



المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
Ecole Nationale Polytechnique

Ecole Nationale Polytechnique  
Département d'Electronique  
Laboratoire Signal & Communications



مخبر الإشارات والإتصالات  
Signal & Communications Lab.

## Thèse de Doctorat en Sciences

Présentée par :

**Mr Mohamed DJEMAI**  
*Magister en Électronique de L'ENP– Alger*

Pour l'obtention du Grade de  
**Docteur en Électronique**

**Thème**

**Approche Hybride Basée sur les SVM et les Algorithmes Génétiques en vue du Dépistage de la Surdité de Perception utilisant les Potentiels Evoqués Auditifs**

Soutenue le 01/07/2023 devant le Jury composé de :

Mme HAMAMI Latifa	Professeur ENP-Alger	Présidente
Mme GUERTI Mhania	Professeur ENP-Alger	Directrice de thèse
Mr LARBES Chérif	Professeur ENP-Alger	Examineur
Mme BENBLIDIA Nadjia	Professeur USD-Blida	Examinatrice
Mr HAMZA Abdelkrim	Professeur USTHB-Alger	Examineur
Mr SAYOUD Halim	Professeur USTHB-Alger	Examineur

**ENP 2023**





المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
Ecole Nationale Polytechnique

Ecole Nationale Polytechnique  
Département d'Electronique  
Laboratoire Signal & Communications



مخبر الإشارة والاتصالات  
Signal & Communications Lab.

## Thèse de Doctorat en Sciences

Présentée par :

**Mr Mohamed DJEMAI**  
*Magister en Électronique de L'ENP– Alger*

Pour l'obtention du Grade de  
**Docteur en Électronique**

**Thème**

**Approche Hybride Basée sur les SVM et les Algorithmes Génétiques en vue du Dépistage de la Surdité de Perception utilisant les Potentiels Evoqués Auditifs**

Soutenue le 01/07/2023 devant le Jury composé de :

Mme HAMAMI Latifa	Professeur ENP-Alger	Présidente
Mme GUERTI Mhania	Professeur ENP-Alger	Directrice de thèse
Mr LARBES Chérif	Professeur ENP-Alger	Examineur
Mme BENBLIDIA Nadja	Professeur USD-Blida	Examinatrice
Mr HAMZA Abdelkrim	Professeur USTHB-Alger	Examineur
Mr SAYOUD Halim	Professeur USTHB-Alger	Examineur

**ملخص :** الكمونات المحرصة السمعية (AEP) عبارة عن إشارات صغيرة جدًا يتم اكتشافها فوق منطقة القشرة السمعية استجابةً لمحفز صوتي (أو كهربائي) من الأذن الداخلية إلى القشرة الدماغية. يتم تسجيل هذه الإشارات من أقطاب كهربائية متصلة بفروة الرأس وتستخدم لقياس الوظيفة الكهربائية الحيوية للمسار السمعي. لتوصيف سلوك AEP الديناميكي ، وبسبب السلوك المعقد للخصائص الديناميكية غير الخطية لإشارات AEP ، يتم اختيار طريقة تحليل التقلبات المعدلة (DFA) لتقدير البعد الكسري (FD) من إشارات AEP المسجلة من الأشخاص ذوي السمع الطبيعي والأشخاص ضعاف السمع. يهدف هذا إلى اكتشاف مستوى عتبة السمع لديهم. الهدف من هذه الدراسة هو تطوير مقاربة هجينة تعتمد على آلات المتجهات الداعمة (SVM) والخوارزميات الجينية (GA) ، القدرة على تصنيف المجموعتين: الأشخاص ذوي السمع الطبيعي والأشخاص ضعاف السمع باستخدام FD. يتمثل دور GA ، بالاعتماد على العوامل الجينية (الاختيار، التقاطع، الطفرة والاستبدال) ، في العثور على قيم المعلمات الفائقة لنموذج SVM وأصغر عدد من المتغيرات التي تزيد من معدل التصنيف. تشير النتائج التي تم الحصول عليها إلى أن الخوارزمية الهجينة GA-SVM واعدة؛ GA قادرة على تحديد أنسب معلمات المصنف SVM بشكل جيد، من بين مجموعة كبيرة من المعلمات ، والتي سمحت للنهج المقترح بالحصول على معدل تصنيف أعلى من 98٪. كان GA قادرًا أيضًا على تقليل أبعاد قاعدة البيانات وذلك باستخدام المجموعة الفرعية من المتغيرات الأكثر أهمية فقط، مما سمح للمقاربة الهجينة المستعملة بتقليل تكلفة الحساب

**الكلمات المفتاحية:** كمونات محرصة سمعية ؛ عتبة السمع؛ تحليل التقلبات المعدلة؛ خوارزميات جينية؛ آلة المتجهات الداعمة.

**Abstract :** Auditory Evoked Potentials (AEP) which are detected over the area of the auditory cortex are very small signals in response to a sound stimulus (or electric) from the inner ear to the cerebral cortex. These signals are recorded from electrodes attached to the scalp and are used for measuring the bioelectric function of the auditory pathway. In order to characterize their dynamic behavior and due to the complex behavior of nonlinear dynamic properties of EEG signals, the Detrended Fluctuation Analysis (DFA) method is chosen to estimate the Fractal Dimension (FD) from recorded PEA signals from the normal and hearing-impaired subjects. This aims to detect their hearing threshold level. The objective of this study is to develop a hybrid approach based on Support Vector Machines (SVM) and Genetic Algorithms (GA), capable of classifying the two groups: normal-hearing subjects and hearing-impaired subjects using the FD. The role of GA, from the genetic operators (selection, crossover, mutation and replacement), is to find the values of the hyper-parameters of the SVM model and the small number of variables that maximize the classification rate. Our obtained results indicate that GA-SVM hybridization is promising; GA is able to determine well the most appropriate SVM classifier parameters, among a large set of parameters, which allowed the proposed approach to obtain the classification rate above 98%. The GA was also able to reduce the dimensions of the database in order to use only the subset of the most important variables, which allowed our hybrid approach to reduce the computational cost.

**Keywords:** Auditory Evoked Potentials; Hearing Thresholds; Detrended Fluctuation Analysis; Genetic Algorithm; Support Vector Machine.

**Résumé :** Les Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) sont de très petits signaux détectés sur la zone du cortex auditif en réponse à un stimulus sonore (ou électrique) de l'oreille interne au cortex cérébral. Ces signaux sont enregistrés à partir d'électrodes fixées au cuir chevelu et sont utilisés pour mesurer la fonction bioélectrique de la voie auditive. Pour caractériser leur comportement dynamique et en raison du comportement complexe des propriétés dynamiques non linéaires des signaux PEA, la méthode de l'Analyse des Fluctuations Redressées (DFA) est choisie pour estimer la Dimension Fractale (DF) à partir des signaux PEA enregistrés des sujets Normo-Entendants (NE) et Mal-Entendants (ME). Cela vise à détecter leur niveau de seuil d'audition. L'objectif de cette étude vise à développer une approche hybride basée sur les Machines à Vecteurs de Support (SVM) et les Algorithmes Génétiques (AG), capable de classer les deux groupes : les sujets NE et les sujets ME en utilisant les DF. Le rôle des AG, à partir des opérateurs génétiques (selection, croisement, mutation et remplacement), est de trouver les valeurs des hyper-paramètres du modèle SVM et le petit nombre de variables qui maximisent le taux de classification. Nos résultats obtenus indiquent que l'hybridation SVM-AG est prometteuse ; l'AG est capable de bien déterminer les paramètres du classifieur SVM les plus appropriés, parmi un grand ensemble de paramètres, ce qui a permis à l'approche proposée d'obtenir un taux de classification supérieure à 98%. L'AG a également pu réduire les dimensions de la Base Données afin de n'utiliser que le sous-ensemble des variables les plus importantes, ce qui a permis à notre approche hybride de réduire le coût de calcul.

**Mots clés:** Potentiels Evoqués Auditifs; Seuils d'Audition; Analyse des Fluctuations Redressées; Algorithmes Génétiques; Machines à Vecteurs de Support.

# *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail,*

*A mes très chers parents ;*

*A mes frères et sœurs ;*

*A ma petite famille ; ma femme et mes enfants : Zeid Abdelhak, Alaa Errahmane et Ilaf Hibat Allah ;*

*A tous mes amis et tous ceux qui m'ont encouragé à terminer ce travail.*

# Remerciements

*En premier lieu, je tiens à exprimer mes sincères remerciements et ma profonde gratitude à ma directrice de thèse, Mme GUERTI Mhania, professeur à l'ENP-Alger, pour son soutien continu dans mes études et mes recherches dans le cadre de ma thèse de Doctorat, sa disponibilité et la relation de confiance mutuelle qui s'est installée tout au long de ce travail.*

*Je remercie vivement Mme HAMAMI Latifa, Professeur à l'ENP-Alger, de me faire l'honneur d'être la présidente de mon jury de thèse. J'ai eu le grand privilège de bénéficier de son enseignement durant toute l'année théorique, à l'ENP. Je tiens à la remercier pour sa présence lors de la soutenance de mon mémoire de magister et pour les conseils, les suggestions et les remarques judicieuses qu'elle m'a indiquées.*

*J'exprime un remerciement particulier à Mr LARBES Chérif, Professeur à l'ENP-Alger, l'un de mes anciens professeurs, pour avoir accepté de participer à ce jury de thèse en tant qu'examineur. Je tiens à le remercier pour ses précieuses connaissances fournies durant toute l'année théorique, au Département d'Electronique - ENP. Je le remercie également d'avoir consacré une partie de son temps précieux à l'évaluation de mon travail.*

*Je remercie également Mme BENBLIDIA Nadja, Professeur à l'USD-Blida, d'avoir aimablement accepté de participer au jury de cette thèse en tant qu'examinatrice, ainsi que pour sa présence lors de la soutenance de mon mémoire de magister. Je suis très reconnaissant envers elle pour ses conseils pertinents et toutes les discussions enrichissantes qui m'ont permis d'améliorer la qualité de ma thèse.*

*Je voudrais également remercier Mr HAMZA Abdelkrim et Mr SAYOUD Halim Professeurs à l'USTHB, pour avoir accepté de participer à mon jury de thèse en tant qu'examineurs et pour avoir accepté de donner de leur temps précieux pour lire, commenter et examiner mon travail de thèse.*

# Table des matières

Liste des tableaux	
Liste des figures	
Liste des Abréviations	
<b>Introduction Générale</b> .....	17
<b>Chapitre 1 : Notions générales sur la perception auditive</b> .....	19
1.1 Introduction.....	20
1.2 Notions d'acoustique.....	20
1.2.1 Son pur.....	20
1.2.2 Son complexe .....	21
1.2.3 Bruit.....	21
1.2.4 Pression acoustique .....	22
1.2.5 Puissance acoustique .....	23
1.2.6 Intensité sonore .....	24
1.2.7 Durée .....	24
1.2.8 Champ auditif humain .....	24
1.3 Anatomie et physiologie de l'oreille .....	25
1.3.1 Oreille externe.....	26
1.3.2 Oreille moyenne .....	27
1.3.3 Oreille interne.....	29
1.3.3.1 Vestibule .....	29
1.3.3.2 Canaux semi-circulaires .....	29
1.3.3.3 Cochlée ou limaçon .....	29
1.3.3.4 Organe de Corti .....	29
1.3.3.5 Cellules ciliées.....	30
1.3.3.6 Cellules de soutien.....	31
1.4 Surdité .....	34
1.4.1 Surdités de transmission .....	34
1.4.2 Surdités de perception.....	35
1.4.2.1 Surdités endocochl�aires .....	35
1.4.2.2 Surdité liée à l'âge .....	36
1.4.2.3 Maladie de Ménière .....	37
1.4.2.4 Surdités Brusques .....	37
1.4.2.5 Surdités Toxiques .....	37
1.4.2.6 Traumatismes sonores.....	37
1.4.2.7 Labyrinthites.....	37

1.4.2.8 Surdités d'origine génétique.....	38
1.4.2.9 Surdités rétrocochléaires .....	38
1.4.3 Surdité mixte .....	38
1.5 Conclusion.....	39
<b>Chapitre 2 : Méthodes de dépistage de la surdité .....</b>	<b>40</b>
2.1 Introduction.....	41
2.2 Objectifs du dépistage auditif .....	41
2.3 Méthodes d'explorations de l'audition .....	42
2.4 Méthodes subjectives .....	42
2.4.1 Audiométrie tonale .....	42
2.4.2 Audiométrie vocale .....	43
2.4.3 Impédancemétrie .....	45
2.4.4 Tympanométrie .....	45
2.4.5 Réflexe stapédien .....	47
2.5 Méthodes objectives.....	47
2.5.1 Oto-Emissions Acoustiques (OEA).....	47
2.5.1.1 Oto-Emissions Acoustiques Spontanées (OEAS).....	48
2.5.1.2 Oto-Emissions Acoustiques Provoquées (OEAP) .....	48
2.5.1.3 Produits de Distorsion Acoustiques (PDA).....	49
2.5.2 Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) .....	49
2.5.2.1 Potentiels Évoqués Auditifs Précoces (PEAP).....	50
2.5.2.2 Potentiels Evoqués Auditifs de Latence Moyenne (PEALM).....	52
2.5.2.3 Potentiels Evoqués Auditifs de Latence Tardive (PEALT).....	53
2.6 Aspects techniques de l'enregistrement des PEA .....	53
2.6.1 Position des électrodes.....	53
2.6.2 Amplification .....	54
2.6.3 Moyennage.....	54
2.6.4 Filtrage.....	54
2.7 Méthodes d'analyse des PEA .....	54
2.7.1 Filtrage Adapté.....	55
2.7.2 Décomposition en Modes Empiriques (EMD).....	56
2.7.3 Transformée de Fourier (TF) .....	58
2.7.4 Transformée en Ondelettes (TO).....	59
2.8 Conclusion.....	61
<b>Chapitre 3 : Techniques d'apprentissage, classification et optimisation.....</b>	<b>62</b>
3.1 Introduction.....	63
3.2 Analyse fractale .....	63
3.2.1 Notions sur les fractales .....	63
3.2.2 Dimension Fractale.....	64



3.2.3 Analyse des fluctuations Redressées .....	65
3.3 Validation croisée.....	67
3.3.1 Validation croisée k-fold.....	67
3.3.2 Validation de Monte Carlo.....	67
3.4 Méthode de recherche par grille.....	68
3.5 Méthodes de sélection de caractéristiques .....	69
3.5.1 Méthodes de filtres .....	70
3.5.2 Méthodes enveloppantes.....	70
3.6 Machines à Vecteurs de Support (SVM).....	70
3.6.1 Notions sur l'apprentissage statistique .....	71
3.6.2 Principe des SVM.....	71
3.6.2.1 Cas des données linéairement séparables .....	72
3.6.2.2 Cas des données non-linéairement séparables .....	73
3.7 SVM Multi-classes.....	76
3.7.1 Stratégie Un Contre Tous.....	76
3.7.2 Stratégie un contre un .....	77
3.8 Algorithmes Génétiques (AG) .....	77
3.8.1 Présentation des Algorithmes Génétiques .....	79
3.8.2 Codage.....	79
3.8.2.1 Codage binaire.....	79
3.8.2.2 Codage en réel de paramètres.....	80
3.8.2.3 Codage de Gray .....	80
3.8.3 Génération de population initiale .....	80
3.8.4 Fonction d'évaluation .....	80
3.8.5 Sélection .....	82
3.8.5.1 Sélection par la roulette de casino .....	82
3.8.5.2 Sélection par tournoi .....	82
3.8.5.3 N/2 –élitisme .....	83
3.8.6 Reproduction.....	83
3.8.7 Croisement .....	83
3.8.7.1 Croisement en un point .....	83
3.8.7.2 Croisement en deux points .....	84
3.8.7.3 Croisement uniforme .....	84
3.8.8 Mutation.....	84
3.8.8.1 Mutation aléatoire.....	84
3.8.8.2 Mutation uniforme .....	84
3.8.8.3 Mutation non uniforme .....	84
3.8.9 Remplacement.....	84
3.8.9.1 Remplacement stationnaire .....	85

3.8.9.2 Remplacement élitiste .....	85
3.8.9.3 Remplacement aléatoire .....	85
3.8.10 Paramètres d'un AG .....	85
3.8.10.1 Taille de la population.....	85
3.8.10.2 Taux de croisement .....	85
3.8.10.3 Taux de mutation .....	86
3.8.10.4 Nombre de générations .....	86
3.9 Conclusion.....	86
<b>Chapitre 4 : Méthodologie et Résultats d'estimation du seuil auditif par l'Approche SVM-AG .....</b>	<b>87</b>
4.1 Introduction.....	88
4.2 SVM-AG basé sur l'optimisation des paramètres et la sélection de variables.....	88
4.2.1 Représentation de chromosome.....	88
4.2.2 Fonction de fitness.....	90
4.2.3 Opérateurs génétiques.....	91
4.3 Base de données utilisée .....	91
4.4 Estimation de la dimension fractale par la méthode DFA .....	91
4.5 Test statistique .....	93
4.6 Méthode de validation croisée "k-fold" .....	94
4.7 Réglage des paramètres des Algorithmes Génétiques.....	94
4.7.1 Population initiale.....	94
4.7.2 Sélection .....	94
4.7.3 Croisement .....	94
4.7.4 Mutation.....	95
4.7.5 Remplacement.....	95
4.8 Critère d'arrêt de l'Algorithme Génétique.....	95
4.9 Résultats et Discussion .....	96
4.10 Conclusion .....	106
<b>Conclusions Générales et Perspectives .....</b>	<b>107</b>
<b>Références Bibliographiques .....</b>	<b>110</b>

# Liste des tableaux

<b>Tableau 1.1 :</b> Exemples de niveau de pression acoustique (dB) .....	23
<b>Tableau 1.2 :</b> Classification audiométrique.....	39
<b>Tableau 3.1 :</b> Analogie de la terminologie génétique avec la nature .....	79
<b>Tableau 4.1 :</b> Paramètres du contrôle de l'apprentissage de SVM-AG .....	95
<b>Tableau 4.2 :</b> TC de perception auditive de l'oreille droite par l'approche basée sur SVM-AG et les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble d'apprentissage.....	102
<b>Tableau 4.3 :</b> TC de perception auditive de l'oreille gauche par l'approche basée sur SVM-AG et les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble d'apprentissage.....	102
<b>Tableau 4.4 :</b> Comparaison du TC de perception auditive de l'oreille droite par l'approche basée sur SVM-AG avec les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble de test .....	103
<b>Tableau 4.5 :</b> Comparaison du taux de classification de la perception auditive de l'oreille gauche par l'approche basée sur SVM-AG avec les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble de test.....	103
<b>Tableau 4.6:</b> Résultats des variables sélectionnées et des paramètres SVM optimisés par l'Approche SVM-AG .....	104

# Liste des figures

<b>Figure 1.1</b> : Signal électrique obtenu avec un microphone enregistrant le diapason la3 (Son pur).....	21
<b>Figure 1.2</b> : Signal électrique obtenu avec la guitare la3 (Son complexe) .....	21
<b>Figure 1.3</b> : Répartition des ondes sonores en différentes plages de fréquences .....	22
<b>Figure 1.4</b> : Courbe audiométrique de l'oreille humaine .....	25
<b>Figure 1.5</b> : Anatomie de l'oreille .....	26
<b>Figure 1.6</b> : Schéma anatomique du pavillon de l'oreille externe .....	27
<b>Figure 1.7</b> : Anatomie de l'oreille moyenne (à gauche) et vue grossie (à droite) comprenant les osselets, les fenêtres ovale et ronde.....	28
<b>Figure 1.8</b> : Schéma représentant une coupe de la cochlée et l'organe de Corti .....	30
<b>Figure 1.9</b> : Cellules ciliées observées au microscope à balayage (a) Les cellules ciliées et leurs stéréocils (b) Microphotographie à haute résolution des stéréocils d'une CCE .....	33
<b>Figure 1.10</b> : Ondes propagées le long de la cochlée .....	33
<b>Figure 1.11</b> : Schéma récapitulatif de la physiologie de l'audition .....	34
<b>Figure 1.12</b> : Courbes d'audiogramme en fonction de l'âge.....	36
<b>Figure 2.1</b> : Audiogramme représentatif des sujets atteints de surdité : surdité de perception.....	43
<b>Figure 2.2</b> : Schéma représentant l'audiogramme vocal d'un sujet Normo-Entendant (bleue) et un sujet Mal-Entendant (rouge) .....	44
<b>Figure 2.3</b> : Représentation du matériel utilisé pour réaliser la tympanométrie.....	46
<b>Figure 2.4</b> : Différent type de tympanogramme .....	46
<b>Figure 2.5</b> : Photo d'un nouveau-né au cours d'un test par OEA.....	48
<b>Figure 2.6</b> : (a) : Schéma des connexions centrales du nerf cochléaire et (b) : PEAP .....	51
<b>Figure 2.7</b> : Exemples d'interprétation de PEAP.....	52
<b>Figure 2.8</b> : Photo d'un nouveau-né en cours de test par PEA .....	54
<b>Figure 2.9</b> : Graphique Intensité-Latence indiquant le changement de latence de l'onde V avec l'intensité du clic .....	56
<b>Figure 2.10</b> : Détection de l'onde V en utilisant l'énergie instantanée du signal PEAP sur (a) un sujet ME (b) un sujet NE.....	57
<b>Figure 2.11</b> : Spectre de Fourier : (a) PEA normal (b) PEA anormal .....	59
<b>Figure 2.12</b> : (a) : PEA moyenné d'un sujet NE (b) : Représentation temps-fréquence du PEA moyenné .....	60

<b>Figure 2.13</b> : (a) : PEA moyenné d'un sujet ME (b) : Représentation temps-fréquence du PEA moyenné .....	61
<b>Figure 3.1</b> : Exemple de l'autosimilarité dans une fractale géométrique (gauche) et dans un signal (ECG) (droite).....	64
<b>Figure 3.2</b> : Suite de constructions géométriques du flocon de Koch.....	64
<b>Figure 3.3</b> : Principe de la méthode DFA appliqué sur un signal PEA.....	67
<b>Figure 3.4</b> : Recherche des hyperparamètres par la méthode de recherche par grille.....	68
<b>Figure 3.5</b> : Optimisation des paramètres SVM à l'aide de la méthode de recherche par grille .....	69
<b>Figure 3.6</b> : Hyperplan séparateur optimal, marge et vecteurs de support .....	72
<b>Figure 3.7</b> : Recherche de l'hyperplan optimal .....	73
<b>Figure 3.8</b> : SVM binaire dans le cas non linéairement séparable.....	74
<b>Figure 3.9</b> : Illustration de transformation de l'espace de cas non linéaire .....	75
<b>Figure 3.10</b> : Architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre tous .....	76
<b>Figure 3.11</b> : Architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre un.....	77
<b>Figure 3.12</b> : Principe général des Algorithmes Génétiques .....	78
<b>Figure 3.13</b> : Cinq niveaux d'organisation d'un AG .....	79
<b>Figure 3.14</b> : Mécanisme de la roulette en AG. Le meilleur individu 5 a la plus grande part de la roulette, tandis que le pire individu 4 a la part la plus faible .....	82
<b>Figure 3.15</b> : Exemple de la sélection par tournoi .....	83
<b>Figure 3.16</b> : Opérateur de croisement.....	83
<b>Figure 3.17</b> : Opérateur de mutation.....	84
<b>Figure 4.1</b> : Organigramme d'approche SVM-AG proposée .....	89
<b>Figure 4.2</b> : Représentation du chromosome pour l'apprentissage SVM-AG.....	90
<b>Figure 4.3</b> : Placement des électrodes selon le Système International 10-20.....	92
<b>Figure 4.4</b> : Montage expérimental pour la collecte de données de PEA.....	93
<b>Figure 4.5</b> : Convergence de l'AG vers l'individu représentant l'optimum global au fil des générations: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite.....	96
<b>Figure 4.6</b> : Convergence de l'AG vers l'individu représentant l'optimum global au fil des générations : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche .....	97
<b>Figure 4.7</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau linéaire par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite. ....	98

<b>Figure 4.8</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau linéaire par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche .....	98
<b>Figure 4.9</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau polynomial par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite .....	99
<b>Figure 4.10</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau polynomial par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche .....	100
<b>Figure 4.11</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau RBF par la méthode de la recherche par grille: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite .....	101
<b>Figure 4.12</b> : Optimisation des paramètres SVM avec noyau RBF par la méthode de la recherche par grille: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche .....	102
<b>Figure 4.13</b> : Sensibilité et spécificité de SVM avec la recherche par grille utilisant les différents noyaux et SVM-AG avec le noyau RBF (Oreille gauche) .....	104
<b>Figure 4.14</b> : Sensibilité et spécificité de SVM avec la recherche par grille utilisant les différents noyaux et SVM-AG avec le noyau RBF (Oreille droite) .....	105

# Liste des Abréviations

<b>ABC</b>	: Artificial <b>B</b> ee <b>C</b> olony
<b>ABR</b>	: Auditory <b>B</b> rainstem <b>R</b> esponse
<b>ADN</b>	: Acide <b>D</b> ésoxyribo <b>N</b> ucléique
<b>AG</b>	: Algorithmes <b>G</b> énéti <b>q</b> ues
<b>AVC</b>	: Accident <b>V</b> asculaire <b>C</b> érébral
<b>BD</b>	: <b>B</b> ase de <b>D</b> onnées
<b>BSA</b>	: <b>B</b> ritish <b>S</b> ociety of <b>A</b> udiology
<b>CA</b>	: <b>C</b> onduction <b>A</b> érienne
<b>CAE</b>	: <b>C</b> onduit <b>A</b> uditif <b>E</b> xterne
<b>CCE</b>	: <b>C</b> ellules <b>C</b> iliées <b>E</b> xternes
<b>CCI</b>	: <b>C</b> ellules <b>C</b> iliées <b>I</b> nternes
<b>CMV</b>	: <b>C</b> yto <b>M</b> égalo <b>V</b> irus
<b>CO</b>	: <b>C</b> onduction <b>O</b> sseuse
<b>DFA</b>	: <b>D</b> etrended <b>F</b> luctuation <b>A</b> nalysis
<b>DF</b>	: <b>D</b> imension <b>F</b> ractale
<b>DWT</b>	: <b>D</b> iscrete <b>W</b> avelet <b>T</b> ransform
<b>EEG</b>	: <b>E</b> lectro <b>E</b> ncéphalo <b>G</b> ramme
<b>EMD</b>	: <b>E</b> mpirical <b>M</b> ode <b>D</b> ecomposition
<b>EMG</b>	: <b>E</b> lectro <b>M</b> yo <b>G</b> ramme
<b>FAT</b>	: <b>F</b> réquence <b>A</b> uditiv <b>e</b> <b>T</b> estée
<b>FFT</b>	: <b>F</b> ast <b>F</b> ourier <b>T</b> ransform
<b>IA</b>	: <b>I</b> ntelligence <b>A</b> rtificielle
<b>IEC</b>	: <b>I</b> nternational <b>E</b> lectrotechnical <b>C</b> ommission
<b>IMF</b>	: <b>I</b> ntrinsèque <b>M</b> ode <b>F</b> onctions
<b>ISO</b>	: <b>O</b> rganisation internationale de normalisation
<b>ME</b>	: <b>M</b> al- <b>E</b> ntendant
<b>NE</b>	: <b>N</b> ormo- <b>E</b> ntendant
<b>OEA</b>	: <b>O</b> to <b>E</b> missions <b>A</b> coustiques

**OEAP** : **O**to **E**missions **A**coustiques **P**rovoquées  
**OEAS** : **O**to **E**missions **A**coustiques **S**pontanées  
**ORL** : **O**to-**R**hino-**L**aryngologiste  
**PDA** : **P**roduits de **D**istorsion **A**coustique  
**PEA** : **P**otentiels **E**voqués **A**uditifs  
**PEALM**: **P**otentiels **E**voqués **A**uditifs de **L**atence **M**oyenne  
**PEALT** : **P**otentiels **E**voqués **A**uditifs de **L**atence **T**ardive  
**PEAP** : **P**otentiels **E**voqués **A**uditifs **P**réoces  
**PSO** : **P**article **S**warm **O**ptimization  
**RBF** : **R**adial **B**asis **F**unction  
**SPL** : **S**ound **P**ressure **L**evel  
**SVM** : **S**upport **V**ector **M**achine  
**SWL** : **S**ound **P**ower **L**evel  
**TC** : **T**aux de **C**lassification  
**TF** : **T**ransformation de **F**ourier  
**TFCT** : **T**ransformée de **F**ourier à **C**ourt **T**erme  
**TH** : **T**ransformée de **H**ilbert  
**THH** : **T**ransformée de **H**ilbert-**H**uang  
**TO** : **T**ransformée en **O**ndelettes  
**TSA** : **T**rouble du **S**pectre de l'**A**utisme



# *Introduction Générale*

L'audition est notre capacité à percevoir les sons grâce à notre appareil auditif. Elle est essentielle à la communication et l'échange avec notre entourage. Notre appareil auditif est un système très complexe mais également très fragile.

La surdité est un état pathologique de l'audition, caractérisé par une perte partielle ou totale ou encore précoce ou tardive de la perception des sons. Plus de 5% de la population mondiale, soit 360 millions de personnes, souffre de défiance auditive, soit 328 millions d'adultes et 32 millions d'enfants. La plupart vivent dans des pays à revenu faible ou intermédiaire. Environ un tiers des personnes de plus de 65 ans sont touchées par une perte d'audition incapacitante. La prévalence de ce trouble dans cette tranche d'âge est la plus élevée en Asie du Sud, en Asie-Pacifique et en Afrique subsaharienne [1].

La surdité est calculée en décibels de perte auditive. Il existe trois types de surdités : de transmission, de perception et mixtes.

Le dépistage de la surdité consiste à analyser la capacité auditive d'un individu, peu importe son âge. Il permet d'identifier des troubles auditifs graves, le degré, le type et la cause de la perte auditive et les besoins de la personne pour proposer une solution.

Les Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) sont l'outil de dépistage utilisé pour évaluer la fonction de l'audition, c'est-à-dire distinguer entre les cas pathologiques et les cas sains. Les PEA sont des très petits signaux biologiques détectés sur la zone du cortex auditif en réponse à un stimulus acoustique à travers la voie auditive, de l'oreille interne jusqu'au cortex cérébral. Ils se présentent comme une succession de cinq ondes principales, notées I   V, dont on mesure le retard, ou temps de latence, par rapport à l'instant de stimulation.

L'onde V présente une importance clinique considérable car elle permet la détection du seuil auditif des sujets Normo-Entendant (NE) et des sujets Mal-Entendants (ME). De nombreuses méthodes ont été proposées pour estimer de latence de l'onde V des PEA comme : le filtrage adapté, l'énergie instantanée, la Transformée de Fourier, la Transformée en Ondelettes, etc. Ces méthodes ont remarquablement bien caractérisé les informations utiles dans le signal permettant de détecter des anomalies mineures de PEA. L'interprétation de l'onde V est plus complexe. De petits changements dans la forme d'onde entraînent de grands changements dans leur latence et les amplitudes des ondes V [2]. Parfois, l'onde IV peut être fusionnée avec l'onde V, dans ce cas l'absence d'onde IV n'indique pas d'anomalie. C'est pourquoi, durant nos travaux, nous nous sommes intéressés à une nouvelle méthode d'analyse de PEA.

La méthode de l'Analyse des Fluctuations Redressées (DFA) est l'une des méthodes non linéaires conçue spécialement pour détecter les corrélations à long terme des signaux non stationnaires possédant la propriété d'autosimilarité [3]. Un signal analysé par l'algorithme DFA est caractérisée par une invariance d'échelle typique, qui exprime que sa variabilité (mesurée par l'écart-type) croît en suivant un comportement en loi de puissance de la grandeur de l'intervalle sur laquelle elle est calculée. Le choix d'utiliser la méthode DFA pour caractériser le comportement dynamique de PEA est soutenu par sa souplesse et surtout sa construction simple en plus de son efficacité dans de nombreux domaines d'applications tels que : le s qu n age de l'Acide DésoxyriboNucléique (ADN), l'étude de la variabilité du rythme

cardiaque, les enregistrements météorologiques de longue date, la géologie, l'ethnologie, etc. Nous avons appliqué la méthode DFA pour estimer les dimensions fractales (DF) à partir des signaux PEA enregistrés des sujets NE et ME, dans le but de détecter leurs seuils auditifs.

Les deux principaux objectifs de ce travail sont : de proposer une méthode non linéaire pour analyser la forme d'onde complète du signal PEA au lieu de rechercher et d'identifier des ondes spécifiques. Deuxièmement, nous développons un algorithme hybride basé sur les Machines à Vecteurs de Support (SVM) et les Algorithmes Génétiques (AG), capable de classer les deux groupes : les sujets NE et les sujets ME en utilisant les DF.

L'apprentissage statistique ou le machine learning est un domaine scientifique, et plus particulièrement une sous-catégorie de l'Intelligence Artificielle (IA). Il est riche et l'expérimentateur dispose de nombreuses méthodes de classification, généralement formalisées par les statisticiens. Les méthodes de classification ont pour but de partitionner des objets (exemples de données) en un certain nombre classes homogènes à partir de certains traits descriptifs.

Dans le cadre de cette thèse, nous comptons adopter une technique de classification issue du domaine de l'IA à savoir : les SVM pour la détection une déficience auditive.

Les SVM sont une classe d'algorithmes d'apprentissage supervisé introduite par Vladimir Vapnik au début des années 90 [4] pour résoudre des problèmes de discrimination et de régression ou de détection d'anomalie. Ils cherchent à trouver parmi une infinité de classificateurs linéaires (hyperplans), l'hyperplan optimal qui séparent les données en deux classes différentes en suivant le critère de marge maximale. Les SVM ont rapidement été adoptés pour leur robustesse vis-à-vis de la dimensionnalité des données, et de leur utilisation de peu d'hyperparamètres. Dans la phase de décision, les SVM n'utilisent pas tous les échantillons, mais uniquement une partie (les vecteurs de support). L'algorithme SVM a des hyper-paramètres à utiliser dont les valeurs sont définies avant le début de la phase d'apprentissage. Ces paramètres montrent leur importance en améliorant les performances de SVM telles que sa complexité ou son score sur l'ensemble de validation.

La difficulté majeure liée à l'utilisation de classificateurs SVM est la nécessité de choisir un ensemble d'hyperparamètres optimaux pour que le SVM puisse résoudre le problème d'apprentissage automatique [5].

Nous avons opté pour l'utilisation des AG pour optimiser les paramètres de SVM et de recherche d'un sous-ensemble de variables pertinentes qui maximisent le score sur l'ensemble de validation. Les AG sont des méthodes d'optimisation stochastique s'appuyant sur des techniques dérivées de la génétique et de l'évolution naturelle, développés initialement par John Holland dans les années 70. Ils sont répandus dans divers domaines : finance, industrie, bioinformatique, diagnostic médical, etc. Ces algorithmes permettent d'explorer l'espace de solutions possibles de manière non exhaustive, afin d'obtenir une solution satisfaisante. Les AG se caractérisent par leur capacité de découvrir l'optimum global, ils ont été efficacement utilisés pour résoudre plusieurs problèmes d'optimisation multicritères. A chaque génération (itération), les AG sélectionnent les individus selon leur fitness et produisent de nouvelles

solutions (enfants) tout en appliquant des opérateurs de croisement et de mutation pour faire varier la population au fil des générations.

Notre présente étude apportera trois contributions principales :

- Amélioration de la performance du classificateur SVM par les AG, en sélectionnant les meilleurs paramètres ;
- Réduction de la dimensionnalité de l'ensemble de données en choisissant le sous-ensemble de variables les plus importantes, afin de diminuer le temps de calcul et la taille d'espace mémoire ;
- Evaluation de la performance de l'approche SVM-AG sur une Base de Données (BD) des PEA de Laboratoire de Recherche Acoustique, University Malaysia Perlis, Perlis.

Notre thèse est composée en 4 chapitres :

- Dans le premier chapitre, nous avons commencé par des notions générales sur l'acoustique tels que : les ondes acoustiques, le bruit, la puissance acoustique et le champ auditif humain. Ensuite, nous avons présenté une anatomie descriptive sommaire de l'appareil auditif humain, ainsi que le rôle et fonctionnement de chaque partie constituante de l'oreille : externe, moyenne et interne. La dernière section de ce chapitre est consacrée à la définition de la surdité, les différents types de surdité et leurs causes.
- Le second chapitre, vise à explorer et décrire les méthodes d'explorations de l'audition qu'elles soient subjectives ou objectives, tout en expliquant quelques approches utilisées pour analyser les PEA.
- Dans le troisième chapitre, nous avons présenté un état de l'art sur les AG et les SVM en général. Ces deux techniques ont été choisies afin de concevoir notre approche SVM-AG pour l'estimation des seuils auditifs des sujets NE et des sujets ayant des déficiences auditives.
- Le quatrième chapitre décrit les démarches méthodologiques pour le développement de notre algorithme hybride SVM-AG, par la suite nous avons exposé les résultats expérimentaux obtenus durant cette étude, avec des interprétations, discussions et des conclusions préliminaires.

Enfin, la thèse est finalisée par des conclusions générales et des perspectives, ainsi que par des références bibliographiques.

*Chapitre 1 : Notions générales sur la  
perception auditive*

## 1.1 Introduction

L'ouïe est l'un des cinq sens les plus importants, qui permet à percevoir les sons. Essentiel à la communication et l'échange avec notre entourage, avertit de tout danger imminent. L'oreille est l'organe responsable de l'audition. A travers ce premier chapitre nous allons exposer trois sections ; la première décrit les ondes acoustiques, les grandeurs physiques permettant de les caractériser et les différentes sortes d'ondes sonores. La deuxième section expose l'anatomie et physiologie de l'oreille, les trois parties constituantes de l'oreille : externe, moyenne et interne. La dernière section est consacrée à la définition de la surdité et les différents types de surdité et leurs causes.

## 1.2 Notions d'acoustique

Le son fait partie intégrante de notre quotidien, il nous permet de communiquer et de recevoir de l'information. Une onde sonore est la propagation de proche en proche d'une perturbation mécanique dans un milieu élastique pouvant être solide, liquide ou gazeux sans transport de matière. L'onde sonore est une onde progressive unidirectionnelle se propageant le long de la direction verticale. Ces perturbations sont perçues, entre autres, par l'oreille humaine qui les interprète comme des sons.

Chaque son possède un spectre caractéristique, et la sensation auditive qui en est « l'image » du son permet d'identifier la source et de connaître l'environnement proche. Les sons sont caractérisés par 3 grandeurs physiques : la fréquence, l'intensité (niveau sonore) et la durée.

La fréquence du son est définie comme étant le nombre d'alternances (pression/dépression), et s'exprime en cycles par secondes ou Hertz (Hz). Sa formule mathématique est :

$$F = \frac{1}{T} \quad (1.1)$$

T en seconde (s),

Plus le nombre d'oscillations par seconde est important, plus le son perçu sera aigu. Plus le nombre d'oscillations par seconde est petit, plus le son perçu sera grave.

La fréquence est un paramètre qui permet de distinguer les sons en fonction de leur intonation.

La hauteur est directement liée à la perception de la fréquence du son, et il est possible que le niveau sonore et le timbre ainsi que la durée du signal affectent la perception de la hauteur d'un son.

### 1.2.1 Son pur

Un son pur, ou son simple, correspond à une onde sonore sinusoïdale dont la fréquence ne varie pas au cours du temps (Figure 1.1).

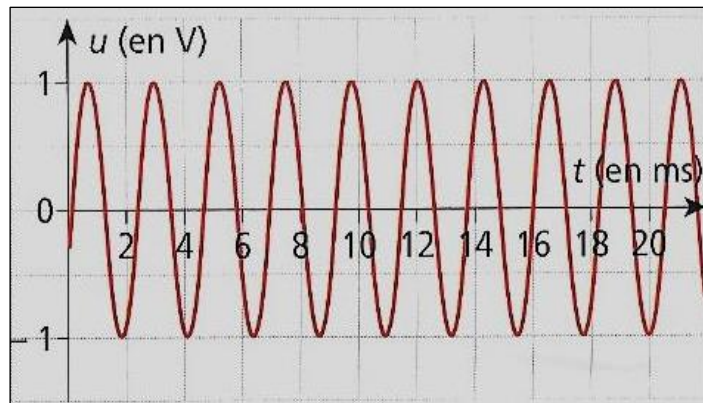


Figure 1.1 : Signal électrique obtenu avec un microphone enregistrant le diapason la3 (Son pur)[6]

### 1.2.2 Son complexe

Il s'agit d'un son composé si le signal périodique correspond à la superposition de plusieurs sinusoïdes. Ce que l'oreille humaine perçoit est un mélange de sons purs. Ainsi, les sons complexes sont des sons naturels constitués de plusieurs sons qui peuvent être séparés lors de l'analyse spectrale (Figure 1.2).

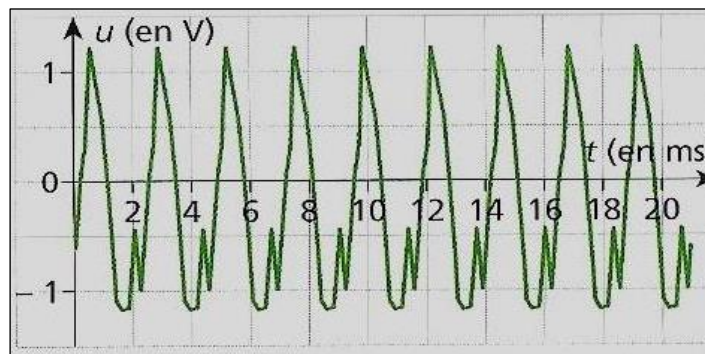


Figure 1.2 : Signal électrique obtenu avec la guitare la3 (Son complexe) [6]

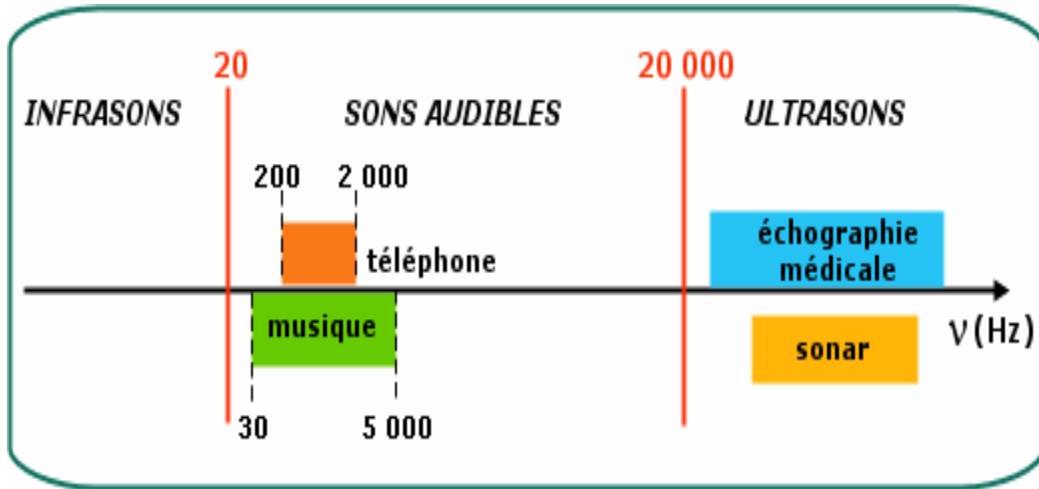
### 1.2.3 Bruit

Le bruit est un mélange complexe de sons qui engendre une sensation auditive gênante ou désagréable. Bien qu'il soit mesurable, sa perception reste une sensation individuelle et subjective. Il est considéré comme dangereux pour la santé si l'oreille est exposée pendant une longue période à plus de 85 dB. L'exposition au bruit est responsable de la plupart des cas de handicap dû à une perte auditive. Non seulement le niveau sonore mais le type de son sont également importants pour faire du bruit à l'individu.

