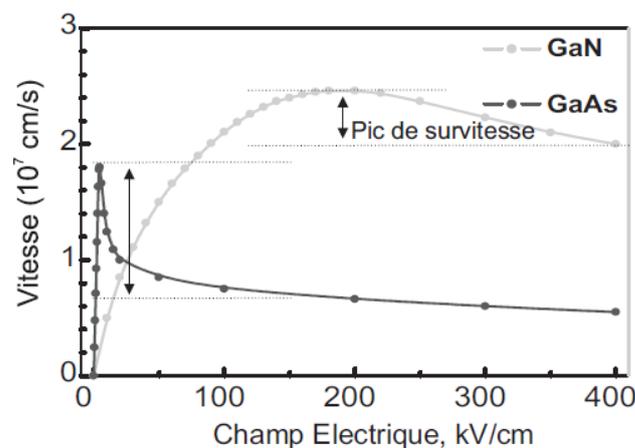


Figure I-6: Variation de la vitesse de dérive des électrons dans l'arséniure de gallium et le nitrure de gallium en fonction du champ électrique [17].

La loi de variation de la mobilité par rapport au champ électrique varie en fonction des matériaux, et il en est donc de même pour la vitesse des porteurs.

Les matériaux III–V possèdent un pic de survitesse. Celui-ci intervient pour des valeurs différentes du champ électrique selon l'alliage. Ces différences sont illustrées sur la figure (I–6). Pour l'arséniure de gallium il apparaît pour un champ de 5 kV/cm et pour 200 kV/cm pour le nitrure de gallium [17].

e) Densité de porteurs des charges intrinsèques

Un semiconducteur intrinsèque n'est jamais dégénéré de sorte que le produit « $p.n$ », où p et n représentent respectivement la densité des trous dans la bande de valence et la densité des électrons dans la bande de conduction. n_i est la densité de porteurs intrinsèque, c'est une caractéristique du semiconducteur à une température donnée. Il en résulte que la densité de porteurs intrinsèque s'écrit [18]:

$$n_i^2 = AT^3 e^{-\frac{E_g(0)}{K.T}}. \quad (\text{I-5})$$

Où A est une constante indépendante de la température, mais qui dépend de la nature du matériau, $E_g(0)$ est la valeur de la bande interdite à 0 K, K est la constante de Boltzmann (1.38×10^{-23} J/K). La valeur de n_i^2 est une fonction exponentielle de la température, donc la valeur de T^3 peut être négligée devant le facteur de $e^{-\frac{E_g(0)}{K.T}}$. Ainsi, les matériaux à grand gap ayant une faible valeur de n_i pour des valeurs de température très grandes. Ce qui les rendent un excellent choix pour les applications à hautes températures [19].

I.3 Propriétés des matériaux semiconducteurs ternaires $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$

I.3.1 Nitrure d'aluminium–gallium ($\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$)

Le nitrure d'aluminium–gallium $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ est un alliage de deux composés binaires GaN et AlN. Les deux matériaux ont la même structure cristalline. Le composé ternaire $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ a reçu le plus d'attention des composés ternaires de la famille des matériaux III–N, en raison de son potentiel d'application en hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$.

a) Paramètres de maille du matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$

En première approximation, les paramètres de maille du matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ peuvent se déduire des paramètres des matériaux binaires GaN et AlN par interpolation linéaire utilisant la loi de Vegard qui s'écrit sous la forme (I-6) [20].

$$a_{Al_xGa_{1-x}N} = x a_{AlN} + (1-x) a_{GaN}. \quad (I-6)$$

b) Variation de la bande interdite en fonction de la fraction molaire x (Al)

L'alliage $Al_xGa_{1-x}N$ est un semiconducteur à gap direct quel que soit le taux d'aluminium. Par contre, la variation de la largeur de bande interdite de l'alliage $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de x n'est pas tout à fait linéaire.

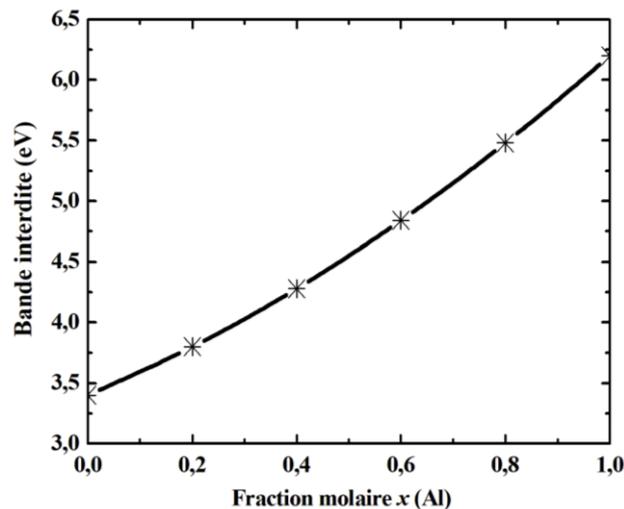


Figure I-7: Variation du gap dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire x (Al) [21].

Cette étude a été réalisée par Yoshida [21], il a signalé la variation du gap en fonction de la fraction molaire x (Al) sur toute la gamme d'alliage, comme illustre la figure (I-7). Ce gap augmente avec l'augmentation de la fraction molaire d'aluminium selon une variation donnée par la relation suivante:

$$E_g^{Al_xGa_{1-x}N} = x E_g^{AlN} + (1-x) E_g^{GaN} - x(1-x). \quad (I-7)$$

c) *Variation de la mobilité des électrons en fonction de la fraction molaire x (Al)*

Sous condition faible champ, en augmentant la fraction molaire x (Al), la mobilité chute, comme illustre la figure (I-8). Cela est dû en partie à la masse effective qui est plus grande dans la vallée centrale dans AlN, comparée au GaN. De plus, quand la fraction molaire x augmente, la dispersion des phonons acoustiques augmente pendant que la dispersion des phonons optiques polaires décroît. La dispersion des impuretés ionisées reste le troisième processus compétitif [22]. À faible champ, la courbe décrivant la mobilité des électrons dans l'alliage $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ est approchée par l'équation (I-9), voir le tableau (I-3).

$$\mu(x) = a + bx + cx^2 + dx^3. \quad (\text{I-8})$$

Où a, b, c et d sont des constantes dépendent de la température.

Tableau I-3: Les valeurs des constantes a, b, c et d pour différentes valeurs de température [22].

$\mu(x)$ (cm/Vs)				
T	$\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$			
	A	b	c	d
100 K	1787.9	-1925.6	1071.4	-520.8
300 K	1157.9	-1329.6	-283.7	671.3
400 K	815.6	-1331.6	427.6	298.4

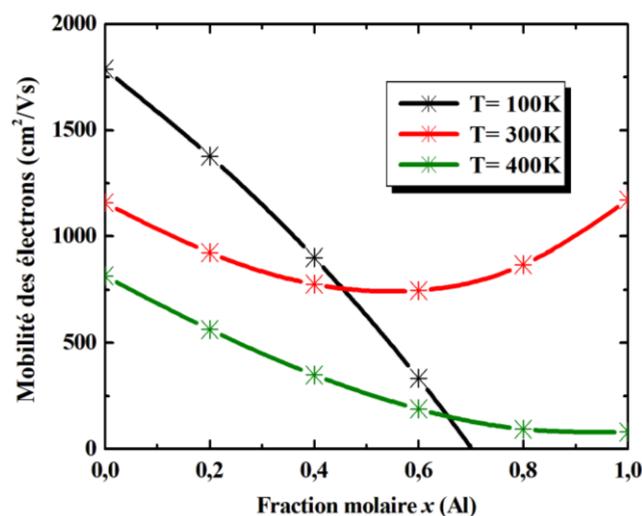


Figure I-8: Mobilité des électrons dans $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ en fonction de la fraction molaire x (Al) [23].

d) *Vitesse de saturation dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire x (Al)*

La vitesse de saturation des électrons dans l'alliage ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ est donnée par le tableau (I-4) simulée par logiciel Matlab, selon l'équation (I-9).

$$v(x) = a + bx + cx^2 . \tag{I-9}$$

Où a , b et c sont des constantes dépendent du dopage [7].

Tableau I-4: Valeurs des constantes a , b et c pour différentes concentrations du dopage [22].

$v(x)$ (10^7 cm/s)			
Dopage (N_d)	$Al_xGa_{1-x}N$		
	a	b	c
10^{17} (cm^{-3})	1.3425	0.574	- 0.3215
10^{18} (cm^{-3})	1.3045	0.646	- 0.3545
10^{19} (cm^{-3})	1.290	0.6708	- 0.3632

Avec l'augmentation de la fraction molaire d'aluminium, la vitesse de saturation augmente indépendamment de la température. Elle montre une faible dépendance sur la concentration de dopage, voir la figure (I-9).

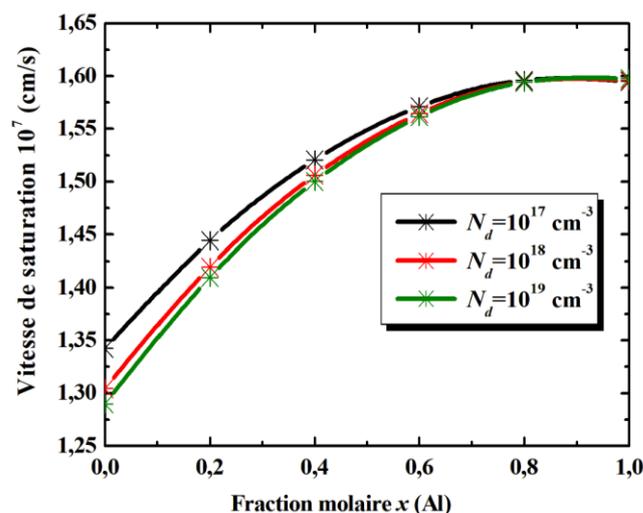


Figure I-9 : Vitesse de saturation des électrons dans le matériau ternaire $Al_xGa_{1-x}N$, en fonction de la fraction molaire x (Al), sous l'influence de dopage [7].

e) Variation de la permittivité en fonction de la fraction molaire x (Al)

La permittivité de la composée ternaire $Al_xGa_{1-x}N$ en fonction de la fraction molaire est déterminée par l'interpolation linéaire selon la loi de Vegard est donnée par [24] :

$$\varepsilon_{Al_xGa_{1-x}N} = -0.5x + 9.5 . \tag{I-10}$$

I.3.2 Propriétés du composé ternaire $Al_xIn_{1-x}N$

Le nitrure d'indium-aluminium $Al_xIn_{1-x}N$ a un gap plus élevé que $Al_xGa_{1-x}N$ pour les applications de haute puissance hyperfréquence et haute température, grâce à des valeurs élevées de la discontinuité de bande de la conduction, une forte polarisation spontanée et une forte densité des porteurs à l'interface de l'hétérojonction $Al_xIn_{1-x}N/GaN$, comme on peut le voir dans le tableau (I-5). Un autre point particulièrement attractif de haute qualité d'interface entre $Al_xIn_{1-x}N$ et GaN à faible désaccord de maille lorsque le taux d'aluminium est de 83% à cause de l'absence des contraintes et la stabilité thermique [25]. De plus, ce type de l'hétérojonction $Al_{0.81}In_{0.19}N/GaN$ fournit une discontinuité de bande de la conduction de 1.31 eV au lieu de 0.37 eV pour l'hétérojonction $Al_{0.25}Ga_{0.75}N/GaN$.

Tableau I-5: Comparaison des propriétés du gaz 2D entre des deux hétérostructures $AlGaN/GaN$ et $AlInN/GaN$ à 300 K [25, 26].

Propriétés du gaz d'électrons 2D	$Al_xGa_{1-x}N/GaN$	$In_xAl_{1-x}N/GaN$
Polarisation spontanée (C/cm ²)	2.62×10^{13}	4.54×10^{13}
Discontinuité des bandes ΔE_c (eV)	0.37	1.31
Densité de charge superficielle n_s (cm ⁻²)	1×10^{13}	2.6×10^{13}
Mobilité des électrons μ (cm ² /V.s)	1500	1170
R_{\square} résistance carrée	300-500	210

I.4 Propriétés des couches épitaxiales

I.4.1 Techniques de croissance des couches épitaxiales

Avant les étapes de réalisation des composants, il faut déposer les différentes couches de matériau à partir du substrat: c'est l'épitaxie [27].

Le fort désaccord de mailles entre le substrat et la couche épitaxiale crée des contraintes qui sont à l'origine des dislocations importantes. La croissance des nitrures d'éléments III est réalisable grâce à trois principales techniques : l'Épitaxie par Jets Moléculaires (EJM ou MBE en anglais) (source ammoniac ou plasma N₂), l'Épitaxie en Phase Vapeur aux Organo-Métalliques (EPVOM ou MOVPE/MOCVD en anglais) ou encore l'Épitaxie en Phase Vapeur aux Halogénures (EPVH ou HVPE en anglais). Le tableau (I-6) synthétise les principales caractéristiques des ces

techniques. Si la plupart des structures à base de GaN sont peu épaisses ($<5 \mu\text{m}$) et réalisées par EPVOM ou EJM, la fabrication de substrats autosupportés de GaN et AlN est obtenue par HVPE, c'est une technique de croissance qui permet obtenir des couches épaisses (de $100 \mu\text{m}$ à quelques mm) d'excellente qualité électronique et structurale avec des vitesses de croissance très élevées ($\sim 100 \mu\text{m/h}$) [10].

Tableau I-6: Principales caractéristiques des trois techniques de croissance généralement utilisées pour l'épitaxie de nitrures d'éléments III [10].

Epitaxie	EPVH	EPVOM	EJM
Pression dans le réacteur	$3,7 \cdot 10^{-4}$ – $7,5 \cdot 10^{-4}$ Torr	20–500 Torr	10^{-5} – 10^{-11} Torr
Température du substrat	900–1100°C	500–1200 °C	500–900 °C
Vitesse de croissance	10–100 $\mu\text{m/h}$	0,2 – 5 $\mu\text{m/h}$	0,1–1 $\mu\text{m/h}$
Précurseurs	HCl, NH ₃ , bain métallique (Ga, Al)	NH ₃ , Triméthyl-Ga, -Al, -In Triéthyl-Ga	NH ₃ , N ₂ , sources solides métallique (Ga, Al, In).
Remarques	<ul style="list-style-type: none"> <input checked="" type="checkbox"/> Couches épaisses de substrats <input checked="" type="checkbox"/> GaN autosupportés. <input checked="" type="checkbox"/> Production industrielle. 	<ul style="list-style-type: none"> <input checked="" type="checkbox"/> Croissance rapide. <input checked="" type="checkbox"/> Plateau multi-substrats et substrats grande dimension. <input checked="" type="checkbox"/> Production industrielle. 	<ul style="list-style-type: none"> <input checked="" type="checkbox"/> Contrôle des épaisseurs, des compositions et maîtrise des interfaces. <input checked="" type="checkbox"/> Contrôle in situ de la croissance (RHEED). <input checked="" type="checkbox"/> Phase de développement.

1.4.2 Choix d'un substrat

Le choix d'un substrat est un des paramètres essentiels à la réalisation de bonnes couches cristallines [28]. Le problème rencontré pour l'épitaxie du nitrure de gallium est qu'il n'existe pas de substrat en accord de maille. Les substrats les plus utilisés à l'heure actuelle sont le silicium (Si), le saphir (Al₂O₃) et le carbure de silicium (SiC) [5]. Leurs caractéristiques relatives à l'épitaxie sont reportées dans le tableau (I-7).

a) Silicium (Si)

Le silicium présente un attrait important par son prix et sa bonne conductivité thermique qui en font un candidat de choix pour les composants de puissance. De plus, la croissance de GaN sur silicium pourrait permettre l'intégration de dispositifs à base de nitrures d'éléments III avec des

nombreuses technologies de la filière silicium. Cependant, le silicium présente un fort désaccord paramétrique et une différence de coefficient de dilatation thermique importante avec le GaN [29].

b) Saphir (Al_2O_3)

Ce substrat est aujourd'hui le plus couramment utilisé. Si sa transparence en fait un substrat de choix pour l'optoélectronique, sa faible conductivité thermique (voir le tableau (I-7)) limite la réalisation des dispositifs de puissance. Le désaccord paramétrique et la différence des coefficients de dilatation thermique entre le GaN et le saphir induisent une compression importante des couches épitaxiales et donc une courbure importante du substrat [29].

c) Carbure de silicium (SiC)

Ce substrat SiC présente une très bonne conductivité thermique et électrique, ce qui en fait un substrat de choix pour la réalisation des dispositifs de puissance. De plus, le SiC a un paramètre de maille relativement proche de celui du GaN comparé au saphir et au silicium. Néanmoins, son prix reste prohibitif et son coefficient de dilatation thermique plus faible que celui du GaN [29].

Tableau I-7: Caractéristiques des substrats les plus utilisés pour la croissance du GaN [30].

		Si	Al_2O_3	SiC
Paramètres de maille (Å)		$a= 5.4301$	$a= 4.758$ $c=12.99$	$a=3.08$ $c=15.12$
	Conductivité thermique (W/cmK)	1.5	0.5	4.9
Coefficients de dilatation thermique	$\Delta a/a$ ($10^{-1}/K$)	3.59	7.5	4.2
	$\Delta c/c$ ($10^{-1}/K$)	3.59	8.5	4.68

I.5 Dopage et polarités des nitrures

I.5.1 Différents types de dopage

Le dopage est une technique qui permet d'augmenter la quantité des trous ou des électrons d'un matériau en substituant une très faible quantité de ses atomes par des atomes d'une autre nature. Si on ajoute des atomes possédant un ou plusieurs électrons de moins (un ou plusieurs trous de plus), on parle de dopage de type *p*. Dans ce cas, on favorise la conduction du courant par les trous. Inversement, si on ajoute des atomes ayant un ou plusieurs électrons de plus, on parle de dopage de type *n*. Dans ce cas, la conduction électrique se fera principalement par les électrons [31].

a) Dopage de type n

Le dopage de type *n* est réalisé avec le silicium qui donne un niveau donneur peu profond dont l'énergie d'ionisation est de l'ordre de 60 meV. Les doses d'implantation peuvent atteindre 10^{19} cm^{-2} [32].

b) Dopage de type p

Le dopage de type *p* est plus problématique dans les semiconducteurs à grand gap car les énergies d'ionisation des accepteurs sont toujours relativement élevées. Ceci limite le nombre d'accepteurs ionisés, et par suite le nombre des trous. Le magnésium est l'accepteur le moins profond avec une énergie d'ionisation comprise entre 150 et 170 meV qui limitent passablement le taux d'ionisation des accepteurs à température ambiante [32]. Les deux types de dopage *n* et *p* sont illustrés sur la figure (I-10).

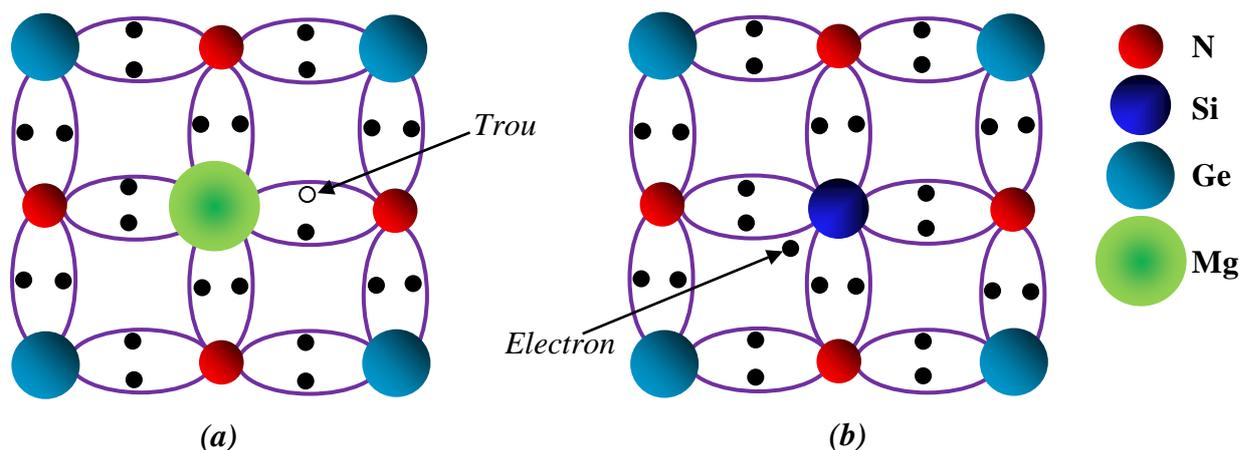


Figure I-10: Position des dopants dans le réseau cristallin du GaN, (a) dopage de type p et (b) dopage de type n [7].

1.5.2 Polarités de face gallium et azote

Dans la structure würtzite, comme les directions $[0001]$ et $[000\bar{1}]$ ne sont pas équivalentes, on définit une polarité métal et une polarité azote pour différencier les deux orientations. Par convention l'axe $[0001]$ est orienté du métal vers l'azote. À la figure (I-11) nous avons schématisé les deux situations : les structures faites selon l'orientation $[0001]$ sont dites à polarité métal (Ga) et celles faites selon $[000\bar{1}]$ à polarité azote. La polarité d'une couche ne nous

renseigne pas sur la nature des atomes en surface, c'est la minimisation de l'énergie de surface qui contrôle ce paramètre (très dépendant des reconstructions de surface) [33].

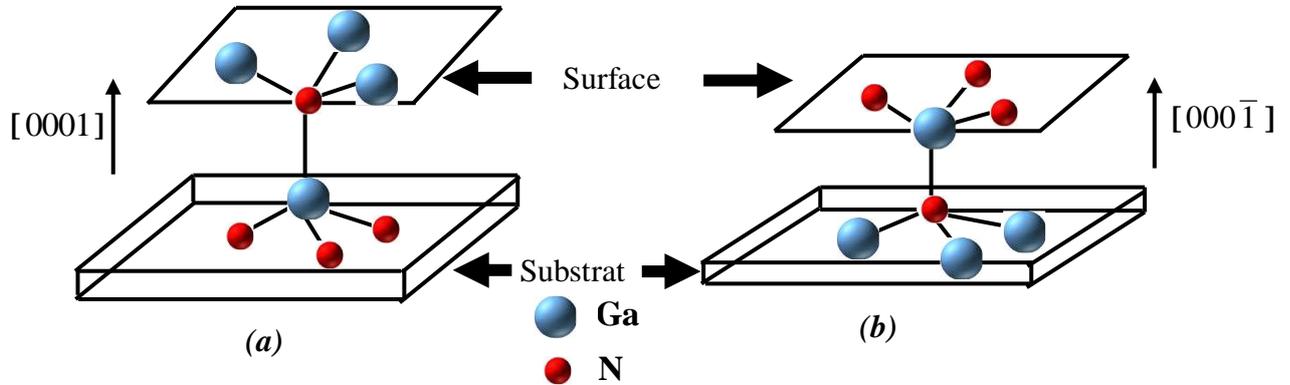


Figure I-11: Schéma des polarités du GaN würtzite, (a) polarité gallium et (b) polarité azote [12].

I.6 Propriétés des hétérostructures

Par définition, l'hétérostructure est la juxtaposition de deux matériaux de différents gap. Dans nos travaux de recherche de thèse nous sommes intéressés à deux types des hétérostructures tels que $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ pour la réalisation des biocapteurs à base de nitrures d'élément III.

I.6.1 Propriétés des hétérostructures Métal/ $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$

a) Travail de sortie et affinité électronique

Le travail de sortie du métal correspond à l'énergie minimale qu'il faut fournir à celui-ci pour arracher un électron situé au niveau de Fermi E_{F_m} pour l'amener au niveau du vide NV , sans vitesse initiale. L'affinité électronique du semiconducteur correspond dans ce cas à l'énergie qu'il faut fournir au semiconducteur pour arracher un électron situé au bas de sa bande de conduction pour l'amener au niveau du vide NV . Lorsque le métal et le semiconducteur sont mis en contact, le travail de sortie du semiconducteur étant inférieur à celui du métal (contact Schottky), les électrons passent du semiconducteur vers le métal créant ainsi une zone de déplétion dans le semiconducteur et une barrière Schottky $q\phi_b$ à l'interface. Cette barrière correspond à la différence entre le travail de sortie du métal et l'affinité électronique du semiconducteur peut ainsi s'exprimer par l'équation (I-11):

$$q\phi_b = q\phi_m - q\chi_s. \quad (\text{I-11})$$

Où $q\phi_m$ est le travail de sortie du métal et $q\chi_s$ l'affinité électronique du semiconducteur.

Le passage des électrons du semiconducteur vers le métal crée des charges positives dans le semiconducteur et une accumulation des charges négatives à l'interface dans le métal. Cela crée une tension de diffusion V_d qui va déterminer l'équilibre du système. L'équilibre thermodynamique apparaît lorsque les niveaux de Fermi sont alignés, créant par conséquent une courbure des bandes d'énergie du semiconducteur. L'écart énergétique entre la bande de conduction et le niveau de Fermi à l'interface est plus grand que dans la zone neutre du semiconducteur.

$$qV_d = q\phi_m - q\phi_s. \quad (\text{I-12})$$

La figure (I-12) présente le diagramme de bande d'énergie idéalisé d'un métal et d'un semiconducteur avant et après le contact [34].

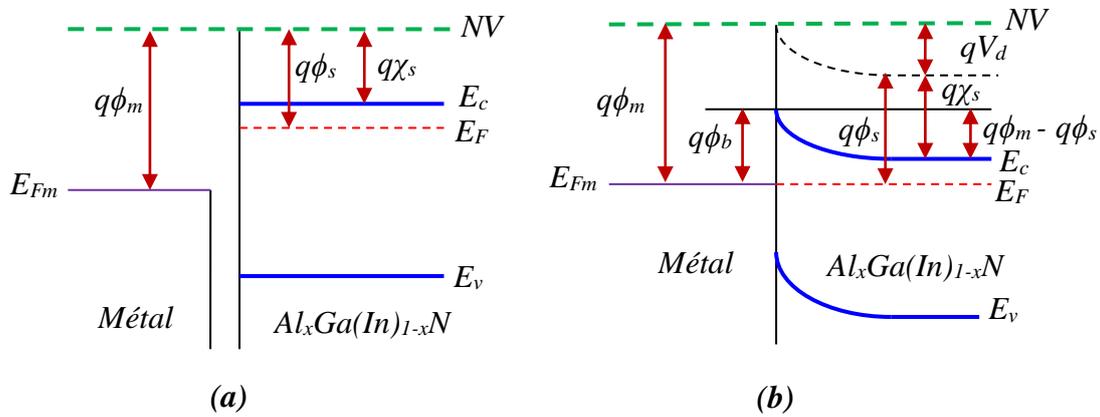


Figure I-12: Diagramme de bande d'énergie d'un métal et $Al_xGa(In)_{1-x}N$. (a) Avant le contact et (b) après le contact. [34]

1.6.2 Hétérostructure de type $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$

La juxtaposition de deux matériaux de différentes bandes interdites, l'un présentant un large gap « $Al_xGa(In)_{1-x}N$ » et l'autre a un faible gap « GaN », comme montre la figure (I-14) entraînant la formation d'une discontinuité de la bande de conduction à l'interface (ΔE_C). Cette structure (hétérojonction $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$) permet la création d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à l'interface de l'hétérojonction [35].

a) Discontinuités de bandes

Lors la mise en contact de deux matériaux à gap différents, une discontinuité de leurs bandes d'énergie se produit à l'équilibre quand leurs niveaux de Fermi s'alignent. C'est la partie la plus important dans la formation des hétérostructures. L'objectif est d'avoir un écart énergétique le plus grand possible.

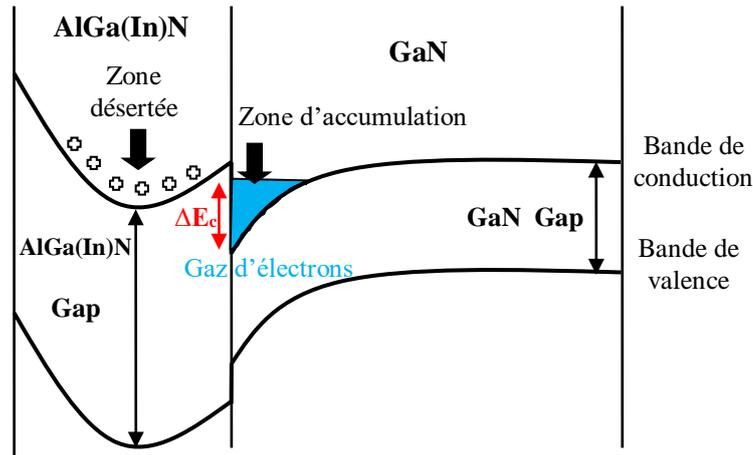


Figure I-13: Hétérostructure $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$ [36].

Les figures (I-13) et (I-14) montrent les discontinuités des bandes d'énergie pour les deux matériaux $Al_xGa(In)_{1-x}N$ et GaN.

Avec E_{V_i} , E_{C_i} et E_{F_i} sont respectivement la bande de valence, la bande de conduction et le niveau de Fermi. Les discontinuités de bandes d'énergies pour les deux matériaux sont déterminés par ΔE_C pour la bande de conduction et ΔE_V pour la bande de valence. Notons que, $q\chi_i$, E_{g_i} et $q\phi_i$ sont respectivement désignent l'affinité électronique, l'écart de bande d'énergie (bande interdite) et le travail de sortie. Avec $i=1$ et 2. En outre, V_b est le potentiel de diffusion.

Une fois que l'équilibre thermique est obtenu entre les deux matériaux semiconducteurs (les niveaux de Fermi des deux matériaux $Al_xGa(In)_{1-x}N$ et GaN s'alignent), la hauteur de la discontinuité de bande énergétique ΔE_g pour les deux matériaux est donnée par l'équation (I-13) suivante [37]:

$$\Delta E_g = 0.7(E_g^{Al_xGa(In)_{1-x}N} - E_g^{GaN}). \quad (I-13)$$

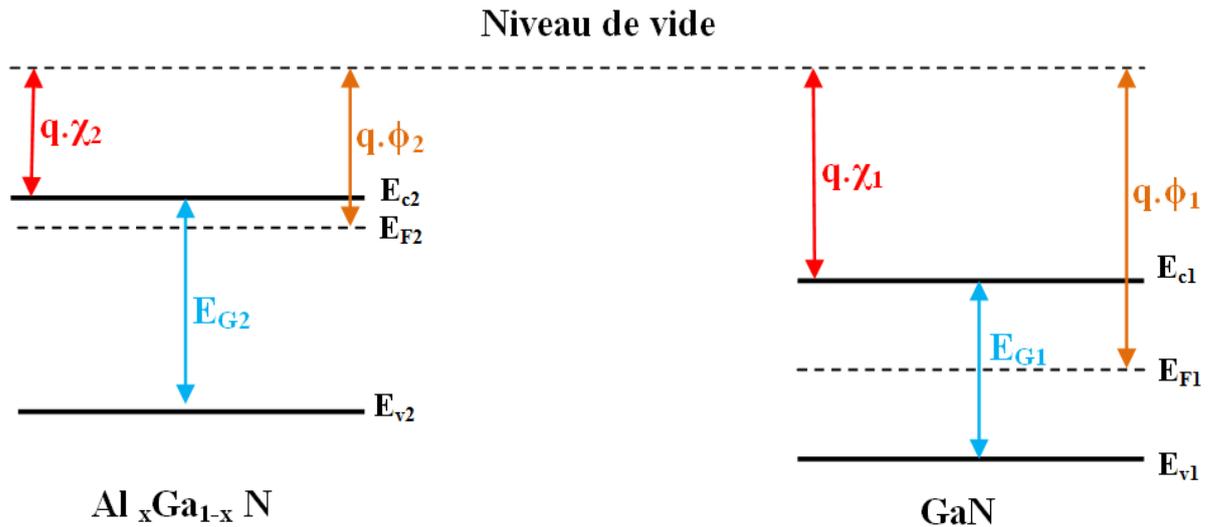


Figure I-14: Diagrammes des bandes des matériaux $Al_xGa(In)_{1-x}N$ et GaN avant le contact [38].

