

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

**UNIVERSITE MENTOURI - CONSTANTINE**  
**FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR**  
**DEPARTEMENT DE L'ELECTRONIQUE**

Soutenance de thèse de Doctorat en sciences  
En Electronique

**OPTION**

*TRAITEMENT DU SIGNAL*

**Les Statistiques d'ordre Supérieur: Application au Traitement du  
Signal Parole Pathologique  
(Patients à Audition Déficiente – Patients Trachéotomisés)**

Par

**Habiba Maalem**

**SOUTENUE LE 15 / 04 / 2007 à 11 h 00**  
**A la salle de réunion (5ème étage)**

**Devant le jury:**

**Président:**

**Rapporteur:**

**Examineurs:**

M<sup>me</sup> F. BENABEDALAZIZ

Mr. K. BELARBI

Mr. M. KHAMADJA

Mr. H. TEBBIKH

M<sup>lle</sup>. M. ROUAINIA

Prof. U. CONSTANTINE

Prof. U. CONSTANTINE

Prof. U. CONSTANTINE

Prof. U. GUELMA

M.C. U. SKIKDA

## **REMERCIEMENT**

*Je n'ai pu mener ma tâche à bien que grâce à l'aide apportée par de nombreuses personnes à qui j'adresse ici l'expression de mes vifs remerciements et de ma profonde gratitude :*

*Monsieur F. Marir, Directeur de thèse, Professeur au Département d'Electronique université de Constantine; pour avoir proposer et diriger ce travail.*

*Monsieur K. Belarbi, Professeur au Département d'Electronique Université de Constantine, pour son aide précieuse, ses encouragements, sa gentillesse et d'avoir accepté de rapporter ce travail.*

*Je suis reconnaissante à madame F. Benabedalaziz Professeur au Département d'Electronique Université de Constantine. Pour ses encouragements, sa gentillesse et d'avoir accepter de présider ce jury.*

*Je remercie amplement d'avoir accepter de juger ce travail :*

*Monsieur M. Khamadja Professeur au Département d'Electronique Université de Constantine,*

*Monsieur H. Tebbikhi Professeur au Département d'Electronique Université de Guelma.*

*Mlle M. Rouainia Maître de Conférence au Département d'Electronique Université de Skikda.*

*Je tiens à remercier également, Dr. Boubeker médecin à l'université de Skikda pour son aide précieuse et ses encouragements constants.*

*Je remercie aussi : Dr. M. Maatar, Médecin à l'hôpital Ibn Badis Constantine, Souad Maatar Chef du laboratoire des langues Université de Skikda et N. Nafir Responsable du centre de calcul de l'université de Skikda.*

*Ma plus profonde gratitude s'adresse à ma famille, pour sa disponibilité, son aide et pour sa patience.*

*Je tiens à exprimer ma sincère amitié à Houria responsable d'une boite d'informatique à Guelma.*

*J'exprimes mes profonds remerciements aussi à tout mes collègues de l'université de Skikda, Saliha Dalage, Lilia.Zighid, A.Souko, Mr.Salmi. pour leurs encouragements tout au long de ce travail.*

# TABLE DES MATIERES

## Liste des figures et des tableaux

<b>INTRODUCTION GENERALE</b>	1
<b>CHAPITRE I NOTIONS GENERALES SUR LE SIGNAL PAROLE</b>	
I.1. INTRODUCTION	5
I.2. LA PAROLE ET LA VOIX	6
I.2.1 L'intensité Sonore	6
I.2.2 La Hauteur	6
I.2.2.1 Méthodes temporelles	7
I.2.2.2 Méthodes fréquentielles	7
I.2.2.3 Méthodes mixte	7
I.2.3 Le Timbre	9
I.2.4 La Modulation	9
I.2.5 L'articulation	9
I.3. APERÇU ANATOMIQUE SUR L'APPAREIL RESPIRATOIRE ET PHONATOIRE	9
I.3.1 La Respiration	9
I.3.2 Organes phonatoires	11
I.4. SONS VOISES ET NON-VOISES	13
1.4.1 Son voisé	13
1.4.2 Son non voisé	14
I.5. TROUBLES DE LA PHONATION	16
I.6. CONCLUSION	19
<b>CHAPITRE II ANALYSE POLYSPECTRALE ET MODELISATION PARAMETRIQUE DU SIGNAL PAROLE</b>	
II.1. INTRODUCTION	20
II.2. LES STATISTIQUES D'ORDRE SUPERIEUR	21
II.2.1 Définition	21

	II.2.2	Propriétés des Cumulants	22
II.3.		POLYSPECTRE	23
	II.3.1	Estimation du Polyspectre Par les Méthodes Non Paramétriques	24
	II.3.2	Estimation du Polyspectre Par les Méthodes Paramétriques	26
	II.3.3	Quelques Propriétés du Polyspectre	27
II.4.		MODELISATION DE PRODUCTION DE LA PAROLE	28
	II.4.1	Modélisation Linéaire de Production de la Parole	29
	II.4.2	Modélisation Non-Lineaire de Production de la Parole	32
	II.4.3	Couplage Quadratique de Phase	34
II.5.		CONCLUSION	35

### **CHAPITRE III ENFANT A AUDITION DEFICIENTE**

III.1.		INTRODUCTION	36
III.2.		SYSTEME D'AUDITION	37
	III.2.1	Structure de L'oreille Humaine	37
	III.2.2	Pysiologie de L'audition	38
	III.2.3	Champ d'audition	38
III.3.		LES PERTES D'AUDITION	39
	III.3.1	Les Différentes Pertes D'audition	39
	III.3.2	Niveaux de Déficience Auditive	41
	III.3.3	Les Causes de Surdité	42
	III.3.4	Les Conséquences des Pertes D'audition	44
	III.3.5	Que Faire Lorsqu'on Suspecte un Trouble D'audition?	44
	III.3.6	Traitement de la Surdité	46
	III.3.7	Le Retentissement de la Déficience Auditive Sur la Voix et la Parole	48
III. 4.		CONCLUSION	49

## **CHAPITRE IV LA TRACHEOTOMIE**

IV.1.	INTRODUCTION	51
IV.2.	DEFINITION	52
IV.3.	INDICATIONS	53
IV.4.	CONTRE – INDICATIONS	53
IV.5.	RISQUES IMMEDIATS	54
IV.6.	AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE LA TRACHEOTOMIE	54
IV.7.	LA TRACHEOTOMIE ET LA PHONATION	56
	IV.7.1 Les canules	56
	IV.7.2 Valve de phonation	58
IV.8.	CONCLUSION	58

## **CHAPITRE V ALGORITHMES ET RESULTATS**

V.1.	INTRODUCTION	59
V.2.	ALGORITHMES ET ORGANIGRAMMES	60
V.3.	RESULTATS ET INTERPRETATIONS	65
	V.3.1 Détection du Couplage Quadratique de Phase et Modélisation non-linéaire du Signal Parole	66
	V.3.2 Analyse Spectrale, Polyspectrale et Cepstrale du Signal Parole : Cas D'enfant à Audition Déficiante	67
	V.3.3 Analyse Trispectrale et Cepstrale du Signal Parole: Cas D'un Homme Trachéotomisé	69
	V.3.4 Détection de la Fréquence Fondamentale	70
V.4.	CONCLUSION	71

<b>CONCLUSION GENERALE</b>	<b>86</b>
----------------------------	-----------

<b>BIPLIOGRAPHIE</b>	<b>89</b>
----------------------	-----------

## **ANNEXES**

ANNEXE 1	<i>Relation moment - cumulant propriétés et estimation des cumulants</i>	95
ANNEXE 2	<i>Relation polyspectre – DSP</i>	99
ANNEXE 3	<i>Caracteristiques Phonetiques de la Parole</i>	101

<b>ملخص</b>		106
-------------	--	-----

<b>ABSTRACT</b>		107
-----------------	--	-----

## **INTRODUCTION GENERALE**

Bien que souvent considérée comme un simple signal unidimensionnel, la parole est loin d'avoir livré tous ses secrets devant les outils conventionnels du traitement du signal. Etant, en effet, le vecteur de la communication parlée de l'être humain, la parole possède une très grande richesse, ce qui confie au signal acoustique correspondant une très grande complexité. On peut ainsi dire, sans exagération, étudier la parole c'est étudier l'homme.

Depuis longtemps, les chercheurs et les ingénieurs cherchent à extraire les différentes informations véhiculées par le signal parole. Certaines de ces informations correspondent au contenu linguistique, tandis que d'autres sont plutôt liées aux différents aspects du locuteur. Ces informations sont très précieuses aussi bien pour les applications que pour la recherche fondamentale.

C'est la raison principale pour laquelle nous avons choisi ce type de signal dans notre étude.

Malgré quelques limites, le traitement du signal, grâce à ses puissantes théories et techniques, demeure un outil indispensable pour l'extraction des informations pertinentes du signal parole.

Depuis ces dernières décennies, les techniques de traitement de la parole ont connu plusieurs grandes révolutions [1]. La première est celle de la téléphonie mobile c'est une proportion grandissante de la population avec elle un ordinateur de poche spécialisé dans l'analyse – synthèse LPC.

La seconde révolution, est celle des outils d'ingénierie pure (HMMS, ANNS, synthèse par sélection d'unités dans une grande base de données).

Une troisième révolution se prépare, celle qui verra naître des machines dont plus personne ne pourra affirmer avec certitude qu'elles en sont.

Une dernière révolution est celle des grandes bases de données de textes. Depuis 1995, sous l'égide de la LDC (langage data consortium) aux états unis et L'ELRA (European langage resource agency) en Europe, de nombreux laboratoires de recherche mettent en commun leurs ressources, avec pour résultats, les développements récents en reconnaissance et plus encore en synthèse. De nombreux travaux ont montré l'importance de cette étape (Bourlard 96, Hermansky 97 et Katagiri 00) [2]. L'une des méthodes proposées est basée sur l'analyse de données pour extraire les paramètres acoustiques de la voix qui forment l'élément clé pour la mise au point d'un système de reconnaissance.

L'altération de la voix parlée, ou dysphonie, va toucher un ou plusieurs de ces paramètres, cette approche s'explique par la position privilégiée de la parole comme l'aide au diagnostic médical de différentes pathologies.

L'extraction des caractéristiques acoustiques, telle que la fréquence fondamentale, les fréquences de résonances et l'intensité se fait à base des méthodes issues du traitement du signal (analyse temps fréquence, transformée en ondelettes, analyse spectrale et polyspectrale utilisant des modèles paramétriques qui assurent une meilleure résolution).

Sachant que, dans la pratique, les signaux se superposent à du bruit, le problème que nous proposons de résoudre est le choix de la méthode de résolution pour réduire au maximum les influences du bruit.

La résolution de ce problème se base sur une technique moderne utilisée pour fournir des informations sur les signaux à distribution non gaussienne dans différents domaines d'application : traitement de la parole, reconstruction d'image, sonar, radar, biomédical et autre. Cette technique fait appel aux statistiques d'ordre supérieur (S.O.S), plus connus sous leur dénomination anglo-saxonne (Higher Order Statistics ou « H.O.S »), dont les cumulants représentent l'élément le plus populaire.



Le signal que nous avons traité est le signal parole arabe normale et pathologique. Les signaux pathologiques proviennent des patients à audition déficiente (malentendants et sourds profonds) et ceux ayant subi une trachéotomie.

L'analyse du signal parole s'est toujours basée sur certaines hypothèses simplificatrices que l'on a généralement justifié. En effet, pour rendre l'analyse plus facile, on procède par des tranches très courtes (30 à 50 ms) où le signal est supposé quasi-stationnaire et ergodique.

La présente thèse a pour objectifs, de :

- A. montrer comment l'analyse bispectrale peut être utilisée pour la détection du couplage quadratique de phase (CQP) entre les harmoniques produits dans le conduit vocal.
- B. développer un nouveau modèle non linéaire de production de la parole.
- C. développer un nouvel algorithme pour la détection de la fréquence fondamentale (pitch) des sons voisés, utilisant l'autocorrélation et le cumulatif d'ordre quatre et de montrer la supériorité de ce dernier.
- D. montrer comment l'analyse cepstrale, spectrale et polyspectrale (bispectrale et trispectrale) du signal parole à base des S.O.S peut être une aide au diagnostic médical (pathologie des systèmes d'audition, respiratoire et articulaire).

## **STRUCTURE DE LA THESE**

Afin d'assurer un caractère didactique à la rédaction de cette thèse, nous avons décidé de la diviser en cinq chapitres distincts, avec une introduction générale, une conclusion générale et des annexes.

❖ Dans le premier chapitre, on expose des généralités sur le signal parole, les caractéristiques acoustiques et physiques, la pathologie ou la dysphonie vocale, ainsi que l'anatomie des mécanismes phonatoires et leur dépendance vis à vis de la physiologie respiratoire.

❖ Le chapitre deux sera consacré aux notions générales des statistiques d'ordre supérieur ( S.O.S) et leur représentation fréquentielle (polyspectrale) ainsi que les modèles utilisés pour la production du signal vocal avec une distribution connue.

❖ Comme le signal traité dans ce présent travail est le signal parole produit par des enfants à audition déficiente (dysphonie) et par des personnes trachéotomisés, les chapitres trois et quatre donnent quelques notions générales sur la déficience auditive et sur la trachéotomie ainsi que leurs influences sur la voix et sur la parole.

❖ Enfin, dans le chapitre cinq nous présentons, dans la première partie, les algorithmes et les organigrammes correspondant aux méthodes traitées, et, dans la deuxième partie, les résultats obtenus et leurs interprétations.

Cette thèse se termine par une conclusion générale qui résume le bilan du travail effectué, les principaux résultats obtenus et les perspectives pour de futures recherches.

# CHAPITRE I

## *Notions Générales Sur Le Signal Parole*

I.1. INTRODUCTION

I.2. LA PAROLE ET LA VOIX

I.3. APERÇU ANATOMIQUE SUR L'APPAREIL RESPIRATOIRE  
ET PHONATOIRE

I.4. SONS VOISES ET NON-VOISES

I.5. TROUBLES DE LA PHONATION

I.6. CONCLUSION

### **I.1. INTRODUCTION**

L'homme écrit depuis cinq milles ans mais parle de puis long temps, c'est le seul moyen le plus simple et le plus efficace des modèles de communications ; la parole n'est autre qu'un ensemble de voix articulées qui expriment ses pensées, ses désirs et même ses sentiments.

La recherche en traitement de la parole a débuté par un traitement proprement dit du signal vocal qui se base sur la phonétique et la linguistique. Les aspects de la phonétique sont décrits par deux sciences fondamentales à savoir, la phonétique acoustique et la phonétique physiologique qui s'occupe du rôle de nos organes phonatoires dans l'émission des sons; par contre, la première analyse les sons comme étant ensemble des traits (fréquence, durée, intensité...) perçus par l'oreille humaine.

L'information d'un message parlé réside dans les fluctuations de la pression de l'air engendrées puis émises par l'appareil respiratoire et phonatoire.

Ce présent chapitre est consacré à quelques notions générales sur le signal parole : Caractéristiques, pathologie, anatomie des mécanismes phonatoires et leur dépendance vis à vis de la physiologie respiratoire.

## **I.2. LA PAROLE ET LA VOIX**

La parole, très souvent considérée comme activité propre de l'homme et rarement étudiée comme fonction biologique, elle est communication avec les autres ; elle met en jeu des organes de phonation et est une véritable gymnastique des muscles du larynx, du pharynx, de la langue et des parois de la cavité buccale d'une façon générale.

La voix représente le support acoustique de la parole, c'est un ensemble de sons produits par le larynx, lorsque l'air expiré fait vibrer les cordes vocales. Tous les sons simples peuvent être décrits de manière exhaustive par les caractéristiques suivantes [3,4] :

### **I.2.1. L'INTENSITE SONORE**

L'intensité correspond à l'amplitude des vibrations sonores, dépend principalement de la pression produite par le souffle thoracique et de la résistance que peuvent lui opposer les cordes vocales (tension, affrontement) ; mais aussi des résonateurs. Elle se mesure généralement à l'aide d'un décibelmètre ou sonomètre qui doit être placé à environ 30 cm de la bouche. L'intensité moyenne de la voix parlée est de 60 dB.

### **I.2.2. LA HAUTEUR**

La hauteur de la voix, au cours d'une conversation varie selon les personnes, elle est essentiellement dépend de la dimension et de la tension des cordes vocales, ainsi que des dimensions des résonateurs. Elle peut être volontairement modifiée dans certaines limites, par l'intermédiaire des muscles respiratoires, en faisant varier la pression de l'air. L'association de ces éléments détermine la fréquence de vibration des cordes vocales, appelée fréquence fondamentale ou pitch, elle est variée selon l'âge et le sexe. Alors que la fréquence fondamentale de la voix parlée est :

- De 60 à 250 Hz pour une voix masculine.
- De 150 à 500 Hz pour une voix féminine.
- De 200 à 600 Hz pour une voix d'enfant.

La mesure de la fréquence fondamentale s'effectuant soit à partir d'un signal microphonique (fréquencemètre, glottal frequency analyser ou GFA) soit à partir d'un signal électrolaryngographique ou électroglottographique. Cependant le traitement numérique des signaux offre certaines méthodes d'estimation du pitch que l'on peut classer en trois catégories :

- Méthodes temporelles.
- Méthodes spectrales.
- Méthodes mixtes (temporelles et spectrales).

Toutes ces méthodes peuvent se ramener à une détection de voisement associée à une mesure de périodicité [5].

#### **1.2.2.1. Méthodes temporelles :**

Parmi les méthodes temporelles les plus connues, on trouve la méthode AMDF (Average Magnitude Difference Function).

La fonction AMDF est définie par :

$$D(k) = \sum_{n=1}^{N-k-1} |x(n-k) - x(n)|, \text{ où } k = 0, 1, \dots, K. \quad (1.1)$$

La fonction AMDF est calculée généralement sur une fenêtre de 18 à 35 ms sur un signal filtré dans la bande (0 – 900 Hz) (Fig.I.1).

Le minimum de la fonction AMDF donne la période du pitch [4,5].

#### **1.2.2.2. Méthodes fréquentielles :**

La méthode la plus utilisée dans cette catégorie est la méthode cepstrale. Le cepstre réel est défini par la transformée inverse du logarithme de la valeur absolue de la transformée de Fourier du signal [6].

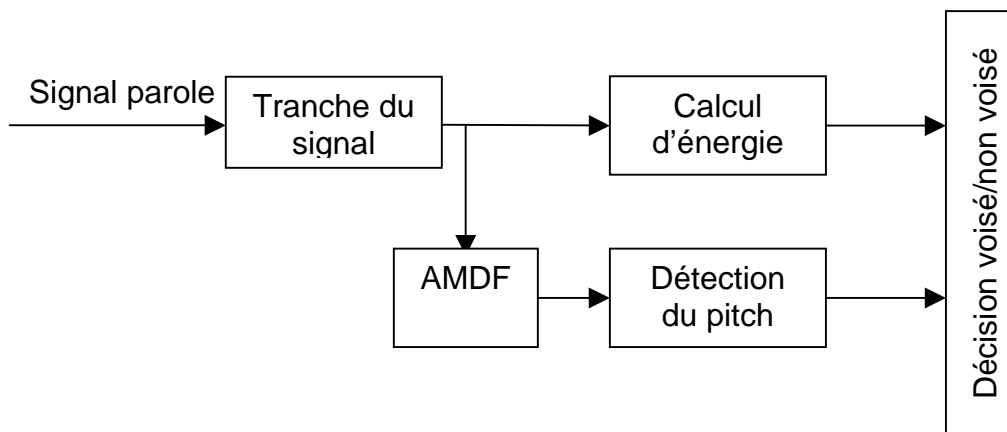
$$c_R(n) = \int_{f=-\infty}^{\infty} \ln|X(f)| e^{-j2\pi fn} df \quad (1.2)$$

Le diagramme de détection du pitch est représenté sur la figure (I.2).