Le bruit est un ensemble de sons de fréquences différentes, il est difficile de déterminer avec précision la hauteur du son.

L'oreille humaine n'est pas sensible à toutes les fréquences de la même manière et cherche à réduire l'intensité des bruits grave.

La figure 1.3 présente la plage des sons audibles pour l'oreille humaine.



**Figure 1.3** : Répartition des ondes sonores en différentes plages de fréquences [7]

Avec la fréquence, la deuxième caractéristique importante d'un son est son intensité ou niveau.

#### 1.2.4 Pression acoustique

Le système auditif humain est extrêmement sensible aux variations de la pression atmosphérique provoquées par une onde acoustique. Il perçoit des pressions acoustiques variant de  $10^{-5}$  Pa : la plus petite valeur de pression acoustique à laquelle l'oreille humaine est sensible à  $10^2$  Pa : la valeur de pression acoustique à partir de laquelle une sensation acoustique est douloureuse.

L'échelle des pressions acoustiques audibles peut varier de 1 à 2 millions. Pour simplifier l'évaluation de la mesure du niveau de pression acoustique ou le niveau sonore, les scientifiques ont donc compressé la gamme en utilisant une échelle logarithmique : le décibel en niveau de pression acoustique ou dB Sound Pressure Level (dB SPL). Il est calculé à partir des valeurs de références en pression,  $P_0$ , ou en intensité,  $I_0$ , telles que :

$$P_0 = 20 \text{ } \mu\text{Pa} \quad (1.2)$$

$$I_0 = 10^{-12} \text{ w/m}^2 \quad (1.3)$$

La pression acoustique de référence  $P_0$  est la petite valeur de pression acoustique audible.  $I_0$  est l'intensité correspondante. Le niveau de pression acoustique en décibels est alors défini en fonction de l'intensité acoustique,  $I$ , ou de la pression efficace,  $P$ , par la relation :

$$\begin{aligned} L_{\text{dB}} &= 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} \\ &= 20 \cdot \log \frac{P_{\text{eff}}}{P_0} \end{aligned} \quad (1.4)$$

La pression efficace  $P_{\text{eff}}$  est la valeur de  $P(t)$  entre les instants  $t_1$  et  $t_2$  avec :

$$P_{\text{eff}}^2 = \frac{1}{t_1 - t_2} \int_{t_2}^{t_1} P^2(t) \cdot dt \quad (1.5)$$



La pression acoustique se mesure à l'aide d'un sonomètre. La pression acoustique dépend du milieu d'installation et de la distance à laquelle on fait la mesure.

Le SPL ne peut pas être prédit avec précision à haute fréquence en raison du mode de vibration de la membrane.

Le tableau 1.1 donne quelques exemples typiques de niveaux sonores.

**Tableau 1.1 :** Exemples de niveau de pression acoustique (dB) [8]

dB SPL	Pression ( $\mu\text{Pa}$ )	Origine
130-140 dB	$63 \times 10^6 - 20 \times 10^7$	Seuil intolérable
120 dB	$20 \times 10^6$	Réacteur d'avion à 10 m
110 dB	$63 \times 10^5$	Atelier de chaudronnerie
100 dB	$20 \times 10^5$	Marteau-piqueur à 2 m
90 dB	$63 \times 10^4$	Atelier de tissage
80 dB	$20 \times 10^4$	Rue bruyante
60 dB	$20 \times 10^3$	Conversation vive
50 dB	$63 \times 10^2$	Musique douce
40 dB	$20 \times 10^2$	Conversation normale
30 dB	630	Résidence tranquille
20 dB	200	Studio d'enregistrement
10 dB	63	Laboratoire d'acoustique, minimum extérieur
5 dB	36	Chambre anéchoïque
0 dB	20	Seuil d'audibilité

### 1.2.5 Puissance acoustique

La puissance acoustique est le taux d'émission, de transfert ou de réflexion d'énergie acoustique par unité de temps. De manière analogue au SPL, la puissance acoustique peut également être exprimée en décibels à travers le niveau de puissance acoustique (SWL ; symbole standard LW) défini par l'Organisation internationale de normalisation ISO 80000-8 (ISO, 2007a) [9]. Comme :

$$L_w = 10 \cdot \log \frac{P}{P_0} \quad (1.6)$$

où,

- $P$  = puissance acoustique en Watt (W)
- $P_0$  = puissance acoustique de référence =  $10^{-12}$  W

La puissance acoustique ne dépend pas de la distance entre la source du son et le milieu dans lequel il fonctionne. Il s'agit d'une caractéristique intrinsèque au produit.

### 1.2.6 Intensité sonore

L'intensité sonore est le résultat de la pression acoustique. Une grandeur qui permet de donner une indication sur des espaces sonores, elle dépend de l'amplitude de la vibration de l'air : plus elle est importante, plus le son est fort ; plus l'amplitude est faible, plus le son est faible. L'intensité sonore se mesure en décibels (dB).

### 1.2.7 Durée

La durée dépend du temps pendant lequel le milieu est perturbé. L'unité utilisée est la seconde (s).

### 1.2.8 Champ auditif humain

L'oreille humaine est sensible à une gamme spécifique de fréquences (sons graves et aigus) et d'intensités (sons faibles et forts) définissant le champ auditif humain (Figure 1.4).

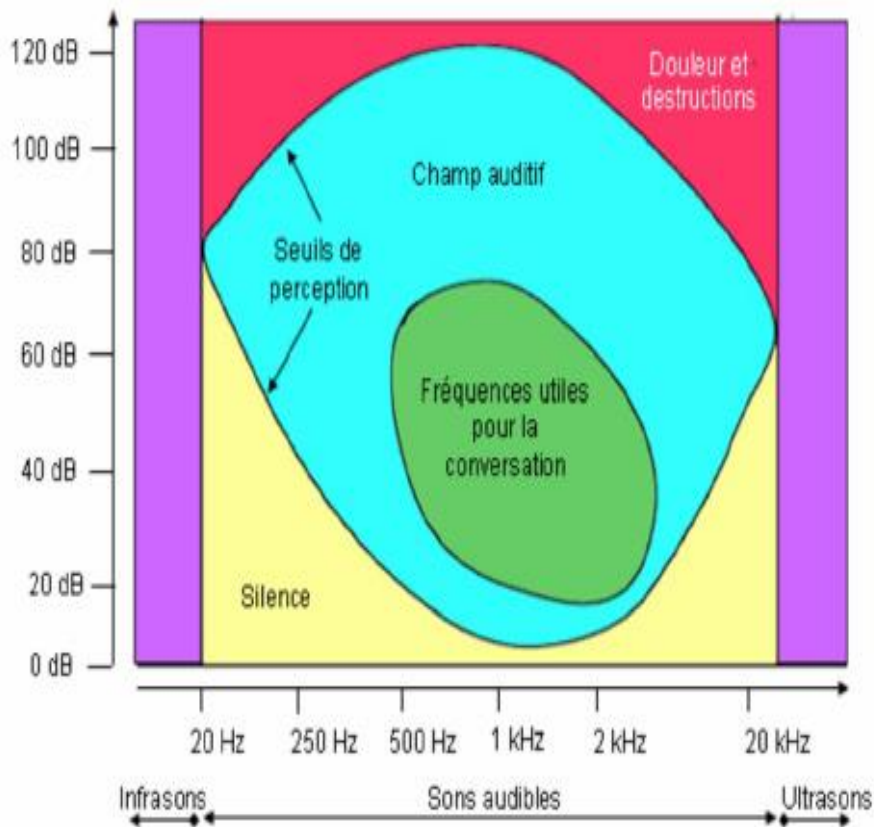
Le système auditif humain permet d'entendre et de localiser des sons ayant une fréquence grave de 20 Hz (notes basses du piano, bruit du tonnerre, etc.) jusqu'à 20 KHz (sifflement aigu). A cette notion physique correspond la notion physiologique de hauteur du son : plus un son est haut, plus il est aigu.

- Les sons graves : de 20 à 200 Hz ;
- Les sons médiums : de 200 à 2 KHz ;
- Les sons aigus : de 2 000 à 20 KHz.

Les sons inférieurs à 20 Hz sont les infrasons, tandis que les sons supérieurs à 20 KHz sont les ultrasons. Bien que les humains n'aient besoin d'entendre que jusqu'à 4 kHz pour comprendre la parole, notre limite auditive de 60 dB dans les hautes fréquences est de 17,6 kHz, car nos pavillons ont besoin de fréquences supérieures à 6 kHz pour fournir des repères directionnels.

Concernant les intensités sonores, l'oreille humaine peut percevoir des sons à partir de 0 dB. Sur l'échelle des décibels, le niveau 0 dB représente le son le plus bas qui peut être entendu. Chaque augmentation de 10 dB correspond approximativement à un niveau sonore perçu deux fois plus important.

Le champ de l'audition démarre au seuil d'audibilité et se termine au seuil de douleur. Les sons à des intensités supérieures à 85 dB peuvent être dangereux pour l'audition dans le cas d'une exposition prolongée. A 100 dB, il est très difficile de s'entendre, même en criant. A 120 dB, il est impossible de se faire entendre, et on a mal aux oreilles. Ce sont des valeurs mesurées et moyennées observées chez un grand nombre de personnes Normo-Entendantes. On les exprime soit en dB SPL (à partir de la mesure de la pression acoustique), soit en dB HL (decibels Hearing Level).



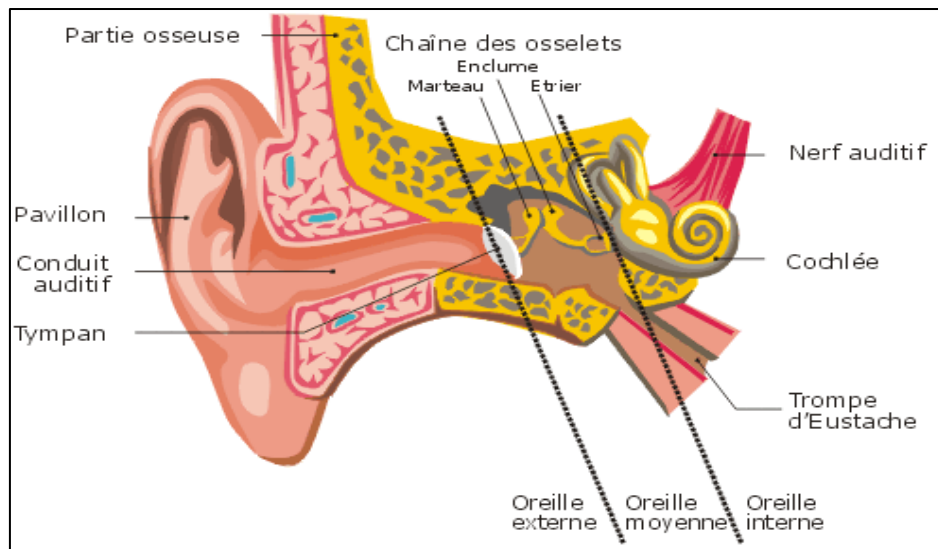
**Figure 1.4 :** Courbe audiométrique de l'oreille humaine [10]

Nous observons sur la figure 1.4 que le seuil d'audibilité en dB SPL varie en fonction de la fréquence. La courbe inférieure représente la courbe des seuils de perception de l'oreille humaine. Pour chaque fréquence, le seuil de perception est différent : les fréquences les mieux perçues sont situées entre 1 et 4 kHz. La courbe supérieure représente la limite des intensités perceptibles.

La zone conversationnelle correspond aux sons utilisés pour la communication par la voix humaine.

### 1.3 Anatomie et physiologie de l'oreille

L'oreille est l'organe de l'audition. Elle joue également un rôle essentiel dans la perception de l'équilibre. Elle est localisée au niveau du rocher (os du crâne), sous le lobe temporal du cerveau dont elle est séparée par une coque osseuse. Anatomiquement, on distingue 3 parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne, comme illustré dans la figure 1.5.



**Figure 1.5 :** Anatomie de l'oreille [10]

### 1.3.1 Oreille externe

Elle est constituée par deux parties, le pavillon et le Conduit Auditif Externe (CAE). Le pavillon de l'oreille est un organe pair, correspondant à la partie visible de l'oreille. C'est une expansion lamelleuse fibrocartilagineuse fixe, rigide et plissée sur elle-même recouverte par un revêtement cutané fin et lisse presque dépourvue de poil. Sa forme est ovale, à grosse extrémité supérieure. Son grand axe est vertical, légèrement incliné vers le bas et l'avant. Sa structure permet par élasticité le retour en position normale après une déformation ou un mouvement. Ses dimensions sont très variables, La taille moyenne chez l'adulte est de 60 à 65 mm pour la hauteur, et de 25 à 36 mm pour la largeur.

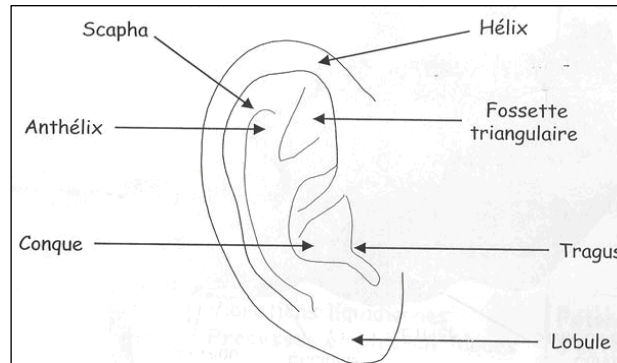
Plusieurs rôles sont attribués au pavillon : il assure une protection de l'organe contre les agressions du milieu extérieur que peuvent être, par exemple, les chocs et les températures extrêmes. De même, il limite la circulation directe de l'air dans le CAE, ce qui est d'autant plus important en cas d'air très froid [11].

Le Conduit Auditif Externe ou méat acoustique externe est un petit tube étroit tapissé de tissu épithélial semblable à la peau. Le CAE de l'adulte est généralement décrit comme un tiers cartilagineux et deux tiers osseux avec une longueur d'environ 25 mm sur la paroi postéro-supérieure et 31 mm sur sa paroi antéro-inférieure en raison de l'obliquité de la membrane tympanique, il passe à travers l'os temporal.

Le pavillon et le CAE contiennent du cartilage élastique (à l'exception du lobe de l'oreille) et une petite quantité de graisse sous-cutanée, qui sont recouvertes par la peau et ses annexes, notamment les glandes sébacées, les glandes sudoripares et les cheveux. L'orientation du conduit auditif est grossièrement dirigée vers le dedans, en bas et en avant. Son diamètre est d'environ un centimètre, situé entre le pavillon et le tympan, et ouvert à l'air libre en dehors, il s'agit d'un lien physique entre le tympan et le monde extérieur [12]. Sa direction décrit une courbe en S dont la concavité est dirigée dans l'ensemble en arrière et en bas. Le pavillon et le CAE empêchent les contacts accidentels de corps étrangers avec le tympan. De plus le CAE est également recouvert de cérumen, corps bactéricide qui protège le tympan des agressions

biologiques. Mais, l'exposition chronique à certaines agressions peut modifier cet équilibre fragile et engendrer de nombreuses pathologies.

L'oreille externe peut être représentée schématiquement comme une antenne acoustique (Figure 1.6).



**Figure 1.6 :** Schéma anatomique du pavillon de l'oreille externe [13]

L'oreille externe permet la localisation du son, qui est en réalité des vibrations dans l'air qui nous entoure. Par sa forme en entonnoir, le pavillon capte les ondes sonores de chaque côté de notre tête le conduisant directement vers le tympan. Le rôle de CAE consiste à transmettre les ondes sonores vers la membrane tympanique (tympan) puis vers l'oreille moyenne.

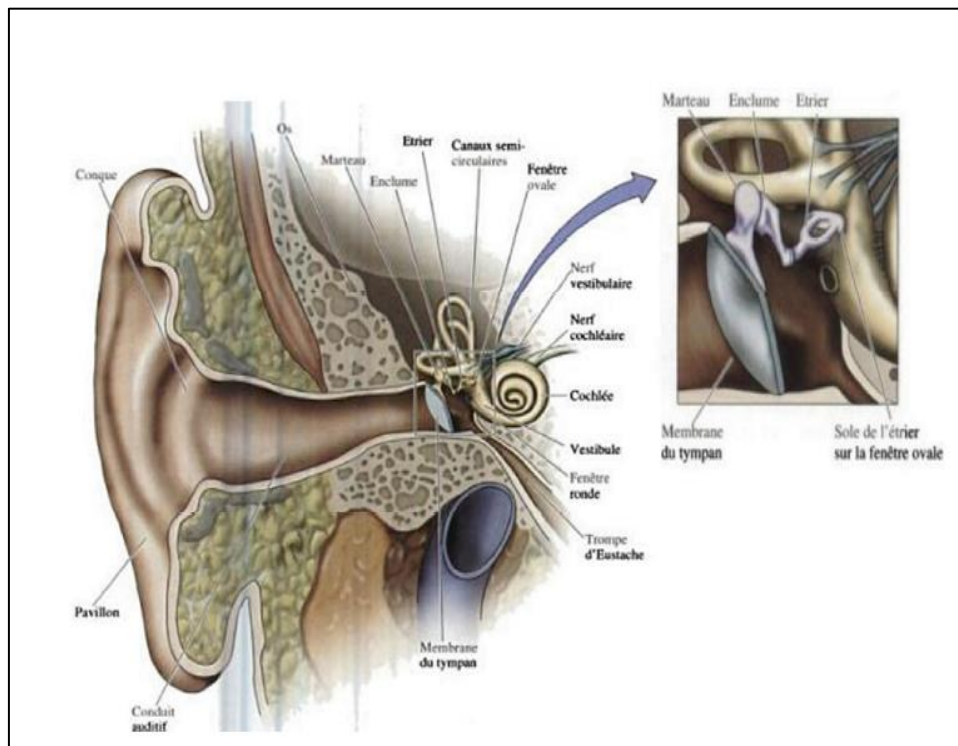
### 1.3.2 Oreille moyenne

L'oreille moyenne est une cavité remplie d'air creusée dans la pyramide pétreuse de l'os temporal qui se situe entre le tympan et la fenêtre ovale. L'épithélium de l'oreille moyenne est similaire à l'épithélium respiratoire et est composé de cellules ciliées, de cellules sécrétoires, de cellules non sécrétoires et de cellules basales. L'oreille moyenne est composée de trois osselets (le marteau, l'enclume et l'étrier), la fenêtre ovale, la fenêtre ronde et la trompe d'Eustache. Le nom des osselets est inspiré de leurs formes. Le marteau, l'osselet de l'oreille moyenne le plus latéral, se situe dans le creux épithympanique, directement en contact avec le tympan. L'étrier occupe une position médiane et il est relié à la cochlée. Il communique également avec le marteau grâce à l'enclume (incus), l'os intermédiaire situé dans la fenêtre ovale, fine membrane qui ferme l'oreille interne. Les deux fenêtres permettent à la caisse du tympan de communiquer avec l'oreille interne. La première, la fenêtre ovale ou fenêtre vestibulaire, dans laquelle se loge la platine de l'étrier, fait le lien entre la chaîne ossiculaire et la rampe vestibulaire de la cochlée. La largeur de la fenêtre ovale s'étend de la ligne du promontoire au bord inférieur du nerf facial, tandis que sa profondeur s'étend de la ligne de la plaque primaire au bord inférieur de la deuxième partie du nerf facial. La deuxième, la fenêtre de la cochlée (fenêtre ronde) est un orifice de la paroi labyrinthique de la cavité tympanique situé au fond de la fossette de la fenêtre de la cochlée, au-dessous et en arrière du promontoire. Il se compose d'une petite ouverture entre le conduit auditif et l'oreille interne, recouverte d'une membrane souple.

L'oreille moyenne est reliée au rhinopharynx (la partie de la gorge qui se situe au-dessus du voile du palais, en arrière du nez) par la trompe d'Eustache, un conduit qui permet de faire circuler l'air dans l'oreille et de maintenir la même pression de part et d'autre de la membrane tympanique, entre l'oreille interne et l'extérieur. Elle a un rôle de protection immunitaire et

mécanique, un rôle d'équipression agissant à la façon d'une valve. Elle ouvre ou ferme son orifice pharyngé, de façon à ce que la pression soit toujours la même de part et d'autre de la membrane tympanique.

Le tympan est une membrane extrêmement fine qui mesure de 8 à 10 mm environ, étirée par de petits muscles, sa surface est 20 fois plus grande que celle de la fenêtre ovale qui ferme la cochlée. La limite médiale de l'oreille moyenne assure la connexion avec le labyrinthe de l'oreille interne. En bas, le promontoire recouvre le virage basal et la région du crochet de la cochlée. La figure 1.7 illustre les structures principales de l'oreille moyenne.



**Figure 1.7 :** Anatomie de l'oreille moyenne (à gauche) et vue grossie (à droite) comprenant les osselets, les fenêtres ovale et ronde [13]

Les ondes sonores captées par l'oreille externe font vibrer le tympan. Ces vibrations seront ensuite transmises aux osselets puis à l'oreille interne via la fenêtre ovale.

Au seuil auditif, les amplitudes de vibration du tympan sont de l'ordre du pico au nanomètre, il se déplace jusqu'à 1 mm lors des variations de pression statique (se moucher, avaler, etc.). A une pression acoustique de 1 Pascal, l'amplitude de déplacement vibratoire de l'étrier ne mesure encore que 30 nm (dans la gamme de fréquences 100-1000 Hz) [14].

La fenêtre ronde de l'oreille moyenne vibre de manière opposée aux vibrations qui entrent dans l'oreille interne, ce qui permet aux fluides de la cochlée de se déplacer.

L'oreille moyenne amplifie le son avant d'atteindre l'oreille interne, et cette amplification dépend de la fréquence ; elle est de 20 dB à 250-500 Hz, maximale de 28 dB à 1000 Hz, et diminue aux hautes fréquences d'environ 6 dB pour chaque 1 kHz supplémentaire au-dessus de 1000 Hz.

Les osselets et leurs articulations (incudomalleal et incudostapedial) présentent des propriétés morphologiques et histologiques spécifiques nécessaires pour optimiser la transduction sonore (conversion des ondes de pression en déplacements oscillants), la transmission et l'amplification du signal par un levier action et adaptation de l'impédance acoustique de l'air avec l'impédance liquide cochléaire plus élevée afin de fournir des vibrations à haute énergie aux structures de l'oreille interne remplies de fluide.

La membrane tympanique, la chaîne osseuse et l'oreille interne représentent un récepteur très complexe de l'onde de pression sonore, qui ne peut être comparé à aucun autre organe sensoriel [14].

L'oreille moyenne sert également de protection pour l'oreille interne contre les sons élevés, supérieurs à 80 décibels.

### 1.3.3 Oreille interne

L'oreille interne ou labyrinthe est la région la plus profonde de l'oreille située au sein du rocher. C'est également une cavité close bordée par un épithélium remplie de liquide appelé périlymphe dans lequel baignent les cellules de l'audition et les cellules de l'équilibre. Une paroi externe rigide forme le labyrinthe osseux qui comprend trois parties : le vestibule, les canaux semi-circulaires et la cochlée.

#### 1.3.3.1 Vestibule

Le vestibule présente une ouverture vers la caisse du tympan par la fenêtre ovale localisée au niveau de sa paroi externe mais fermée par la platine de l'étrier. Il permet, grâce au réflexe vestibulo-oculaire, la stabilisation du regard et de l'axe du corps, assurant le maintien de l'équilibre.

#### 1.3.3.2 Canaux semi-circulaires

Derrière le vestibule se situe le labyrinthe osseux ou les canaux semi-circulaires, ils sont trois tubes semi-circulaires interconnectés qui occupent la plus grande partie de l'oreille interne. Ces canaux sont responsables de la perception des mouvements de la tête dans l'espace tridimensionnel.

#### 1.3.3.3 Cochlée ou limaçon

La cochlée est une partie de l'oreille interne responsable de la détection des ondes sonores chez les amniotes. Elle se présente sous la forme d'un tube épithélial en forme d'escargot, rempli de liquide appelé endolymphe se déplaçant à partir de la partie ventrale de l'otocyste. La portion ascendante de la cochlée est appelée la rampe vestibulaire et la portion descendante de la cochlée est appelée la rampe tympanique, elles sont remplies de périlymphe. Une troisième structure appelée le canal cochléaire est situé entre la rampe vestibulaire et tympanique est remplie de l'endolymphe, les membranes séparant les cavités remplies de l'endolymphe et de périlymphe sont la membrane de Reissner et la membrane basilaire.

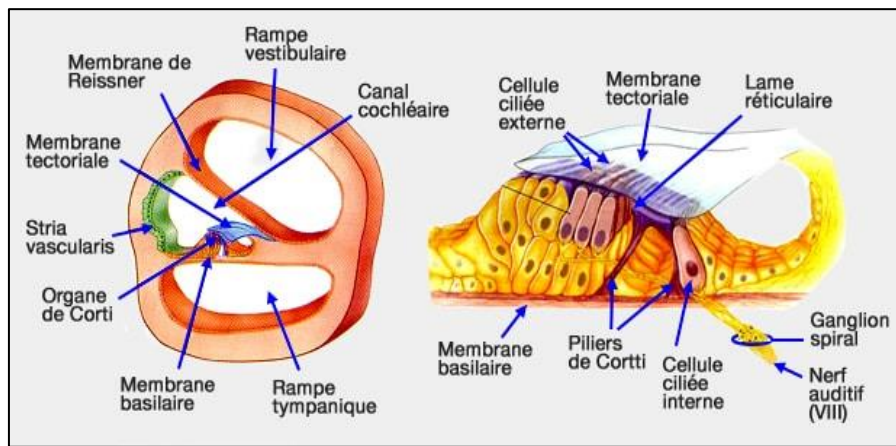
#### 1.3.3.4 Organe de Corti

L'organe de Corti est une structure cellulaire très complexe repose sur la membrane basilaire et recouvert par la membrane tectoriale (Figure1.8). Il contient les structures sensorielles de l'audition : les Cellules Ciliées Externes (CCE), les Cellules Ciliées Internes (CCI) et de cellules de soutien.

L'oreille interne humaine contient environ 75 000 cellules ciliées sensorielles qui détectent le son et le mouvement via des faisceaux de stéréocils mécanosensibles [15]. Les CCI sont situées entre le modiulus et le tunnel de Corti, tandis que les CCE sont situées au-delà du tunnel de Corti.

### 1.3.3.5 Cellules ciliées

Les cellules ciliées portent une touffe de stéréocils baignant dans l'endolymphe, et sont innervées par des terminaisons en bouton pour les CCE et des calices afférents pour les CCI. La touffe de stéréocils est le siège de la transduction mécano-électrique. Au pôle apical des CCE, les stéréocils sont disposés de taille croissante dessinant un « W ouvert à pointe externe » et les CCI ne formant qu'une rangée le long du tunnel en poire comme indique la figure 1.9, l'organisation de stéréocils de la CCI est presque linéaire.



**Figure 1.8** : Schéma représentant une coupe de la cochlée et l'organe de Corti [16]

Les 4 rangées de cellules sont régulièrement espacées, tous les 10  $\mu\text{m}$ , le long de la membrane basilaire [13]. Les CCI et CCE sont hautement spécialisées et ne se régénèrent pas chez l'homme une fois endommagées ou perdues. Perte progressive de ces cellules, en particulier les CCE, sous-tendent une grande partie de l'étiologie de la perte auditive liée à l'âge, une épidémie mondiale [17].

L'organe de Corti est donc très fragile. Bramhall et al. [18] ont montré que les cellules de soutien, qui entourent les cellules ciliées de l'épithélium cochléaire normal, se différencient en de nouvelles cellules ciliées chez les souris nouveau-nées à la suite de l'ototoxicité. En utilisant la lignée de traçage, les résultats montrent que de nouvelles cellules ciliées, en particulier les CCE, proviennent de la colonne interne exprimant les cellules Lgr5 et Deiters III et que la nouvelle génération de cellules ciliées est augmentée par l'inhibition pharmacologique de Notch. Ces données indiquent que la cochlée néonatale des mammifères a une certaine capacité à régénérer les cellules ciliées seulement après des dommages et que les cellules Lgr5-positives agissent comme précurseurs des cellules ciliées dans la cochlée.

Selon Menendez et al. [19], la possibilité de créer des cellules ciliées en laboratoire à l'aide de cellules plus accessibles a plusieurs utilisations. Ces cellules peuvent aider à comprendre comment les cellules ciliées fonctionnent normalement et comment elles sont endommagées. Ils peuvent également être utilisés pour tester de nouveaux médicaments afin



d'évaluer leur succès dans la prévention ou l'inversion de la perte auditive. Ces découvertes peuvent également conduire à des solutions génétiques pour traiter la perte auditive.

### 1.3.3.6 Cellules de soutien

Les cellules de soutien sont des cellules non sensorielles possèdent une structure réalisant une protection autour des cellules ciliées qui englobe les fibres nerveuses afférentes démyélinisées. Récemment, de nombreuses études ont révélé que les cellules de soutien ont des fonctions essentielles dans le développement et le maintien d'une audition normale. Un groupe hétérogène de cellules importantes pour l'homéostasie cochléaire. Ce sont :

- Les cellules de Deiters sont des cellules de soutien de cellules sensorielles externes. Elles sont prismatiques, hautes et larges au niveau de leur base située du côté externe du tunnel de Corti. Une caractéristique importante de la cellule de Deiters est son processus phalangien, qui est une caractéristique importante utilisée pour l'identification des cellules de Deiters de manière isolée. Le pôle apical porte une dépression ou vient reposer la cellule sensorielle externe. Il se poursuit par une fine expansion rigide qui monte à la surface et se termine par une plaque rigide appelée la plaque réticulaire. Les plaques réticulaires des cellules voisines sont raccordées entre elles par des dispos formant la membrane réticulaire. Entre les prolongements cytoplasmiques apicaux des cellules de Deiters et la cellule sensorielle externe, existe un espace appelé l'espace de Nuel. Dans l'espace de Nuel et dans le tunnel de Corti se trouve un liquide de composition ionique est différente à celle de l'endolymphe et de périlymphe appelé cortilymphe.
- Du côté interne, des cellules de soutien interne, analogues aux cellules de Deiters, entourent complètement les CCI. Il n'existe pas d'espace de Nuel de ce côté.
- Les cellules de Hensen se sont des cellules prismatiques très hautes présentent un cytoplasme pauvre en organites avec un noyau médian situé entre la troisième rangée de cellules de Deiters et les cellules de Claudius, sans contact direct avec les cellules ciliées. Alors le pôle apical s'ancre à la membrane réticulaire. Les cellules de Hensen, latérales aux CCE, sont très dynamiques dans leur forme et présentent un mouvement de glissement directionnel par rapport à la couche CCE même à des étapes d'évolution plus avancées.
- Piliers de Corti sont des cellules de soutien de forme pyramidale, disposées en deux rangées externes et internes qui s'écartent à leur base et se rejoignent à leur sommet en délimitant le tunnel de Corti. Les microtubules des Cellules Piliers Internes sont connectés aux cellules ciliées sensorielles par des jonctions cellulaires substantielles aux apex des cellules piliers, ce qui ouvre indirectement les canaux ioniques dans la membrane des CCI.
- Les cellules de Boettcher sont des cellules cubiques basses situées au tour inférieur de la cochlée. Elles reposent sur la membrane basilaire sous les cellules de Claudius et sont organisées en rangées dont le nombre varie selon les espèces.
- Les cellules de CLAUDIUS sont des cellules Claude, épithéliales cubique, situé au-dessus des rangées de cellules de Boettcher, à la périphérie de l'organe de Corti, de chaque côté. Ce sont des éléments de transition entre les cellules de Hensen et les cellules du sillon spiral externe. Les cellules de Hensen et les cellules de Claudius sont situées directement du côté

latéral de la région CCE, formant une frontière entre les régions sensorielles et non sensorielles de l'Organe de Corti.

Si le labyrinthe est parfaitement clos et rigide, le mouvement de l'étrier serait impossible car la périlymphe est pratiquement incompressible mais la fenêtre ronde et la membrane qui la recouvre sont flexibles ce qui permet le mouvement de l'étrier et l'émission de vibrations dans le labyrinthe. Les vibrations produites par l'étrier montent jusqu'au sommet de la cochlée et redescendent jusqu'à la fenêtre ronde, la membrane de Reissner et la membrane basilaire sont flexibles et vibrent en réponse aux ondes se propageant le long de la rampe vestibulaire. Le mouvement de la membrane basilaire émis des ondes qui descendent le long de la rampe tympanique.

Quand la membrane basilaire bouge par rapport à la membrane tectoriale, celle-ci appuie sur les cils des cellules ciliées. Cette tension de cils va favoriser la dépolarisation des cellules ciliées. Or, les CCE sont contractiles. Elles vont donc diminuer la taille lorsqu'elles sont dépolarisées, ce qui va tirer d'autant plus la membrane tectoriale. Ceci accroît la tension de cils des CCI. Le phénomène inverse se produit quand la membrane remonte : le relâchement des cils CCE va provoquer la repolarisation, suivie de la décontraction de la cellule, qui cesse de tirer sur la membrane tectoriale, ce qui diminue encore davantage la flexion du cil de CCI. Ajoutant une mesure de la fréquence des potentiels d'actions dans le nerf sensitif.

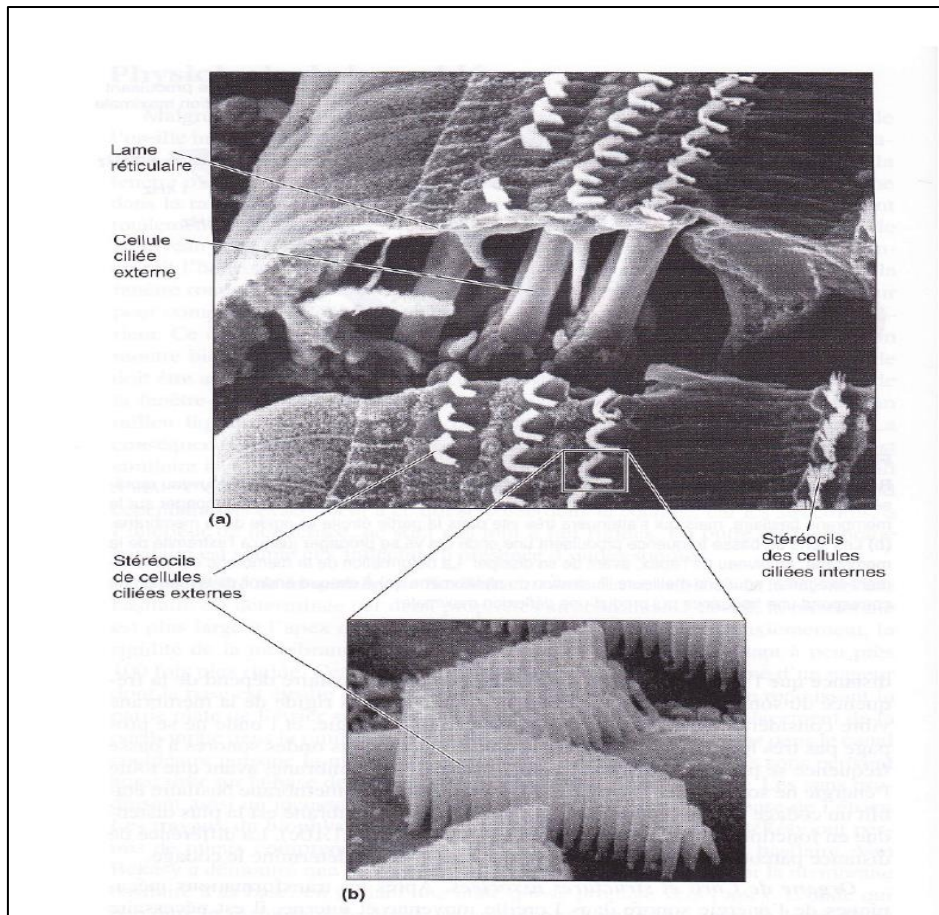
Plus la membrane s'abaisse, plus les potentiels d'action sont nombreux. A l'inverse, plus la membrane se relève et plus les potentiels d'action sont rares. Les CCE vont donc amplifier les mouvements de la membrane tectoriale, et donc amplifier la détection des sons de faible intensité. L'amplificateur cochléaire est le résultat de la motricité de CCE.

Les CCE répondent à la stimulation acoustique par une contraction statique et parfois un allongement. De plus, le changement de longueur statique est le plus important lorsque la fréquence de la stimulation correspond à la fréquence caractéristique de l'emplacement cochléaire de la CCE.

Les CCI représentent le récepteur sensoriel, chacune d'entre elles étant sensible à une certaine fréquence, transducteurs spécialisés qui convertissent l'énergie mécanique en signal électrique au sein de nos organes auditifs et vestibulaires. Le signal électrique va alors cheminer vers le cerveau par le nerf auditif.

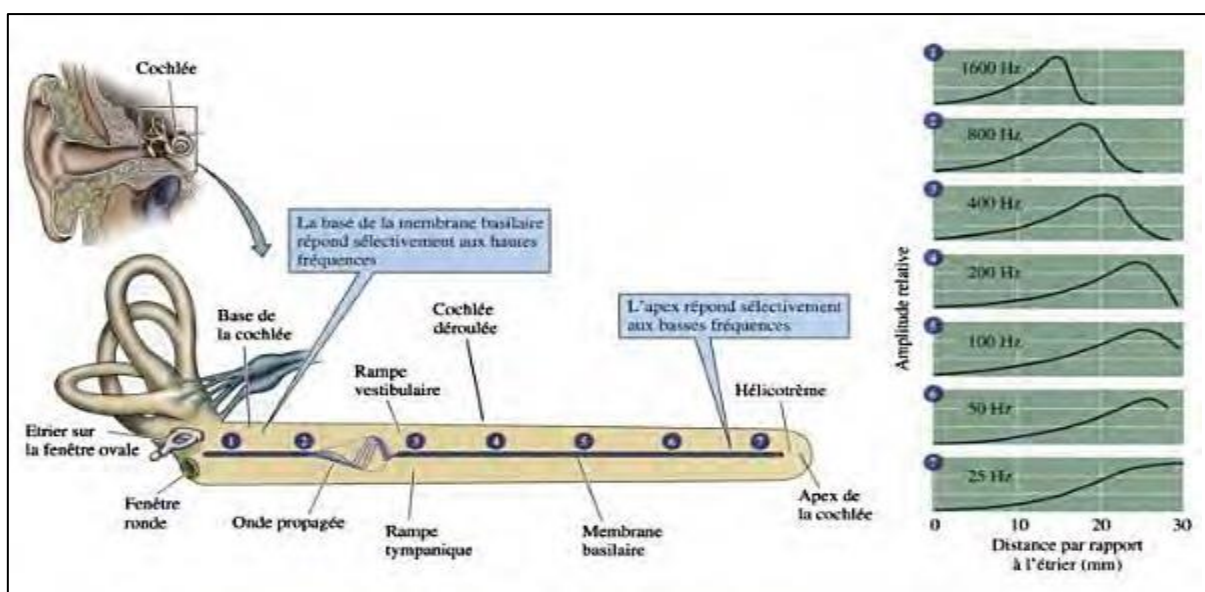
Les CCE permettent d'amplifier la vibration sonore grâce à leur fonction contractile qui augmente le mouvement de la membrane basilaire.

Différents points de la membrane basilaire ne vibrent pas simultanément au contraire se sont des zones bien spécifiques qui vibrent en réponse à un son de fréquence donnée, les sons graves font vibrer la membrane basilaire à proximité de l'apex de la cochlée alors les sons aigus produisent des vibrations proches de sa base. Cette propriété est appelée la tonotopie.



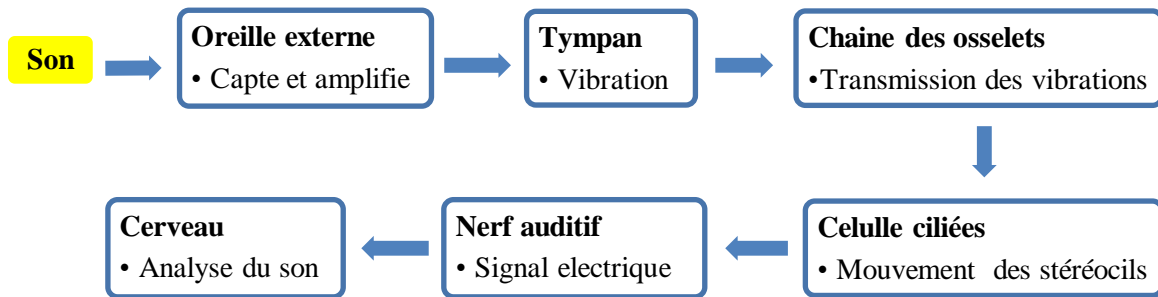
**Figure 1.9 :** Cellules ciliées observées au microscope à balayage (a) Les cellules ciliées et leurs stéréocils (b) Microphotographie à haute résolution des stéréocils d'une CCE [13]

La figure 1.10 montre la manière dont la cochlée code spécifiquement les sons en fonction de leur fréquence. Globalement cette séquence d'évènement est responsable de notre perception acoustique du monde qui nous entoure.



**Figure 1.10 :** Ondes propagées le long de la cochlée [11]

La figure 1.11 résume les différentes étapes qui permettent à notre cerveau de percevoir les sons.



**Figure 1.11** : Schéma récapitulatif de la physiologie de l'audition

## 1.4 Surdité

La surdité est un état pathologique de l'audition, caractérisé par une perte partielle ou totale ou encore précoce ou tardive de la perception des sons.

Plusieurs facteurs augmentent la prévalence et la gravité de la perte auditive, notamment l'emplacement géographique, le statut socio-économique, l'exposition à l'infection, la parenté et l'âge avancé [20].

Boudjenah [21] a mené une étude permettant d'évaluer de la prévalence de la surdité en milieu néonatal et d'identifier les nouveaux nés à risque au CHU de Tizi-Ouzou. La prévalence de la surdité dans un groupe de 15382 nouveaux nés hospitalisés en unité de soins intensifs néonatale était de 2,14% et les facteurs de risque les plus associés à la surdité sont les infections par le CytoMégalovirus (CMV) et la rubéole, les atteintes du système nerveux et les malformations craniofaciales.

La prévalence de la perte auditive double avec chaque décennie d'augmentation de l'âge, de sorte que près des deux tiers des adultes de plus de  $\geq 70$  ans ont une d ficiance auditive cliniquement significative qui affecte la communication quotidienne [22].

La perte d'audition engendre des difficultés à entendre, interpréter et comprendre les sons qui nous entourent, des capacités de réaction, troubles ou retard de langage ce qui entraîne des problèmes affectant la qualité de vie et les activités quotidiennes. L'absence de communication peut également entraîner une perte de l'estime de soi et une tendance au repli sur soi et augmenter la fatigue et l'angoisse.