Lorsque les deux matériaux sont assemblés et après l'équilibre thermodynamique, les niveaux de Fermi doivent s'aligner et le niveau du vide ne peut subir de discontinuité. Il en résulte une bande offset (discontinuité de la bande de conduction) à l'interface de l'hétérojonction $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$. Donc, il se crée un puits de potentiel quasi-triangulaire de quelques dizaines d'angström de largeur dont le fond se trouve au-dessous du niveau de Fermi avec [39]:

$$\Delta E_c = q\chi_2 - q\chi_1. \quad (I-14)$$

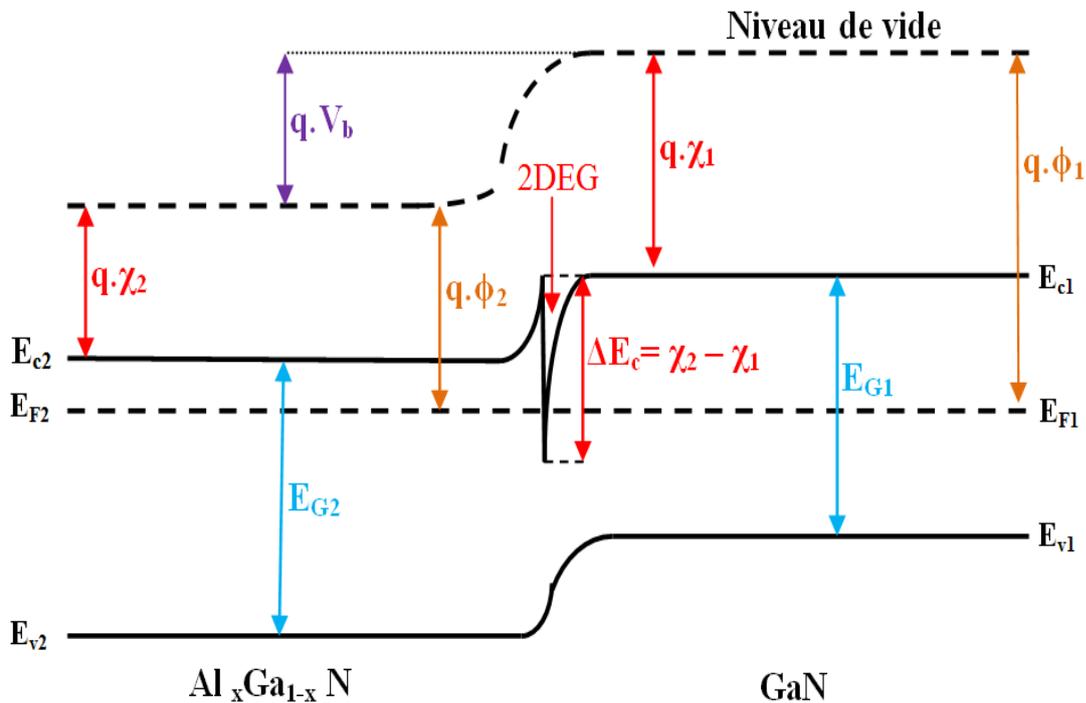


Figure I-15: Diagramme des bandes de l'hétérostructure $Al_xGa(In)_{1-x}N/GaN$ après le contact [39].

1.6.3 Origine d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG)

Ce gaz d'électrons bidimensionnel est aussi appelé 2DEG (Two-Dimensional Electron Gas) formé à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$, comme illustre la figure (I-13) grâce aux effets des polarisations (spontanée et piézoélectrique) qui règnent dans les semiconducteurs $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ et GaN [34].

1.6.4 Polarisation spontanée et piézoélectrique dans les nitrures

L'une des spécificités des nitrures d'éléments III-N, comparés aux autres composés III-V (GaAs par exemple), est l'existence d'une polarisation spontanée et d'une polarisation piézoélectrique [40].

a) Polarisation spontanée

La polarisation spontanée est la polarisation du matériau relaxé, issu de la croissance et de l'état bipolaire de la maille de GaN et $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$. La théorie des groupes prévoit dans le cas de la structure cristalline du type würtzite, et ce même en l'absence des contraintes, l'existence d'une polarisation macroscopique dans le cristal. Cette polarisation résulte du non concordance des barycentres des charges négatives et positives et est appelée polarisation spontanée P_{sp} . Ce type de polarisation est orienté selon la direction [0001] et est très élevée (de l'ordre du MV/cm) [40].

b) Polarisation piézoélectrique

La couche de GaN a une épaisseur de 1 à 3 μm , on considère alors que la couche est relaxée et la polarisation piézoélectrique est négligée. La couche $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ épitaxie sur la couche de GaN aura la même polarité gallium donc une polarisation spontanée également dirigée vers le sens inverse de la croissance. Le paramètre de maille $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ étant plus grand que le paramètre de maille de GaN, il en résulte une contrainte extensive dans la couche $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ et donc une polarisation piézoélectrique.

Les charges fixes positives et négatives du matériau ternaire $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ y sont représentées. La couche de GaN possède, elle aussi, à ces extrémités des charges positives et négatives en densité moins importantes que dans $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$.

La densité de charges positives à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ s'écrit :

$$\sigma(x) = P_{sp}^{\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}} + P_{pz}^{\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}} - P_{sp}^{\text{GaN}}. \quad (\text{I-15})$$

Avec x le pourcentage d'aluminium dans la couche $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$. La densité de charge σ augmente fortement lorsque le pourcentage d'aluminium x de la couche $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ augmente.

Cette évolution est due à l'accroissement des polarisations spontanée et piézoélectrique $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ lorsque x augmente [34].

La polarisation totale de la couche $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}$ est la résultante des polarisations piézoélectrique et spontanée, elle est représentée sur la figure (I-16).

Il s'agit de cette polarisation qui détermine la nature du 2DEG à l'interface. Cela correspond au champ électrique induit par les effets de polarisation qui conduit à la courbure des bandes d'énergie. Ainsi, le champ électrique élevé induit par les charges à l'interface forme le canal d'électrons confiné dans le puits de potentiel [41].

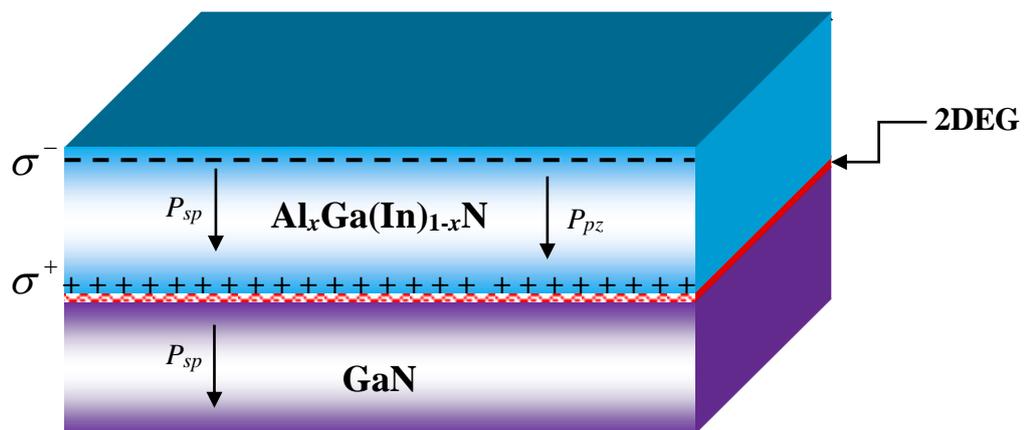


Figure I-16 : Polarisation spontanée et piézoélectrique dans l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}(\text{In})_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ [10].

I.6.5 Hétérostructure de type $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$

L'utilisation d'une couche AlN a été proposée par Smorchkova en 2001, qui permet de réduire l'épaisseur de la couche AlGaN non dopé et augmenter la bande offset, car améliorer la valeur de la densité et la mobilité de porteurs dans le puits quantique quasi-triangulaire formé à l'interface de l'hétérojonction AlN/GaN (le canal du transistor à effet de champ). De plus, la couche AlN permet notamment d'améliorer la qualité du cristal [42]. La figure (I-17) montre le schéma de la bande de conduction de l'hétérostructure AlGaN/AlN/GaN.

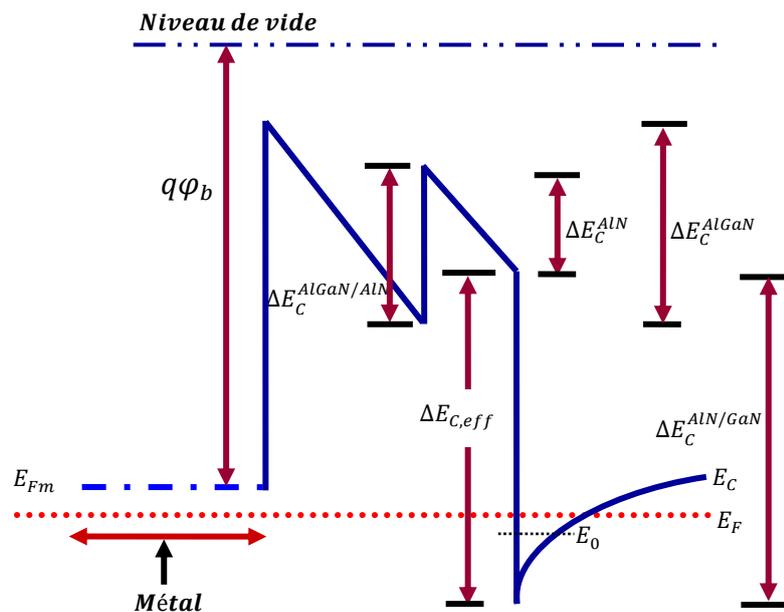


Figure I-17: Bande de conduction de l'hétérostructure AlGaIn/AlN/GaN.

7 Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons présenté les propriétés physiques des nitrures composés binaires InN, GaN, AlN et leurs alliages ternaires $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$ dans laquelle nous avons vu que les propriétés structurales des nitrures en phase würtzite qui est plus stable et le zinc-blende qui est métastable et les propriétés électriques telles que la largeur de la bande interdite, la mobilité des porteurs, le champ de claquage, la conductivité thermique... et aussi nous avons définis quelque propriétés électroniques comme le diagramme et la structure de bande.

De plus, la combinaison de deux matériaux binaires de nitrures permet d'élaborer des matériaux ternaires $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$ qui ont formés deux types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. Ainsi également, nous avons étudié les variations des propriétés électriques du matériau ternaire $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ en fonction de la fraction molaire x (Al).

À la mise en contact de GaN et AlN, une discontinuité des bandes interdites laisse apparaitre un puits quantique quasi-triangulaire à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. Ce phénomène physique a permis l'obtention de mobilités électroniques importantes et une densité de porteurs non atteinte avec les technologies conventionnelles. Nous avons ainsi décrit l'effet de la polarisation du GaN et son alliage $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$. Ces polarisations créent une densité de charge qu'il permette de la formation d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$.

Chapitre I : *Propriétés des nitrures d'éléments III*

Les hétérostructures à base de nitrures d'éléments III sont des meilleurs candidats pour la réalisation des capteurs basés sur les transistors à effet de champ à haute mobilité électronique (HEMTs). En outre, nous avons présenté brièvement les substrats utilisés pour l'élaboration des structures des capteurs HEMTs GaN ainsi qu'aux techniques de croissance des couches épitaxiales développées.

Références du chapitre I

- [1] J. Konik, I.-H. Oguzman, K.-F. Brean, R. Wang, P.P. Ruden, Y. Wang: *Electronic transport studies of bulk zinc-blende and würtzite phases of GaN based on an ensemble Monte Carlo calculation including a full zone band structure*. J. Appl. Phys., **78**(2), pp.1033–1038, (1995).
- [2] S. Strite, M.E. Lin, H. Morkoç: *Progress and prospects for GaN and the III-V nitride semiconductors*. Thin Solid Films., **231**(1-2), pp.197–210, (1993).
- [3] G. Bernard: *Group III Nitride Semiconductor Compounds*. Edition. Oxford Science Publication. (1998).
- [4] H. Mathieu: *Physique des semiconducteurs et des composants électroniques*. 5^{ème} Edition. Masson, Paris. (2001).
- [5] Nguyen Thi Dak Ha: *Réalisation et caractérisation de HEMTs AlGaIn/GaN sur silicium pour applications à haute tension*. Thèse de Doctorat en Electronique, Université Paris Sud, 186 pages, (2013).
- [6] Audrey Martin: *Étude d'une nouvelle filière de composants sur technologie nitrure de gallium. Conception et réalisation d'amplificateurs distribués de puissance large bande à cellules cascades en montage flip-chip et technologie MMIC*. Thèse de Doctorat en Électronique des Hautes Fréquences et Optoélectronique, Université de Limoges, 205 pages, (2007).
- [7] Driss Bouguenna: *Etude comparative et modélisation des transistors à effet de champ MODFETs et MOS-MODFETs à base de nanostructure de nitrures III-V $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ cubique*. Thèse de Doctorat en Electronique, Université USTO, 157 pages, (2014).
- [8] A. Zoroddu, F. Bernardini, P. Ruggerone, V. Fiorentini: *First-principles prediction of structure, energetics, formation enthalpy, elastic constants, polarization, and piezoelectric constants of AlN, GaN, and InN: Comparison of local and gradient-corrected density-functional theory*, Phys. Rev. B, **64**(4), pp.1–7, (2001).
- [9] W.J. Fan, M.F. Li, T.C. Chong, J.B. Xia: *Band structure parameters of zinc-blende GaN, AlN and their alloys $Al_xGa_{1-x}N$* . Centre de Optoélectroniques, Department of Electrical Engineering, Université de Singapour, Singapore 511, Solid State Communications, **97**(5), pp.381–384, (1996).
- [10] Stéphanie Rennesson: *Développement de nouvelles hétérostructures HEMTs à base de nitrure de gallium pour des applications de puissance en gamme d'ondes millimétriques*. Thèse de Doctorat en Physique, Université de Nice-Sophia Antipolis, 159 pages, (2013).
- [11] A. Chovet, P. Masson : *Physique des semiconducteurs*. Ecole polytechnique, Université de Marseille, France, 75 pages, (2005).

- [12] Sandra De Meyer: *Étude d'une nouvelle filière de composants HEMTs sur technologie nitrure de gallium, conception d'une architecture flip-chip d'amplificateur distribué de puissance à très large bande*. Thèse de Doctorat en Génie Electrique, Université de Limoges, 216 pages, (2005).
- [13] Soumia Bouzid-Driad: *Réalisation et caractérisation de transistors HEMTs GaN pour des applications dans le domaine millimétrique*. Thèse de Doctorat en Micro et Nanotechnologies, Acoustique et Télécommunications, Université Sciences et Technologies de Lille, 197 pages, (2013).
- [14] Baptiste Giroire: *Élaboration en continu de nitrures d'éléments III en conditions supercritiques et caractérisation de leurs propriétés optiques*. Thèse de Doctorat en Physico-Chimie de la Matière Condensée, Université de Bordeaux, 225 pages, (2016).
- [15] Charlotte Sury: *Localisation et évolution des sources de bruit en basses fréquences de HEMTs GaN sous contraintes électriques*. Thèse de Doctorat en Électronique, Université Bordeaux 1, 205 pages, (2011).
- [16] M. Alshaikh-Eid: *Etude par simulation des propriétés électriques des Transistor HEMTs à base d'AlGaIn/GaN*. Thèse de Doctorat en Electronique. Université Mentouri Constantine 1, 113 pages, (2016).
- [17] F. Schwier: *Wide band gap and other non-III-V RF transistors: trends and Prospects*. ASU Tempe, (2004).
- [18] N. Massoum: *Modélisation du transport des porteurs de charge dans les dispositifs actifs MESFET, MOSFET à base de GaInP par la méthode de Monte Carlo*. Thèse de Doctorat en Electronique, Université Abou Bakr Belkaid Tlemcen, 165 pages, (2014).
- [19] Christophe Charbonniaud: *Caractérisation et modélisation électrothermique non linéaire de transistors à effet de champ GaN pour l'amplification de puissance microonde*. Thèse de Doctorat en Génie Electrique, Université de Limoges, 191 pages, (2005).
- [20] Fabrice Enjalbert: *Etude des hétérostructures semi-conductrices III-nitrures et application au laser UV pompé par cathode à micropointes*. Thèse de Doctorat en Physique des Matériaux, Université de Joseph Fourier –Grenoble 1, 215 pages, (2004).
- [21] S. Yoshida, S. Misawa, S. Gonda: *Properties of $Al_xGa_{1-x}N$ films prepared by reactive molecular beam epitaxy*. J. Appl. Phys., **53**(10), pp.6844–6848, (1982).
- [22] M. Anwar, S. Wu, R.T. Webster: *Temperature dependent transport properties in GaN, $Al_xGa_{1-x}N$ and $In_xGa_{1-x}N$ semiconductors*. IEEE Transactions on Electron Devices, **48**(3), pp.567–572, (2001).

- [23] Abdelkader Hamdoune: *Elaboration du nitrure de gallium; Etude de ses propriétés et applications*. Thèse de Doctorat en Energétique et Matériaux, Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen, 226 pages, (2006).
- [24] O. Ambacher, B. Foutz, J. Smart, J.R. Shealy, N.G. Weimann, K. Chu, M. Murphy, A.J. Sierakowski, W.J. Schaff, L.F. Eastman, R. Dimitrov, A. Mitchell, M. Stutzmann: *Two dimensional electron gases induced by spontaneous and piezoelectric polarization in undoped and doped AlGaIn/GaN heterostructures*. J. Appl. Phys., **87**, pp.334–344, (2000).
- [25] J. Kuzmik: *Power electronics on InAlN/(In)GaIn: Prospect for a record performance*. IEEE, **22**(11), pp.510–512. (2001).
- [26] K. Lee, M.S. Shur, T.J. Drummond, H. Morkoc: *Current-voltage and capacitance-voltage characteristics of modulation-doped field-effect transistors*. IEEE Transaction Devices. **30**(3), pp. 207–212, (1983).
- [27] Ikram ElMakoudi: *Etude et fabrication de transistors à enrichissement de la filière InAlAs/InGaAs pour applications millimétrique faible bruit*. Thèse de Doctorat en Micro et Nanotechnologies, Université de Lille 1, 179 pages, (2010).
- [28] O. Oda, T. Inoue, Y. Seki, A. Wakahara, A. Yoshida, S. Kurai, Y. Yamada, T. Taguchi: *Developments of GaN bulk substrates for GaN based LEDs and LD*. IEICE, **E83-C**(4), pp.639–646, (2000).
- [29] Nicolas Baron: *Optimisation de l'épitaxie sous jets moléculaires d'hétérostructures à base de GaN application aux transistors à haute mobilité d'électrons sur substrat silicium*. Thèse de Doctorat en Physique, Université de Nice-Sophia Antipolis, 263 pages, (2009).
- [30] H. Morkoç, S. Strite, G.B. Gao, M. E. Lin, B. Sverdlov, M. Burns: *Large-band-gap SiC, III-V nitride, and II-VI ZnSe-based semiconductor device technologies*. J. Appl. Phys, **76**, pp.1363–1398, (1994).
- [31] M. Katsikini, K. Papagelis, E. C. Paloura, S. Ves: *Raman study of Mg, Si, O, and N implanted GaN*. J. Appl. Phys., **94**(7), pp.4389–4394, (2003).
- [32] Guilhem Astre: *Fiabilité des dispositifs HEMT en technologie GaN*. Thèse de Doctorat en Micro-onde, Electromagnétisme et Optoélectronique, Université de Toulouse, 166 pages, (2012).
- [33] Zehor Allam: *Etude d'un photodétecteur ultraviolet (UV) à base d'Al(GaN) et simulation de ses propriétés optoélectronique*. Thèse de Doctorat en Physique des Energies Renouvelables, Université Aboubakr Belkaïd Tlemcen, 106 pages, (2016).
- [34] Séraphin Dieudonné Nsele: *Analyse électrique et en bruit basse fréquence et haute-fréquence des technologies InAlN/GaN HEMTs en vue de la conception d'amplificateurs robustes faible*

bruit en bande Ka. Thèse de Doctorat en Électromagnétisme et Systèmes Haute Fréquence, Université de Toulouse, 185 pages, (2014).

[35] Mourad Kaddeche: *Modélisation et analyse de l'effet du field plate avec couche diélectrique high- κ sur les propriétés électriques des HEMTs $Al_mGa_{1-m}N/GaN$* . Thèse de Doctorat en Microélectroniques et Microondes, Université de Constantine 1, 113 pages, , (2014).

[36] Ophélie Lancry: *Etude par microspectrométrie Raman de matériaux et de composants microélectroniques à base de semi-conducteurs III-V grand gap*. Thèse de Doctorat en Sciences de la Matière, Université des Sciences et Technologies de Lille, 194 pages, (2010).

[37] Soufiane Derrouiche: *Étude, modélisation et simulation des transistors HEMT à base de $InAlAs/InGaAs/InAsP$* . Thèse de Doctorat en Microélectronique, Université de Aboubakr Belkaïd Tlemcen, 182 pages, (2019).

[38] Abdelmalik Belarbi: *Simulation et contribution à l'amélioration de la structure d'un DHFET à base de matériaux binaires-ternaires innovants $(B,Ga,Al,In)N$* . Thèse de Doctorat en Electronique, Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen, 141 pages, (2019).

[39] R.L. Anderson: *Experiments in Ge-GaAs heterojunctions*. Solid-State Electron, **5**(3), pp. 341–351, (1962).

[40] F. Sacconi, A. Di Carlo, P. Lugli, H. Morkoç: *Spontaneous and piezoelectric polarization effects on the output characteristics of AlGa N /Ga N heterojunction modulation doped FETs*. IEEE Trans. Electron Devices, **48**(3), pp.450-457, (2001).

[41] Raphael Aubray: *Etude des aspects électrothermiques de la filière HEMT AlGa N /Ga N pour application de puissance hyperfréquence*. Thèse de Doctorat en Microonde et Microtechnologie, Université des Sciences et Technologiques de Lille, 280 pages, (2004).

[42] L. Shen: *Advanced polarization-based design of AlGa N /Ga N HEMTs*. ICNF 5th Conference. Japan, pp.352, (2003).

Chapitre II



Généralités sur les capteurs à base de matériaux semiconducteurs

II.1 Introduction

Dans de nombreux domaines (industrie, recherche scientifique, services, loisirs...), on a besoin de contrôler des paramètres physiques (température, position, vitesse, force, luminosité...). Différentes stratégies ont été suivies pour le développement des capteurs afin d'obtenir un dispositif fiable et performant spécifique à la cible. Dans ce contexte, ce chapitre est une synthèse des nombreuses informations sur les capteurs que l'on peut trouver dans la littérature. Il aura pour but de présenter le contexte et les enjeux des capteurs afin de positionner le travail qui a été réalisé au cours de cette thèse.

La première partie de ce chapitre présente un aperçu général sur les capteurs, plus particulièrement, leurs définitions, les paramètres qui les caractérisent, etc... . La deuxième partie décrit le principe de fonctionnement et les applications de quelques capteurs à base des matériaux semiconducteurs à faible et à grand gap qui sont étudiés.

II.2 Définition d'un capteur

Un capteur est un dispositif qui permet de transformer des grandeurs que l'on veut mesurer appelées mesurandes. Cette mesure peut être physique (lumière, pression, chaleur...) ou chimique (gaz, liquide, acide...). La sortie est généralement un signal électrique qui est converti en affichage lisible par opération numérique [1]. Le schéma de principe de la structure d'un capteur est illustré à la figure (II-1).



Figure II-1: Constitution d'un capteur. [2]

II.2.1 Constitution d'un capteur

Certains capteurs sont des capteurs dits « composites », c'est à dire composés de trois parties ayant un rôle bien défini :

a) Corps d'épreuve

C'est un élément qui réagit sélectivement aux variations de la grandeur à mesurer. Il a pour rôle de transformer cette grandeur en une autre grandeur physique dite mesurable.

b) Transducteur

C'est un élément lié au corps d'épreuve qui traduit ses réactions en une grandeur physique exploitable [1].

c) Transmetteur

Élément d'amplification de filtrage et de mise à niveau du signal de sortie pour sa transmission à distance. Il peut être incorporé ou non au capteur [2].

II.2.2 Paramètres caractéristiques des capteurs

a) Sensibilité

La première qualité que l'on recherche pour un capteur est sa sensibilité d'une variation mesurée afin de la détecter. La sensibilité relie les variations de signal du capteur à la concentration du composé cible.

b) Sélectivité

La sélectivité représente l'aptitude du capteur à ne réagir qu'à une seule espèce chimique parmi plusieurs [3]. Cette aptitude est la plus délicate du fait de la nature des interactions physicochimiques mises en jeu dans le procédé de détection [4].

c) Linéarité

La linéarité est l'attribut qui montre la précision de la réponse mesurée par rapport à une ligne droite, c'est un domaine pour lequel la réponse du capteur est proportionnelle à la grandeur à mesurer qui est présent en solution. Ce domaine permet de tracer d'une courbe d'étalonnage nécessaire à l'utilisation du capteur. A l'aide de celle-ci, il est ainsi possible de corréler signal de réponse et concentration en solution de la cible à analyser.

d) Réversibilité

La réversibilité caractérise le fait que le signal fourni par le transducteur revient à son état initial après exposition à un mesurande. Le capteur ayant subi plusieurs niveaux successifs d'un mesurande, le retour à l'état initial du capteur n'est pas toujours possible entre chaque présence du mesurande. En fin de mesure, si le seuil initial est atteint après un certain temps de repos, alors le capteur est réversible.

e) Temps de réponse

Le temps de réponse est le temps nécessaire au capteur pour reconnaître la molécule cible, auquel s'ajoute le temps éventuellement nécessaire à la préparation d'un échantillon analysable. La réponse du capteur atteint 90% de son amplitude maximale.

f) Coût

Le coût de fabrication du capteur pourra être plus ou moins important selon sa réversibilité, selon la manière dont on va l'utiliser et selon l'utilisateur ciblé (grand public ou spécialiste).

g) Durée de vie

Période pendant laquelle les caractéristiques du capteur permettent son utilisation avec un degré de précision suffisant (dépend de l'exigence de l'application).

II.2.3 Différents types des capteurs

Il existe actuellement plusieurs types des capteurs comme les capteurs de position, de vitesse, de pression, de gaz, d'humidité, de température et aussi les capteurs biologiques. Ces capteurs caractérisés par des nombreuses caractéristiques intéressantes : sensibilité élevée, faible consommation énergétique, petite taille, temps de réponse relativement courts, et surtout faible coût.

a) Capteur de position

Un capteur de position permet de connaître avec précision la position physique et/ou la vitesse de l'ensemble qui lui est rattaché à un instant t [5].

b) Capteur de vitesse

C'est un générateur d'impulsion qui transforme un mouvement de rotation mécanique en un signal électrique. Ce dernier est envoyé au calculateur pour être interprété et utilisé notamment par l'affichage sur le tableau de bord.

c) Capteur de pression

Un capteur de pression permet de convertir une pression donnée en signal électrique. Il est interviennent dans de nombreux domaines tels que l'automobile, la météorologie, le génie médical, et la domotique. Leur fonctionnement est basé sur le principe de la variation d'une piézorésistance ou d'une capacité en fonction de la pression appliquée [6, 7].

d) Capteur de gaz

Un capteur de gaz est défini comme un composant dont au moins une de ses propriétés physiques change quand il est soumis à un changement d'environnement gazeux [8].

e) Capteur d'humidité

Le besoin de protection de l'environnement a mené à l'expansion dans le développement de capteur. Les capteurs d'humidité ont attiré l'attention dans les domaines industriels et médicaux [9].

f) Capteur de température

Les capteurs de température sont des composants électroniques permettant en tant que tels de mesurer la température au moyen d'un signal électrique déterminé.

g) Capteurs biologiques

L'idée de biocapteur est née en 1960 suite aux premiers travaux réalisés par Clark et Lyon pour la détection du glucose [10]. Le marché et les applications des biocapteurs sont très larges. Ils concernent non seulement le domaine médical pour le diagnostic [11,12], mais aussi les analyses environnementales [13] et l'agroalimentaire [11].

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;
- rapidité de mesure;
- la recherche du moindre coût dans le domaine de l'analyse biomédicale.

Alors un biocapteur est un dispositif analytique conçu pour transformer un phénomène biochimique en un signal mesurable.

II.2.4 Principe de fonctionnement des biocapteurs

Un biocapteur est constitué d'un composé biologique appelé biorécepteur, immobilisé sur une surface, et d'un transducteur, qui convertit la variation d'une grandeur physique engendrée par la reconnaissance analyte–biorécepteur cible en un signal électrique, facile à exploiter dans l'étape de traitement des données. Le principe de fonctionnement d'un biocapteur est décrit schématiquement à la figure (II–2). En général, le transducteur joue le rôle d'un traducteur en convertissant les interactions ou les reconnaissances physico–chimiques entre le biorécepteur et la substance cible en un signal électrique, optique ou chimique [14,15].