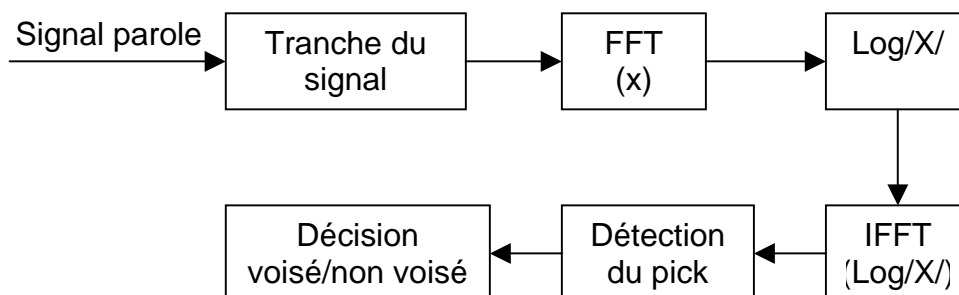
#### **1.2.2.3. Méthodes mixtes :**

La méthode la plus connue dans cette catégorie est la méthode SIFT (Simplified Inverse Filtering Technique).

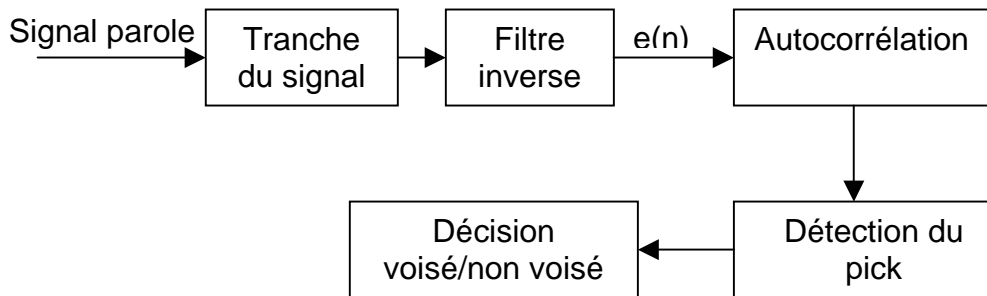
La méthode SIFT (Fig.I.3) se base sur l'examen de la fonction d'autocorrélation du résidu LPC (linear prediction coefficient), après pondération (0 – 900 Hz), on opère à une analyse LPC pour obtenir les coefficients de prédiction du filtre inverse. On calcul en suite la fonction d'autocorrélation  $R_e(k)$  du résidu  $e(n)$  ; le maximum de la fonction d'autocorrélation donne la période du pitch.



**Fig.I.1** Diagramme d'estimation du pitch par la méthode AMDF



**Fig.I.2** Diagramme d'estimation du pitch par la méthode Cepstrale



**Fig.I.3** Diagramme d'estimation du pitch par la méthode SIFT

### I.2.3. LE TIMBRE

C'est le taux de différents harmoniques, dépend de la qualité du son glottique, donc de l'état des cordes vocales, et de la liberté des caisses de résonance [7].

### I.2.4. LA MODULATION

C'est la variation progressive d'un ou plusieurs des facteurs précédents.

### I.2.5. L'ARTICULATION

Se caractérise par l'adjonction à la voix modulée de variations brusques transitoires de ces mêmes grandeurs propres à l'homme, à l'encontre des facteurs précédents qui appartiennent à tous les animaux possédant un larynx [7].

## I.3. APERÇU ANATOMIQUE SUR L'APPAREIL RESPIRATOIRE ET PHONATOIRE

Les structures de la phonation assurent la vie par la respiration et l'alimentation. La phonation est donc une fonction superposée. Elle est faite par trois systèmes qu'il faut connaître pour faire distinction entre voix normale et pathologique : respiratoire, phonatoire et le système de résonance.

### I.3.1. LA RESPIRATION

La respiration assure le renouvellement de l'air dans les poumons, qui permet l'hématose (échanges gazeux entre alvéoles et sang) et module l'ampliation thoracique, leur rôle dans la phonation est de fournir la pression d'air pour production du son. Cette fonction se base sur plusieurs systèmes anatomiques comme indiqué dans la figure (I.4). Les deux phases respiratoires sont :

- Inspiration :

C'est un terme utilisé en physiopathologie ou thérapeutique, phénomène actif, augmente l'ampliation thoracique, faisant entrer l'air frais dans les poumons.

- Expiration :

Phénomène passif, déprime l'ampliation thoracique par simple relâchement de l'action musculaire, expulsant l'air vicié. Seule l'inspiration représente un temps respiratoire actif, commandé de façon réflexe avec une périodicité automatique (15 fois par minutes chez l'homme, 18 fois chez la femme en moyenne au repos), dont la fréquence augmente spontanément avec l'effort, l'émotion ou la peur. Elle module aussi le travail cardiaque; le rythme cardiaque s'accélérait à l'inspiration et se ralentissant à l'expiration en fonction des pressions qui s'exercent sur la pompe cardiaque. Enfin, l'air étant évacué sous pression, elle fournit l'énergie nécessaire à la phonation. Sa facilité est conditionnée par l'état de liberté ou d'encombrement des voies respiratoires supérieures et inférieures.

- Les voies respiratoires inférieures :

Comprenant l'ensemble de l'arbre trachéo-bronchite. Celui-ci est formé d'un squelette tubulaire fait d'anneaux cartilagineux empilés, unis entre eux par des membranes fibro élastiques, plus étroites que les anneaux, lui conférant une certaine souplesse et extensibilité, lui-même revêtu intérieurement d'une muqueuse ayant des propriétés sécrétoires associées aux poumons. Elles forment le soufflet respiratoire ou générateur d'énergie pour la phonation.

- Les voies respiratoires supérieures :

Constituées par le larynx, le pharynx, les fosses nasales ou accessoirement la cavité buccale, elles constituent le modulateur phonatoire et ses résonateurs.

La technique respiratoire en phonation est différente de celle au repos :

a. Respiration au repos : flux d'air libre, inspiration nécessite contraction musculaire. Ce pendant, l'expiration est passive (forces élastiques) ; La respiration au repos utilise 10 à 15% de la capacité vitale totale (CVT) [7].



b. Respiration à la phonation : L'air doit être sous pression au niveau sous-glottique, cela se fait par forces expiratoires et par la résistance créée par les cordes vocales. Inspiration et expiration prend respectivement 10% et 90% du temps respiratoire. Volume utilisé est plus grand allant à 25% au 40% de la CVT. Autre différence dans la fréquence respiratoire : au repos de 10 à 20, pour la phonation elle dépend de la quantité des mots ou syllabes par phase expiratoire et le contrôle de la coordination entre respiration et phonation.

La contraction des muscles continue lors d'expiration pour contrôler la pression alvéolaire nécessaire à la phonation [7].

Les sons de parole se produisent normalement lors de la phase de l'expiration grâce à un flux d'air contrôlé, en provenance des poumons et passant par la trachée artère (conduit respiratoire). Ce flux d'air s'appelle air pulmonaire égressif, il va rencontrer sur son passage plusieurs obstacles qui vont modifier de manière plus ou moins importante; Ces obstacles appelés les organes phonatoires (voir figure I.5), sont les éléments principaux composant l'appareil respiratoire.

### **I.3.2. ORGANES PHONATOIRES**

#### ***I.3.2.1. Le Larynx :***

Le larynx est un organe creux dans lequel la voix est produite, situé dans la partie antérieure du cou, au-dessus de la trachée, au dessous de la partie moyenne du pharynx, en arrière de la bouche et en avant de la partie inférieure du pharynx [8].

Le larynx est une structure cartilagineuse, se compose de quatre cartilages différents; dont le cartilage thyroïde prend le nom de pom d'adam et l'épiglotte cartilage en forme de lame, pouvant fermer par un mouvement de bascule en arrière l'entrée du larynx afin d'empêcher le bol alimentaire d'entrer dans le larynx et la trachée artère. Les dimensions de larynx sont variables avec l'âge et le sexe ; petit chez l'enfant, plus grand chez l'homme que chez la femme.

Le larynx peut se déplacer vers le bas ou vers le haut ; s'élève lors de l'émission des sons aigus, il s'abaisse à l'émission des sons graves, de ce fait la longueur de la cavité pharyngienne peut se trouver modifiée [9].

Au niveau physiologique, le larynx a une triple fonction [4] :

- Fonction respiratoire marquée par le passage de l'air à travers le larynx.
- Fonction de protection des voies aériennes inférieures par la fermeture de la glotte.

- Fonction phonatoire : l'émission du son.

### **1.3.2.2. Cordes vocales :**

Se sont des organes vibratoires constitués de tissu musculaire et de tissu conjonctif résistant; en effet, les fonctions sphinctériennes de laryngée (respiratoire et phonatoire) dépendent de l'aspect et de l'état de ces deux éléments.

Les cordes vocales situées en avant de l'organe laryngé jusqu'à la base du cartilage aryénoïdien. Leurs dimensions sont variables surtout en fonction du sexe puisqu'elles sont estimées à 22 mm chez l'homme et 18 à 20 mm chez la femme [4]. Lors de l'émission vocale ; les cordes vocales vont d'abord se rapprocher en position de fermeture grâce aux cartilages aryénoïdes, la pression de la colonne d'air expiratoire se heurte à un obstacle (fermeture des cordes). Elle va augmenter et contraindre les bords libres des cordes à s'écarter légèrement et se positionner sous la forme d'un "V" appelée « la glotte », pour laquelle laissant passer une petite quantité d'air ou puff [4] (voir figure 1.6) ; ce puff d'air aussitôt libéré, les bords libres vont à nouveau se rapprocher à la fois :

- Sous l'action de la diminution de la pression sous glottique.
- Par effet de Bernoulli (effet de rétro aspiration de la muqueuse cordale).
- Grâce à l'élasticité propre des cordes vocales.

La glotte ne possède pas qu'un rôle de phonation, elle joue également un rôle de protection des voies aériennes supérieures grâce à la fermeture des cordes vocales lors de la déglutition (avalier salive, inhalation d'un corps étranger ou un aliment) [10].

### **1.3.2.3. Conduit vocal :**

C'est un ensemble de cavités situées entre la glotte et les lèvres reliées entre elles, qui mesure en moyenne entre 17 et 18 cm. Elles constituent les résonateurs qui doivent trier les harmoniques du son de base, leurs fréquences propres dépendront de leur volume, de leurs orifices et de leur couplage [11], on peut distinguer :

- Le pharynx (cavité pharyngale) :

Conduit musculéux membraneux situé en bouche l'œsophage d'une part et entre les fosses nasales d'autre part ; la paroi du pharynx est constituée de muscles

constricteurs. En effet d'une constriction, modification du diamètre du pharynx, la racine de la langue peut également reculer ou avancer et donc agir sur le volume de cette première cavité supra glottique.

- Les fosses nasales (cavité nasale) :

Deux cavités uniformes séparées par une cloison verticale médiane, recouvertes de muqueuses relient les narines au pharynx. L'air passe par le nez lorsque le voile du palais est rabaisé (passage oro-nasal ouvert).

- La bouche (Cavité buccale) :

Sépare les fosses nasales par une cloison appelée le palais. Dans cette cavité se situent des articulateurs fixes et d'autres mobiles.

- Les lèvres (Cavité labiale) :

Une cavité que l'on crée lorsqu'on projette en avant les lèvres (protrusion labiale), les lèvres jointes constituent un organe vibratoire accessoire intervenant dans la formation des consonnes.

- La langue :

La langue est une structure frontière, appartenant à la fois à la cavité buccale pour sa partie dite mobile et au glossopharynx pour sa partie dite fixe ; elle a de l'importance pour la phonation, sa posture plus au moins avancé ayant un effet direct sur le calibre lumineux du résonateur pharyngé.

## **I.4. SONS VOISES ET NON-VOISES**

Les différents sons de la parole sont classés en deux catégories principales selon que les cordes vocales vibrent ou ne vibrent pas :

### **I.4.1. SONS VOISES :**

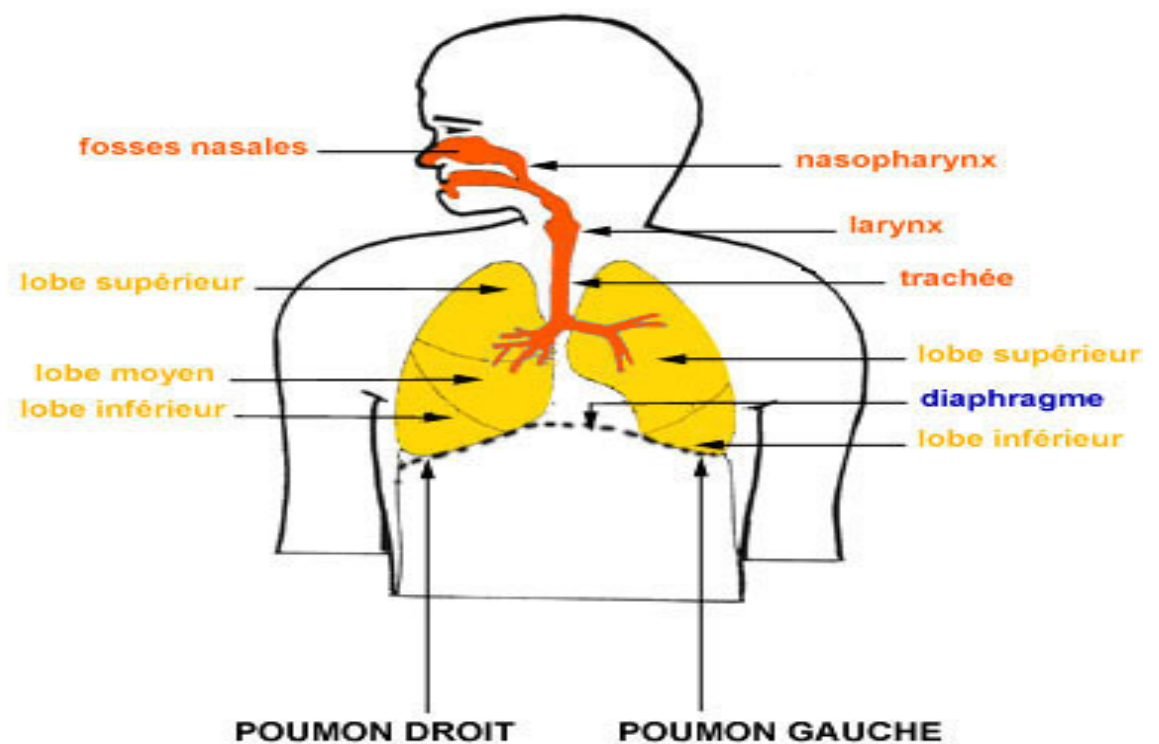
Pendant certains sons, la glotte s'ouvre brusquement libérant ainsi la pression accumulée en amont sous forme d'impulsions périodiques, ces impulsions mettent les cordes vocales en vibration quasi-périodique.

Le spectre d'un son voisé présente des raies correspondantes à l'harmonique du fondamental (structure de pitch) c'est le cas des voyelles, l'enveloppe de ces raies

présente des maximums appelés les formants, les trois ou quatre premiers formants sont essentiels pour caractériser le spectre vocal (figure I.7).

#### I.4.2. SONS NON VOISÉS :

Si les cordes vocales sont écartées; soit une turbulence quasi aléatoire d'air est produite dans le conduit vocal par diminution de sa section, soit le conduit est momentanément fermé complètement pour augmenter la pression et rouvert instantanément produisant une transitoire décroissante. Les sons ainsi produits sont appelés sons non voisés. Le son non voisé ne présente pas une structure périodique, il peut être considéré comme un bruit blanc, ainsi son spectre ne présente pas une structure de pitch (figure I.8) [12,13].



**Fig.I.4** L'Appareil respiratoire humain

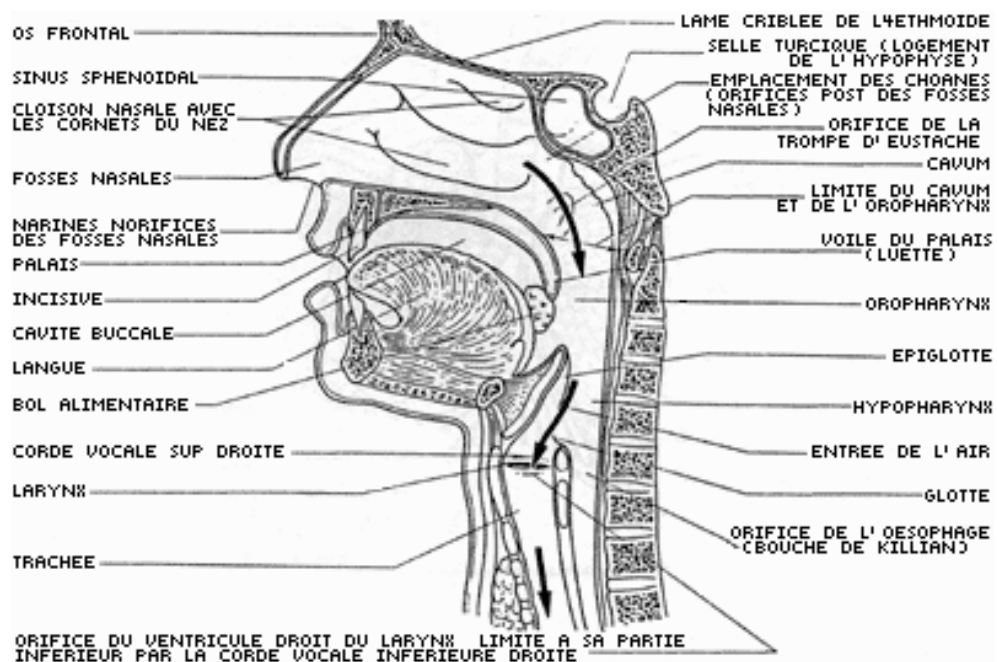


Fig.I.5 L'Appareil phonatoire humain

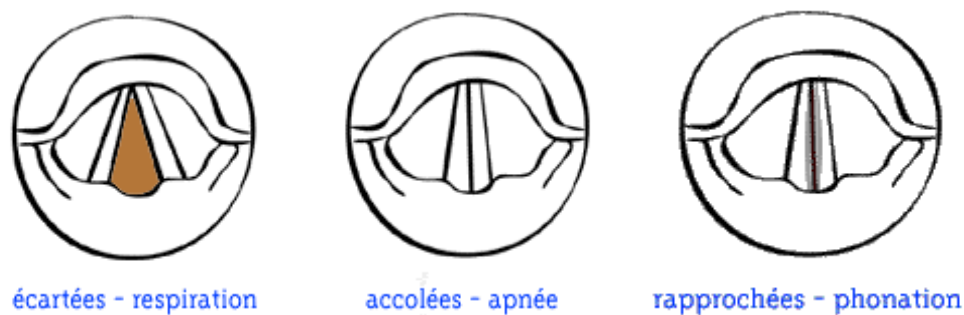
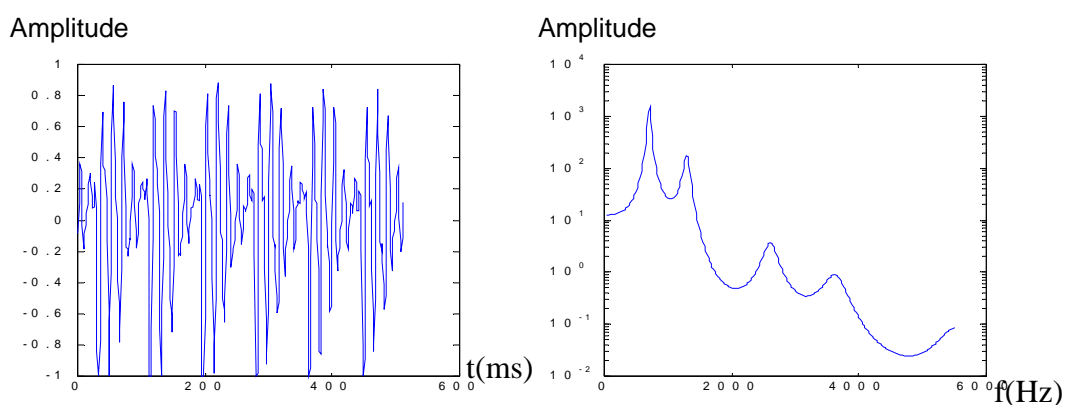
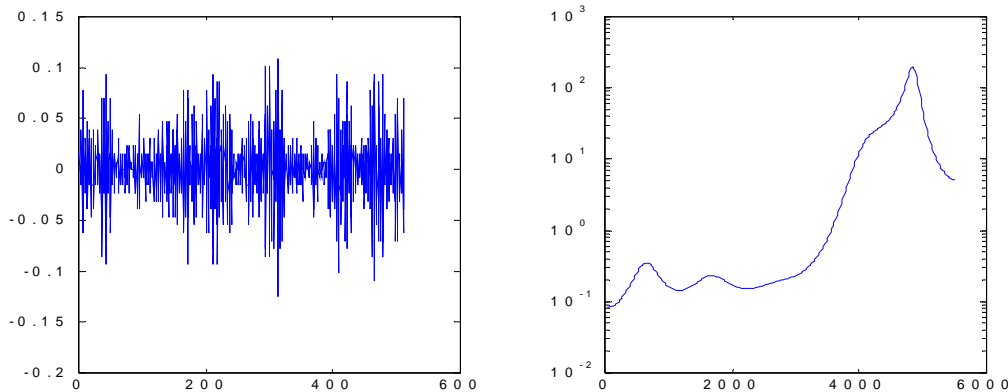


Fig.I.6 Cordes vocales



**Fig.I.7** Son voisé et son spectre (voyelle 'a')**Fig.I.8** Son non voisé et son spectre (consonne 's')

## I.5. TROUBLES DE LA PHONATION

La production d'une voix normale est basée sur les paramètres acoustiques suivants : qualité, intensité, hauteur, débit et résonance. Une voix pathologique ou dysphonie présente une altération d'une ou plusieurs de ces paramètres. La pathologie vocale ou l'altération de la voix parlée a des causes multiples, on distingue ici :

- Dysphonie fonctionnelle

Sous l'influence des facteurs psychologiques et du stress ainsi que la mauvaise utilisation des structures anatomiques et des muscles volontaires, l'origine de ce dernier est mal connu; Les lésions organiques ne sont pas la cause mais la conséquence [14].