La mesure de la perte auditive et le diagnostic de surdité sont faits par le médecin spécialiste ORL (Oto-Rhino-Laryngologiste) selon diverses techniques.

Il existe trois types de surdités : de transmission, de perception et mixte.

### 1.4.1 Surdités de transmission

La surdité de transmission résulte d'une d ficiance ou atteinte de l'oreille externe ou moyenne, et peut-être due à un bouchon de cérumen, des troubles infectieux de l'oreille externe (pavillon et conduit auditif externe) ou de l'oreille moyenne (tympan et chaîne des osselets)

mais aussi une malformation congénitale de l'oreille : absence de conduit auditif ou de caisse du tympan. Ce trouble de l'audition entrave la transmission des sons vers l'oreille interne. Le déficit, généralement modéré affecte surtout la perception des sons graves et peu intenses : on n'entend plus (ou difficilement) la voix basse ou chuchotée.

L'oreille est le siège de pathologies tumorales bénignes ou malignes dont le diagnostic précoce est nécessaire. L'oreille externe est souvent le siège de tumeurs malignes [23]. Parmi les symptômes d'une infection de l'oreille externe, le plus courant est la perte auditive (57,66% -90,51%) [24].

L'otite moyenne est la maladie inflammatoire la plus courante de la cavité de l'oreille moyenne. C'est également l'affection la plus fréquente chez les enfants et provoque le plus de visites chez le médecin. Un risque statistiquement significativement plus élevé de développer une surdité de transmission et/ou de perception permanente à l'âge adulte a été démontré après avoir souffert d'une otite moyenne chronique suppurée à l'âge de l'enfance [25]. Les otites moyennes peuvent être extrêmement douloureuses, et s'accompagnent souvent de forte fièvre, de difficultés d'audition.

Les pathologies du conduit auditif peuvent entraîner une perte auditive, une infection récurrente et des complications, notamment une paralysie du nerf crânien et une septicémie intracrânienne [12]. Les anomalies congénitales de l'oreille moyenne sont globalement divisées en catégories majeures et mineures. Les anomalies majeures sont associées à des malformations auriculaires et des déformations du conduit auditif externe, tandis que les anomalies mineures sont limitées à l'oreille moyenne avec une membrane tympanique normale [26].

Le traitement de surdité de transmission peut en être médical, chirurgical, ou la pose d'un implant auditif à ancrage osseux. La plupart du traitement des types de surdité de transmission aboutit souvent à une restauration complète de l'audition [27].

### **1.4.2 Surdités de perception**

La surdité de perception dite sensorielle est un type de perte auditive résultant d'une atteinte de l'oreille interne. Elle est due à une atteinte cochléaire : lorsqu'il y a un problème au niveau de la cochlée) ou rétro-cochléaire : une déficience au niveau du nerf auditif ou des structures cérébrales dédiées à l'audition. Plusieurs causes et facteurs, tels que la surexposition au bruit, le vieillissement, les virus ou les produits chimiques ototoxiques, peuvent déclencher une surdité neurosensorielle permanente en endommageant les cellules ciliées et les neurones auditifs [28].

#### **1.4.2.1 Surdités endocochléaires**

La surdité peut être endocochléaire quand elle touche à la fois les CCI et les CCE de l'organe de Corti. L'oreille interne comporte un nombre limité de cellules neurosensorielles : environ 3000 CCI et 15.000 CCE, ces cellules ne peuvent se régénérer. Un dommage des cellules ciliées reste irrémédiable. Les CCI représentent le récepteur sensoriel, chacune d'entre elles étant sensible à une certaine fréquence. Elles transforment les signaux produits par les vibrations acoustiques en signal électrique, le signal est alors transmis jusqu'au cerveau par le nerf auditif. La destruction de CCI entraîne une diminution de la sensation auditive, et peut aller jusqu'à la perte totale de sensation auditive dans le cas d'une perte massive. Les CCE ont le rôle

de l'amplification de la stimulation sonore de l'organe de Corti, et de contribuer à la sélectivité fréquentielle cochléaire, dysfonctionnement de ces cellules se caractérise donc par une élévation du seuil de perception, mais les sons de forte intensité sont perçus correctement.

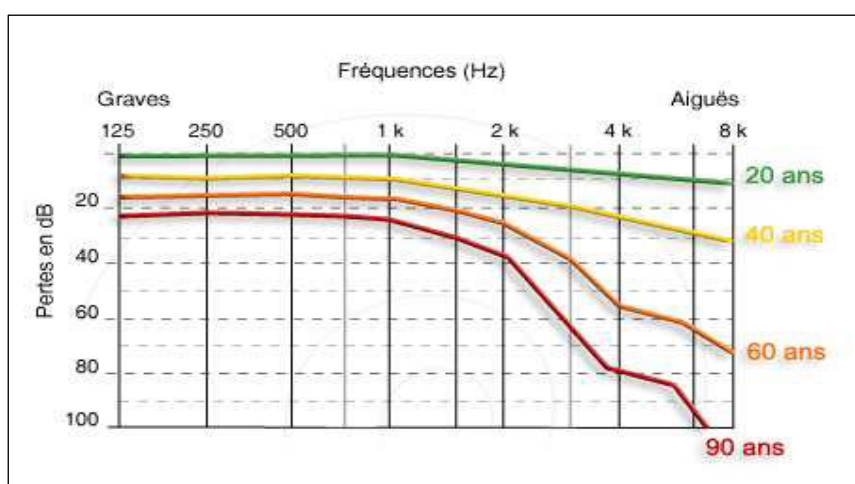
#### 1.4.2.2 Surdit   li  e    l'  ge

La surdit   li  e    l'  ge est   galement connue sous le nom de presbyacousie est une perte progressive de l'audition, li  e    l'  ge. Elle est consid  r  e comme un ph  nom  ne normal li   au vieillissement au m  me titre que la presbytie pour les yeux. Elle touche environ 1/3 des adultes entre 61    70 ans et plus de 80% des personnes   g  es de plus de 80 ans. Les facteurs de risque de la presbyacousie comprennent l'exposition au bruit, le tabagisme, les m  dicaments, l'hypertension, les ant  c  dents familiaux et d'autres facteurs [29]. La presbyacousie est bilat  rale et sym  trique, habituellement caract  ris  e par une difficult      entendre les sons aigus. Cette difficult   commence    atteindre les fr  quences sup  rieures    8 kHz, puis celles situ  es entre 4 et 8 kHz.

Il existe 4 principaux types de la presbyacousie :

- La presbyacousie sensorielle : chute de l'audition sur les fr  quences aigu  s, respectant habituellement les fr  quences conversationnelles ;
- La presbyacousie nerveuse" : perte des cellules nerveuses. Elle se manifeste par une difficult      "discriminer les sons" ;
- La presbyacousie m  tabolique est une perte auditive affectant    la fois les hautes et les basses fr  quences ;
- La presbyacousie m  canique : diminution des mouvements m  caniques de la cochl  e et engendre une perte auditive touchant les fr  quences aigu  s.

La figure 1.12 illustre par des courbes d'audiogramme, les cons  quences progressives de la presbyacousie sur les valeurs des seuils auditifs.



**Figure 1.12 :** Courbes d'audiogramme en fonction de l'  ge [62].

Ces courbes repr  sentent des moyennes d'audiogrammes cliniques (en perte de dB) r  alis  es chez des sujets   g  s de 20ans    90 ans

### 1.4.2.3 Maladie de Ménière

La maladie de Ménière ou syndrome de Ménière est un trouble relativement courant, avec une prévalence de 200 à 500 pour 100 000 [30]. Elle est une pathologie récurrente ; c'est-à-dire le patient peut faire plusieurs crises par année qui atteignent l'oreille interne est caractérisée par des crises itératives de vertiges survenant brutalement et durant quelques minutes à quelques jours, des acouphènes, une hypo-acousie unilatérale variable, notamment concernant les sons graves. Au cours du temps, les crises se répètent et la perte d'audition s'aggrave progressivement, elle peut entraîner une perte d'audition bilatérale après quelques années. La maladie de Ménière apparaît le plus souvent vers 40 ans à 60 ans, elle atteint aussi bien les hommes que les femmes. Il s'agit d'une maladie chronique dont les causes restent encore indéterminées.

### 1.4.2.4 Surdités Brusques

La surdité brusque peut être définie comme une baisse d'audition rapide (moins de 3 jours) de plus de 30 dB de surdité de perception sur au moins trois fréquences audiométriques successives sans cause évidente Stachler et al. [31]. Elle touche généralement une seule oreille et peut s'accompagner d'acouphènes. Toute surdité brusque constitue une urgence médicale et doit être prise en charge immédiate.

### 1.4.2.5 Surdités Toxiques

Elles sont essentiellement le fait du médicament ou une exposition prolongée à un produit toxique. La surdité toxique est bilatérale, touchant les fréquences aiguës. Elle est irréversible et incurable. La sévérité de la perte auditive ototoxique dépend de la dose et peut être influencée par des facteurs tels que : l'âge, le sexe, des conditions comorbides telles que l'insuffisance cardiaque congestive, l'insuffisance rénale, l'hypertension, la susceptibilité génétique, facteurs géographiques, type et mode d'administration du médicament et même parfois après son arrêt, durée du traitement et perte auditive préexistante [32].

### 1.4.2.6 Traumatismes sonores

Un traumatisme sonore résulte d'une exposition brutale ou prolongée à une stimulation sonore de très forte intensité excessive qui va provoquer une lésion traumatique de cellules ciliées, il peut aller jusqu'à provoquer une surdité brusque unilatérale ou bilatérale. L'atteinte est fonction du type de bruit, de son intensité, de la durée d'exposition et de la sensibilité individuelle [33]. Le traumatisme peut être un phénomène aigu (une explosion, feux d'artifice, un blast...) ou chronique (écouter la télévision ou de la musique trop fort via un casque audio, cadre professionnel bruyant...). L'évaluation d'un traumatisme sonore aigu est une urgence médicale [34].

Généralement, les fréquences situées entre 4 KHz et 6 KHz sont les plus touchées.

### 1.4.2.7 Labyrinthites

La labyrinthite, également appelée otite interne, est une inflammation de l'oreille interne. La labyrinthite a 2 formes : séreuse (labyrinthite aiguë) et suppurative. La labyrinthite séreuse est causée par des toxines bactériennes (provenant d'une otite moyenne aiguë ou chronique, d'une fistule périlymphatique ou d'une méningite), d'une contamination du liquide labyrinthique par du sang ou des produits de lésions tissulaires [35]. La labyrinthite (purulente) suppurative est une inflammation du labyrinthe qui provoque souvent la surdité et la perte d'équilibre.

L'infection se produit soit entre les oreilles, soit dans le liquide céphalorachidien, à la suite d'une méningite bactérienne.

#### 1.4.2.8 Surdités d'origine génétique

Les surdités génétiques sont liées à une anomalie pouvant être causés par des atteintes chromosomiques ou par des mutations ponctuelles. Elles peuvent être syndromiques : associées à d'autres pathologies ou des malformations dans 10% des cas. Les surdités génétiques peuvent être congénitales ou d'apparition post-natale [36]. Elles représentent environ 35% des surdités de l'enfant. 10 à 30 % des surdités neurosensorielles congénitales ou apparues dans l'enfance sont dues à une infection congénitale au cytomégalovirus. Celle-ci est la principale cause de surdité congénitale [37].

#### 1.4.2.9 Surdités rétrocochléaires

La surdité rétrocochléaire est due à une atteinte du nerf auditif. Il ne transmet pas correctement l'impulsion nerveuse au cerveau, rendant la compréhension du son impossible. La forme la plus connue est le neurinome acoustique.

Un neurinome de l'acoustique ou schwannome acoustique, également appelé schwannome vestibulaire, est une tumeur bénigne dérivée des cellules de Schwann du 8<sup>e</sup> nerf crânien. Il se manifeste le plus souvent par une baisse progressive et unilatérale de l'audition. Les symptômes cliniques associent une hypoacousie de perception, des acouphènes, des vertiges. Parfois il s'agit d'une surdité brusque [38]. Elle atteint généralement des adultes entre 40 et 60 ans, plus particulièrement de sexe féminin. Il n'existe aucune cause connue pour le neurinome acoustique.

#### 1.4.3 Surdité mixte

La surdité mixte comporte les éléments combinés d'une surdité de transmission et d'une surdité de perception, ce qui signifie que l'endommagement touche à la fois l'oreille externe ou moyenne et l'oreille interne. Elle est classée comme :

- Surdité mixte type 1 : une surdité de transmission et une surdité de perception étaient présentes ensemble à n'importe quelle fréquence enregistrée.
- Surdité mixte type 2 : une surdité de transmission et neurosensorielles étaient toutes deux présentes mais à des fréquences différentes.

Généralement, les deux types de perte auditive mixte peuvent être appelés simplement perte auditive mixte dans la pratique clinique et ces étiquettes ne sont pas couramment utilisées ; cependant, il existe une différence mathématique logique entre ces deux types de pertes mixtes et, en tant que telles, ces catégories ont été délimitées pour plus de clarté [39].

La différence de seuils d'audition entre les stimuli à conduction aérienne et à conduction osseuse est connue sous le nom d'espace air / os et indique la présence d'une surdité de transmission ou mixte [40]. Il existe 4 niveaux de surdité : légère, moyenne, sévère et profonde (Tableau 1.2).



**Tableau 1.2** : Classification audiométrique [8]

<b>Audition</b>	<b>Perte moyenne (dB)</b>	<b>Incidence</b>
Audition normale	Moins de 20	Aucune
Surdité légère	Entre 21 et 40	Voix normale perçue
Surdité moyenne	Entre 41 et 70	Voix criée perçue
Surdité sévère	Entre 71 et 90	Voix criée proche de l'oreille
Surdité profonde	Entre 91 et 100	Parole = 0

## 1.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté la notion de l'onde acoustique, des vibrations de l'air qui vont stimuler notre oreille et les transformer en informations que le cerveau peut interpréter, et les grandeurs physiques permettant de les caractériser (fréquence, intensité et la durée). En outre, Nous avons exposé l'anatomie et physiologie de l'oreille, l'organe de l'audition qui joue également un rôle essentiel dans la perception de sons et qui comprend trois parties :

- l'oreille externe : sert à amplifier et canaliser les sons vers le tympan ;
- l'oreille moyenne : quant à elle, a assuré la conversion des vibrations sonores en influx nerveux ;
- l'oreille interne : un organe essentiel dans la perception.

Les signaux nerveux transmis au cerveau vont être interprétés comme des sons. En outre, nous avons expliqué les causes et les symptômes de la surdité, ainsi que divers types de perte auditive : transmission, perception, mixte ou neurologique.

La surdité se caractérise également par le degré de perte auditive qu'elle provoque, elle est class e selon les quatre niveaux (Tableau 1.2).

Notre système auditif très compliqué mais également très fragile et dont il faut prendre soin, car tout dommage de ce système entraîne une d ficiance ou perte auditive, ce qui nuit à laqualit  de vie et au bien-être de chacun.

***Chapitre 2 : Méthodes de dépistage de  
la surdité***

## 2.1 Introduction

Le dépistage auditif consiste à faire une analyse plus approfondie de la capacité auditive d'un individu, peu importe son âge. Il permet de déterminer suite à un test d'audition si un patient souffre ou non d'un grave trouble de surdité permanente ou temporaire et d'évaluer son degré afin de pouvoir le traiter précocement.

Dans ce chapitre, nous allons décrire les différentes méthodes de dépistage clinique de la déficience auditive plus couramment utilisées : les méthodes objectives et les méthodes subjectives, nous mettons également en évidence la méthode de Potentiel Evoqué Auditif (PEA), qui fait l'objet de notre étude dans ce travail. Pour cela, nous allons présenter quelques outils mathématiques pour analyser les PEA : le filtrage adapté, l'énergie instantanée, la transformée de Fourier et la transformée en ondelettes afin de détecter la déficience auditive.

## 2.2 Objectifs du dépistage auditif

Les tests de dépistage auditif se font habituellement dans les premières heures suivant la naissance du nourrisson. Cet examen n'est pas du tout douloureux ni inconfortable pour le bébé et dure seulement quelques minutes. Il est réalisé pendant qu'il est calme ou endormi. Les dépistages auditifs sont le plus souvent effectués dans les maternités, mais peuvent être effectués dans d'autres lieux ; par exemple, en tant que programmes communautaires de dépistage de l'audition des nourrissons dans les camps de dépistage ou dans les cliniques de vaccination de soins de santé primaires, ou intégrés dans des programmes de soins de santé publics, avec des dépistages à domicile [41].

Chez les nouveau-nés, les objectifs du dépistage auditif :

- Avant l'âge de 6 mois, permet de la détection précoce de la majorité des troubles auditifs, le diagnostic de la surdité, son type et sa nature (bilatérale ou unilatérale), sa sévérité (totale ou légère) et la prise en charge rapide par un traitement médical, chirurgical, ou à l'aide d'appareils auditifs et des implants cochléaires qui leur permettent d'acquérir les compétences langagières et la capacité de communication.
- Après 6 mois, au dépistage des surdités bilatérales quel que soit leur niveau, s'ajoute le dépistage des otites séreuses pouvant avoir un retentissement sur les compétences langagières, et la capacité de communication.
- À partir de 4 ans, le dépistage vise aussi les surdités unilatérales.

Chez l'adulte, le dépistage auditif est généralement proposé dès l'âge de 45-50 ans dans le cadre de la prévention et de la surveillance des surdités professionnelles pour les travailleurs soumis aux bruits. Il s'agit donc d'un dépistage ciblé. Les centres d'examen de santé des Caisses d'Assurance Maladie peuvent également proposer un test auditif dans le cadre de leurs examens de santé ordinaire. Un examen individuel est toujours possible en cas de doute.

## 2.3 Méthodes d'explorations de l'audition

Les méthodes d'évaluation de l'audition, très utilisées actuellement, peuvent être classées en deux groupes distincts : les méthodes subjectives et les méthodes objectives.

## 2.4 Méthodes subjectives

Les méthodes d'exploration subjectives de l'audition nécessitent la participation active de la personne qui fait le test et les résultats peuvent varier d'un observateur à l'autre. Elles sont donc moins fiables, moins précises et ne peuvent être effectuées en cas de difficultés de compréhension des instructions. Leurs résultats peuvent être manipulés par le sujet testé s'il le souhaite, mais sont de bons moyens de dépistage.

### 2.4.1 Audiométrie tonale

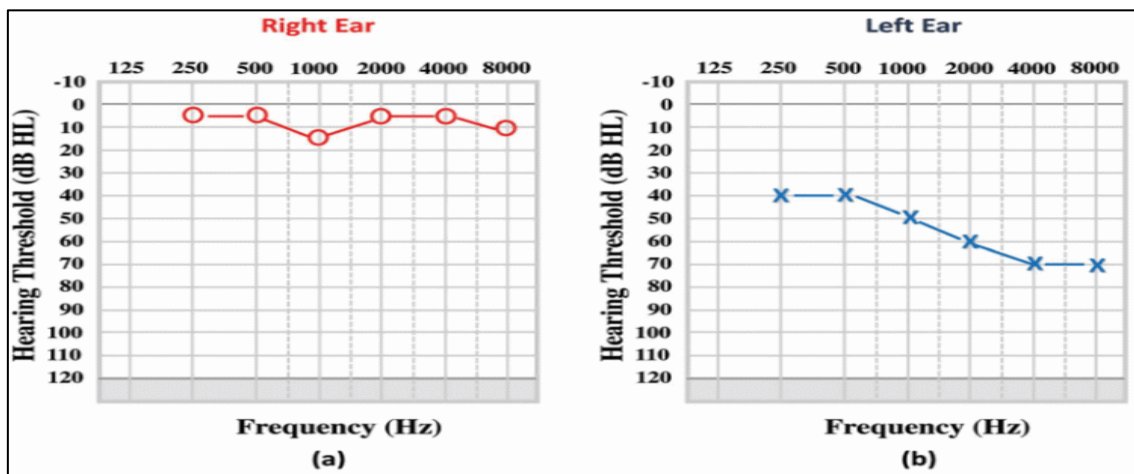
Examen comportemental permettant d'évaluer le seuil de perception du patient sur les différentes fréquences des sons avec différentes intensités qu'il peut entendre dans chaque oreille. L'audiométrie tonale donne des tonalités sur tout le spectre de la parole (500 à 4 000 Hz) aux limites supérieures de l'écoute quotidienne (25 à 30 dB pour les adultes et 15 à 20 dB pour les enfants) [42]. L'audiomètre tonale ne prend pas en compte la perte de manière qualitative, mais classe plutôt la déficience auditive à différentes fréquences de test. Elle est toujours recommandée comme partie principale d'un protocole de dépistage auditif pour identifier une perte auditive chez les enfants (> 5 ans) et les adultes [43]. Sideris et al. [44] ont confirmé d'après une étude que les enfants de moins de quatre ans étaient souvent incapables de faire le dépistage avec une audiométrie tonale, ce qui suggère que le test auditif tonal nécessite un niveau plus élevé de connaissances et de maturité. Lors du test auditif tonal, deux types de conduction du son sont testés :

- la Conduction Aérienne (CA) : l'examineur place les écouteurs du casque en regard du conduit auditif externe du patient. Il peut tester la conduction du son de l'oreille externe jusqu'à l'oreille interne, en transitant par les trois parties de l'oreille. L'examen par la conduction aérienne peut être mesuré de manière fiable à l'extérieur d'une cabine dans des environnements contrôlés à l'aide d'applications qui, dans certains cas, surveillent le bruit ambiant [45].
- la Conduction Osseuse (CO) : à l'aide d'un vibreur placé au niveau de la mastoïde de l'oreille qui permet de tester la conduction du son via les os du crâne.

Pendant le test dans une cabine insonorisée, le patient doit porter un casque calibré et également avec un vibreur qui émet des sons purs d'intensité et d'ensemble des fréquences conversationnelles, de 125 à 8 000 Hz en transmission aérienne et de 250 à 4 000 Hz en transmission osseuse. Grâce au bouton poussoir à des intensités différentes et à chaque fois que le sujet testé entendra le son, il doit appuyer sur un bouton dès qu'il perçoit le moindre son, aussi faible soit-il. L'intensité du son est ajustée de manière à atteindre le niveau de seuil d'audition du patient à une fréquence spécifique. S'il pouvait entendre un niveau sonore, le niveau sonore serait réduit de 10 dB HL. Sinon, le niveau serait augmenté de 5 dB HL [46].

La figure 2.1 présente les résultats du test sur une courbe qui s'appelle l'audiogramme où les fréquences sont en abscisse et les intensités perçues en dB sont en ordonnée. Il va permettre d'apprécier l'audition du sujet, mesurer sa perte auditive et son type.

Plusieurs études ont été menées afin de créer des appareils plus rentables. Les tests auditifs dans les smart phones peuvent fournir une évaluation audiolinguistique pratique comme alternative à l'audiométrie tonale traditionnelle et aider à dépister l'audition à grande échelle [47]. Koochi et al. [48] ont confirmé qu'à travers les résultats obtenus, l'appareil de test auditif portable est un outil valide, fiable et sensible pour détecter la déficience auditive chez les patients victimes d'un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) lorsqu'il est effectué dans un cadre clinique.



**Figure 2.1 :** Audiogramme représentatif d'un sujet Normo-Entendant (a) et d'un sujet atteint d'une surdité légère à modérée (b) [49]

## 2.4.2 Audiométrie vocale

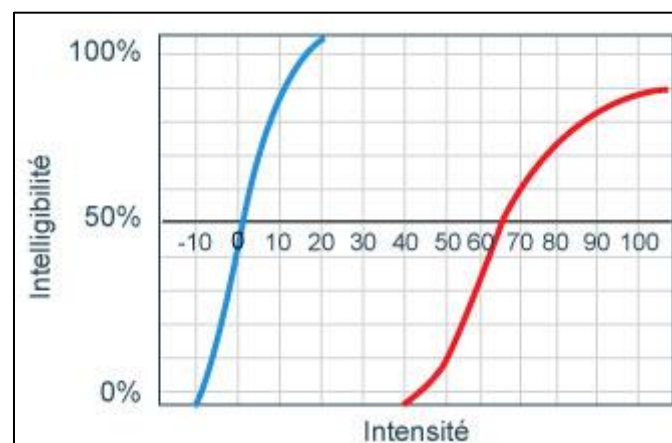
L'audiométrie vocale est un examen couramment utilisé en clinique. Elle complète les données fournies par l'audiométrie tonale et aide l'audiologiste à répondre aux questions concernant la capacité d'un patient pour participer à la communication verbale. En d'autres termes, l'audiométrie vocale permet de tester les capacités de traitement de la parole à différents niveaux du système auditif. L'audiométrie vocale mesure donc l'intelligibilité des mots. Cette évaluation permet de savoir à quelle intensité une personne peut répéter de manière fiable les mots entendus. L'audiométrie vocale est un acte quotidien de la pratique audiolinguistique utilisé non seulement dans le diagnostic d'une surdité mais aussi dans l'évaluation des procédures de réhabilitation de l'audition (appareillage auditif conventionnel ou implanté, implant cochléaire et orthophonie) [50]. Elle est obligatoire pour explorer la perte auditive soudaine [51]. Le patient écoute des mots prononcés (à une ou deux syllabes) à différentes intensités et doit les répéter, et noter en pourcentages le nombre de mots répétés correctement. Les conditions d'examen (au casque, en champ libre et par voie osseuse) sont analogues à celles de l'audiométrie tonale.

Un modèle matriciel pour l'audiométrie vocale proposé par Bjorn Hagermann [52] est une alternative aux méthodes traditionnelles qui permet d'éliminer certains des inconvénients : changement des phrases fréquemment utilisées dans la vie quotidienne, car le sujet peut prédire

la prochaine phrase utilisée dans le test. Un autre inconvénient est l'unité de test est phonémique déséquilibrée et le nombre limité de tests au cours d'une thérapie de plusieurs années. Ce modèle utilise une structure de phrase fixe. Les phrases générées ne sont pas prévisibles - elles ont une faible redondance, de sorte que le patient ne peut pas prédire la phrase suivante. En d'autres termes, dans le cas de l'audiométrie matricielle, les mots sont organisés en catégories spécifiques dans la matrice, à partir desquelles des phrases sont générées d'une façon aléatoire. Le patient doit répéter correctement les phrases qu'il a entendues. Les tests matriciels garantissent des conditions maîtrisées en cas de multilinguisme [52]. L'audiométrie vocale est un élément essentiel dans les tests auditifs. Les résultats de l'audiométrie vocale nécessitent grandement l'utilisation de procédures et de matériels fiables et standardisés [53].

En raison du manque de critères standards généralement utilisés pour rapporter les résultats de tests audiologiques, il est difficile de comparer les résultats de différentes études cliniques. Une description appropriée des méthodes est d'une importance primordiale pour améliorer les rapports sur les résultats des tests auditifs. Par conséquent, Morgenstern et al. [54] suggèrent que dans les essais cliniques utilisant l'audiométrie vocale, le format de rapport minimum devrait inclure le niveau de la parole, le mode d'affichage (champ libre, casque), le matériel de test (par exemple, monosyllabes, syllabes et phrases), le test spécifique et le nombre d'éléments. Un certain nombre d'études ont montré que les résultats audiométriques vocaux reposent non seulement sur des aspects sensoriels tels que la perte auditive, mais aussi sur des fonctions cognitives. Cela est particulièrement vrai lorsque la transmission du signal vocal est compromise par des masques d'arrière-plan ou par des artefacts de traitement du signal accompagnant l'amplification [55].

Sur l'audiogramme vocal, en abscisse le seuil d'intelligibilité en dB et en ordonnées le pourcentage de mots entendus à ce niveau d'intensité (Figure 2.2). On obtient généralement une courbe en Forme S



**Figure 2.2 :** Schéma représentant l'audiogramme vocal d'un sujet Normo-Entendant (bleue) et un sujet Mal-Entendant (rouge) [56]

A partir de la figure 2.2, le sujet Mal-Entendant ne commence à entendre qu'à partir de 65 dB. Même si l'intensité augmente, la courbe n'atteint pas 100% d'intelligibilité.

En pratique, pour définir une courbe d'intelligibilité, trois données sont plus spécialement utiles :

- le seuil d'intelligibilité : intensité à partir de laquelle 50% des mots sont compris ;
- le maximum d'intelligibilité : pourcentage maximum de mots compris ;
- le pourcentage de discrimination : pourcentage de mots compris à une intensité de 35 décibels supérieure à celle de l'intelligibilité.

L'audiométrie automatisée devient de plus en plus sophistiquée et a récemment été validée pour une utilisation en milieu bruyant et dans une population cliniquement hétérogène, ce qui signifie qu'elle a la capacité de surmonter certains obstacles [57].

Le dépistage des enfants d'âge préscolaire par audiométrie vocale n'est pas recommandé à cause de sa faible efficacité et du manque de fiabilité des parents pendant le test.

### 2.4.3 Impédancemétrie

L'impédancemétrie est un examen médical de l'appareil auditif qui consiste à explorer la fonction d'impédance de la membrane tympanique et de la chaîne des osselets selon la pression atmosphérique et les sons reçus.

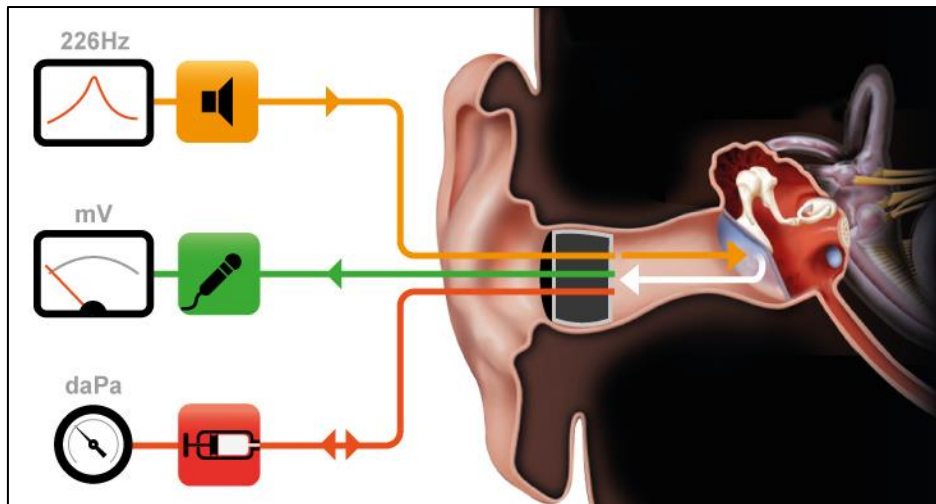
L'impédance dépend de 3 facteurs :

- masse du système tympano-ossiculaire ;
- rigidité du tympan ;
- résistance aux frottements.

Elle comprend deux tests : la tympanométrie et la recherche du seuil de déclenchement du réflexe stapédien.

### 2.4.4 Tympanométrie

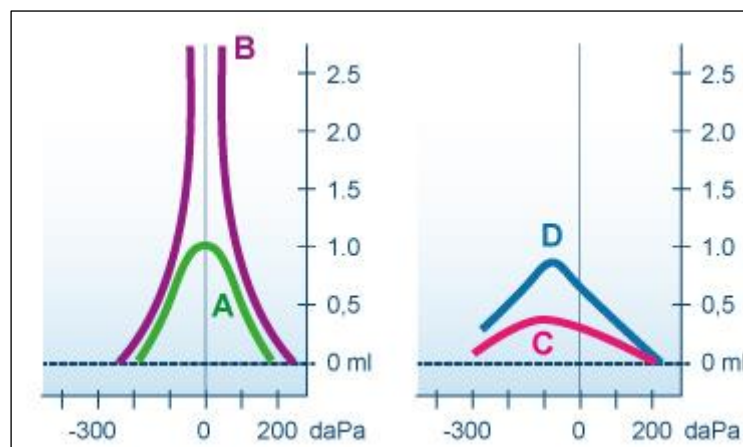
La tympanométrie est un examen médical utilisé pour mesurer la compliance du tympan et la souplesse de la chaîne des osselets de l'oreille moyenne en créant des variations de pressions d'air dans le canal auditif. Un examen qui permet de détecter des affections du tympan et de l'oreille moyenne. Il dure environ 5 à 10 minutes et elle est totalement indolore. Il s'agit de placer une sonde dans le méat auditif externe. Cette sonde est reliée à un appareil générateur qui est accompagné de trois tubes: un tube relié à un générateur émettant un son continu (en général, un son grave de 226 Hz et une intensité connue de 55 à 65 dB HL) dans l'oreille explorée, la tympanométrie avec une seule tonalité de sonde telle que le 226 Hz reste l'étalon-or pour évaluer la fonction de l'oreille moyenne (British Society of Audiology [BSA], [58]; un tube relié à une pompe pour faire varier la pression dans le conduit auditif externe ; et un autre pour mesurer la valeur du son réfléchi par le tympan. Une partie du son émis est absorbée, alors qu'une autre partie est réfléchie et captée par un microphone, tout en augmentant ou en diminuant la pression dans l'oreille (Figure 2.3).



**Figure 2.3 :** Représentation du matériel utilisé pour réaliser la tympanométrie [59]

Plus le tympan est rigide, plus le son est réfléchi et moins le son peut atteindre l'oreille interne. Le patient ne doit pas bouger, parler ou avaler pendant l'essai, car cela peut modifier la pression dans l'oreille moyenne et donner des résultats incorrects.

La souplesse optimale tympanique est obtenue lorsque les pressions de part et d'autre du tympan sont équilibrées. Le résultat de cet examen représenté sous la forme d'un graphique est appelé tympanogramme : au fil des variations de pression les modifications de la compliance seront représentées par une courbe. Les valeurs mesurées donnent des informations sur la capacité d'oscillation du tympan et sur les troubles de l'oreille moyenne (Figure 2.4).



**Figure 2.4 :** Différent type de tympanogramme [59]

Type A : compliance tympano-ossiculaire et des cavités de l'oreille moyenne normale.

Type B : pic d'amplitude élevé : rupture de la chaîne ossiculaire. (Disjonction ossiculaire).

Le type C caractérisé par une admittance déplacée vers les pressions très négatives : la présence de liquide dans la caisse et/ou une chaîne fixée et/ou un tympan épaissi (tympanosclérose).

Type D : pic décalé vers les pressions négatives dans la caisse signant une dysfonction tubaire.

La tympanométrie à large bande est un test supplémentaire, qui peut confirmer l'immobilisation de l'étrier. Elle consiste en la mesure de l'absorbance (réflectance), en fonction de la fréquence et de la pression dans le conduit auditif externe.



L'absorbance est une valeur qui indique la quantité d'énergie acoustique absorbée par l'oreille moyenne et les structures adjacentes sur une large plage de fréquences (0,25 kHz à 8 kHz) [60].

#### 2.4.5 Réflexe stapédien

Le réflexe stapédien, ou réflexe acoustique est la contraction réflexe des deux muscles stapédiens de l'oreille moyenne : l'étrier et le marteau activée par un son fort, visant à atténuer le niveau d'intensité du signal sonore transmis à l'oreille interne.

L'application d'un son fort provoque ce réflexe bilatéral. C'est sur les deux oreilles quelle que soit l'oreille stimulée. Cet examen permet d'enregistrer des modifications des déplacements du tympan lors de la contraction du muscle de l'étrier. Il s'agit de placer une sonde munie d'un microphone dans le méat auditif externe. Cette sonde est reliée à un potentiomètre, qui permet de déterminer le seuil de déclenchement du réflexe : l'intensité minimale à laquelle le muscle de l'étrier se contracte sous l'action du son. Lorsque ce réflexe est diminué ou absent, c'est le signe d'une atteinte des osselets. La présence de surdité de transmission peut alors orienter vers une fracture des branches de l'étrier, un tractus fibreux reliant l'étrier au manche du marteau.

Le réflexe stapédien pourrait être absent ou pourrait avoir des anomalies morphologiques dans toutes les maladies dans lesquelles il existe une atteinte des voies afférentes ou efférentes ou des voies corticales motrices descendantes dirigées vers le noyau facial qui donne des synapses sur le tronc [61]. Ohmura et al. [62] ont confirmé que les personnes atteintes de Trouble du Spectre de l'Autisme (TSA) ont une capacité de supporter à l'intensité sonore plus faible par rapport aux individus au développement typique, et que le seuil du réflexe stapédien était significativement corrélé avec les scores de réactivité sociale (réponse au prénom). Parce que le seuil du réflexe stapédien peut être facilement mesuré même chez les petits enfants, il peut être un outil approprié pour détecter les TSA aux stades précoces. Pour vérifier cette possibilité, des mesures du seuil du réflexe stapédien doivent être effectuées chez les enfants atteints de TSA. Kramer1 et al. [63] ont montré que la fatigue du réflexe stapédien dépasse les valeurs de contrôle normales chez 84 % des patients myasthéniques, en particulier chez les sujets atteints de formes légères de myasthénie grave.

Ces résultats suggèrent que l'examen du réflexe stapédien chez les patients atteints de myasthénie grave peut représenter un outil de diagnostic et de surveillance supplémentaire utile.

## 2.5 Méthodes objectives

La méthode objective ne dépend pas de la coopération du sujet. En audiométrie les deux méthodes les plus utilisées sont les Oto-Emissions Acoustiques (OEA) et les Potentiel Evoqués Auditifs (PEA).

### 2.5.1 Oto-Emissions Acoustiques (OEA)

Les Oto-Emissions Acoustiques sont des vibrations de nature sonore de faibles intensités générées par les mouvements des cellules ciliées externes. Ces données sont enregistrées et analysées à l'aide d'une sonde introduite dans le conduit externe de l'oreille et reflète une

audition d'au moins 30 dB, selon les appareils. Actuellement, l'appareil utilisé d'à peine 300 grammes qui est constitué d'un boîtier lié à une sonde avec embout fait de trois sorties : Une sortie pour délivrer le son de stimulation, une entrée pour enregistrer les otoémissions acoustiques et une entrée pour analyser le son parasite. Le boîtier possède différents voyants, dont il est nécessaire de connaître la signification pour réaliser correctement le test (Figure 2.5).

Les OEA ne permettent pas de déterminer le seuil auditif, puisqu'elles ne donnent qu'une réponse binaire. Ce test est très important, notamment dans l'examen des nouveaux-nés, car si les OEA sont présentes cela veut dire que l'audition du nouveau-né ne présente pas de surdité supérieure à 30-40 dB.



**Figure 2.5** : Photo d'un nouveau-né au cours d'un test par OEA [64]

Le résultat est représenté par une courbe. Il s'agit d'un test dit objectif, car il ne demande pas la participation du patient. Il existe trois principaux types d'émissions acoustiques :

#### **2.5.1.1 Oto-Emissions Acoustiques Spontanées (OEAS)**

Le son émis par la cochlée en dehors de toute stimulation sonore, les OEAS ont un spectre proche d'un son pur. Ils ne jouent aucun rôle fonctionnel, les OEAS sont une Caractéristique de l'amplificateur cochléaire et fournissent un aperçu de la biophysique fondamentale de la cochlée à de faibles niveaux [65]. Leur présence est liée à des otoémissions de haute amplitude et à l'existence d'une bonne audition. Les OEAS n'apparaissent pas chez tous les sujets NE et sont présents que chez 30 à 50 % des individus, avec une prévalence nettement plus élevée chez les femmes que chez les hommes. Pour les recueillir, un microphone est placé dans le méat acoustique externe du sujet et est relié à un logiciel qui permet d'analyser les réponses obtenues après les avoir amplifiées.

#### **2.5.1.2 Oto-Emissions Acoustiques Provoquées (OEAP)**

Les Oto-Emissions Acoustiques Provoquées sont des sons émis par la cochlée en réponse à une stimulation sonore qui reflètent l'état de l'activité des CCE de l'organe de Corti. Quand un son atteint l'oreille, il passe par le pavillon et finit dans la cochlée ; les CCE stimulées par l'onde acoustique génèrent un son très faible recueilli par une sonde équipée d'un émetteur et d'un microphone est placée dans le méat acoustique externe.

Elles sont présentes lorsque le seuil auditif du sujet est compris entre 0 et 30 dB et une fréquence comprise entre 2000 et 4000 Hz. Les OEAP sont présentes chez presque tous les sujets NE. Leur amplitude et leur fréquence varient selon l'âge du sujet.

Les enfants avec des seuils auditifs normaux ont généralement un OEAP fort, il devient plus petit avec l'âge. Bien que ces émissions puissent varier avec de légères différences de sensibilité auditive [66]. L'absence d'OEAP est une preuve objective d'une atteinte cochléaire, utile lorsque l'audiométrie tonale n'est pas fiable. Ils sont actuellement considérés comme le test idéal de l'audition en période néonatale car le test n'est pas douloureux et traumatisant. Il peut se faire dans les premiers jours après la naissance. L'examen dure moins d'une minute par oreille.

La positivité du test traduit l'intégrité du système périphérique auditif mais toute suspicion d'une atteinte centrale doit conduire aux Potentiels Evoqués Auditifs du tronc cérébral (PEA).

### 2.5.1.3 Produits de Distorsion Acoustiques (PDA)

Les Produits de Distorsion Acoustique sont des sons générés par la cochlée, via la chaîne tympano-ossiculaire qui apparaissent en réponse à une stimulation par deux sons purs de fréquences fixes distinctes, nommées  $f_1$  et  $f_2$ .

La mesure PDA utilise des tonalités sinusoïdales pures comme stimulus. Ils permettent d'étudier objectivement le fonctionnement cochléaire, fréquence par fréquence. La maximisation des amplitudes de PDA augmente la sensibilité des mesures de PDA pour détecter les dommages cochléaires [67]. Cette méthode a l'avantage d'évaluer essentiellement le fonctionnement des cellules ciliées externes de l'organe de Corti, en désactivant les influences centrales.

Par rapport aux OEAP, les PDA présentent l'avantage de pouvoir explorer les hautes fréquences.

Dans la maternité les nouveaux nés sont dépistés par les PDA. Tous ceux qui réussissent le test sont libérés et ceux qui ont un dépistage positif sont transférés au service ORL pour dépister par les PDA. Ceux qui ont réussi le test dans cette étape sont libérés et ceux qui ont un dépistage positif sont référés à la dernière étape au service ORL pour déterminer le seuil auditif par PEA. Ceux qui ont un seuil supérieur à 30 dB sont intégrés dans un programme de prise en charge.

### 2.5.2 Potentiels Evoqués Auditifs (PEA)

Les Potentiels Evoqués Auditifs sont de très petits signaux biologiques détectés sur la zone du cortex auditif en réponse à un stimulus acoustique à travers la voie auditive, de l'oreille interne jusqu'au cortex cérébral. Les PEA sont un indicateur de capacités auditives [68], qui nécessitent des techniques plus sophistiquées pour l'extraction de l'EEG [69].

L'objectif est d'analyser l'intégrité des voies auditives, et de dépister une surdité de perception et aussi de distinguer entre la surdité endocochléaire et la surdité rétrocochléaire, et dans ce cas d'en déterminer le niveau.

Les signaux PEA ont une importance clinique, y compris la détection de la perte auditive chez les nouveau-nés [70].

Le test auditif par le PEA un outil fiable, car il fournit une représentation objective de la fonction auditive, une estimation des seuils auditifs et la capacité d'identifier un problème potentiel dans la voie neurale auditive [71].