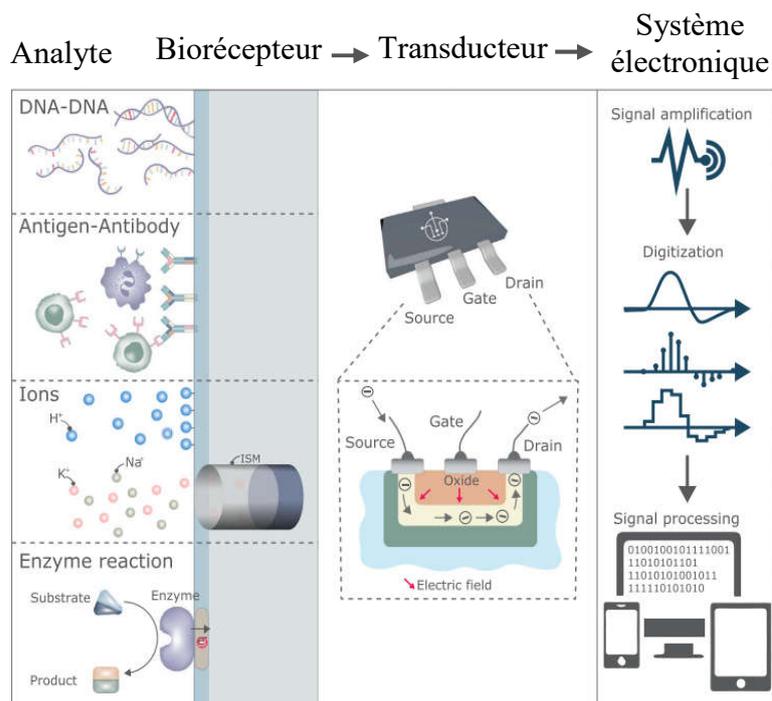


Figure II-2: Représentation schématique des biocapteurs. [16]

II.2.5 Différents types de biorécepteurs et de transducteurs:

Il existe deux grand nombre de biorécepteurs et de transducteurs comme illustre dans la figure (II-3). Le choix est fait en fonction de l'application finale du biocapteur.

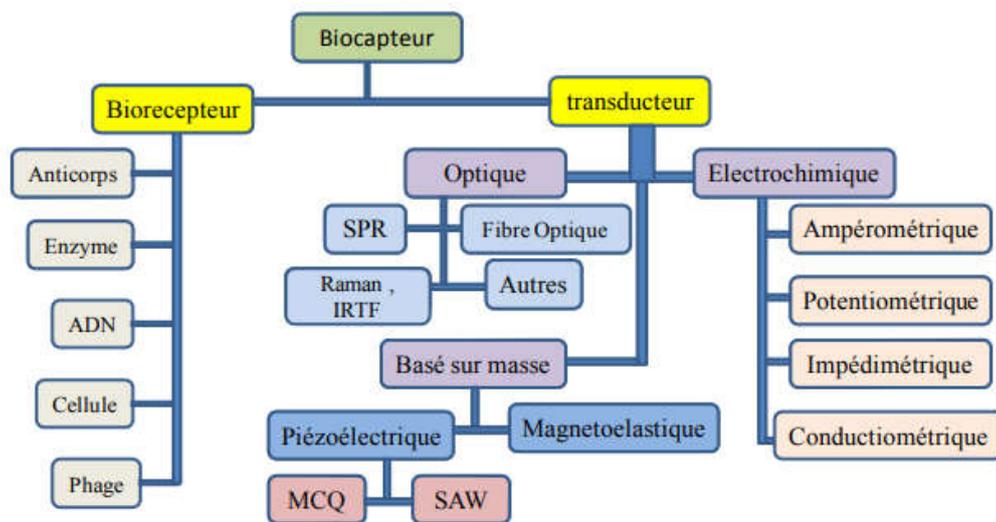


Figure II-3: Familles des biorécepteurs et de transducteurs [17].

II.3 Différents types des capteurs à base de semiconducteurs à faible et à grand gap

Les capteurs électroniques à base de matériaux semiconducteurs représentent une excellente alternative aux capteurs électrochimiques, étant donnée leurs nombreuses caractéristiques intéressantes : sensibilité élevée, faible consommation énergétique, petite taille, temps de réponse relativement courts, et surtout faible coût [18]. Ainsi que, le choix des matériaux est la base du fonctionnement des capteurs du fait qu'elle est choisie pour entrer en réaction spécifique avec l'analyte (selon le type des molécules à détecter); ce qui assure une bonne sensibilité et une bonne sélectivité.

II.3.1 Capteurs à base de matériaux semiconducteurs à faible gap

a) Capteurs à base de Si

➤ Capteurs de pH

La figure (II-4) présente le schéma des capteurs de pH à base de Si qui est la structure la plus simple à fabriquer et à étudier.

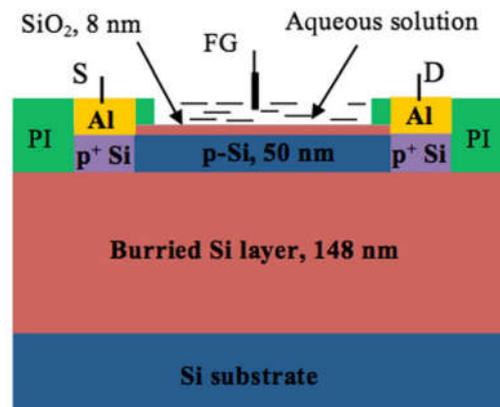


Figure II-4: Topologie de la structure des capteurs de pH à base de Si[19].

➤ Capteurs de l'immunoglobuline E

La figure (II-5) montre la structure des biocapteurs protéiques à base de transistors à effet de champ à nanotubes de carbone (CNT-FET) pour la détection de l'immunoglobuline E (IgE).

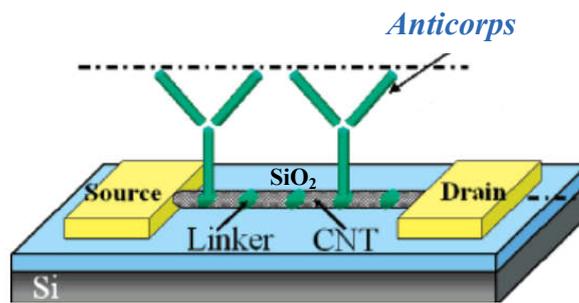


Figure II-5: Schéma représentatif des capteurs de IgE basé sur les transistors CNT-FETs [20].

b) Capteurs à base de GaAs

L'arséniure de gallium (GaAs) est composé d'une combinaison de propriétés physiques qui en font un candidat intéressant pour différentes applications électroniques. De la comparaison des différentes propriétés physiques et électroniques du GaAs avec celles du silicium (Si), souvent utilisé pour la production de biocapteurs, les avantages du GaAs peuvent être facilement établis. Le GaAs possède certaines propriétés électroniques tel que : une mobilité d'électrons et une vitesse de saturation plus élevée. Aussi, les composants réalisés en GaAs sont relativement insensibles à la chaleur et génèrent moins de bruit que les composants à base de Si, lorsqu'ils fonctionnent à des fréquences élevées [21]. (Voir la figure II-6).

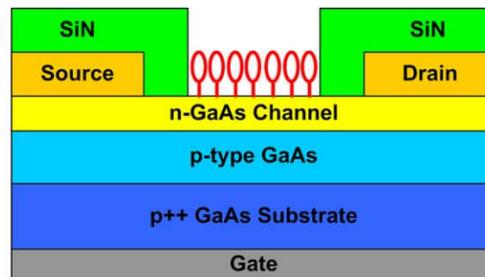


Figure II-6: Structure des capteurs JFETs à base de GaAs [21].

II.3.2 Capteurs à base de matériaux semiconducteurs grand gap

a) Capteurs à base de ZnO

Oxyde de Zinc est un matériau semiconducteur II-VI à grand gap, car il présente toute une série de propriétés électroniques très importantes. Il est caractérisé par une vitesse de saturation de porteurs très élevée et du champ électrique critique de claquage très fort (grande résistance au fort champ électrique). Ainsi également, ZnO est très résistant mécaniquement et très stable chimiquement, possède d'importantes propriétés piézoélectriques et de polarisation, ZnO également est très disponible et il peut être préparé par des techniques de croissance très simples

Chapitre II : Généralités sur les capteurs à base de matériaux semiconducteurs

et peu coûteuses telles que le Sol-Gel et le spray. De plus, le ZnO peut être fabriqué en massif, mais aussi en couches minces, en hétérostructures quantifiées et en nanostructures.

En parallèle, les propriétés physiques intrinsèques de ZnO et sa facilité d'élaboration sous forme de nanostructures. La réalisation de capteurs à base de ZnO est une des thématiques largement développée dans de nombreux laboratoires. En effet, la forte sensibilité de la surface du ZnO est mise à profit pour la détection de molécules, d'espèces gazeuses ou liquides. C'est donc un matériau de choix pour les applications en tant que nano-biocapteur de meilleure structure porteuse de nano-objets nécessaires à des différentes applications industrielles agroalimentaire, biologiques, biotechnologiques et médicales de ces capteurs : détection, analyse, dosage, contrôle, diagnostic, thérapie,

En outre, l'utilisation de structure des transistors à haute mobilité électronique HEMTs à base de ZnO permettrait de simplifier le procédé de fabrication de ces capteurs tout en bénéficiant d'une sensibilité encore accrue. Du fait de sa biocompatibilité et de son point isoélectrique élevé, le ZnO est très prometteur pour la réalisation de dispositifs biocompatibles à des fins médicales. En effet, combiner cette biocompatibilité avec la possibilité de former un gaz électronique bidimensionnel (2DEG) à l'interface ZnO/(Zn,Mg)O ouvre la voie à la conception de nouveaux capteurs biocompatibles très performants. Sur la base d'une structure des transistors à haute mobilité électronique (HEMTs), l'équilibre entre les états donneurs, 2DEG et états de surface est utilisé pour fabriquer des capteurs très sensibles. Cette approche présente trois principaux avantages : une sensibilité élevée, une conversion très efficace de la détection en signal électrique et la possibilité d'intégrer un étage d'amplification pour réduire le niveau de bruit. La figure (II-7) montre la structure des capteurs HEMTs (Zn,Mg)O/ZnO .

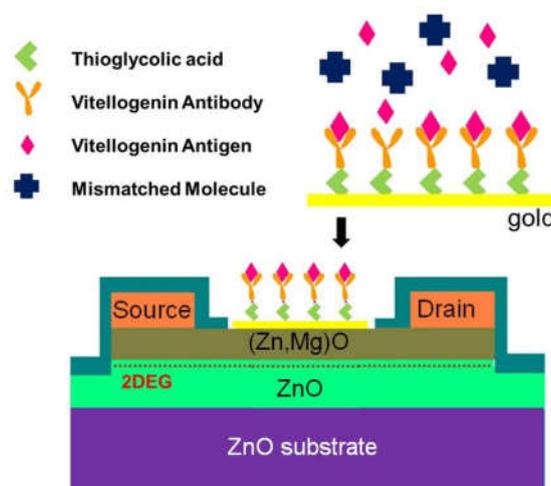


Figure II-7: Structure des capteurs de gaz basé sur le ZnO [22].

b) Capteurs à base de SiC

Le carbure de silicium (SiC) est un semiconducteur à large gap et une excellente conductivité thermique, ce qui peut éliminer les fuites de porteurs minoritaires induites par la chaleur et fonctionner à des températures plus élevées, en effet un champ de claquage élevé, une grande vitesse de saturation des électrons. Les propriétés électriques des dispositifs à base de SiC utilisés comme mécanismes de détection sont démontrées pour deux types de capteurs : les capteurs basés sur les la diode Schottky sont proposés comme des capteurs de température et les capteurs basés sur le transistor à effet de champ sont utilisés pour la détection de gaz (hydrogène) [23].

➤ Capteurs basés sur la diode Schottky

La diode Schottky à base de SiC peut également être utilisée comme des capteurs de haute température, adapté aux environnements difficiles, chocs élevés ou vibrations intenses et un rayonnement élevé. L'utilisation d'une couche mince et poreuse de SiC donne une grande variation de la barrière Schottky qui permet d'augmenter la sensibilité des capteurs à 90%. En particulier, les sondes de température basées sur diode Schottky SiC, capables de fonctionner dans ces conditions extrêmes, peuvent avoir des applications significatives dans plusieurs domaines, tels que les moteurs automobiles et d'avions, les systèmes géothermiques, les fours industriels, la détection du pétrole et du gaz, etc... (Voir la figure II-8).



Figure II-8: Schéma représentatif des capteurs de gaz basés sur la diode Schottky [18].

Un important domaine d'application de la diode Schottky à base de semiconducteur SiC est la détection de rayonnement ultra-violet (UV). La figure (II-9) présente le schéma des capteurs UV-A basé sur la photodiode Schottky 6H-SiC avec une couche diélectrique mince en Ni_2Si . Cette photodiode attachée à des porteurs de charges optiques, c'est-à-dire sensibles à la lumière. Ils peuvent également être utilisés comme capteurs de lumière. L'utilisation du poly-type 6H permet de déplacer la réponse du capteur UV de la longueur d'onde de sensibilité maximale de 290 nm [24].

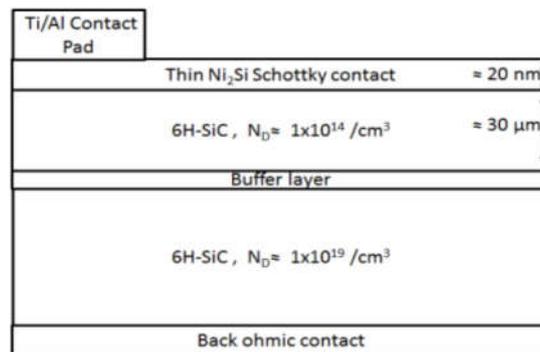


Figure II-9: Schéma représentatif des capteurs de l'UV basés sur la diode Schottky [24].

➤ **Capteurs basés sur les transistors à effet de champ FETs**

Les capteurs de gaz sont des dispositifs qui nous aident à savoir et comprendre la quantité de gaz dans l'environnement et l'état naturel de son mouvement. Les paramètres à prendre en compte lors de la création de capteurs de gaz sont les suivants : le type de gaz à détecter, sa concentration et l'environnement dans lequel se trouve le gaz. La figure (II-10) présente le schéma des capteurs de gaz basés sur les transistors à effet de champ SiC-FETs. Il contient un contact Schottky (la grille) et deux contacts ohmiques (source et drain). La détection des capteurs FETs à base de matériau à grand gap tel que le carbure de silicium (SiC) est basée sur la variation de la conductivité de la couche SiC qui donne lieu à un courant à travers le matériau (le canal) lors de l'application d'une tension entre la source et le drain. La réaction chimique des molécules du gaz sur la couche catalytique (la grille) conduit à la formation d'une couche dipolaire polarisée. Cette dernière va changer le champ électrique au-dessous de la grille, qui conduit à son tour à une grande variation de la conductivité du canal, et donc du courant de sortie des capteurs [18].

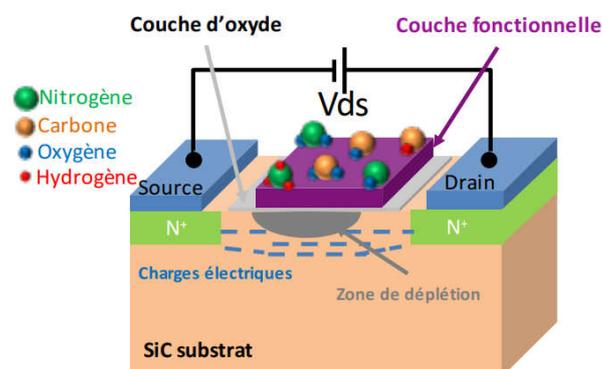


Figure II-10: Schéma représentatif du principe de fonctionnement des capteurs basés sur les transistors à effet de champ SiC-FETs [18].

c) Capteurs à base de nitrure de gallium (GaN)

➤ Capteurs de gaz Pt-HEMTs à base de GaN

La stabilité chimique du GaN permet de réaliser les dispositifs électroniques à fonctionner dans des environnements difficiles contenant des vapeurs caustiques, corrosives ou acides. Ces propriétés font du GaN un matériau très favorable pour le développement de capteurs de gaz basés sur les transistors à haute mobilité électronique HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. Les transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ peuvent être transformés en capteurs de gaz en sélectionnant une couche sensible au gaz appropriée à utiliser comme électrode de grille des transistors HEMTs. Les métaux catalytiquement actifs tels que le Pt, le Pd ou l'Ir peuvent être utilisés pour une large gamme de capteurs de gaz afin de détecter par exemple H_2 , NH_3 et NO_2 . La figure (II-11) montre un schéma de capteurs de gaz basés sur les transistors HEMTs avec une grille métallique catalytique et un exemple de dispositif fabriqué.

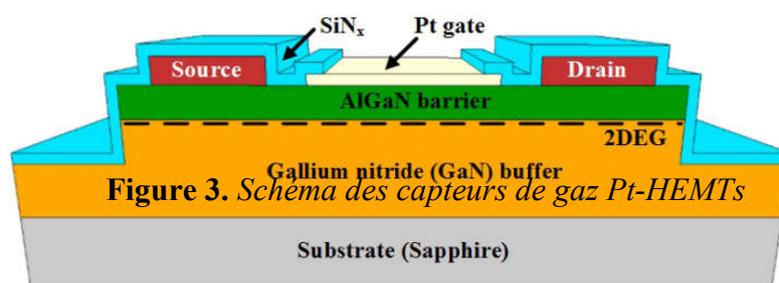


Figure II-11: Schéma des capteurs de gaz Pt-HEMTs [25].

➤ Capteurs de pH à base de GaN

Les matériaux semiconducteurs à grand gap nitrures d'éléments III (InN, GaN et AlN) et leurs composés ternaires ($\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$, $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$ et $\text{In}_{1-x}\text{Ga}_x\text{N}$) permet de réaliser des hétérostructures peuvent former un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à l'interface des hétérojonctions $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. En raison de la bande offset (la discontinuité de bande) entre $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ et GaN et de leurs forces de liaison élevées, ce système présente une très bonne stabilité chimique, tels que prouvé par la résistance aux procédés de gravure humide [26] et leur biocompatibilité [27].

La figure (II-12) montre la structure des capteurs de pH basés sur les transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ avec une grille ouverte. On fait croître une couche tampon de GaN non dopée de 2 μm sur un substrat Al_2O_3 , ce qui est fondamentalement nécessaire pour obtenir une polarité de Ga uniforme pour la couche épitaxiale de GaN et améliorer la qualité cristalline d'une couche de GaN suivante avec une épaisseur de 50 nm ; par conséquent, améliorant la densité d'un gaz d'électrons bidimensionnel dans le canal, suivie respectivement d'une couche

d'espaceur AlN non dopé de 1 nm pour améliorer la qualité du dispositif et une couche de barrière $Al_xGa_{1-x}N$ d'épaisseur de 20 nm.

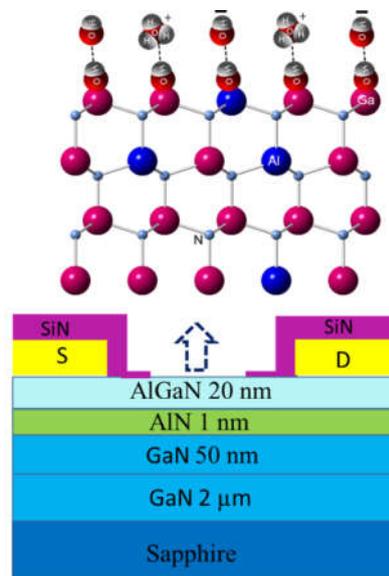


Figure II-12: Structure bidimensionnelle des capteurs de pH basés sur les transistors HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ [28].

➤ *Capteurs mécanique à base de GaN*

Certains domaines d'applications tels que l'aérospatial, l'automobile ou le forage de haute profondeur peuvent nécessiter la visualisation de certains paramètres physiques dans des environnements hostiles. Les capteurs microélectroniques basés sur le silicium y atteignent souvent leurs limites, qui sont qualifiées de conditions « sévères ». En revanche, les capteurs mécaniques fonctionnant en conditions sévères. Le principe de ces capteurs repose sur l'exploitation d'une électronique à base de nitrures, à la fois piézoélectriques et semiconducteurs, qui restent stables en conditions sévères.

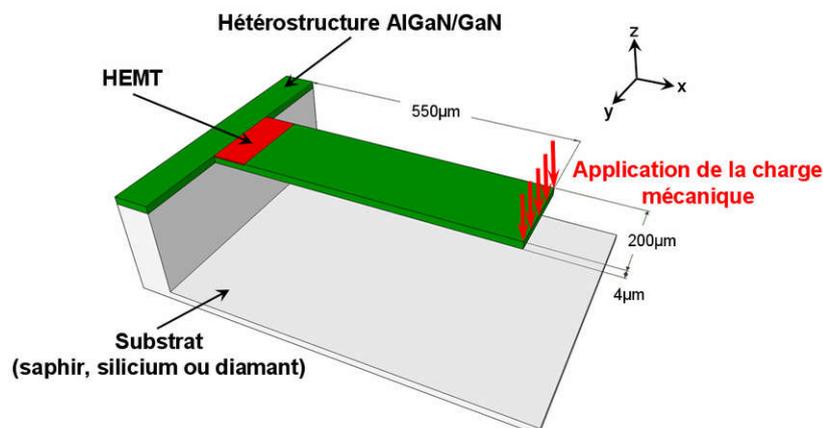


Figure II-13: Structure des capteurs mécanique envisagé [29].

La structure des capteurs à base de GaN se compose d'une poutre encastrée libre de dimensions latérales de l'ordre de plusieurs centaines de microns. Celle-ci est hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$, obtenue par hétéroépitaxie sur substrat de silicium ou de saphir, comme montre sur la figure (II-13). La couche de nucléation AlN permet d'absorbée les contraintes entre la couche tampon GaN et le substrat. La poutre obtenue présente en général des contraintes internes liées au procédé de fabrication. Elle sera principalement soumise à des phénomènes de flexion par l'application de contraintes à l'extrémité libre.

De plus, l'état de contrainte de la poutre va ainsi influencer la tension de seuil des capteurs basés sur les transistors HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ et de fait, le courant de drain varie en fonction de la contrainte exercée. Les transistors HEMT est localisé au plus près de l'encastrement, là où les contraintes liées à la flexion de la poutre sont le plus élevées. Un tel capteur devrait être fonctionnel en excitation statique et dynamique.

II.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté en premier lieu, un aperçu sur les aspects fondamentaux et technologiques des différents types de capteurs à base des matériaux semiconducteurs à faible et à grand gap. Nous avons mis en avant les nouvelles approches qui mènent à l'amélioration des caractéristiques et des performances des biocapteurs.

Références du chapitre II

- [1] D.R. Thévenot, K. Toth, R.A. Durst, G.S. Wilson: *Electrochemical biosensors: recommended definitions and classification.*, Biosensors and Bioelectronics, **16**(1–2), pp.121–131, (2001).
- [2] A. Bougharouat : *Modification de la sensibilité d'un QCM (Quartz Cristal Microbalance) par le dépôt dessus de films minces élaborés par plasma à partir de vapeurs de TEOS.*, Mémoire de Magister en Electronique, Université Mentouri–Constantine, 104 pages, (2009).
- [3] G. Asch et B. Poussery: *Les capteurs en instrumentation industrielle*, 8^{ème} Edition, Dunod/Bordas, Paris, 944 pages, (1982).
- [4] S.R. Morrison: *Selectivity in semiconductor gas sensors.* Sensors and Actuators, **12**(4), pp.425–440, (1987).
- [5] L. Lin, H.C. Chu, Y.W. Lu: *A simulation program for the sensitivity and linearity of piezoresistive pressure sensors.* Journal of Microelectromechanical Systems, **8**(4), pp.514–522. (1999).
- [6] S.D. Senturia: *Microsystems Design*, Massachusetts Institute of Technology, 1^{ère} Edition Springer New York, NY, 689 pages, (2001).
- [7] Bertrand Legrand: *Capteurs de position fonctionnant par saturation d'un circuit magnétique, application au domaine de l'automobile.* Thèse de Doctorat en Génie Électrique, Institut National Polytechnique de Grenoble, 149 pages, (2009).
- [8] Hakim Baha: *Conception d'un capteur de gaz intelligent.* Thèse de Doctorat en Micro-électronique. Université Hadj Lakhdar Batna, 142 pages, (2012).
- [9] John G. Webster : *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook Chapitre 7 : Humidity and Moisture Measurement.* CRC Press LLC, IEEE Press, 2588 pages, (2000).
- [10] L.C. Clark, C. Lyons : *Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery.* Ann. NY Acad. Sci, **102**(1), pp.29–45, (1962).
- [11] E.C. Alocilja, S. M.Radke : *Market analysis of biosensors for food safety.* Biosensors and Bioelectronics, **18**(5–6), pp.841–846, (2003).
- [12] L. Dufaitre-Patouraux, P. Vague, V. Lassmann-Vague : *Technologie et fiabilité de l'autosurveillance glycémique : historique et état actuel.* Diabetes & Metabolism, **29**(2), pp.2S7–2S14, (2003).
- [13] C. Michel, A. Ouerd, F. Battaglia-Brunet, N. Guigues, J.P. Grasa, M. Bruschi, I. Ignatiadis : *Cr(VI) quantification using an amperometric enzyme-based sensor: Interference and physical and chemical factors controlling the biosensor response in ground waters.* Biosensors and Bioelectronics, **22**(2), pp.285–290, (2006).

- [14] Minh-Canh Tran: *Les biocapteurs. Principes, constructions et applications*, Masson, Paris. (1991).
- [15] M. Comtat, A. Bergel: *Biocapteurs: rêve ou réalité industrielle?*. Biofutur. (1997)171, pp.33–36, (1997).
- [16] M. Kaisti : *Detection principles of biological and chemical FET sensors*. Biosensors and Bioelectronics, **98**, pp.437–448, (2017).
- [17] Rosine Pélagie Kengne-Momo: *Mise en œuvre des surfaces spécifiques en vue de la détection de bactéries pathogènes par diffusion Raman*. Thèse de Doctorat en Chimie Organique. Université de Yaoundé I - Université du Maine. 185 pages, (2011).
- [18] Yacine Halfaya. : *Optimisation, fabrication et caractérisation d'un capteur de gaz à base d'hétérostructure AlGaIn/GaN HEMT pour des applications automobiles*. Thèse de Doctorat en Sciences des Matériaux. Université de Lorraine, 183 pages, (2016).
- [19] F. Gasparyan, I. Zadorozhnyi, H. Khondkaryan, A. Arakelyan, S. Vitusevich: *Photoconductivity, pH sensitivity, noise, and channel length effects in Si nanowire FET sensors*. Nanoscale Research Letters, **13**(1), pp.1–9, (2018).
- [20] K. Maehashi, T. Katsura, K. Kerman, Y. Takamura, K. Matsumoto, E. Tamiya: *Label-Free Protein biosensor based on aptamer-modified Carbon nanotube field-effect-transistors*. analytical chemistry, **79**(2), pp.395–787, (2007).
- [21] K. Lee, P-R. Nair, A. Scott, M-A. Alam, D-B. Janes: *Device considerations for development of conductance-based biosensors*. J. Appl. Phys., **105**(10), pp.102046 (2009).
- [22] <https://www.crhea.cnrs.fr/electro/capteurs-bio-compatibles.asp>.
- [23] A.L. Spetz, A. Baranzahi, P. Tobias, I. Lundström: *High temperature sensors based on metal insulator-silicon carbide devices*. Phys. Stat. Sol. (a), **162**, pp.493–511, (1997).
- [24] A. Sciuto, M. Cataldo Mazzillo, S. Di Franco, G. Mannino, P. Badalà, L. Renna, C. Caruso: *UV-A sensor based on 6H-SiC Schottky photodiode*. IEEE Photonics Journal, **9**(1), pp.6801110–11, (2017).
- [25] R. Sokolovskij, E. Iervolino, C. Zhao, F. Wang, H. Yu: *Pt-AlGaIn/GaN HEMT-sensor layout optimization for enhancement of hydrogen detection*. Conference IEEE Sensors, Glasgow, UK. (2017).
- [26] S. J. Pearton, J. C. Zolper, R. J. Shul, F. Ren: *GaN: Processing, defects, and devices*. J. Appl. Phys, **86**, pp.1–78, (1999).
- [27] M. Frentrup, L.Y. Lee, S.L. Sahonta, M.J. Kappers, F. Massabuau, P. Gupta, R.A. Oliver, C. J. Humphreys, D.J. Wallis: *X-ray diffraction analysis of cubic zincblende III-nitrides*. J. Phy. D: Applied Physics, **50**, pp.433002, (2017).

[28] Y. Dong, D.H. Son, Q. Dai, J.H. Lee, C.H. Won, J.G. Kim, D. Chen, J.H. Lee, H. Lu, R. Zhang, Y. Zheng: *High sensitive pH sensor based on AlInN/GaN heterostructure Transistor*. Journal of Sensors, **18**(5), pp.1314–1324, (2018).

[29] D. Mishra, S. Yoon, Y. Seo, Y.E. Pak: *Analytical solutions of electroelastic fields in piezoelectric thin-film multilayer: applications to piezoelectric sensors and actuators*. Acta Mechanica, **231**(1–2), pp.1435–1459, (2020).

Chapitre III

**Etat d'art sur les biocapteurs MOS-HEMTs
à base de matériaux nitrures d'éléments III**

III.1 Introduction

Les transistors constituent sans doute la plus large part de l'activité microélectronique moderne. Les structures des transistors HEMTs ont été développées pour être utilisées dans les amplificateurs de puissance en hyperfréquence en raison de leur mobilité et de leur vitesse de saturation élevées de gaz électronique bidimensionnel (2DEG). Le canal conducteur 2DEG des transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ est très proche de la surface et extrêmement sensible à l'adsorption des analytes. Les biocapteurs à base de transistors HEMTs peuvent être utilisés pour la détection des gaz, des ions, des valeurs de pH , des biomoléculaires, des protéines, des enzymes, d'ADN, et des virus,... [1]. Les matériaux à base de GaN sont également chimiquement stables et aucun agent d'attaque chimique humide connu ne peut attaquer ces matériaux; cela les rend très adaptés à un fonctionnement dans des environnements chimiques difficiles. En raison de la mobilité électronique élevée, les transistors à haute mobilité électronique (HEMTs) à base de nitrure de gallium (GaN) peuvent fonctionner à très haute fréquence avec une tension de claquage plus élevée, une meilleure conductivité thermique et des bandes passantes de transmission plus larges que les dispositifs Si ou GaAs [2-3].

Dans ce chapitre, nous présentons la conception de capteurs MOS-HEMTs particulières à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ dites biocapteurs, ainsi que nous discutons leurs principe de fonctionnement pour les applications biomédicales.

III.2 Transistors à effet de champ

III.2.1 Transistors HEMT à base de nitrures

Ces transistors peuvent être désignés sous des appellations différentes : HFETs, TEGFETs, MODFETs ou plus communément HEMTs [4].

Les transistors à haute mobilité électronique (HEMTs) à base de GaN, fait l'objet des nombreux travaux des recherches [5]. Le fonctionnement des transistors HEMTs est basé sur les propriétés électriques de l'hétérojonction du matériau ternaire $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ dopé n et du matériau binaire GaN non dopé. Généralement, la composition d'alliage d'aluminium x est inférieure à 45% ce qui confère au matériau ternaire un gap direct pour la réalisation des composants optoélectroniques.