### a. Paramètres Fonctionnels

Patients montrent tension généralisée sur le corps, hyperactivité des muscles volontaires avec utilisation inappropriée de la musculature phonatoire. On peut trouver :

- Respiration thoracique avec effort, laryngé excessif à la phonation et la vibration des cordes vocales devient régulateur primaire du flux d'air et crée ainsi un hyperpression sous- glottique.
- Stridor buccal inspiratoire
- Tension sus - hyoïdienne, position haute du larynx au repos et à la phonation

- Tension sous- mandibulaire
- Mauvaise posture, rétraction céphalique
- Utilisation excessive, muscles scapulaires modifient masse, élasticité et vibrations des cordes vocales.

#### b. Symptômes

Caractéristiques auditives suivantes :

- Baisse hauteur vocale
- Tessiture limitée
- Péjoration de la qualité vocale au cours de la journée
- Fatigue vocale
- Douleurs référés au muscle para-laryngé
- Sensation d'inconfort au niveau de la langue
- Durée de phonation raccourcie

#### c. Examen Laryngée

On peut trouver :

Nodules, polypes, La version ventriculaire ou granulomes de cordes vocales, béance triangulaire post (tension musculaire).

- Nodules

On rencontre les nodules chez deux types de sujets : les enfants et les femmes, surtout chanteuses en tessiture aiguë (particulièrement soprano coloratur). Ils sont le résultat d'une mauvaise utilisation du larynx dans la phonation des sons aigus. Pour le traitement tout dépend de l'ancienneté, de l'importance du nodule et des troubles vocaux qu'il occasionne.

Chez l'enfant, le nodule qui apparaît comme le résultat d'un malmenage vocal, ne doit jamais être traité chirurgicalement, mais uniquement à l'aide d'un traitement orthophonique qui consistera à obtenir une respiration correcte pour une adaptation à une émission vocale équilibrée. Il faut bien savoir du reste que ces altérations de la corde vocale chez l'enfant sont peu structurées, sujettes à des variations et régressent souvent au cours du développement du sujet.

Chez l'adulte; si le nodule est récemment apparu, le traitement orthophonique sera entrepris d'emblée pour deux raisons : un équilibre vocal normal constitue une sorte de

massage thérapeutique qui suffit dans certains cas à faire disparaître les modifications de la muqueuse, ce traitement orthophonique constitue un exercice préparatoire et prophylactique pour une cicatrisation correcte dans les cas où la chirurgie pourrait devenir nécessaire [15].

- Polypes

Les polypes, petits bourgeons de la muqueuse, se distinguent du nodule par leur forme, leur unilatéralité et leur variété. La plupart du temps, c'est à partir d'un exsudat sous muqueux que l'irritation chronique ou l'allergie contribue à la formation du polype ; ou bien encore, il apparaît comme le reliquat de poussées aiguës de laryngite chronique œdémateuse inflammatoire qui ne rétrocedent qu'incomplètement, laissant au sujet un simple enrouement. Il est important de reconnaître si la tumeur est bénigne, car elle peut être le départ d'une dégénérescence, ainsi l'examen histologique est nécessaire.

Le papillome multiple et récidivant de l'adulte et de l'enfant (papillomatose), qui peut apparaître dès la première enfance est grave, car la pullulation des polypes peut déterminer une obstruction des voies respiratoires. L'évolution en est décevante nécessitant souvent une *trachéotomie*. Les interventions chirurgicales itératives ne donnent qu'un répit et laissent un larynx cicatriciel avec lequel il est parfois difficile de rééduquer convenablement la voix du patient [15].

- Eversion ventriculaire

L'éversion ventriculaire est due à une inflammation importante de toute la muqueuse du ventricule et de la partie supérieure de la corde vocale. C'est au cours d'une laryngite chronique qu'elle se constitue. La muqueuse du ventricule vient faire hernie au-dessus de la corde vocale, sous forme d'une masse gélatineuse en vessie de poisson. La voix devient enrouée, comme cassée. Le traitement sera d'abord pharmacodynamique, par pulvérisation de vasoconstricteurs destinés à décongestionner la muqueuse et à faire rétroceder les œdèmes; s'il ne suffit pas, le galvanocautère déterminera une rétraction de la muqueuse dans la huitaine qui suit. Là aussi, le traitement orthophonique devra compléter la thérapeutique pour éviter le retour des accidents [15].

d. Traitement Phoniatrique

- Education vocale (expliquer la physiologie au patient)



- Hygiène de voix
- contrôle du stress
- identification et réduction de la mauvaise utilisation des muscles
- évaluation psychiatrique parfois utile

On peut trouver aussi : dysphonie par phonation des bandes ventriculaires qui implique une fermeture des bandes ventriculaires lors de la phonation, troubles de la mue, dysphonie spasmodique, dysphonie et aphonie psychogène, dysphonie d'origine neurologique, dysphonie organique et d'autres.

## **I.6. CONCLUSION**

Le signal parole est un signal très complexe qui est caractérisé par sa très grande variabilité et donc par sa grande richesse en information, ceci est du comme on l'a vu, aux changements dans le temps du signal de source, de la forme et des dimensions du conduit vocal. C'est ce qui lui donne le caractère aléatoire, cette propriété est très importante car elle nous montre le type de signal qu'on va traiter dans ce présent travail. Le traitement de la parole recouvre un vaste ensemble d'activités comme : codage, compression, synthèse, reconnaissance, vérification et identification du locuteur...etc. Notre étude s'intéresse au troisième et au quatrième thème par l'extraction des caractéristiques (la fréquence fondamentale et l'enveloppe spectral) des différents signaux de parole normal et pathologique, ce dernier provient des patients à audition déficiente, comme étant subis une trachéotomie.

# CHAPITRE II

## *Analyse Polyspectrale Et Modélisation Paramétrique Du Signal Parole*

II.1. INTRODUCTION

II.2. LES STATISTIQUES D'ORDRE SUPERIEUR

II.3. POLYSPECTRE

II.4. MODELISATION DE PRODUCTION DE LA PAROLE

II.5. CONCLUSION

### II.1. INTRODUCTION

L'une des méthodes ou des techniques de traitement du signal parole les plus utilisées est l'analyse spectrale, cette opération a été réalisée, d'abord par des techniques classiques basées sur l'analyse de Fourier du signal ou de son autocorrélation, cependant des nouvelles techniques ont été développées qui assure une meilleure résolution, ce sont les techniques de modélisation paramétrique, basées sur la réponse impulsionnelle d'un modèle linéaire et non linéaire. Mais dans le cas ou notre signal va se superposer au bruit, le problème que nous nous proposons de résoudre est : Comment doit choisir la méthode de résolution pour pouvoir réduire au maximum les influences du bruit ?

La résolution de ce problème se base sur une nouvelle approche ; qui est une technique utilisée pour fournir des informations sur les signaux à distribution non gaussienne. Cette technique fait appel aux statistiques d'ordre supérieur (S.O.S) plus connus sous leur dénomination anglo-saxonne Higher order statistics (H.O.S), dont les

cumulants représentent l'élément le plus populaire et sa transformée de Fourier appelée polyspectre.

Notre présent chapitre montre les différentes méthodes de l'analyse polyspectrale ainsi les modèles utilisés pour la production du signal parole avec une distribution connue.

## II.2. LES STATISTIQUES D'ORDRE SUPERIEUR

### II.2.1. DEFINITION

Les statistiques d'ordre supérieur sont les moments d'ordre supérieur et certaines combinaisons non linéaires de ces moments appelées **Cumulants** [16,17].

- Cumulant des variables aléatoires :

Le cumulants de  $k^{\text{eme}}$  ordre, noté  $C_k$  d'un ensemble de variables aléatoires (v.a) est défini comme articulation ou combinaison non linéaire des moments d'ordre inférieur ou égal à  $k$ , de ces variables [17].

Si les v.a réelles  $\{x_1, x_2, x_3, x_4\}$  sont à moyenne nulle, les cumulants de  $2^{\text{eme}}$ ,  $3^{\text{eme}}$  et de  $4^{\text{eme}}$  ordre sont définis, respectivement, comme suit :

$$\text{Cum}(x_1, x_2) = C_2(x_1, x_2) = M_2(x_1, x_2) = E[x_1 x_2] \quad (\text{II.1.a})$$

$$\text{Cum}(x_1, x_2, x_3) = C_3(x_1, x_2, x_3) = M_3(x_1, x_2, x_3) = E[x_1 x_2 x_3] \quad (\text{II.1.b})$$

$$\begin{aligned} \text{cum}(x_1, x_2, x_3, x_4) = C_4(x_1, x_2, x_3, x_4) = & E[x_1 x_2 x_3 x_4] - E[x_1 x_2]E[x_3 x_4] - E[x_1 x_3]E[x_2 x_4] \\ & - E[x_1 x_4]E[x_2 x_3] \end{aligned} \quad (\text{II.1.c})$$

Dans le cas où les moyennes des v.a ne sont pas nulles il suffit de remplacer  $x_i$  par  $x_i - E[x_i]$ .

- Cumulant d'un processus aléatoire:

Si  $x(t)$  un processus aléatoire (p.s) réel, stationnaire et de moyenne nulle, le cumulants de  $k^{\text{eme}}$  ordre de  $x(t)$ , désigné par  $C_{k,x}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1})$ , est défini comme le cumulants d'ordre  $k$  des v.a  $x(t), x(t + \tau_1), \dots, x(t + \tau_{k-1})$ , alors :

$$C_{k,x}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = \text{cum}[x(t), x(t + \tau_1), \dots, x(t + \tau_{k-1})] \quad (\text{II.2})$$

D'après ( II.1), pour  $k = 2, 3, 4$  on a :

$$C_{2,x}(\tau) = E[x(t)x(t + \tau)] \quad (\text{II.3.a})$$

$$C_{3,x}(\tau_1, \tau_2) = E[x(t)x(t + \tau_1)x(t + \tau_2)] \quad (II.3.b)$$

$$C_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = E[x(t)x(t + \tau_1)x(t + \tau_2)x(t + \tau_3)] - C_{2,x}(\tau_1)C_{2,x}(\tau_2 - \tau_3) - C_{2,x}(\tau_2)C_{2,x}(\tau_3 - \tau_1) - C_{2,x}(\tau_3)C_{2,x}(\tau_1 - \tau_2) \quad (II.3.c)$$

On remarque que  $C_{2,x}(\tau)$  n'est autre que l'autocorrélation noté souvent  $R_x(\tau)$ .

• Cumulant d'un processus complexe :

Si  $x(t)$  est un p.s complexe, stationnaire et à moyenne nulle [17,18] :

$$C_{3,x}(\tau_1, \tau_2) = \text{cum}[x^*(t), x(t + \tau_1), x(t + \tau_2)]. \quad (II.4.a)$$

$$C_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = \text{cum}[x^*(t), x^*(t + \tau_1), x(t + \tau_2), x(t + \tau_3)] \quad (II.4.b)$$

## II.2.2. PROPRIETES DES CUMULANTS

Les statistiques d'ordre supérieur en générale et les Cumulants en particulier sont devenues un outil très populaire dans différents domaines : sonar, radar, biomédical, les données sismiques des processus, reconstruction d'images, synthèse de la parole et d'autres. Leur efficacité due aux ses différents propriétés et en particulier leur capacité de supprimer le bruit sous conditions, parmi ces propriétés on donne [16] :

Soit,  $x_i, y_i, z_i, i = 1, 2, \dots, k$  des v.a quelconques:

$P_1$  : Si  $\lambda_i ; i=1, 2, \dots, k$  sont des constantes, alors :

$$\text{cum}(\lambda_1 x_1, \dots, \lambda_k x_k) = \prod_{i=1}^k \lambda_i \text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k) \quad (II.5.a)$$

$P_2$  : Les cumulants sont invariants à toute permutation des arguments :

$$\text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k) = \text{cum}(x_{i_1}, x_{i_2}, \dots, x_{i_k}) \quad (II.5.b)$$

où :  $(i_1, i_2, \dots, i_k)$  est la permutation de  $(1, 2, \dots, k)$ .

Par conséquent, si  $x(t)$  est un p.s stationnaire et réel on a:

$$\begin{aligned} C_{3,x}(\tau_1, \tau_2) &= C_{3,x}(\tau_2, \tau_1) = C_{3,x}(-\tau_2, \tau_1 - \tau_2) = C_{3,x}(-\tau_1, \tau_2 - \tau_1) \\ &= C_{3,x}(\tau_2 - \tau_1, -\tau_1) = C_{3,x}(\tau_1 - \tau_2, -\tau_2) \end{aligned} \quad (II.5.c)$$

$P_3$  : Le cumulante de la somme est égal à la somme des cumulants :

$$\text{cum}(x_0 + y_0, z_1, \dots, z_k) = \text{cum}(x_0, z_1, \dots, z_k) + \text{cum}(y_0, z_1, \dots, z_k) \quad (II.5.d)$$

$P_4$  : si  $\alpha$  est un constant :

$$\text{cum}(\alpha + x_1, x_2, \dots, x_k) = \text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k) \quad (\text{II.5.e})$$

$P_5$  : Si les v.a  $x_i$  sont indépendantes aux v.a  $y_i$ , alors :

$$\text{cum}(x_1 + y_1, \dots, x_k + y_k) = \text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k) + \text{cum}(y_1, y_2, \dots, y_k) \quad (\text{II.5.f})$$

$P_6$  : Soit  $(x_1, x_2, \dots, x_i)$  est indépendant du système  $(x_{i+1}, x_{i+2}, \dots, x_k)$ . Alors :

$$\text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k) = 0 \quad (\text{II.5.g})$$

– Si  $w(t)$  est un p.s tel que les v.a qui le composent sont indépendantes et à distribution Identique ( D.I.I ) :

$$C_{k,w}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = \gamma_{k,w} \delta(\tau_1) \dots \delta(\tau_{k-1}) \quad (\text{II.5.h})$$

Où :  $\gamma_{k,w}$  est le cumulante d'ordre  $k$  de la séquence aléatoire stationnaire  $w(n)$ .

– Supposons :  $z(n) = y(n) + v(n)$  ou  $y(n)$  et  $v(n)$  sont des p.s stationnaires et indépendants, alors, d'après ( $P_5$ ) on a :

$$C_{k,z}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = C_{k,y}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) + C_{k,v}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) \quad (\text{II.5.i})$$

Si maintenant  $v(n)$  est un p.s gaussien, et  $k \geq 3$  on a :

$$C_{k,z}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = C_{k,y}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) \quad (\text{II.5.j})$$

Alors que :

$$C_{2,z}(\tau) = C_{2,y}(\tau) + C_{2,v}(\tau). \quad (\text{II.5.k})$$

### II.3. POLYSPECTRE

Il est bien établi que la densité spectrale de puissance (DSP) est un outil d'analyse remarquable et que le besoin de cette analyse se présente dans différents domaines pratiques. Mais pour l'étude et l'identification des systèmes non linéaires et à phase non minimale, l'analyse des signaux non gaussiens, reconnaissance de la parole, ...etc. nous avons besoin d'une analyse spectrale d'ordre supérieur ou polyspectrale [17, 19, 20, 21]. Les deux premiers spectres d'ordre supérieur sont appelés bispectre et trispectre (spectre d'ordre trois et quatre) respectivement [22].

D'une manière similaire avec la DSP nous allons définir dans cette section, le bispectre et le trispectre par deux méthodes : paramétriques et non paramétriques (directe et indirecte).

## II.3.1. ESTIMATION DU POLYSPECTRE PAR LES METHODES NON PARAMETRIQUES

### II.3.1.1. La méthode directe

Soit  $x(n)$  ( $n = 0, 1, \dots, N-1$ ) un signal stationnaire réel et discret. On le fractionne en plusieurs séquences  $x_i(n)$ :  $i = 1, 2, \dots, k$ , avec la possibilité de recouvrement, puis la T.F est calculée pour chaque séquence  $x_i(n)$ . Alors le bispectre et le trispectre du p.s  $x(n)$ , notés par  $B_x(f_1, f_2)$  et  $T_x(f_1, f_2, f_3)$  respectivement sont donnés par [21] :

$$\hat{B}_x(f_1, f_2) = E[X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)] \quad (II.6.a)$$

$$\hat{B}_x(f_1, f_2) = \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} X_i(f_1)X_i(f_2)X_i^*(f_1 + f_2). \quad (II.6.b)$$

$$\hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) = E[X(f_1)X(f_2)X(f_3)X^*(f_1 + f_2 + f_3)] \quad (II.7.a)$$

$$\hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) = \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} X_i(f_1)X_i(f_2)X_i(f_3)X_i^*(f_1 + f_2 + f_3). \quad (II.7.b)$$

La forme normalisée du bispectre et du trispectre est appelée respectivement bicoherence et tricoherence, elles prennent la notation suivante :  $b_x(f_1, f_2)$  et  $t_x(f_1, f_2, f_3)$  [22, 23, 24] avec :

$$\left| \hat{b}_x(f_1, f_2) \right| = \frac{\left| \hat{B}_x(f_1, f_2) \right|}{\left[ \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} |X_i(f_1)X_i(f_2)|^2 \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} |X_i(f_1 + f_2)|^2 \right]^{\frac{1}{2}}} \quad (II.8)$$

$$\left| \hat{t}_x(f_1, f_2, f_3) \right| = \frac{\left| \hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) \right|}{\left[ \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} |X_i(f_1)X_i(f_2)X_i(f_3)|^2 \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} |X_i(f_1 + f_2 + f_3)|^2 \right]^{\frac{1}{2}}} \quad (II.9)$$

Avec :  $0 \leq \hat{b}_x(f_1, f_2) \leq 1$ , et  $0 \leq \hat{t}_x(f_1, f_2, f_3) \leq 1$

### II.3.1.2. La méthode indirecte

Par analogie avec la DSP, le bispectre et le trispectre sont définis comme étant la T.F bidimensionnelle et tridimensionnelle, respectivement du cumulants de 3<sup>eme</sup> et 4<sup>eme</sup> ordre [25].