Les PEA sont classés en trois catégories selon la latence d'apparition par rapport au stimulus. On distingue les :

### 2.5.2.1 Potentiels Évoqués Auditifs Précoces (PEAP)

Les Potentiels Evoqués Auditifs Précoces (en anglais, Auditory Brainstem Response et en abrégé ABR), également appelés Potentiels Evoqués Auditifs du Tronc Cérébral, est un outil pratique pour un examen non invasif du traitement auditif sous-cortical, ainsi que pour évaluer la déficience de la périphérie auditive [72].

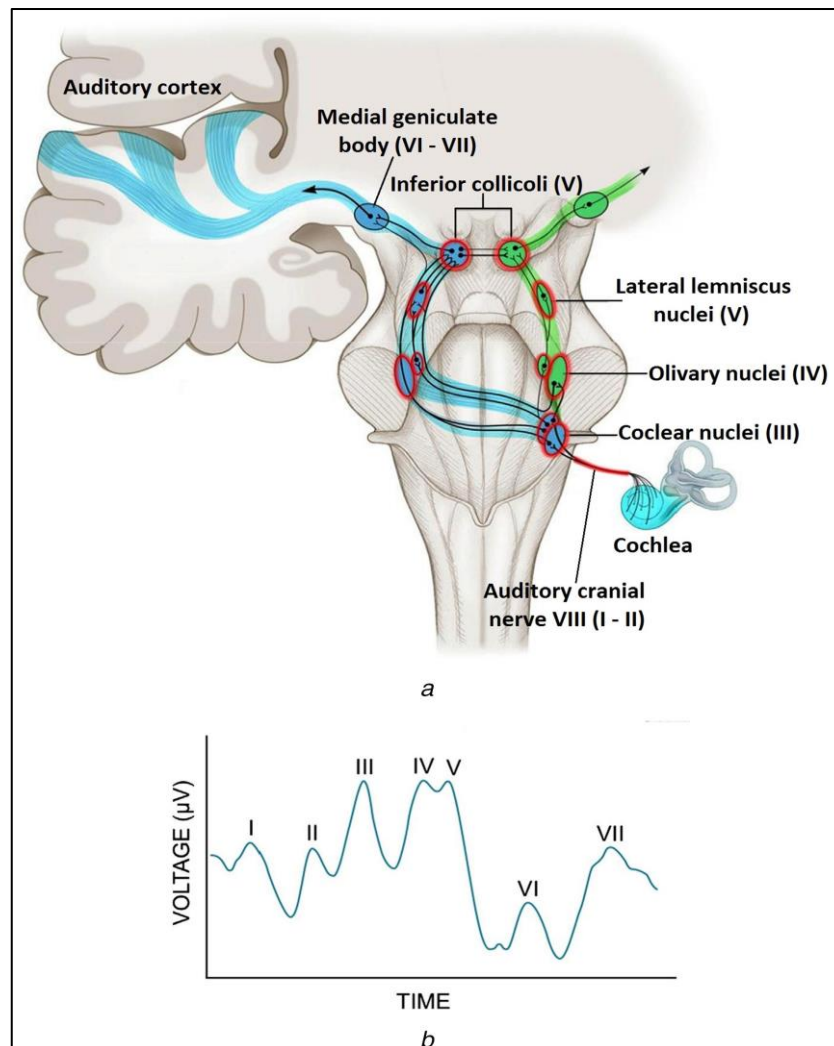
Les PEAP enregistrés sur le scalp reflètent le passage des influx nerveux à travers les synapses du système auditif ou le long d'un nerf auditif qui change brusquement d'orientation. Ils sont enregistrés dans les dix millisecondes qui suivent le début de la stimulation c'est à dire que la réaction se fait dans les 10 premières millisecondes après le stimulus. Ils se présentent comme une succession de sept ondes dont les cinq premières sont reproductibles, notées I à V, dont on mesure le retard, ou temps de latence, par rapport à l'instant de stimulation.

Les pics les plus utilisées en clinique étant les pics I, III et V.

Leur numérotation provient de la dénomination de Jewett :

- Onde I : au niveau cochléaire en amont du nerf acoustique ;
- Onde II : correspond aux noyaux cochléaires ;
- Onde IV : correspond au lemnisque latéral ;
- Onde III : au niveau du tronc cérébral ;
- Onde V : au niveau colliculus inférieur (tubercules quadrijumeaux).

La figure 2.6 illustre les ondes constituent le PEAP qui correspond à différent relais anatomiques sur les voies auditives.

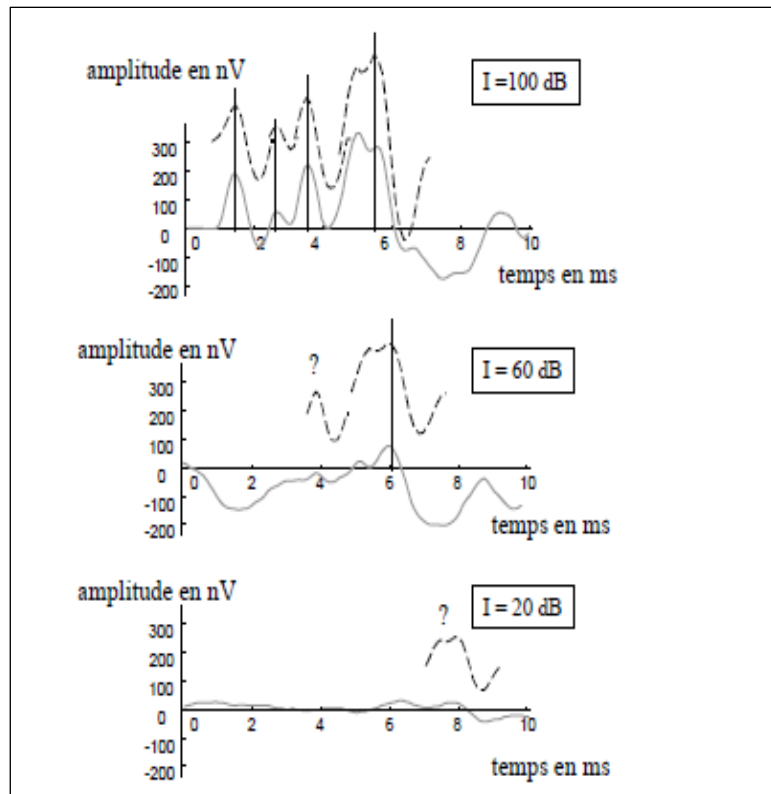


**Figure 2.6 :** (a) : Schéma des connexions centrales du nerf cochléaire et (b) : PEAP

Les PEAP sont couramment utilisés en clinique pour tester la voie auditive jusqu'au colliculus inférieur. L'onde V est la plus importante pour le diagnostic.

La figure 2.7 présente un exemple d'interprétation de PEAP pour évaluer le seuil auditif d'un individu. À l'intensité 100 dB, l'onde V est bien visible. En diminuant l'intensité des stimulations sonores jusqu'à 60 dB, l'identification des ondes est plus délicate. À 20 dB, on commence à douter de la présence de l'onde V, on s'approche du seuil auditif du sujet [73].

Théoriquement, le seuil auditif correspond à la plus faible intensité de stimulation par un click permettant de visualiser l'onde V. Bieber et al. [74] ont suggéré que l'amplitude de l'onde I, lorsqu'elle est enregistrée dans certaines conditions, peut-être une mesure stable chez l'être humain et peut également être utile dans le développement de protocoles cliniques qui utilisent l'amplitude de l'onde I pour déduire l'intégrité de l'oreille interne.



**Figure 2.7 :** Exemples d'interprétation de PEAP [73]

Le seuil auditif, pour les fréquences comprises entre 2000 et 4000 Hz, correspond à la plus petite intensité sonore permettant encore de distinguer l'onde V. Les fréquences graves ne sont pas évaluées par cet examen. Le plus souvent, les PEAP en bouffées tonales (tone-burst ABR) sont utilisés pour estimer les seuils auditifs chez les nourrissons, les tout-petits et d'autres patients pour lesquels les tests comportementaux ne sont pas réalisables. Par conséquent, les résultats de l'examen PEAP constituent la base des décisions concernant les interventions et l'habilitation auditive avec des implications s'étendant loin dans l'avenir de l'enfant [75]. Miron et al. [76] ont proposé d'utiliser le test de PEAP pour aider à diagnostiquer les Trouble du Spectre de l'Autisme (TSA), plus tôt et permettre un traitement plus précoce et meilleur.

Dans le cadre de notre étude, 19 PEAP ont été enregistrés sur le scalp du sujet à la suite d'une stimulation auditive par un click via des écouteurs à un ensemble des fréquences conversationnelles, de 500 à 4 000 Hz. Dans le contexte nos contributions dans ces travaux de thèse, nous appliquons l'analyse fractale pour quantifier les variations dans le PEAP à plusieurs échelles en vue de détecter le seuil auditif au lieu de rechercher et d'identifier des ondes spécifiques.

### 2.5.2.2 Potentiels Evoqués Auditifs de Latence Moyenne (PEALM)

En particulier, la fonction cérébrale peut être surveillée de manière non invasive en mesurant la latence moyenne. Les PEALM ou potentiels évoqués semi-précoces sont dérivés des PEA, qui reflètent la morphologie des courbes PEALM, provenant de la partie de la voie auditive du corps géniculé médial au cortex auditif primaire [77]. Ils se présentent comme une succession de formes d'onde qui se produisent toutes les 12 à 50 ms après le début du stimulus, appelées Na, Pa, Nb et Pb [78].

En conditions normales, l'onde Na présente le premier pic négatif entre 12 et 27 ms ; Pa est le pic positif le plus élevé après Na, entre 25 et 40 ms ; Nb est le pic négatif après Pa, entre 30 et 55 ms [79]. L'amplitude de l'onde Na-Pa du PEALM chez les sujets NE est symétrique, c'est-à-dire que les électrodes placées sur le lobe temporal droit et gauche devraient avoir des réponses similaires [79].

L'amplitude des ondes est un critère plus fiable que les latences et en particulier au niveau de l'onde Pa (dans ce cas, l'amplitude est calculée à partir d'une ligne de base passant par Na ou Nb). Le complexe Na/ Pa (18/30 ms environ) est facilement observable chez tous les individus, contrairement aux autres ondes de latence moyenne (No, Po, Nb et Pb), beaucoup plus instables et variables en latence comme en morphologie.

Le sommeil n'influence pas ces réponses à moyenne latence. Alors que, outre l'intensité sonore du stimulus il semblerait que la position spatiale de la source influence l'amplitude de certaines composantes. Les PEALM sont très contraignants et donc peu utilisés en clinique.

### 2.5.2.3 Potentiels Evoqués Auditifs de Latence Tardive (PEALT)

Potentiels Evoqués de Latence Tardive est utilisée pour étudier les mécanismes cérébraux qui caractérisent le traitement neuronal de la parole et pour examiner les anomalies auditives et les preuves cliniques de la déficience auditive chez les enfants et les adultes. Il est également considéré comme la meilleure méthode d'étudier le dysfonctionnement de la voie centrale et est utile pour surveiller l'effet de la rééducation [80].

Le Potentiel Evoqué Auditif Tardif est composé de deux ondes négatives et deux ondes positives (P1, N1, P2, N2). La première onde des potentiels tardifs N1 est appelée aussi N100, elle correspond à une déflexion négative qui culmine au vertex entre 70 et 130 ms après le début de la stimulation. La deuxième onde P2 est décrite comme une large positivité centrale dont la latence est comprise entre 150 et 220 ms. P1 est comprise entre 50-60 ms. La latence N1 pour le stimulus de moindre intensité est retardée chez les personnes âgées par rapport aux adultes plus jeunes. Certains auteurs ont étudié l'effet de l'intensité au moyen d'une interface avec une prothèse auditive [81]. N2 (290-300 ms) appartient à la catégorie des ondes lentes et sont largement endogènes. Ils demandent la coopération du sujet et ne sont utilisés en pratique que dans des laboratoires de recherche.

## 2.6 Aspects techniques de l'enregistrement des PEA

Un casque installé sur les oreilles du sujet envoie des sons d'une fréquence et d'une intensité déterminées afin de réaliser une stimulation auditive et l'on enregistre les réponses électriques produites par le système nerveux à partir d'électrodes attachées au cuir chevelu.

Le stimulus contient une chaîne de tonalités qui doit être au-dessus du seuil d'audition du sujet, mais pas trop fort pour être une nuisance. Cet examen n'est pas dangereux ni douloureux et dure environ 30 minutes chez l'adulte et plus longue chez le nourrisson et l'enfant.

### 2.6.1 Position des électrodes

L'électrode active est placée au vertex ou en position front haut. L'électrode de référence fixée au lobe de l'oreille ipsilatérale en dessous du niveau du lobule du pavillon. Une électrode

de masse est placée soit au milieu du front soit à l'autre oreille. Les électrodes sont généralement connectées à un appareil électronique qui enregistre les activités cérébrales. Leur impédance doit être inférieure à 5 K $\Omega$  (Figure 2.8).



**Figure 2.8** : Photo d'un nouveau-né en cours de test par PEA [64]

### 2.6.2 Amplification

L'amplitude de PEA enregistrés est très faible, environ 0,01 à 1  $\mu\text{V}$ , doit être amplifiée par un amplificateur réglé à un gain de 120 dB avant le moyennage du signal. Le signal amplifié passe à travers un filtre passe-bande de 10 Hz-3000 Hz, car le PEA est limitée dans cette gamme de fréquences. Le signal de sortie de ce filtre qui est de l'ordre de quelques centaines de  $\mu\text{V}$  nécessite aussi une amplification par un post amplificateur (gain de 40 dB) à quelques volts. L'intérêt de l'amplification est aussi d'optimiser l'échantillonnage de tension pour le potentiel souhaité tout en éliminant le bruit à chacune des entrées de l'amplificateur.

### 2.6.3 Moyennage

Le moyennage est la technique la plus couramment utilisée pour améliorer le rapport signal sur le bruit (S/N) et pour obtenir une courbe du PEA noyé dans le bruit. Il est nécessaire d'appliquer le stimulus pour 1000 à 2000 époques, en moyennant le nombre de mesures pour que les signaux non auditifs tendent à diminuer vers zéro.

### 2.6.4 Filtrage

Le filtrage peut être effectué avant et/ou après le moyennage du signal. Le préfiltrage est généralement intégré dans l'étape de (pré)amplification, avant le moyennage du signal. Le filtrage doit être appliqué de manière à ne pas déformer la forme d'onde du potentiel désiré et affecter les mesures de latence et d'amplitude.

Le filtre passe-haut a une fréquence de coupure à 100 Hz à 6 dB/octave pour supprimer les basses fréquences, qui contient des artefacts (mouvements du patient et alimentation secteur 50 Hz). Le filtre passe-bas est fixé à 3000 Hz de manière à supprimer les hautes fréquences (une partie des artefacts ElectroMyoGramme, EMG).

## 2.7 Méthodes d'analyse des PEA

Plusieurs méthodes d'analyse de PEA sont utilisées :



- Filtrage Adapté ;
- Décomposition en Modes Empiriques (EMD) ;
- Transformée de Fourier ;
- Transformée en Ondelettes.

### 2.7.1 Filtrage Adapté

Filtrage Adapté est une technique bien connue, permet de maximiser le Rapport Signal sur Bruit (S/B) pour un signal connu et en présence de bruit. Le filtre adapté est un filtre linéaire invariant dans le temps de réponse impulsionnelle  $h(t)$ .

Soit le signal d'entrée du filtre adapté est :

$$x(t)=s(t)+n(t), \quad (2.1)$$

Avec  $s(t)$  est le signal utile et  $n(t)$  est le bruit additif. Alors la sortie du filtre est :

$$\begin{aligned} y(t) &= s(t)*h(t)+n(t)*h(t) \\ &= y_s(t)+y_n(t) \end{aligned} \quad (2.2)$$

L'objectif est de maximiser le rapport :

$$\text{SNR}(t_m) = \frac{y_s^2(t_m)}{E[y_n^2(t_m)]} \quad (2.3)$$

Avec  $t=t_m$  : l'instant de meilleure observation.

La réponse impulsionnelle de filtre qui maximise ce rapport est :

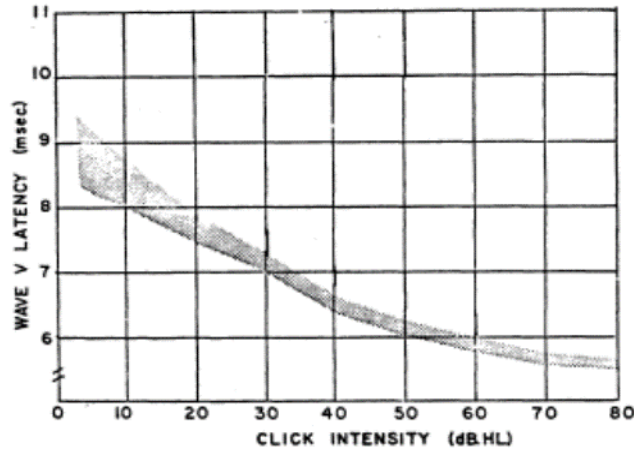
$$h(t)=ks^*(t_m-t) \quad (2.4)$$

La constante  $k$  est arbitraire. Si le signal  $x(t)$  est réel,

$$h(t)=ks(t_m-t) \quad (2.5)$$

La réponse impulsionnelle du filtre optimal n'est que le signal d'entrée renversé et retardé de  $t_m$ .

Woodworth et al. [82] ont utilisé le filtre adapté pour estimer le seuil auditif. La première étape de la procédure consiste à dériver la réponse impulsionnelle d'un filtre adapté à partir d'un PEAP moyenné obtenu après 2000 époques à une intensité de 65 dB. L'étape suivante consiste à obtenir les PEAP après seulement 400 époques pour des niveaux d'intensité décroissants. Les sorties de ce filtre ont été utilisées pour déterminer le seuil auditif en mesurant la latence de l'onde V. Si le sujet a une surdité de transmission, la latence de l'onde V augmentera de manière significative avec la diminution de l'intensité du clic. La zone grise indique la plage des valeurs acceptées (Figure 2.9).



**Figure 2.9 :** Graphique Intensité-Latence indiquant le changement de latence de l'onde V avec l'intensité du clic [83]

### 2.7.2 Décomposition en Modes Empiriques (EMD)

La Décomposition en Modes Empiriques consiste à décomposer un signal sur une base de Fonctions de Mode Intrinsèque (Intrinsèque Mode Fonctions «IMF») avec différentes échelles de caractéristiques basées sur les caractéristiques internes du signal. L'IMF décomposé par EMD doit satisfaire deux conditions :

- le nombre de tous les extremums locaux et le nombre de passages par zéro doit être égal ou différer au maximum de un ;
- la valeur moyenne déterminée par les extremums locaux doit être nulle à tout instant.

Le signal  $x(t)$  peut alors s'écrire :

$$x(t) = \sum_{i=1}^n C_i(t) + r_n(t) \quad (2.6)$$

$\sum_{i=1}^n C_i(t)$  est la somme de IMFs et  $r_n(t)$  est le résidu de la décomposition.

La Transformée de Hilbert-Huang (THH) est basée sur une combinaison de la méthode EMD et transformée de Hilbert (TH) pour l'estimation des amplitudes instantanées et des fréquences instantanées du signal. La TH des IMF est donnée par :

$$y_i(t) = \frac{1}{\pi} \text{vp} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{C_i(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (2.7)$$

Avec :vp la valeur principale de Cauchy.

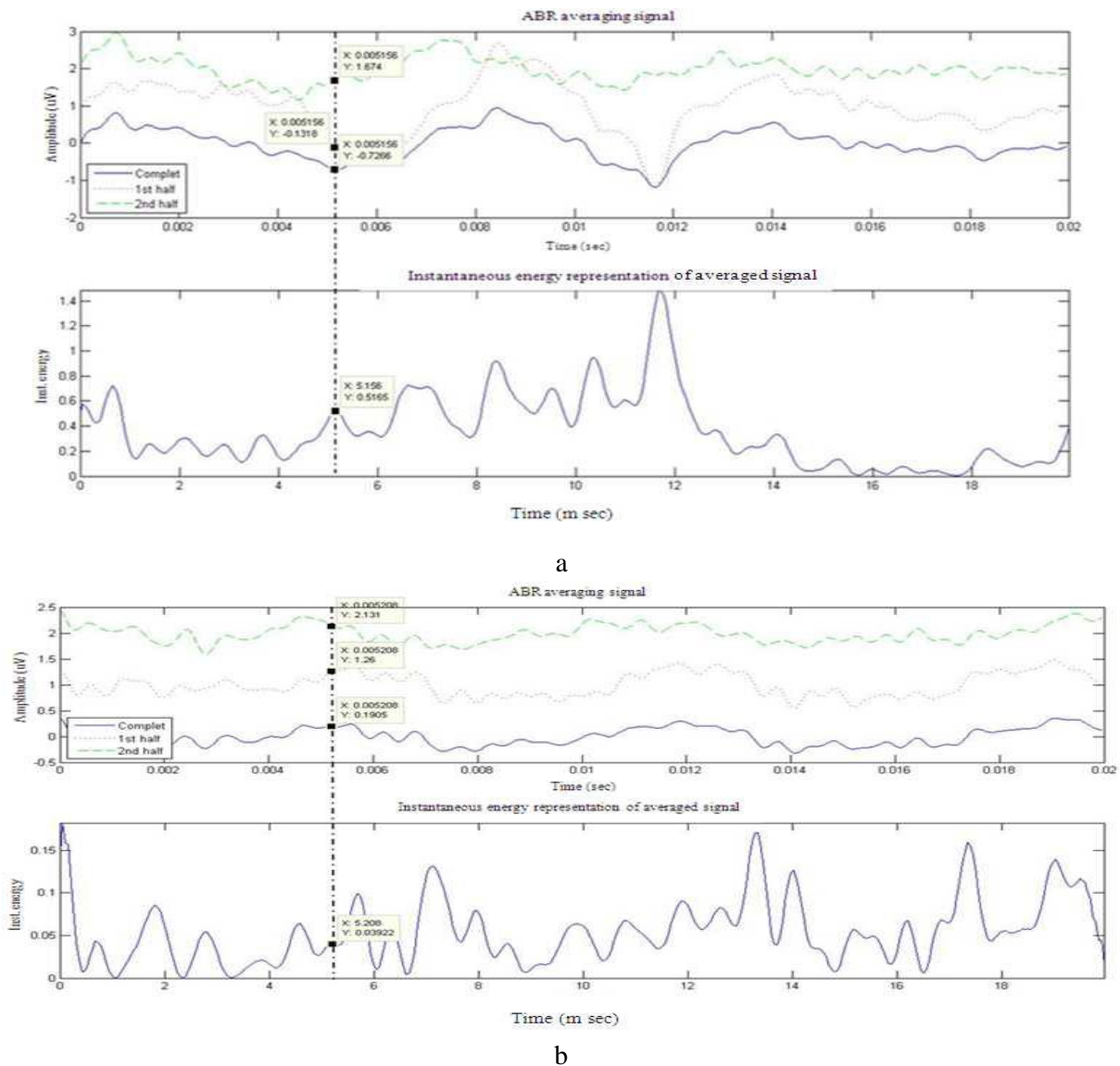
L'amplitude instantanée :

$$a_i(t) = \sqrt{y_i(t)^2 + C_i(t)^2} \quad (2.8)$$

La fréquence instantanée :

$$\omega_i(t) = \frac{\partial}{\partial t} \left( \arctan \frac{y_i(t)}{C_i(t)} \right) \quad (2.9)$$

La figure 2.10 montre le signal PEA moyenné et la présentation de l'énergie instantanée d'un sujet NE et d'un sujet ME. Les PEA de la personne NE et de la personne ME sont enregistrés à un niveau d'intensité sonore 80 dB. Dans cette figure, la ligne pointillée verticale indique la latence de l'onde V. L'onde V s'est produite à des points spécifiques dans le signal d'une personne NE (un résultat avec une latence de 5,208 ms et une plage d'amplitude de 0,131 à 0,26 uV), figure 2.10 b, mais ne s'est pas produite dans le signal d'une personne ME (un résultat avec une latence de 5,156 ms et une plage d'amplitude de -1.1318 to -0.326 uV), figure 2.10 a. La latence des signaux est obtenue en tenant compte de l'intensité du clic et du pic d'énergie instantanée du signal qui est proche de la valeur de latence qui fait référence à la courbe de latence publiée par Woodworth et al [84]. Pour l'intensité de 80 dB, la courbe de latence montre que la latence doit être inférieure à 5 m sec.



**Figure 2.10 :** Détection de l'onde V en utilisant l'énergie instantanée du signal PEAP sur (a) un sujet ME (b) un sujet NE [84]

### 2.7.3 Transformée de Fourier (TF)

La Transformée de Fourier est une opération mathématique qui permet de représenter en fréquence des signaux qui ne sont pas périodiques. Chaque signal non périodique peut être décomposé en une somme de sinusoïdes simples de fréquences croissantes. Il s'agit donc d'une extension de la théorie des séries de Fourier. Elle est utilisée dans de nombreux domaines tels que la reconnaissance vocale, le débruitage et la compression de signaux, les transmissions numériques, le domaine biomédical, etc.

La TF du signal continu  $x(t)$  et donnée par la formule :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \quad (2.10)$$

La formule dite de Transformation de Fourier Inverse, opération notée  $TF^{-1}$ , est celle qui permet de retrouver  $x(t)$  est donnée par la formule :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{j2\pi ft} df \quad (2.11)$$

La Transformation de Fourier Rapide (en Anglais : FFT ou Fast Fourier Transform) est un algorithme de calcul qui convertit un signal temporel échantillonné en un signal fréquentiel, également échantillonné. Elle s'applique aux signaux stationnaires pour trouver les composantes spectrales d'un signal. La FFT d'une suite de  $N$  termes  $x(0), x(1), x(N-1)$ , la suite de  $N$  termes  $X(0), X(1), X(N-1)$  est définie par la formule suivante :

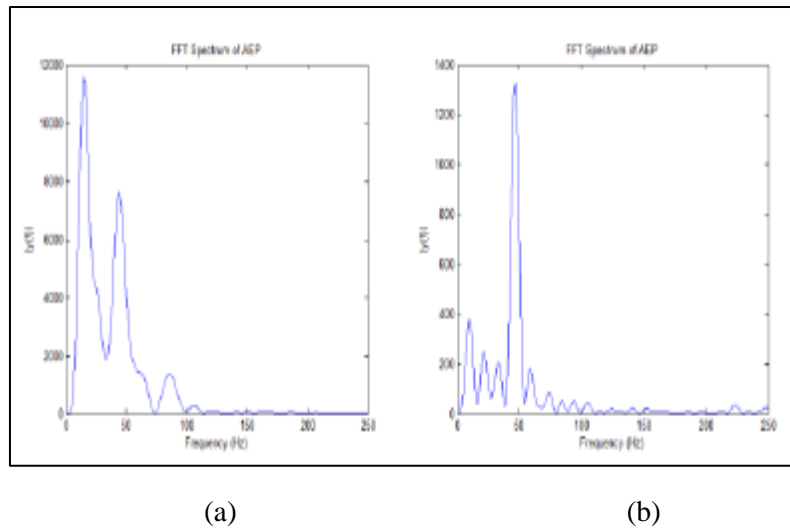
$$X(K) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} \quad (2.12)$$

La Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT), ou Transformée de Fourier à fenêtre glissante est une version modifiée de la TF pour déterminer le spectre à partir d'un segment local d'un signal (supposées localement stationnaires). La technique consiste à multiplier le signal d'origine par une fonction de fenêtre, qui n'est pas nulle pendant une courte période de temps, puis nous calculons la Transformée de Fourier du signal obtenu. Mathématiquement elle s'écrit :

$$X(m, \omega) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k) \omega(k - k_0) e^{-j2\pi \frac{kn}{N}} \quad (2.13)$$

Avec la fenêtre  $\omega$  centrée en  $k_0$ .

Cette fenêtre est toujours la même et a donc la même résolution en temps et en fréquence sur tout le signal. Dass et al. [85] ont proposé une méthode de détecter l'anomalie de PEA basé sur la FFT. La figure 2.11 illustre le spectre de Fourier du PEA normal et PEA anormal. L'analyse spectrale montre que dans un PEA anormal, les composantes de fréquences aléatoires anormales sont présentes.



**Figure 2.11** : Spectre de Fourier : (a) PEA normal (b) PEA anormal

La TFCT donne une représentation temporelle et fréquentielle des signaux. Le choix d'une largeur de fenêtre est un problème très difficile car une fenêtre temporelle plus courte conduit à une basse fréquence et à une résolution temporelle élevée [86].

#### 2.7.4 Transformée en Ondelettes (TO)

L'analyse par ondelettes est une technique qui consiste à caractériser simultanément les différentes composantes temps-fréquence d'un signal. La TO mesure la corrélation entre un signal et ces ondelettes pour différentes dilatations et translations. Une ondelette est une fonction oscillante de moyenne nulle, appelée  $\psi$ , possédant un certain degré de régularité et dont le support est fini.

La TO continue d'un signal  $x(t)$  est décrite comme suit :

$$X_{\psi}(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt \quad (2.15)$$

Où  $a$  et  $b$  définissent respectivement la dilatation et la translation de l'ondelette. La variable  $a$  représente l'équivalent de l'inverse de la fréquence : plus  $a$  est petit, moins l'ondelette crée est étendue temporellement.

Pour retrouver le signal  $x(t)$  d'origine, nous utilisons la transformée en Ondelette continue donnée par :

$$x(t) = \frac{1}{C} \iint_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \frac{1}{a^2} X(a,b)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) da db \quad (2.16)$$

Où  $C = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega$ .

$\Psi$  est la TF de  $\psi$ , l'ondelette mère.

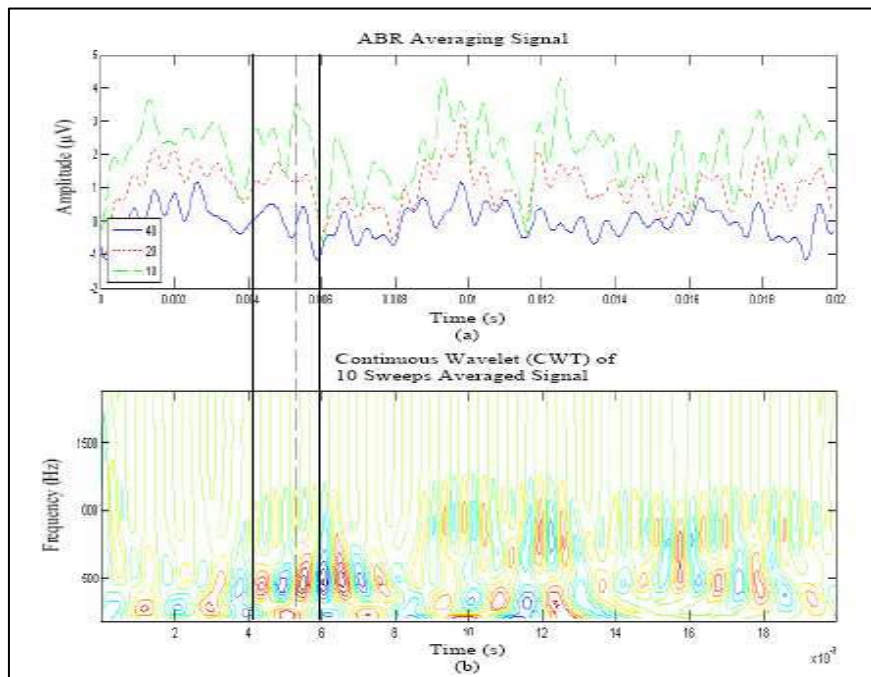
Par définition, la Transformée en Ondelettes Discrète (Discrete Wavelet Transform "DWT") est obtenue après échantillonnage des coefficients d'échelle et de temps. Pour la Transformée Dyadique à l'échelle  $2^j$ , on obtient :

$$x(t) = \sum_{j=-\infty}^{+\infty} \sum_{k=-\infty}^{+\infty} d(j,k) \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi(2^{-j}t) \quad (2.17)$$

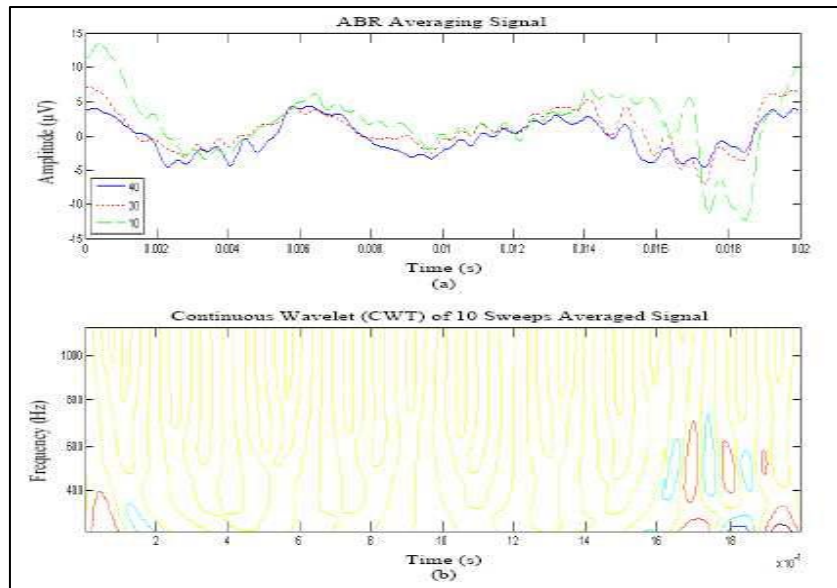
Où  $d(j,k)$  représente le coefficient d'ondelette.

Rushaidin et al. [82] ont utilisé la transformée continue en ondelettes du signal de réponse auditive du tronc cérébral pour détecter l'onde V. Les figures 2.12 et 2.13 illustrent le PEA moyenné et la représentation temps-fréquence de PEA normal et PEA anormal respectivement. Sur la figure 2.12, les contours de haut niveau sont apparus dans les régions de 500 Hz. Pour le PEA anormal les niveaux de contour sont pour la plupart au même niveau que celui illustré à la figure 2.13. Il est diff rent par rapport au signal normal, qui contient différents niveaux de contours.

La DWT est un outil efficace pour les signaux non stationnaires. Cependant, cette transformée engendre des redondances de l'information qui entraîne un coût de calcul élevé [86].



**Figure 2.12 :** (a) : PEA moyenné d'un sujet NE (b) : Représentation temps-fréquence du PEA moyenné [82]



**Figure 2.13 :** (a) : PEA moyenné d'un sujet ME (b) : Représentation temps-fréquence du PEA moyenné [82]

Les différentes méthodes de l'analyse des PEA qui sont décrites ci-dessus ne sont pas bien adaptées car l'évaluation de l'onde V en vue de l'estimation du seuil auditif, dans certains cas, est très compliqués. Parfois, il n'est pas possible de distinguer entre l'onde IV et l'onde V, auquel cas une déficience auditive ne peut pas être confirmée. De petits changements dans la forme d'onde entraînent de grands changements dans leur latence et les amplitudes des ondes V [2]. De plus, la variabilité interindividuelle de la formes d'onde de PEA peut entraîner des difficultés de détection de l'onde V.

## 2.8 Conclusion

Au cours de cette partie du rapport de thèse, nous avons présenté les PEA comme un examen objectif de l'audition dans lequel l'étude des PEA est d'une importance primordiale en audiologie car elle permet d'analyser les mécanismes impliqués dans la fonction auditive. En outre, nous avons présenté les approches les plus utilisées pour analyser les PEA. Devant cette diversité des outils mathématiques et leurs handicaps, nous avons opté pour la méthode d'Analyse des Fluctuations Redressées (DFA) pour estimer la Dimension Fractale (DF) qui sera présentée dans le chapitre suivant.

*Chapitre 3 : Techniques  
d'apprentissage, classification et  
optimisation*



### 3.1 Introduction

Les méthodes de classification ont pour but de partitionner des objets (exemples de données) en un certain nombre classes homogènes à partir de certains traits descriptifs.

Dans le cadre de cette étude, nous comptons adopter une technique de classification issue du domaine de l'Intelligence Artificielle (IA) à savoir : les Machines à Vecteurs de Support (SVM) pour classer les sujets Normo-Entendants (NE) et Mal-Entendants (ME) à l'aide de Dimensions Fractales (DF) extraites des signaux Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) enregistrés par des sujets en appliquant la méthode de l'Analyse des Fluctuations Redressées (DFA). Cette méthode est appropriée pour l'analyse de signaux non linéaires et non stationnaires. La DFA quantifie avec précision les corrélations faibles de puissance à long terme dans les signaux noyés dans le bruit et supprime la tendance qui peut masquer les corrélations réelles dans les fluctuations d'un signal.

Ce chapitre décrit amplement la technique DFA ainsi le principe de fonctionnement de la méthode de validation croisée et la méthode de recherche par grille qui peuvent faciliter la construction le modèle SVM dans un ensemble donné. Nous présentons aussi les fondements théoriques des SVM et les Algorithmes Génétiques (AG). Nous expliquons ensuite le rôle des différents opérateurs génétiques utilisés et les paramètres les plus importants des AG qui doivent être réglés pour optimiser les paramètres de SVM et de recherche d'un sous-ensemble de variables pertinentes qui maximisent le score sur l'ensemble de validation.

### 3.2 Analyse fractale

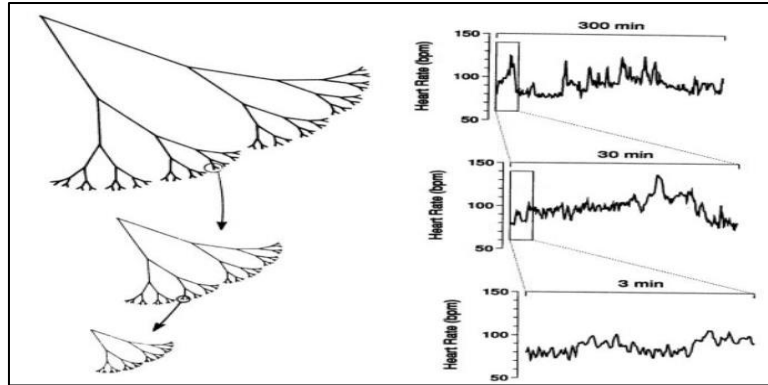
L'analyse fractale est un outil mathématique dérivé de la géométrie fractale de la nature qui permet de mieux comprendre certains phénomènes complexes.

#### 3.2.1 Notions sur les fractales

Les fractales (du latin fractus : irrégulier, interrompu) sont des objets mathématiques qui permettent de décrire les phénomènes naturels tels que les nuages, les ramifications des arbres, les côtes rocheuses, les feuilles, les bronches de nos poumons qui présentent une certaine irrégularité ou rugosité, face auxquels la géométrie euclidienne ne permet pas de décrire correctement cette irrégularité. Les fractales possèdent un caractère appelé auto similarité ou invariance d'échelle. En faisant un zoom sur un objet, on observe toujours exactement la même structure quelle que soit l'échelle à laquelle on observe la fractale, elle restera toujours la même, invariante (Figure 3.1). Plusieurs phénomènes naturels possèdent des dépendances temporelles à plus long terme : les corrélations dans la série restent de manière durable. Ces propriétés indiquent la présence d'une structure fractale. C'est grâce à l'introduction de la théorie des fractales par Benoît Mandelbrot qu'une nouvelle description de ces objets complexes a pu être établie [87].

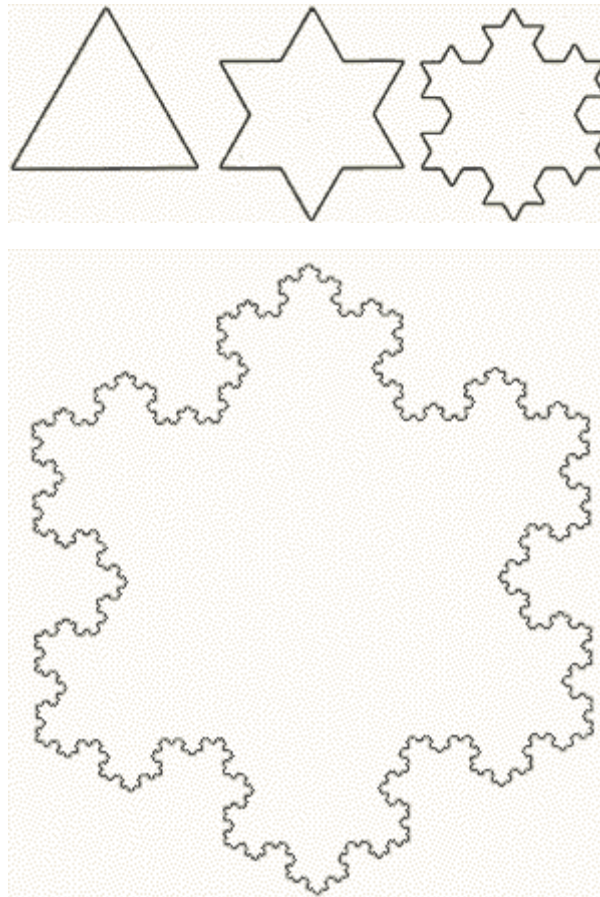
On pourrait prendre l'exemple de flocon de neige (flocon de Koch) (Figure 3.2) qui est un objet fractal s'obtient lorsque la figure initiale est un triangle équilatéral. On coupe le segment de droite en trois segments de longueurs égales, et on remplace le segment du milieu

par deux segments extérieurs, de façon à former un triangle équilatéral. En itérant le procédé à échelles de plus en plus petites, on obtient une forme qui ressemble à un flocon de neige.



**Figure 3.1** : Exemple de l'autosimilarité dans une fractale géométrique (gauche) et dans un signal (ECG) (droite) [87]

Le flocon de Koch est d'aire finie mais de périmètre infini. Ceci est une des propriétés des fractales.



**Figure 3.2** : Suite de constructions géométriques du flocon de Koch

### 3.2.2 Dimension Fractale

Dans la géométrie euclidienne, la dimension est un nombre entier qui caractérise un espace : une ligne est un objet à une dimension, une surface un objet à deux dimensions, un

volume un objet à trois dimensions. Nous sommes donc habitués à des objets dont la dimension est un nombre entier 1, 2 ou 3. Mais il n'est pas précisé quelle serait la dimension d'un objet fractal. La Dimension Fractale (DF) a été introduite par B. Mandelbrot en 1970 qui est un nombre non entier ; qui peut être une fraction, un nombre irrationnel ou un entier qui mesure le degré d'irrégularité d'un objet et aussi permet de quantifier la notion d'autosimilarité ou le degré de fluctuation des séries temporelles. Nous pouvons définir mathématiquement la DF sur un l'exemple de flocon de Von Koch :

Chaque itération, la longueur est multipliée par  $\frac{4}{3}$  car les côtés sont divisés par trois, d'une étape à l'autre et que le nombre de côtés est multiplié par 4. Chaque étape, un côté résultant est formé de 4 côtés précédent réduit d'un facteur 3, donc la DF peut être calculée par la relation suivante :

$$3^D = 4$$

$$D = \frac{\ln 4}{\ln 3} \approx 1,26 \quad (3.1)$$

Il ne s'agit plus d'une simple courbe unidimensionnelle, ni d'une surface, elle se situe entre les deux.