Il y a plusieurs avantages intrinsèques liés à l'utilisation du matériau GaN, mais il y a aussi des défauts sont localisés en volume, en surface et à l'interface peuvent être fixes, comme montre la figure (III-1). Un des moyens utilisés pour réduire les défauts d'interface pour réduire le courant

de fuite est l'insertion d'une couche oxyde entre la grille du transistor HEMTs et la couche barrière qui formée les transistors à haute mobilité électronique à grille isolée (MOS-HEMTs)

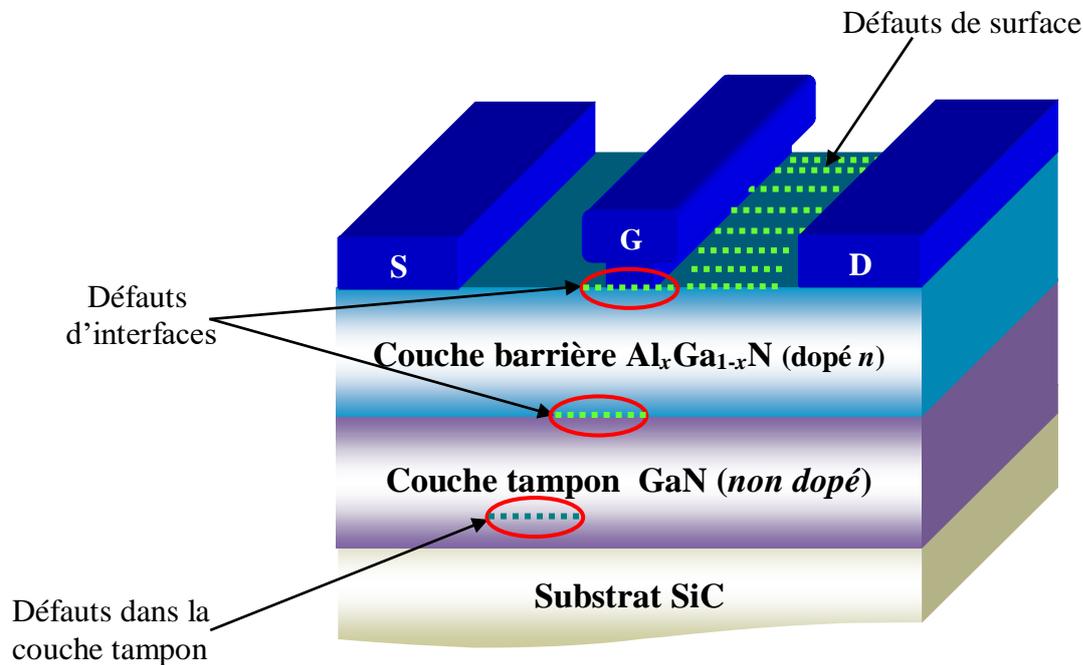


Figure III-1: Coupe schématique des transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ identifiant les zones critiques qui peuvent subir des dégradations [6].

La diffusion des porteurs du canal vers la couche tampon GaN traduit une faible résistivité de cette dernière par un dopage de type accepteur permet d'améliorer la résistivité de la couche tampon et donc d'améliorer le confinement des porteurs dans le canal. L'utilisation de la couche espaceur AlN qui permet de séparer spatialement les porteurs du gaz d'électrons 2D sur les ions donneurs bloqués dans la couche barrière [7].

III. 2.2 Transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$

Les transistors MOS-HEMTs (metal-oxide-semiconductor high electron mobility transistors) sont des transistors HEMTs à grille isolée. Cette particularité permet de réduire le courant de fuite non négligeable que présente la commande de grille Schottky des transistors HEMTs et de pouvoir utiliser le composant en régime d'accumulation. Généralement, pour améliorer les performances des transistors HEMTs en utilisant un isolant diélectrique de type oxyde à forte permittivité indiqués dans le tableau (III-1) [8].

III.2.3 Description de la structure des MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$

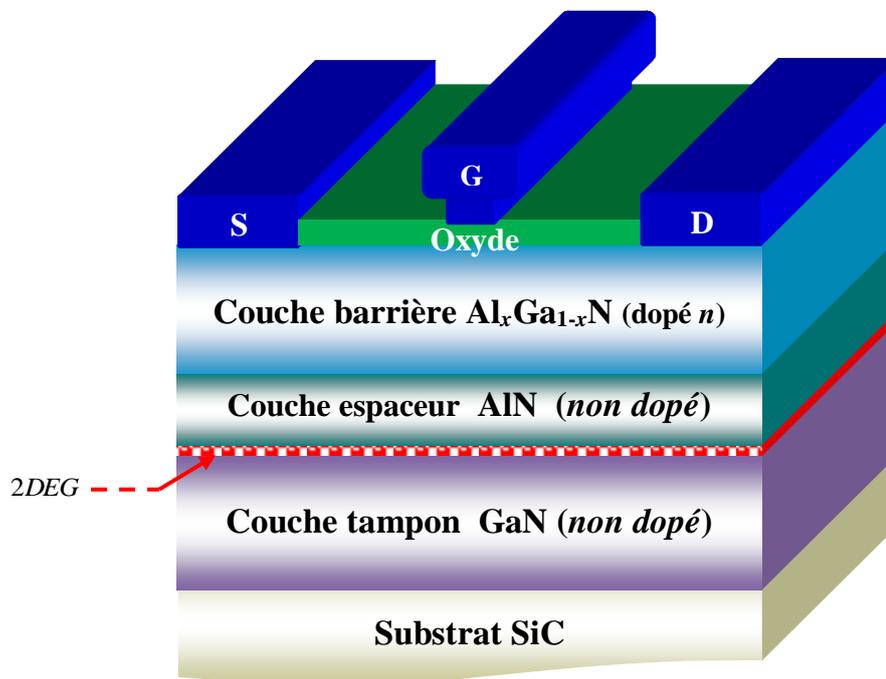


Figure III-2: Structure physique des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.

La figure (III-2) montre la structure physique des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$, qui consiste :

a) Substrat : c'est la couche sur laquelle on fait croître les matériaux par épitaxie, cette couche permet également d'avoir un matériau de base de bonne qualité cristallographique nécessaire à la croissance des autres couches [9].

b) Couche tampon : également appelée «*buffer layer*», elle permet d'améliorer le confinement des électrons dans le canal en réduisant l'injection des porteurs vers le substrat. Cette couche permet également d'éliminer les imperfections du substrat, afin d'avoir un matériau de bonne qualité cristallographique nécessaire à la croissance des couches supérieures. En effet, le paramètre essentiel qui conditionne une épitaxie de qualité est la différence de maille entre le substrat et le cristal de GaN [10].

c) Canal des transistors : est situé dans la couche de matériau à petit gap non intentionnellement dopée. C'est la plus importante partie des transistors HEMTs : c'est là où se

créé le gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG). C'est la couche qui détermine les performances du composant à travers les propriétés de transport des électrons dans le matériau [11].

d) Couche espaceur : est également appelée «*spacer layer*», formée par un matériau à grand gap non intentionnellement dopé, permettant de séparer spatialement les atomes donneurs fixés dans la couche barrière sur les électrons du canal. Les interactions à distance électrons-impuretés sont ainsi réduites (réduire la force Colombienne). Plus l'épaisseur de cette couche très étroite, la mobilité des électrons dans le canal devient plus élevée [12].

e) Couche barrière : cette couche est formée par $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ qui fournit des électrons libres à l'interface de l'hétérojonction AlN/GaN et son dopage est généralement volumique réalisé par un plan de dopage silicium.

f) Couche oxyde : parmi les problèmes des performances dans les transistors à effet de champ HEMTs est le courant de fuite dû aux états d'interfaces. Pour améliorer les performances des transistors en insérant un matériau diélectrique entre le contact Schottky (la grille des transistors) et la couche barrière ($\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$), cette couche permet la construction des transistors MOS-HEMTs. Parfois on dépose une couche superficielle (cap layer) au-dessus de la couche barrière au lieu de la couche oxyde [13]. Le tableau ci-dessous représente une comparaison entre les différents matériaux isolants diélectriques.

Tableau III-1: Comparaison entre les constantes diélectriques des plusieurs matériaux isolants diélectriques et leurs utilisations [14].

Matériaux	Permittivité (κ)	Utilisation	Commentaires
SiO_2	3.9	Passivation	Réduire le courant de fuite et effondrement
Al_2O_3	10	Passivation/isolation de la grille	Réduire le courant de fuite et effondrement
GaN	9.5	Passivation	Réduire le courant d'effondrement

III.2.4 Principes de fonctionnement des transistors à effet de champ

Les transistors à effet de champ sont des composants unipolaires, contiennent trois contacts : un contact Schottky (appelé grille, noté G) entre deux contacts ohmiques (appelés source (noté S) et drain (noté D)). Par convention, la source est reliée à la masse ($V_s = 0 \text{ V}$). Les tensions appliquées à la grille et le drain sont respectivement notés V_{gs} et V_{ds} [15].

Contrairement aux autres transistors à effet de champ, dans les transistors HEMTs le transfert du courant se fait grâce à la formation à l'hétérojonction d'un «*puits de potentiel*» qui tiendra le rôle

de canal. L'hétérojonction permet la séparation des atomes donneurs ionisés (dopants) des électrons libres. Ces électrons sont alors confinés dans le puits sous forme d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG), où ils peuvent atteindre des mobilités importantes. Son nom HEMTs (High Electron Mobility Transistors) provient de cette propriété. Ce concept des composants est utilisé principalement avec des technologies III-V [16]. Alors que le principe de fonctionnement des transistors est basé sur la modulation de la conductivité du canal (la densité des porteurs) par un champ électrique transversal (tension de commande) appliqué à la grille [13].

III.2.5 Caractéristiques statiques $I_{ds}(V_{ds})$

La figure (III-3) représente le réseau de caractéristiques des transistors à effet de champ (les caractéristiques de sortie ($I_{ds}=f(V_{ds})$) et les caractéristiques de transfert ($I_{ds}=f(V_{gs})$) [17].

a) Régime ohmique

Régime pour lequel le composant se comporte comme un barreau résistif et dont on peut extraire le paramètre de R_{on} qui est fonction de la tension V_{gs} . Ce mode est souvent utilisé dans les transistors à effet de champ pour les applications de résistance commandée.

b) Régime saturé

Régime pour lequel la résistance du canal est très élevée et ne varie pas ou peu en fonction de la tension de drain. C'est le régime d'utilisation du composant pour les applications de type amplification.

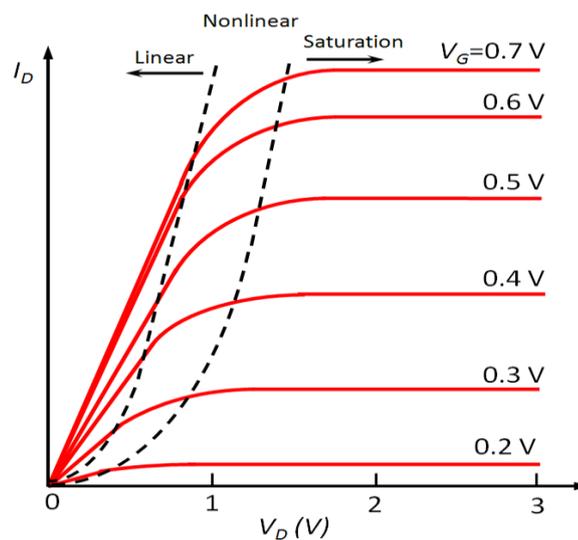


Figure III-3: Réseau caractéristique des transistors à effet de champ [18].

III.3 Biocapteurs à base de transistors HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$

La structure des transistors HEMTs a été développée pour une utilisation dans les amplificateurs de puissance en hyperfréquences, en raison de leur haute mobilité d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) et la vitesse de saturation. Le gaz d'électrons bidimensionnel dans le canal crée à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ est très proche de la surface et extrêmement sensible à l'adsorption des analytes. Les biocapteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ peuvent être utilisés pour la détection des (protéines, virus, ADN, ...).

L'approche générale pour détecter des espèces biologiques utilise des biocapteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ consistent à fonctionnaliser la surface de détection par exemple la région de grille des transistors HEMTs d'une couche ou d'une substance qui se lie sélectivement aux molécules d'intérêt.

III.4 Différents types des biocapteurs HEMTs à base d'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$

L'idée principale des biocapteurs est née du besoin d'analyse en temps réel sans traitement préalable de l'échantillon et sans manipulation de produits dangereux. 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. Plus de 40 biocapteurs ont été commercialisés pour le diagnostic médical, pour mesurer divers paramètres tels 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.

III.4.1 Biocapteurs de l'ADN

Le développement de systèmes pour la détection de l'ADN est motivé par plusieurs applications dans de nombreux domaines comme le diagnostic et analyse génétique de la présence de pathogènes dans différents milieux [19].

La transduction des transistors à haute mobilité électronique (HEMTs) $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ à grille ouverte est basée sur l'influence des charges de surface au niveau de la grille sur les caractéristiques du dispositif. Accompagné du mécanisme très spécifique d'hybridation et de la charge des molécules d'ADN et de leur environnement, cela peut servir de base à un capteur

d'hybridation d'ADN [20]. Pour obtenir un tel capteur, une séquence d'ADN simple brin (ADN sonde) doit être fixée à la surface de la grille, comme montre la figure (III-4).

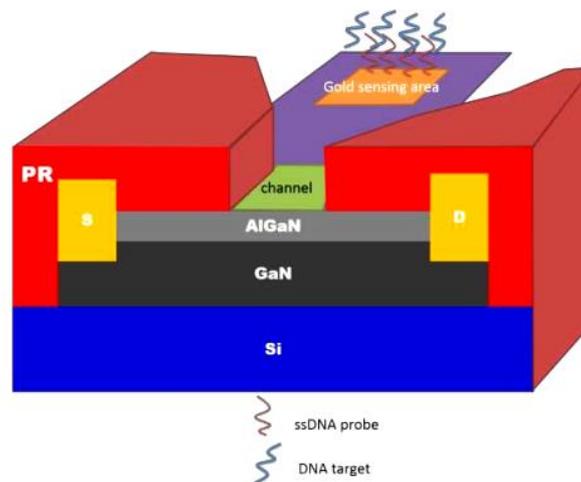


Figure III-4: Biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ de l'ADN [21].

III.4.2 Biocapteurs de glucose

La figure (III-5) illustre la structure des capteurs de glucose domine l'industrie des biocapteurs. Ces derniers ont été améliorés de manière extensive en raison du développement sans cesse de l'autotest et de la surveillance de la glycémie [22]. Le composant le plus important d'un dispositif de surveillance de la glycémie est la technologie de détection qui mesure la concentration de glucose. De nombreux efforts ont été déployés pour améliorer les performances de cette technologie au cours des 40 dernières années, depuis l'invention de la première électrode enzymatique en 1962 par Clark et Lyons.

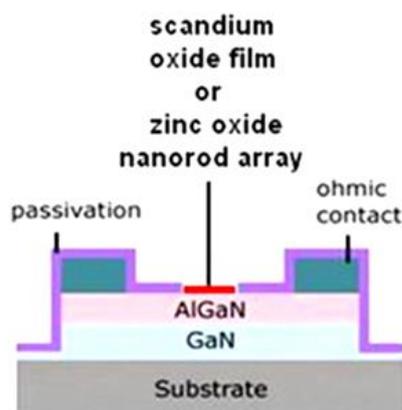


Figure III-5: Structure des biocapteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ [23].

Pour la détection de glucose, les transistors HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ de région grille est immobilisée avec une enzyme oxydase à travers les nanotiges de l'oxyde de zinc (ZnO). L'enzyme glucose oxydase (GOx) est utilisé couramment dans des biocapteurs pour

détecter les niveaux de glucose chez les patients diabétiques. En raison de l'importance de difficulté d'immobilisation du glucose, de nombreuses études ont porté sur les techniques d'immobilisation de glucose avec des nanotubes de carbone, les nanomatériaux à base de ZnO, et des particules d'or. Les nanomatériaux à base de ZnO sont particulièrement intéressants en raison de leurs propriétés non toxiques, faible coût de fabrication, et l'interaction électrostatique favorable entre ZnO et GOx [24].

III.4.3 Biocapteurs de cancer de sein

L'examen diagnostique le plus utilisé pour le cancer du sein, la mammographie, est potentiellement nocif en raison de l'exposition aux radiations. Actuellement, l'écrasante majorité des malades subissent un dépistage du cancer du sein par mammographie [25–26]. Cette procédure implique un coût élevé pour le malade et est invasive (rayonnement) ce qui limite la fréquence des dépistages.

Il existe des preuves récentes suggérant que les tests salivaires pour les responsables du cancer du sein peuvent être utilisés en conjonction avec la mammographie [26–27]. Les diagnostics salivaires pour la protéine c-erbB-2 ont un grand potentiel diagnostique. Ces dernières études indiquent que le test salivaire est à la fois sensible, fiable et peut être potentiellement utile dans la détection initiale et le dépistage de suivi du cancer du sein. Cependant, pour exploiter pleinement le potentiel des bio-marqueurs salivaires, des technologies sont nécessaires pour permettre une détection facile, sensible et spécifique du cancer du sein.

Les capteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ fonctionnalisés par des anticorps sont prometteurs pour la détection de l'antigène c-erbB-2 [28]. L'antigène c-erbB-2 a été spécifiquement reconnu grâce à l'anticorps c-erbB.

La figure (III-6) montre la structure des biocapteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. Les couches épitaxiales des biocapteurs HEMTs sont généralement développées par dépôt chimique en phase vapeur d'oxyde métallique (MOCVD), avec une source et des électrodes de drain de type contact ohmique, et un empilement métallique de contact Schottky au niveau de la grille. La grille est divisée en deux parties : la région de détection (appelée zone de grille) et les plots de polarisation. La densité d'un gaz d'électrons bidimensionnel formé à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ ou puits quantique quasi-triangulaire (le canal des transistors HEMTs) peut être modulée en appliquant une tension de polarisation (tension de commande) sur la grille pour ajuster la sensibilité de détection. L'ester méthylique de cystéine (CME) se forme à la surface de la région de détection comme un pont entre la grille et le récepteur d'anticorps. Le récepteur d'anticorps garantit que seules les biomolécules ciblées (c-erbB-2) sont détectées. Lorsque le c-erbB-2 est

ajoutées à la zone de détection, le courant de drain change en raison des modifications de la charge de surface, permettant ainsi la détection des biomolécules ciblées en contrôlant le courant de drain.

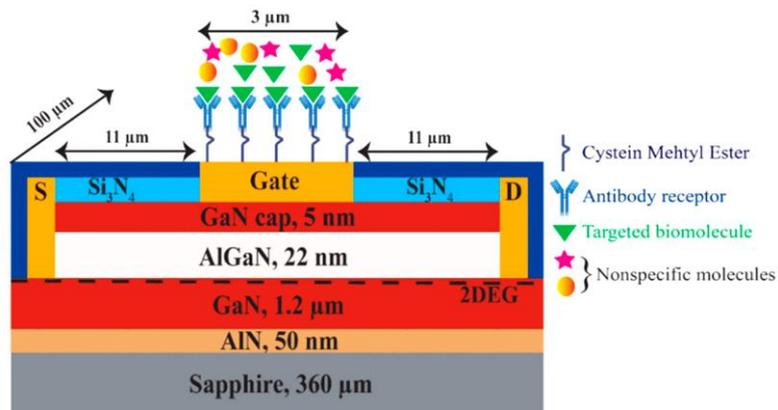


Figure III-6: Schéma de la structure des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ [29].

Chaturvedi et al. étudiés aussi les biocapteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ pour la détection de c-erbB-2 par simulation [30]. La figure (III-7), montre un schéma des biocapteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $AlGaIn/GaN$ pour le diagnostic du cancer du sein. Le contact de grille, formé de contacts Schottky à base de Ni avec une couche supérieure d'Al, sert la région de détection, les biocapteurs conçu sur un substrat SiC.

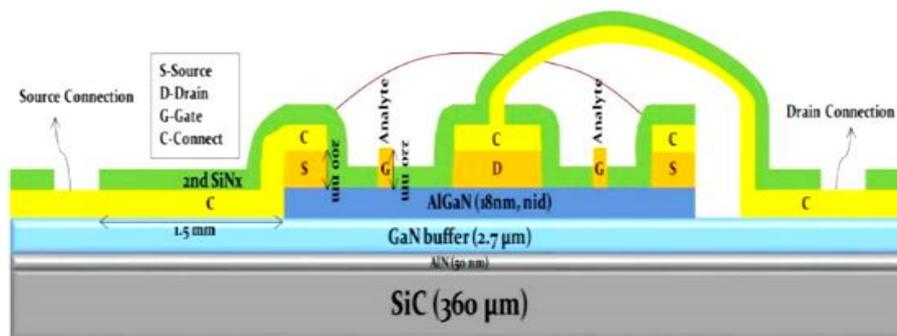


Figure III-7: Structure de biocapteurs HEMTs à base de GaN [30].

III.4.4 Biocapteurs de cancer de la prostate

Le cancer de la prostate est la deuxième cause de décès par cancer chez les hommes aux États-Unis et 1 homme sur 6 recevra un diagnostic de cancer de la prostate au cours de sa vie [2, 31]. Le marqueur sérique le plus couramment utilisé pour le diagnostic du cancer de la prostate est l'antigène prostatique spécifique (PSA). Le cancer de la prostate peut souvent être détecté à un stade précoce en testant la quantité de PSA dans le sang du malade. La plupart des hommes ont

des taux de PSA inférieurs à 4 nanogrammes par millilitre de sang. Lorsque le cancer de la prostate se développe, le taux de PSA dépasse généralement 4 nano grammes par millilitre, environ 15% des hommes ayant un PSA inférieur à 4 auront un cancer de la prostate à la biopsie. En général, les approches de test du PSA sont coûteuses, prennent du temps et nécessitent le transport des échantillons.

Les transistors HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ fonctionnalisés par anticorps présentés schématiquement sur la figure (III-8) pour détecter le PSA à de faibles niveaux de concentration. L'anticorps PSA était fixé à la zone de grille par la formation de liaisons ester carboxylate succinimide avec de l'acide thioglycolique immobilisé. Le courant drain-source de la structure des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ montrés un temps de réponse inférieur de 5 secondes lorsque le PSA cible dans un tampon à des concentrations cliniques était ajouté à la surface immobilisée par l'anticorps. Les appareils pouvaient détecter une plage de concentrations allant de 1 $\mu g/ml$ à 10 pg/ml . La concentration détectable la plus faible était inférieure de deux ordres de grandeur à la valeur seuil des mesures de PSA pour la détection clinique du cancer de la prostate [32].

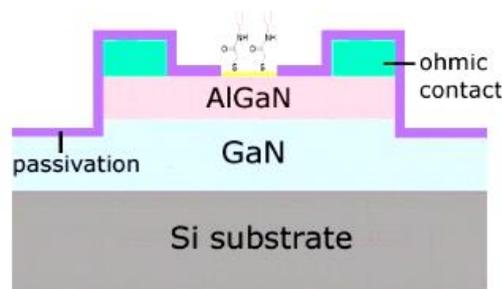


Figure III-8: Schéma des biocapteurs HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$. La zone de grille revêtue d'Or a été fonctionnalisée avec un anticorps PSA sur de l'acide thioglycolique [2].

Aucun changement actuel ne peut être observé avec l'ajout de solution ou d'albumine sérique bovine non spécifique (BSA), mais il y a eu un changement rapide lorsque 10 ng/ml de PSA ont été ajoutés à la surface. Le changement rapide de courant de drain dû à l'exposition du PSA dans une solution pourrait être stabilisé après la diffusion du PSA dans la solution. La limite ultime de détection semble être de quelques pg/ml [2].

III.4.5 Biocapteurs des biomolécules

La figure (III-9) montre la structure des biocapteurs MOS-HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ avec une cavité sous la grille. Une partie du diélectrique de grille est la zone sensible, qui forme la cavité des biocapteurs pour l'ajout et la détection de biomolécules. Le potentiel du canal sous la cavité dépend des biomolécules en raison de leurs différentes valeurs de permittivité. Pal et al. proposent un modèle analytique pour les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ utilisant une approche de modulation diélectrique. Lorsqu'en introduisant le biomolécule dans la cavité, la capacité de grille des transistors HEMTs sera modifiée, ce qui peut affecter le potentiel de surface. Pal et al. ont analysé également la relation entre le courant à l'état passant et la capacité de grille, et une simulation a été réalisée pour confirmer le modèle. Les caractéristiques de sortie simulées par le simulateur Atlas-TCAD et le modèle analytique pour différents types de biomolécules tels que (ChOx, protéine, streptavidine et uricase) [33], montrant que les valeurs de courant à l'état actif diffèrent pour chaque biomolécule.

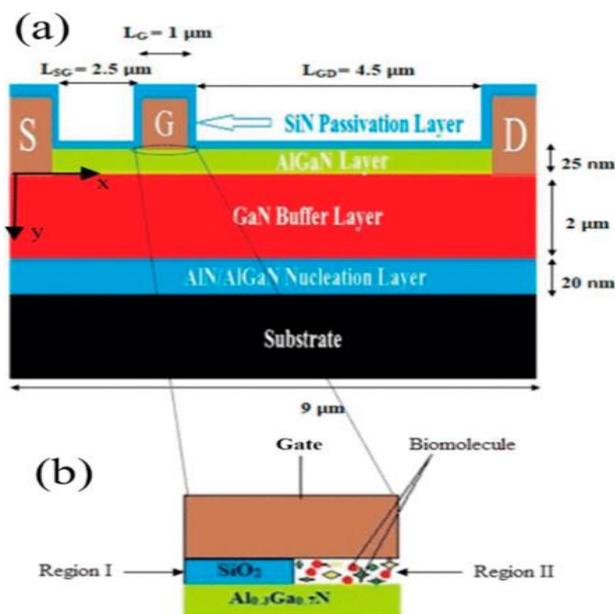


Figure III-9: (a) Structure des biocapteurs MOS-HEMTs $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ avec cavité nano gap sous la grille et (b) vue agrandie de la région de la cavité introduite sous la région de la grille [33].

Cependant, cette méthode présente des limites, notamment dans la détection de biomolécules présentant des valeurs de permittivité similaires, telles que les protéines (permittivité de 2,5) et la streptavidine (permittivité de 2,1), où les courbes actuelles se chevauchent presque. De plus, la pureté de l'échantillon de détection, qui peut avoir un impact sur les valeurs de permittivité, est essentielle dans cette méthode.

III.4.6 Biocapteurs de protéine CRP

La protéine C réactive (CRP) est un marqueur biologique de l'inflammation, c'est une protéine qui apparaît dans le sang lors de la présence d'une infection aiguë dans l'organisme. Son taux augmente rapidement après le début de l'inflammation. Sa mesure donne donc une indication fiable à un instant donné, de l'état de santé d'un individu et de l'efficacité d'un traitement [34].

La figure (III-10) montre le schéma des biocapteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. L'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ a été développée par dépôt chimique en phase vapeur organométallique (MOCVD) sur un substrat de saphir, constitué d'une couche de GaN de 2 μm d'épaisseur, d'une couche de GaN non dopé de 80 nm d'épaisseur et d'une couche de GaN non dopé de 25 nm d'épaisseur. Couche barrière épaisse $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ une composition d'alliage d'aluminium de 30% de la couche barrière $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$. La densité et la mobilité 2DEG mesurées de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ étaient respectivement de $9 \times 10^{12} \text{ cm}^{-2}$ et $1500 \text{ cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$.

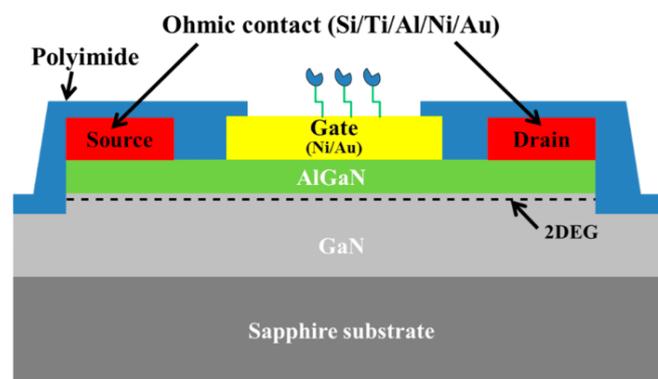


Figure III-10: Schéma des biocapteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ [35].

III.5 Biocapteurs à base de transistors HEMTs pour la détection des virus

Notre travail de recherche consiste à étudier les biocapteurs HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. Ils ont montré des résultats prometteurs pour les applications de biodétection, car ils comprennent un canal d'électrons induit par polarisation spontanée et piézoélectrique de la couche $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$. Les charges positives à la surface de la couche sensible des transistors HEMTs sont induites par le gaz d'électrons bidimensionnel situé à l'interface de l'hétérojonction $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$. En outre, en raison de leur bande d'énergie, l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ est très stable chimiquement. Avec immobilisation de surfaces appropriées, des capteurs HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ ont été utilisés pour différentes applications de détection. Pour la détection des virus qui est basée sur la reconnaissance spécifique entre le récepteur et l'analyte, comme c'est le cas dans

le système antigène/anticorps, ce système repose sur la formation d'un complexe entre ces deux entités dont la caractéristique première est une très forte spécificité. Les anticorps spécifiques du virus sont des glycoprotéines présentes au sein des organismes vivants et jouent un rôle clé dans le système immunitaire [36].

III.6 Conclusion

Ce chapitre a décrit les différents types des biocapteurs basés sur les transistors effet de champ à haute mobilité électronique (HEMTs) à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$, puis on introduit leurs principes de fonctionnement. Les transistors HEMTs à base de nitrure de gallium sont des dispositifs électroniques utilisés pour les applications de haute puissance et hyperfréquences avec des vitesses de commutation très élevées grâce aux propriétés du matériau de base et leurs principes de base consistent à mettre à profit les propriétés de haute mobilité d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) à partir de la séparation physique des électrons libres sur les donneurs ionisés dont ils proviennent. En conséquence, les transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ sont des meilleurs transducteurs utilisés pour la fabrication des biocapteurs. En outre, nous avons présenté une généralité sur les différents types des biocapteurs à base de matériaux nitrures d'éléments III. Ainsi que, nous avons présenté les différents types des biocapteurs HEMTs à base d'hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{GaN}$ et leurs applications biomédicales.