Pour cela il faut, premièrement calculer  $C_{3,x}(m,n)$  et  $C_{4,x}(m,n,l)$  en utilisant une fenêtre de lissage puis on calcule la T.F.

$$\hat{B}_x(f_1, f_2) = T.F[C_{3,x}(m,n)w(m,n)] \quad (II.10.a)$$

$$\hat{B}_x(f_1, f_2) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} C_{3,x}(m,n) \exp(-j(mf_1 + nf_2)) \quad (II.10.b)$$

$$\hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) = T.F[C_{4,x}(m,n,l)w(m,n,l)] \quad (II.11.a)$$

$$\hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{l=-\infty}^{+\infty} C_{4,x}(m,n,l) \exp(-j(mf_1 + nf_2 + lf_3)) \quad (II.11.b)$$

Par conséquent les cumulants du 3<sup>eme</sup> et du 4<sup>eme</sup> ordre peuvent être définis par la T.F inverse du bispectre et du trispectre, respectivement :

$$C_{3,x}(m,n) = \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \hat{B}_x(f_1, f_2) \exp(j(mf_1 + nf_2)) df_1 df_2. \quad (II.12.a)$$

$$C_{3,x}(m,n) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \hat{B}_x(w_1, w_2) \exp(j(w_1 m + w_2 n)) dw_1 dw_2. \quad (II.12.b)$$

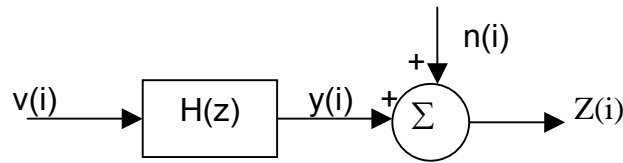
$$C_{4,x}(m,n,l) = \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \int_{-\frac{1}{2}}^{\frac{1}{2}} \hat{T}_x(f_1, f_2, f_3) \exp(j(mf_1 + nf_2 + lf_3)) df_1 df_2 df_3. \quad (II.13.a)$$

$$C_{4,x}(m,n,l) = \frac{1}{(2\pi)^3} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \hat{T}_x(w_1, w_2, w_3) \exp(j(w_1 m + w_2 n + w_3 l)) dw_1 dw_2 dw_3. \quad (II.13.b)$$

### II.3.2. ESTIMATION DU POLYSPECTRE PAR LES METHODES PARAMETRIQUES

Avant de donner la formule du polyspectre en fonction de la réponse impulsionnelle nous allons donner quelques notions sur le cumulants et le polyspectre d'un système linéaire.

Soit  $H(z)$  un système linéaire, causal, stable et invariant dans le temps et qui est représenté par la figure II.1.



**Fig.II.1** Modèle linéaire

- Si  $v(i)$  et  $n(i)$  sont deux bruits blancs indépendants, de variances  $\sigma_v^2$  et  $\sigma_n^2$  respectivement, l'autocorrélation et la DSP sont désignées respectivement par  $r(\cdot)$  et  $S(\cdot)$ , alors:

$$r_y(k) = h(k) * h^*(-k) * r_v(k). \quad (II.14)$$

$$r_z(k) = r_y(k) + r_n(k) = \sigma_v^2 \sum_{i=0}^{\infty} h(i)h(i+k) + \sigma_n^2 \delta(k) \quad (II.15)$$

$$S_z(\omega) = \sigma_v^2 |H(\omega)|^2 + \sigma_n^2. \quad (II.16)$$

$$r_{v,z}(k) \triangleq E\{v(n)z(n+k)\} = h(k)\sigma_v^2. \quad (II.17)$$

- Dans le cas où  $n(i)$  serait un bruit gaussien et  $v(i)$  est un bruit non gaussien et à D.I.I., on a alors:

$$C_{k,v}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = \begin{cases} \gamma_{k,v} & \text{si } \tau_1 = \tau_2 = \dots = \tau_{k-1} = 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (II.18)$$

La généralisation de (II.15) et (II.16) est donnée par [16, 26] :

$$C_{k,z}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = C_{k,y}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = \gamma_{k,v} \sum_{n=0}^{\infty} h(n)h(n+\tau_1) \dots h(n+\tau_{k-1}) \quad (II.19)$$

$$S_{k,z}(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{k-1}) = \gamma_{k,v} H(\omega_1)H(\omega_2) \dots H(\omega_{k-1})H(-\sum_{i=1}^{k-1} \omega_i) \quad (II.20)$$



- Si  $n(i)$  est gaussien et  $v(i)$  est un bruit coloré et non gaussien, on a pour  $k = 2, 3, 4, \dots$

$$C_{k,z}(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{k-1}) = \sum_{m_1} \dots \sum_{m_{k-1}} C_{k,v}(\tau_1 - m_1, \dots, \tau_{k-1} - m_{k-1}) \cdot C_{k,h}(m_1, m_2, \dots, m_{k-1}) \quad (II.21)$$

où :

$$C_{k,h}(m_1, m_2, \dots, m_{k-1}) = \sum_{k_1} h(k_1)h(k_1 + m_1) \dots h(k_1 + m_{k-1}) \quad (II.22)$$

(II.21) est une convolution multidimensionnelle de  $C_{k,v}(m_1, m_2, \dots, m_{k-1})$  avec  $C_{k,h}(m_1, m_2, \dots, m_{k-1})$ .

Le polyspectre est donné par :

$$S_{k,z}(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{k-1}) = S_{k,v}(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{k-1}) H(\omega_1) H(\omega_2) \dots H(\omega_{k-1}) H\left(-\sum_{i=1}^{k-1} \omega_i\right) \quad (II.23)$$

On sait, dans le cas général, qu'un p.s  $x(i)$  peut être considéré comme la sortie d'un système linéaire excité par un bruit  $v(i)$  ; Donc d'après (II.20), la formule du bispectre ( $k = 3$ ) et du trispectre ( $k = 4$ ) en fonction de  $H(\omega)$  est :

$$B_x(\omega_1, \omega_2) = S_{3,x}(\omega_1, \omega_2) = \gamma_{3,v} H(\omega_1) H(\omega_2) H(-\omega_1 - \omega_2) = \gamma_{3,v} H(\omega_1) H(\omega_2) H^*(\omega_1 + \omega_2) \quad (II.24)$$

$$\begin{aligned} T_x(\omega_1, \omega_2, \omega_3) &= S_{4,x}(\omega_1, \omega_2, \omega_3) = \gamma_{4,v} H(\omega_1) H(\omega_2) H(\omega_3) H(-\omega_1 - \omega_2 - \omega_3) \\ &= \gamma_{4,v} H(\omega_1) H(\omega_2) H(\omega_3) H^*(\omega_1 + \omega_2 + \omega_3). \end{aligned} \quad (II.25)$$

### II.3.3. QUELQUES PROPRIETES DU POLYSPECTRE [23, 27, 28, 29, 30, 31]

- Le polyspectre d'un p.s gaussien est nul
- Sous les mêmes conditions, la variance du polyspectre estimé est supérieure à celle de la DSP
- Le polyspectre est symétrique par rapport à ses arguments.

$$\begin{aligned} B_x(\omega_1, \omega_2) &= B_x(\omega_2, \omega_1) = B_x(\omega_1, -\omega_1 - \omega_2) = B_x(-\omega_1 - \omega_2, \omega_1) \\ &= B_x(-\omega_2, -\omega_1 - \omega_2) = B_x(-\omega_1 - \omega_2, -\omega_2) \end{aligned} \quad (II.26)$$

En plus, dans le cas où le signal analysé serait réel, on a :

$$B_x(\omega_1, \omega_2) = B_x^*(-\omega_1, -\omega_2) \quad (II.27)$$

- Le polyspectre préserve la relation de phase entre ses composantes spectrales; d'après (II.6) et (II.7) la phase du bispectre (biphase) et du trispectre (triphase) sont définies respectivement par :

$$\arg\{B_x(\omega_1, \omega_2)\} = \phi(\omega_1) + \phi(\omega_2) - \phi(\omega_1 + \omega_2). \quad (\text{II.28})$$

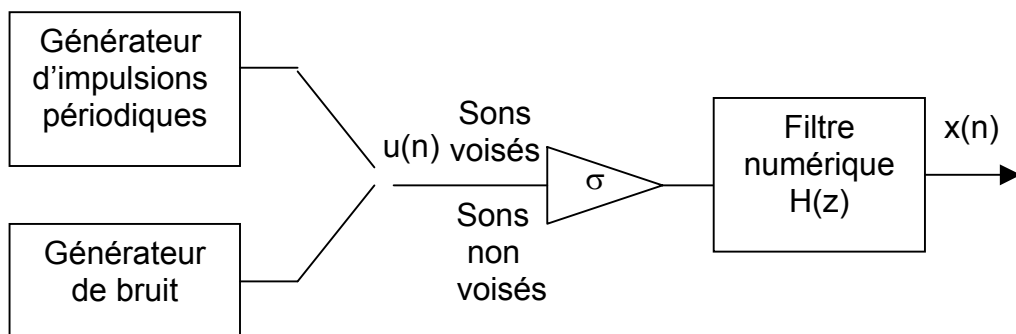
$$\arg\{T_x(\omega_1, \omega_2, \omega_3)\} = \phi(\omega_1) + \phi(\omega_2) + \phi(\omega_3) - \phi(\omega_1 + \omega_2 + \omega_3). \quad (\text{II.29})$$

Où  $\Phi$  est la phase de  $x(f)$ .

- Le bispectre est une fonction bidimensionnelle périodique.
- La bicoherence d'un signal déterministe est égale à l'unité.
- Le bispectre et la bicoherence ont la même phase.
- Le bispectre et la bicoherence des sons non voisés sont nuls, contrairement aux sons voisés.

## II.4. MODELISATION DE PRODUCTION DE LA PAROLE

Dans la plupart du temps, quel que soit le traitement que l'on désire réaliser sur le signal de parole, on est amené à effectuer comme premier traitement une modélisation. Pour cela, différents modèles ont été proposés en vue d'une description quantitative des facteurs associés au processus de production de la parole. Jusqu'à maintenant aucun des modèles ne peut produire toutes les caractéristiques observées de la parole et en particulier lors d'une évolution rapide du conduit vocal. L'un de ces modèles est le modèle qui est représenté par la figure II.2.



**Fig. II.2** Modèle de production de la parole

Pour les sons voisés, la source est une excitation idéalisée qui est le train d'impulsions d'amplitude unité.

$$u(n) = \sum_k \delta(n - kT) \quad (\text{II.30})$$

où:

T : période du fondamental (pitch).

$\delta$  : La fonction d'impulsion de Dirac.

Pour les sons non voisés, l'excitation est un bruit blanc de moyenne nulle et de variance unité.

Selon le filtre numérique  $H(z)$  on peut distinguer deux types de modélisation du signal parole : modélisation linéaire et modélisation non linéaire.

#### II.4.1. MODELISATION LINEAIRE DE PRODUCTION DE LA PAROLE

La modélisation linéaire de production de la parole fait l'objet de plusieurs applications; codage, synthèse, reconnaissance et d'autre, cependant l'un des filtres linéaires le plus utiliser a été basé sur le modèle Auto-regressif AR(p) (linear speech production model) [32,33,34,35,36], comme a été indiqué dans la figure (II.3), il a été appliqué la première fois par Itakura et Saito en 1960, puis développé par nombreux chercheurs, comme Markel et Gray en 1976 [33].

L'analyse par prédiction linéaire est une méthode de modélisation de type essentiellement spectral, bien que son principe repose sur l'hypothèse selon laquelle un échantillon peut être prédit comme une combinaison linéaire de N échantillons précédents, d'où le nom de prédiction linéaire (Auto-regressive), dont la fonction de transfert est de la forme suivante :

$$H(z) = \frac{X(z)}{U(z)} = \frac{\sigma}{A(z)} \quad (\text{II.31})$$

Où :  $X(z)$  et  $U(z)$  sont respectivement les T.Z de  $x(n)$  et  $u(n)$  et  $p$  l'ordre du modèle.

$\sigma$  est le gain du modèle.

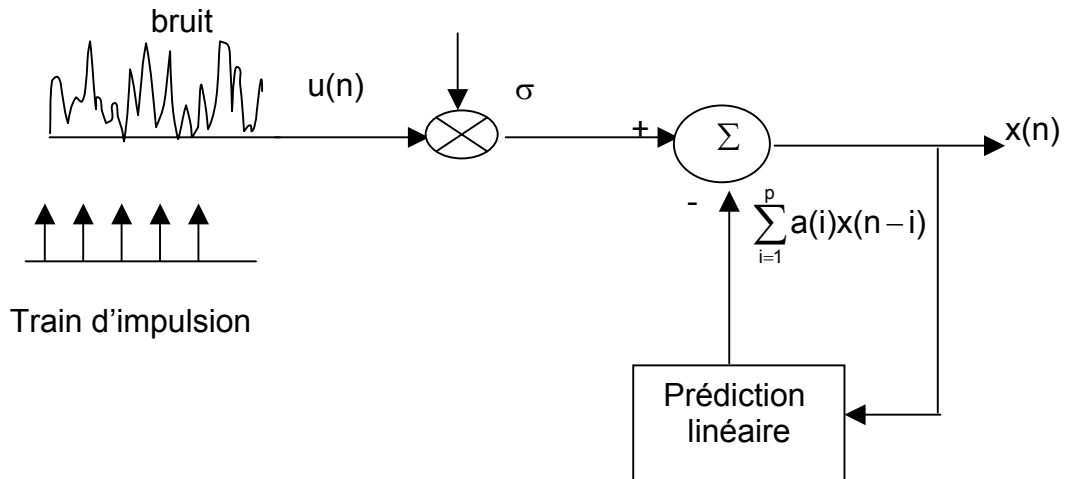
$$A(z) = \sum_{i=0}^p a(i)z^{-i} \quad (\text{II.32})$$

Avec :

Les  $a(i)$  sont les coefficients du modèle,  $i = 1, 2, \dots, p$ . Avec  $a(0) = 1$

Le signal  $x(n)$  peut s'écrire comme suit: (voir figure II.3).

$$x(n) = -\sum_{i=1}^p a(i)x(n-i) + \sigma u(n) \quad (\text{II.33})$$



**Fig. II.3** Modèle linéaire AR(p) de production de la parole

L'analyse du signal parole par prédiction linéaire revient à déterminer les coefficients  $a(i)$  et le gain du modèle qui approche mieux au signal original dans un intervalle de temps déterminé durant lequel l'appareil phonatoire est considéré stationnaire. Les résultats obtenus par prédiction linéaire dépendent de différents facteurs comme le fenêtrage, la fréquence d'échantillonnage, l'ordre du modèle et le choix de la méthode d'estimation.

- Estimation des coefficients de prédiction

L'estimation des coefficients de prédiction se fait à base de l'autocorrélation et à base des cumulants par la résolution des systèmes des équations linéaires suivantes :

$$\sum_{i=1}^p a(i)R_x(i-k) = -R_x(k) \quad (\text{II.34})$$

Où :  $R_x$  est la fonction d'autocorrélation et  $k = 1, 2, \dots, P$ .

$$\sum_{k=0}^p a(k) C_{m,x}(\tau - k, k_0, 0, 0, \dots) = 0 \quad (II.35)$$

$$\tau = 1, 2, \dots, P+M$$

Où  $M \geq 0$  et  $k_0$  représente le nombre de coupures nécessaires pour estimer tous les coefficients.

Cette équation peut être représentée sous la forme matricielle suivante :

$$C(k_0) = a \quad (II.36)$$

Avec,  $a = [1, a(1), a(2), \dots, a(p)]$   $k_0 = -p, -p+1, \dots, 0$ , c.a.d  $p+1$  coupures.

- Estimation de la DSP

La densité spectrale de puissance (DSP) du signal de sortie  $x(n)$  est donnée par:

$$\hat{S}_x(f) = |H(f)|^2 S_u(f) \quad (II.37)$$

Où :  $H(f)$  est la réponse fréquentielle du modèle.

$S_u(f)$  : la DSP du signal  $u(n)$ .

Si en posant  $S_u(f) = 1$ , la DSP du modèle AR(p) est donnée par :

$$S_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{\left| \sum_{i=0}^p a(i) e^{-j2\pi f i} \right|^2} \quad (II.38)$$

- Remarque

L'estimation de la DSP d'un processus aléatoire, par la modélisation AR possède les avantages suivants :

- (i) Le spectre AR réalise une bonne résolution fréquentielle
- (ii) L'estimation des paramètres du modèle s'effectue par la résolution des

équations linéaires, ce qui réduit le nombre d'opérations et donc le temps de calcul.

(iii) La représentation du signal est modélisée par un faible nombre de paramètres.

En plus de ces avantages généralisés à une large classe de signaux, il y a deux raisons supplémentaires pour analyser le signal vocal par prédiction linéaire [34] :

- Les résonances du spectre (formants) des sons voisés sont bien lisibles.
- Tous les pôles du modèle peuvent former, avec précision le spectre des sons voisés avec un nombre faible et suffisant de résonances (des couples de pôles complexes du modèle), donc le problème de l'excitation des formants sera réduit.

En dépit de ces avantages, cette méthode présente les problèmes suivants :

- (i) La stabilité du modèle AR(p)
- (ii) Précision de l'estimation
- (iii) Détermination de l'ordre p du modèle AR

#### **II.4.2. MODELISATION NON LINEAIRE DE PRODUCTION DE LA PAROLE**

Les techniques de modélisation linéaire qui ont débuté d'une manière significative en 1960 [32], fait la base de beaucoup d'application, en outre quelques problèmes sont difficiles à résoudre lors d'utilisation de ses techniques, cette déficience fait l'appel aux autres techniques de traitement non linéaire qui peut mener d'améliorer l'exécution dans différents champs d'application :

Les systèmes non linéaires de génération et d'acquisition des signaux avec au son bruit, les canaux de transmission, les mécanismes non linéaires de perception humaine, traitement de la parole telles que le codage, la synthèse, la reconnaissance, analyse et perfectionnement de voix et identification du locuteur. De cet effet nombreux modèles non linéaires sont développés [37,38] ; Les réseaux neurologiques artificiels, les modèles de série chronologique telles que les modèles auto-regressifs avec les entrées exogènes (NARX), à moyenne ajustée avec les entrées exogènes (NMAX) et auto-regressif à moyenne ajustée avec les entrées exogènes (NARMAX) et d'autre.

D'ailleurs, il y'a des évidences théoriques et expérimentales fortes d'existence des phénomènes non linéaires importants pendant la production de la parole, qui ne peuvent pas être expliqués par les modèles linéaires. Selon les arguments principaux suivants [37,39]:

- 1- Le signal d'excitation et le filtre du conduit vocal sont mutuellement indépendants.
- 2- Le flux d'air dans le conduit vocal est laminaire.
- 3- L'onde d'air qui propage dans le conduit vocal à une équation non linéaire.

Cependant, la recherche sur les phénomènes non linéaires du flux d'air pendant la production de la parole peuvent procéder au moins deux directions :

- Simulation numérique des équations différentielles non linéaires à trois dimensions dynamiques du flux d'air dans le conduit vocal.
- Développement des systèmes non linéaires de traitement des signaux appropriés pour détecter un tel phénomène et d'extraire l'information relative.

La deuxième direction a été suivie par Maragos et ses collègues à détecter les résonances de la parole dans la modulation de fréquence (FM) et d'amplitude (AM) et de mesurer les turbulences de la parole utilisant les fractals, ainsi appliquent cette modélisation non linéaire au problème de reconnaissance et de codage de la parole [40,41].

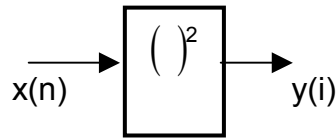
L'un des problèmes concernant le développement des modèles non linéaires pour la production de la parole est le choix du type de la non-linéarité.

Une des résolutions est basée sur l'identification des modèles non linéaires quadratiques, ceci due au couplage quadratique de phase (CQP) entre les harmoniques produits dans le conduit vocal, d'autre part plusieurs expériences n'excluent pas la possibilité de la non linéarité d'ordre supérieur [37,42,43].

La propriété du CQP a été détectée en utilisant les techniques du S.O.S spécifiquement le bispectre qui détecte la gaussianité et fournit des informations concernant la phase des signaux.

### II.4.3. COUPLAGE QUADRATIQUE DE PHASE (CQP)

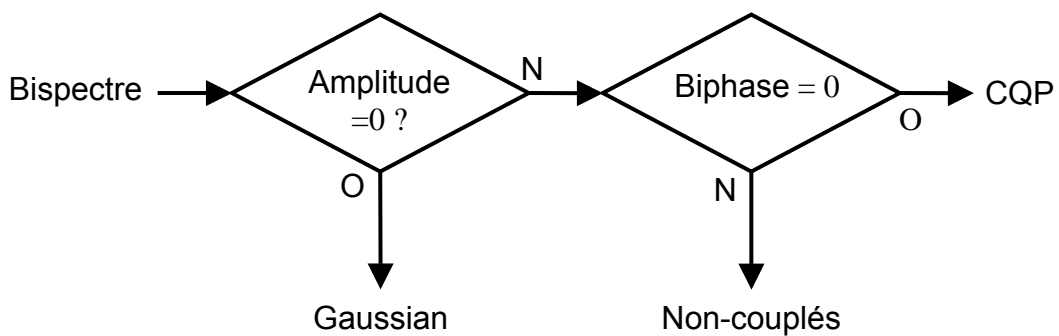
Si le filtre  $H(w)$  est quadratiquement non linéaire comme indiqué dans la figure (II.4), avec  $x(n)$  et  $y(n)$  sont respectivement l'entrée et la sortie du filtre.