Récemment, les méthodes d'estimation de la DF des séries temporelles sont devenues de plus en plus répandues dans différents domaines scientifiques.

Le but de toute analyse fractale est de déterminer comment la variabilité de signal change en fonction de l'échelle [88].

### 3.2.3 Analyse des fluctuations Redressées

L'Analyse des Fluctuations Redressées (DFA) ou Detrended Fluctuation Analysis est une méthode a été introduit par Peng et al. [89], conçue spécialement pour l'analyse des signaux possédant la propriété d'autosimilarité et détection de corrélations à long terme dans des séries temporelles non stationnaires. Elle a été utilisé dans nombreux domaines en raison de sa construction simple en plus de ses résultats efficaces [90] comme : Le séquençage de l'ADN, L'étude de la variabilité du rythme cardiaque, les enregistrements météorologiques de longue date, la structure des nuages, la géologie, l'ethnologie, les séries temporelles économiques et la physique du solide [91]. Seleznov et al. [89] ont introduit la DFA pour quantifier les changements d'activation de la dynamique cérébrale lors des calculs mentaux, ce qui permet de décrire la communication informationnelle permanente lors de l'activité cérébrale.

La DFA est une méthode robuste contre la non-stationnarité, les artefacts et les données manquantes associées [92]. Elle donne des résultats efficaces et fiables grâce aux corrélations temporelles existant dans la série temporelle.

À cause des caractéristiques non linéaires des signaux cérébraux, la DFA est l'une des méthodes non linéaires (exposant de Hurst et analyse de corrélation) utilisée pour caractériser l'irrégularité ou la complexité des signaux EEG [93]. Jing et coll [94] ont utilisé la DFA pour évaluer les propriétés de corrélation temporelle de l'EEG dans la pharmacodépendance. Les résultats obtenus ont confirmé l'effet du stimulus lié au médicament sur le comportement de mise à l'échelle de l'EEG.

• **Algorithme DFA**

Dans une première étape, on calcule l'intégrale indéfinie de la série originale  $x$  selon la formule :

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (x(i) - \bar{x}) \tag{3.2}$$

Où  $\bar{x}$  est la moyenne de  $x$  évaluée sur la série.

La série intégrée  $y(k)$  est ensuite découpée en boîtes (fenêtres) de longueur  $n$ . Dans chaque fenêtre, une tendance linéaire locale est estimée par la méthode des moindres carrés qui est notée  $y_n(k)$ . La fluctuation de l'intégrale indéfinie  $y(k)$  autour de sa tendance  $y_n(k)$  est calculée par :

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2} \tag{3.3}$$

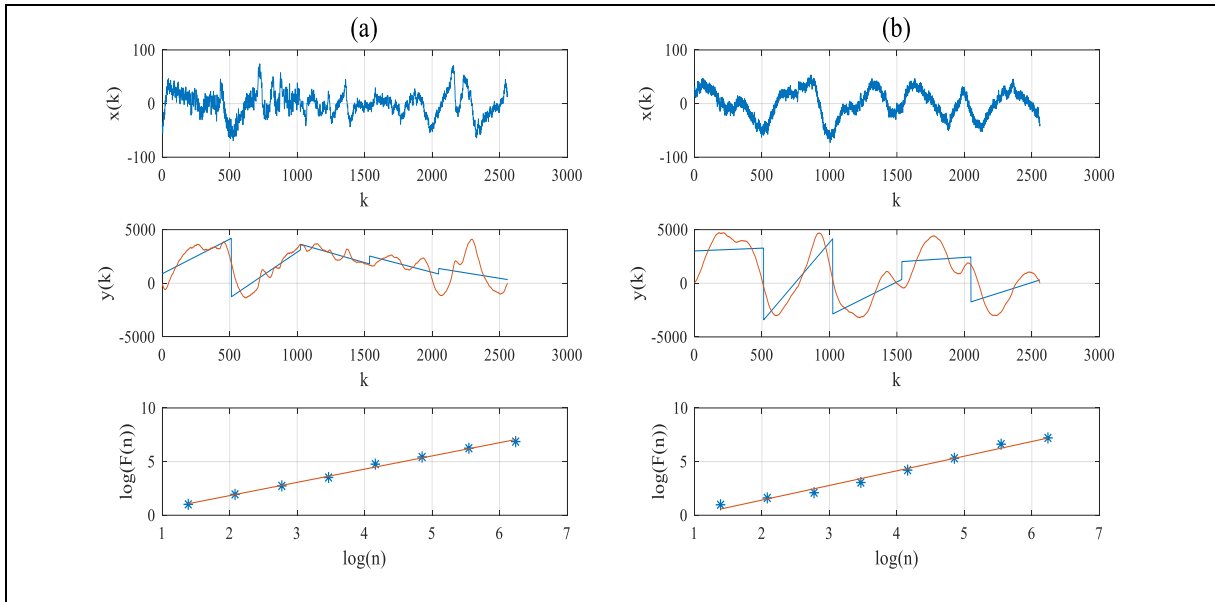
Cette procédure doit être répétée pour différentes longueurs de boîte  $n$  pour produire la relation d'échelle entre  $n$  et  $F(n)$ . Différentes fluctuations  $F(n)$  sont obtenues pour différentes valeurs de  $n$ . Si la série temporelle analysée est corrélée à long terme, les fonctions de fluctuation  $F(n)$  grandissent en suivant un comportement en loi de puissance  $F(n) \propto n^\alpha$ . La valeur de l'exposant d'échelle  $\alpha$  peut être identifiée comme la pente d'une approximation linéaire de  $\log(F(n))$  en fonction de  $\log(n)$ . Les fluctuations peuvent être caractérisées par un exposant d'échelle,  $DF = 3 - \alpha$ .

Le coefficient  $\alpha$  donne des informations sur les auto-corrélations du signal :

- $\alpha < 0.5$  : le signal est anti corrélé ;
- $\alpha = 0.5$  : le signal ne présente aucune corrélation (Bruit blanc) ;
- $\alpha > 0.5$  : présence d'auto corrélation dans le signal ;
- $\alpha = 1$  : bruit  $1/f$  (Bruit rose) ;
- $\alpha = 1.5$  : bruit brownien ou marche aléatoire. (Bruit brownien).

Dans cette études, des expériences de classification du groupe ME et du groupe NE ont été effectuées à l'aide de vecteurs de DF extraits des signaux PEA enregistrés de sujets par l'algorithme DFA.

La figure 3.3 représente l'application de l'algorithme DFA sur un signal PEA stimulé à la fréquences auditive 1000 Hz dans l'oreille gauche d'un sujet ME et d'un sujet NE à un niveau d'intensité sonore 20 dB. La valeur DF du sujet ME (1.7670) est supérieure à la valeur du sujet NE (1.6351).



**Figure 3.3 :** Principe de la méthode DFA appliqué sur un signal PEA d'un sujet ME (a) et d'un sujet NE (b)

### 3.3 Validation croisée

La validation croisée (ou cross-validation en Anglais) est une méthode statistique qui permet d'évaluer la capacité de généralisation d'un modèle. Elle consiste à comparer et sélectionner un modèle pour un problème de modélisation prédictive donné, en divisant les données en deux ensembles : l'un utilisé pour la construction de modèle et l'autre utilisé pour le valider. Si le modèle fonctionne bien sur les données de test et donne un bon score de performance, cela signifie que le modèle n'a pas le problème de sur-apprentissage des données et peut être utilisé pour la prédiction. Cette méthode est couramment utilisée dans la machine learning, car elle est facile à comprendre, facile à mettre en œuvre et donne une bonne décision. La méthode de validation croisée est utilisée dans la modélisation basée sur des données qui ont des propriétés (telles que la distribution, la complexité, la corrélation entre les variables, etc.) [95]. Il existe plusieurs méthodes de validation croisée. Nous pouvons citer quelques-unes :

#### 3.3.1 Validation croisée k-fold

La validation croisée k-fold est l'une des méthodes les plus populaires largement utilisées. Il s'agit d'une technique de partitionnement des données qui permet d'utiliser efficacement la BD pour créer un modèle plus généralisé [96]. Cette méthode divise d'une façon aléatoire l'ensemble des données  $T$  en  $T_1, \dots, T_K, T_{K-1}$  blocs de taille égales utilisés en tant qu'échantillon d'apprentissage. Un seul bloc est retenu en tant qu'échantillon de validation pour tester le modèle. On répète l'opération sur toutes les combinaisons possibles. On obtient  $K$  scores de performances, un par bloc dont la moyenne représente la performance de l'algorithme.

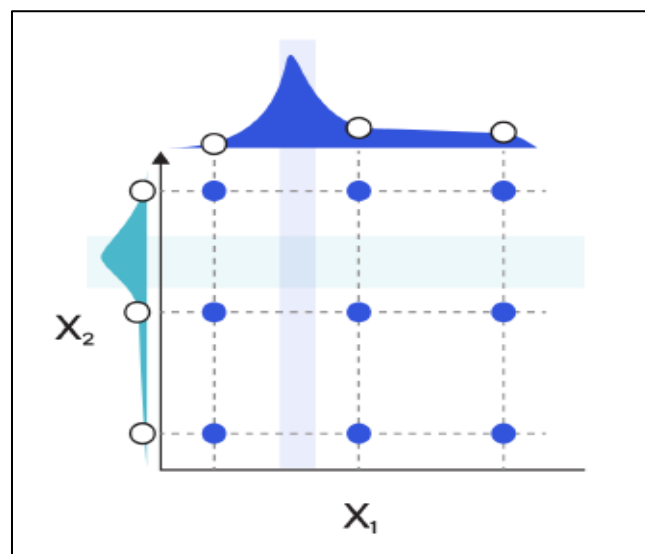
#### 3.3.2 Validation de Monte Carlo

La validation de Monte Carlo fonctionne sur des principes similaires à la validation croisée k-fold, sauf que les plis sont choisis au hasard avec remplacement, également appelé bootstrap. Ainsi, la méthode de Monte Carlo peut entraîner l'utilisation multiple de certains

échantillons des données d'apprentissage et de test, ou la non-utilisation de certaines données. Habituellement, les méthodes de Monte Carlo utilisent un grand nombre de simulations, par exemple 1 000 ou plus, et peuvent donc également être lentes [97].

### 3.4 Méthode de recherche par grille

La méthode de recherche par grille (Grid Search) est une technique dont le but est de déterminer méthodiquement la meilleure combinaison d'hyperparamètres sur la plage désignée qui peut faciliter la construction d'un modèle dans un ensemble donné [98]. Elle consiste à explorer toutes les combinaisons de valeurs possibles sur un ensemble de modèles qui diffèrent les uns des autres dans leurs valeurs de paramètres, qui se trouvent sur une grille cherchant la meilleure combinaison qui a atteint le meilleur score de performance sur les données de test (Figure 3.4). Cette méthode est utilisée dans tout algorithme d'hyperparamètres pour améliorer ses performances par un réglage d'hyperparamètre. Elle est appliquée pour valider les performances de la méthode des  $k$  plus proches voisins sur un ensemble de valeurs de  $K$  qu'il contient, ainsi qu'avec la régression logistique utilisant un ensemble de valeurs de taux d'apprentissage pour trouver le meilleur score d'apprentissage dans lequel la régression logistique donne la meilleure précision.



**Figure 3.4** : Recherche des hyperparamètres par la méthode de recherche par grille

F. Budiman [99] a appliqué la méthode de recherche par grille pour analyser et tester la plage d'optimisation des valeurs des paramètres du noyau SVM-RBF afin de reconnaître l'image du batik traditionnel indonésien qui présente des motifs décoratifs géométriques. Wang et al. [100] ont développé un algorithme hybride basé sur les SVM et la méthode de recherche par grille pour améliorer la précision et l'efficacité des informations sur la salinisation des sols. Dans la méthode de recherche par grille, lorsque la dimension de l'ensemble de données augmente, l'évaluation du nombre de paramètres augmente de façon exponentielle. Par conséquent, cette méthode fonctionne de manière inefficace. Cette étape se prête bien à la parallélisation des calculs et la validation croisée de la recherche aléatoire.

Dans notre présente étude, nous avons combiné la méthode de validation croisée 5-fold et la recherche par grille pour évaluer l'efficacité du modèle SVM en utilisant le noyau linéaire où il y a un seul paramètre, le noyau polynomial et le noyau RBF où il y a deux paramètres. Par exemple pour un noyau RBF, on cherche le meilleur couple  $(C, \sigma)$ . Les résultats obtenus seront comparés avec les résultat de l'algorithme SVM-AG avec noyau RBF

La figure 3.5 montre l'organigramme de l'algorithme hybride basé sur les SVM et la méthode de recherche par grille.

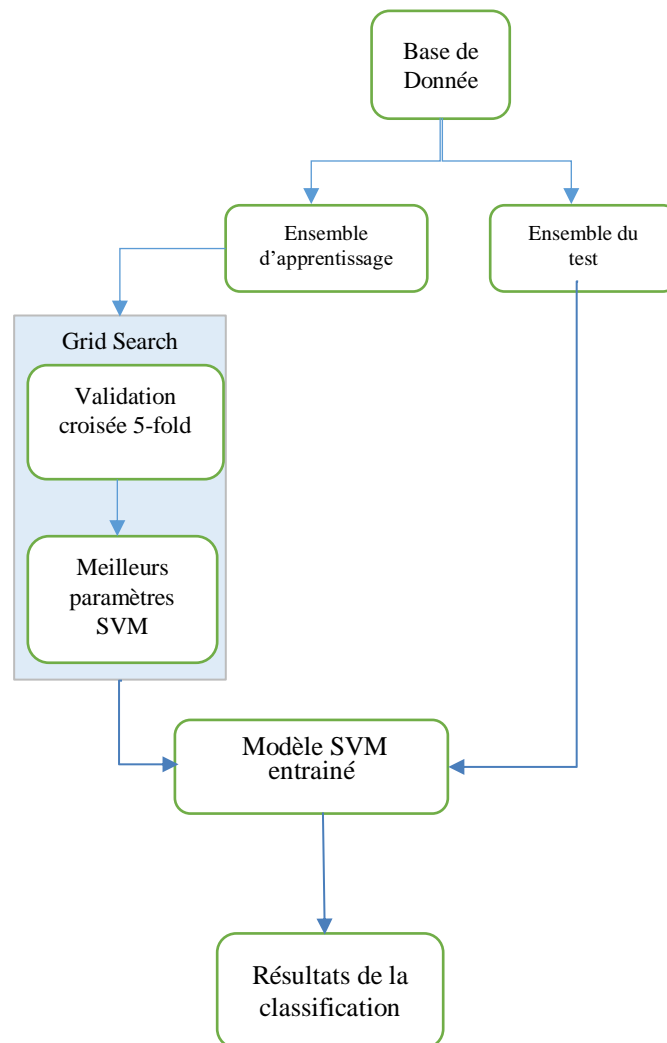


Figure 3.5 : Optimisation des paramètres SVM à l'aide de la méthode de recherche par grille

### 3.5 Méthodes de sélection de caractéristiques

La sélection de sous-ensemble de caractéristiques est une approche permettant de trouver le meilleur sous-ensemble utilisé en vue d'une classification. Deux branches principales peuvent être distinguées en littérature, les méthodes de filtres et les méthodes enveloppantes.

### 3.5.1 Méthodes de filtres

Les méthodes de filtres permettent la génération de sous-ensembles de variables qui sont testés à l'aide d'une fonction d'évaluation. Une mesure statistique, telle que la corrélation, est choisie pour attribuer au modèle un score pour chaque colonne de caractéristiques. Les colonnes sont renvoyées et classées en fonction de leurs scores. La sélection d'un sous-ensemble de variables est effectuée indépendamment de la classification pendant une étape de prétraitement (filtrage). En d'autres termes, l'évaluation se fait généralement indépendamment d'un classificateur. Le filtrage permet de réduire à la fois la dimension des entrées et de se prémunir dans certains cas du phénomène de sur-apprentissage.

### 3.5.2 Méthodes enveloppantes

La méthode enveloppante, appelée aussi méthode wrapper, consiste à tester différents sous-ensembles de jeux de caractéristiques et qui choisit le sous-ensemble donnant les meilleures performances. L'approche enveloppante utilise les performances de l'algorithme d'apprentissage comme critère d'évaluation. Donc, le classifieur fait partie de la procédure de sélection de paramètres. Il est donc évident que le sous-ensemble choisi dépend du classifieur utilisé. L'intérêt de ces méthodes est que le sous-ensemble choisi est parfaitement adapté au classifieur. Zemmal et al. [101] ont conçu un algorithme de sélection de caractéristiques robuste basé sur l'enveloppe SVM et les AG qui détecte automatiquement la maladie du glaucome à l'aide d'images du fond d'œil. Les résultats expérimentaux ont montré qu'avec 16 % de données étiquetées, le système proposé peut facilement faire la distinction entre les cas de glaucome normaux et affectés.

Dans notre algorithme hybride SVM-AG basé sur l'optimisation des paramètres du modèle SVM et la sélection de sous-ensemble de variables, l'approche enveloppante est employée pour réduire la dimensionnalité de l'ensemble de données en sélectionnant uniquement le sous-ensemble de variables pertinentes. La sélection enveloppante des variables pertinentes est effectuée en se basant sur les AG. Les variables, ayant le score de performance élevé en phase d'apprentissage, auront plus de chances d'être sélectionnées dans les prochaines générations de l'AG. Le score d'un sous-ensemble est un compromis entre le nombre de variables éliminées et le pourcentage d'échantillons correctement prédits sur un ensemble de test.

## 3.6 Machines à Vecteurs de Support (SVM)

Les SVM sont une famille d'algorithmes d'apprentissage supervisé basé sur la théorie d'apprentissage statistique a été proposée par V. Vapnik en 1995. La méthode SVM est considérée comme un très discriminant algorithme dans la Reconnaissance de Formes et les tâches liées à la classification de données inconnues [102]. F.-J. González-Serrano et al. [103] ont utilisé la méthode SVM pour accéder aux données cryptées des utilisateurs en raison de leur pertinence et de leur efficacité dans les tâches de classification supervisées. SVM est la méthode la plus largement utilisée en raison de ses meilleures performances de généralisation et de sa capacité à bien fonctionner avec des données d'entrée de grande dimension [103]. Elle a une



meilleure capacité d'apprentissage et des erreurs de prédiction plus petites que d'autres méthodes pour divers ensembles de données [104].

### 3.6.1 Notions sur l'apprentissage statistique

La théorie d'apprentissage statistique étudie les propriétés mathématiques des machines d'apprentissage. Ces propriétés représentent les propriétés de la classe de fonctions ou modèles que peut implémenter la machine [4]. Effectuer une classification consiste à déterminer une règle de décision capable, à d'une BD d'apprentissage contenant des exemples de cas déjà traités, d'assigner un objet à une classe parmi plusieurs.

Lorsqu'il n'y a que deux classes, on parle de classification binaire. Dans ce cas, nous supposons que les données sont des couples :

$$(x_1, y_1), \dots, (x_i, y_i) \in \mathbb{R}^N \times \{\pm 1\}$$

Où  $x_i$  représente l' $i$ ème observation de l'ensemble d'apprentissage et  $y_i$  son étiquette, que l'on considère être générées selon une distribution de probabilité  $P(x,y)$  est fixe mais inconnue, c'est-à-dire que les données sont indépendantes et identiquement distribuées (iid).

L'objectif de l'apprentissage statistique est de trouver parmi une famille de fonctions  $F$  tel que:

$$F = \{f_\alpha(x) / \alpha \in \Lambda\}$$

ou  $\Lambda$  est un ensemble de paramètres, une fonction  $f_{\alpha^*} \in F$  de sorte à ce que classifie correctement les deux ensembles : d'entraînement et de test.

La fonction optimale est celle obtenue en minimisant le risque fonctionnel  $R[f]$  définie par :

$$R[f] = \int L[f_\alpha(x), y] dP(x,y) \quad (3.4)$$

Où  $L$  désigne une fonction de coût :

$$L[f_\alpha(x), y] = \begin{cases} 0 & \text{si } y = f_\alpha(x) \\ 1 & \text{si } y \neq f_\alpha(x) \end{cases} \quad (3.5)$$

Dans l'équation (3.4) ne connaissant pas la probabilité de distribution  $P(x,y)$ , il est impossible de minimiser cette erreur. On utilise l'approximation suivante, appelée risque empirique est appelé aussi l'erreur de généralisation de  $f$  :

$$R_{\text{emp}(\alpha)} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n L[f_\alpha(x_i), y_i] \quad (3.6)$$

Par conséquent, pour bien sélectionner la fonction  $f_{\alpha^*}$ , il faut trouver l'ensemble des paramètres  $\alpha^* \in \Lambda$  telle que  $R_{\text{emp}(\alpha)}$  soit minimale.

### 3.6.2 Principe des SVM

Les SVM cherchent à trouver parmi une infinité de classificateurs linéaires (hyperplans), l'hyperplan optimal qui séparent les données en deux classes différentes en suivant le critère de

marge maximale. La marge est la distance entre la frontière de séparation et les échantillons les plus proches (Figure 3.6).

Les échantillons de la classe 1 les plus proches de cet hyperplan se trouvent à la même distance de l'hyperplan que les échantillons les plus proches de la classe -1. Ces échantillons sont appelés les vecteurs de supports [105]. Plus la marge est grande, plus on aura confiance en la séparatrice apprise.

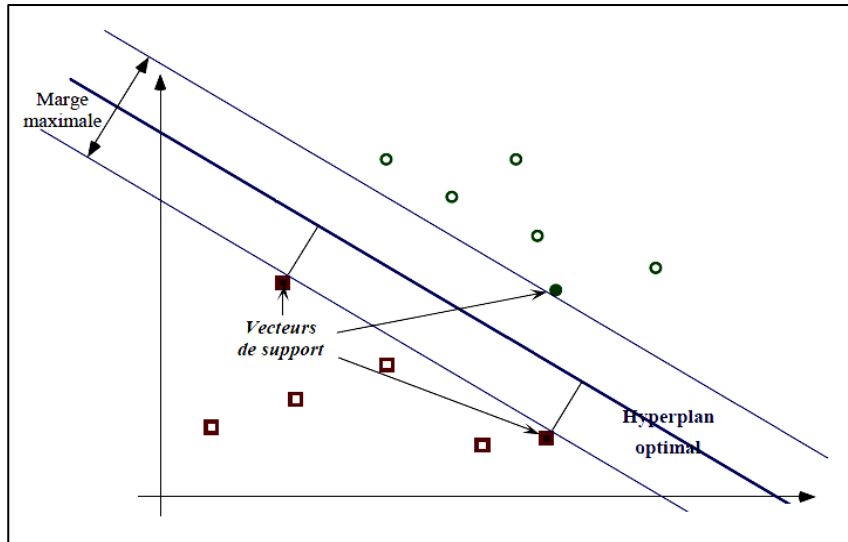


Figure 3.6 : Hyperplan séparateur optimal, marge et vecteurs de support [5]

### 3.6.2.1 Cas des données linéairement séparables

Lorsque les données sont linéairement séparables, l'hyperplan séparateur est représenté par l'équation suivante :

$$H(x) = w^T x + b \quad (3.7)$$

Tel que:

$$\begin{cases} w \cdot x_i + b \geq 1 & \text{si } y_i = +1 \\ w \cdot x_i + b \leq -1 & \text{si } y_i = -1 \end{cases} \quad (3.8)$$

- Si  $H(x) \geq 0$ , le vecteur  $x_i$  appartient à la même classe que les exemples d'étiquette 1.
- Si  $H(x) \leq 0$ , le vecteur  $x_i$  appartient à la même classe que les exemples d'étiquette -1.

les deux dernières contraintes peuvent être combinées en :

$$y_i (w \cdot x_i + b) \geq 1 \quad (3.9)$$

La détermination de l'hyperplan optimal passe par la détermination de la distance euclidienne minimale entre l'hyperplan et les vecteurs de supports (Figure 3.7).

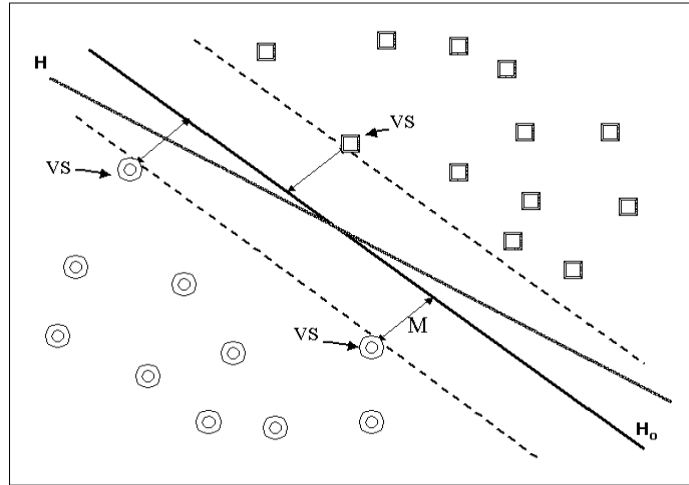


Figure 3.7 : Recherche de l'hyperplan optimal

Le problème est un problème d'optimisation quadratique; le lagrangien associé au problème devient :

$$L(w,b,\alpha) = \frac{1}{2} w^T w - \sum_{i=1}^m \alpha_i (y_i (w \cdot x_i + b) - 1) \tag{3.10}$$

$\alpha_i \geq 0$  représentent les multiplicateurs de Lagrange.

Le lagrangien doit être optimisé par rapport à  $w$ ,  $b$  et les multiplicateurs  $\alpha$ . En annulant les dérivées partielles du lagrangien par rapport à  $w$  et  $b$ , on obtient les relations:

$$\frac{\partial L}{\partial b} L(w^*, b^*, \alpha^*) = 0 \Rightarrow \sum_{i=1}^m \alpha_i^* y_i = 0 \tag{3.11}$$

$$\frac{\partial L}{\partial w} L(w^*, b^*, \alpha^*) = 0 \Rightarrow w^* = \sum_{i=1}^m \alpha_i^* y_i x_i \tag{3.12}$$

Par substitution dans l'équation du lagrangien (3.10) on obtient le problème dual :

$$\max_{\alpha} L_D(\alpha) = \sum_{i=1}^m \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m \alpha_i \alpha_j y_i y_j x_i x_j \tag{3.13}$$

sous contrainte :  $i=1, \dots, m$ . Avec  $\alpha_i \geq 0$  et  $\sum_{i=1}^m \alpha_i y_i = 0$ ,

$L_D(\alpha)$  doit être maximisé par rapport à  $\alpha_i$  pour trouver l'hyperplan optimal.  $\alpha_i$  peut également être calculé comme un problème d'optimisation quadratique.

### 3.6.2.2 Cas des données non-linéairement séparables

Bien qu'à l'origine conçus pour des tâches de classification linéairement séparables (SVM à marge dure), les SVM ont été étendus aux problèmes de classification non linéairement séparables (SVM à marge souple) [106].

La méthode SVM n'affecte pas les dimensions élevées de l'ensemble de données. De plus, le classificateur SVM peut être facilement implémenté pour classer des échantillons binaires,

multiples et pour la catégorisation d'échantillons de données qui ne sont pas classés linéairement en utilisant la théorie de la fonction du noyau [107].

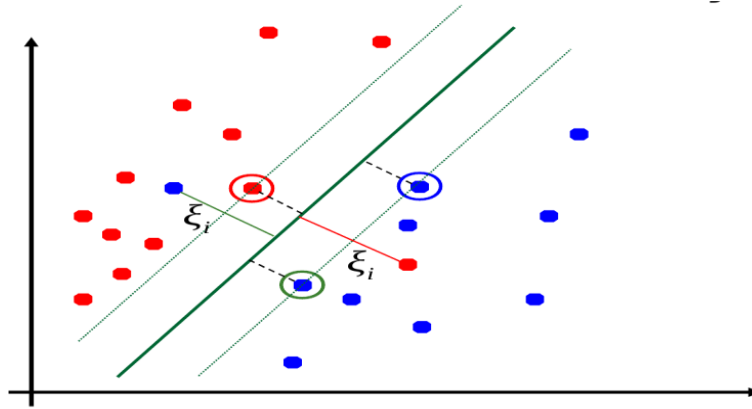
Dans le cas où les données ne sont pas séparables linéairement, le SVM est modifié en introduisant des variables d'écart  $\xi_i$  (Figure 3.8). On assouplit le problème et la solution est appelée SVM à marge souple, ce qui minimise l'erreur d'apprentissage échangée contre la marge [108].

Avec  $\xi_i \geq 0 \quad i=1, \dots, m$ .

L'hyperplan de séparation optimal peut être obtenu en résolvant le problème d'optimisation quadratique convexe suivant pour  $w$ ,  $b$  et  $\xi_i$  [109].

$$\min_{w, b, \xi} \frac{1}{2} w^T w + C \sum_{i=1}^m \xi_i \quad (3.14)$$

sous contrainte :  $y_i(w \cdot x_i + b) + \xi_i \geq +1, \quad \xi_i \geq 0$ .



**Figure 3.8** : SVM binaire dans le cas non linéairement séparable

Le paramètre de réglage "C" est utilisé pour contrôler le compromis entre l'erreur d'apprentissage et la maximisation de la marge. Les multiplicateurs de Lagrange  $\alpha_i$  seront utilisés pour résoudre le problème d'optimisation l'équation (3.13) qui le transforme en une forme duale.

Dans le cas des données non linéairement séparables, il n'existe pas un hyperplan qui peut séparer entièrement toutes les données, car il est alors impossible que les contraintes de l'équation (3.8) soient toutes respectées [110]. Nous essayons généralement de transposer les données dans un espace de plus grande dimension dans lequel on pourra trouver un séparateur linéaire (Figure 3.9) [111]. L'espace où se trouvent les données avant d'être transformées, est appelé l'espace d'entrée (input space), alors qu'après avoir appliqué la transformation, les données se trouvent dans ce qu'on appelle l'espace de redescription ou espace de caractéristiques (feature space). Cette transformation peut être effectuée par la fonction noyau qui permet une représentation plus simplifiée des données.

Pour trouver le séparateur dans cet espace, nous suivons les mêmes étapes qui ont été appliquées dans le cas des données linéairement séparables en remplaçant chaque produit scalaire des vecteurs  $x_i$  et  $x_j$  par le produit scalaire de leurs images  $\phi(x_i)$  et  $\phi(x_j)$ .

L'astuce est d'utiliser une fonction noyau notée  $K$  :

$$K(x_i, x_j) = \phi^T(x_i) * \phi(x_j) \tag{3.15}$$

$\phi(x_i)$  à  $x_i$  ( $i = 1, \dots, m$ ),

Il s'agit donc de résoudre le problème suivant :

$$\min \frac{1}{2} w^T w \quad \text{sujet à : } y_i (w \cdot \phi(x_i) + b) \geq +1 \tag{3.16}$$

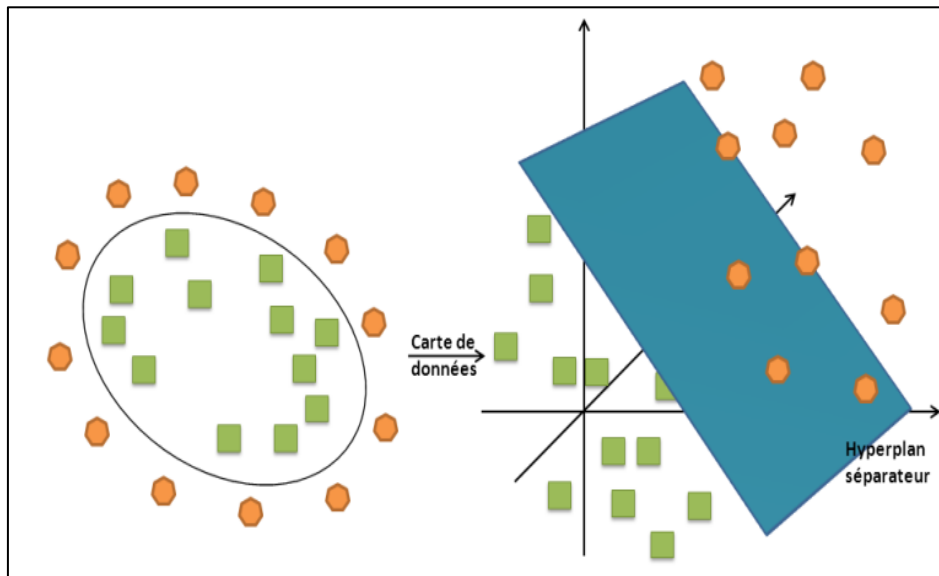
Le dual de ce problème est :

$$\max_{\alpha} L_D(\alpha) = \sum_{i=1}^m \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m \alpha_i \alpha_j y_i y_j \phi(x_i) \phi(x_j) \tag{3.17}$$

sujet à :  $i=1, \dots, m \quad \alpha_i \geq 0$  et  $\sum_{i=1}^m \alpha_i y_i = 0$ .

Tel que  $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_m)$  est le vecteur des multiplicateurs de Lagrange non négatifs associés aux contraintes:

$\sum_{i=1}^m \alpha_i y_i = 0$  et  $0 \leq \alpha_i \leq C, \quad i=1, \dots, m$ .



**Figure 3.9 :** Illustration de transformation de l'espace de cas non linéaire [112]

Parmi les noyaux couramment utilisés, on peut citer :

Le noyau polynômial d'ordre  $d$  :

$$k(x_i, x_j) = (\langle x_i, x_j \rangle + 1)^d \tag{3.18}$$

La dimension de l'espace de redescription induit par un noyau polynômial est de l'ordre  $\frac{(p+d)!}{p!d!}$ ,

où  $p$  est la dimension de l'espace de l'entrée.

Noyau linéaire :

$$k(x_i, x_j) = x_i \cdot x_j \quad (3.19)$$

Noyau gaussien de largeur de bande : dépend de la distance euclidienne entre les deux vecteurs dans l'espace de départ. Il est défini par l'expression suivante :

$$k(x_i, x_j) = \exp\left(-\frac{\|x_i - x_j\|^2}{2\sigma}\right) \quad (3.20)$$

Le paramètre  $\sigma$  permet de régler la largeur de la gaussienne.

Le noyau gaussien est le plus utilisé dans les applications. La dimension de  $F$  est infinie pour ce noyau.

### 3.7 SVM Multi-classes

Le SVM est par nature un classifieur binaire car il permet de séparer un espace en deux. Cependant, il existe des techniques de combinaison pour résoudre des problèmes multiclassés. Deux types de stratégies sont souvent utilisés pour réaliser des classifieurs multiclassés à base des SVM : la stratégie un-contre-tous et la stratégie un-contre-un.

#### 3.7.1 Stratégie Un Contre Tous

Une-contre-reste : elle consiste à déterminer un hyperplan  $H(w_k, b_k)$  qui sépare les données d'une classe  $k \in \{1, \dots, t\}$ , de celles de toutes les autres classes  $\{1, \dots, k-1, k+1, \dots, t\}$ . La classe  $k$  est étiquetée  $+1$  et les autres classes sont étiquetées  $-1$ , ce qui résulte, pour un problème à  $K$  classes, en  $K$  SVM binaires. La fonction de décision correspondante est donc :

$$f(x) = \operatorname{argmax}_{1 \leq k \leq t} f_k(x) \quad (3.21)$$

Autrement dit, l'étiquette de classe est déterminée par le classifieur binaire qui donne la valeur de sortie maximale (le gagnant parmi tous les classificateurs) [113]. La Figure 3.10 illustre l'architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre tous.

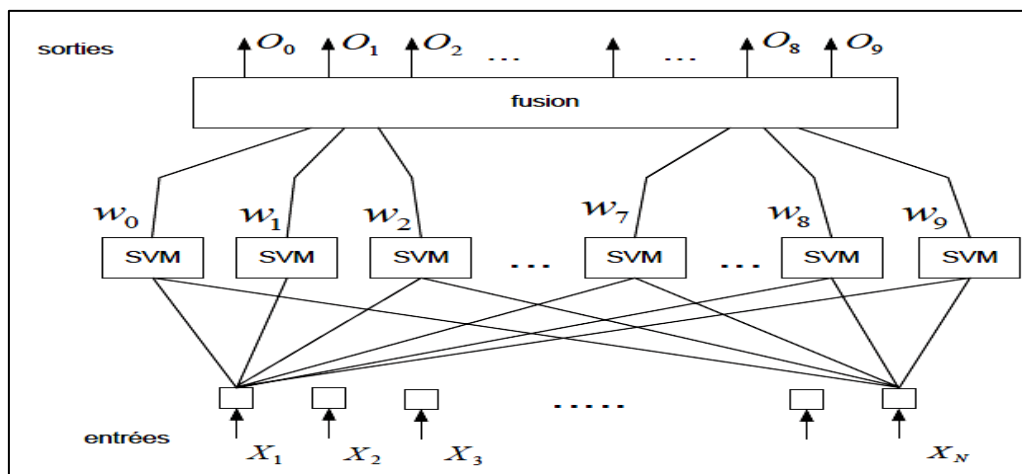
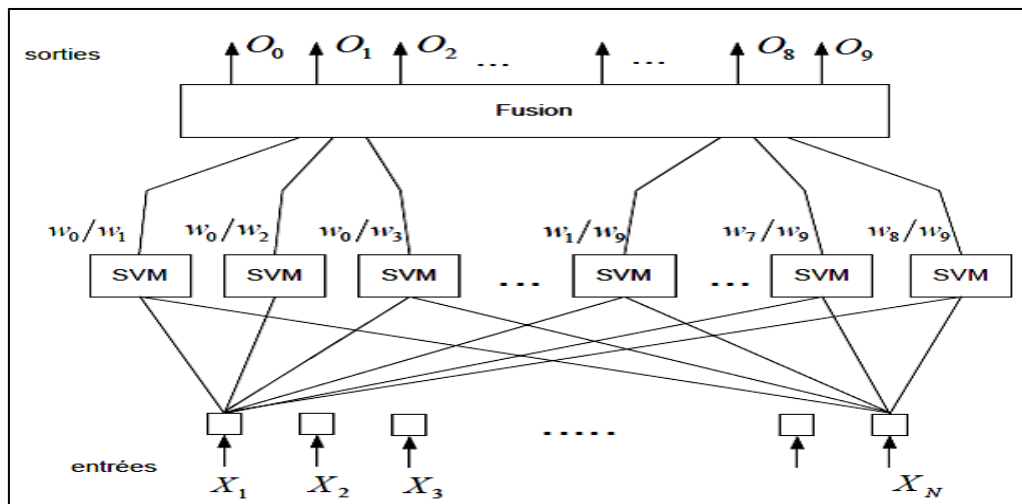


Figure 3.10 : Architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre tous [5]

### 3.7.2 Stratégie un contre un

Pour chaque couple de classes possibles, on détermine un classifieur qui reçoit les échantillons de ses couples de classes de l'ensemble d'apprentissage d'origine et doit apprendre à distinguer ces deux classes. Ainsi,  $k(k-1)/2$  fonctions de décisions sont apprises, ensuite, la prédiction de la classe pour les données de test est basée sur le vote majoritaire [114]. Ainsi, à chaque session d'entraînement, le nombre de données d'entraînement est considérablement réduit par rapport aux Machines à Vecteurs de Support « un contre tous », qui utilisent toutes les données d'entraînement. Les résultats expérimentaux indiquent que le "un contre un" est plus adapté à une utilisation pratique [115].

La Figure 3.11 illustre l'architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre un.



**Figure 3.11** : Architecture fonctionnelle du modèle en stratégie un contre un [5]

Dans cette étude, nous nous intéressons uniquement au problème de l'apprentissage supervisé et plus particulièrement à la classification binaire.

À l'aide de vecteurs de DF extraits des signaux PEA enregistrés de sujets, sans participation active du sujet, huit modèles de SVM utilisant le noyau linéaire, le noyau polynomial et le noyau RBF sont développés dans cette expérience pour les oreilles droite et gauche sur les quatre fréquences conversationnelles auditives (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz). Ces modèles permettent de distinguer le cas sain du cas pathologique. En parallèle, nous cherchons, pour les SVM, le noyau qui fournit les meilleures performances.

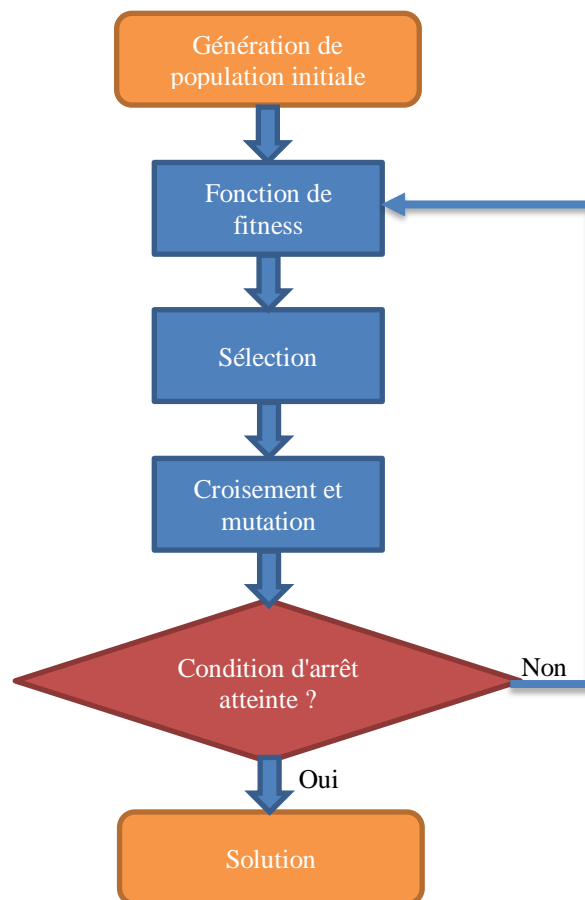
Dans notre étude, cinq expériences du test auditif tonal pour chaque sujet ont été faites. Les valeurs moyennes du seuil d'audition ont été calculées afin de s'assurer que tous les participants à ces expériences sont capables de recevoir et de percevoir la stimulation sonore spécifiée.

## 3.8 Algorithmes Génétiques (AG)

Algorithmes génétiques est une classe d'algorithmes de recherche heuristique basés sur les mécanismes de la sélection naturelle et de la génétique qui ont été initialement développés par [Holland, 1975], et qui ont été appliqués pour trouver des solutions exactes ou

approximatives à des problèmes d'optimisation et de recherche [116]. L'évolution biologique procède en sélectionnant des génotypes (intégrés aux chromosomes), sur la base de l'adaptation relative à leur environnement des phénotypes qu'ils génèrent (la qualité de cette adaptation est alors mesurée par la performance - fitness - relative de chaque génotype).

Les AG fonctionnent avec une population (génération) regroupant un ensemble d'individus (solution) appelés chromosomes codés sous forme d'une chaîne de caractères. Chaque chromosome est muni d'une mesure d'adaptation calculée par une fonction appelée fonction d'adaptation ou fitness. Les meilleurs individus de la population doivent se reproduire en appliquant des opérateurs de croisement et de mutation pour engendrer de nouveaux individus (enfants) de plus en plus adaptés et de transmettre une partie de leur héritage génétique à la prochaine génération. La figure 3.12 montre l'organigramme des AG.