Références du chapitre III

- [1] K. Bizet, C. Gabrielli, H. Perrot and, J. Thérasse. : *La microbalance à quartz électrochimique: perspectives d'application en biologie médicale*. *Immunoanal Biol Spéc.* **10**, pp.205–211, (1995).
- [2] B.S. Kang H.T. Wang, T.P. Lele, Y. Tseng, and F. Ren.: *Prostate specific antigen detection using AlGaN/GaN high electron mobility transistors*. *Appl. Phys. Lett.* **91**, pp.112106–08, (2007).
- [3] S.J. Pearton, B.S. Kang, S. Kim, F. Ren, B.P. Gila, C.R. Abernathy, J. Lin, S.N.G. Chu: *GaN-based diodes and transistors for chemical, gas, biological and pressure sensing*. *J. Phys: Condensed Matter*, **16**, pp.R961–985, (2004).
- [4] Stéphanie Rennesson: *Développement de nouvelles hétérostructures HEMTs à base de nitrure de gallium pour des applications de puissance en gamme d'ondes millimétriques*. Thèse de Doctorat en Physique, Université de Nice-Sophia Antipolis, 159 pages, (2013).
- [5] Ikram El Makoudi: *Etude et fabrication de transistors à enrichissement de la filière InAlAs/InGaAs pour applications millimétrique faible bruit*. Thèse de Doctorat en Micro et Nanotechnologies, Université de Lille 1, 179 pages, (2010).
- [6] G. Meneghesso, G. Verzellesi, F. Danesin, F. Rampazzo, F. Zanon, A. Tazzoli, M. Meneghini, E. Zanoni: *Reliability of GaN High-Electron-Mobility Transistors: State of the Art and Perspectives*. *IEEE TDMR*, **8**(2), pp.332–343, (2008).
- [7] Séraphin Dieudonné Nsele: *Analyse électrique et en bruit basse fréquence et haute-fréquence des technologies InAlN/GaN HEMTs en vue de la conception d'amplificateurs robustes faible bruit en bande Ka*. Thèse de Doctorat en Électromagnétisme et Systèmes Haute Fréquence, Université de Toulouse, 185 pages, (2014).
- [8] Touati Zine-eddine: *Contribution à la modélisation non linéaire et l'optimisation des transistors à effet de champ à hétérojonction par des méthodes intelligentes*. Thèse de Doctorat en Électronique, Université de Mohamed Khider Biskra, 152 pages, (2019).
- [9] Ch. Djimli: *Etude par simulation des phénomènes de polarisations et les contacts ohmiques dans les transistors HEMTs à base de GaN*. Mémoire de Magister en Electronique, Université de Constantine, 72 pages, (2005).
- [10] Souheil Mouetsi: *Contribution à l'étude du bruit basse fréquence dans des hétérostructures AlGaAs/GaAs/AlGaAs*. Thèse de Doctorat en Electronique, Université de Mentouri Constantine, 156 pages, (2010).

- [11] M. Kaddeche: *Modélisation et analyse de l'effet du field plate avec couche diélectrique high- κ sur les propriétés électriques des HEMTs $Al_mGa_{1-m}N/GaN$* . Thèse de Doctorat en Microélectroniques et Microondes, Université de Constantine 1, 113 pages, (2014).
- [12] N. Maeda, T. Nishida, N. Kobayashi, M. Tomizawa: *Two-dimensional electron-gas density in AlGa N /Ga N heterostructure field effect transistors*. Appl. Phys. Lett., **73**, 1856, (1998).
- [13] Driss Bouguenna: *Etude comparative et modélisation des transistors à effet de champ MODFETs et MOS-MODFETs à base de nanostructure de nitrures III-V $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ cubique*. Thèse de Doctorat en Electronique. USTO, 157 pages, (2014).
- [14] Teresa Partida Manzanera: *Atomic layer deposition of tantalum doped aluminium oxide as a gate dielectric for Ga N -based power transistors*. Thèse de Doctorat en Philosophie, Université de Liverpool, 269 pages, (2017).
- [15] Thi Dak Ha Nguyen: *Réalisation et caractérisation de HEMTs AlGa N /Ga N sur silicium pour applications à haute tension*. Thèse de Doctorat en Electronique, Université Paris Sud, 186 pages, (2013).
- [16] Guillaume Callet: *Caractérisation et modélisation de transistors HEMT AlGa N /Ga N et InAl N /Ga N pour l'amplification de puissance en radiofréquences*. Thèse de Doctorat en Electronique des Hautes Fréquences, Photonique et Systèmes, Université de Limoges, 190 pages, (2011).
- [17] Abdelmalik Belarbi: *Transistor DHFET à base d'InGa N simulation et optimisation de ses performances DC et RF par le logiciel Silvaco*. Mémoire de Magister en Nanophysique et Nanotechnologie, Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen, 156 pages, (2014).
- [18] Elena Tschumak: *Cubic $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ heterojunction field-effect transistors-fabrication and characterisation*. Thèse de Doctorat en Physique, Université de Paderborn, 113 pages, (2010).
- [19] Rabih Khoder: *Elaboration de biocapteurs électrochimiques d'ADN à base de nanostructure de polypyrrole pour le diagnostic de la tuberculose*. Thèse de Doctorat en Chimie, Université de Paris-Saclay, 141 pages, (2018).
- [20] S.U. Schwarz, S. Linkohr, P. Lorenz, S. Krischok, T. Nakamura, V. Cimalla, C.E. Nebel, O. Ambacher: *DNA-sensor based on AlGa N /Ga N high electron mobility transistor*. Physica Status Solidi (A) Applications and Materials, **208**(7), (2011).
- [21] Y.W. Chen, C.-P. Hsu, I. Sarangadharan, Y.-L. Wang: *Investigation of DNA Detection Mechanism with AlGa N /Ga N High Electron Mobility Transistor (HEMT) Biosensor in High Ionic Strength Solution*. ECS Trans., **77**, (2017).

- [22] Hakim Belkhalifa: *Elaboration de biocapteurs non-enzymatique de glucose à base de nanostructures de carbone et d'hydroxydes métalliques*. Thèse de Doctorat en Physique, Université M'hamed Bougara de Boumerdès, 125 pages, (2017).
- [23] S.J. Pearton, F. Ren: *DNA Wide Bandgap Semiconductor One-Dimensional Nanostructures for Applications in Nanoelectronics and Nanosensors*. *Nanomaterials and Nanotechnology*, **3**(1), (2013).
- [24] Oussama Zeggai. : *Étude et caractérisation d'un microsysteme à base de matériau nitruré AlGaN pour les applications biologiques et biomédicale*. Thèse de Doctorat en Physique, Université Abou Bekr Belkaid – Tlemcen, 107 pages, (2015).
- [25] J. S. Michaelson, E. Halpern, D. B. Kopans: *Breast cancer: computer simulation method for estimating optimal intervals for screening*. *Nanomaterials and Nanotechnology*, **212**(2), pp.551–560, (1999).
- [26] K.H. Chen, B.S. Kang, H.T. Wang, T.P. Lele, F. Ren, Y.L. Wang, C.Y. Chang, S.J. Pearton, D.M. Dennis, J.W. Johnson, P. Rajagopal, J.C. Roberts, E.L. Piner, and K.J. Linthicum: *cerbB-2 sensing using AlGa_N/Ga_N high electron mobility transistors for breast cancer detection*. *Applied Physics Letters*, **92**, (2008).
- [27] T. Harrison, L. Bigler, M. Tucci, L. Pratt, F. Malamud, J. T. Thigpen, C. Streckfus, H. Younger: *Salivary sIgA concentrations and stimulated whole saliva flow rates among women undergoing chemotherapy for breast cancer: an exploratory study*. *Spec. Care Dentist*, **18**(3), pp. 109–112, (1998).
- [28] B.H. Chu, B.S. Kang, F. Ren, C.Y. Chang, Y.L. Wang, S.J. Pearton, A.V. Glushakov, D.M. Dennis, J.W. Johnson, P. Rajagopal, J.C. Roberts, E.L. Piner, K.J. Linthicum: *Enzyme-based lactic acid detection using AlGa_N/Ga_N high electron mobility transistors with ZnO nanorods grown on the gate region*. *Appl. Phys. Lett.*, **93**(4), pp.042114–3, (2008).
- [29] S. Mishra, P. Kachhawa, P. Mondal, S. Ghosh, C. Tripura, N. Chaturvedi: *AlGa_N/Ga_N HEMT based biosensor for detection of the HER2 antigen spiked in human serum*. *IEEE Trans. Electron Devices*, **96**, pp.4527–4533, (2022).
- [30] N. Chaturvedi, R. Chowdhury, S. Mishra, K. Singh, N. Chaturvedi, A. Chauhan, S. Pande, N. Sharma, P. Parjapat, R. Sharma: *GaN HEMT based biosensor for the detection of breast cancer marker (C-erbB2)*. *Semicond. Sci. Technol*, **36**(4), (2021).
- [31] J. Wang: *Electrochemical biosensors: towards point-of-care cancer diagnostics*. *Biosens. Bioelectron.*, **21**(10), pp.1887–1892, (2006).
- [32] Y.W. Heo, D.P. Norton, L.C. Tien, Y. Kwon, B.S. Kang, F. Ren, S.J. Pearton, J.R. LaRoche: *ZnO nanowire growth and devices*. *Mat. Sci. Eng.:R*, **47**(1-2), pp. 1-47, (2004).

- [33] P. Pal, Y. Prapat, M. Gupta, S. Kabra: *Modeling and simulation of AlGaN/GaN MOS-HEMT for biosensor applications*. IEEE Sens. J., **19**, pp.587–593, (2018).
- [34] S. Black, I. Kushner, D. Samols: *C-reactive Protein*. J. Biol. Chem, **279**(47), pp.48487–48490, (2004).
- [35] H.H. Lee, M. Bae, S.-H. Jo, J.-K. Shin, D.H. Son, C.-H. Won, H.-M. Jeong, J.-H. Lee, S.-W. Kang: *AlGaN/GaN High Electron Mobility Transistor-Based Biosensor for the Detection of C-Reactive Protein*. Sensors, **15**(8), pp.18416–26, (2015).
- [36] H.W. Schroeder, L. Cavacini: *Structure and Function of Immunoglobulins*. J. Allergy Clin. Immunol., **125**, pp.S1–S52, (2010).

Chapitre IV

**Modélisation électrique des biocapteurs MOS-HEMTs
à base de l'hétérostructure de nitrures III-N**

IV.1 Introduction

Le quatrième chapitre décrit formellement une étude générale sur la topologie de la structure des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et leurs diagrammes énergétiques de la bande de conduction. De plus, nous allons développer aussi les modèles analytiques des propriétés électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de matériaux III-N.

IV.2 Conception des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure de GaN

IV.2.1 Structures étudiées

Les biocapteurs MOS-HEMTs à base de deux différents types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$, comme le montre respectivement les figures (IV-1), (IV-2a) et (IV-2b). Les structures des capteurs biologiques MOS-HEMTs à base de nitrures étudiés et constituent une couche tampon GaN de 2 μm croître par la technique épitaxie sur un substrat Al_2O_3 , puis en insérant une couche de nucléation AlN d'épaisseur 0.03 μm entre la couche tampon et le substrat qui permet de rattraper le désaccord de maille entre les différentes couche et d'absorber les contraintes à l'interface entre la couche tampon et substrat pour réduire l'autocontrainte et de la densité de défauts à l'interface dans la zone active (canal des transistors MOS-HEMTs). Par ailleurs, en insérant une couche d'espaceur AlN d'épaisseur 2 nm pour réduire la force Coulombienne entre les électrons dans le canal et les ions donneurs fixés dans la couche barrière $\text{Al}_{0.3}\text{Ga}_{0.70}\text{N}$ ou $\text{Al}_{0.83}\text{In}_{0.17}\text{N}$ utilisés dans ce travail de recherche avec une épaisseur de 25 nm et. De plus, l'objectif principal de l'insertion de la couche d'oxyde (Al_2O_3) d'épaisseur de 2 nm pour réaliser des transistors HEMTs à grille isolée (MOS-HEMTs), ce qui permet de réduire le courant de fuite des transistors HEMTs. La cavité où la région de détection de longueur $L_{\text{cavité}} = 0,5 \mu\text{m}$ et de hauteur $h_{\text{cavité}} = 13 \text{ nm}$ sous la grille.

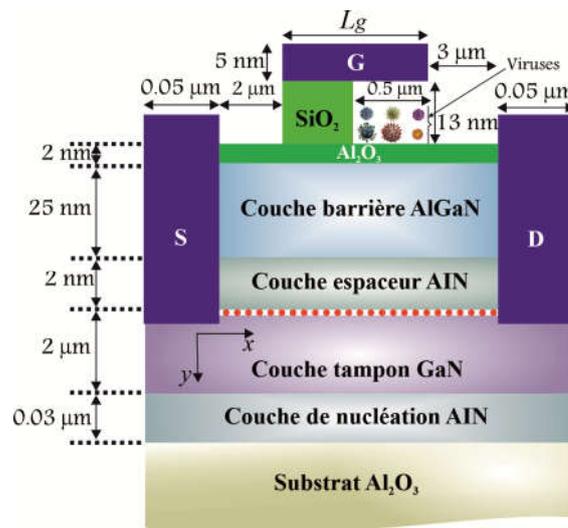


Figure IV-1: Topologie de la structure des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ [1].

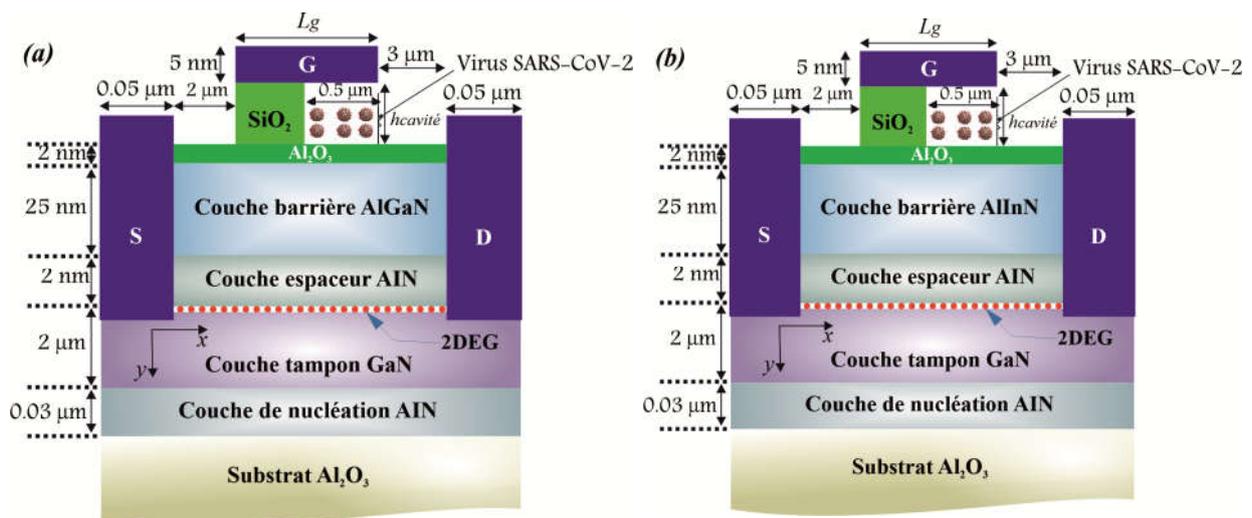


Figure IV-2: Différentes topologies de la structure des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure (a) $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et (b) $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$, utiliser pour la détection du virus SARS-CoV-2.

IV.2.2 Diagramme énergétique de la bande de conduction

Le profil de la distribution de charges et le diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ sont illustrés dans les figures (IV-3) et (IV-4), respectivement.

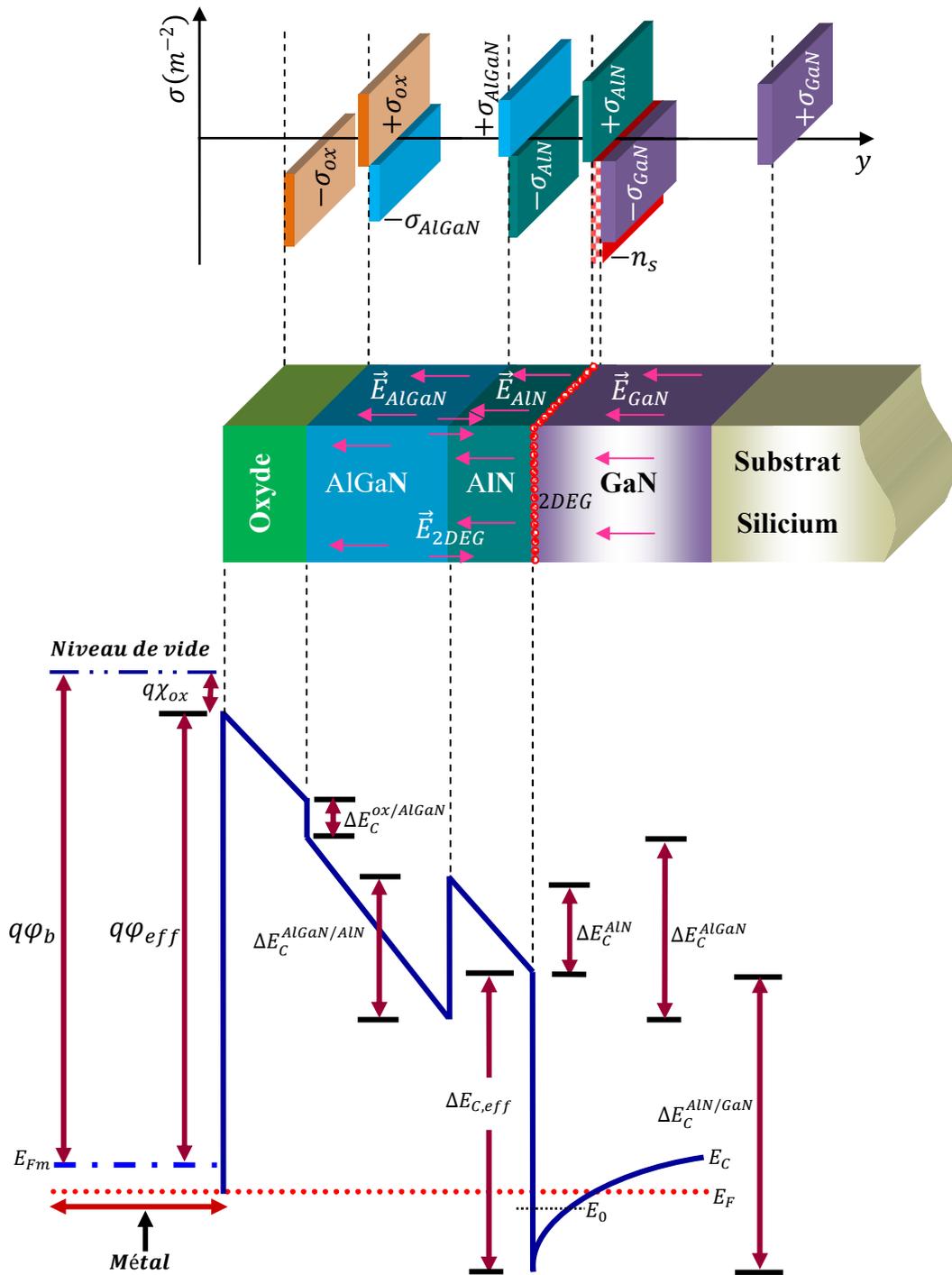


Figure IV-3: Profile de la distribution des charges et le diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$.

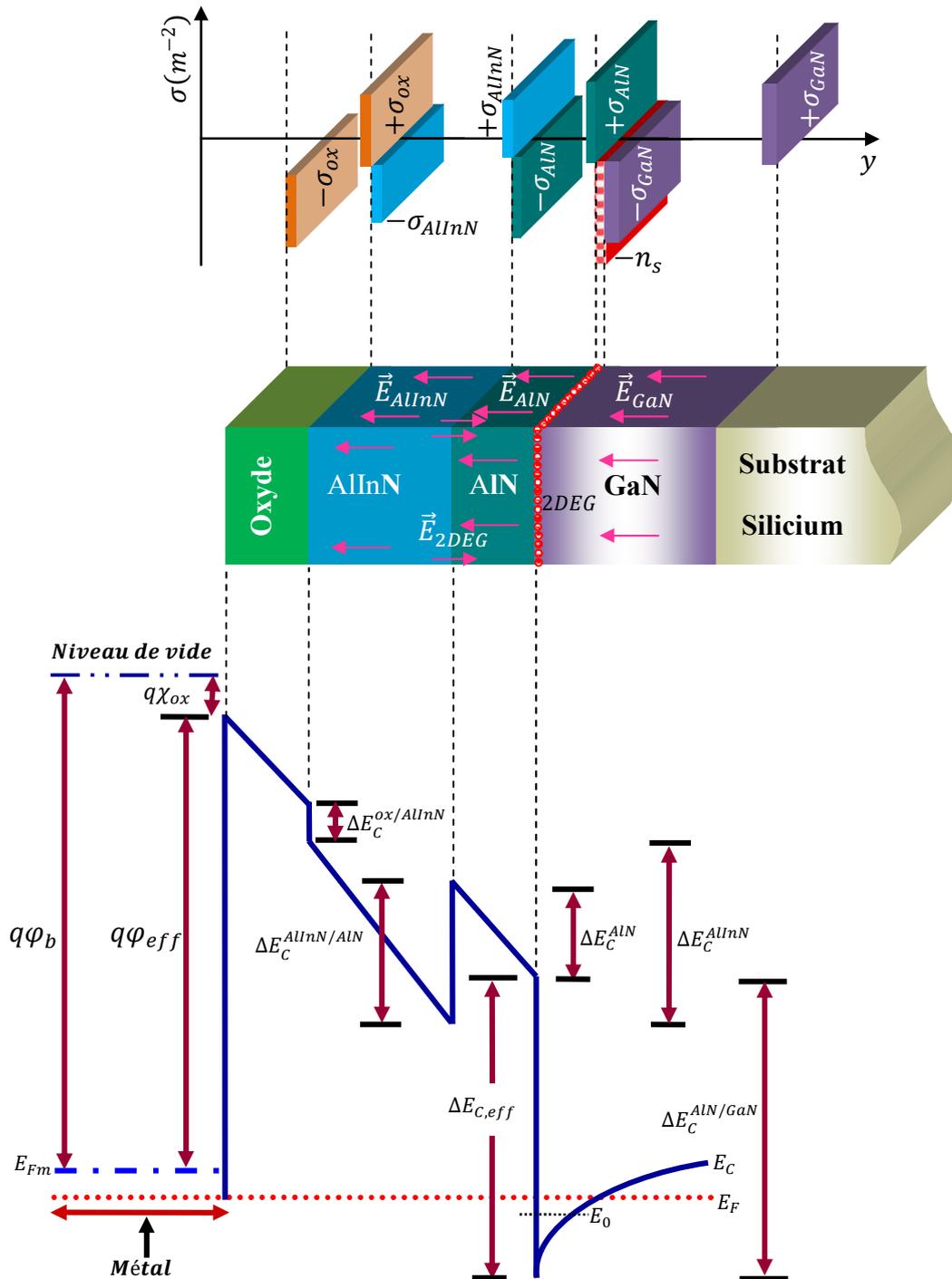


Figure IV-4: Profil de la distribution des charges et diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AIN/GaN$.

Dans ce travail de recherche l'objectif principal du diagramme énergétique de la bande de conduction de la structure des transistors MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures étudiées permet de déterminer les équations de neutralité, utilisées pour trouver l'expression du modèle analytique de la tension de seuil des transistors HEMTs.

Le tableau (IV–1) regroupe les valeurs numériques des propriétés physiques des matériaux binaires InN, GaN et AlN qu'on va utiliser dans notre simulation.

Tableau IV-1: Valeurs numériques théoriques de polarisation spontanée P_{sp} , coefficients piézoélectriques e_{ij} , constants élastiques c_{ij} et paramètre de réseau a des matériaux binaires InN, GaN et AlN [2].

	$P_{sp}(\text{C/m}^2)$	$e_{31}(\text{C/m}^2)$	$e_{33}(\text{C/m}^2)$	$c_{13}(\text{GPa})$	$c_{33}(\text{GPa})$	$a(\text{Å})$
InN	-0.042	-0.412	0.815	70	205	3.5805
GaN	-0.034	-0.338	0.667	68	354	3.1968
AlN	-0.090	-0.533	1.505	94	377	3.1079

IV.3 Modèles analytiques des propriétés électriques des Bio-MOS-HEMTs

IV.3.1 Modèle analytique de la tension de seuil

La tension de seuil des transistors MOS–HEMTs à base de hétérostructures du type de nitrure de gallium, peut être dérivée lorsque le dispositif est complètement éteint et que le canal des transistors MOS-HEMTs est pincé par une tension de polarisation (tension de commande) appliquée sur la grille des transistors. Sous cette condition, la différence entre le niveau de l'énergie minimale des électrons dans le canal et l'énergie de Fermi se réduit à zéro, donc la densité de charges (n_s) et le niveau de Fermi (E_F) deviennent nuls.

La tension de seuil pour les biocapteurs MOS–HEMTs à base de différents types des hétérostructures étudiées, dans l'air et avec l'introduction du virus dans la cavité des biocapteurs, s'exprimer comme suit [3] :

$$V_{th1} = \gamma_{air}(\varphi_M - \chi_{bar} + (1 - \gamma_{air})\varphi_0 - \gamma_{air} \frac{qN_D d_{bar}}{C_{eff(air)}} - \Delta E_C - \frac{\sigma_{pol} q d_{bar}}{\epsilon_{bar}}). \quad (\text{IV-1})$$

$$V_{th2} = \gamma_{virus}(\varphi_M - \chi_{bar} + (1 - \gamma_{virus})\varphi_0 - \gamma_{virus} \frac{qN_D f d_{bar}}{C_{eff(virus)}} - \Delta E_C - \frac{\sigma_{pol} q d_{bar}}{\epsilon_{bar}}). \quad (\text{IV-2})$$

Où $C_{eff(air)} = (C_{air} + C_{ox})C_{bar}/C_{air} + C_{ox} + C_{bar}$ et

$C_{eff(virus)} = (C_{virus} + C_{ox})C_{bar}/C_{virus} + C_{ox} + C_{bar}$, sont respectivement les capacités effectives des biocapteurs MOS–HEMTs à l'air et avec virus.

$C_{virus} = \epsilon_{virus}/L_{cavité}$ est la capacité de la région de la cavité, ϵ_{virus} est la permittivité des virus et $h_{cavité}$ est la hauteur de la cavité, $C_{ox} = \epsilon_{ox}/d_{ox}$ est la capacité par unité de surface due à la couche d'oxyde et d_{ox} est l'épaisseur de la couche d'oxyde, $C_{bar} = \epsilon_{bar}/d_{bar}$ représente la capacité liée à l'épaisseur de la couche barrière.

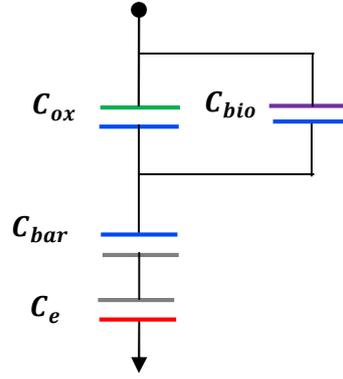


Figure IV-5: Circuit équivalent de la capacité effective des biocapteurs transistors MOS-HEMTs à base de GaN.

IV.3.2 Modèle analytique de la densité de charges d'un 2DEG

La relation de la position d'un quasi-niveau de Fermi et la densité d'un gaz d'électrons bidimensionnel formé à l'hétérointerface AlN/GaN peut être calculée par l'utilisation du modèle de self-consistent qui est lié à la résolution de l'équation de Schrödinger-Poisson dans un puits quantique quasi-triangulaire donnée par [4]:

$$n_s = DV_T \sum_{i=0}^1 \ln \left\{ 1 + \exp \left[\frac{E_F - E_i}{V_T} \right] \right\}. \quad (IV-3)$$

Avec : $D = 4\pi m^*/h^2$ est la densité d'état d'un puits quantique quasi-triangulaire, m^* est la masse effective d'électron, h représente la constante de Planck, $V_T = k_B T/q$ est la tension thermique, k_B la constante de Boltzmann et T la température ambiante.

On considère maintenant seulement le premier niveau d'énergie en terme E_0 , l'équation (IV-3) devient:

$$n_s = DV_T \ln \left\{ 1 + \exp \left[\frac{E_F - E_0}{V_T} \right] \right\}. \quad (IV-4)$$

Nous utilisons l'approximation de la fonction logarithmique $\ln(1+x) \approx x$ pour $x \ll 1$ par le théorème de Taylor dans l'équation (IV-4) donc, on peut simplifier:

$$\ln \left[\exp \left(\frac{E_F - E_0}{V_T} \right) + 1 \right] \approx \exp \left(\frac{E_F - E_0}{V_T} \right). \quad (IV-5)$$

Par conséquent, on obtient :

$$\frac{n_s}{DV_T} = \exp\left(\frac{E_F - E_0}{V_T}\right). \quad (IV-6)$$

De l'équation (IV-5) on peut écrire :

$$V_T \ln\left(\frac{n_s}{DV_T}\right) = E_F - E_0. \quad (IV-7)$$

L'objectif de la modélisation de la densité de charge d'un gaz d'électrons bidimensionnel confiné dans un puits quantique quasi-triangulaire (canal d'un transistor) est de développer un niveau de Fermi E_F par rapport à l'expression de la tension de grille V_{g0} est lié à la résolution précise possible, ce qui est adapté pour le courant de drain et le développement d'autres modèles.

$$E_F = E_0 + V_T \ln\left(\frac{n_s}{DV_T}\right). \quad (IV-8)$$

En substituant E_0 par l'expression suivante :

$$E_0 = \gamma_0 n_s^{2/3}. \quad (IV-9)$$

Où γ_0 est une constante estimée par Shubnikov De Hass ou expérimentalement par la résonance cyclotron électronique [5].

L'expression de la densité d'un gaz d'électrons bidimensionnel (2DEG) dans le canal d'un transistor correspond à une élévation de région calculée [6], s'exprimer par:

$$n_s = \frac{\varepsilon(x)}{qd_T} (V_{g0} - E_F). \quad (IV-10)$$

Où q est montre la charge élémentaire, $\varepsilon(x) = \varepsilon_0(\varepsilon_{Al_xGa_{1-x}N} + \varepsilon_{AlN})$ la constante diélectrique totale, ε_{AlN} la constante diélectrique de la couche espaceur AlN, $d_T = d_{ox} + d_{Al_xGa_{1-x}N} + d_{AlN}$ l'épaisseur totale et V_{g0} la tension de la grille s'écrit par:

$$V_{g0} = V_g - V_{off} - V_p. \quad (IV-11)$$

Où V_{off} est la tension de pincement du canal et V_p la tension au point p dans le canal des transistors.

On substitue la valeur de V_{g0} dans l'équation (IV-10), la densité de charges n_s s'écrite alors:

$$n_s = \frac{\varepsilon(x)}{qd_T} (V_g - V_{off} - V_p - E_F). \quad (IV-12)$$

L'expression de la densité des charges, s'écrite comme [7]:

$$n_s = \frac{C_g}{q} \left[V_{g0} \frac{V_{g0} - \theta (V_{g0})^{2/3}}{V_{g0} + 2\theta (V_{g0})^{2/3}} \right]. \quad (IV-13)$$

Avec : $\theta = (\gamma_0 / 3)(C_g / q)^{2/3}$.

La densité de charges et aussi décrit par [3]:

$$n_s = \frac{\sigma_{pol}}{q} - \frac{C_{eff}}{q^2} [q\varphi_s + E_F - \Delta E_c]. \quad (IV-14)$$

Où σ_{pol} est la densité de charge induite par la polarisation $\sigma_{bar/GaN}/q$ à l'hétérointerface $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ ou $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$ et q représente la charge électronique. C_{eff} est la capacité effective des biocapteurs, φ_s est le potentiel de surface, E_F est la position de niveau Fermi.

La capacité liée à l'épaisseur de la couche barrière est définie précédemment par l'expression $C_{bar} = \varepsilon_{bar}/d_{bar}$.