**Fig. II.4** Modèle Quadratique

Si  $x(n)$  est la somme de deux harmoniques de fréquence  $f_1$ ,  $f_2$  et de phase  $\phi_1$ ,  $\phi_2$  respectivement, alors la sortie  $y(n)$  contient quatre harmoniques respectivement de fréquence et de phase :  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $f_1 + f_2$ ,  $f_1 - f_2$ ,  $\phi_1$ ,  $\phi_2$ ,  $\phi_1 + \phi_2$  et  $\phi_1 - \phi_2$ . On remarque que ces harmoniques ont un couplage quadratique de phase, cependant la phase du bispectre du processus  $y(n)$ ;  $\phi(f_1, f_2)$  égal zéro, dont  $|B_x(f_1, f_2)|$  est maximal, ce phénomène se présente dans beaucoup de champ d'application comme physique du plasma, signaux générés par la rotation des machines, signaux E.E.G et d'autre [17,37].

Cette propriété forme la base d'utiliser le bispectre comme un détecteur du CQP comme indiqué dans la figure (II.5).



**Fig. II.5** Deux parties de test du CQP



## **II.5. CONCLUSION**

Dans ce chapitre nous avons exposé quelques notions générales sur les S.O.S (Cumulants) et sur l'analyse polyspectrale (bispectrale et trispectrale), ont une grande importance dans la pratique, telle que l'amélioration du rapport signal sur bruit, détection du non-linéarité, développement des modèles non linéaires ...etc.

Notons en fin que, l'application de l'analyse bispectrale montre que le bispectre est un outil peut être utilisé pour détecter la propriété du couplage quadratique de phase entre les harmoniques du conduit vocal, par extension la non linéarité quadratique. Cette dernière propriété fait la base de développer un modèle non linéaire (quadratique) de production de la parole, l'application de ce nouveau modèle aura traitée dans le chapitre 5.

# CHAPITRE III

## *Enfant à Audition Déficiente*

III.1. INTRODUCTION

III.2. SYSTEME D'AUDITION

III.3. LES PERTES D'AUDITION

III.4. CONCLUSION

### III.1. INTRODUCTION

La surdité est le plus lourd handicap sensoriel. Les anciens l'avaient bien mesuré, qui à Sparte précipitaient les sourds du haut d'une falaise pour en débarrasser la société, ou en Chine les jetaient à la mer. Les mœurs ont changé, mais les conséquences de la surdité sont les mêmes. Il faut donc bien poser cette question : qui est l'enfant sourd ?

On peut tenter de le définir sur la base de critères audio-logiques [44,45].

D'après l'OMS, l'enfant hypo-acousique est celui dont l'acuité auditive est insuffisante pour lui permettre d'apprendre sa propre langue, de participer aux activités normales de son âge et de suivre avec profit l'enseignement scolaire général.

Les recommandations du Bureau International d'Audio-Phonologie (BIAP), préconisent de parler de déficience auditive plutôt que de surdité en raison du caractère absolu de ce dernier terme. Le bureau a voulu ainsi insister sur le continuum existant entre l'ouïe et les différents degrés de perte auditive, en attirant l'attention sur la présence habituelle d'une audition résiduelle exploitable et sur la rareté de la surdité complète.

L'importance de la déficience auditive est une mesure de la fonction auditive, pas de la personne qui en est atteinte. C'est pourquoi il serait préférable de parler d'enfants « à audition déficiente » plutôt que d'enfants « déficients auditifs ». Ce ne sont pas les enfants qui sont déficients mais leurs oreilles qui sont défectueuses.

Dans ce présent chapitre, on donne quelques notions d'anatomie et de physiologie de l'oreille, les causes les plus fréquentes et les traitements de différentes surdités.

### III.2. SYSTEME D'AUDITION

L'audition est une fonction grâce à laquelle le monde extérieur est perçu par l'intermédiaire d'un organe sensoriel, l'oreille sensible aux vibrations sonores de l'air. L'audition est une fonction complexe assurée conjointement par l'oreille et le système nerveux [44,46].

#### III.2.1. STRUCTURE DE L'OREILLE HUMAINE

L'oreille est un organe sensoriel qui permet d'entendre et de garder l'équilibre. Elle comporte trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne [44,47] (Figure III.1).

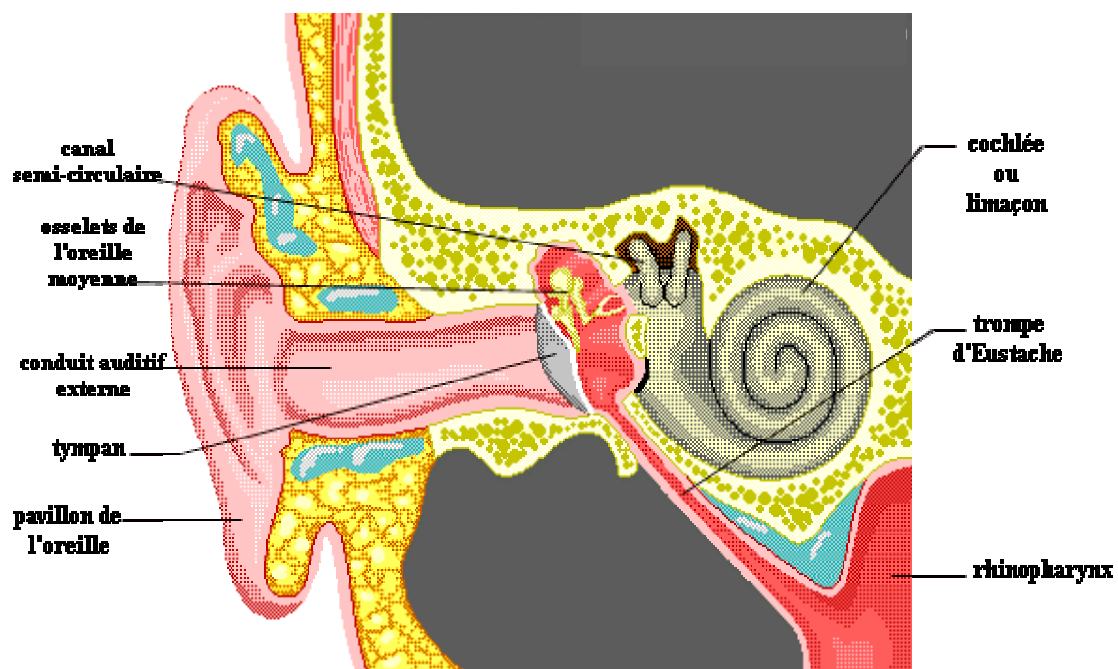


Fig.III.1 L'Appareil auditif humain

(i) L'oreille externe :

L'oreille externe est constituée du pavillon et du conduit auditif qui permet de recueillir les sons et les amplifier.

(ii) L'oreille moyenne :

L'oreille moyenne est une cavité contenant le tympan rempli d'air qui sépare l'oreille externe de l'oreille moyenne et qui empêche l'air de passer. Elle comporte une chaîne de trois osselets, appelés marteau, enclume et étrier. Les trois osselets assurent le mécanisme de levier amplificateur.

(iii) L'oreille interne :

L'oreille interne est une cavité remplie de liquide. Elle est composée du labyrinthe qui comporte deux éléments intimement liés : la cochlée et le vestibule. La cochlée a une forme de limaçon et contient des cellules ciliées et une membrane (la membrane basilaire) qui baignent dans les liquides labyrinthiques. Les cellules ciliées sont en contact intime avec la partie initiale des fibres du nerf auditif (ou nerf acoustique). Le vestibule intervient dans l'équilibre et est à l'origine des informations véhiculées par le nerf vestibulaire.

### III.2.2. PHYSIOLOGIE DE L'AUDITION

L'oreille externe permet de recueillir les sons et de les amplifier. Ces sons font vibrer le tympan qui assure la fonction de transmission qui inclut une transformation d'ondes sonores en ondes liquidiennes. Les vibrations du tympan et des osselets font vibrer le marteau, qui fait bouger l'enclume et l'étrier par lequel passe la vibration dans la cochlée. Les cellules ciliées se déplacent alors et créent des impulsions nerveuses qui sont transmises aux centres auditifs du cerveau. L'interprétation de l'information reçue au niveau du cerveau sera fonction de la mémoire et des expériences passées [48].

### III.2.3. CHAMP D'AUDITION

Les limitations imposées à l'oreille humaine font que celle-ci ne reçoit pas toujours les sons, pour cela un champ de l'oreille est adapté [49].

- Sons d'intensité faible :

Cette bande de fréquence est très réduite, en particulier dans les domaines des fréquences basses, l'audition des sons des fréquences faibles s'atténue et disparaît avec l'âge. Ainsi, les sons très faibles nous échappent; en effet pour sensibiliser l'oreille, il existe une intensité minimale à dépasser dite seuil d'audition.

- Sons d'intensité moyenne :

La gamme des fréquences correspondantes aux sons audibles d'intensités moyennes est très étendue. Elle est sensiblement comprise entre 20 Hz et 20 KHz. Les sons de fréquence inférieure à 20 Hz (infrasons) ne provoquent pas de sensation auditive.

- Sons d'intensité forte :

Ils sont douloureux pour l'oreille, d'où la nécessité de ne pas dépasser un certain seuil dit seuil de douleur, ces intensités correspondent aux fréquences supérieures à 20 kHz (ultrasons).

### **III.3. LES PERTES D'AUDITION**

Les déficiences auditives sont l'un des handicaps les plus répandus dans le monde. Elles sont même plus fréquentes que les déficiences visuelles, et environ 15 à 20% d'entre nous souffrent de pertes d'audition et ont des difficultés notables [50].

#### **III.3.1. LES DIFFERENTES PERTES D'AUDITION**

La perte d'audition n'est pas toujours un signe de vieillissement de l'ouïe, elle peut également avoir pour origine des modifications pathologiques de l'organe auditif. Selon l'organe touché, on distingue deux grandes catégories [45,50] :

##### **III.3.1.1. La surdité de transmission**

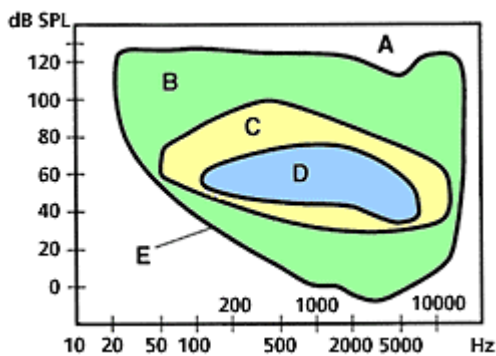
Elle est souvent curable par des moyens médicaux ou chirurgicaux. C'est la conséquence d'une affection de l'oreille moyenne : la pathologie du tympan, des osselets et de la trompe d'eustache représentent les principales causes. L'onde sonore ne parvient plus normalement à la cochlée, alors que la fonction neurosensorielle est intacte. Ce sont les fréquences sonores basses (graves) qui sont les plus touchées; le déficit entraîné ne dépasse pas 60 décibels (dB) de perte. Cependant, l'appareillage

peut être nécessaire lorsque la perte auditive dépasse 30 dB et survient dans une période critique du développement linguistique.

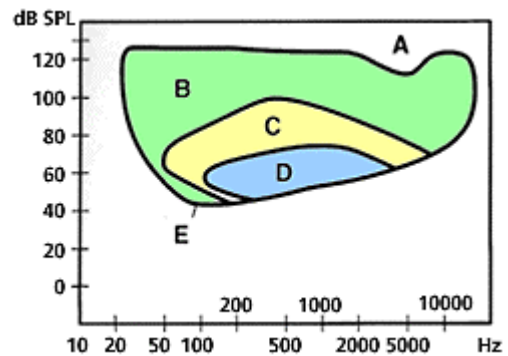
### III.3.1.2. La surdité de perception

Elle est généralement définitive et peut aller de la perte légère à la surdité totale. C'est l'atteinte de l'oreille interne, c'est à dire de l'organe de l'audition (cochlée) ou du nerf auditif sur une partie quelconque de son trajet depuis l'organe de l'audition jusqu'aux centres nerveux du cerveau.

D'autres surdités dites de perception, en rapport avec les cellules ciliées et les fibres nerveuses, peuvent être déclarées à la naissance. Lorsque les cellules ciliées sont endommagées et ne fonctionnent plus, l'aire d'audition se modifie (voir figure III.2).



**Fig.III.2.a** Aire d'audition d'un  
Normo entendant



**Fig. III.2.b** Aire d'audition d'un  
malentendant

Avec : A. Seuil de douleur, B. Aire d'audition, C. Musique, D. Parole, E. Seuil d'audition normal.

Dans la plupart des cas, le seuil d'audition se déplace vers le haut par rapport au seuil d'audition normal. Il se déplace en bas en cas de lésion de l'appareil auditif.

Les pertes auditives entraînées peuvent être importantes. Dans ce cas, la qualité de l'audition est également perturbée. Les déficiences de perception précoces concernent 0.5 % de la population infantile.

### III.3.2. NIVEAUX DE DEFICIENCE AUDITIVE

La classification de la surdité est basée sur l'estimation de la perte auditive moyenne en audiométrie tonale, pour les fréquences conversationnelles classiques, à savoir 500, 1000 et 2000 Hz. Le BIAP a établi les critères de classification suivants (voir figure III. 3) [45,51].

#### **A- Déficience auditive normale :**

De 0 à 20 dB de perte : n'entraîne pas de problème de perception de la parole, l'audition est dite normale.

#### **B- Déficience auditive légère :**

De 20 à 40 dB de perte : il s'agit d'une surdité légère, d'une hypoacousie, 40 dB représente le volume sonore d'une conversation courante. La parole normale est perçue mais certains éléments phonétiques échappent à l'enfant, la voix faible n'est pas correctement perçue. L'enfant peut présenter des signes de fatigabilité, d'inattention, un certain flou de compréhension et des difficultés articulatoires.

#### **C- Déficience auditive moyenne :**

De 40 à 70 dB de perte : il s'agit d'une déficience auditive moyenne, enfant malentendant ou demi sourd; 60 dB représente le niveau sonore d'une conversation vive. La parole n'est perçue que si elle est forte; l'enfant présente des troubles du langage et de l'articulation importante, c'est la compréhension lacunaire. Entre 55 et 70 dB de perte, les enfants perçoivent la voix sans comprendre les paroles.

#### **D- Déficience auditive sévère :**

De 70 à 90 dB de perte: il s'agit d'une surdité sévère, enfant malentendant sévère, demi sourd sévère; 80 dB représente le volume sonore d'une rue bruyante. Certains enfants entendent la voix à forte intensité mais ne comprennent pas la parole. Il n'y a pas d'élaboration de langage intelligible spontanément. Ils procèdent par désignation de l'objet désiré. L'amplification des sons est insuffisante. Ces enfants ont besoin d'un appareillage, d'une rééducation et d'une lecture labiale.

### E- Déficience auditive profonde :

Au-delà de 90 dB, l'enfant est sourd profond; 100 dB est le bruit de la moto de course et 120 dB est le bruit d'une voiture de course.

L'enfant n'a aucune perception de la voix et aucune idée de la parole. Pour une surdité profonde, on recalcule une moyenne des seuils des fréquences 250, 500, 1000 et 2000 Hz, ce qui permet de distinguer trois sous catégories :

- Perte de 90 à 100 dB : surdité profonde de type I
- Perte de 100 à 110 dB : surdité profonde de type II
- Perte supérieure à 110 dB : surdité profonde de type III

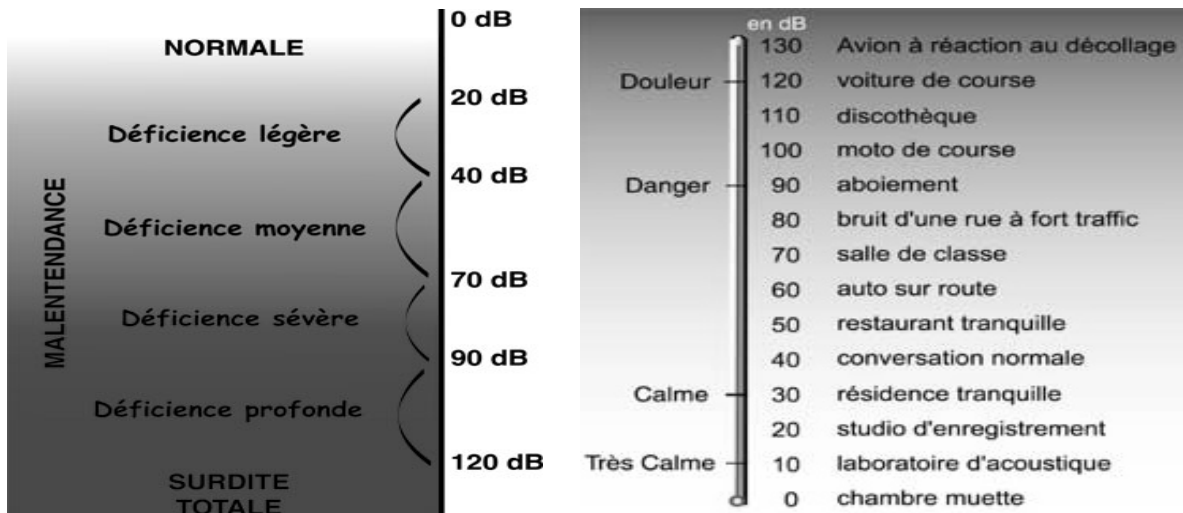


Fig.III.3 Les différents degrés de surdité.

### III.3.3. LES CAUSES DE SURDITE

Les causes de surdité sont variables [45] :

- Les surdités héréditaires :

La forme récessive est la plus fréquente. Il s'agit d'une surdité familiale, génétique, transmissible qui peut sauter plusieurs générations. Beaucoup de familles ne savent donc pas qu'il y a un tel gène dans leurs antécédents.



La maladie consiste en l'atteinte des tissus qui constituent l'organe sensoriel de l'audition ("dysplasie cochléosacculaire"). Un certain nombre de maladies héréditaires associent une surdité à d'autres malformations. Ces affections génétiques très rares portent le nom des médecins qui les ont décrites pour la première fois :

- *Le syndrome de Franceschetti* : c'est l'association d'une surdité par malformation des osselets et d'anomalies oculaires avec un visage très particulier.
  - *Le syndrome de Pendred* : c'est l'association d'une surdité à un goitre.
  - *Le syndrome d'Alport* : c'est l'association d'une surdité et d'une néphrite chronique.
  - *Le syndrome de Usher* : c'est l'association d'une surdité à une rétinite pigmentaire.
  - *Le syndrome de Waardenburg* : c'est l'association d'une surdité avec des malformations de l'œil, de la base du nez, ...etc.
- *Les surdités dues à l'atteinte du fœtus*

La rubéole congénitale est l'une des causes majeures. D'autres virus peuvent être responsables de l'atteinte de l'oreille moyenne et de l'oreille interne lors des trois premiers mois de grossesse : rougeole, varicelle, oreillons et hépatite virale. Les causes toxiques sont relativement fréquentes : la streptomycine, la kanamycine, la quinine, les antithyroïdiens doivent être évités chez la femme enceinte.

- *Les surdités dues à l'atteinte du nouveau-né*

La souffrance fœtale aiguë lors d'une anoxie pendant l'accouchement provoque beaucoup de surdités.

L'ictère grave par incompatibilité sanguine fœto-maternelle (ictère nucléaire) peut être à l'origine, entre autres séquelles neurologiques de surdité.

La prématurité (poids de naissance < 1500g), les méningites (bactériennes ou virales), les encéphalites et les oreillons sont également générateurs de surdité.

### III.3.4. LES CONSEQUENCES DES PERTES D'AUDITION

Lorsqu'on entend mal, on a de la peine à apprendre. Cela peut avoir des conséquences catastrophiques dans la vie personnelle, familiale, sociale et professionnelle ; tant pour les jeunes enfants qui doivent acquérir la parole et le langage, que pour les écoliers et les étudiants ou encore pour les adultes exerçant une activité professionnelle. Parmi ces conséquences :

- Vie personnelle

- Sentiment d'infériorité
- Agressivité
- Inacceptation de soi

- Vie familiale

- Oblige les proches à parler plus fort
- Dérange les autres par l'écoute de la radio ou de la TV à un volume trop haut
- A l'impression qu'on parle contre lui
- N'est plus consulté par ses proches

- Vie sociale

- Difficultés d'accomplir son travail
- Désintéressement des groupes
- Méfiance à l'égard d'autrui
- Isolement

### III.3.5. QUE FAIRE LORS QU'ON SUSPECTE UN TROUBLE D'AUDITION ?

En cas de doute sur une surdité, l'enfant doit être adressé chez un O.R.L s'occupant des surdités de l'enfant. Plusieurs examens spécialisés pourront être réalisés [45,47] :

#### A. *L'audiométrie de conditionnement*

A partir de 5 mois, on utilise les jouets sonores étalonnés dans une cabine audiotéléphonométrique qui permet d'effectuer des épreuves calibrées.