**Figure 3.12 :** Principe général des Algorithmes Génétiques

Les AG sont très utiles dans les problèmes d'optimisation complexes. Ils ont été appliqués avec succès pour résoudre des problèmes d'optimisation que d'autres méthodes ne peuvent pas gérer en raison d'un manque de continuité, de dérivées, de linéarité ou d'autres fonctionnalités [117]. Contrairement à du machine learning classique, que les AG n'ont pas besoin d'exemples de départ pour apprendre, aucune base n'est nécessaire à l'apprentissage. Ils peuvent fournir des meilleures solutions en un temps raisonnable, et ils sont plus faciles à trouver l'optimum global. Les AG sont répandus dans divers domaines, notamment en Bioinformatique pour résoudre des problèmes d'optimisation et de recherche. Smigrodzki et al. [118] ont conçu un AG pour détecter des modèles biologiquement importants de mutations mitochondriales chez



les patients atteints de la maladie de Parkinson. Le système proposé était capable de diagnostiquer la maladie de Parkinson avec une précision de 100 % sur la base de modèles de mutation dans l'ADN mitochondrial. Vafaie et al. [119] avaient classé les signaux ECG de BD de cardiologie par l'algorithme hybride AG-fuzzy. Les AG ont été appliqués à des problèmes de prédiction médicale rencontrés chez des sujets pathologiques. Ghosh et Bhattachrya [120] ont appliqué l'AG séquentiel avec des automates cellulaires pour modéliser les données de la maladie à coronavirus 19 (COVID-19).

### 3.8.1 Présentation des Algorithmes Génétiques

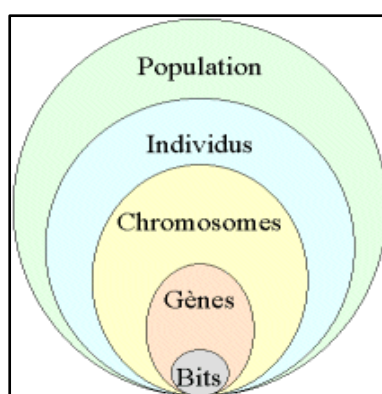
La terminologie employée est empruntée à la génétique est la suivante (Tableau.3.1).

**Tableau 3.1 :** Analogie de la terminologie génétique avec la nature

Algorithmes Génétiques	Nature
Individu	Génome
Chaîne, séquence	Chromosome
Traits, caractéristiques	Gènes
Valeur de la caractéristique	Allèle
Position dans la chaîne	Locus
Structure	Génotype
Ensemble de paramètres Une structure décodée	Phénotype

### 3.8.2 Codage

La première étape dans le fonctionnement de l'AG est le codage de l'ensemble des paramètres à optimiser en une chaîne de caractères de longueur finie. La qualité du codage des données conditionne le succès de l'AG. Plusieurs types du codage sont utilisés : Codage binaire, entier, réel et Codage Gray.



**Figure 3.13 :** Cinq niveaux d'organisation d'un AG

#### 3.8.2.1 Codage binaire

Dans un codage binaire, le chromosome représente simplement une suite de 0 et de 1. Un des avantages de ce codage est que l'on peut ainsi facilement coder toutes sortes d'objets : des entiers, des réels, des valeurs booléennes et des chaînes de caractères.

### 3.8.2.2 Codage en réel de paramètres

Ce codage permet de représenter le chromosome par un vecteur :  $X = \langle x_1, x_2, \dots, x_n \rangle$  où chaque  $x_i$  est un nombre entier ou réel. Le codage réel permet d'augmenter l'efficacité de l'algorithme génétique et d'éviter des opérations de décodage qui se répètent plusieurs fois à chaque génération.

### 3.8.2.3 Codage de Gray

Dans le codage binaire, deux éléments voisins en terme de distance de Hamming ne codent pas nécessairement deux éléments proches dans l'espace de recherche. Ce problème peut être évité en utilisant un codage de Gray. Ce dernier est un codage qui a comme propriété qu'entre un élément  $n$  et un élément  $n + 1$ , donc adjacent dans l'espace de recherche, un seul bit diffère. Le passage entre deux configurations réelles voisines ne nécessite que de modifier un seul bit dans le chromosome.

### 3.8.3 Génération de population initiale

La population initiale, qui représente la solution initiale, joue un rôle important dans la performance de l'AG. À l'initialisation de l'algorithme, il faut lui fournir une population à faire évoluer qui se compose d'un nombre déterminé d'individus. Dans le cas où l'on ne connaît rien du problème à résoudre, il est essentiel que la population initiale soit répartie sur tout le domaine de recherche. Cependant, on peut parfois partir de quelques solutions trouvées à l'aide de certaines heuristiques.

### 3.8.4 Fonction d'évaluation

La fonction d'évaluation est souvent simplement la fonction de fitness qui doit être optimisée. En général, il peut s'agir de n'importe quelle fonction qui détermine la valeur relative de performance d'un individu [116]. La fonction de fitness joue un rôle important dans la sélection de l'individu le plus apte à chaque itération d'un algorithme. L'augmentation du nombre d'itérations peut augmenter le coût de calcul. Le choix de la fonction de fitness dépend du coût de calcul ainsi que de leur adéquation [120]. Elle est souvent simple à formuler lorsqu'il existe peu de paramètres. Au contraire, lorsqu'il y a beaucoup de paramètres ou lorsqu'ils sont corrélés, elle est plus difficile à définir. La mise au point d'une bonne fonction d'adaptation doit respecter plusieurs critères qui se rapportent à sa complexité et à la satisfaction des contraintes du problème.

Dans notre modèle SVM-AG, le chromosome (solution) ayant une longueur de  $l$ , est une suite de trois gènes dont chacun représente un des paramètres recherchés. Dans ce cas,  $C$  et  $\sigma$  sont deux paramètres du modèle SVM et  $f$  représente le sous-ensemble de variables.  $C$  et  $\sigma$  ont une influence majeure sur l'efficacité et les performances du classifieur SVM [121].

Après avoir généré aléatoirement la population initiale où chaque chromosome est codé sous forme d'une chaîne de bits pouvant prendre les valeurs 0 ou 1, la fonction de fitness est représentée par le taux de classification SVM, en d'autres termes, le pourcentage de points correctement prédits par l'algorithme SVM. Nous avons utilisé cette fonction de fitness pour sélectionner le modèle SVM le plus efficace, à partir des opérateurs génétiques (croisement, mutation, sélection et remplacement), qui attribue de nouveaux exemples dans une classe ou l'autre.

Dans ce qui suit, nous présentons l'algorithme en pseudo-code de calcul de la fonction de fitness pour évaluer le modèle SVM :

---



---

### Pseudo-code de calcul de la fonction de fitness

---



---

**Entrée :** CH, X, Y, K

CH : Chromosome représente une suite de 0 et de 1 de longueur D

X : Ensemble des données de taille MxN

Y : Groupe d'étiquettes de classes associées aux données d'apprentissage

**Sortie :** TC

TC : Taux de Classification

Diviser d'une façon aléatoire X en K blocs de taille égale

$X = \{X_1; X_2, \dots, X_i, \dots, X_K\}$  /\*  $X_i$  :  $i^{\text{ème}}$  sous-ensemble des données \*/

$Y = \{y_1; y_2, \dots, y_i, \dots, y_K\}$  /\*  $y_i$  :  $i^{\text{ème}}$  groupe d'étiquettes des observations de  $X_i$  de longueur  $P = \frac{M}{K}$  \*/

$L = \frac{D-N}{2}$  /\* L : Longueur du génotype du paramètre C

N : Nombre de variables d'ensemble des données \*/

$C_{bin} \leftarrow CH(1 : L)$  /\* Représentation binaire du paramètre C \*/

$\sigma_{bin} \leftarrow CH(L+1 : 2L)$  /\* Représentation binaire du paramètre  $\sigma$  \*/

$f_s \leftarrow CH(2L+1 : D)$  /\* Les bits représentant les variables d'ensemble des données \*/

Convertir les paramètres  $C_{bin}$  et  $\sigma_{bin}$  en valeurs réelles :  $C_{réel}$  et  $\sigma_{réel}$

**Pour**  $i=1$  à K **Faire**

Utiliser  $X_i$  pour la phase du test et  $X_{app}$  pour la phase d'apprentissage

$X_{app}$  : Reste de X

$y_{pr} \leftarrow 0$

Modèle = apprentissage SVM ( $X_{app}(:, f_s == 1)$ ,  $\sigma_{réel}$ ,  $C_{réel}$ )

Prédire  $y_{pr}$  de  $X_i(:, f_s == 1)$  /\*  $y_{pr}$  : Groupe d'étiquettes des observations de  $X_i$

obtenues par Modèle \*/

$score_X \leftarrow 0$

**Pour**  $j=1$  à P **Faire**

**Si**  $y_{pr}(j) == y_i(j)$

Alors  $score_X \leftarrow score_X + j$

**Fin Si**

**Fin Pour**

$T(i) \leftarrow \frac{score_X}{P}$

**Fin Pour**

$TC = \frac{\sum_{i=1}^K T(i)}{K} \times 100$

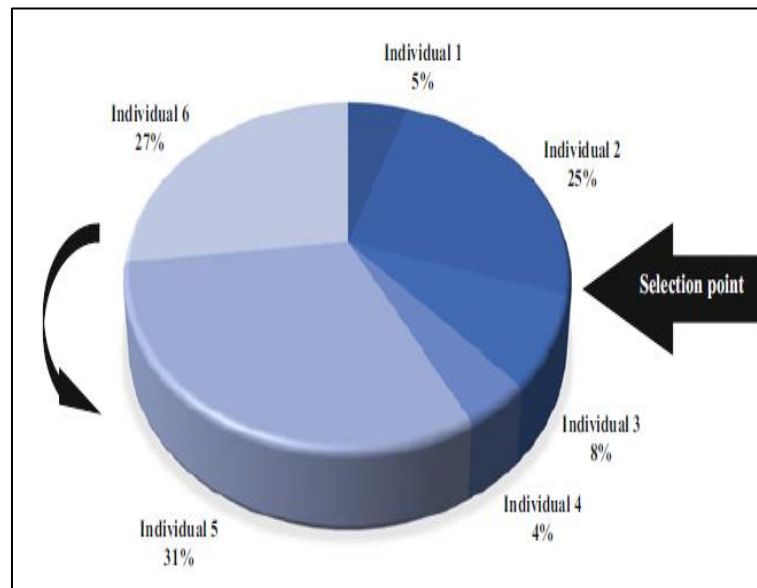
---

### 3.8.5 Sélection

La sélection naturelle est la principale source d'inspiration de l'AG. Dans la nature, les individus les plus aptes ont plus de chances de se nourrir et de s'accoupler. Cela fait que leurs gènes contribuent d'avantage à la production de la prochaine génération de la même espèce. L'opérateur de sélection est conservé pour la sélection d'individus aptes pour les opérateurs de reproduction. De cette manière, les dérivées de la fonction objectif ne sont pas nécessaires, ce qui fait de AG un choix favorable pour les problèmes d'optimisation non linéaire [122]. Il existe plusieurs méthodes de sélection, citons quelques-unes.

#### 3.8.5.1 Sélection par la roulette de casino

C'est une méthode stochastique qui exploite la métaphore d'une roulette de casino. Chaque chromosome occupe une partie de roulette dont l'angle est proportionnel à son indice de qualité. La roue étant lancée, l'individu sélectionné est celui sur lequel la roue s'est arrêtée. Avec cette méthode, les meilleurs individus (les grands segments) ont la chance d'être sélectionnés (Figure 3.14).



**Figure 3.14** : Mécanisme de la roulette en AG. Le meilleur individu 5 a la plus grande part de la roulette, tandis que le pire individu 4 a la part la plus faible [123]

#### 3.8.5.2 Sélection par tournoi

La sélection par tournoi fait intervenir le concept de comparaison entre les individus. Un tournoi consiste en une rencontre entre plusieurs individus pris au hasard dans la population. Le gagnant du tournoi est le meilleur individu (Figure 3.15).

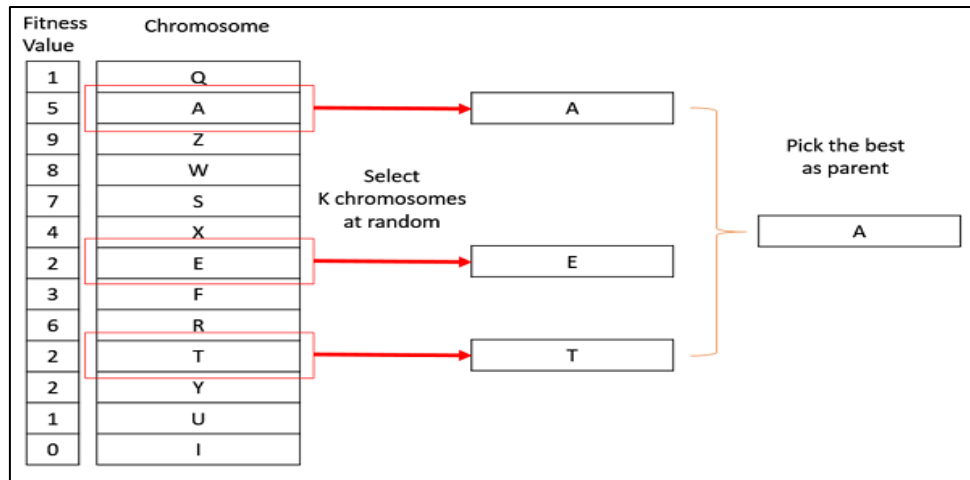


Figure 3.15 : Exemple de la sélection par tournoi [124]

### 3.8.5.3 N/2 –élitisme

Les individus sont triés selon leur fonction de fitness, seul la moitié supérieure de la population correspondant aux meilleurs composants est sélectionnée. Cette méthode conduit à une convergence prématurée de l'algorithme.

### 3.8.6 Reproduction

Au cours de la phase de reproduction de l'AG, les individus sont sélectionnés dans la population selon la méthode choisie et sont recombinaisonnés en produisant des enfants de la génération suivante. Cette étape utilise les mécanismes de reproduction : croisement et mutation.

### 3.8.7 Croisement

Le croisement permet la production de gènes qui héritent partiellement des caractéristiques des parents. Les chromosomes des parents sont copiés et recombinaisonnés de façon à former deux descendants possédant des gènes précédemment conservés (Figure 3.16).

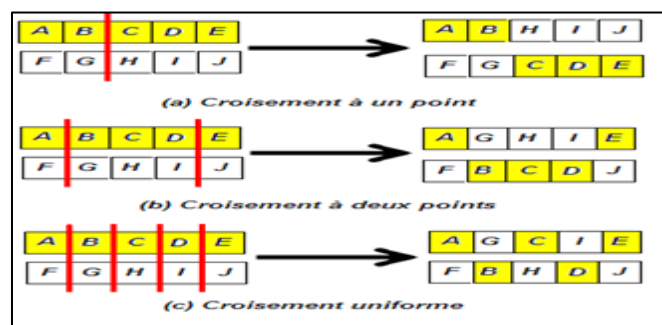


Figure 3.16 : Opérateur de croisement

#### 3.8.7.1 Croisement en un point

Nous choisissons un point de croisement au hasard pour chaque paire. Notons que le croisement s'effectue directement au niveau binaire, pas au niveau des gènes. Un chromosome peut donc être coupé au milieu d'un gène (Figure 3.16 a). Les chromosomes sont bien sûr généralement beaucoup plus longs.

### 3.8.7.2 Croisement en deux points

Deux points de croisement sont choisis au hasard (Figure 3.16 b) en échangeant les fragments situés entre ces deux points. Cet opérateur est généralement considéré comme plus efficace que le précédent.

### 3.8.7.3 Croisement uniforme

Cet opérateur exploite une chaîne binaire masque générée aléatoirement. Les gènes des individus initiaux sont échangés en fonction de cette chaîne aléatoire, lorsque le bit correspondant vaut 1. Dans le cas contraire, l'échange n'est pas effectué.

### 3.8.8 Mutation

Le dernier opérateur dans l'AG est l'opérateur de mutation. L'effet de la mutation est d'empêcher la population de la stagnation à un optimum local. L'opérateur de mutation consiste généralement à modifier aléatoirement une valeur de gène dans le chromosome et à le remplacer par une valeur avec une probabilité fixée (Figure 3.17). La performance optimale ne peut être obtenue que pour un très petit intervalle de probabilités de mutation [125].

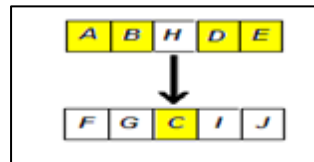


Figure 3.17 : Opérateur de mutation

#### 3.8.8.1 Mutation aléatoire

Dans le cas binaire, lorsqu'il y a mutation, les bits sont changés de 0 à 1 ou de 1 à 0. Cette modification est choisie aléatoirement dans un intervalle bien déterminé.

#### 3.8.8.2 Mutation uniforme

La mutation uniforme à codage réel est identique à celle du codage binaire, ce n'est plus un bit qui est inversé, mais une variable réelle qui est de nouveau choisie aléatoirement selon une certaine probabilité  $p_m$  dans une distribution uniforme sur intervalle bien déterminé.

#### 3.8.8.3 Mutation non uniforme

La mutation non uniforme revient à changer une variable d'un chromosome en un nombre tiré dans une distribution non uniforme. Elle est appliquée en fonction de la génération courante et le nombre maximum de générations. Cet opérateur de mutation permet d'obtenir de larges perturbations durant les premières générations, favorisant la recherche globale, puis des perturbations plus faibles lors des dernières générations, favorisant la recherche locale.

### 3.8.9 Remplacement

Le mécanisme de remplacement détermine quel individu devra éliminer, selon sa qualité, de la population à chaque génération et être remplacé par un nouvel individu. Il existe plusieurs méthodes de remplacement, parmi lesquelles nous citons : le remplacement stationnaire, l'élitisme et le remplacement aléatoire.

### 3.8.9.1 Remplacement stationnaire

Dans ce cas, un petit nombre de descendants (un ou deux) sont formés à chaque génération. Ceux-ci sont réintroduits dans la population en remplacement d'un nombre inférieur ou égal de parents.

### 3.8.9.2 Remplacement élitiste

Cette technique consiste à garder dans la génération suivante, au moins l'individu possédant les meilleures performances de la génération courante. Le même individu peut donc se retrouver dans les générations suivantes. Cela exploite les meilleures solutions au lieu d'explorer de l'espace de recherche.

### 3.8.9.3 Remplacement aléatoire

Le remplacement aléatoire sélectionne d'une façon aléatoire les individus à garder sans pour autant éliminer les meilleurs individus.

Dans ce travail, nous avons choisi la méthode de sélection par tournoi. Cet opérateur est utilisé pour sélectionner les  $N/2$  meilleurs individus de la population initiale ( $N$  la taille de la population) selon leur fitness afin de produire la population intermédiaire. Les individus qui gagnent plusieurs tournois ont le droit d'être copiés plusieurs fois dans la génération intermédiaire. Une fois la population intermédiaire remplie de  $N/2$  individus, le croisement est effectué de manière aléatoire entre paires de cette population de façon à former deux descendants possédant des caractéristiques issues des deux parents afin de remplir la population intermédiaire de  $N/2$  individus restants. Dans notre cas, nous avons choisi de croiser les couples de chromosomes par la technique du croisement en deux points. Les points de croisement sont choisis par des tirages au hasard.

Pour effectuer l'étape de mutation, nous avons opté pour la méthode de mutation uniforme qui consiste à changer la valeur d'un bit, choisi au hasard, de 0 à 1 ou de 1 à 0. Dans ce type de mutation, tous les points ont la même probabilité d'être muté. Elle est appliquée sur les individus les moins performants.

## 3.8.10 Paramètres d'un AG

Comme dans l'évolution, plusieurs processus d'un AG sont aléatoires, mais cet algorithme d'optimisation permet de définir le niveau de randomisation et le niveau de contrôle [Goldberg, 1989] [117]. Les AG doivent être réglés avec des paramètres prédéfinis qui conduisent à la convergence des algorithmes, dont les plus importants nous pouvons citer :

### 3.8.10.1 Taille de la population

Les conditions de convergence changent avec la taille de la population, l'utilisation d'une population de petite taille aboutit probablement vers un optimum local indésirable. Une population trop grande nécessite un temps d'exécution coûteux. Il n'est souvent pas nécessaire d'utiliser des populations démesurées, la taille de la population doit être choisie pour obtenir un bon compromis entre le temps de calcul et la qualité du résultat.

### 3.8.10.2 Taux de croisement

Le taux de croisement est la proportion des chromosomes qui sont croisés parmi ceux qui remplaceront les anciennes. Si ce taux appliqué tout au long de l'algorithme est trop élevé peut

mener une convergence prématurée à cause du faible taux d'échange entre les individus. Par contre, si ce taux est trop bas, la population n'évolue pas assez vite.

### 3.8.10.3 Taux de mutation

Le taux de mutation indique quelle proportion moyenne de la population doit subir une mutation. Si ce taux est trop bas, la recherche risque de stagner à cause du faible taux d'exploitation. Si cette portion est trop grande alors la recherche devient purement aléatoire, la population est diversifiée et l'AG perd de son efficacité. Le taux de mutation est généralement compris entre 0.01 et 0.001. Nous pouvons aussi prendre :  $p_m = 1/l_g$  où  $l_g$  est la longueur de la chaîne de bits codant notre chromosome.

### 3.8.10.4 Nombre de générations

Les AG utilisent un nombre fixe de générations ou itérations avant que le meilleur individu apparaisse. De préférence de trouver des solutions en un nombre réduit de générations. Le nombre maximum de générations peut varier beaucoup, de 50 jusqu' à 500 typiquement.

Dans l'application qui nous intéresse, à savoir l'estimation du seuil auditif d'un sujet, nous avons effectué une série d'expériences afin de trouver les meilleures valeurs des différents paramètres de l'AG. Ces paramètres doivent être mieux ajustés pour atteindre les meilleurs taux de classification et le nombre d'itérations doit être minimal afin d'accélérer la convergence de l'AG.

## 3.9 Conclusion

Les SVM sont des classifieurs binaires supervisés destinés à résoudre des problèmes de discrimination et de régression. Bien qu'ils réduisent considérablement le nombre de paramètres de réglages par rapport à certaines techniques traditionnelles, les SVM restent fortement dépendants de l'ajustement de certaines variables. Ces dernières sont appelées hyperparamètres. Les AG est une classe d'algorithmes de recherche heuristique basés sur les mécanismes de la sélection naturelle et de la génétique. Leur but est d'obtenir une solution approchée à un problème d'optimisation, lorsqu'il n'existe pas de méthode exacte pour le résoudre en un temps raisonnable. Les AG sont généralement caractérisés par de nombreux paramètres spécifiques qui peuvent affecter de manière significative leurs performances.

Nous avons présenté dans ce chapitre les hyperparamètres SVM : la constante de régularisation "C" et les paramètres propres au noyau ainsi les opérateurs génétiques parmi lesquels nous avons choisi les opérateurs les plus adaptés à notre problème. Nous avons également présenté les paramètres des AG tels que la taille de la population, la probabilité de croisement et la probabilité de mutation. Les valeurs des hyperparamètres SVM et les paramètres des AG doivent être bien choisies pour obtenir un bon compromis entre le temps de calcul et la qualité du résultat.

Dans le chapitre suivant nous allons présenter les démarches méthodologiques pour le développement de notre algorithme hybride SVM-AG.



*Chapitre 4 : Méthodologie et  
Résultats d'estimation du seuil auditif  
par l'Approche SVM-AG*

## 4.1 Introduction

Le problème que nous avons à traiter consiste à concevoir un algorithme hybride basé sur les SVM et les AG capable de classer les deux groupes, les sujets NE et ME. Dans ce chapitre, nous allons appliquer la méthode de DFA pour estimer les DF à partir des signaux PEA enregistrés des sujets NE et ME, dans le but de détecter leurs seuils auditifs. La Méthode de Validation Croisée 5-fold sera utilisée pour évaluer l'efficacité du modèle SVM et l'approche enveloppante sera utilisée pour sélectionner le sous-ensemble de caractéristiques de plus petite taille. Le rôle des AG, à partir des opérateurs génétiques (sélection, croisement, mutation et remplacement), est de trouver les valeurs des paramètres du modèle SVM ( $C$  et  $\sigma$ ) et le petit nombre de variables qui maximisent la valeur de la fonction de fitness. Le taux de la classification SVM sera utilisé comme une fonction de fitness. Par la suite, nous comparons les résultats obtenus avec ceux de l'algorithme SVM standard et SVM avec la méthode de recherche par grille suivi par des discussions et des conclusions.

## 4.2 SVM-AG basé sur l'optimisation des paramètres et la sélection de variables

La figure 4.1 montre l'organigramme de notre approche SVM-AG basée sur l'optimisation des paramètres et la sélection des variables.

### 4.2.1 Représentation de chromosome

Nous avons opté pour le codage binaire pour présenter le chromosome. Nous avons fixé deux intervalles de recherches, un pour chaque paramètre. La structure du chromosome est illustrée dans la figure 4.2.

Pour calculer la fonction fitness de chaque individu, il faut passer du génotype au phénotype et du phénotype au génotype. Un génotype représente l'ensemble des valeurs des gènes d'un chromosome, formée de 0 et de 1. Un phénotype est la représentation de la solution réelle du problème qui traduit les données contenues dans le génotype.

- Conversion du phénotype au génotype : consiste à transformer les valeurs réelles des hyper-paramètres du modèle SVM avec noyau RBF en parties du génotype.

Génotype du paramètre  $C$  : composé par 20 bits, il code les valeurs allant de  $10^{-1}$  à  $10^2$ .

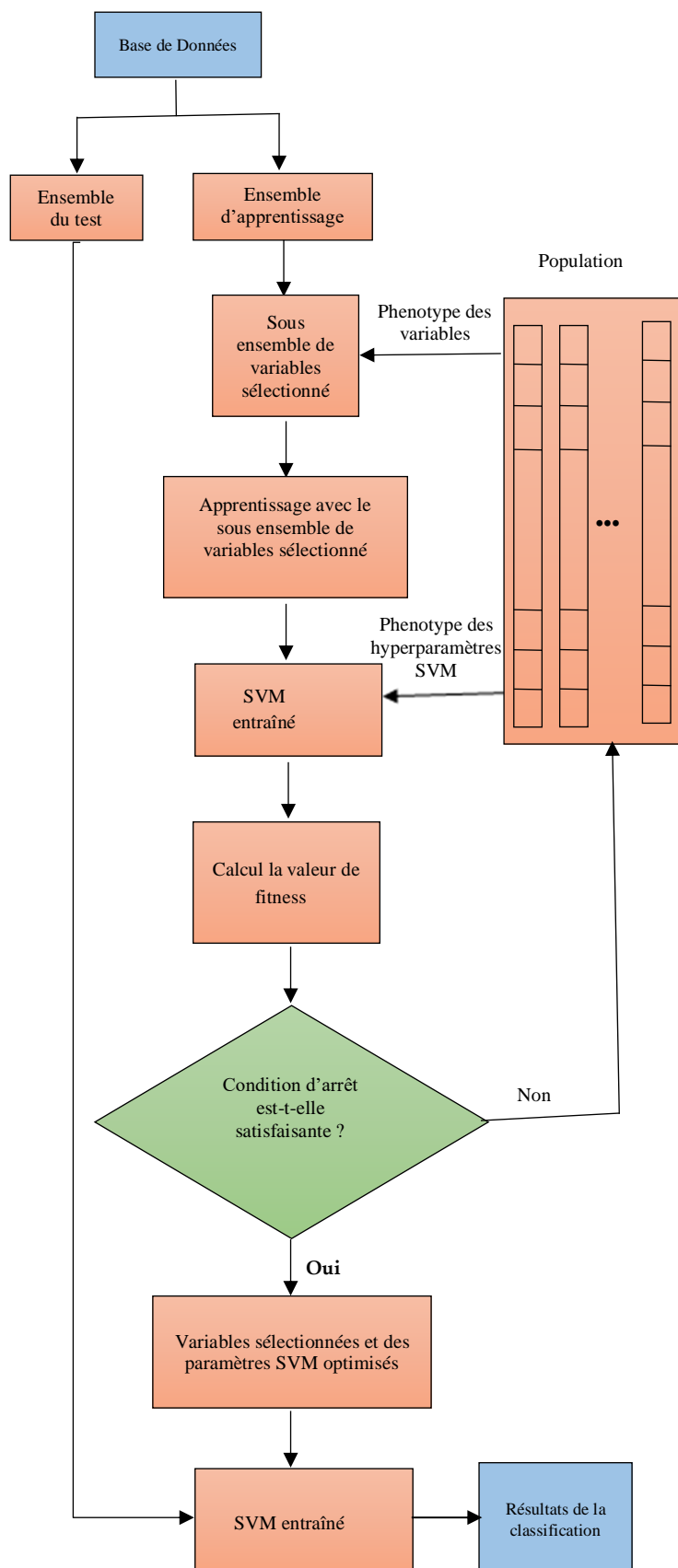
Génotype du paramètre  $\sigma$  : composé par 20 bits, il code des valeurs allant  $10^{-4}$  à 10.

Génotype des variables d'entrée : composé par 19 bits. 19 représente la longueur de vecteur contenant les DF. Ce génotype est utilisé comme masque car, il permettra de prendre en compte tous les bits de valeurs 1 représentant les variables utilisées dans la phase d'apprentissage et d'ignorer toutes les variables masquées par les bits 0. (Ex : 01001....1, les 2<sup>ème</sup>, 5<sup>ème</sup> et dernière variables seulement sont considérées).

- Conversion du génotype au phénotype : est la fonction réciproque de conversion du phénotype au génotype. Cette opération est exécutée à chaque itération pour évaluer l'individu.

Phénotype du paramètre  $C$  : la valeur réelle du paramètre  $C$ .

Phénotype du paramètre  $\sigma$  : la valeur réelle du paramètre  $\sigma$ .



**Figure 4.1** : Organigramme d'approche SVM-AG proposée

C			σ			f		
C <sub>1</sub>	... C <sub>i</sub> ...	C <sub>nc</sub>	σ <sub>1</sub>	... σ <sub>j</sub> ...	σ <sub>nσ</sub>	f <sub>1</sub>	... f <sub>k</sub> ...	f <sub>nf</sub>

**Figure 4.2** : Représentation du chromosome pour l'apprentissage SVM-AG

nc, nσ et nf sont les nombres de bits présentant le paramètre C, le paramètre σ et le nombre de variables sélectionnées f respectivement. f<sub>k</sub>=1 si la variable k est sélectionnée; f<sub>k</sub>=0 autrement. n<sub>f</sub> varie selon les dimensions de la BD.

Les paramètres SVM, C et σ sont réels, nous devons les encoder avec des chaînes binaires; on fixe deux intervalles de recherche, un pour chaque paramètre :

$$c_{\min} \leq c \leq c_{\max}$$

$$\sigma_{\min} \leq \sigma \leq \sigma_{\max}$$

Où, la représentation de codage 20 bits de C, est donnée par : c<sub>b1</sub>, ..., c<sub>b20</sub>

$$c_b = \sum_{n=1}^{20} c_{bn} 2^{n-1}$$

Et σ est donné par : σ<sub>b1</sub>, ..., σ<sub>b20</sub>

$$\sigma_b = \sum_{n=1}^{20} \sigma_{bn} 2^{n-1}$$

Les formules de codage des paramètres SVM sont alors :

$$C_b = g_{\max} \frac{c - c_{\min}}{c_{\max} - c_{\min}} \quad (4.1)$$

$$\sigma_b = g_{\max} \frac{\sigma - \sigma_{\min}}{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}} \quad (4.2)$$

Avec, g<sub>max</sub> = 2<sup>20</sup> - 1

Les formules de décodage des paramètres SVM sont :

$$c_i = c_{\min} + (c_{\max} - c_{\min}) \frac{C_b}{g_{\max}} \quad (4.3)$$

$$\sigma_i = \sigma_{\min} + (\sigma_{\max} - \sigma_{\min}) \frac{\sigma_b}{g_{\max}} \quad (4.4)$$

Dans notre expérience, nous fixons respectivement la plage de recherche des paramètres C à [0,1,100] et σ à [0,0001, 10].

#### 4.2.2 Fonction de fitness

Nous avons développé la fonction de fitness pour évaluer les performances de chaque chromosome représentant les paramètres SVM et les variables sélectionnées après conversion le chromosome présenté par une chaîne binaire en nombres réels. Dans notre algorithme hybride

SVM-AG basé sur l'optimisation des paramètres du modèle SVM et la sélection de sous-ensemble de variables, l'AG est appliqué pour optimiser les paramètres de SVM et de recherche d'un sous-ensemble de variables pertinentes qui maximisent la valeur de la fonction de fitness. La sélection du sous-ensemble de variables et l'optimisation des paramètres de SVM doivent être réalisés simultanément par l'AG pour obtenir la solution optimale. Le taux de la classification SVM de n échantillons est utilisé comme fonction objectif, qui est donnée par :

$$F = \frac{\sum_{t=1}^n y_t}{n} \quad (4.5)$$

- $y_t=1$  si la valeur prédite du modèle SVM et la valeur observée sont égales.
- sinon  $y_t=0$ .

Cette opération sera effectuée sur chaque chromosome de la population.

Nous posons  $n_c=20$  ;  $n_\sigma=20$  ; et  $n_f=19$  et, par conséquent, la taille du chromosome  $l=59$  dans toutes les expériences que nous avons réalisées dans cette étude.

### 4.2.3 Opérateurs génétiques

Pour obtenir la nouvelle population, les opérateurs génétiques : sélection, croisement, mutation et remplacement sont utilisés.

## 4.3 Base de données utilisée

Vingt participants, âgés entre 15 et 29 ans (15 hommes et 5 femmes), ont participé à l'expérience, répartis en deux groupes : le groupe NE est composé de dix participants dont l'âge varie de 21 à 28 ans ; et le groupe ME se compose de cinq femmes et de cinq hommes dont l'âge varie de 15 à 29 ans. Les sujets des deux groupes sont en bonne santé et ne prennent aucun médicament.

Tout d'abord, l'audiomètre à mémoire de diagnostic SM960-D a été utilisé pour effectuer le test de tonalité pure. Dans cette technique, la stimulation sonore par clics brefs à 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz et 4 kHz avec différentes intensités allant de 70 dB à 20 dB est délivrée au sujet à travers des écouteurs. Le test auditif tonal est utilisé pour mesurer le seuil d'audition des participants à l'expérience : le sujet ayant un seuil auditif moyen  $\mu \leq 20$  dB est classé comme sujet NE. Le sujet qui a obtenu  $\mu > 20$  dB est classé comme sujet ME.

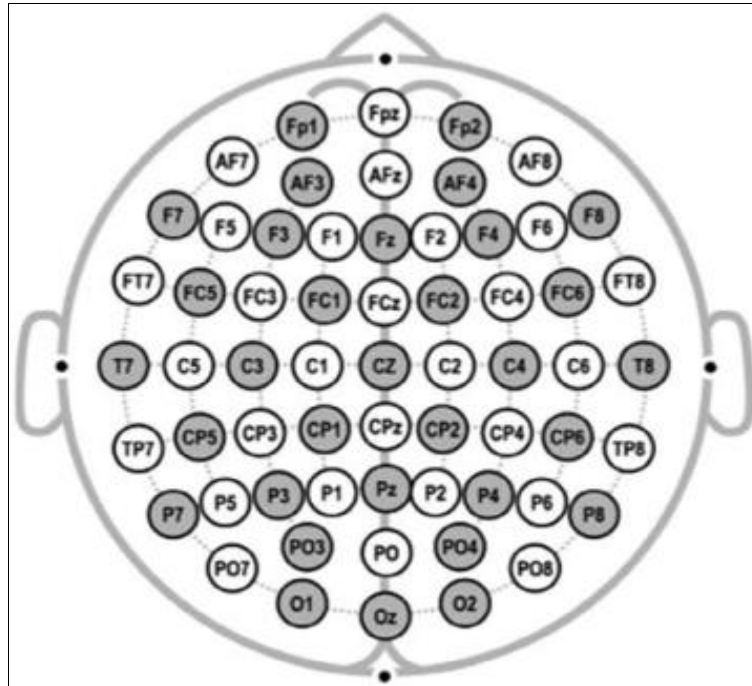
## 4.4 Estimation de la dimension fractale par la méthode DFA

Les participants ont été préparés pour enregistrer l'EEG à l'aide d'un casque avec 19 électrodes positionnées selon le Système International 10-20 (Standard Electrode Position Nomenclature, American Encephalographic Society) [2].

Les 19 électrodes sont placées frontal, temporal, central, pariétal et occipital sur les positions : FP1, FP2, F7, F3, FZ, F4, F8, T3, T5, C3, CZ, C4, T4, T6, P3, PZ, P4, O1 et O2.

La mastoïde droite et gauche a été utilisée comme électrodes de référence [2] (Figure 4.3).

Les signaux EEG ont été enregistrés à l'aide du système d'acquisition de biosignaux portable avec amplificateur EEG Mindset-24 (dix-neuf canaux bipolaires EEG ; filtres : 0,5-100 Hz ; acquisition de données : convertisseur A/N avec résolution de 12 bits et plage de fréquences d'échantillonnage : 128 Hz, 256 Hz, 512 Hz, répond à la norme the International Electrotechnical Commission (IEC) 60601-1 à des fins de recherche) [126].



**Figure 4.3 :** Placement des électrodes selon le Système International 10-20 [127]

Les participants ont été exposés à percevoir un son "clic" d'une intensité acoustique de 20 dB HL à quatre fréquences distinctes (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz) en utilisant les écouteurs dans l'oreille gauche des participants ayant une audition normale et anormale ; après cela, leurs signaux PEA correspondants ont été enregistrés, en 10 secondes, à une fréquence d'échantillonnage de 256 Hz. Ce processus est répété pour cinq essais et tous les participants bénéficient d'une minute de repos entre la période d'essai.

Une fois le test de l'oreille gauche terminé, les signaux PEA ont été enregistrés, puis la même procédure a été faite pour l'oreille droite à chaque fréquence.

Le montage expérimental pour la collecte de données de PEA est illustré à la figure 4.4.



**Figure 4.4 :** Montage expérimental pour la collecte de données de PEA [2]

## 4.5 Test statistique

Dans cette expérience, une approche statistique a été utilisée pour valider les données observées à l'aide du test d'Analyse de la Variance (ANOVA). L'Analyse de la Variance est une formule statistique utilisée pour comparer les variances entre la ou les moyennes de différents groupes. La statistique F produite par l'ANOVA est le rapport entre la variabilité inter et intra-groupes. Elle permet de déterminer s'il existe une différence significative entre les groupes. L'ANOVA a été effectuée sur l'ensemble de données enregistrées pour vérifier les effets significatifs de l'emplacement des électrodes chez les sujets, lorsque les sujets ont perçu les stimuli sonores. L'hypothèse suivante a été formulée :

- $H_0$ : les données observées qui n'ont pas de différence significative entre les emplacements des canaux d'électrodes ;
- $H_a$ : les données observées qui présentent une différence significative entre les emplacements des canaux d'électrodes.

Lors de l'exécution du test ANOVA, le niveau de valeur de signification  $\alpha$  a été choisi à 0,05. Si la p-value (représente le risque de rejeter  $H_0$ ) est supérieure au seuil  $\alpha$ , on ne rejete pas  $H_0$ . Si la p-value est inférieure au seuil  $\alpha$ , on rejete  $H_0$ .

La valeur F obtenue est plus grande et la p-value est faible. Ces deux valeurs conduisent à des preuves contre  $H_0$  et à l'appui de  $H_a$ . Comme la p-value est inférieure à  $\alpha$  (seuil de signification 0,05),  $H_0$  est rejeté. Par conséquent, les données PEA collectées présentent une différence significative entre les emplacements des canaux d'électrodes des sujets.

La BD de PEA de tous les sujets a été offerte par le Laboratoire de Recherche Acoustique, University Malaysia Perlis, Perlis.

Pour chaque participant, les DF ont été calculées à partir des PEA obtenues de 19 canaux par l'algorithme DFA [2].

Dans ce cas, les enregistrements de PEA de chaque Fréquence Auditive Testée (FAT) sont analysés par l'algorithme DFA. Nous avons calculé la DF de chaque série temporelle  $x(n)$  composée de  $n = 2560$  points (256 échantillons \*10 secondes). Les tailles de boîtes correspondantes dans DFA iraient du  $n=4$  jusqu'à 512, augmentant par incréments de la puissance de 2.

Pour évaluer les performances de l'AG pour l'optimisation des paramètres SVM et la sélection des variables les plus importantes, nous effectuons des expériences de classification du groupe ME et du groupe NE à l'aide de vecteurs de DF extraits des signaux PEA enregistrés de sujets.

Nous avons entraîné notre système sur les données d'apprentissage pour avoir un modèle et les données de test (évaluation) pour déterminer la performance du modèle. La BD est séparée avec les proportions suivantes : 70 % pour la phase d'apprentissage et 30 % pour la phase de test. Les résultats obtenus sont ensuite comparés avec les résultats de l'algorithme SVM standard et SVM avec la méthode de recherche par grille.

#### **4.6 Méthode de validation croisée "k-fold"**

Notre BD est composée de 100 enregistrements correspondant à des PEA normaux et malades obtenus à partir de cinq expériences pour chaque Fréquence Auditive Testée. L'ensemble de données d'apprentissage qui comprend 70 échantillons est divisé au hasard en 5 sous-ensembles différents de 14 échantillons. 4 sous-ensembles ont été utilisés pour construire le modèle et un sous-ensemble pour évaluer les qualités prédictives du modèle. Ce processus est répété 5 fois, avec un sous-ensemble différent réservé à l'évaluation.

#### **4.7 Réglage des paramètres des Algorithmes Génétiques**

L'élaboration d'un AG nécessite le réglage de certains paramètres dont dépend très fortement la bonne convergence de l'algorithme.

##### **4.7.1 Population initiale**

Dans cette étape, nous créons l'ensemble des solutions possibles qui sont initialisées de manière aléatoire.

##### **4.7.2 Sélection**

Dans cette expérience, nous avons adopté la méthode de sélection du tournoi pour décider si un chromosome peut survivre à la génération suivante. Les opérateurs génétiques donc d'explorer de nouvelles régions de l'espace de recherche, diminuant ainsi les risques de converger vers des minimas locaux. En outre, l'élitisme est appliqué c'est-à-dire que la meilleure solution de chaque génération est automatiquement introduite dans la suivante.

##### **4.7.3 Croisement**

Au cours de l'opération de croisement, un chromosome sélectionné est croisé à une ou plusieurs positions attribuées au hasard. Dans cette opération, un croisement de gènes en deux points (crossover two point) est appliqué dans l'algorithme SVM-AG.



#### 4.7.4 Mutation

Cet opérateur permet à l'AG de diversifier les espaces de solutions et d'y intensifier la recherche. Dans cette expérience, nous avons appliqué la méthode de mutation uniforme dans l'algorithme SVM-AG.

Les individus ayant une valeur de fitness élevée sont retenus.

#### 4.7.5 Remplacement

A chaque génération, tout chromosome dans l'offspring est ré-estimé cinq fois en utilisant la méthode de validation croisée à K blocs.

Dans l'étape du remplacement, nous avons généré la nouvelle population, en remplaçant les mauvais chromosomes dans la population actuelle avec la sous-population (groupe de l'offspring). Pour l'AG mis en œuvre, ses paramètres sont présentés dans le tableau 4.1.