Où ε_{bar} est la permittivité relative des composés ternaires $Al_xGa_{1-x}N$ ou $Al_xIn_{1-x}N$ est approximée par l'interpolation linéaire de la loi de Vegard, s'exprimer par [8, 9] :

$$\varepsilon_{Al_xGa_{1-x}N} = 9.5 - 0.5x. \quad (IV-15a)$$

$$\varepsilon_{Al_xIn_{1-x}N} = 4.12x + 2.78. \quad (IV-15b)$$

La densité de polarisation totale de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$, s'exprimer par :

$$\sigma_{Al_xGa_{1-x}N/GaN} = (P_{sp}^{GaN} + P_{pz}^{GaN}) - (P_{sp}^{Al_xGa_{1-x}N} + P_{pz}^{Al_xGa_{1-x}N}). \quad (IV-16a)$$

La densité de polarisation totale de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$, s'exprimer par :

$$\sigma_{Al_xIn_{1-x}N/GaN} = (P_{sp}^{AlN} + P_{pz}^{AlN}) - (P_{sp}^{Al_xIn_{1-x}N} + P_{pz}^{Al_xIn_{1-x}N}). \quad (IV-16b)$$

La polarisation piézoélectrique dans la couche tampon GaN est négligeable pour une épaisseur de 2 μm et impliquée seulement la polarisation spontanée.

La polarisation spontanée pour l'alliage nitrure $Al_xGa_{1-x}N$ en C/m^2 , s'exprimer par [10]:

$$P_{sp}^{Al_xGa_{1-x}N} = -0.090x - 0.034(1-x) + 0.019x(1-x). \quad (IV-17a)$$

La polarisation spontanée pour l'alliage ternaire $Al_xIn_{1-x}N$ en C/m^2 , s'exprimer par [11]:

$$P_{sp}^{Al_xIn_{1-x}N} = -0.042x - 0.090(1-x) + 0.071x(1-x). \quad (IV-17b)$$

La polarisation piézoélectrique dans la couche barrière $P_{pz}^{Al_xGa_{1-x}N}$, s'exprimer par [12] :

$$P_{pz}^{Al_xGa_{1-x}N} = [xP_{pz}^{AlN} + (1-x)P_{pz}^{GaN}]\epsilon(x). \quad (IV-18a)$$

La polarisation piézoélectrique dans la couche barrière $P_{pz}^{Al_xIn_{1-x}N}$ est considérable, ce qui signifie l'absence des contraintes, s'exprimer par [11] :

$$P_{pz}^{Al_xIn_{1-x}N} = [xP_{pz}^{InN} + (1-x)P_{pz}^{AlN}]\epsilon(x). \quad (IV-18b)$$

Avec : $P_{pz}^{Al_xGa_{1-x}N}$, $P_{pz}^{Al_xIn_{1-x}N}$, P_{pz}^{InN} et P_{pz}^{AlN} sont respectivement la polarisation piézoélectrique dans les matériaux InN, AlN, $Al_xGa_{1-x}N$ et $Al_xIn_{1-x}N$.

Les polarisations piézoélectriques dans les composés binaires InN, GaN et AlN, peuvent être écrites:

$$P_{pz}^{InN} = [7.559\epsilon(x) - 1.373]\epsilon(x). \quad (IV-19a)$$

$$P_{pz}^{GaN} = [9.541\epsilon(x) - 0.918]\epsilon(x). \quad (IV-19b)$$

$$P_{pz}^{AlN} = [5.624\epsilon(x) - 1.808]\epsilon(x). \quad (IV-19c)$$

Où $\epsilon(x)$ est la déformation bi-axiale des alliages ternaires $Al_xGa_{1-x}N$ et $Al_xIn_{1-x}N$ définies par les expressions :

$$\epsilon(x) = \frac{(a_{GaN} - a_{Al_xGa_{1-x}N})}{a_{Al_xGa_{1-x}N}}, \quad (IV-20a)$$

$$\epsilon(x) = \frac{(a_{AlN} - a_{Al_xIn_{1-x}N})}{a_{Al_xIn_{1-x}N}}, \quad (IV-20b)$$

Où a_{GaN} , a_{AlN} , $a_{Al_xGa_{1-x}N}$ et $a_{Al_xIn_{1-x}N}$ sont respectivement correspondent les paramètres de réseau des composés binaires GaN, AlN et des composés ternaires $Al_xGa_{1-x}N$ et $Al_xIn_{1-x}N$.

Les paramètres de réseau $a_{Al_xGa_{1-x}N}$ et $a_{Al_xIn_{1-x}N}$ sans contraintes sont approximés par une interpolation linéaire selon la loi de Vegard donnés par les équations (IV-21a) et (IV-21b) [13, 11] :

$$a_{AlGa} = xa_{AlN} + (1-x)a_{GaN}. \quad (IV-21a)$$

$$a_{AlIn} = xa_{InN} + (1-x)a_{AlN}. \quad (IV-21b)$$

Avec φ_s est le potentiel de surface décrit comme :

$$\varphi_s = \varphi_{s0} - V_{gs}. \quad (IV-22)$$

Où φ_{s0} le potentiel de surface à la tension de polarisation $V_{gs} = 0$ V et V_{gs} la tension appliquée sur la grille.

Dans l'approche classique, tous les niveaux d'énergie au-dessus du niveau neutre (E_{NL}) sont des états accepteurs. Si le niveau de Fermi est inférieur au niveau neutre (E_{NL}), alors les ions sont piégés dans le niveau donneur. Il en résulte des pièges donneurs à l'état ionisé alors que les pièges accepteurs sont neutres. Par conséquent, cela se traduit par une charge d'interface positive supplémentaire apportée par ces états, qui peut être formulée comme suit :

$$Q_{it} = D_{it}q^2(E_{NL} - E_F). \quad (IV-23)$$

Où D_{it} est la densité d'états d'interface, Q_{it} est la charge d'interface entre la couche barrière et la couche oxyde. E_F et E_{NL} sont respectivement le potentiel et le niveau de Fermi, ce qui signifie que tous les états entre E_{NL} et E_F sont ionisés. Les charges fixés dans la couche barrière donne un potentiel résiduel V_{bi} peut être exprimé par :

$$V_{bi} = \frac{Q_D + Q_{it}}{C_{eff(air)}}. \quad (IV-24)$$

Où Q_D est la charge de déplétion dans la couche barrière et $C_{eff(air)}$ capacité effective.

La charge de déplétion d'écrit comme :

$$Q_D = qN_D d_{bar} . \quad (IV-25)$$

En utilisant les équations (IV-23), (IV-24) et (IV-25), on obtient :

$$V_{bi} = \frac{N_D d_{bar} + D_{it} q^2 (E_{NL} - E_F)}{C_{eff(air)}} . \quad (IV-26)$$

$$\varphi_s = \varphi_M - \chi_{bar} - V_{bi} . \quad (IV-27)$$

$$E_{NL} - E_F = \varphi_s - \varphi_0 . \quad (IV-28)$$

Où φ_M est la fonction de travail du métal, χ_{bar} est l'affinité électronique pour $Al_x Ga_{1-x} N$ (ou $Al_x In_{1-x} N$), V_{bi} est le potentiel d'interface résiduel et φ_0 est la différence de potentiel entre le niveau de vide et la bande de conduction. En introduisant ces relations dans l'équation (IV-26), on obtient une relation entre le potentiel de surface et la capacité effective comme suit :

$$\varphi_{s(air)} = \gamma_{air} (\varphi_M - \chi_{bar}) + (1 - \gamma_{air}) \varphi_0 - \frac{\gamma_{air} q N_D d_{bar}}{C_{eff(air)}} . \quad (IV-29)$$

L'affinité électronique du matériau ternaire $Al_x Ga_{1-x} N$ s'écrit sous la forme :

$$\chi_{Al_x Ga_{1-x} N} = \chi_{GaN} - \Delta E_C . \quad (IV-30a)$$

L'affinité électronique de la couche barrière $Al_x In_{1-x} N$ s'écrit sous la forme :

$$\chi_{Al_x In_{1-x} N} = \chi_{AlN} + \chi_{InN} - \Delta E_C \quad (IV-30b)$$

Où ΔE_C est la discontinuité de bandes d'énergie de conduction à l'interface des hétérojonctions $Al_x Ga_{1-x} N / GaN$ et $Al_x In_{1-x} N / GaN$ s'exprimer par [14, 11] :

$$\Delta E_C^{Al_x Ga_{1-x} N} = 0.7 [E_g^{Al_x Ga_{1-x} N} - E_g^{GaN}] . \quad (IV-31a)$$

$$\Delta E_C^{Al_x In_{1-x} N} = 0.63 [E_g^{Al_x In_{1-x} N} - E_g^{AlN}] . \quad (IV-31b)$$

Où $E_g^{Al_x Ga_{1-x} N}$ et $E_g^{Al_x In_{1-x} N}$ sont respectivement les énergies des matériaux terrières $Al_x Ga_{1-x} N$ et $Al_x In_{1-x} N$ en fonction de la fraction molaire d'aluminium et d'indium, sont données par [15, 16] :

$$E_g^{Al_x Ga_{1-x} N} = x E_g^{AlN} + (1 - x) E_g^{GaN} - 0.6x(1 - x) . \quad (IV-32a)$$

$$E_g^{Al_x In_{1-x} N} = x E_g^{InN} + (1 - x) E_g^{AlN} - bx(1 - x) . \quad (IV-32b)$$

Avec : $E_g^{GaN} = 3.42 eV$, $E_g^{AlN} = 6.2 eV$, $E_g^{InN} = 0.95 eV$ [17] et le paramètre de bowing est donné par l'expression suivant : $b = 3.4x + 1.2$ [18].

Le potentiel de surface après l'introduire le virus dans la cavité du biocapteur, s'écrit comme :

$$\varphi_{s(virus)} = \gamma_{virus} (\varphi_M - \chi_{bar}) + (1 - \gamma_{virus}) \varphi_0 - \frac{\gamma_{virus} q N_f d_{bar}}{C_{eff(virus)}} . \quad (IV-33)$$

Où $\gamma_{air} = \frac{1}{1+D_{it}q^2/C_{eff}(air)}$ et N_D est la densité de dopage de la couche barrière $\gamma_{virus} = \frac{1}{1+D_{it}q^2/C_{eff}(virus)}$ et N_f est la densité de charge (m^{-2}) du virus.

IV.3.3 Modèles analytiques des performances électriques des HEMTs à base de GaN

a) Modèle analytique des caractéristiques courant-tension

Le courant de drain-source (I_{ds}) dans le puits quantique quasi-triangulaire est donné [19]:

$$I_{ds} = -qW_g n_s(V_g, V_x) v(E_x). \quad (IV-34)$$

W_g est la largeur de la grille et $v(E_x)$ la vitesse de dérive des électrons.

Lorsque le champ électrique est élevé, la vitesse de dérive est exprimée par [19]:

$$v(E_x) = \frac{\mu_0 E_x}{1+(E_x/E_c)}. \quad (IV-35)$$

Où μ_0 est la faible mobilité sur le terrain et $E_x = -dV(x)/dx$ est le champ électrique longitudinal le long du canal et est inférieur au champ critique E_c . Substituant l'équation (IV-35), on obtient:

$$I_{ds} \left(1 - \frac{1}{E_c} \frac{dV(x)}{dx}\right) = W_g \mu_0 q n_s \frac{dV(x)}{dx}. \quad (IV-36)$$

A la limite $V(x=0) = V_s$ et $V(x=L_g) = V_{ds}$. Le courant de drain-source I_{ds} est exprimé par [7]:

$$I_{ds} \int_0^{L_g} \left[1 - \frac{1}{E_c} \left(\frac{dV(x)}{dx}\right)\right] dx = W_g q \mu_0 \int_{V_s}^{V_{ds}} V_{g0} \frac{(V_{g0})^{1/3} - \theta}{(V_{g0})^{1/3} + 2\theta} dV(x). \quad (IV-37)$$

Le modèle analytique du courant de drain-source peut être formulé comme [20]:

$$I_{ds} = \frac{\mu_0 W_g C_g}{L_g \rho} \left[\sum_{i=1}^6 k_i (\psi_{gd}^i - \psi_{gs}^i) + k_0 \ln \frac{\psi_{gd}}{\psi_{gs}} \right]. \quad (IV-38)$$

Où $\psi_{gs} = (V_{gs} - V_{th} - V_s)^{1/3} + 2\theta$, $\psi_{gd} = (V_{gs} - V_{th} - V_{ds})^{1/3} + 2\theta$ et $\rho = 1 - [(V_{ds} - V_s)/E_c L_g]$.

À la limite de $V(p=0) = V_s = 0V$; où p est un point selon la longueur de la grille et $V(p=L_g) = V_d = V_{ds}$.

Tableau (IV-2) regroupe les expressions des constantes k_i ($i = 1, \dots, 6$) obtenues pendant l'intégration de l'équation (IV-38).

Tableau IV-2: Constantes obtenus pendant l'intégration de l'équation (IV-38) [20].

Constantes	Expressions
k_0	$-288\theta^6$
k_1	$272\theta^5$
k_2	$-960\theta^4$
k_3	$200\theta^3$
k_4	$-70\theta^2$
k_5	39θ
k_6	-3

b) Modèle analytique de la transconductance g_m

La transconductance intrinsèque est un paramètre très important pour estimer les performances des composants hyperfréquences (microondes) et elle est définie comme la variation du courant de drain en fonction de la tension de polarisation de grille (tension de commande), à une tension drain-source constante. Elle n'est pas constante avec V_{gs} et est obtenue à partir de l'équation (IV-38).

La transconductance d'un transistor à effet de champ est définie par :

$$g_m = \left. \frac{\partial I_{ds}}{\partial V_{gs}} \right|_{V_{ds}=const} \quad (IV-39)$$

Ainsi, une fois que le modèle du courant de drain-source est développé, on peut calculer la transconductance. Cependant, des expressions analytiques dédiées à la transconductance et à la conductance sont développées dans la Réf. [11]. La transconductance dans la région linéaire peut être obtenue en différenciant l'équation (IV-38) par rapport à V_{gs} , est donnée par :

$$g_m = -\frac{\mu_0 W_g C_g}{L_g \rho} \left[\frac{1}{3(\psi_{gd}-2\theta)^2 - 3(\psi_{gs}-2\theta)^2} \Omega_1 \right] \quad (IV-40)$$

$$\text{Où } \Omega_1 = \begin{bmatrix} \frac{288\theta^6}{(\psi_{gd}-\psi_{gs})} + 272\theta^5 + 1920\theta^4(\psi_{gd} - \psi_{gs}) + \\ 600\theta^3(\psi_{gd} - \psi_{gs})^2 \\ -280\theta^2(\psi_{gd} - \psi_{gs})^3 + 195\theta(\psi_{gd} - \psi_{gs})^4 - \\ 18(\psi_{gd} - \psi_{gs})^5 \end{bmatrix}$$

La transconductance traduit l'efficacité de la modulation du courant dans le canal par la tension appliquée à la grille. On cherchera donc à la rendre maximale.

c) Modèle analytique de la conductance de sortie g_d

La conductance de sortie de drain est un paramètre micro-onde important qui détermine le gain en tension maximum et pour obtenir leur valeur en différenciant l'équation (IV-38) par rapport à la tension de polarisation drain-source V_{ds} , s'exprimée par:

$$g_d = \left. \frac{\partial I_{ds}}{\partial V_{ds}} \right|_{V_{gs}=\text{const}}. \quad (\text{IV-41})$$

La conductance de sortie de drain g_d est obtenue numériquement en différenciant l'équation (IV-38), est donnée par:

$$g_d = \frac{\mu_0 W_g C_g}{L_g \rho} \left[\frac{1}{3(\psi_{gd} - 2\theta)^2} \Omega_1 \right]. \quad (\text{IV-42})$$

La conductance traduit la conduction drain-source parasite de la structure. Elle peut servir d'indication de régime de saturation. Elle est principalement due aux états énergétiques introduits dans la bande interdite et aux effets de canal court.

d) Modèle analytique de la charge totale de la grille Q_g

La charge totale de la grille à canal du transistor peut considérée comme la combinaison des charges dans la zone d'inversion et la couche d'oxyde. La charge intrinsèque de grille est développée par le modèle de la densité de charge de 2DEG. La charge totale de la grille peut se calculer par l'intégration de la densité de charges dans le canal sous la tension de commande appliquée à la grille du transistor, est donnée par [20]:

$$Q_g = \int_0^t I_{ds} dt = \int_0^L \frac{I_d dx}{v(E_x)}. \quad (\text{IV-43})$$

En utilisant les équations (IV-38) et (IV-43), et on néglige les termes des constantes à partir du courant de drain et de la charge totale est s'écrit comme [7]:

$$Q_g = -\frac{\mu_0 (qW_g \rho)^2}{I_{ds}} \left[(V_{gs} - V_{th} - V_{ds})^{1/3} - (V_{ds} - V_{th})^{1/3} \right] - \frac{qW_g \rho}{E_c} \left[(V_{gs} - V_{th})V_{ds} - \frac{V_{ds}^2}{2} \right] - \frac{L_g I_{ds}}{\mu_0 E_c}. \quad (\text{IV-43a})$$

e) Modèle analytique des capacités grille-drain C_{gd}

Les capacités grille-drain (C_{gd}) est déterminée par la dérivée partielle de la charge totale de grille donnée par l'équation (IV-43a) par rapport aux tensions de drain $V_d = V_{ds}$, elle est exprimée par la formule:

$$C_{gd} = \partial Q_g / \partial V_{ds}. \quad (\text{IV-44})$$

La capacité grille-drain s'exprimer par :

$$C_{gd} = \frac{\mu_0(qW_g\rho)^2}{I_{ds}} \left[(V_{gs} - V_{th} - V_{ds})^{1/3} - (V_{gs} - V_{th})^{1/3} \right] \left(\frac{g_d}{I_{ds}} - 1 \right) - \frac{qW_g\rho}{E_c} (V_{gs} - V_{th} - V_{ds}) - \frac{L_g g_d}{\mu_0 E_c}. \quad (IV-45)$$

IV.3.4 Sensibilité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN

On définit la sensibilité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure de nitrures pour le courant de drain comme suit :

$$S_{I_{off}} = \frac{I_{off}(\text{Avec virus})}{I_{off}(\text{Sans virus})}. \quad (IV-46)$$

IV.3.5 Modèle analytique du potentiel du canal des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN

Le potentiel du canal est s'exprimer par [21, 22]:

$$Z = (V_{g0} - V)^{1/3}. \quad (IV-47)$$

$$\text{Avec : } V_{g0} = (V_{gs} - V_{off}). \quad (IV-47a)$$

Où V_{gs} et V_{off} représentent respectivement la tension de polarisation appliquée sur la grille et la tension de pincement des transistors MOS-HEMTs.

En utilisant les conditions aux limites, le potentiel du canal devient : $V = 0$ à $x = 0$ et $V = V_d$ à $x = L$.

Les distances Z_0 et Z_d sont respectivement déterminées comme suites :

$$Z_0 = (V_{g0})^{1/3} \text{ à } x = 0. \quad (IV-48)$$

$$Z_d = (V_{g0} - V_d)^{1/3} \text{ à } x = L. \quad (IV-49)$$

En remplaçant l'équation (IV-47) dans l'équation (IV-37) et on trouve l'expression analytique du courant de drain par l'intégration de l'équation (IV-47).

Dans la région linéaire le courant de drain est donné par l'expression suivante :

$$I_{ds} = -\frac{3a}{b} \left\{ \sum_{i=1}^6 \left[\frac{(-1)^n}{n} \eta_c^{6-n} (Z_d^n - Z_0^n) \right] + \eta_c^6 \ln \left[\frac{Z_d + \eta_c}{Z_0 + \eta_c} \right] \right\}. \quad (IV-50)$$

Où a et b sont des constantes définies comme :

$$a = \frac{W\mu_0 q\beta}{L} \text{ avec } \beta = \left(\frac{\varepsilon_1 \varepsilon_0}{qd} \right). \quad (IV-51)$$

$$b = \left(1 + \frac{V_d}{LE_c} \right). \quad (IV-52)$$

La figure (IV-6) permet de localiser les éléments du circuit électrique équivalent dans le cas des transistors HEMTs, représentation dérivée de celle donnée par [23] pour les transistors

MESFETs. Les valeurs des différents éléments dépendent des paramètres technologiques et de la répartition des porteurs dans le composant pour un point de polarisation donné.

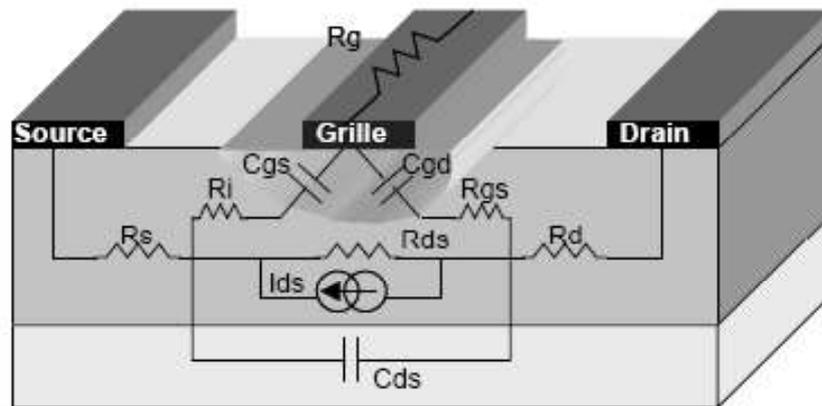


Figure IV-6: Localisation des éléments du circuit équivalent des transistors MESFETs, applicable à des transistors HEMTs [24].

IV.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons établi l'ensemble des relations qui décrivent les phénomènes physiques régissant le comportement des biocapteurs basé sur les transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N(Al_xIn_{1-x}N)$ AlN/GaN pour optimiser les modèles analytiques de la densité de charges d'un gaz d'électrons bidimensionnel, la tension de seuil, et les caractéristiques statiques, qui ont permis de reconnaître l'influence de la permittivité des virus et des paramètres géométriques des transistors MOS-HEMTs sur la sensibilité des biocapteurs des virus.

Références du chapitre IV

- [1] F. Mouffoki, D. Bouguenna, F.Z. Dahou, A. Beloufa, S.A. Loan: *Performance evaluation of electrical properties of GaN MOS-HEMTs based biosensors for rapid detection of viruses*. Materials Today Communications, **33**, 104726, (2022).
- [2] F. Bernardini: *Spontaneous and piezoelectric polarization: basic theory vs. practical recipes*. Chapter in book: Nitride Semiconductor Devices: Principles and Simulation, pp.49–68, (2007).
- [3] S.N. Mishra, K. Jena.: *A dielectric-modulated normally-Off AlGaIn/GaN MOSHEMT for bio-sensing application: Analytical Modeling Study and Sensitivity Analysis*, Journal of the Korean Physical Society, **74**(4), pp.349–357, (2019).
- [4] T.J. Drummond, H. Morkoc, K. Lee, M. Shur: *Model for modulation doped field effect transistor*. IEEE Electron Device Lett, **3**(11), pp.338–341, (1982).
- [5] K. Jena, R. Swain, T. R. Lenka: *Physics-based mathematical model of 2-DEG sheet charge density and DC characteristics of AlInN/AlN/GaN MOS-HEMT*. Int. J. Numer. Model., **30**(1). (2015).
- [6] K. Lee, M.K. Lee, M. Shur, T.J. Drummond, H. Morkoc: *Current-Voltage and capacitance-Voltage characteristics of modulation-doped field-effect transistors*. IEEE Trans. Electron Devices, **30**(3), pp.207–212, (1983).
- [7] H. Xiao-Guang, Z. De-Gang, J. De-Sheng: *Formation of two-dimensional electron gas at AlGaIn/GaN heterostructure and the derivation of its sheet density expression*. C. Phys B, **24**(6), pp.067301–5, (2015).
- [8] A.M. Bhat, A. Varghese, N. Shafi, C. Periasamy.: *A dielectrically modulated GaN/AlN/AlGaIn MOSHEMT with a nanogap embedded cavity for biosensing applications*. IETE J. Res. **67**, pp.1–10, (2021).
- [9] E. Sakalauskas, H. Behmenburg, C. Hums, P. Schley, G. Rossbach, C. Giesen, M. Heuken, H. Kalisch, R. Jansen, H. Blasing, J. Dadgar, A. Krost, and R. Goldhahn: *Dielectric function and optical properties of Al-rich AlInN alloys pseudomorphically grown on GaN*. J. Phys. D Appl. Phys. **43**. (2010).
- [10] R.L. Elizabeth.: *Dielectric properties of some solid proteins at wave lengths 1.7 meters and 3.2 centimeters*. Cana J. Phys. **30**, pp.663–669, (1952).
- [11] A. Beloufa, D. Bouguenna, N Kermas, D.J. As: *A physics-based compact static and dynamic characteristics model for Al₂O₃/In_xAl_{1-x}N/AlN/GaN MOS-HEMTs*. J. Electron. Mater., **49**(3), pp.2008–2017, (2020).

- [12] P. Pal, Y. Pratap, M. Gupta, S. Kabra, H.D. Sehgal.: *Performance analysis of ScAlN/GaN High Electron Mobility Transistor (HEMT) for biosensing application*. 5th International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS). (2020).
- [13] Y. Pratap, M. Kumar, S. Kabra, S. Haldar, R.S. Gupta, M. Gupta.: *Analytical modeling of gate-all-around junctionless transistorbased biosensors for detection of neutral biomolecule species*. J. Comput. Electron. **17**, pp.288–296, (2018).
- [14] S. Baskaran, A. Mohanbabu, N. Anbuselvan, N. Mohankumar, D. Godwinraj, C.K. Sarkar.: *Modeling of 2DEG sheet carrier density and DC characteristics in spacer based AlGaN/AlN/GaN HEMT devices*, Superlattices Microstruct, **64**, pp.470–482, (2013).
- [15] P. Dwivedi, A. Kranti.: *Applicability of transconductance-to-current ratio (gm/Ids) as a sensing metric for tunnel FET biosensors*. IEEE SENS. J., **17**(4), pp.1030–1036, (2017).
- [16] E. Iliopoulos, A. Adikimenakis, C. Giesen, M. Heuken, and A. Georgakilas, Appl. Phys. Lett. **92**, 191907 (2008).
- [17] R. Poonia, A.M. Bhat, C. Periasamy, C. Sahu.: *Performance Analysis of MOS-HEMT as a Biosensor: A Dielectric Modulation Approach*. Silicon.**14**(15), pp.1–14, (2022).
- [18] T.-C. Han, H.-D. Zhao, L. Yang, and Y. Wang : *Simulation study of InAlN/GaN high-electron mobility transistor with AlInN back barrier*. Chin. Phys. B, **26**, 107301, (2017).
- [19] C. Wood, D. Jena: *Polarization effects in semiconductors*. Spring-Verlag, New York, NY, USA, pp.43–59, (2008).
- [20] F.M. Yigletu, S. Khandelwal, T.A. Fjeldly, B. Iniguez: *Compact charge-based physical models for current and capacitances in AlGaN/GaN HEMTs*. IEEE Trans. Electron Devices, **60**(11), pp.3746–3752, (2013).
- [21] G.W. Wang, W.H. Ku: *An analytical and computer-aided model of the AlGaAs/GaAs high electron mobility transistor*. IEEE Trans. Electron. Dev. **33**, pp.657–663, (1986).
- [22] A.J. Shey, W.H. Ku: *An analytical current-voltage characteristics model for high electron mobility transistors based on nonlinear charge-control formulation*. IEEE Trans. Electron. Dev. **36**, pp.2299–2306, (1989).
- [23] C.A. Leichti: *Microwave field effect transistors*. Microwave Theory and Techniques. IEEE Trans. Electron Devices, **24**(6), pp.279-300, (1976).
- [24] Olivier Jardel: *Contribution à la modélisation des transistors pour l'amplification de puissance aux fréquences microondes. Développement d'un nouveau modèle électrothermique de HEMT $Al_xGa_{1-x}N/GaN$ incluant les effets de pièges*. Thèse de Doctorat en Electronique des Hautes Fréquences et Optoélectronique, Université de Limoges, 197 pages (2008).

Chapitre V

**Evaluation de la performance électrique
des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium**

V.1 Introduction

Durant ces dernières années, et à cause des coûts élevés de l'expérimentation, les chercheurs se sont orientés vers la simulation. Elle est largement utilisée dans le domaine électronique et permet de déterminer les paramètres les plus importants pour le bon fonctionnement des dispositifs, de minimiser les pertes et d'optimiser les paramètres physiques et géométriques de ces dispositifs.

Dans la première partie de ce chapitre, on va présenter le logiciel de simulation Atlas-TCAD, son principe de fonctionnement et ces modules de simulation pour la simulation des processus technologiques [1, 2], et pour la simulation du comportement électrique des composants. Nous allons utiliser aussi ce logiciel pour résoudre les équations de continuité et de Poisson en tout point de la structure simulée. Les équations des différents modèles physiques que l'on veut prendre en compte (modèle de la mobilité, effet des pièges,...) sont résolues en s'appuyant sur les paramètres des matériaux tels que la mobilité, le gap, les densités d'états, etc...

En outre, nous présentons les résultats de simulation des modèles analytiques des performances électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures d'éléments III. Pour cela, nous avons utilisés le langage Matlab.

Globalement, le travail de recherche de cette thèse est focalisé principalement sur l'analyse de l'influence de la permittivité du virus (ϵ_{virus}) détecté et la longueur de grille (L_g) sur les performances électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures, les résultats des modèles analytiques obtenus sont validé par le simulateur Atlas-TCAD qui a été développé par la société Silvaco.

V.2 Simulation des biocapteurs MOS-HEMTs par Atlas-TCAD

Silvaco (Silicon Valley Corporation) est une société internationale Américaine, «Silvaco International» ayant son siège à Santa Clara en Californie. Elle est un des principaux fournisseurs de chaînes professionnelles de logiciels de simulation par éléments finis et de conception assistée par ordinateur pour les technologies de l'électronique TCAD (Technology Computer Aided Design). Cet outil sert à la modélisation des dispositifs à semiconducteur avant leur fabrication. Il est très utile dans le développement de beaucoup de projets de recherches. Le simulateur TCAD inclut de nouveaux modèles physiques qui emploient des méthodes et des algorithmes numériques efficaces, de nouvelles techniques de maillage, l'optimisation des solutions linéaires, etc..., tout en permettant d'obtenir des résultats de simulation très proches de celles de la pratique. L'avantage majeur de ce type de simulateur est qu'il donne la possibilité de visualiser des phénomènes physiques difficilement accessibles et donc observables. Les modules de TCAD peuvent être utilisés pour :

- La simulation électrique des dispositifs électroniques et optoélectroniques tels que, les diodes, les transistors bipolaires et unipolaires,..., réalisée par le module Atlas-TCAD.
- Virtual Wafer Fab pour automatiser la simulation de fabrication des Wafers.