A partir de 1 an, on pratique le test du prénom : "aimaine, noussa", émis de manière de plus en plus intense.

Entre 1 et 3 ans, on utilise le réflexe d'orientation conditionné : si l'enfant tourne la tête en direction du son, un jouet apparaît au-dessus du haut parleur qui a émis le son.

Entre 3 et 6 ans, on se sert d'un test d'images : l'enfant a un casque sur la tête. Il est dans une cabine insonore. Des images sont disposées devant lui. Il doit montrer les images dont le nom survient dans le casque à une intensité suffisante.

A partir de 6 ans, on pratique l'audiométrie comme chez l'adulte.

### **B. L'impédancemétrie**

L'impédancemétrie est une technique relativement récente qui vise à mesurer la souplesse du tympan. L'examen est indolore. On envoie un son sur le tympan et on mesure l'onde réfléchi, tout en faisant varier la pression dans le conduit auditif externe. La recherche du réflexe stapédien consiste à provoquer une stimulation sonore intense et à enregistrer la contraction du muscle de l'étrier, dernier des trois osselets situés derrière le tympan.

### **C. L'audiométrie objective**

Il s'agit d'enregistrer les réponses de l'enfant aux stimulés sonores indépendamment de lui. Ces techniques sont utiles chez les tous petits ou chez les enfants impossibles à examiner autrement (sourds aveugles, sourds débiles, ...etc.). Elles se pratiquent durant le sommeil ou sous anesthésie générale. Parmi ces techniques on distingue :

- L'audio électroencéphalographie

Cet examen consiste à enregistrer un E.E.G. et ses modifications lors des stimulations auditives. C'est un examen long, qui nécessite une prémédication et qui ne mesure que la résultante cérébrale des sons émis et apportés par les voies auditives.

- L'électrocochléographie

Cet examen nécessite une anesthésie générale. Il consiste à mettre sous microscope une très fine électrode à travers le tympan pour enregistrer l'activité électrique du nerf auditif. On le pratique à partir de 10 à 12 mois.

- L'enregistrement des potentiels évoqués auditifs (PEA)

L'examen se pratique durant le sommeil et permet de tester les différentes étapes intermédiaires au niveau des voies auditives.

On met en place des électrodes autocollantes ou piquées. Cinq ondes sont obtenues sur le tracé correspondant à différents niveaux des voies auditives. On mesure ainsi le seuil auditif et on peut faire le diagnostic topographique d'atteinte le long des voies auditives. On peut également apprécier, à l'aide de cet examen, la maturation du système nerveux.

#### **D. L'examen orthophonique**

Lorsque le trouble de l'audition est reconnu et quantifié, l'enfant doit être adressé au spécialiste orthophoniste afin d'examiner la voix, la parole et le langage.

#### **E. L'examen psychologique**

Les tests de niveau ne sont qu'un des volets de l'examen psychologique qui doit par ailleurs apprécier son adaptation sociale et familiale, ses possibilités de contact humain, les répercussions de la surdité sur le niveau intellectuel et sur la personnalité de chaque enfant.

### **III.3.6. TRAITEMENT DE LA SURDITE**

Le traitement des surdités diffère selon le type et la cause de l'affection. Dans les surdités de transmission, il est presque exclusivement d'ordre chirurgical (cophochirurgie) par tympanoplastie. A l'inverse, dans les surdités de perception, il est presque exclusivement médical [45,47,52].

- Médicamenteuses :

Elles sont rarement utiles : antibiotiques et anti-inflammatoires dans les labyrinthites, anti-ischémiques et vasodilatateurs dans les atteintes supposées vasculaires.

- Prothèse acoustique amplificatrice :

Une surdité de perception progressive est médicalement et chirurgicalement incurable : seules les prothèses sont utiles. Alors les prothèses auditives pallient la déficience. La prothèse auditive se heurte quelque fois aux phénomènes de distorsion et de recrutement dans les surdités de perception endocochléaire.

- Implant cochléaire:

L'implant cochléaire est très efficace dans les surdités de perception profondes et totales si l'amplification acoustique n'est pas utile.

- Chirurgie :

Elle s'adresse au neurinome de l'acoustique et à l'implantation cochléaire pour mettre en place la partie implantée.

- Orthophonie :

L'orthophonie n'est actuellement malheureusement pas assez sollicitée en cas de surdité sévère. Son rôle est pourtant essentiel, surtout en cas de presbyacousie :

- Par l'apprentissage de la lecture labiale ;
- Par le travail qui permet d'améliorer les suppléances mentales ;
- Par le travail d'éducation auditive lors des premiers contacts avec la prothèse quelle soit amplificatrice ou cochléaire ;
- Par un travail spécifique de la voix qui peut présenter des altérations liées à l'âge mais également à l'hypoacousie.

### III.3.7. LE RETENTISSEMENT DE LA DEFICIENCE AUDITIVE SUR LA VOIX ET LA PAROLE

On reconnaît un sourd à sa voix. Les difficultés de la parole et d'articulation sont très souvent les signes d'alerte d'une surdité qui n'est pas importante. N'ayant pas la possibilité de contrôler le timbre et la hauteur de l'émission vocale, l'enfant reproduit ce qu'il entend des tonalités partielles non contrôlées qui seront pour l'interlocuteur entendant des tonalités normales.

La voix d'enfant sourd est assourdie par un manque d'aigus dans son timbre, c'est à dire le son émis par le larynx est souvent plus élevé qu'il ne le devrait. Il arrive fréquemment que la voix soit nasalisée.

L'absence de contrôle audio phonatoire; l'impossibilité pour le sourd profond de connaître comment est sa voix, qu'elle est la valeur acoustique de son articulateur, oblige l'éducateur à utiliser des articles techniques et des appareils pour visualiser les variations d'intensité, la mélodie et le timbre [53].

Ces difficultés accumulées permettent de comprendre la raison des conseils qu'il faut donner à l'entourage de ces patients. Bien sûr, il faut parler un peu plus fort, mais pas trop, à cause justement de ce recrutement, de ce pincement de la dynamique, qui fait très vite trouver les sons insupportables pour le patient.

Et puis, il va falloir parler lentement et ceci pour deux raisons :

- Tout d'abord, parce qu'il faut que le cerveau ait le temps d'analyser une information appauvrie. Celle-ci est diminuée parce que l'oreille interne n'a pas pu discriminer les fréquences. C'est surtout pour cette raison qu'il faut parler lentement.
- Et puis parce que, plus tardivement, le temps d'intégration du cerveau s'allonge avec les années : perdant peu à peu ses neurones, le cerveau commence à se fatiguer et travaille plus lentement. Il lui faut davantage de temps pour intégrer les messages qu'il reçoit. Ceci habituellement ne se voit que lorsque l'on a dépassé 80 ans.

Par ailleurs, il va falloir articuler le mieux possible. Cette prononciation soignée oblige le locuteur à parler un peu plus lentement et surtout augmente les contrastes des différents phonèmes, en particulier entre les différentes consonnes. En outre cela oblige la bouche du locuteur à mieux modeler la forme des cavités de son visage qui concourent à la création de ces phonèmes. Cette gymnastique faciale a pour effet supplémentaire de faciliter grandement, pour le sourd, la lecture labiale qu'il apprend plus ou moins vite selon les aptitudes de chacun à utiliser pour améliorer l'intelligibilité des paroles qu'il perçoit. Nous reparlerons cette lecture labiale à propos des possibilités thérapeutiques de la surdité.

### **III.4. CONCLUSION**

Le mécanisme de l'oreille est complexe et les causes de la surdité sont variables. L'oreille est essentielle pour structurer l'intelligence et la développer à l'aide des informations reçues de l'extérieur, bien que celles-ci peuvent provenir de la vue ou du toucher. C'est pourquoi la surdité est plus grave chez le jeune enfant que chez l'adulte [54].

Les progrès de la micro-informatique sont loin d'être terminés et déboucheront à court terme sur des technologies encore plus évoluées. Il nous faudra donc mettre l'accent sur la recherche dans le domaine de l'audition. En effet, seule une compréhension plus approfondie du fonctionnement complexe de l'audition permettra à l'audioprothèse de bénéficier de toutes les retombées de ces découvertes, permettre aux gens atteints de surdité de vaincre leurs difficultés de communication en leur offrant des services professionnels de plus en plus adaptés à leur besoin.

D'ailleurs, pour les surdités intermédiaires, dite sévères ou moyennes, les aides auditives conventionnelles sont souvent inefficaces; pas de correction possible sur la plage de fréquence, dans lesquelles il ne subsiste pas d'audition et le risque lié à la pose d'implant cochléaire est important. Cependant, certaines nouvelles techniques de correction auditive ont été étudiées; elles ont redonné une certaine intelligibilité au signal parole perçu par les sourds, pour produire des aides auditives bien adaptées à leur audition. C'est sur constat que se base notre étude : l'analyse du signal parole produit par des enfants à audition déficiente (malentendants et sourds profonds), afin

de distinguer la fréquence de vibration des cordes vocales et les sonorités exactes des formants qui constituent les voyelles.



# CHAPITRE IV

## *La trachéotomie*

IV.1. INTRODUCTION

IV.2. DEFINITION

IV.3. INDICATIONS

IV.4. CONTRE – INDICATIONS

IV.5. RISQUES IMMEDIATS

IV.6. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE LA TRACHEOTOMIE

IV.7. LA TRACHEOTOMIE ET LA PHONATION

IV.8. CONCLUSION

### **IV.1. INTRODUCTION**

L'insuffisance respiratoire est une complication fréquente des troubles moteurs graves, elle l'est, sauf association à des maladies respiratoires proprement dite de type restrictif c'est-à-dire dominée par une perte de la capacité de ventilation. L'insuffisance respiratoire est liée à l'assistance respiratoire, à la trachéotomie, à l'aspiration trachéale et au respirateur [55].

La trachéotomie est un acte chirurgical nécessitant une grande rigueur d'exécution. Elle se pratique dans des contextes très différents et tout à fait opposés et pourrait réduire l'incidence des pneumopathies acquises sous ventilation mécanique en facilitant les aspirations trachéales, le maintien d'un drainage bronchique en

ventilation spontanée sur tube et les soins d'hygiène bucco pharyngée et nasale et en restaurant une certaine continence laryngée [56,57].

Dans ce chapitre, nous nous attacherons à décrire les principes de base de la trachéotomie.

## IV.2. DEFINITION

La trachéotomie est une ouverture faite dans la trachée au niveau de la face antérieure du cou par incision verticale et médiane au niveau des anneaux de la trachée (voir figure IV.1, IV.2 et IV.3), afin d'introduire une canule pour court-circuiter les voies aériennes supérieures (V.A.S). Elle peut être indiquée chez une personne à insuffisance respiratoire, lorsque la respiration par les voies naturelles n'est plus efficace, même avec un apport d'oxygène. Dans la majorité des cas, elle sera associée à une ventilation artificielle [58,59,60].

Ce traitement a pour but de :

- Permettre une assistance respiratoire
- Traiter en urgence une asphyxie d'origine laryngée ne cédant pas au traitement médical
- Préparer un acte chirurgical sur le pharynx ou le larynx
- Assurer une meilleure ventilation
- Faciliter l'apport d'oxygène
- Aspirer plus facilement les sécrétions
- Eviter les complications d'une intubation de longue durée.

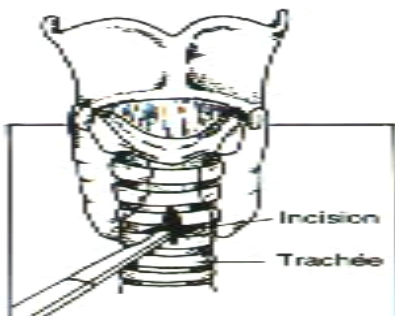


Fig. IV.1

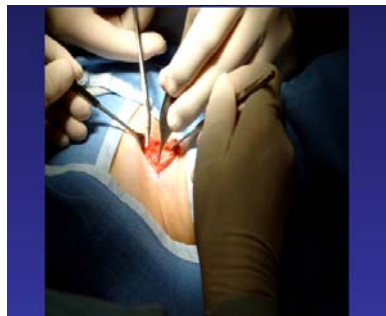


Fig. IV.2



Fig. IV.3

## **IV.3. INDICATIONS**

### **IV.3.1. TRANSITOIRES**

- Ventilation artificielle prolongée
- Difficultés de sevrage (après échec du sevrage sur sonde d'intubation)
- Trouble de déglutition avec inhalation
- Encombrement avec toux inefficace
- Asphyxie par obstacle à la pénétration d'air (tumeur, inflammation, trauma laryngo-trachéal, corps étranger, paralysie des nerfs moteurs du larynx, chirurgie, troubles de la déglutition...)
- Insuffisance respiratoire aiguë
- Intubation difficile voire impossible (lésions graves de la face)
- Remplace l'intubation qui est peu confortable chez les patients en phase d'éveil et qui, statistiquement, entraîne plus de séquelles sur la trachée et le larynx
- Permet notamment l'alimentation orale par la libération des voies aériennes supérieures, mais aussi une communication plus facile par un langage articulé

### **IV.3.2. DEFINITIVES**

- Insuffisance respiratoire chronique évoluée
- Anomalies définitives centrales ou périphériques du carrefour oropharyngé
- Maladies neurologiques dégénératives
- Myopathies évoluées
- Laryngectomie

## **IV.4. CONTRE - INDICATIONS**

- Opérateur non entraîné
- Troubles de la coagulation
- Goitre
- Risque infectieux (plaie cervicale, chirurgie du rachis ou carotidienne récente)

## **IV.5. RISQUES IMMEDIATS**

### **IV.5.1. RISQUES PER-OPERATOIRES**

- L'arrêt cardio-respiratoire, qui nécessite des soins de réanimation adaptés
- La blessure du nerf récurrent (nerf innervant le larynx) ou de la plèvre
- Une plaie vasculaire

Ces risques sont majorés par le caractère urgent de l'acte opératoire [61].

### **IV.5.2. RISQUES PRECOCES**

- L'hémorragie qui peut nécessiter une intervention pour hémostase
- L'obstruction de la canule par des sécrétions plus ou moins hémorragiques
- L'emphysème sous-cutané (épanchement d'air sous la peau)
- Un pneumothorax ou un pneumomédiastin (épanchement d'air dans le thorax)

### **IV.5.3. RISQUES SECONDAIRES**

La surinfection trachéo-bronchique est habituelle pendant les jours qui suivent l'intervention. A distance, une cicatrisation de la trachéotomie, rétractile, disgracieuse, peut nécessiter une reprise chirurgicale ultérieure [61].

## **IV.6. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE LA TRACHEOTOMIE**

### **IV.6.1. LES AVANTAGES [58,59,60]**

Elle permet :

- De respirer avec moins de fatigue grâce à une prise d'air supplémentaire qui supprime l'espace mort anatomique et permet à l'air d'arriver directement dans la trachée
- D'aspirer plus facilement les sécrétions bronchiques au moyen de sondes d'aspiration
- D'être mieux oxygéné par une admission plus directe de l'oxygène dans les poumons
- De faciliter le sevrage de la ventilation mécanique

- De se ventiler plus confortablement, en particulier la nuit, ce qui laisse plus d'autonomie dans la journée
- De faciliter l'aspiration efficace des voies aériennes
- La nutrition orale précoce
- La possibilité de mettre un bouchon parlant en période de sevrage donc facilite la communication
- La diminution du risque de sténose au niveau du larynx et des cordes vocales dont la chirurgie réparatrice est difficile
- De faciliter les soins oropharyngés par rapport à l'intubation

En cas d'aggravation (surinfection importante intervention chirurgicale), elle permet de pratiquer en toute sécurité une ventilation artificielle rapide et efficace.

#### **IV.6.2. LES INCONVENIENTS [58,59,60]**

- Difficulté pour parler : les premiers jours qui suivent la trachéotomie, on est branché au respirateur et pratiquement privé de voix
- La trachéotomie peut être une gêne à la déglutition. En général, c'est une gêne passagère
- La trachéotomie empêche l'humidification et le réchauffement naturel de l'air, celui-ci ne passant plus par les voies aériennes supérieures. L'air risque donc d'être trop sec ou trop froid. Il faudra l'humidifier et le réchauffer.
- La trachéotomie peut être une porte d'entrée à l'infection, d'où l'importance du respect des mesures d'hygiène
- La trachéotomie peut être une gêne sur le plan psychologique; en particulier, dans les contacts avec les autres; il faudra, donc, trouver un moyen de la rendre discrète (foulard, noeud papillon, tour du cou, robe et chemisier à petit col noué....)
- Risque de sténose trachéale
- Risques chirurgicaux (hémorragie, pneumothorax, emphysème sous-cutané)
- Plaie inesthétique

A tous les inconvénients, souvent mal ressentis dans les premiers jours, des solutions peuvent être apportées. Une bonne connaissance du traitement des soins et de la maladie permet de retrouver l'autonomie.

## **IV.7. LA TRACHEOTOMIE ET LA PHONATION**

La trachéotomie préserve l'intégralité des organes de phonation. L'orifice de la trachéotomie ne peut rester vide, on y place une canule trachéale sans modification des structures anatomiques, la respiration se fait par les voies aériennes mais aussi par l'orifice trachéal, ceci cause une difficulté pour parler. L'air venant des poumons ressort directement par l'orifice sans aller faire vibrer les cordes vocales situées dans le larynx qui permet la parole. Il faut donc boucher cette fuite d'air à l'aide d'un bouchon spécial appelé bouchon parlant ou valve de phonation munie d'un clapet qui se fixe, une fois débranchée du respirateur, sur la canule de la trachéotomie et se ferme à l'inspiration. Cela peut également se faire avec le doigt en prenant les mesures d'hygiène nécessaires [62].

### **IV.7.1. LES CANULES**

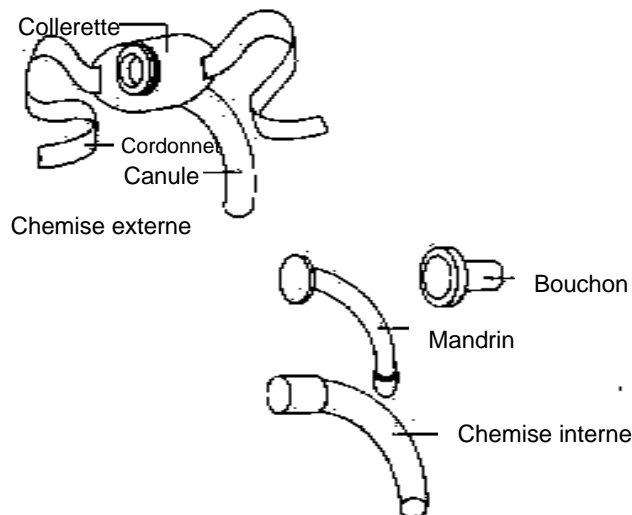
La mise en place d'une canule de trachéotomie vient calibrer l'orifice entre la trachée et la peau. A distance, le simple retrait de la canule suffira le plus souvent à obtenir une fermeture spontanée de la trachéotomie et de protéger les voies aériennes en cas de trouble de déglutition [63].

Généralement une canule se compose de trois parties (voir figure IV.4) :

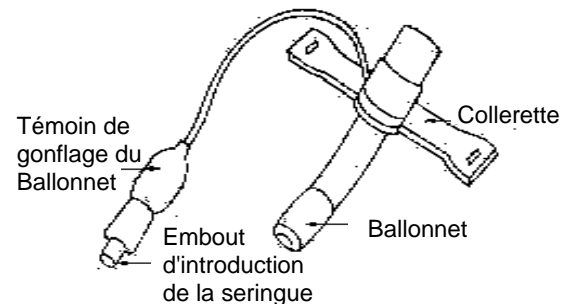
- a. La chemise externe : en contact avec la trachée, elle est munie d'une collerette fixée au moyen de cordonnets ou d'élastiques s'attachant autour du cou pour la maintenir en place.
- b. La chemise interne : De diamètre inférieur, qui s'enfile dans la précédente. A celle-ci peut s'ajouter un clapet articulé ou un bouchon mobilisateur permettant de parler.
- c. Un mandrin introducteur : Placé dans la chemise externe, il facilite la mise en place de celle-ci dans la trachée grâce à son bout arrondi qui n'est pas traumatisant. Il faut l'enlever dès que la canule est en place, pour y placer la chemise interne.