**Tableau 4.1** : Paramètres du contrôle de l'apprentissage de SVM-AG

Paramètres	Valeurs
Taille de la population	30
Taux de croisement	0.8
Taux de mutation	0.01
Nombre maximum des générations	50

#### 4.8 Critère d'arrêt de l'Algorithme Génétique

Deux conditions essentielles et suffisantes pour la convergence de l'AG avec des augmentations infinies du nombre de répétitions:

- après un certain nombre de générations ;
- lorsque le meilleur individu n'a pas été amélioré depuis un certain nombre de générations.

Nous avons constaté que l'AG a toujours convergé en moins de 50 générations. Nous avons fixé donc le nombre d'itérations à 50.

La méthode de recherche par grille est sélectionnée pour déterminer les paramètres optimaux pour trois fonctions de noyau: fonction de noyau linéaire, polynômiale et RBF, dans laquelle les paramètres sont modifiés de pas fixes sur des plages de paramètres spécifiées, et la performance de chaque ensemble de paramètres est mesurée et comparée.

La plage des valeurs C,  $\sigma$  et d testées est la suivante :

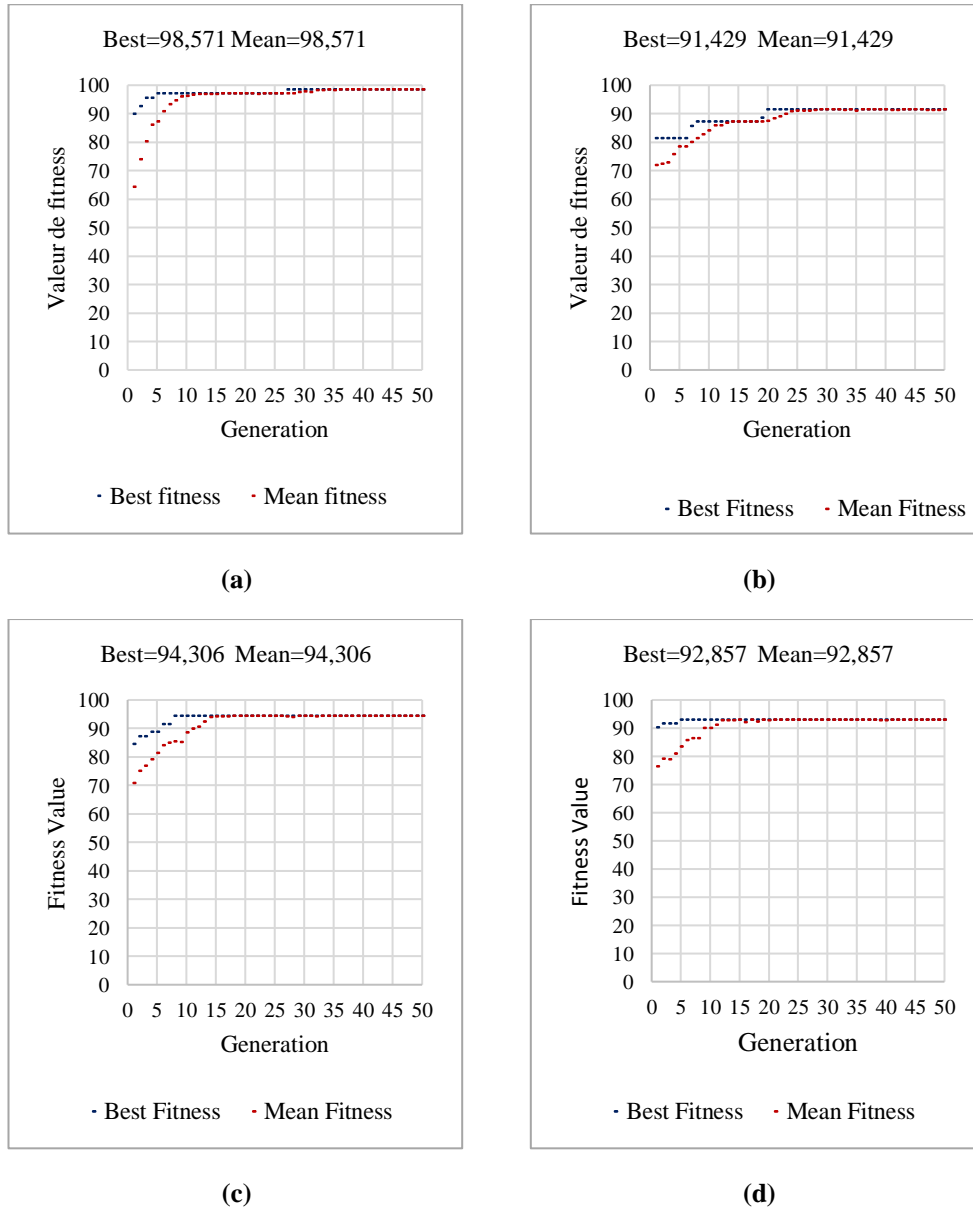
- pour les classificateurs SVM avec noyau linéaire et avec noyau RBF, la plage de C est de  $2^{-5}$  à  $2^{10}$ , augmentant par incréments de la puissance de 2 ;
- la largeur gaussienne  $\sigma$  pour le noyau RBF varie de  $2^{-10}$  à  $2^5$ , augmentant par incréments de la puissance de 2 ;
- l'ordre du noyau polynômial d varie de 1 à 16 par nombres entiers.

Le modèle avec les paramètres optimisés a le taux de classification le plus élevé.

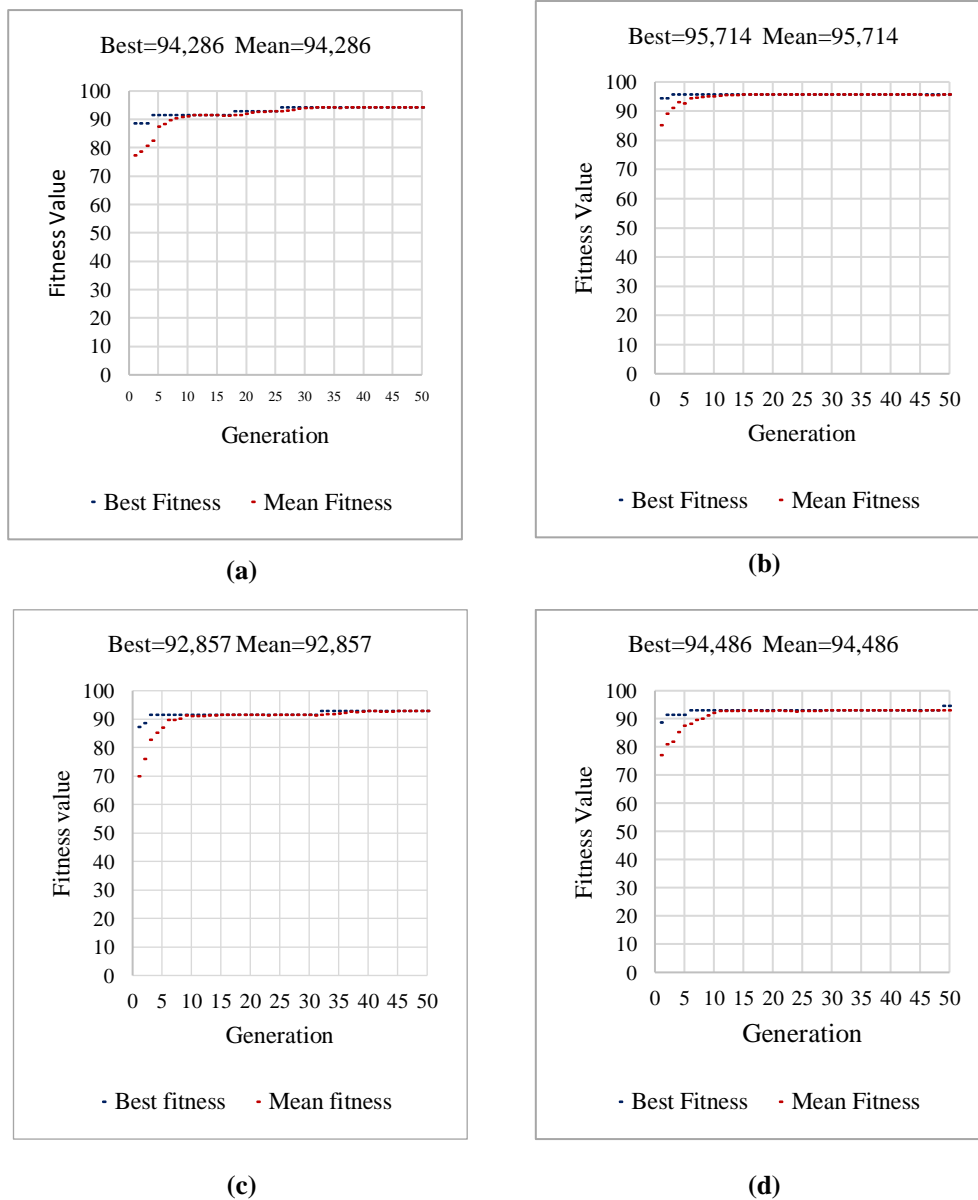
## 4.9 Résultats et Discussion

Les Figure 4.5 et 4.6 montrent les taux de classification de notre approche SVM-AG en utilisant la fréquence auditive de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz pour les oreilles droite et gauche, respectivement.

L'AG commence avec une petite valeur de fitness, puis augmente avec le nombre croissant de générations au fil du temps jusqu'à ce qu'il atteigne une valeur de fitness toujours supérieure à 90 %. La ligne rouge représente la valeur de fitness moyenne et la ligne bleue représente la meilleure valeur de fitness.

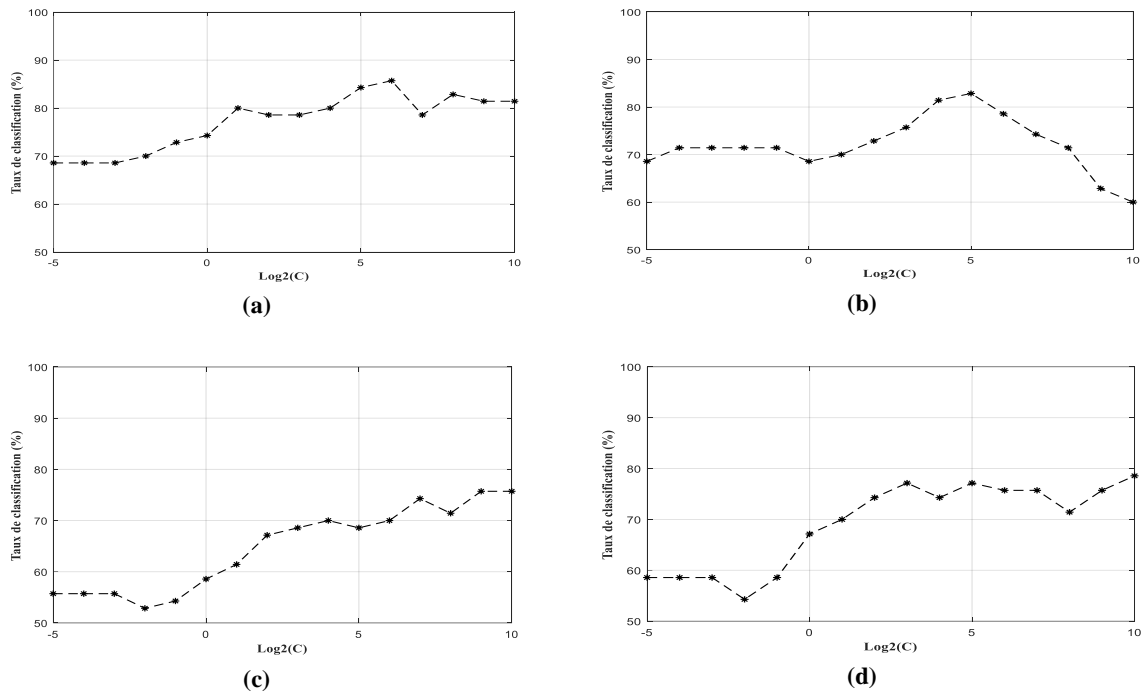


**Figure 4.5 :** Convergence de l'AG vers l'individu représentant l'optimum global au fil des générations: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite

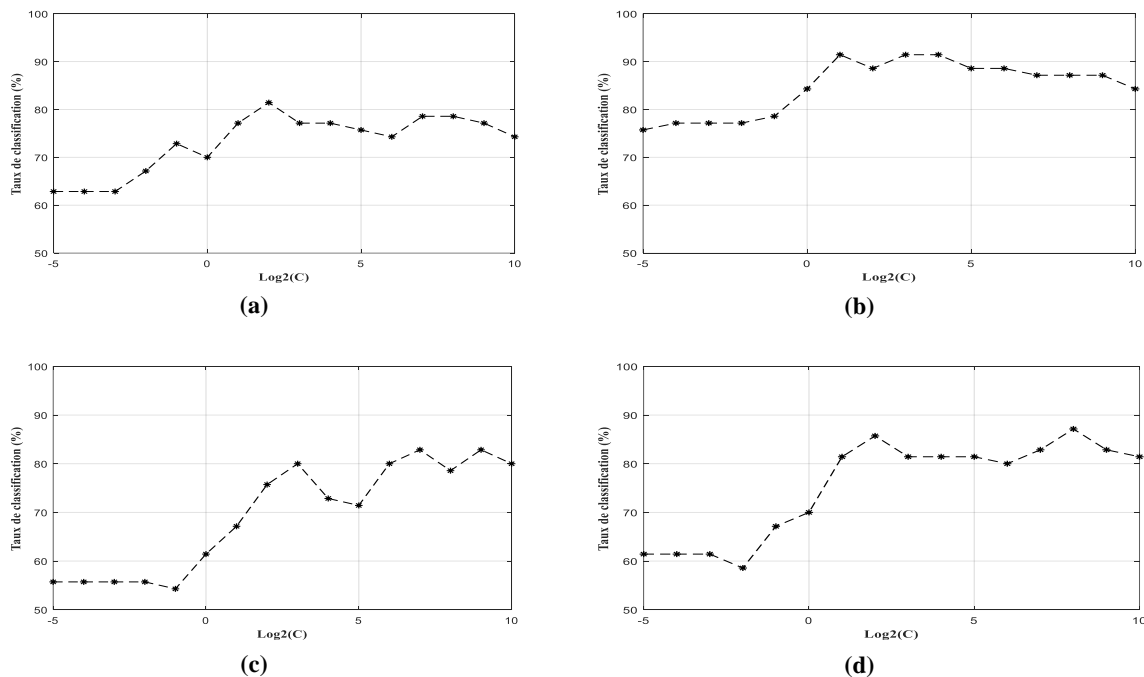


**Figure 4.6 :** Convergence de l'AG vers l'individu représentant l'optimum global au fil des générations : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche

Les figures 4.7 et 4.8 montrent les résultats d'optimisation des paramètres du classificateur SVM à noyau linéaire à différentes fréquences auditives perçues, respectivement, par l'oreille droite et gauche, en utilisant la méthode de recherche par grille. Les meilleurs taux de classification de 85.71 % à la fréquence auditive 500 Hz (C=64) et 91.43 % à la fréquence auditive 1000 Hz (C=2) sont obtenues respectivement par cette méthode de l'oreille droite et gauche.



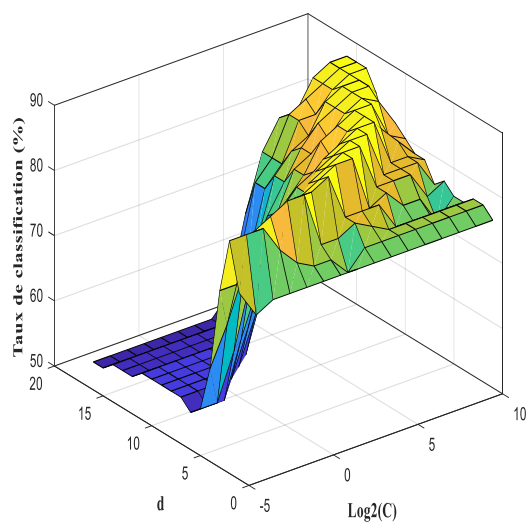
**Figure 4.7 :** Optimisation des paramètres SVM avec noyau linéaire par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite.



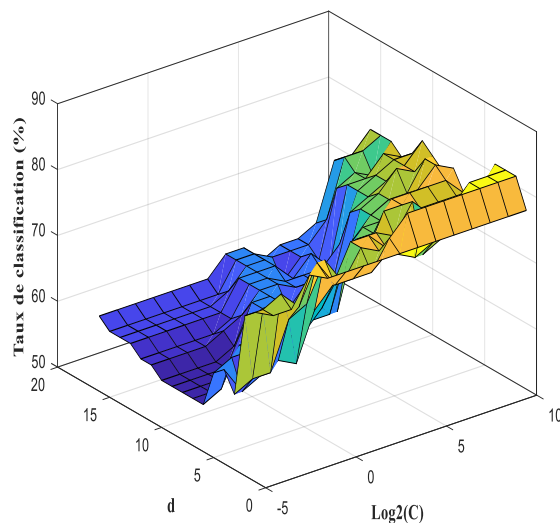
**Figure 4.8 :** Optimisation des paramètres SVM avec noyau linéaire par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche

Les figures 4.9 et 4.10 montrent les résultats d'optimisation des paramètres du classificateur SVM à noyau polynomial à différentes fréquences auditives perçues respectivement par l'oreille droite et gauche, en utilisant la méthode de recherche par grille. Les meilleurs taux de classification de 87.14 % à la fréquences auditives 500 Hz ( $C=0.5$ ,  $d=3$ ) et

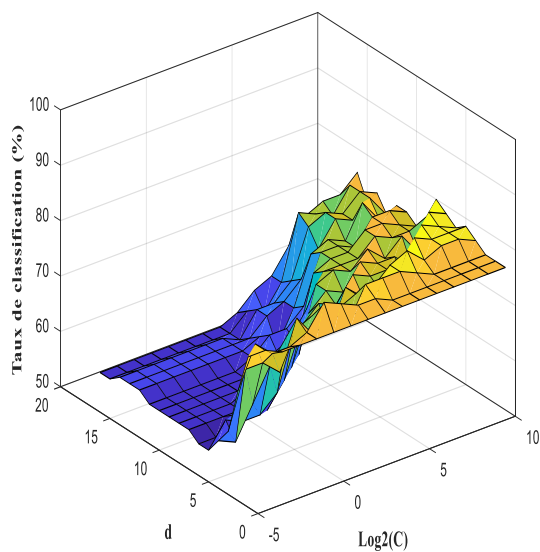
92.86 % à la fréquence auditive 1000 Hz ( $C=256$ ,  $d=13$ ) sont obtenues respectivement par cette méthode de l'oreille droite et gauche.



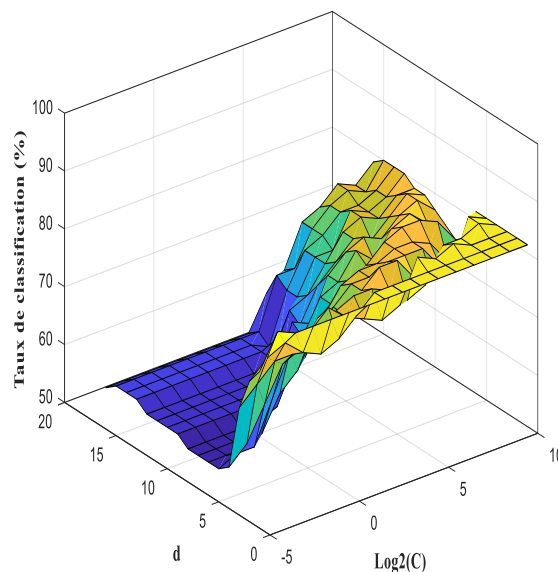
(a)



(b)

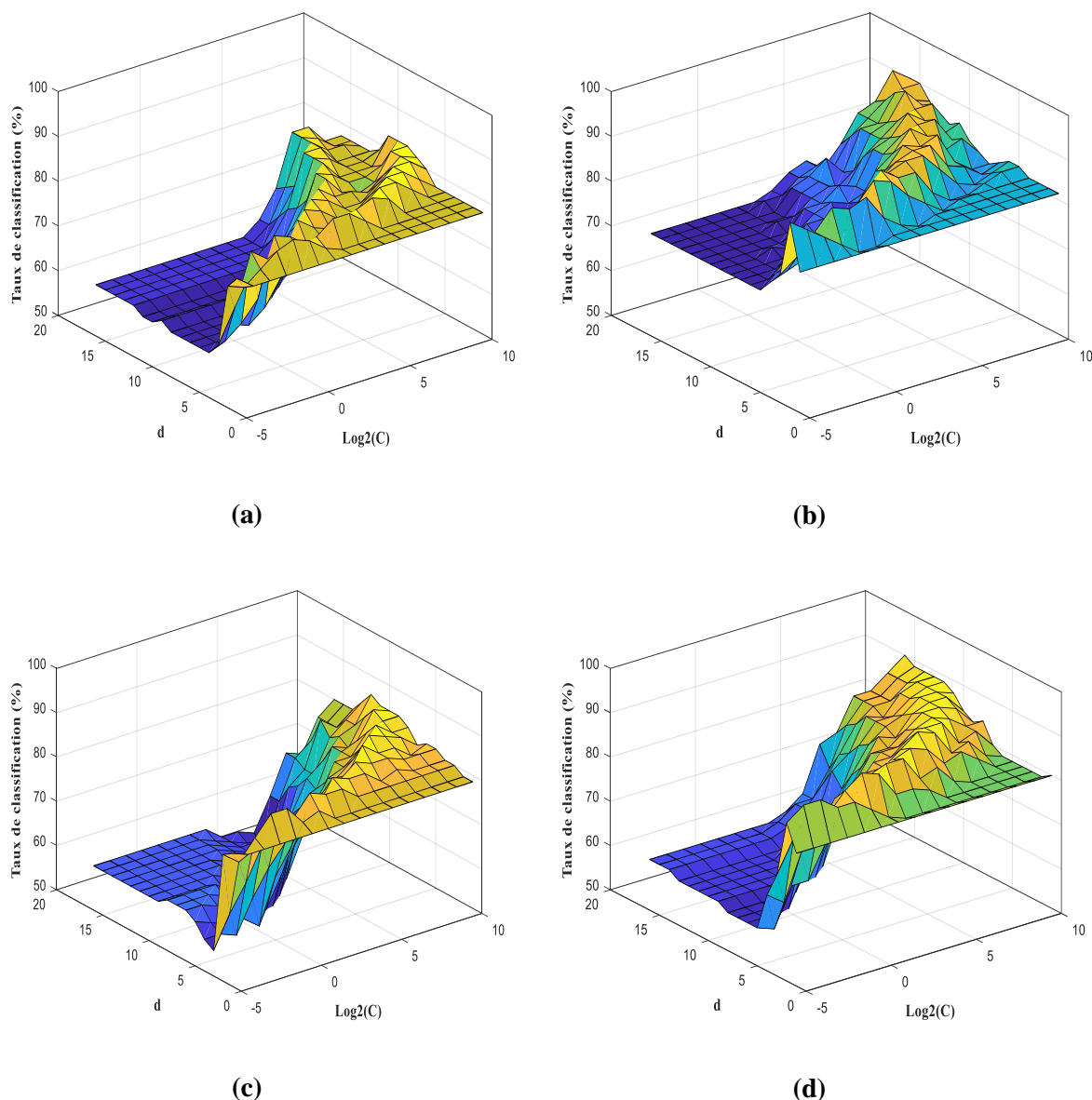


(c)



(d)

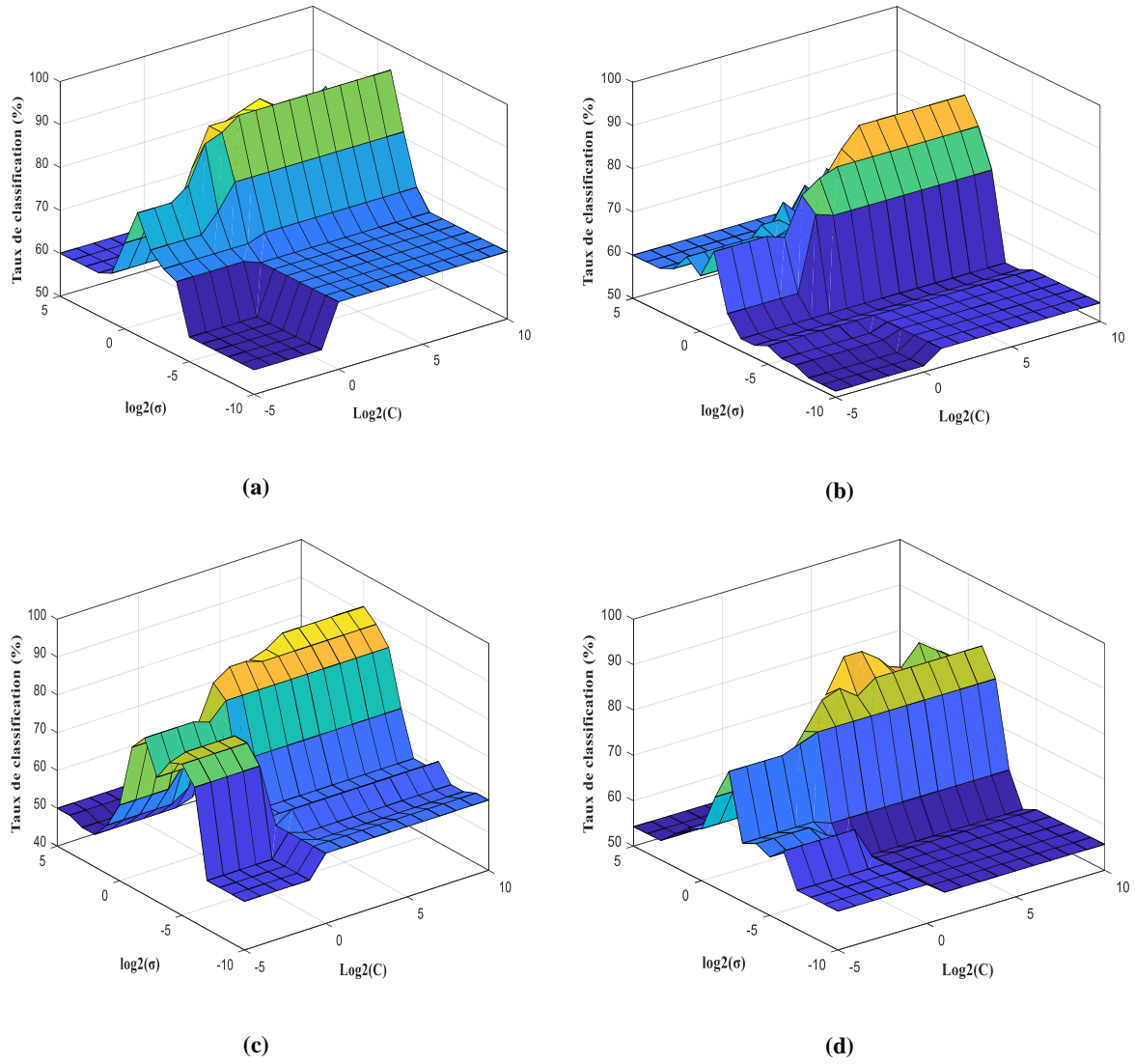
**Figure 4.9** : Optimisation des paramètres SVM avec noyau pôlynomial par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite



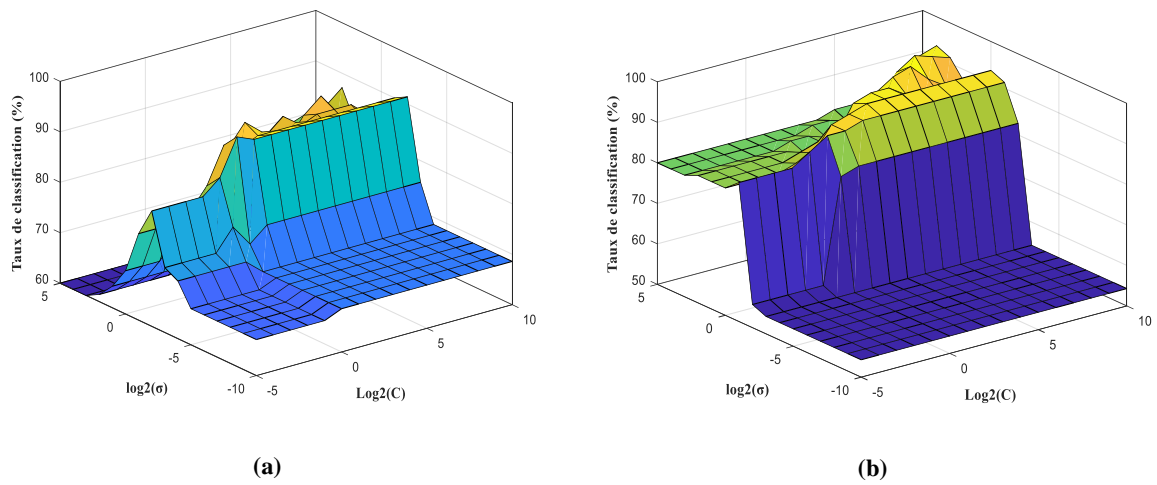
**Figure 4.10 :** Optimisation des paramètres SVM avec noyau polynomial par la méthode de la recherche par grille : (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche

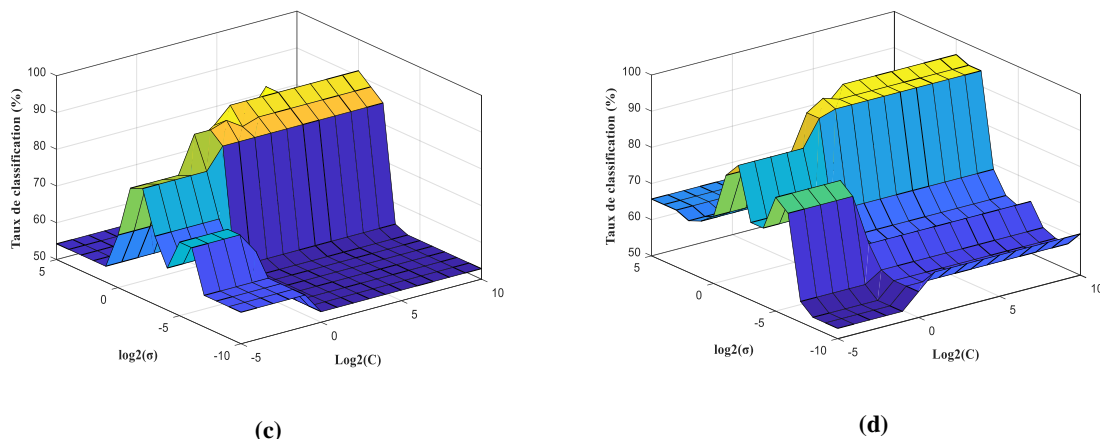
Les figures 4.11 et 4.12 montrent les résultats d'optimisation des paramètres du classificateur SVM à noyau RBF à différentes fréquences auditives perçues respectivement par l'oreille droite et gauche, en utilisant la méthode de recherche par grille. Les meilleurs taux de classification de 94.29 % à la fréquence auditive 500Hz ( $C=2$ ,  $\sigma=0.5$ ) et 95.31 % à la fréquence auditive 4000Hz ( $C=2$ ,  $\sigma=0.5$ ) sont obtenues respectivement par cette méthode de l'oreille droite et gauche.

Tandis que les meilleurs taux de classification de 98.571% à la fréquence auditive 500 Hz ( $C=13.541$ ,  $\sigma=0.37$ ) et 95,714 % à la fréquence auditive 1000 Hz ( $C=46.014$ ,  $\sigma=1.525$ ) % sont obtenues respectivement par notre approche des oreilles droite et gauche.



**Figure 4.11** : Optimisation des paramètres SVM avec noyau RBF par la méthode de la recherche par grille: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille droite





**Figure 4.12 :** Optimisation des paramètres SVM avec noyau RBF par la méthode de la recherche par grille: (a) FAT 500 Hz, (b) FAT 1000 Hz, (c) FAT 2000 Hz, (d) FAT 4000Hz perçue par l'oreille gauche

Les taux de classification de notre méthode proposée et les différents algorithmes de SVM sont donnés dans les tableaux 4.2 et 4.3. L'approche hybride proposée donne le TC maximale de 98.48 % et 97.31 % pour les oreilles droite et gauche, respectivement, tandis que le meilleur taux de classification obtenue par les autres algorithmes de SVM est respectivement de 96.40% et 93.49% pour les oreille droite et gauche.

**Tableau 4.2 :** TC de perception auditive de l'oreille droite par l'approche basée sur SVM-AG et les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble d'apprentissage

Fréquence (Hz)	TC de SVM avec noyau linéaire à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM avec noyau polynomial à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM avec noyau RBF à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM standard (%)	TC de l'approche SVM-AG (%)
500	84.16	85.27	96.40	78.24	98.48
1000	76.23	77.89	85.43	69.44	91.71
2000	78.54	80.99	90.09	62.14	94.26
4000	81.09	82.59	89.04	70.47	93.2

**Tableau 4.3 :** TC de perception auditive de l'oreille gauche par l'approche basée sur SVM-AG et les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble d'apprentissage

Fréquence (Hz)	TC de SVM avec noyau à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM avec noyau polynomial à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM avec noyau RBF à l'aide de la recherche par grille (%)	TC de SVM standard (%)	TC de l'approche SVM-AG (%)
500	82.30	83.74	91.06	74.46	95.46
1000	90.24	90.79	92.66	80.80	96.14
2000	83.06	85.74	93.30	66.96	97.31
4000	84.59	85.94	93.49	73.70	95.43



Les taux de classification de notre méthode proposée et les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble de test sont donnés dans les tableaux 4.4 et 4.5. L'approche hybride proposée donne le taux de classification maximale de 96.27 % et 94.57 % pour les oreilles droite et gauche, respectivement tandis que le meilleur taux de classification obtenue par les autres algorithmes de SVM est de 94.13% et 91.30% pour les oreille droite et gauche, respectivement.

Les valeurs de paramètres C, d et  $\sigma$  obtenus par la recherche par grille, et les valeurs paramètres C et  $\sigma$  obtenus par l'AG sont donnés dans les tableaux 4.4 et 4.5. Le modèle avec les valeurs des hyper-paramètres optimisés a le taux de classification maximal.

**Tableau 4.4 :** Comparaison du TC de perception auditive de l'oreille droite par l'approche basée sur SVM-AG avec les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble de test

Fréquence (Hz)	Algorithme de SVM avec noyau linéaire à l'aide de la recherche par grille			Algorithme de SVM avec noyau polynomial à l'aide de la recherche par grille			Algorithme de SVM avec noyau RBF à l'aide de la recherche par grille			Approche SVM-AG		
	C	TC (%)	d	C	TC (%)	C	$\sigma$	TC (%)	C	$\sigma$	TC (%)	
500	8	81.73	4	16	81.93	2	0.50	94.13	13.541	0.37	96.27	
1000	256	72.13	9	512	74.40	4	0.50	84.30	31.711	0.396	86.2	
2000	1024	74.33	4	128	77.50	8	1	90.70	74.246	1.559	91.2	
4000	8	77.43	2	0.313	78.63	2	0.50	86.73	39.907	1.461	88.27	

**Tableau 4.5 :** Comparaison du taux de classification de la perception auditive de l'oreille gauche par l'approche basée sur SVM-AG avec les différents algorithmes de SVM sur l'ensemble de test

Fréquence (Hz)	Algorithme de SVM avec noyau linéaire à l'aide de la recherche par grille			Algorithme de SVM avec noyau polynomial à l'aide de la recherche par grille			Algorithme de SVM avec noyau RBF à l'aide de la recherche par grille			Approche SVM-AG		
	C	TC (%)	d	C	TC (%)	C	$\sigma$	TC (%)	C	$\sigma$	TC (%)	
500	4	78.57	14	256	78.63	1	0.25	88.77	81.271	0.507	90.4	
1000	16	88.20	2	0.031	89.90	4	1	90.03	39.77	1.432	89.8	
2000	128	80.13	2	0.50	83.17	4	0.50	91.10	46.014	1.525	91.97	
4000	1024	83.70	1	0.0625	83.73	1	0.25	91.30	33.706	0.62	94.57	

Selon les résultats obtenus, l'algorithme de SVM avec noyau RBF conduit à des meilleurs résultats que l'algorithme de SVM avec noyau linéaire et l'algorithme de SVM avec noyau polynomial.

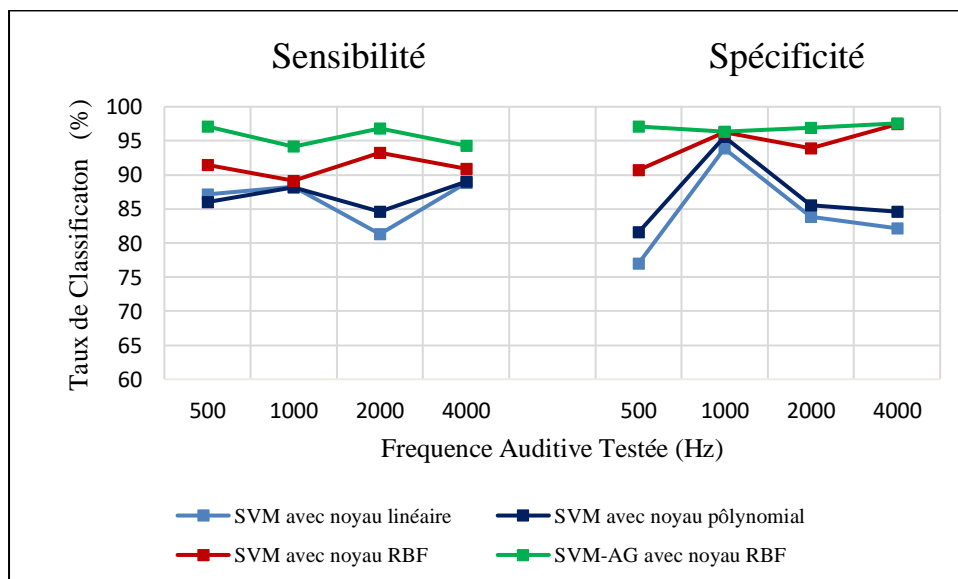
Les taux de classification de notre méthode proposée et du SVM standard sont donnés dans le tableau 4.6. D'après ce tableau, à la FAT 500 Hz perçue par l'oreille droite, l'AG a pu sélectionner les paramètres C et  $\sigma$  les plus appropriés, parmi un grand ensemble de paramètres, ce qui a permis à notre approche d'obtenir le TC de 92,93 %. En ce qui concerne la FAT 4000 Hz, l'AG a pu réduire les dimensions de la BD afin de n'utiliser que le sous-ensemble des

variables les plus importantes (7 variables sélectionnées), ce qui a permis à notre approche de réduire le coût de calcul. D'autre part, le SVM standard utilise toujours les paramètres par défaut et toutes les dimensions de l'ensemble de données.

**Tableau 4.6 :** Résultats des variables sélectionnées et des paramètres SVM optimisés par l'Approche SVM-AG

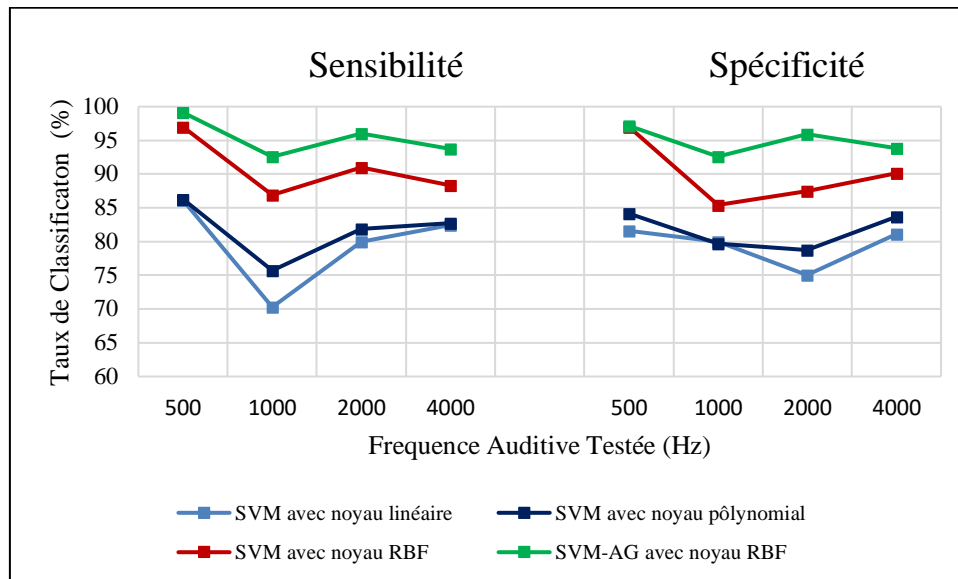
Approche SVM-AG					SVM Standard		
Fréquence (Hz)	Oreille	C	$\sigma$	variables sélectionnées	TC (%)	variables sélectionnées	TC (%)
500	Droite	74.9667	0.6052	12	92.93	19	77.57
1000	Droite	71.1418	0.9541	11	82.67	19	66.67
2000	Droite	6.7575	0.3084	09	85.80	19	60.93
4000	Droite	7.1147	0.3132	09	85.63	19	71.27
500	Gauche	43.4663	0.2867	13	89.03	19	73.60
1000	Gauche	16.3804	0.7540	09	89.37	19	83.37
2000	Gauche	67.7502	0.7565	10	89.57	19	65.90
4000	Gauche	91.3809	0.4176	07	87.63	19	72.03

La figure 4.13 montre les TC perçue par l'oreille gauche. Notre approche a la valeur maximale de sensibilité de 97,14 % à la fréquence auditive 500 Hz. Tandis que le SVM avec la recherche par grille utilisant noyau RBF a la valeur maximale de sensibilité de 93,29 % à la fréquence auditive 2000 Hz. Nous remarquons également que pour le niveau de fréquence auditive 4000 Hz perçue par l'oreille gauche, notre approche a la valeur maximale de spécificité de 97,56% alors que la SVM avec la recherche par grille utilisant noyau RBF a la valeur maximale de 97,43%.



**Figure 4.13 :** Sensibilité et spécificité de SVM avec la recherche par grille utilisant les différents noyaux et SVM-AG avec le noyau RBF (Oreille gauche)

La figure 4.14 montre les TC perçue par l'oreille droite. Nous remarquons que pour le niveau de fréquence auditive 500 Hz, notre approche a des valeurs maximales de sensibilité et de spécificité de 99,14 % et 97,16 %, tandis que le SVM avec la recherche par grille utilisant noyau RBF a des valeurs maximales de sensibilité et de spécificité de 97 % et 97,09 %.