Le logiciel de simulation Atlas-TCAD est un simulateur de modélisation bidimensionnelle de composants capable de prédire les caractéristiques électriques de la plupart des composants semiconducteurs en régime continu, transitoire ou fréquentiel. Il fournit des informations sur la distribution interne de variables telles que les concentrations des porteurs, les lignes de courant, le champ électrique ou le potentiel, etc..., autant de données importantes pour la conception et l'optimisation des procédés technologiques. Ceci est réalisé en résolvant numériquement l'équation de Poisson et les équations de continuité de courant pour les électrons et les trous en deux dimensions en un nombre fini de points formant le maillage de la structure défini par l'utilisateur ou par le programme.

Ce simulateur est composé de deux parties :

- Une partie traitement numérique (méthode d'intégration, de discrétisation,...).
- Une partie formée des modèles physiques des composants semiconducteurs les plus récents.

Le programme de simulation défini (comme entrée) des différentes étapes technologiques et les phénomènes physiques, s'établit avec le module Deckbuild du simulateur Atlas-TCAD, puis la visualisation de la structure de sortie s'effectue avec le module Tonyplot [1] comme montre le schéma ci-dessous.

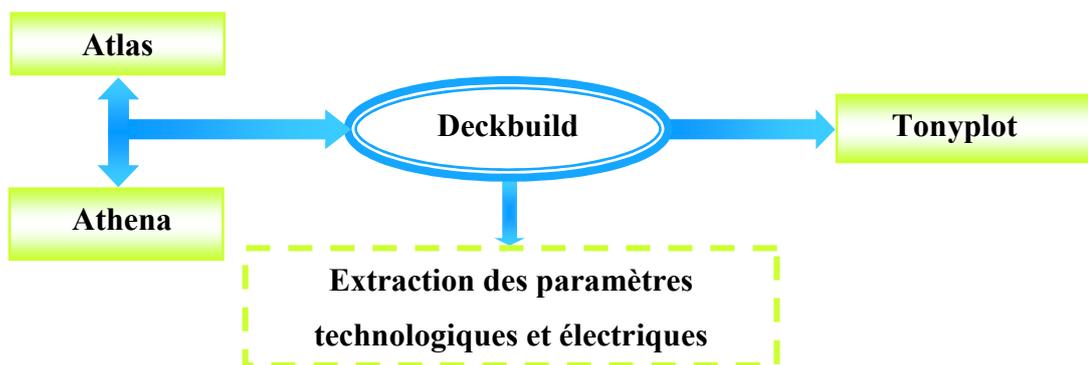


Figure V-1: Schéma synoptique dans la simulation par Silvaco [3].

Atlas a été conçu de façon à pouvoir utiliser d'autres outils qui facilitent son utilisation (figure V-1). Ces outils sont les suivants :

- **Deckbuild** : environnement où est défini le programme de simulation. La structure et son maillage peuvent également être définis dans Deckbuild (voir l'annexe pour plus de détails sur les commandes propres à la logique de programmation Atlas-TCAD).
- **Tonyplot** : environnement où sont visualisés les résultats des simulations (structure du composant, distributions de grandeurs diverses dans celui-ci, caractéristiques électriques,...)

V.3 Logiciel de simulation décrit en langage Matlab

Pour compléter notre modélisation analytique, nous avons besoin d'un autre logiciel. Ce logiciel de simulation interactif avec l'utilisateur, décrit en langage Matlab, est une application directe des expressions des modèles analytiques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures, établies dans le chapitre précédent.

Le logiciel est conçu à partir d'équations que nous avons obtenues lors de la détermination des caractéristiques du courant de drain en fonction des tensions de polarisation et des paramètres physiques et géométriques du composant. Il permet de déterminer [4]:

- Les caractéristiques courant-tension ($I-V$) dans les différents régimes de fonctionnement.
- La conductance de sortie et la transconductance.
- L'effet des tensions de polarisation de grille-source et de drain-source sont respectivement V_{gs} et V_{ds} sur les performances électriques des composants électroniques et optoélectroniques.
- L'effet des paramètres technologiques sur les performances électriques.

V.3.1 Organigramme du programme de simulation par Matlab

L'organigramme présenté sur la figure (V-2) illustre le procédé de résolution utilisé pour le développement du code de calcul. Ce programme est réalisé en langage Matlab.

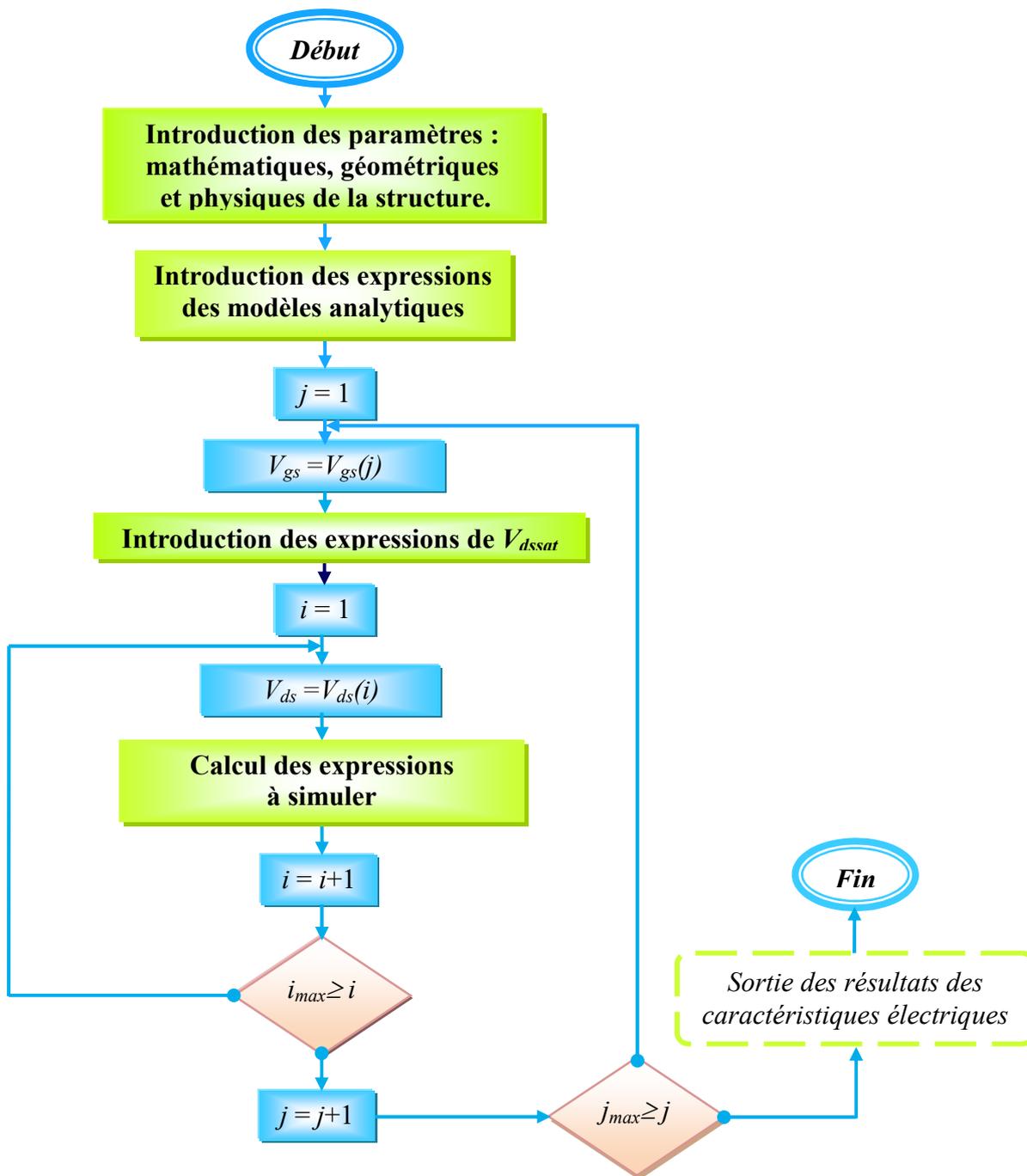


Figure V-2: Organigramme général du programme de simulation numérique par Matlab.

V.4 Différents types des virus détectés à base de biocapteurs MOS-HEMTs GaN

V.4.1 *Virus SARS-CoV*

Le SRAS (syndrome respiratoire aigu sévère) est la première maladie grave et transmissible à émerger en ce XXI^e siècle. L'épidémie, SARS est une maladie infectieuse causée par un virus appartenant à la famille des coronavirus, le virus SARS-CoV-1 ou SARS-CoV. Le réservoir animal du coronavirus du SARS a été identifié comme étant une chauve-souris insectivore [5]. De plus, le SARS, au départ nommé pneumopathie atypique, est caractérisé par une fièvre élevée (>38°C), associée à un ou plusieurs symptômes respiratoires : toux sèche, essoufflement, difficultés respiratoires [6].

V.4.2 *Virus de la grippe A (H1N1 Influenza A)*

La grippe A (H1N1 Influenza A) est une infection respiratoire aiguë contagieuse provoquée par un virus de la grippe A de sous-type H1N1, apparu en 2009 et à l'origine d'une nouvelle pandémie. Le nouveau virus, différent du virus aviaire de type H5N1 [7], est un variant contenant des gènes de plusieurs virus connus d'origine porcine, aviaire et humaine. Il se transmet essentiellement entre personnes par la toux ou l'éternuement de personnes infectées. On peut également être infecté en touchant des surfaces contaminées par le virus, puis en portant la main à la bouche ou au nez [8].

V.4.3 *Virus Zika*

Le virus Zika (ZikV) a initialement été identifié en Ouganda, en 1947, est un virus émergent qui associée à ses débuts à une affection bénigne (fièvre, exanthème maculo-papuleux, arthralgies et conjonctivite), ce virus est responsable de manifestations graves [9]. Essentiellement transmis par les moustiques [10]. Le diagnostic de certitude de la maladie à virus Zika repose sur les examens de laboratoire. La détection du génome viral par l'amplification en chaîne par polymérase (ACP) ou réaction de polymérisation en chaîne, généralement siglée PCR (de l'anglais : polymerase chain reaction) est une méthode de biologie moléculaire permettant d'obtenir rapidement, in vitro, un grand nombre de segments d'ADN identiques, à partir d'une séquence initiale du virus dans le sang et/ou les urines suffit à confirmer l'infection [11].

V.4.4 *Virus SARS-CoV-2*

Les coronavirus constituent une famille de virus dont certains peuvent infecter les humains, entraînant le plus souvent des symptômes bénins de type rhume. Néanmoins, trois épidémies

mortelles sont déjà survenues au 21^e siècle, dont celle en cours. Elles impliquent des coronavirus émergents, hébergés par des animaux et soudain transmis à l'homme : les virus SARS-CoV et MERS-CoV [5].

Le virus SARS-CoV-2 (Covid-19 ou Coronavirus) se transmet par les minuscules gouttelettes respiratoires qu'une personne infectée expulse par la bouche ou par le nez. Ces particules peuvent entrer en contact avec les muqueuses d'une personne non infectée située à une distance de moins d'un mètre, et la contaminer. Les plus petites de ces particules peuvent rester en suspension dans l'air, en particulier dans un espace clos mal ventilé ou bondé [12].

V.5 Influence de la permittivité du virus et la longueur de grille des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures

La topologie des structures des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN pour différents types des hétérostructures étudiées a été schématisée dans le quatrième chapitre. Les paramètres physiques et géométriques utilisés dans notre simulation des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium (GaN) sont rassemblés dans les tableaux (V-1) et (V-2). En outre, les diverses permittivités des virus utilisées dans ce travail sont groupés dans le tableau (V-3).

Tableau V-1: Liste des données des paramètres physiques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN utilisés dans notre simulation.

Paramètres	Valeurs	Unités	Réfs.
q	1.6×10^{-19}	C	[13]
m^*	$0.22m_0$	kg	[13]
k_B	1.380×10^{-23}	J/K	[13]
E_c	178×10^5	V/m	[14]
N_D	1.5×10^{16}	m^{-3}	[14]
φ_M	5.1	eV	[15]
φ_s	2.9	V	[16]
μ_0	0.06	m^2/Vs	[17]
γ_0	4×10^{-12}	--	[18]

Tableau V-2: Paramètres physiques et géométriques des biocapteurs MOS–HEMTs à base de différents types des hétérostructures de nitrures utilisés pour notre simulation numérique.

Paramètres	Significations	Al _x Ga _{1-x} N/AIN/GaN	Al _x In _{1-x} N/AIN/GaN
x (%)	Fraction molaire de Al	30 [15]	83 [19]
$d_{barrière}$ (nm)	Épaisseur de la barrière	25 [20]	25
L_g (μm)	Longueur de grille	1 [19]	1 [19]
W_g (μm)	Largeur de grille	100 [19]	100 [19]

Tableau V-3: Valeurs de la permittivité des différents types des virus détectés par les biocapteurs MOS–HEMTs à base de nitrures utilisés pour notre simulation numérique.

Types des virus	Permittivité	Réfs.
SARS-CoV	2	[21]
H1N1 Influenza A	2.25	[22]
Zika	2.9	[23]
SARS-CoV-2	4	[24–25]

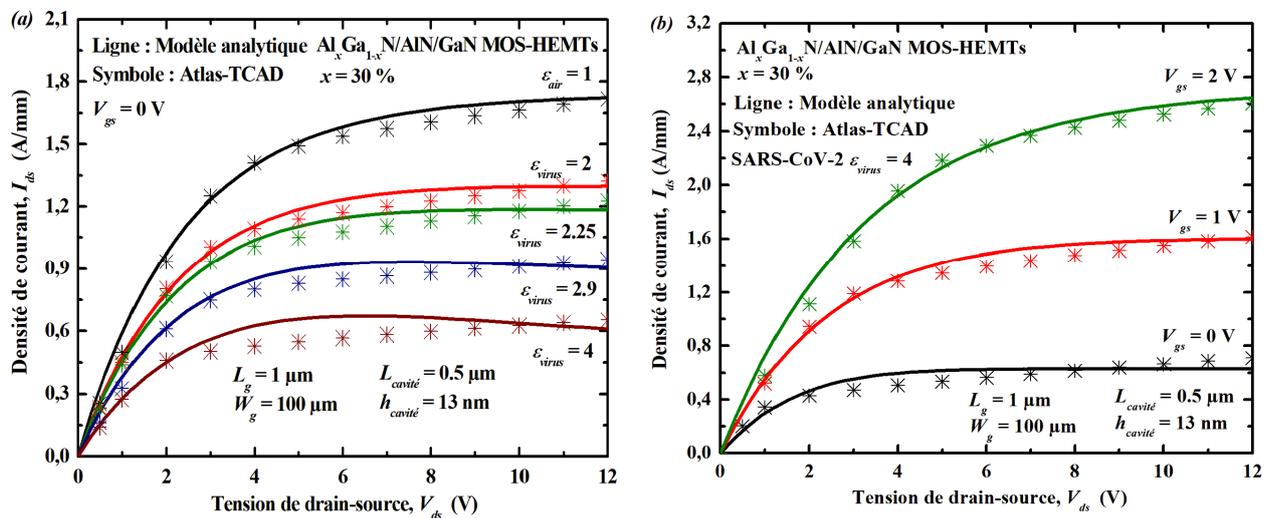


Figure V-3: Caractéristiques de sortie des biocapteurs MOS–HEMTs à base de l’hétérostructure Al_xGa_{1-x}N/AIN/GaN. (a) Pour différentes valeurs de la permittivité des virus à $V_{gs} = 0$ V et (b) pour différentes valeurs de V_{gs} à $\epsilon_{virus} = 4$ de SARS–CoV–2.

La figure (V–3) montre l’évolution des caractéristiques de sortie des biocapteurs MOS–HEMTs à base de l’hétérostructure Al_xGa_{1-x}N/AIN/GaN pour différents types de virus (SARS–CoV, Zika,

H1N1 Influenza A et SARS-CoV-2) et dans l'air à $V_{gs} = 0$ V. On peut constater que pour le même point de polarisation de la tension de drain ($V_{ds} = 12$ V), la variation maximale de courant de drain est 1,06 A/mm pour le virus SARS-CoV-2 par rapport au l'air.

Il y a une amélioration de la densité de charge dans le canal lorsque le virus SARS-CoV-2 est introduit dans la cavité, ce qui entraîne une diminution du courant de drain, due à la forte permittivité du SARS-CoV-2 ($\epsilon_{virus}=4$). Ainsi que le courant de saturation I_{dssat} est maximal pour $V_{gs} = 2$ V de l'ordre de 2,64 A/mm pour détecter la présence de virus SARS-CoV-2, il y'a un bon accord entre les résultats de simulation de notre modèle analytique et du simulateur Atlas-TCAD.

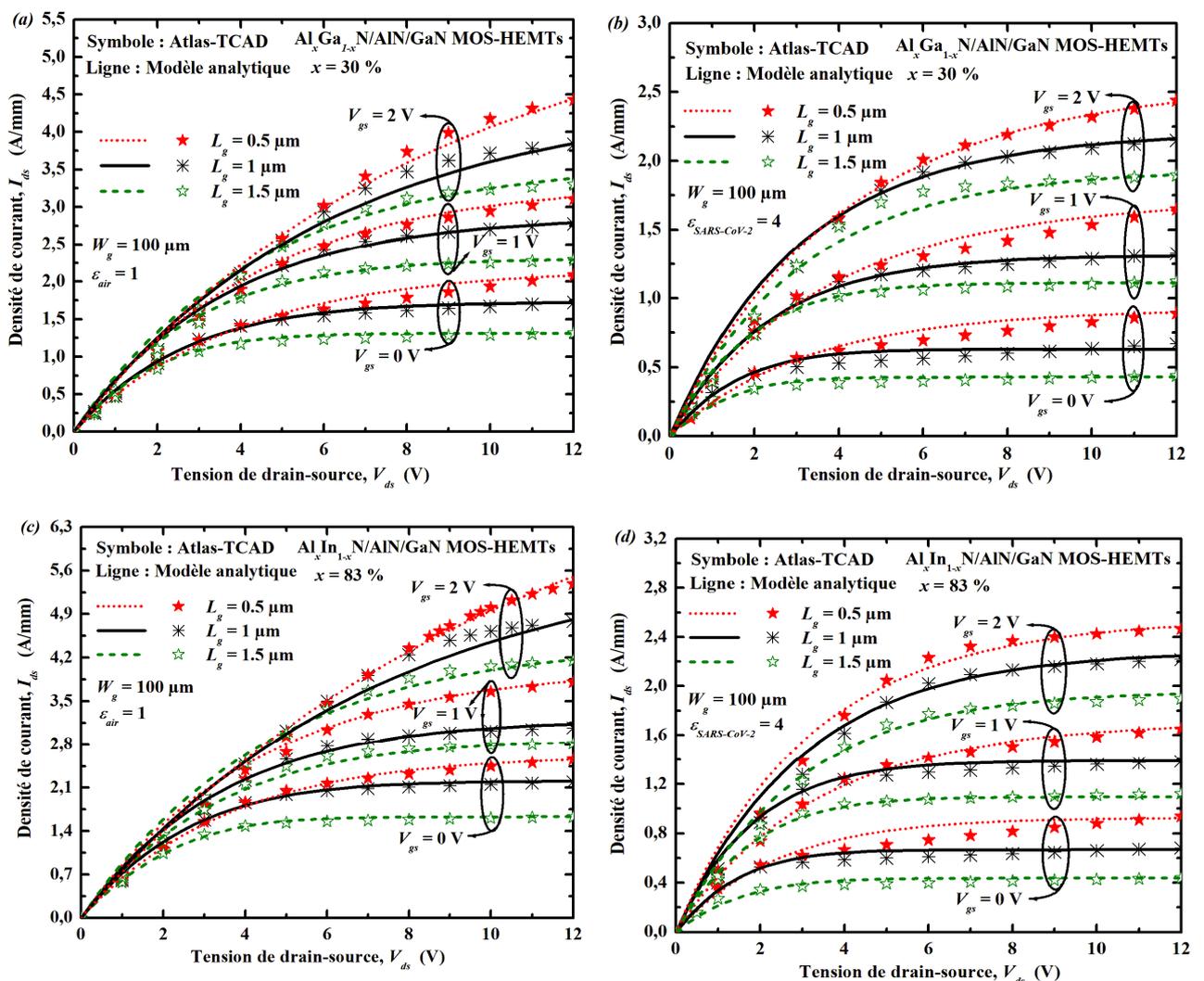


Figure V-4: Influence de la longueur de grille sur les caractéristiques de sortie des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN. (a) et (c) Sans introduction du virus, (b) et (d) avec détection du coronavirus.

La figure (V-4) représente l'influence de la longueur de grille sur les caractéristiques $I-V$ pour différents types des hétérostructures proposées pour la réalisation des biocapteurs MOS-HEMTs, à la tension de polarisation $V_{ds}=10$ V. On observe que la densité de courant des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AiN/GaN$ est plus élevée à celle de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AiN/GaN$, en raison de la courte distance entre la surface sensible des biocapteurs MOS-HEMTs et le canal des transistors MOS-HEMTs. De plus, le matériau ternaire $Al_xIn_{1-x}N$ caractérisé par des meilleures propriétés physiques et la possibilité de réduire l'épaisseur de la couche barrière $Al_xIn_{1-x}N$ comparable avec le matériau $Al_xGa_{1-x}N$.

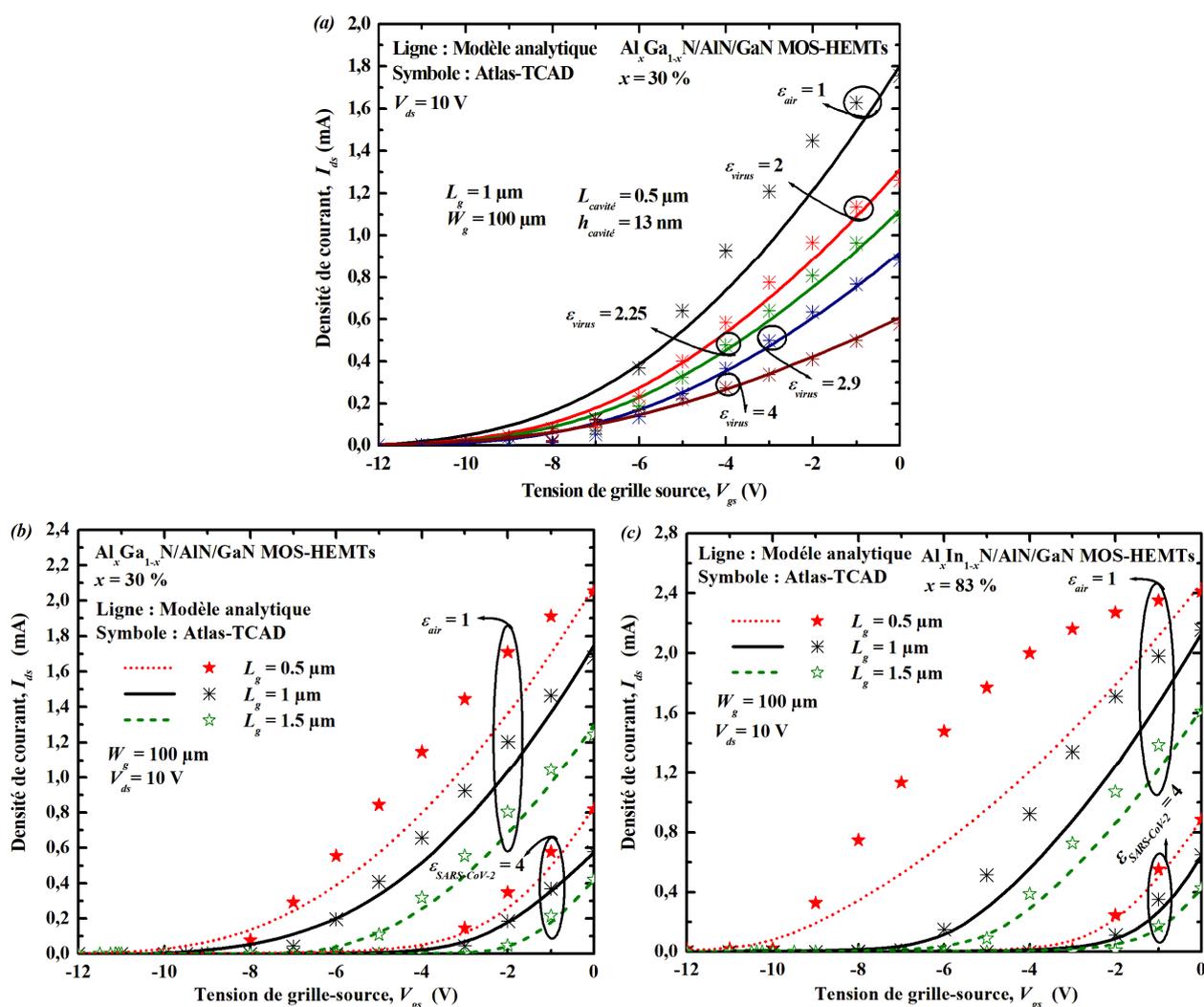


Figure V-5: Caractéristiques de transfert des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AiN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AiN/GaN$.

La figure (V-5) représente l'analyse de l'influence de la longueur de grille sur les caractéristiques courant-tension ($I_{ds}-V_{gs}$) des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN, pour différentes valeurs de la permittivité des virus et à la tension de polarisation de drain-source ($V_{ds} = 10$ V). Cette

comparaison de l'analyse montre une bonne corrélation entre les résultats des caractéristiques de transfert du modèle analytique à celles extraits par le simulateur Atlas-TCAD, ce qui valide notre modèle analytique. En outre, le courant de drain diminue avec l'augmentation de la permittivité et la variation de la tension de seuil est de l'ordre de 0,4 V a été observé pour le virus SRAS-CoV, mais une variation plus élevée de 1,2 V pour le virus SARS-CoV-2, ce qui entraîne une permittivité plus élevée du virus SARS-CoV-2 et une diminution de la tension de seuil des transistors MOS-HEMTs. Par conséquent, les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ avec une longueur de grille de $0.5 \mu m$ pour la détection du virus SARS-CoV-2 présentent une faible tension de seuil, due à l'effet du canal court entre la source et le drain.

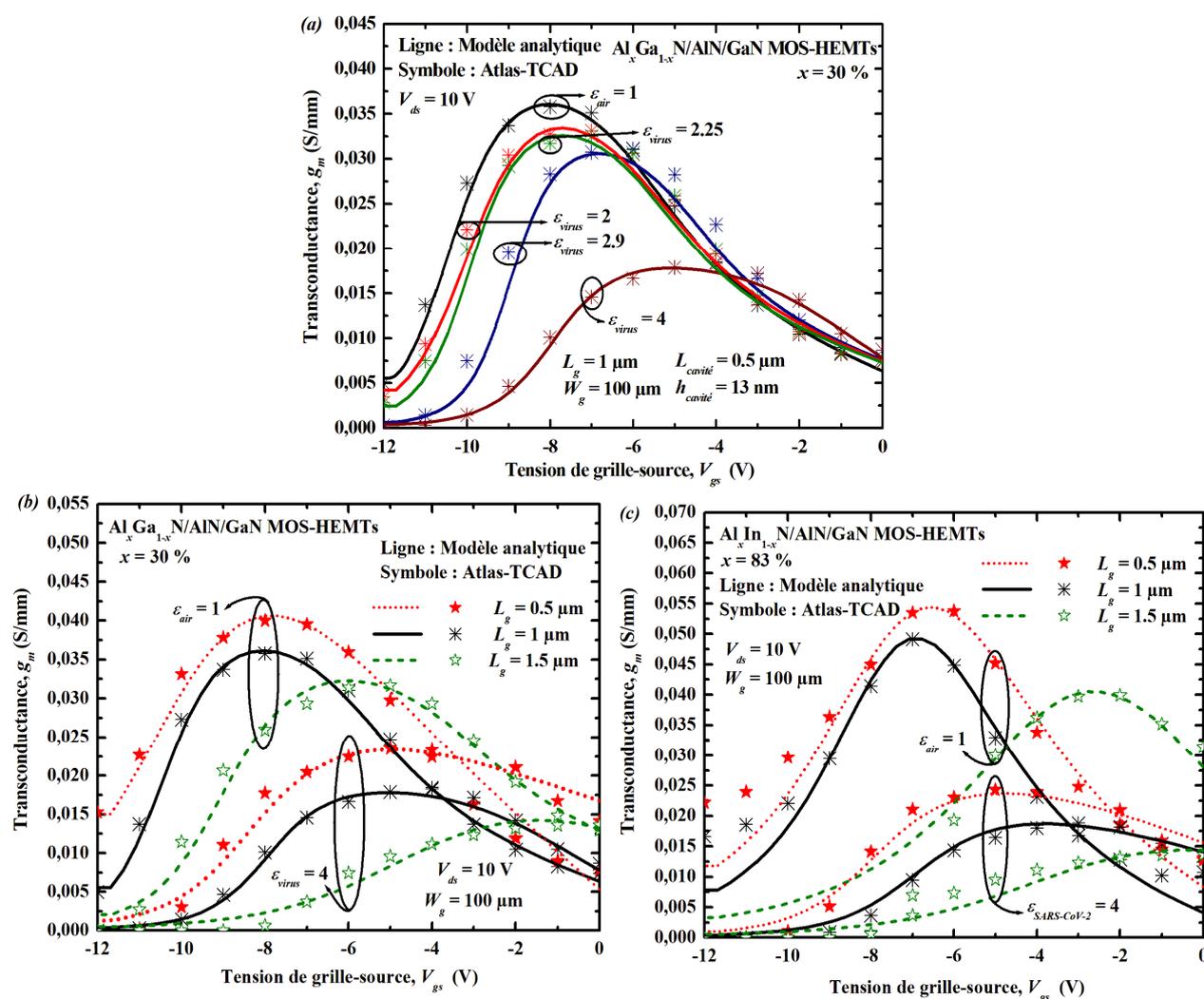


Figure V-6: Comparaison de la transconductance des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.

Les caractéristiques de la transconductance des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN dans l'air et pour différents types des virus sont présentées sur la figure (V-6). La transconductance obtenue à partir des caractéristiques de transfert des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN qui reflète un contrôle de grille amélioré et la vitesse moyenne de porteurs de charges augmentée par l'augmentation de la transconductance [26]. De plus, dans les biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN, il est souvent nécessaire d'augmenter la zone de bio-détection pour rendre les variations de courant facilement détectables. Une valeur maximale obtenue du pic de la transconductance ($g_{m,max}$) atteint 0,054 S/mm dans l'air et 0,024 S/mm pour la détection du coronavirus 2 avec une faible valeur de la longueur de grille de $0.5\mu\text{m}$ pour les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ comparable avec l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$. La transconductance est également utilisée comme paramètre de détection dans divers biocapteurs basés sur les transistors à effet de champ (FETs).