Il existe différentes sortes de canules :

- a. Canules à ballonnet bas pression : pour la ventilation artificielle ou pour éviter les fausses routes. Le ballonnet est gonflé jusqu'à ce que le patient ne puisse plus expirer d'air par la bouche. L'inconvénient des ballonnets gonflés est de supprimer la parole en empêchant l'air expiré de passer par les voies naturelles au travers les cordes vocales pour les faire vibrer (voir figure IV.5).
- b. Canules sans ballonnet : sont des canules pour la ventilation spontanée. Elles permettent la parole en toutes circonstances grâce à la fuite d'air au pourtour de la canule (voir figure IV.6).
- c. Canules fenêtre : certaines canules peuvent comporter, sur la courbure supérieure, un orifice, appelé fenêtré, destinée à faciliter le passage de l'air expiré vers les cordes vocales pour la phonation (voir figure IV.7).



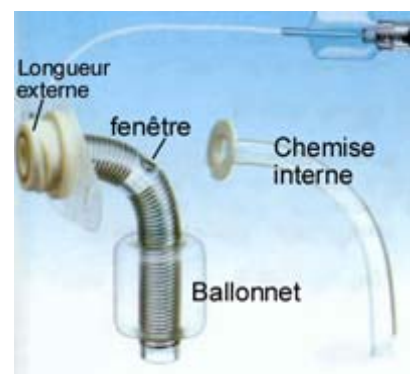
**Fig.IV.4** Description d'une canule



**Fig. IV.5** Canule à ballonnet



**Fig.IV.6** Canule sans ballonnet sans fenêtré



**Fig. IV.7** Canule fenêtré

### IV.7.2. VALVE DE PHONATION

Petit conduit cylindrique qui s'adapte, d'un coté, sur l'orifice externe de la canule et comporte, de l'autre coté, une valve mobile souple métallique. Les valves s'utilisent sur des canules sans ballonnet ou ballonnet dégonflé, permettant ainsi la phonation. Elles sont équipées d'un clapet ou d'une membrane s'ouvrant à l'inspiration et se fermant à l'expiration pour parler. Elles sont également équipées d'une petite arrivée d'oxygène permettant le branchement d'une sonde à oxygène (voir figure IV.8).



**Fig. IV.8** Valve de phonation

### IV.8. CONCLUSION

Tout acte médical, investigation, exploration, intervention sur le corps humain, même conduit dans des conditions de compétence et de sécurité conformes aux données actuelles de la science et de la réglementation en vigueur, recèle un risque de complication [61]. Dans le cas de la trachéotomie, en plus des risques chirurgicaux (hémorragie, pneumothorax, emphysème sous-cutané), il y a aussi la difficulté pour parler.

Dans cette thèse, on s'intéressera au signal parole produit par des personnes ayant subi une trachéotomie, pour extraire les paramètres qui permettent de décrire ses caractéristiques principales afin d'analyser d'éventuels interférences (effets de la trachéotomie sur les caractéristiques principales du signal parole).



# CHAPITRE V

## *Algorithmes et résultats*

V.1. INTRODUCTION

V.2. ALGORITHMES ET ORGANIGRAMMES

V.3. RESULTATS ET INTERPRETATIONS

V.4. CONCLUSION

### V.1. INTRODUCTION

L'analyse des processus physiologiques de la parole s'attache aux différentes étapes : origine de la parole et du langage avec reconstitution du conduit vocal, apprentissage des séquences motrices de la parole ainsi que la représentation phonologique et phonétique dans le traitement de la parole.

Mais le problème qui se pose est le suivant : Comment choisir la méthode d'analyse dans le cas d'un signal perturbé ou d'une dysphonie ?

Dans ce domaine les chercheurs et cliniciens ont besoin d'un instrument simple et fiable pour l'évaluation des troubles de la parole. Une évaluation acoustique présente ces avantages, elle est simple à mettre en œuvre, les coûts du système sont peu élevés et la gêne du patient réduite à un strict minimum [64]. L'analyse acoustique fournit des informations d'une richesse surprenante, elle est souvent en mesure de distinguer entre différents syndromes et permet d'identifier la sévérité de la perturbation. Cependant, la difficulté majeure en analyse acoustique des pathologies de la parole se situe au niveau du volume des données à traiter. Pour ces raisons un traitement automatisé des données s'impose, considérant des critères qui s'avèrent décisifs lors de l'évaluation des pathologies [64,65,66,67]:

1- La distinction entre segment voisé, non voisé et fricatif.

- 2- L'organisation temporelle de la parole (durée de silences).
- 3- La distinction des différents niveaux d'amplitude des fréquences de résonance, ainsi que les variations fortes rapides que peut subir la fréquence fondamentale (pitch).
- 4- L'évolution temporelle de l'ensemble de ces paramètres.

Le développement de mesure automatique de ces évènements représente un objectif important dans le cadre d'un examen approfondi des perturbations de la parole. La mesure automatique de l'amplitude et de son évolution ne pose pas de problème, alors que l'analyse temporelle et les autres paramètres : fréquence fondamentale, silence et friction se heurte à certaines difficultés; en particulier, l'analyse temporelle est mal adaptée aux modifications très rapides que peut subir la voix pathologique, ainsi que lors de la présence d'un bruit même dans le cas d'une voix normale.

Les méthodes que nous préconisons se basent sur l'analyse fréquentielle utilisant les statistiques d'ordre supérieur (cumulants), dont les quatre algorithmes principaux sont présentés ici :

- 1- Développement d'un nouvel algorithme pour la détection du pitch même dans un environnement bruité.
- 2- Détection du couplage quadratique de phase (CQP) entre les harmoniques du signal parole.
- 3- Développement d'un modèle non linéaire quadratique de production de la parole, cette approche est consistante avec le fait que le processus de production de la parole est connu comme étant non linéaire.
- 4- Analyse cepstrale, spectrale et polyspectrale (bispectrale et trispectrale) du signal parole.

Dans le cadre du présent travail, ces analyses ont tout d'abord été appliquées au signal parole normal, puis dans le contexte de la parole pathologique. Les signaux de parole pathologique proviennent des patients à audition déficiente (malentendants et sourds profonds) et ceux ayant subi une trachéotomie.

## V.2. ALGORITHMES ET ORGANIGRAMMES

Dans notre étude, l'estimateur biaisé a été choisi parce que l'erreur quadratique moyenne associée est généralement inférieure à celle de l'estimateur non biaisé. Pour éviter le problème de non consistance, l'estimateur moyenné a été utilisé.

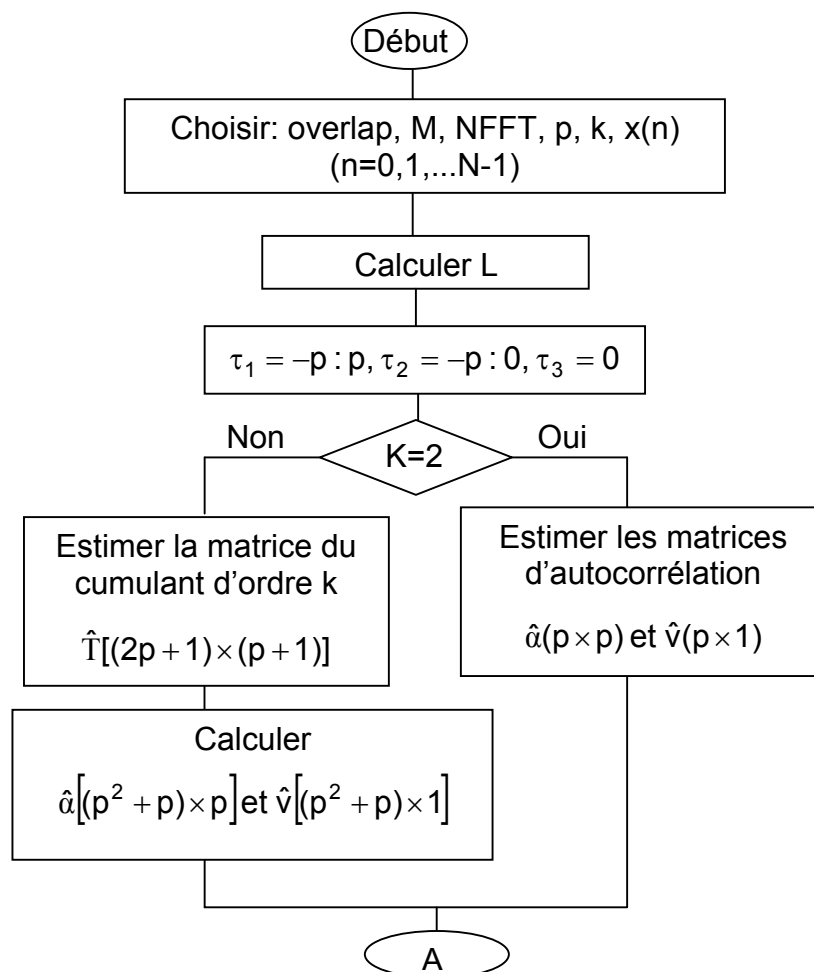
### V.2.1. ESTIMATION DU POLYSPECTRE

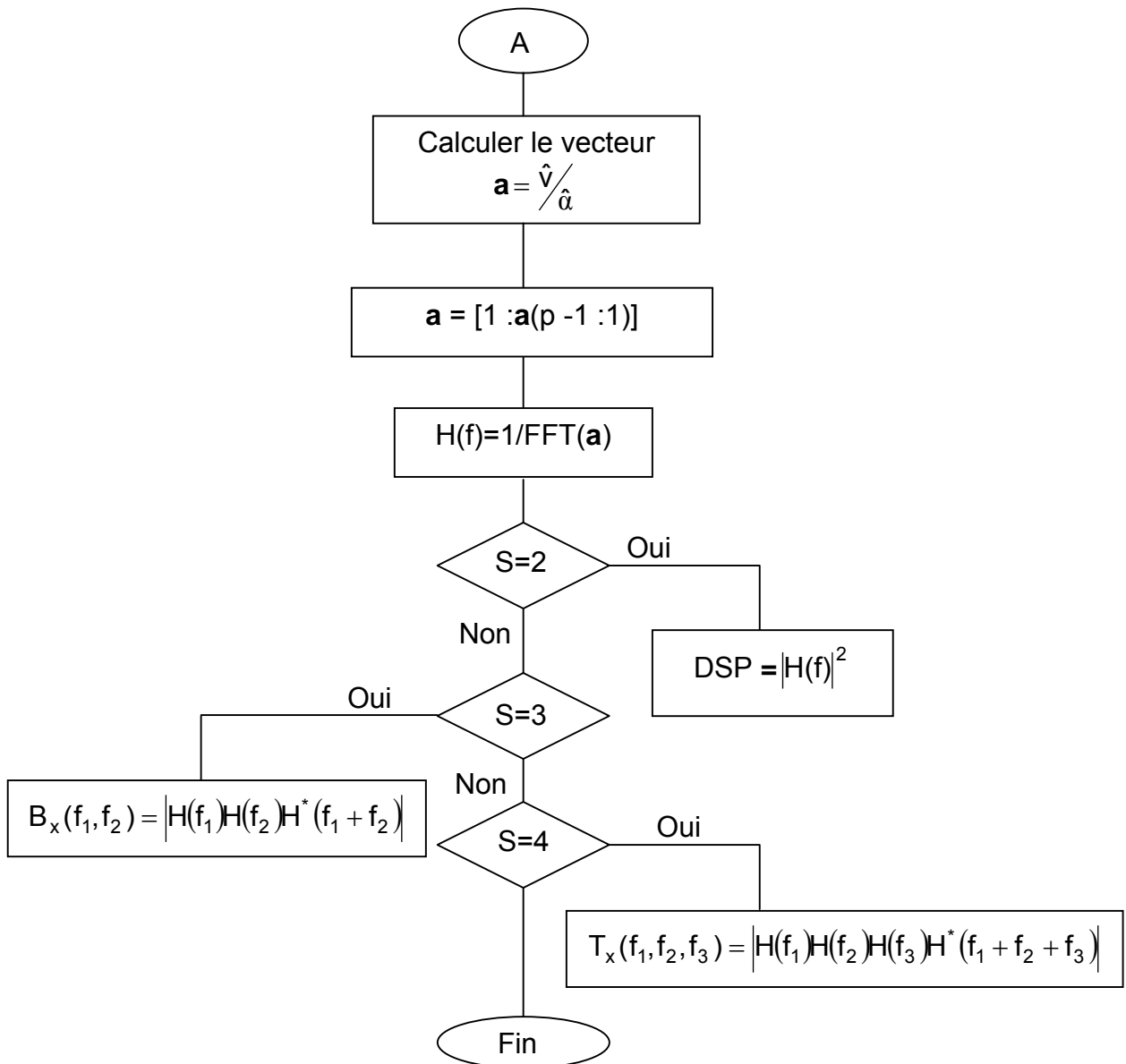
L'algorithme de calcul du polyspectre (bispectre et trispectre) par la méthode paramétrique utilisant un modèle linéaire s'effectue comme suit :

- Sélectionner un modèle.
- Estimer les paramètres du modèle choisi en utilisant les échantillons des données ou les retards des S.O.S.
- Estimer la réponse en fréquence  $H(\omega)$  d'un modèle choisi.
- Optimiser le polyspectre (bispectre ou trispectre), en substituant la réponse  $H(\omega)$  du modèle dans le polyspectre théorique (voir II.24 et II.25).

Le modèle choisi dans notre étude est le modèle autoregressif AR(p). Les coefficients seront calculés à base de  $C_2$ ,  $C_3$  et  $C_4$  par la résolution des équations linéaires (II.34 et II.35).

L'estimation de la DSP, du bispectre et du trispectre est détaillée dans l'organigramme V.1.





**Fig. V.1** Estimation de la DSP, du bispectre et du trispectre utilisant AR(p)

## V.2.2. DETECTION DU COUPLAGE QUADRATIQUE DE PHASE (CQP)

Dans le cas général, l'algorithme de détection du couplage quadratique de phase d'un processus stochastique sera résumé en deux étapes principales :

- Détection de la gaussianité.
- Détection de la phase du bispectre  $\phi(f_1, f_2)$ .

L'algorithme de détection sera détaillé dans l'organigramme suivant :

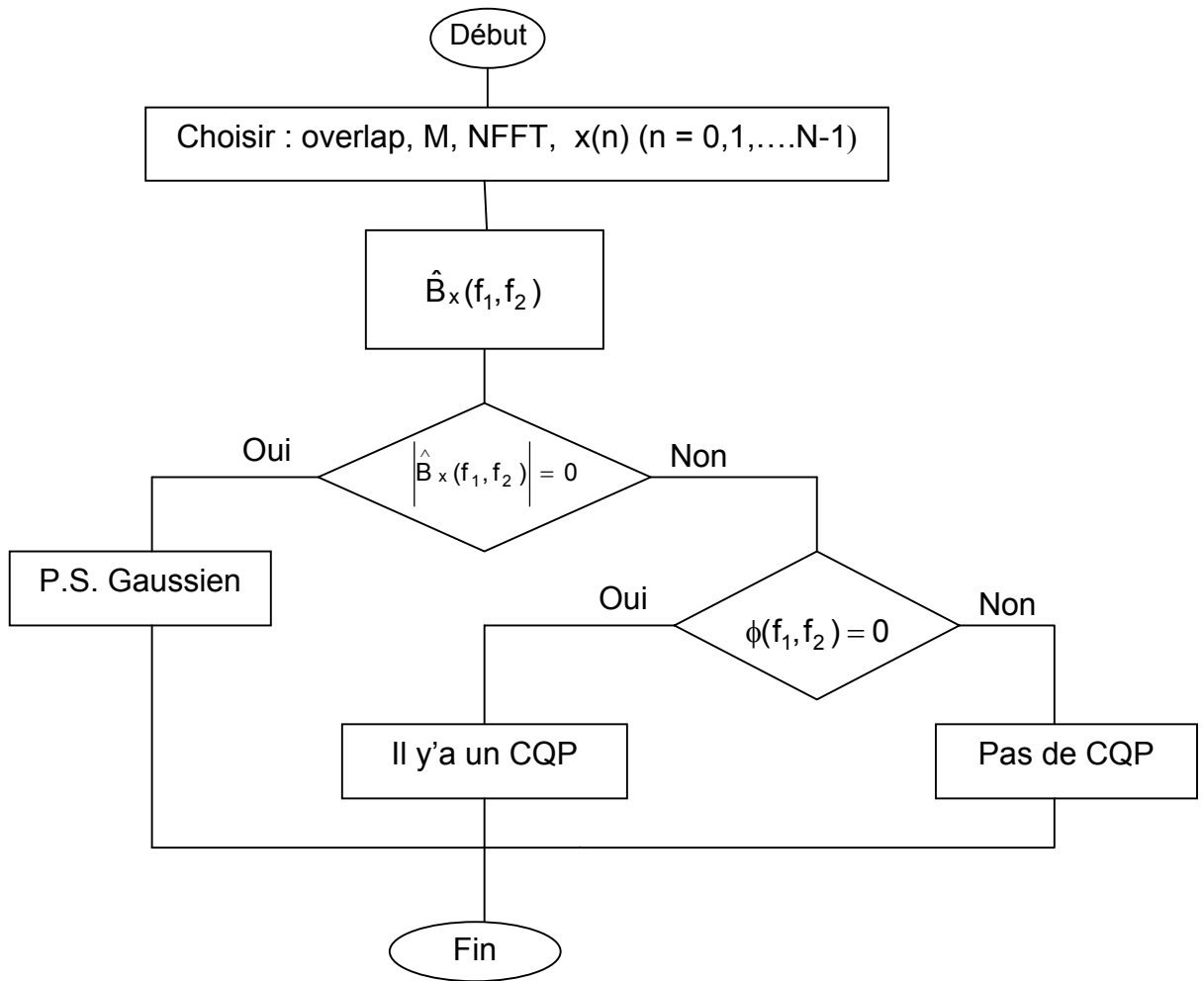
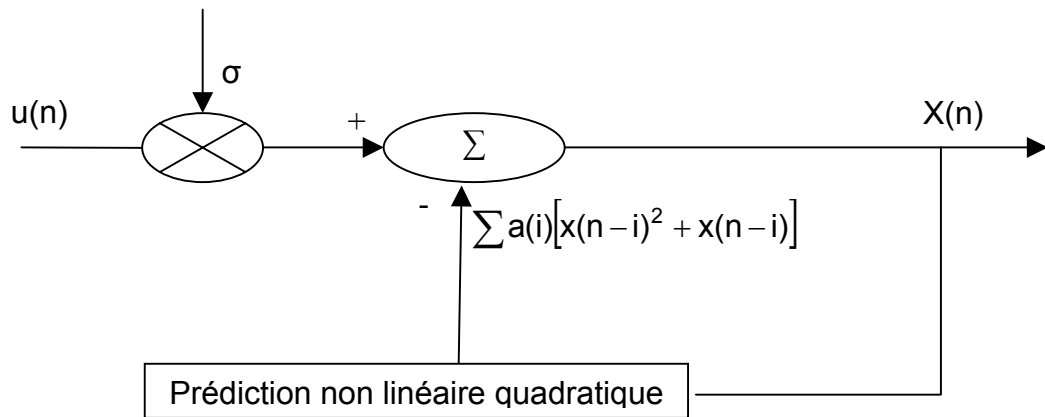


Fig. V.2 Détection du couplage quadratique de phase

### V.2.3. MODELISATION AUTOREGRESSIVE QUADRATIQUE DE PRODUCTION DE LA PAROLE

La détection du couplage quadratique de phase est à la base du développement d'un nouveau modèle non linéaire de production de la parole appelé modèle autorégressif quadratique (ARQ) (voir figure V.3).