**Figure 4.14 :** Sensibilité et spécificité de SVM avec la recherche par grille utilisant les différents noyaux et SVM-AG avec le noyau RBF (Oreille droite)

A partir de ces résultats, nous remarquons que :

- les résultats obtenus par notre approche hybride SVM-AG sont très satisfaisants car le taux de classification global des sujets NE et ME utilisant les PEA peut atteindre le seuil des 98 %;
- les valeurs DF des sujets ME sont toujours supérieure à celle des sujets NE. Cela est dû à la différence de temps de réponse du stimulus.
- les performances de classifieur SVM sont sensibles non seulement à divers paramètres de la fonction noyau, mais également à divers sous-ensembles des variables sélectionnées. Autrement dit, le choix du sous-ensemble de variables a une influence sur les paramètres appropriés du noyau et vice versa.
- l'utilisation d'un ensemble de paramètres arbitrairement fixé pour construire le modèle SVM sans explorer l'espace de recherche n'est vraiment pas appropriée car cela conduit souvent à un modèle SVM inefficace.
- AG a pu optimiser simultanément les sous-ensemble de variables et les hyper-paramètres de SVM. Avec le couple ( $C=13.541$ ,  $\sigma=0.37$ ), notre approche hybride SVM-AG a fourni le taux de classification de 96.27% en utilisant seulement 37 % des variables de la base de données utilisée.
- le SVM avec le noyau RBF est robuste, très flexible et peut s'adapter à des limites de décision complexes.

- La performance de classification est asymétrique entre les oreilles droite et gauche ; Cela est dû aux différences de perception des stimuli auditifs inhérentes aux oreilles droites par rapport aux oreilles gauches.

#### **4.10 Conclusion**

Dans ce travail, nous avons développé une approche hybride dans laquelle nous avons combiné l'AG et le modèle SVM pour classer les sujets NE et ME à l'aide de DF extraites des signaux PEA enregistrés par des sujets en appliquant l'algorithme DFA. Le signal PEA est stimulé à quarts fréquences auditives distinctes (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz) dans l'oreille gauche et droite à un niveau d'intensité sonore fixe. Les résultats obtenus sont ensuite comparés aux résultats du SVM standards et aux résultats de l'algorithme hybride basé sur les SVM et la méthode de recherche par grille avec le noyau linéaire, le noyau polynomial et le noyau RBF.

D'après les résultats, nous pouvons conclure que la DF extraite des signaux PEA enregistrés chez les sujets peut constituer un paramètre approprié pour la classification des sujets NE et ME. La méthode DFA semble également être une méthode plus pratique et efficace pour estimer ce paramètre. Les résultats expérimentaux montrent que les AG sont un outil efficace pour rechercher plus de solutions et trouver la meilleure d'entre elles. La combinaison de l'AG et du SVM permet d'obtenir des performances considérablement plus élevées par rapport au SVM standard et SVM avec la recherche par grille.

## *Conclusions Générales et Perspectives*

Les Potentiels Evoqués Auditifs (PEA) sont un outil important pour le dépistage de la surdité de perception. Ils sont un examen électrophysiologique complètement objectif de l'audition, qui permet d'estimer des seuils auditifs. Ils ont la capacité d'identifier un problème potentiel dans la voie neurale auditive.

Notre travail de recherche a pour objectif de proposer une approche hybride SVM-AG basée sur l'optimisation des paramètres et la sélection de variables en vue de la détection du seuil auditif.

Le rôle des AG, à partir les opérateurs génétiques (sélection, croisement, mutation et remplacement), est de trouver les valeurs des hyper-paramètres du modèle SVM et le petit nombre de variables qui maximisent le TC.

Toutes les décisions de sélection et de remplacement au cours du déroulement d'un AG se basent sur la fonction fitness. Nous avons choisi le pourcentage de points correctement prédits comme fonction objectif pour évaluer la performance du modèle SVM. Cette fonction est simple à formuler, ce qui revient à limiter au maximum le nombre d'itérations nécessaires pour aboutir à la convergence de l'AG. Les valeurs de paramètres de l'AG ont été choisies de façon à réaliser un bon compromis entre temps de calcul et qualité du résultat.

Vingt sujets (15 hommes et 5 femmes) dont l'âge varie de 15 à 29 ans ont participé à notre expérience, ils sont répartis en deux groupes : des sujets NE et des sujets ayant une déficience auditive. Les participants des deux groupes n'ont aucune maladie et ne prennent aucun médicament. Dans un premier temps, nous avons partitionné notre BD : une partie d'apprentissage, qui sert à construire un modèle SVM ; la seconde partie du test était réservée pour l'évaluation.

Les résultats obtenus sont ensuite comparés avec les résultats de SVM standard et l'algorithme hybride basé sur les SVM et la méthode de recherche par grille avec le noyau linéaire, le noyau polynomial et le noyau RBF.

Pour chaque participant, les DF ont été calculées à partir des PEA obtenues à partir de 19 électrodes positionnées selon le Système International 10-20 par l'algorithme DFA pour quantifier les variations dans le PEA à plusieurs échelles.

Pour évaluer les performances de notre approche, nous avons effectué des expériences de classification du groupe de personnes ME et du groupe de personnes NE à quatre fréquences auditives (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz) perçues par les oreilles droite et gauche en réponse à des clicks à une intensité de 20 dB HL. La procédure de classification a été faite à partir d'un ensemble de vecteurs contenant les DF de longueur 19.

Huit modèles de SVM ont été développés dans cette expérience pour les oreilles droite et gauche pour distinguer entre les cas pathologiques et les cas sains.

Nous avons employé la méthode de Validation Croisée 5 fois pour évaluer l'efficacité du modèle SVM et l'approche enveloppante pour la réduction de la dimension des données en sélectionnant uniquement le sous-ensemble de variables les plus importantes sur la distinction entre sous-ensemble utile de variables et sous-ensemble inutile.

Les résultats obtenus par notre approche sont très satisfaisants par rapport à ceux obtenus par le SVM standards et l'algorithme hybride basé sur les SVM et la méthode de recherche par grille avec le noyau linéaire, le noyau polynomial et le noyau RBF.

Cette comparaison nous montre que les Taux de Classification maximale obtenus par :

- notre approche varient de 91.71 % à 98.48 % pour les oreilles droite et gauche;
- la méthode de SVM standard varient de 62.14 % à 80.80 % pour les oreilles droite et gauche;
- la méthode de SVM avec la recherche par grille utilisant le noyau linéaire varient de 75.2 % à 90.6 % pour les oreilles droite et gauche;
- la méthode de SVM avec la recherche par grille utilisant noyau polynomial varient de 77.51 % à 91.46 % pour les oreilles droite et gauche;
- la méthode de SVM avec la recherche par grille utilisant noyau RBF varient de 85.86 % à 96.26 % pour les oreilles droite et gauche.

Les résultats obtenus montrent aussi que le noyau RBF est le choix le plus approprié pour être utilisé sur des ensembles de données de caractéristiques différentes que le noyau linéaire et le noyau polynomial. Le noyau RBF a une plus grande capacité de mapper les données sur un espace à grande dimension par rapport aux autres fonctions noyau.

Nous avons pu constater que l'AG a pu réduire les dimensions de la Base Données afin de n'utiliser que le sous-ensemble des variables les plus importantes (7 variables sélectionnées), avec une durée d'exécution d'environ 11.6673 ms. D'autre part, le SVM standard a obtenu ces résultats en utilisant toujours les paramètres par défaut et toutes les dimensions de l'ensemble de données, dans un temps d'environ 14.2085 ms.

Notons que les valeurs DF des sujets ME sont supérieures à celles des sujets NE. Cela est dû à la différence de temps de réponse du stimulus.

Sur la base des résultats intéressants ont été obtenus par notre approche. Nous proposons comme perspectives :

- la méthode DFA est plus appropriée à l'analyse des signaux de très forte variabilité, nous proposons d'appliquer cette méthode et l'apprentissage profond (deep learning) sur les Oto-Emissions Acoustiques (OAE) pour le dépistage de surdité de perception ;
- une autre forme d'hybridation qui consiste à combiner les SVM avec l'Algorithme des Colonies d'Abeilles Artificielles (Artificial Bee Colony « ABC ») ou l'algorithme des Essaims Particulaires (Particle Swarm Optimization « PSO ») pour explorer efficacement l'espace de recherche afin de déterminer des solutions satisfaites ;
- le système que nous avons conçu peut être utilisé pour aider les médecins à évaluer une perte auditive spécifique et, par conséquent, peut suggérer des conceptions d'implants cochléaires plus appropriés dans le cas de surdité de perception.

## *Références Bibliographiques*



- [1] « Surdité et d ficiency auditive ». <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss> (consulté le 08/03/2022).
- [2] M. P. Paulraj, K. Subramaniam, S. Yacob, A. H. Adom, et C. R. Hema, « Auditory evoked potential based detection of hearing loss: A prototype system », in *2014 IEEE 5th Control and System Graduate Research Colloquium*, ao t 2014, p. 164-169. doi: 10.1109/ICSGRC.2014.6908715.
- [3] M. Djemai et M. Guerti, « A genetic algorithm-based support vector machine model for detection of hearing thresholds », *Aust. J. Electr. Electron. Eng.*, vol. 19, n  2, p. 194-201, avr. 2022, doi: 10.1080/1448837X.2021.2023080.
- [4] A. DJEFFAL, « Utilisation des méthodes Support Vector Machine (SVM) dans l'analyse des bases de données », Thèse de Doctorat, Université Mohamed Khider, Biskra, Algérie, 2012.
- [5] Mamouni El Mamoun, « Sélection automatique de modèle SVM: application à la reconnaissance d'écriture arabe manuscrite. », Thèse de Doctorat, Université des sciences et de la technologie d'Oran, Algérie, 2020.
- [6] S. Gouet. CARACTERISTIQUES DES ONDES, <http://gouetphysique.wifeo.com/documents/ts-a-chap-n-3-caracteristiques-des-ondes.pdf> (consulté le 17/09/2023).
- [7] « Ondes sonores et ultrasonores », *MAXICOURS*. <https://www.maxicours.com/se/cours/ondes-sonores-et-ultrasonores/> (consulté le 06/07/2023).
- [8] T. Fillon, « Traitement numérique du signal acoustique pour une aide aux malentendants », Thèse de Doctorat,  cole Nationale Supérieure des Télécommunications, France, 2004.
- [9] J. G. Švec et S. Granqvist, « Tutorial and Guidelines on Measurement of Sound Pressure Level in Voice and Speech », *J. Speech Lang. Hear. Res.*, vol. 61, né 3, p. 441-461, mars 2018, doi: 10.1044/2017\_JSLHR-S-17-0095.
- [10] A. Hélène, « Prévention et prise en charge des pathologies de l'oreille, par le pharmacien d'officine », Thèse de Doctorat, Université Angers, France, 2016.
- [11] P. Thibaut, « LES AFFECTIONS DE L'OREILLE : PRISE EN CHARGE OFFICINALE », Thèse de Doctorat, UNIVERSITE TOULOUSE III PAUL SABATIER, France, 2016.
- [12] M. Mozaffari, R. Nash, et A. S. Tucker, « Anatomy and Development of the Mammalian External Auditory Canal: Implications for Understanding Canal Disease and Deformity », *Front. Cell Dev. Biol.*, vol. 8, p. 11, janv. 2021, doi: 10.3389/fcell.2020.617354.
- [13] Z. Massida, «  tude de la perception de la voix chez le patient sourd postlingual implant  cochléaire unilat ral et le normo-entendant en condition de simulation d'implant. Psychophysique et imagerie », Thèse de Doctorat, UNIVERSIT  DE TOULOUSE, France, 2010.
- [14] J. C. Luers et K.-B. H ttenbrink, « Surgical anatomy and pathology of the middle ear », *J. Anat.*, vol. 228, n  2, p. 338-353, f vr. 2016, doi: 10.1111/joa.12389.
- [15] K. R. Koehler *et al.*, « Generation of inner ear organoids containing functional hair cells from human pluripotent stem cells », *Nat. Biotechnol.*, vol. 35, n  6, p. 583-589, juin 2017, doi: 10.1038/nbt.3840.
- [16] « Oreille humaine/animale », *wind philippe*. <http://billeco.com/oreille-humaine-animale.html> (consulté le 09/03/2022).
- [17] L. Chessum *et al.*, « Helios is a key transcriptional regulator of outer hair cell maturation », *Nature*, vol. 563, n  7733, p. 696-700, nov. 2018, doi: 10.1038/s41586-018-0728-4.
- [18] N. F. Bramhall, F. Shi, K. Arnold, K. Hochedlinger, et A. S. B. Edge, « Lgr5-Positive Supporting Cells Generate New Hair Cells in the Postnatal Cochlea », *Stem Cell Rep.*, vol. 2, n  3, p. 311-322, mars 2014, doi: 10.1016/j.stemcr.2014.01.008.
- [19] L. Menendez *et al.*, « Generation of inner ear hair cells by direct lineage conversion of primary somatic cells », *eLife*, vol. 9, p. e55249, juin 2020, doi: 10.7554/eLife.55249.
- [20] J. Qiu *et al.*, « Cost-Effectiveness of Pediatric Cochlear Implantation in Rural China », *Otol. Neurotol.*, vol. 38, n  6, p. e75-e84, juill. 2017, doi: 10.1097/MAO.0000000000001389.

- [21] F. Boudjenah, « Dépistage et réhabilitation de la surdité neonatale au CHU de Tizi-Ouzou : stratgies et résultats », Thèse de Doctorat, Universite Mouloud Mammeri Tizi-Ouzou, Algerie, 2014.
- [22] K. J. Contrera, M. I. Wallhagen, S. K. Mamo, E. S. Oh, et F. R. Lin, « Hearing Loss Health Care for Older Adults », *J. Am. Board Fam. Med.*, vol. 29, né 3, p. 394-403, mai 2016, doi: 10.3122/jabfm.2016.03.150235.
- [23] X. Dubernard *et al.*, « Les tumeurs de l'oreille », *Presse Médicale*, vol. 46, n  11, p. 1079-1088, nov. 2017, doi: 10.1016/j.lpm.2017.09.016.
- [24] K. Kiakojuri *et al.*, « Outer Ear Infections in Iran: A Review », *Open Access Maced. J. Med. Sci.*, vol. 7, n  7, p. 1233-1240, avr. 2019, doi: 10.3889/oamjms.2019.176.
- [25] H. B. E. Elzinga, H. D. van Oorschot, I. Stegeman, et A. L. Smit, « Relation between otitis media and sensorineural hearing loss: a systematic review », *BMJ Open.*, vol. 11, no 8, p. 1-9, Juillet 2021, doi:10.1136/bmjopen-2021-050108.
- [26] T. Ito, T. Kubota, T. Furukawa, H. Matsui, K. Futai, et S. Kakehata, « Transcanal Endoscopic Ear Surgery for Congenital Middle Ear Anomalies », *Otol. Neurotol.*, vol. 40, n  10, p. 1299-1305, d c. 2019, doi: 10.1097/MAO.0000000000002393.
- [27] L. L. Cunningham et D. L. Tucci, « Hearing Loss in Adults », *N. Engl. J. Med.*, vol. 377, n  25, p. 2465-2473, d c. 2017, doi: 10.1056/NEJMra1616601.
- [28] S. Delmaghani et A. El-Amraoui, « Inner Ear Gene Therapies Take Off: Current Promises and Future Challenges », *J. Clin. Med.*, vol. 9, n  7, p. 2309, juill. 2020, doi: 10.3390/jcm9072309.
- [29] Y. Shen *et al.*, « Cognitive Decline, Dementia, Alzheimer's Disease and Presbycusis: Examination of the Possible Molecular Mechanism », *Front. Neurosci.*, vol. 12, p. 394, juin 2018, doi: 10.3389/fnins.2018.00394.
- [30] G. Conte *et al.*, « MR Imaging in Meni re Disease: Is the Contact between the Vestibular Endolymphatic Space and the Oval Window a Reliable Biomarker? », *Am. J. Neuroradiol.*, vol. 39, n  11, p. 2114-2119, nov. 2018, doi: 10.3174/ajnr.A5841.
- [31] Y.-H. Young, « Contemporary review of the causes and differential diagnosis of sudden sensorineural hearing loss », *Int. J. Audiol.*, vol. 59, n  4, p. 243-253, avr. 2020, doi: 10.1080/14992027.2019.1689432.
- [32] P. Ganesan, J. Schmiedge, V. Manchaiah, S. Swapna, S. Dhandayutham, et P. P. Kothandaraman, « Ototoxicity: A Challenge in Diagnosis and Treatment », *J. Audiol. Otol.*, vol. 22, né 2, p. 59-68, avr. 2018, doi: 10.7874/jao.2017.00360.
- [33] D. Bakhos, C. Aussedat, E. Legris, J.-M. Aoustin, et J. Nevoux, « Les surdités de l'adulte : vers de nouveaux paradigmes », *Presse Médicale*, vol. 46, né 11, p. 1033-1042, nov. 2017, doi: 10.1016/j.lpm.2017.09.004.
- [34] J.-M. Coz, M. Cadet, R. Chesneau, et N. Lissak, « Traumatisme sonore aigu dans une population d'opérateurs maintenance ferroviaire », *Arch. Mal. Prof. Environ.*, vol. 81, p. 660, oct. 2020, doi: 10.1016/j.admp.2020.03.611.
- [35] S. Kaya, P. A. Schachern, V. Tsuprun, M. M. Paparella, et S. Cureoglu, « Deterioration of Vestibular Cells in Labyrinthitis », *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, vol. 126, né 2, p. 89-95, févr. 2017, doi: 10.1177/0003489416675356.
- [36] M. Ridal *et al.*, « Profil étiologique des surdités neurosensorielle sévère et profonde de l'enfant dans la région du centre-nord du Maroc », *Pan Afr. Med. J.*, vol. 17, p. 100, févr. 2014, doi: 10.11604/pamj.2014.17.100.2331.
- [37] E. Bilavsky, J. Pardo, et al., in *Médecine & enfance*, France, 2017, p. 101-105.
- [38] F. Benoudiba, F. Toulgoat, et J.-L. Sarrazin, « Le nerf cochl ovestibulaire (VIII) », *J. Radiol. Diagn. Interv.*, vol. 94, n  10, p. 1049-1056, oct. 2013, doi: 10.1016/j.jradio.2013.06.005.

- [39] F. W. Weir, J. L. Hatch, T. R. McRackan, S. A. Wallace, et T. A. Meyer, « Hearing Loss in Pediatric Patients With Cerebral Palsy », *Otol. Neurotol.*, vol. 39, n° 1, p. 59-64, janv. 2018, doi: 10.1097/MAO.0000000000001610.
- [40] J. W. Lee et M. L. Bance, « Hearing loss », *Pract. Neurol.*, vol. 19, n° 1, p. 28-35, févr. 2019, doi: 10.1136/practneurol-2018-001926.
- [41] K. Neumann, S. Chadha, G. Tavartkiladze, X. Bu, et K. White, « Newborn and Infant Hearing Screening Facing Globally Growing Numbers of People Suffering from Disabling Hearing Loss », *Int. J. Neonatal Screen.*, vol. 5, n° 1, p. 7, janv. 2019, doi: 10.3390/ijns5010007.
- [42] J. Atapattu, « Audiometry techniques, circuits and systems », *Int. J. Speech Audiol.*, vol. 2, n° 1, p. 15-16, 2021, doi: 10.22271/27103846.
- [43] C. Louw, D. W. Swanepoel, R. H. Eikelboom, et H. C. Myburgh, « Smartphone-Based Hearing Screening at Primary Health Care Clinics », *Ear Hear.*, vol. 38, n° 2, p. e93-e100, mars 2017, doi: 10.1097/AUD.0000000000000378.
- [44] S. Yousuf Hussein, D. W. Swanepoel, F. Mahomed, et L. Biagio de Jager, « Community-based hearing screening for young children using an mHealth service-delivery model », *Glob. Health Action*, vol. 11, n° 1, p. 1467077, janv. 2018, doi: 10.1080/16549716.2018.1467077.
- [45] K. C. De Sousa, C. Smits, D. R. Moore, H. C. Myburgh, et D. W. Swanepoel, « Pure-tone audiometry without bone-conduction thresholds: using the digits-in-noise test to detect conductive hearing loss », *Int. J. Audiol.*, vol. 59, n° 10, p. 801-808, oct. 2020, doi: 10.1080/14992027.2020.1783585.
- [46] F. Chen, S. Wang, J. Li, H. Tan, W. Jia, et Z. Wang, « Smartphone-Based Hearing Self-Assessment System using Hearing Aids with Fast Audiometry Method », *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, p. 1-1, 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2018.2878341.
- [47] C.-H. Chen *et al.*, « Diagnostic Accuracy of Smartphone-Based Audiometry for Hearing Loss Detection: Meta-analysis », *JMIR MHealth UHealth*, vol. 9, n° 9, sept. 2021, doi: 10.2196/28378.
- [48] N. Koochi, D. A. Vickers, N. Utoomprurkporn, D. J. Werring, et D.-E. Bamiou, « A Hearing Screening Protocol for Stroke Patients: An Exploratory Study », *Front. Neurol.*, vol. 10, p. 842, août 2019, doi: 10.3389/fneur.2019.00842.
- [49] S. Kallel *et al.*, « La toxicité du système cochléo-vestibulaire par les gaz d'anesthésie », *J. Inf. Médicale Sfax*, vol. 2018, n° 25, p. 31-35, 2018.
- [50] F. Venail, E. Legris, B. Vaerenberg, J.-L. Puel, P. J. Govaerts, et J.-C. Ceccato, « Notation automatisée des réponses en audiométrie vocale : validation en langue française du logiciel OTOSPEECH », *Ann. Fr. Oto-Rhino-Laryngol. Pathol. Cervico-Faciale*, vol. 133, n° 2, p. 91-97, avr. 2016, doi: 10.1016/j.aforl.2015.09.005.
- [51] A. Paul, M. Mazighi, S. Lenck, D. Bresson, P. Herman, et C. Hautefort, « Isolated intermittent bilateral hearing loss revealing a brain hemorrhage », *J. Neurol. Sci.*, vol. 370, p. 18-20, nov. 2016, doi: 10.1016/j.jns.2016.08.058.
- [52] S. Ondas *et al.*, « Towards robot-assisted children speech audiometry », in *2019 10th IEEE International Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom)*, Naples, Italy: IEEE, oct. 2019, p. 119-124. doi: 10.1109/CogInfoCom47531.2019.9089983.
- [53] M. van Zyl, D. W. Swanepoel, et H. C. Myburgh, « Modernising speech audiometry: using a smartphone application to test word recognition », *Int. J. Audiol.*, vol. 57, n° 8, p. 561-569, août 2018, doi: 10.1080/14992027.2018.1463465.
- [54] J. Morgenstern, S. Lailach, T. Zahnert, et M. Neudert, « Outcome parameters in speech audiometry: retrospective analysis of data and reporting quality in clinical studies », *Eur. Arch. Oto-Rhino-Laryngol. Off. J. Eur. Fed. Oto-Rhino-Laryngol. Soc. EUFOS Affil. Ger. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. - Head Neck Surg.*, vol. 277, n° 3, p. 669-677, mars 2020, doi: 10.1007/s00405-019-05734-9.

- [55] H. Meister, « Speech audiometry, speech perception, and cognitive functions : English version », *HNO*, vol. 65, n° Suppl 1, p. 1-4, janv. 2017, doi: 10.1007/s00106-016-0250-7.
- [56] « Audiométrie vocale », *Audiométrie vocale*. <http://ae-33.blogspot.com/2018/04/audiometrie-vocale.html> (consulté le 13/03/2022).
- [57] C. G. Brennan-Jones, R. H. Eikelboom, et D. W. Swanepoel, « Diagnosis of hearing loss using automated audiometry in an asynchronous telehealth model: A pilot accuracy study », *J. Telemed. Telecare*, vol. 23, n° 2, p. 256-262, févr. 2017, doi: 10.1177/1357633X16641552.
- [58] B. Sebothoma et K. Khoza-Shangase, « A comparison between video otoscopy and standard tympanometry findings in adults living with human immunodeficiency virus (HIV) in South Africa », *S. Afr. J. Commun. Disord.*, vol. 65, n° 1, juill. 2018, doi: 10.4102/sajcd.v65i1.591.
- [59] « Audition - Oreille - Cochlée ». <http://www.cochlea.eu> (consulté le 09/03/2022).
- [60] E. Niemczyk, M. Lachowska, E. Tataj, K. Kurczak, et K. Niemczyk, « Wideband tympanometry and absorbance measurements in otosclerotic ears », *The Laryngoscope*, vol. 129, n° 10, oct. 2019, doi: 10.1002/lary.27747.
- [61] A. Bombaci *et al.*, « Stapedial Reflex: A Possible Novel Biomarker of Early Bulbar Involvement in Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients », *Audiol. Neurotol.*, vol. 26, n° 5, p. 353-360, 2021, doi: 10.1159/000513482.
- [62] Y. Ohmura, I. Ichikawa, S. Kumagaya, et Y. Kuniyoshi, « Stapedial reflex threshold predicts individual loudness tolerance for people with autistic spectrum disorders », *Exp. Brain Res.*, vol. 237, n° 1, p. 91-100, janv. 2019, doi: 10.1007/s00221-018-5400-6.
- [63] M. Ralli, G. Altissimi, A. Stadio, F. Mazzei, R. Turchetta, et G. Cianfrone, « Relationship between hearing function and myasthenia gravis: A contemporary review », *J. Int. Med. Res.*, vol. 45, n° 5, p. 1-7, 2017, doi: 10.1177/0300060516672124.
- [64] H. KABBAJ, « Le dépistage de la surdité chez les nouveau-nés à risque hospitalisés en réanimation néonatale du CHU Mohammed VI de Marrakech », Thèse de Doctorat, UNIVERSITE CADI AYYAD, Maroc, 2014.
- [65] T. Bowling, C. Lemons, et J. Meaud, « Reducing tectorial membrane viscoelasticity enhances spontaneous otoacoustic emissions and compromises the detection of low level sound », *Sci. Rep.*, vol. 9, n° 1, p. 7494, déc. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-43970-5.
- [66] K. I. Vaden, L. J. Matthews, et J. R. Dubno, « Transient-Evoked Otoacoustic Emissions Reflect Audiometric Patterns of Age-Related Hearing Loss », *Trends Hear.*, vol. 22, p. 233121651879784, janv. 2018, doi: 10.1177/2331216518797848.
- [67] D. Zelle, J. P. Thiericke, E. Dalhoff, et A. W. Gummer, « Level dependence of the nonlinear-distortion component of distortion-product otoacoustic emissions in humans », *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 138, n° 6, p. 3475-3490, déc. 2015, doi: 10.1121/1.4936860.
- [68] S. Shahnawaz, Z. Parveen, N. Noor, et O. Farooq, « EMD Based Detection of Auditory Evoked Potential P300 », in *2019 International Conference on Electrical, Electronics and Computer Engineering (UPCON)*, ALIGARH, India: IEEE, nov. 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/UPCON47278.2019.8980021.
- [69] S. N. A. Seha et D. Hatzinakos, « Human recognition using transient auditory evoked potentials: a preliminary study », *IET Biom.*, vol. 7, n° 3, p. 242-250, mai 2018, doi: 10.1049/iet-bmt.2017.0185.
- [70] D. X. Wang et C. E. Davila, « Subspace Averaging of Auditory Evoked Potentials », in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Berlin, Germany: IEEE, juill. 2019, p. 656-659. doi: 10.1109/EMBC.2019.8857818.
- [71] A. Ballas et P. Ktrakazas, «  $\Omega$ to\_abR: A Web Application for the Visualization and Analysis of Click-Evoked Auditory Brainstem Responses », *Digital*, vol. 1, n° 4, p. 188-197, oct. 2021, doi: 10.3390/digital1040014.

- [72] M. Saiz-Alía et T. Reichenbach, « Computational modeling of the auditory brainstem response to continuous speech », *J. Neural Eng.*, vol. 17, n° 3, p. 036035, juin 2020, doi: 10.1088/1741-2552/ab970d.
- [73] E. Vannier, O. Adam, et J.-F. Motsch, « Estimation de la latence V des potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP) à partir d'un a priori physiologique et clinique. Application à la recherche objective de seuil. », p. 4.
- [74] R. Bieber, K. Fernandez, C. Zalewski, H. Cheng, et C. Brewer, « Stability of Early Auditory Evoked Potential Components Over Extended Test-Retest Intervals in Young Adults - PubMed », *Ear Hear.*, vol. 41, n° 6, p. 1461-1469, 2020, doi: 10.1097/AUD.0000000000000872.
- [75] M. J. Polonenko et R. K. Maddox, « The Parallel Auditory Brainstem Response », *Trends Hear.*, vol. 23, janv. 2019, doi: 10.1177/2331216519871395.
- [76] O. Miron, A. L. Beam, et I. S. Kohane, « Auditory brainstem response in infants and children with autism spectrum disorder: A meta-analysis of wave V: Auditory brainstem response in ASD », *Autism Res.*, vol. 11, n° 2, p. 355-363, févr. 2018, doi: 10.1002/aur.1886.
- [77] J. Tsurukiri, K. Nagata, A. Hoshiai, T. Oomura, H. Jimbo, et Y. Ikeda, « Middle latency auditory-evoked potential index monitoring of cerebral function to predict functional outcome after emergency craniotomy in patients with brain damage », *Scand. J. Trauma Resusc. Emerg. Med.*, vol. 23, n° 1, p. 80, déc. 2015, doi: 10.1186/s13049-015-0161-8.
- [78] L. Li et Q. Gong, « The early component of middle latency auditory-evoked potentials in the process of deviance detection », *NeuroReport*, vol. 27, n° 10, p. 769-773, juill. 2016, doi: 10.1097/WNR.0000000000000611.
- [79] A. C. L. Romero, A. C. S. de Oliveira, S. F. Regaçone, et A. C. F. Frizzo, « Uso do potencial evocado auditivo de média latência em populações infantis: uma revisão integrativa », *Rev. CEFAC*, vol. 18, n° 1, p. 226-231, févr. 2016, doi: 10.1590/1982-021620161818315.
- [80] V. Rahimi, G. Mohamadkhani, J. Alaghand-Rad, F. R. Kermani, H. Nikfarjad, et S. Marofizade, « Modulation of temporal resolution and speech long-latency auditory-evoked potentials by transcranial direct current stimulation in children and adolescents with dyslexia », *Exp. Brain Res.*, vol. 237, n° 3, p. 873-882, mars 2019, doi: 10.1007/s00221-019-05471-9.
- [81] H. Prakash, A. Abraham, B. Rajashekar, et K. Yerraguntla, « The Effect of Intensity on the Speech Evoked Auditory Late Latency Response in Normal Hearing Individuals », *J. Int. Adv. Otol.*, vol. 12, n° 1, p. 67-71, juin 2016, doi: 10.5152/iao.2016.1776.
- [82] M. M. Rushaidin, C. M. Ting, et A. K. Ariff, « Wave V Detection Using Continuous Wavelet Transform of Auditory Brainstem Response Signal », *PIERS Proceedings*. Kuala Lumpur, MALAYSIA, p. 1889-1893, mars 2012.
- [83] W. Woodworth, S. Reisman, et A. B. Fontaine, « The Detection of Auditory Evoked Responses Using a Matched Filter », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, n° 7, p. 369-376, juill. 1983, doi: 10.1109/TBME.1983.325036.
- [84] M. M. Rushaidin, S.-H. Salleh, T. Tian Swee, J. M. Najeb, et A. Arooj, « Wave V Detection Using Instantaneous Energy of Auditory Brainstem Response Signal », *Am. J. Appl. Sci.*, vol. 6, n° 9, p. 1669-1674, sept. 2009, doi: 10.3844/ajassp.2009.1669.1674.
- [85] S. Dass, M. S. Holi, et K. S. Rajan, « A Comparative Study on FFT,STFT and WT for the Analysis of Auditory Evoked Potentials », *Int. J. Eng. Res.*, vol. 2, n° 11, p. 6, 2013.
- [86] A. Khosla, P. Khandnor, et T. Chand, « A comparative analysis of signal processing and classification methods for different applications based on EEG signals », *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 40, n° 2, p. 649-690, avr. 2020, doi: 10.1016/j.bbe.2020.02.002.
- [87] O. Souad, « Analyse des signaux biomédicaux par des approches multifractales et entropiques : Application à la variabilité du rythme cardiaque fœtal », Thèse de Doctorat, Université Mouloud Mammeri Tizi-Ouzou, Algérie, 2015.

- [88] A. D. Likens, J. M. Fine, E. L. Amazeen, et P. G. Amazeen, « Experimental control of scaling behavior: what is not fractal? », *Exp. Brain Res.*, vol. 233, n° 10, p. 2813-2821, oct. 2015, doi: 10.1007/s00221-015-4351-4.
- [89] I. Seleznev *et al.*, « Detrended Fluctuation, Coherence, and Spectral Power Analysis of Activation Rearrangement in EEG Dynamics During Cognitive Workload », *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 13, p. 270, août 2019, doi: 10.3389/fnhum.2019.00270.
- [90] M. Höll, K. Kiyono, et H. Kantz, « Theoretical foundation of detrending methods for fluctuation analysis such as detrended fluctuation analysis and detrending moving average », *Phys. Rev. E*, vol. 99, n° 3, p. 033305, mars 2019, doi: 10.1103/PhysRevE.99.033305.
- [91] S. Das, A. K. Pradhan, A. Kedia, S. Dalai, B. Chatterjee, et S. Chakravorti, « Diagnosis of Power Quality Events Based on Detrended Fluctuation Analysis », *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 65, n° 9, p. 7322-7331, sept. 2018, doi: 10.1109/TIE.2018.2795559.
- [92] D. K. Ravi, V. Marmelat, W. R. Taylor, K. M. Newell, N. Stergiou, et N. B. Singh, « Assessing the Temporal Organization of Walking Variability: A Systematic Review and Consensus Guidelines on Detrended Fluctuation Analysis », *Front. Physiol.*, vol. 11, n° 562, 2020, doi: 10.3389/fphys.2020.00562.
- [93] A. Adda et H. Benoudnine, « Detrended fluctuation analysis of EEG recordings for epileptic seizure detection », in *2016 International Conference on Bio-engineering for Smart Technologies (BioSMART)*, déc. 2016, p. 1-4. doi: 10.1109/BIOSMART.2016.7835461.
- [94] P. Jing, Y. Bo, Z. Xu, et L. Hong, « Correlation Properties Applied Detrended Fluctuation Analysis Method for Cue-induced EEG in Drug Dependence », in *2012 International Conference on Computer Science and Electronics Engineering*, mars 2012, p. 446-450. doi: 10.1109/ICCSEE.2012.189.
- [95] R. Adnan, Z. Liang, X. Yuan, O. Kisi, M. Akhlaq, et B. Li, « Comparison of LSSVR, M5RT, NF-GP, and NF-SC Models for Predictions of Hourly Wind Speed and Wind Power Based on Cross-Validation », *Energies*, vol. 12, n° 2, p. 329, janv. 2019, doi: 10.3390/en12020329.
- [96] R. Pramoditha, « k-fold cross-validation explained in plain English », *Medium*, 20 décembre 2020. <https://towardsdatascience.com/k-fold-cross-validation-explained-in-plain-english-659e33c0bc0> (consulté le 11/03/2022).
- [97] C. A. Ramezan, T. A. Warner, et A. E. Maxwell, « Evaluation of Sampling and Cross-Validation Tuning Strategies for Regional-Scale Machine Learning Classification », *Remote Sens.*, vol. 11, n° 2, p. 185, janv. 2019, doi: 10.3390/rs11020185.
- [98] M. Djemai et M. Guerti, « Kernel SVM Classifiers based on Fractal Analysis for Estimation of Hearing Loss », *ENP Eng. Sci. J.*, vol. 2, n° 1, p. 45-50, juill. 2022, doi: 10.53907/enpesj.v2i1.88.
- [99] F. Budiman, « SVM-RBF Parameters Testing Optimization Using Cross Validation and Grid Search to Improve Multiclass Classification », *Sci. Vis.*, vol. 11, n° 1, janv. 2019, doi: 10.26583/sv.11.1.07.
- [100] X. Wang, F. Zhang, H. Kung, V. C. Johnson, et A. Latif, « Extracting soil salinization information with a fractional-order filtering algorithm and grid-search support vector machine (GS-SVM) model », *Int. J. Remote Sens.*, vol. 41, n° 3, p. 953-973, févr. 2020, doi: 10.1080/01431161.2019.1654142.
- [101] N. Zemmal *et al.*, « Robust feature selection algorithm based on transductive SVM wrapper and genetic algorithm: application on computer-aided glaucoma classification », vol. 17, n° 310-346, p. 37, janv. 2018.
- [102] S. Muthukrishnan *et al.*, « Support vector machine for modelling and simulation of heat exchangers », *Thermal Science.*, vol. 24, no 1B, pp. 499-503, 2020, doi : <https://doi.org/10.2298/TSCI190419398M>.
- [103] F.-J. González-Serrano, Á. Navia-Vázquez, et A. Amor-Martín, « Training Support Vector Machines with privacy-protected data », *Pattern Recognit.*, vol. 72, p. 93-107, déc. 2017, doi: 10.1016/j.patcog.2017.06.016.

- [104] K. Y. Bae, H. S. Jang, et D. K. Sung, « Hourly Solar Irradiance Prediction Based on Support Vector Machine and Its Error Analysis », *IEEE Trans. Power Syst.*, p. 1-1, 2016, doi: 10.1109/TPWRS.2016.2569608.
- [105] A. Gasmi, H. Zouari, A. Masse, et D. Ducrot, « Potential of the Support Vector Machine (SVMs) for clay and calcium carbonate content classification from hyperspectral remote sensing », *Int. J. Innov. Appl. Stud.*, vol. 13, n° 3, Art. n° 3, nov. 2015.
- [106] J. Cervantes, F. G. Lamont, L. R. Mazahua, et A. Lopez, « A comprehensive survey on support vector machine classification: Applications, challenges and trends », *Neurocomputing.*, vol. 408, pp. 189-215, Septembre 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2019.10.118>.
- [107] E. H. Houssein, A. A. Ewees, et M. A. ElAziz, « Improving Twin Support Vector Machine Based on Hybrid Swarm Optimizer for Heartbeat Classification », *Pattern Recognit. Image Anal.*, vol. 28, n° 2, p. 243-253, avr. 2018, doi: 10.1134/S1054661818020037.
- [108] S. Salcedo-Sanz, J. L. Rojo-Álvarez, M. Martínez-Ramón, et G. Camps-Valls, « Support vector machines in engineering: an overview: Support vector machines in engineering », *Wiley Interdiscip. Rev. Data Min. Knowl. Discov.*, vol. 4, n° 3, p. 234-267, mai 2014, doi: 10.1002/widm.1125.
- [109] S. Gupta, R. Kambli, S. Wagh, et F. Kazi, « Support-Vector-Machine-Based Proactive Cascade Prediction in Smart Grid Using Probabilistic Framework », *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 62, n° 4, p. 2478-2486, avr. 2015, doi: 10.1109/TIE.2014.2361493.
- [110] Z. Nazari et D. Kang, « (PDF) Density Based Support Vector Machines for Classification », *Int. J. Adv. Res. Artif. Intell.*, vol. 4, n° 4, 2015, doi: 10.14569/IJARAI.2015.040411.
- [111] T. Singh, F. Di Troia, V. A. Corrado, T. H. Austin, et M. Stamp, « Support vector machines and malware detection », *J. Comput. Virol. Hacking Tech.*, vol. 12, n° 4, p. 203-212, nov. 2016, doi: 10.1007/s11416-015-0252-0.
- [112] M. E. Mountassir, S. Yaacoubi, et G. Mourot, « SVM pour une meilleure classification des données de monitoring par ondes guidées », in *13rd French Acoustics Congress and 20th Vibrations, Shocks and NOise conference*, Le Mans, France, 2016, p. 2189-2194.
- [113] D. R. Don et I. E. Iacob, « DCSVM: Fast Multi-class Classification using Support Vector Machines », *arXiv*, oct. 2018, doi: [doi.org/10.48550/arXiv.1810.09828](https://doi.org/10.48550/arXiv.1810.09828).
- [114] K. Thirumala, S. Pal, T. Jain, et A. C. Umarikar, « A classification method for multiple power quality disturbances using EWT based adaptive filtering and multiclass SVM », *Neurocomputing*, vol. 334, p. 265-274, mars 2019, doi: 10.1016/j.neucom.2019.01.038.
- [115] I. Klyueva, « Improving Quality of the Multiclass SVM Classification Based on the Feature Engineering », in *2019 1st International Conference on Control Systems, Mathematical Modelling, Automation and Energy Efficiency (SUMMA)*, Lipetsk, Russia: IEEE, nov. 2019, p. 491-494. doi: 10.1109/SUMMA48161.2019.8947599.
- [116] L. Scrucca, « GA : A Package for Genetic Algorithms in R », *J. Stat. Softw.*, vol. 53, n° 4, 2013, doi: 10.18637/jss.v053.i04.
- [117] A. Janbain, « Utilisation d'algorithmes génétiques pour l'identification systématique de réseaux de gènes co-régulés. », Thèse de Doctorat, Liban, 2019.
- [118] A. Ghaheri, S. Shoar, M. Naderan, et S. S. Hoseini, « The Applications of Genetic Algorithms in Medicine », *Oman Med. J.*, vol. 30, n° 6, p. 406-416, nov. 2015, doi: 10.5001/omj.2015.82.
- [119] G. T. Reddy, M. P. K. Reddy, K. Lakshmana, D. S. Rajput, R. Kaluri, et G. Srivastava, « Hybrid genetic algorithm and a fuzzy logic classifier for heart disease diagnosis », *Evol. Intell.*, vol. 13, n° 2, p. 185-196, juin 2020, doi: 10.1007/s12065-019-00327-1.
- [120] S. Katoch, S. S. Chauhan, et V. Kumar, « A review on genetic algorithm: past, present, and future », *Multimed. Tools Appl.*, vol. 80, n° 5, p. 8091-8126, févr. 2021, doi: 10.1007/s11042-020-10139-6.

- [121] A. Falamarzi, S. Moridpour, M. Nazem, et R. Hesami, « Integration of Genetic Algorithm and Support Vector Machine to Predict Rail Track Degradation », *MATEC Web Conf.*, vol. 259, p. 02007, janv. 2019, doi: 10.1051/mateconf/201925902007.
- [122] K. M. Hamdia, X. Zhuang, et T. Rabczuk, « An efficient optimization approach for designing machine learning models based on genetic algorithm », *Neural Comput. Appl.*, vol. 33, n° 6, p. 1923-1933, mars 2021, doi: 10.1007/s00521-020-05035-x.
- [123] S. Mirjalili, « Genetic Algorithm », in *Evolutionary Algorithms and Neural Networks*, in Studies in Computational Intelligence, vol. 780. Cham: Springer International Publishing, 2019, p. 43-55. doi: 10.1007/978-3-319-93025-1\_4.
- [124] J. Luo, « Parallel genetic algorithms to solve dynamic task scheduling problems efficiently by taking into account the energy », Thèse de Doctorat, Université Toulouse 3 Paul Sabatier, France, 2019.
- [125] B. Doerr, H. P. Le, R. Makhmara, et T. D. Nguyen, « Fast Genetic Algorithms », in *Proceedings of the Genetic and Evolutionary Computation Conference*, Berlin, Germany, mars 2017, p. 777-784.
- [126] CAN/CSA, « Altered States \* », *Mindset-24 reference manual*. <https://altered-states.net/index2.php?/biofeed/mindset.htm> (consulté le 10/10/2022).
- [127] D. Huang et al., « Differences first in asymmetric brain: A bi-hemisphere discrepancy convolutional neural network for EEG emotion recognition », *Neurocomputing.*, vol. 488, pp. 140-151, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2021.03.105>.