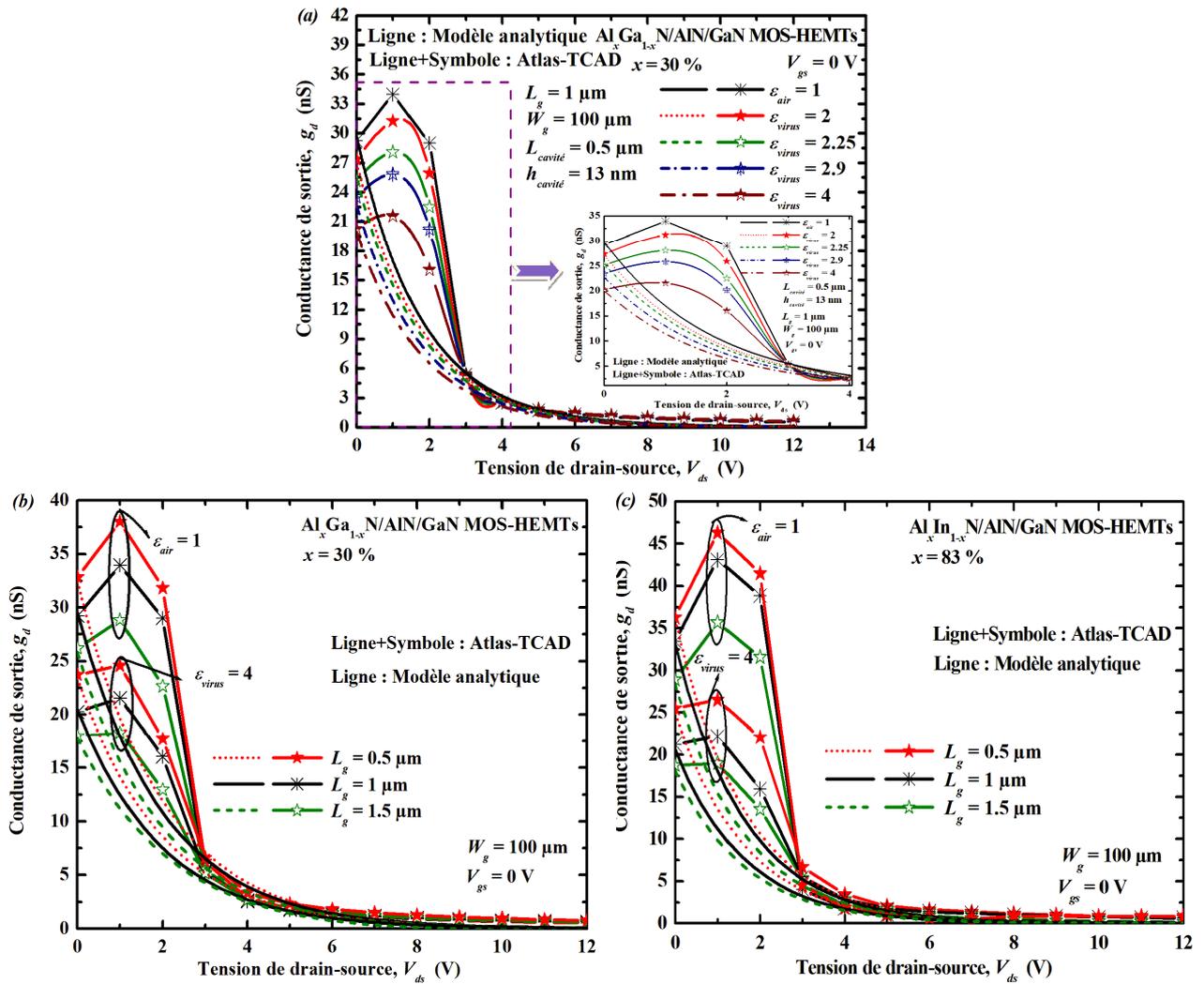


Figure V-7: Variation de la conductance de sortie des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN, pour différents types des hétérostructures $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$.

La figure (V-7) montre la variation de la conductance du canal (g_d) des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium avec la tension de drain-source (V_{ds}) et sans tension de polarisation de grille avec différents types des virus détectés et dans l'air (sans virus). D'après les caractéristiques de sortie, il y a une augmentation significative du courant de drain et un changement dans la conductance de sortie a été observé avec l'introduction du virus dans la cavité des biocapteurs. On peut observer aussi que la conductance de sortie présente une variation importante entre 20 et 27 nS sont respectivement pour le virus SARS-CoV et le virus SARS-CoV-2 par rapport à l'air.

De plus, on remarque, il est clair que la variation de conductance de sortie (g_d) devient augmente avec la diminution de longueur de grille pour les deux hétérostructures $Al_xGa_{1-x}N/AiN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AiN/GaN$. Ainsi également, diminue avec l'augmentation de la tension de drain pour une permittivité plus élevée, comme le montre la figure (V-8). En outre, on n'observe que la capacité grille-drain (C_{gd}) des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN variée graduellement avec l'augmentation de la tension de drain lorsque le biocapteur MOS-HEMT devient saturé, de sorte que la tension de drain puisse affecter la charge dans le canal.

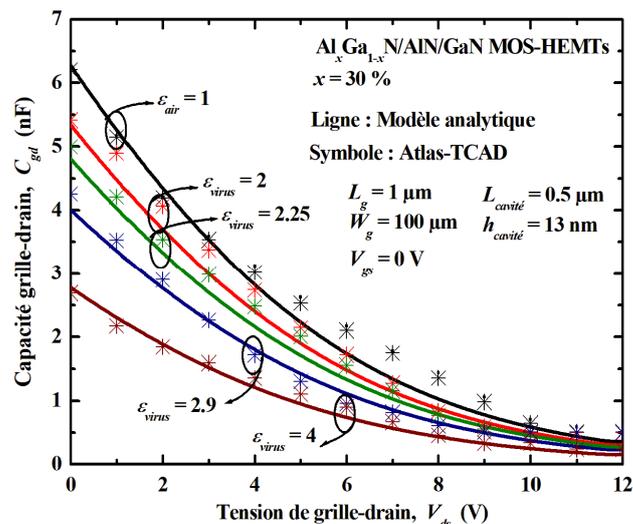


Figure V-8: Comparaison de la capacité C_{gd} des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN pour différents types des virus, avec $\epsilon_{air} = 1$ comme une permittivité de référence.

On observe sur la figure (V-8) que la capacité varie progressivement avec une augmentation de la tension de drain lorsque le transistor MOS-HEMT devient saturé, de sorte que la tension de drain peut affecter la charge dans le canal [27]. Il y'a un bon accord entre le modèle analytique et les résultats de simulation Atlas-TCAD. Le modèle analytique est cohérent avec différentes valeurs

de la permittivité des virus et différentes valeurs de la longueur de grille L_g ce qui valide le modèle analytique de la capacité.

Le profil de potentiel le long de la longueur du canal lorsque la région de la cavité est remplie de virus est illustré à la figure (V-9). La permittivité du virus est différente en raison des modifications du potentiel développé dans la région du canal. Le coronavirus (SARS-CoV) a une permittivité inférieure, avec une variation considérable de 38 à 68 % pour le coronavirus 2 (SARS-CoV-2). La longueur de la cavité de $0,5 \mu\text{m}$ est considérée à proximité de l'extrémité du drain.

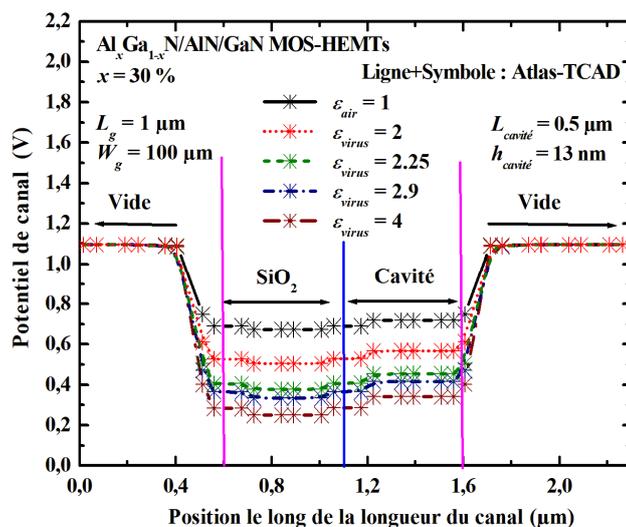


Figure V-9: Potentiel du canal en fonction de la position le long du canal avec différents types de virus et dans l'air.

Une déformation du potentiel observée lorsque le virus est introduit dans la région de la cavité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN proposés, en raison de la variation de la permittivité provoquée par le virus, comme le montre la figure (V-9). La déformation en potentiel peut également être appliquée pour identifier la présence du virus dans la région de la cavité. Ainsi, les structures des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN proposées sont de meilleurs candidats pour les applications de la bio-détection du virus. De plus, si la permittivité du virus augmente, la hauteur du profil du potentiel augmente, ce qui entraîne une amélioration de la sensibilité des biocapteurs.

La figure (V-10a) montre la sensibilité du courant de drain S_{Ids} des virus dont la valeur de la permittivité est considérée comme $\epsilon_{\text{virus}} = (2, 2,25, 2,9, 4)$, en considérant l'air comme un référence de permittivité ($\epsilon_{\text{air}} = 1$). La permittivité élevée du virus reflète une sensibilité élevée des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN de l'ordre de 62% concernant le coronavirus 2 (SARS-CoV-2) qui présente une sensibilité des biocapteurs la plus élevée comparable à tous les

autres types des virus détectés. D'après la figure (V-10b), il y'a une amélioration considérable de la sensibilité de l'ordre de 72% pour des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$ comparable avec l'autre hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$, pour une longueur de grille de $1.5 \mu m$, ce qui entraîne une variation plus relatif du courant et les biocapteurs MOS-HEMTs devient plus sensibles et pour avoir une sensibilité acceptable des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN utilisés pour la détection du coronavirus 2 (SARS-CoV-2).

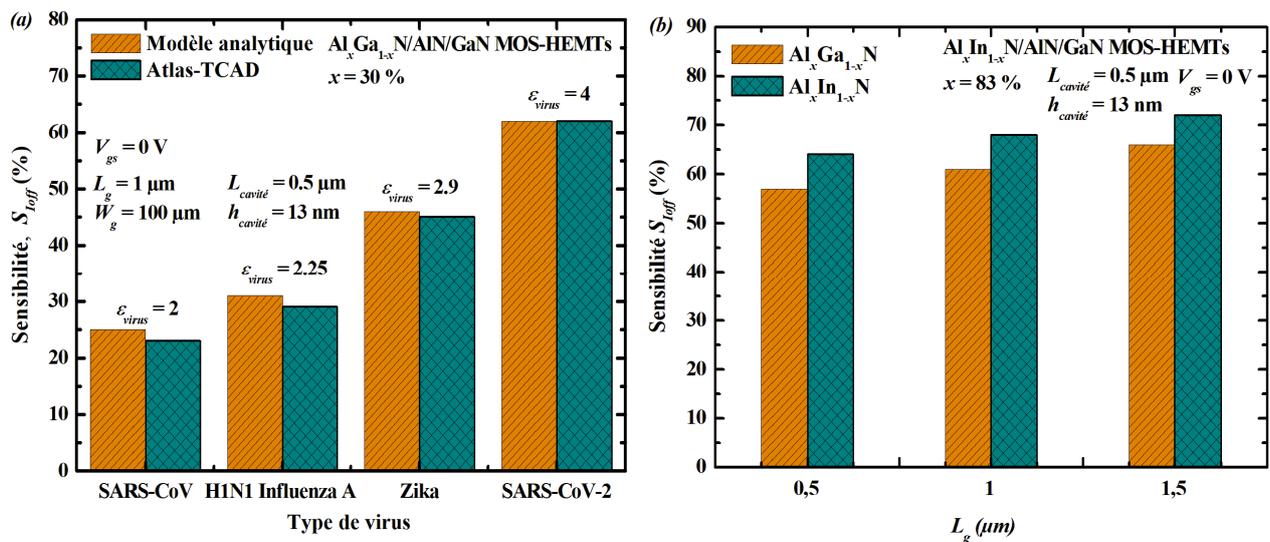


Figure V-10: (a) Variation de la sensibilité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ pour différents types des virus et (b) comparaison de la sensibilité des biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN pour différentes valeurs de la longueur de grille L_g à $\epsilon_{SARS-CoV-2} = 4$.

Tableau V-4: Résultats de simulation des biocapteurs basés sur les transistors MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ pour les différents types des virus.

Paramètres	Permittivités ϵ des virus				
	$\epsilon_{air} = 1$	$\epsilon_{virus} = 2$	$\epsilon_{virus} = 2.5$	$\epsilon_{virus} = 2.9$	$\epsilon_{virus} = 4$
I_{ds} (A/mm)	1.70	1.31	1.18	0.92	0.62
V_{th} (V)	-7.56	-7.30	-6.67	-6.65	-6.08
g_m (S/mm)	0.036	0.0328	0.0325	0.030	0.02
C_{gd} (nF)	6.28	5.41	4.99	4.25	2.69
g_d (nS)	29.24	27.36	25.16	23.49	20.25
Sensibilité S_{Ioff} (%)	--	23	29	45	62

Le tableau (V-4) regroupe les paramètres des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$, estimés à partir des caractéristiques électriques pour différents types des virus.

Cependant, pour une meilleure performance des biocapteurs des virus, les biocapteurs MOS-HEMTs à base de matériaux d'éléments III-N présentent une sensibilité élevée pour la détection du virus SARS-CoV-2 (Covid 19), où le virus SARS-CoV-2 de ($\varepsilon = 4$) présente une sensibilité élevée de 62% par rapport aux autres virus.

Le tableau (V-5) présente une comparaison des caractéristiques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures de nitrures tels que $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$, en présence de virus SARS-CoV-2 et pour différentes valeurs de la longueur de grille L_g des transistors MOS-HEMTs.

On constat que les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$ apparaissent beaucoup plus performants et plus sensibles que les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$, en raison de la courte distance entre la surface sensible des biocapteurs MOS-HEMTs (la cavité des biocapteurs) et le canal des transistors MOS-HEMTs. Ainsi également, en raison de meilleures propriétés physiques et la possibilité de réduire l'épaisseur de la couche barrière $Al_xIn_{1-x}N$ par rapport $Al_xGa_{1-x}N$. Par conséquent, cette augmentation du rapport d'aspect entraîne un meilleur contrôle les porteurs de charges d'un gaz d'électrons bidimensionnel dans le canal par le virus détecté, et donc une augmentation de la transconductance et également la conductance de sortie des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure de type $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$.

Tableau V-5: Résultats des caractéristiques électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de deux différents types des hétérostructures de nitrures.

Biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure	L_g (μm)	I_{ds} ($V_{gs}=0$ V) (A/mm)	g_m ($V_{ds}=10$ V) (S/mm)	g_d ($V_{gs}=0$ V) (nS)	Sensibilité S_{Ioff} (%)
$Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$	0.5	0.88	0.022	24.57	57
	1	0.62	0.02	20.25	62
	1.5	0.43	0.012	18.29	66
$Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$	0.5	0.94	0.024	26.54	64
	1	0.68	0.019	22.2	68
	1.5	0.43	0.014	18.97	72

V.6 Conclusion

Ce chapitre est consacré à l'évaluation des performances électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium en utilisant des modèles analytiques que nous avons développés dans le chapitre IV. Ainsi, l'objet de notre travail est présenter l'analyse de l'influence de la permittivité du virus (ϵ_{virus}) et de la longueur de grille (L_g) sur les caractéristiques électriques des transistors MOS-HEMTs.

Après la présentation du logiciel Atlas-TCAD et Matlab nous avons conçu la structure de ce composant bioélectronique d'une façon de trouver les meilleurs performances électriques. De plus, les valeurs optimales des structures proposées des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrure de gallium (GaN). Nos résultats de simulation des modèles analytiques développés des caractéristiques électriques des biocapteurs MOS-HEMTs GaN calibrés et obtenus par langage Matlab ont été validés et à celles extraits par le simulateur Atlas-TCAD.

En outre, nous avons constaté que les biocapteurs MOS-HEMTs à base d'hétérostructure $Al_xIn_{1-x}N/AlN/GaN$ et apparaissent beaucoup plus performants et plus sensibles que les biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AlN/GaN$, en raison de meilleures propriétés physiques et la possibilité de réduire l'épaisseur de la couche barrière $Al_xIn_{1-x}N$ par rapport $Al_xGa_{1-x}N$.

Enfin, les structures étudiées semblent être prometteuses pour l'amélioration des performances des biocapteurs HEMTs à base de nitrures pour la détection du coronavirus et par conséquent dans applications biologiques et médicales.

Références du chapitre V

- [1] Athena User's Manual, Silvaco International (2011).
- [2] Silvaco Atlas (vol I&II) user's manual, Silvaco International. (2013).
- [3] N. Benadla: *Optimisation des émetteurs sélectifs et passivables des cellules solaires conventionnelles à base de mc_si*. Mémoire de Magister en Microélectronique, Université Abou-Bakr Belkaïd-Tlemcen, 116 pages, (2012).
- [4] D. Guiza: *Analyse des transistors à effet de champ MESFETs GaAs*. Mémoire de Magister en Electronique, Université de Mentouri Constantine, 88 pages (2009).
- [5] M. Tate, O. Lloyd, A.E. Maraolo, J. Schafers, A. Ho: *SARS-CoV-2, SARS-CoV, and MERS-CoV viral load dynamics, duration of viral shedding, and infectiousness: a systematic review and meta-analys*. The Lancet Microbe, **2**(1), pp.E13-E22, (2021).
- [6] I. Tratner: *SARS-Cov: 1. The virus*. Medecine sciences: M/S, **19**(8-9), pp.885-891, (2003).
- [7] C. Korteweg, J. Gu: *Pandemic influenza A (H1N1) virus infection and avian influenza A (H5N1) virus infection: a comparative analysis*. Biochemistry and Cell Biology, (2010).
- [8] L.-R. Baden, J.-M. Drazen, P.-A. Kritek, G. Curfman: *H1N1 Influenza A disease - information for health professionals*. The New-England Medical Review and Journal, **360**(25), pp.2666-2667, (2009).
- [9] D. GWA, K. SF, H. AJ: *Zika virus infection in man*. Trans R Soc Trop Med Hyg, **58**(4), pp. 335-338, (1964).
- [10] D.I.H. Simpson: *Dick GWA, Kitchen SF, Haddow AJ. Zika virus. I. Isolations and serological specificity*. Trans R Soc Trop Med Hyg, **46**(5), pp.509-520, (1952).
- [11] Tiffany Changue: *Le virus Zika: de sa découverte à nos jours*. Thèse de Doctorat en en Pharmacie, à Toulouse, 145 pages, (2018).
- [12] N. Sethuraman, S.S. Jeremiah, A. Ryo: *Interpreting diagnostic tests for SARS-CoV-2*. JAMA, **323**(22), pp.2249-2251, (2020).
- [13] A. Teke, S. Gökden, R. Tülek, J.H. Leach, Q. Fan, , J. Xie, , Ü. Özgür, H. Morkoç, S.B. Lisesivdin, E. Özbay: *The effect of AlN interlayer thicknesses on scattering processes in lattice-matched AlInN/GaN two-dimensional electron gas heterostructures*. New Journal of Physics, **11**(6), pp.063031, (2009).
- [14] S.N. Mishra, R. Saha, K. Jena: *Normally-off AlGaIn/GaN MOS-HEMT as label free biosensor*. ECS J. Solid State Sci. Technol, **9**(6), (2020).
- [15] S.J. Pearton, R. Cammy, A. Fan Ren: *Gallium Nitride Processing for Electronics, Sensors and Spintronics*. Springer-Verlag, London, (2006).

- [16] K. Jena, R. Swain, T.R. Lenka : *Effect of thin gate dielectrics on DC, radio frequency and linearity characteristics of lattice-matched AlInN/AlN/GaN metal–oxide–semiconductor high electron mobility transistor*. IET Circuits Devices Syst, **10**(5), pp.423–432, (2016).
- [17] Y. Wang, Y.T. Chen, H. Zhao, F. Xue, F. Zhou, J.C. Lee : *Improved electrical properties of HfO₂-based gate dielectrics on InP substrate using Al₂O₃/HfO₂ and SF₆ plasma treatment*. Electrochem. Solid-State Lett., **14**(7), H291, (2011).
- [18] K. Jena, R. Swain, T.R. Lenka: *Physics-based mathematical model of 2-DEG sheet charge density and DC characteristics of AlInN/AlN/GaN MOS-HEMT*. Int. J. Numer. Model, **30**(1), (2015).
- [19] Y. Dong, D.-H. Son, Q. Dai, J.-H. Lee, Ch.-H. Won, J.-G. Kim, D. Chen, J.-H. Lee, H. Lu, R. Zhang, Y. Zheng: *High sensitive pH sensor based on AlInN/GaN heterostructure transistor*. Journal of Sensors, **18**(5), (2018).
- [20] A.M. Bhat, A. Varghese, N. Shafi, C. Periasamy: *A Dielectrically Modulated GaN/AlN/AlGaIn MOSHEMT with a Nanogap Embedded Cavity for Biosensing Applications*. IETE Journal of Research, **69**(10), (2021).
- [21] P. Prabakaran, X. Xiao, D. Dimitrov: *A model of the ACE2 structure and function as a SARS-CoV receptor*. Biochem. Biophys. Res. Commun., **314**(1), pp.235–241, (2004).
- [22] A. Jimenez-Alberto, E. Alvarado-Facundo, R.M. Ribas-Aparicio, J.A. Castelan-Vega: *Analysis of adaptation mutants in the hemagglutinin of the Influenza A (H1N1) pdm09 virus*. PLoS One, **8**(7), e70005, (2013).
- [23] S. Dolai, M. Tabib-Azar: *Terahertz Detection of Zika Viruses*. Preprints, (2020).
- [24] V.D. Wangkheirakpam, B. Bhowmick, P.D. Pukhrambam: *Detection of SARS-CoV-2 using dielectric modulated TFET-based biosensor*. J. Mater. Sci.: Mater.Electron, **33**, pp.10323–10334, (2022).
- [25] K.N. Priyadarshani, S. Singha, M.K.A. Mohammed: *Gate-all-around junctionless FET based label-free dielectric/charge modulation detection of SARS-CoV-2 virus*. RSC Adv., **12**, pp.9202–9209, (2022).
- [26] K.N. Priyadarshani, S. Singha, M.K.A. Mohammed: *Gate-all-around junctionless FET based label-free dielectric/charge modulation detection of SARS-CoV-2 virus*. RSC Adv., **12**(15), pp.9202–9209, (2022).
- [27] A. Beloufa, D. Bouguenna, N. Kermas, D.J As: *A Physics-Based Compact Static and Dynamic Characteristics Model for Al₂O₃/In_xAl_{1-x}N/AlN/GaN MOS-HEMTs*. J. Electron. Mater, **49**(3), pp.2008–2017, (2020).



Conclusion générale

Conclusion générale

Au cours des dernières décennies l'analyse de la littérature interminable sur les biocapteurs montre sans aucun doute que les biocapteurs sont attrayants non seulement dans le monde universitaire, mais aussi dans l'industrie. L'objectif de notre travail est de développer des biocapteurs sensibles afin de détecter les virus. Due aux excellentes propriétés physiques des matériaux nitrures d'éléments III tels que : une large bande interdite, une forte polarisation électrique, une vitesse de saturation très élevée, une haute mobilité des porteurs et une bonne stabilité chimique, ce qui permet de réaliser des biocapteurs basés sur les transistors MOS–HEMTs avec une sensibilité élevée pour la détection rapide des virus. Le biocapteur MOS–HEMTs conçu et modélisé à base de matériaux nitrure d'éléments III et qui jouent le rôle de transducteur moléculaire. L'utilisation de ces types de matériau à grand gap a pour but l'immobilisation des biomolécules, le transfert d'électrons et la quantification de cette réaction.

Dans le quatrième chapitre, nous avons conçu la topologie de nos structures des biocapteurs étudiées et leurs diagrammes énergétiques de la bande de conduction, puis nous avons présenté les modèles analytiques des caractéristiques électriques biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN. Dans le cinquième chapitre, nous avons présenté les résultats de simulation des caractéristiques électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $Al_xGa_{1-x}N/AiN/GaN$ pour la détection de différents types des virus tels que : SARS–CoV, H1N1 Influenza A, Zika et SARS–CoV–2, en termes des performances électriques. Par ailleurs, nous avons fait une étude comparative des performances électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de différents types des hétérostructures tels que $Al_xGa_{1-x}N/AiN/GaN$ et $Al_xIn_{1-x}N/AiN/GaN$. Ce chapitre est consacré à la présentation et à l'interprétation des résultats de simulation obtenus en utilisant les modèles analytiques que nous avons développés dans le chapitre IV. Ainsi l'objet du travail de recherche présenté dans cette thèse est-il d'analyser l'influence de la permittivité du virus ϵ_{virus} et de la longueur de grille L_g sur les performances électriques des biocapteurs MOS–HEMTs à base de GaN.

Nous avons présenté le simulateur Atlas–TCAD et modélisé les caractéristiques électriques des biocapteurs MOS-HEMTs à base de nitrures, d'une façon de trouver meilleures performances électriques pour la détection du virus SARS-CoV-2. Dans ce travail de recherche de thèse, nous avons calibré les résultats de simulation des modèles analytiques des caractéristiques électriques développées sur les biocapteurs MOS–HEMTs GaN obtenus par langage Matlab et avons été validés et à celles extraits par le simulateur Atlas–TCAD.

Conclusion générale

De plus, nous avons constaté que les biocapteurs MOS–HEMTs $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ et apparaissent beaucoup plus performants et plus sensibles que les biocapteurs MOS–HEMTs à $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$, en raison de meilleures propriétés physiques du matériau ternaire et la possibilité de réduire l'épaisseur de la couche barrière $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$ par rapport $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$.

D'après les simulations qui ont été faits sur les différentes caractéristiques électriques de la détection des virus telles que : la variation du potentiel de surface, l'influence de type du virus sur le comportement électrique des biocapteurs; d'où un intérêt particulier est consacré à l'étude de la sensibilité des biocapteurs.

Nous avons constaté que la valeur de la permittivité du virus (ϵ_{virus}) augmente, le potentiel de surface devient une fonction linéaire et obtenait une sensibilité élevée des biocapteurs. Les biocapteurs MOS-HEMTs $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ ont une sensibilité élevée de 62% pour le virus SARS-CoV-2 par rapport aux autres virus qui sont respectivement de (45, 29, 23)% pour les virus : H1N1 Influenza A, Zika et SARS-CoV. Par suit, la permittivité du virus (ϵ_{virus}) est un facteur primordial, plus il est grand, mieux les biocapteurs MOS-HEMTs à base de GaN se comporteront en terme de linéarité et de sensibilité.

En outre, nous avons aussi utilisé une autre hétérostructure $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ qui pourrait améliorer les performances des transistors par rapport au système $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$. En effet, les résultats obtenus sont satisfaisants et permettent de montrer une meilleure sensibilité de l'ordre de 72% des biocapteurs MOS-HEMTs à base de l'hétérostructure $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$.

De plus, nous avons étudié l'influence d'un paramètre géométrique comme la largeur de grille (L_g) sur la réponse électrique des biocapteurs MOS-HEMTs pour une gamme bien déterminée de L_g (0.5, 1 et 1.5) μm . Ce coefficient de L_g des biocapteurs MOS-HEMTs $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ est comparable avec l'hétérostructure de détection telle que : $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$. Plus ce coefficient est élevé plus la sensibilité des biocapteurs est meilleur.

Selon les résultats de comparaisons, nous pouvons constater que les biocapteurs MOS-HEMTs $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}/\text{AlN}/\text{GaN}$ avec un largeur de grille de 1.5 μm sont conçus comme une structure de détection du virus SARS-CoV-2 pour les applications biomédicales qui sont appropriées et réalisables.

Enfin, ce travail ouvre plusieurs perspectives d'études complémentaires :

- conception des biocapteurs MOS-HEMTs avec l'empilement d'un matériau oxyde possédant une permittivité très élevée, autrement dit, un matériau oxyde qui fait partie aux matériaux de forte permittivité.

Conclusion générale

- modélisation de l'épaisseur de la couche barrière $\text{Al}_x\text{In}_{1-x}\text{N}$ et la composition d'alliage d'aluminium x .
- utiliser d'un nouveau type du matériau comme couche sensible qui permet la détection des virus avec une meilleure sensibilité.



Liste des publications et communications

Liste des publications et communications

1) Liste des publications internationales

1. **Faiza Mouffoki**, Driss Bouguenna, Fatima Zohra Dahou, Abbès Beloufa and Sajad Ahmad Loan. "Performance evaluation of electrical properties of GaN MOS-HEMTs based biosensors for rapid detection of viruses", *Materials Today Communications*, vol. **33**, 104726, **2022**.
2. Driss Bouguenna, **Faiza Mouffoki**, Abdellah Bouguenna, Fatima Zohra Dahou, Aasif Mohammad Bhat. "Highly sensitive AlInN/AlN/GaN MOS-HEMTs based biosensors", *Journal of Computational Electronics*, **Submitted on March 24th, 2024**.

2) Liste des communications

2/a) Liste des communications internationales

1. **Mouffoki Faiza** and Bouguenna Driss, "Development of GaN MOS-HEMTs transistors based biosensors for the detection of a novel SARS-Cov-19 virus", The 1st International Conference on Advances in Electronics, Control and Computer Technologies, **October 25th-26th, 2023**, Mascara, Algeria.
2. **Mouffoki Faiza**, Bouguenna Driss and Dahou Fatima Zohra, "Influence de l'épaisseur de TiO₂ sur les caractéristiques I-V des transistors HEMTs", 2^{sd} International Seminar on Science of Matter (Physics and Chemistry), University of Science and Technology (USTO), Bir El Djir, organised by Algerian Journal of Engineering, Architecture and Urbanism, **September 17th-18th, 2021**, Oran, Algeria.
3. **Mouffoki Faiza**, Bouguenna Driss*, "Contribution à l'étude de l'influence des matériaux oxydes sur les performances électriques des transistors MOS-HEMTs à base de GaN", International Conference on Power and Energy Engineering, DZPOWER'21, **September 06th-07th, 2021**, Algiers, Algeria.

2/b) Liste des communications nationales

1. A. Bouguenna, D. Bouguenna, **Mouffoki Faiza**, K. Hebali, and A. Boudghene Stambouli, "Study and analytical simulation of AlGaIn/GaN HEMT based biosensor for biomolecule detection ", 2nd National Conference on Applied Science and Advanced Materials, NCASAM-ENSET-Skikda, **October 23th-25th, 2023**, Skikda, Algeria.
2. **Mouffoki Faiza**, Bouguenna Driss and Dahou Fatima Zohra, "Rapid detection of biomolecules in a dielectric modulated AlGaIn/AlN/GaN MOS-HEMTs based

Liste des publications et communications

- biosensor*", 1st National Conference on Science & Technology (1st NCST22), **June 27th-28th, 2022**, Mascara, Algeria.
3. A. Bouguenna, D. Bouguenna, K. Hebali, **F. Mouffoki** and A. Boudghene Stambouli "*Impact of oxide layer on AlGaN/GaN heterostructures MOS-HEMTs biosensor*", 1st National Conference on Applied Science and Advanced Materials, NCASAM-2021, ENSET, **December 20th-22nd, 2021**, Skikda, Algeria.