**Fig.V.3** Modèle non linéaire ARQ(p) de production de la parole

Avec :

U(n) Entrée du modèle

X(n) sortie du modèle

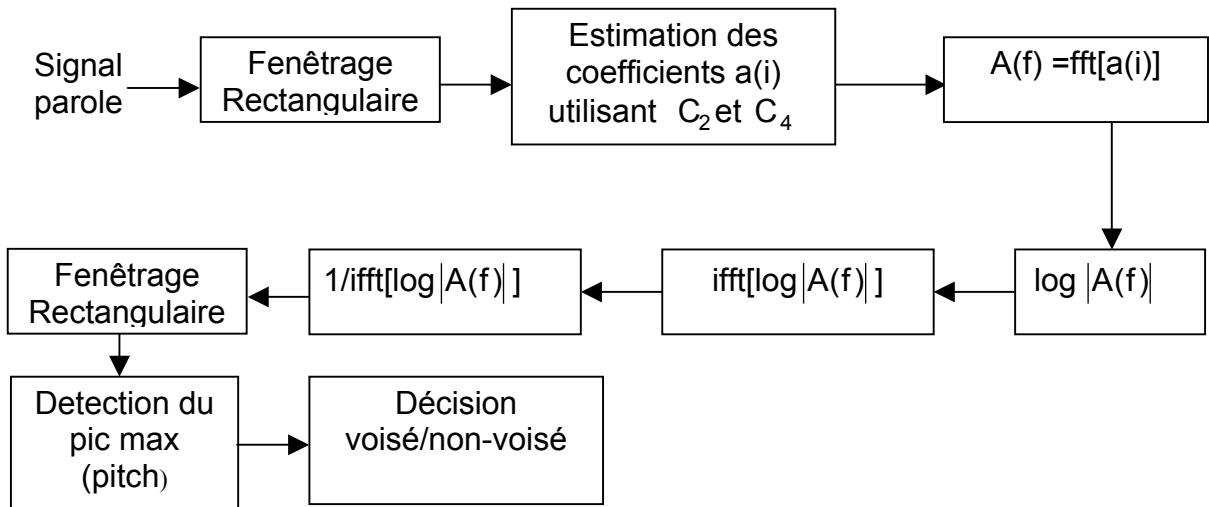
Les a(i) sont les coefficients du modèle,  $i = 1, 2, \dots, p$ . Avec  $a(0)=1$

Le signal x(n) peut s'écrire comme suit:

$$x(n) = -\sum_{i=1}^p a(i) [x(n-i)^2 + x(n-i)] + \sigma u(n) \quad (v.1)$$

#### V.2.4. DETECTION DE LA FREQUENCE FONDAMENTALE (PITCH)

L'extraction des caractéristiques acoustiques du signal parole forme l'élément clé pour la mise au point d'un système de reconnaissance, la détection pathologique et l'identification du locuteur. La fréquence fondamentale (pitch) est l'une des plus importantes de ces caractéristiques. En effet, nombreux algorithmes sont développés pour l'extraction de cette information : méthode temporelle, cepstrale et mixte (voir chapitre I). Cependant, les performances de ces méthodes décroissent très rapidement lorsque le rapport signal sur bruit diminue. Pour résoudre ce problème, une nouvelle technique basée sur la prédiction linéaire et le cumulatif d'ordre quatre a été développée, ceci constitue l'un des objectifs de notre travail qui sera exposé dans la figure (V.4).



**Fig. V.4** Détection du pitch

### V.3. RESULTATS ET INTERPRETATIONS

Après avoir exposé quelques algorithmes d'estimation, nous allons voir l'application de ces différentes méthodes à quelques échantillons de la langue arabe. Les signaux de parole proviennent exclusivement de locuteurs arabes, de sexe féminin et masculin, à l'aide d'un enregistrement audio digital dans une pièce calme. On a enregistré des phonèmes, des mots et des phrases (trois fois ou plus). Les signaux ont été échantillonnés à 11025Hz et quantifiés sur 16 bits à l'aide d'une carte audiomédia. Les signaux sont prononcés par :

- Des personnes normales (enfant, femme et homme). L'acquisition des données chez les enfants a été faite au niveau de l'école primaire Mouloud Feraoun de la wilaya de Guelma.
- Des enfants à audition déficiente (malentendants et sourds profonds). L'acquisition des données a été faite au niveau de l'école des jeunes sourds des wilayas de Guelma et de Constantine.
- Des personnes trachéotomisés. L'acquisition des données a été faite au niveau du service O.R.L du CHU Ibn Badis de Constantine.

Nous donnons un exemple des trois phonèmes des voyelles \a\, \i\ et \u\ pour chaque cas, dont la présentation temporelle sera montrée dans l'annexe 3.

### V.3.1. DETECTION DU COUPLAGE QUADRATIQUE DE PHASE ET MODELISATION NON-LINEAIRE DU SIGNAL PAROLE

A cause de la non symétrie de la densité de probabilité du signal parole, on utilise les statistiques d'ordre supérieur (S.O.S), tel que le bispectre, dans l'analyse du signal parole et spécifiquement pour la détection du couplage quadratique de phase (CQP) entre les harmoniques produits dans le conduit vocal.

Le bispectre et sa phase (biphase) des trois phonèmes arabes  $\text{\a}$ ,  $\text{\i}$  et  $\text{\u}$  ont été estimés par la méthode paramétrique (m.p) utilisant le modèle AR(14) à base du cumulatif de 3<sup>eme</sup> ordre.

On distingue, comme le montre clairement les figures (V.5, V.6, V.7, V.8, V.9 et V.10), aux couples de fréquence  $(f_1, f_2)$ : (687, 601), (279, 150) et (300, 279), des pics maximaux et plus aigus alors que la phase du bispectre est presque nulle, ce qui implique que les trois phonèmes exhibent un CQP respectivement aux triples de fréquence (687, 601, 1288), (279, 150, 429) et (300, 279, 579).

D'après cette propriété, nous avons développé un modèle non linéaire d'ordre p de production de la parole, nommé modèle autorégressif quadratique et noté par ARQ(p). Les spectres des trois phonèmes ont été estimés utilisant la méthode paramétrique à base de AR(14) et ARQ(14). Les résultats obtenus sont donnés, respectivement, par les figures (V.11, V.12, V.13, V.14, V.15 et V.16).

Par une comparaison générale entre ces spectres, on distingue que notre nouveau modèle (ARQ) donne une meilleure résolution spectrale et peut être utilisé pour la détection des formants. A titre indicatif, les tableaux (V.1, V.2 et V.3) montrent la quasi-similitude des valeurs des trois premiers formants obtenues par AR(14) et ARQ(14).

**Tab. V.1** Les valeurs des trois premiers formants (Hz) du phonème  $\text{\a}$

	Formant 1 (Hz)	Formant 2 (Hz)	Formant 3 (Hz)
Modèle AR	732	1313	2497
Modèle ARQ	709	1375	2513.7



**Tab.V. 2** Les valeurs des trois premiers formants (Hz) du phonème  $i\backslash$ .

	Formant 1 (Hz)	Formant 2 (Hz)	Formant 3 (Hz)
Modèle AR	279.9	2390	2907
Modèle ARQ	257	2384	2921

**Tab. V.3** Les valeurs des trois premiers formants (Hz) du phonème  $u\backslash$ .

	Formant 1 (Hz)	Formant 2 (Hz)	Formant 3 (Hz)
Modèle AR	538	1292	2454
Modèle ARQ	386	902	2427

### V.3.2. ANALYSE SPECTRALE, POLYSPECTRALE ET CEPSTRALE DU SIGNAL PAROLE : CAS D'ENFANTS A AUDITION DEFICIENTE

L'estimation en dB du spectre d'une tranche d'un son voisé  $a\backslash$  prononcé par un enfant à audition normale (entendant) et par deux enfants à audition déficiente (malentendant et sourd profond) a été calculée par la DSP, par la coupure horizontale du bispectre et par la deuxième coupure horizontale du trispectre, utilisant le modèle autorégressif (AR) et le cumulatif d'ordre 4. Les spectres correspondants sont montrés respectivement dans les figures (V.17, V.18, V.19, V.20, V.21, V.22, V.23, V.24 et V.25).

On distingue, comme le montre clairement les figures, une distribution formantique où les résonances viennent en décroissances respectives, ce qui montre le caractère voisé de cette voyelle. Cependant, en contemplant ces différents spectres, on distingue que la meilleure résolution est celle obtenue par le trispectre.

La fréquence fondamentale (pitch) pour chaque enfant a été estimée par la méthode cepstrale (voir figures V.26, V.27 et V.28).

Les valeurs des trois premiers formants et du pitch sont données par les tableaux (V.4, V.5 et V.6).

**Tab. V.4** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème *\a\* d'un enfant entendant.

	Pitch (Hz)	Formant1	Formant2	Formant3
DSP	200.25	710.6	1292	2777
Bispectre		710.6	1270	2756
Trispectre		689	1270.5	2734

**Tab. V. 5** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème *\a\* d'un enfant malentendant.

	Pitch (Hz)	Formant1	Formant2	Formant3
DSP	282.41	387.6	1205	2562.5
Bispectre		387.6	1205.9	2540.9
Trispectre		366.1	1184.3	2540

**Tab. V. 6** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème *\a\* d'un enfant sourd profond.

	Pitch (Hz)	Formant1	Formant2	Formant3
DSP	200.07	667.5	1830.3	2497.9
Bispectre		689.1	1830.3	2476.3
Trispectre		689.1	1808	2476.3

Il semble, d'après plusieurs expériences, que :

- malgré la déficience auditive de l'enfant (malentendant ou sourd profond), la fréquence fondamentale de sa voix est comparable à celle d'un enfant entendant qui se situe dans l'intervalle de [200 Hz – 600 Hz].
- la valeur du premier formant du phonème *\a\* du malentendant ne correspond pas à celle obtenue par un enfant entendant, qui se situe normalement entre [600 Hz – 800 Hz]. Ce phénomène se retrouve encore chez le sourd profond mais dans le cas du deuxième formant qui se situe entre [1180 Hz – 1520 Hz].

### V.3.3. ANALYSE TRISPECTRALE ET CEPSTRALE DU SIGNAL PAROLE : CAS D'UN HOMME TRACHEOTOMISE

L'estimation du trispectre des phonèmes arabes \a\ et \i\ prononcés par un homme sain ainsi que par un homme ayant subi une trachéotomie, se fait à base d'un modèle autorégressif utilisant le cumulatif de 2<sup>ème</sup> et de 4<sup>ème</sup> ordre. Les spectres correspondants sont obtenus par la 2<sup>ème</sup> coupure horizontale du trispectre (figures V.29, V.30, V.31 et V.32).

En contemplant ces différentes figures, on remarque que ces spectres sont les mêmes du point de vue de distribution formantique et du nombre de formants.

La fréquence fondamentale est estimée par la méthode cepstrale (figures V.33, V.34, V.35 et V.36). La valeur du pitch et les valeurs des trois premiers formants sont données par les tableaux (V.7, V.8, V.9 et V.10).

**Tab. V. 7** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème \a\ d'un homme sain

	1 <sup>ère</sup> Formant	2 <sup>ème</sup> Formant	3 <sup>ème</sup> Formant	Pitch (Hz)
à base C <sub>2</sub>	689	1292	2497.9	131.22
à base C <sub>4</sub>	689	1292	2476.3	

**Tab. V.8** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème \a\ d'un homme trachéotomisé

	1 <sup>ère</sup> Formant	2 <sup>ème</sup> Formant	3 <sup>ème</sup> Formant	Pitch (Hz)
à base C <sub>2</sub>	624	1227	2584	482
à base C <sub>4</sub>	624	1227	2562	

**Tab. V. 9** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème \i\ d'un homme sain

	1 <sup>ere</sup> Formant	2 <sup>eme</sup> Formant	3 <sup>eme</sup> Formant	Pitch (Hz)
à base C <sub>2</sub>	301	2670	3294	189.47
à base C <sub>4</sub>	301	2648	3359.2	

**Tab. V. 10** La valeur du pitch et des trois premiers formants (Hz) du phonème \i\ d'un homme trachéotomisé

	1 <sup>ere</sup> Formant	2 <sup>eme</sup> Formant	3 <sup>eme</sup> Formant	Pitch (Hz)
à base C <sub>2</sub>	344.5	2476.3	3423.8	438
à base C <sub>4</sub>	323	2454.8	3466	

D'après plusieurs expériences on peut constater que :

- La trachéotomie n'influe pas sur les valeurs des trois premiers formants.
- La valeur du pitch d'un homme trachéotomisé ne correspond pas à celle d'un homme sain et qui se situe dans l'intervalle de [60 Hz – 250 Hz].

#### V.3.4. DETECTION DE LA FREQUENCE FONDAMENTALE

L'application de l'algorithme (figure V.4) pour la détection du pitch se fait sur plusieurs tranches des sons voisés (cas des phonèmes \a\, \i\ et \u\ prononcés par une femme). La méthode fréquentielle (cepstrale) a été utilisée dans le but de la comparaison. Les résultats obtenus sont donnés par les figures (V.37, V.38 et V.39). Par une comparaison générale entre ces courbes, nous avons constaté que :

Des pics maximaux, correspondant au pitch, obtenus par la nouvelle technique, que ce soit à base du cumulants de 2<sup>eme</sup> ou de 4<sup>eme</sup> ordre, sont plus aigus (meilleure résolution) que ceux obtenus par la méthode cepstrale.

La valeur du pitch détectée à partir des trois phonèmes est donnée par le tableau (V.11).

Identiquement au cas précédant, nous avons déterminé la valeur du pitch dans le cas où ces tranches des sons voisés sont corrompus par un bruit Gaussien coloré avec les

rappports signal sur bruit (SNR) indiqués sur le tableau (V.12). Les résultats obtenus sont donnés par les figures (V.40, V.41 et V.42).

Les valeurs de pitch obtenues sont données par le tableau (V.13).

En comparant les résultats, en absence et en présence du bruit, on distingue que seule la nouvelle technique à base du cumulants de 4<sup>ème</sup> ordre, préserve les résultats.

**Tab. V. 11** La valeur du pitch (Hz) des phonèmes \a\, \i\ et \u\ à base du cepstre et à base de la nouvelle technique.

	Cepstre	à base $C_2$	à base $C_4$
\a\	234	225	239
\i\	234	256	229
\u\	193	220	193

**Tab.V.12** Rapport signal sur bruit gaussien coloré des phonèmes \a\, \i\ et \u\.

	SNR(dB)
\a\	13.97
\i\	28,29
\u\	18.06

**Tab.V.13** La valeur du pitch (Hz) des phonèmes \a\, \i\ et \u\ avec bruit gaussien coloré additif à base du cepstre et à base de la nouvelle technique

	Cepstre	à base $C_2$	à base $C_4$
\a\	611	211	239
\i\	550	354	224.57
\u\	343	275.10	193

## V.4. CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons traité, en premier, la détection de la propriété du couplage quadratique de phase entre les harmoniques du signal parole produits dans le conduit vocal (cas des phonèmes des voyelles arabes). Ceci a pour but de montrer

la non linéarité du signal parole. Cette propriété nous a mené, ensuite, au développement d'un nouveau modèle non linéaire de production de la parole, appelé modèle autorégressif quadratique ARQ(p) qui peut remplacer le modèle linéaire existant AR(p).

Nous avons également traité l'analyse spectrale, bispectrale, trispectrale et cepstrale des tranches des sons voisés (cas de la voyelle \a\) émis par des enfants à audition saine et par des enfants à audition déficiente. Ces analyses se répètent pour les phonèmes \i\ et \u\, et ainsi, après plusieurs expériences, nous avons constaté les faits suivants :

La fréquence fondamentale du déficient auditif (malentendant ou sourd profond) est comparable à celle d'un enfant entendant.

La valeur du premier formant des sons voisés du malentendant ne correspond pas à celle obtenue par un enfant entendant. Ce phénomène se retrouve encore chez le sourd profond mais dans le cas du deuxième formant.

Le trispectre, dans tous les cas, donne les meilleurs résultats.

Vu la supériorité du trispectre, nous avons utilisé ce dernier pour l'analyse du son voisé prononcé par des personnes saines et celles ayant subi une trachéotomie. La méthode cepstrale est utilisée pour l'estimation de la fréquence fondamentale pour la comparaison. Après plusieurs expériences (cas des phonèmes \a\, \i\ et \u\), nous avons constaté que :

- La trachéotomie n'influe pas sur les valeurs des trois premiers formants
- La trachéotomie influe sur la valeur du pitch

Dans la dernière partie de notre simulation, nous avons appliqué le nouvel algorithme à base du cumulatif d'ordre deux et d'ordre quatre pour la détection du pitch des trois phonèmes \a\, \i\ et \u\. La méthode cepstrale est utilisée pour la validation de notre algorithme. La simulation est faite en l'absence et en présence d'un bruit gaussien coloré. D'après les résultats obtenus, nous avons constaté que :

- L'algorithme à base du cumulatif d'ordre deux ou d'ordre quatre donne des meilleurs résultats par rapport à ceux obtenus par la méthode cepstrale.
- L'algorithme à base du cumulatif d'ordre quatre est capable de détecter la fréquence fondamentale même en présence d'un bruit gaussien coloré, ce qui montre la supériorité du cumulatif de 4<sup>eme</sup> ordre.

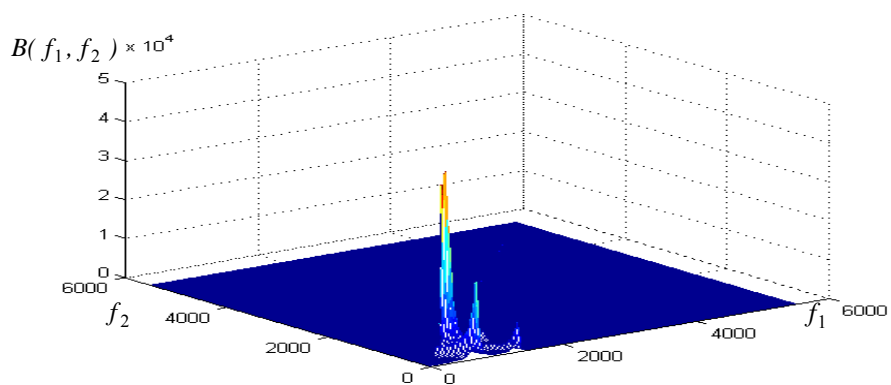


Fig. V.5 Bispectre du phonème 'a'

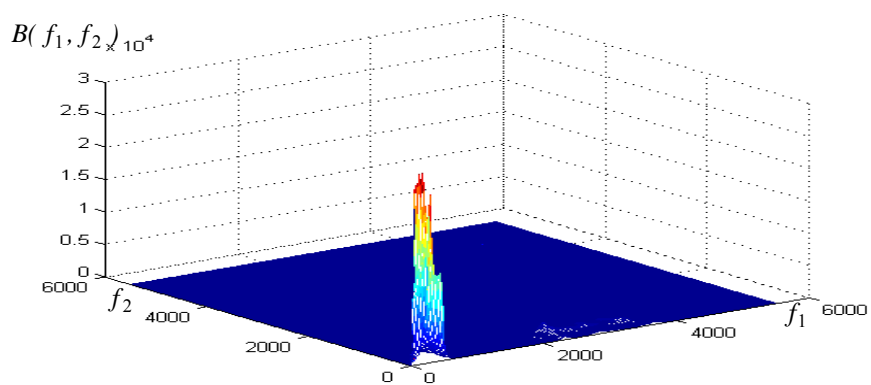


Fig. V.6 Bispectre du phonème 'i'

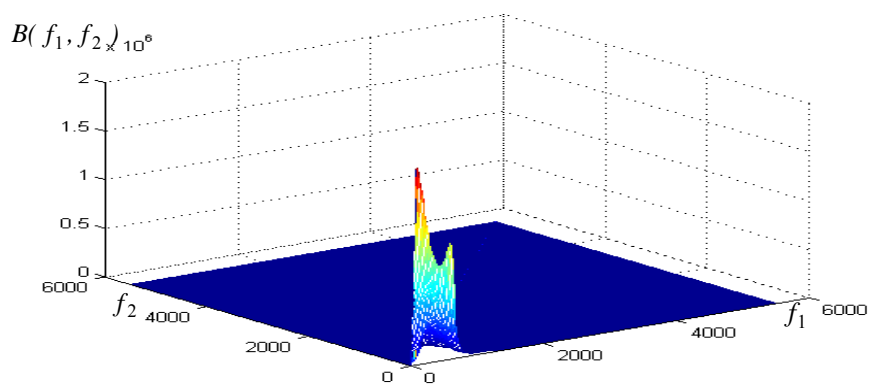


Fig. V.7 Bispectre du phonème 'u'

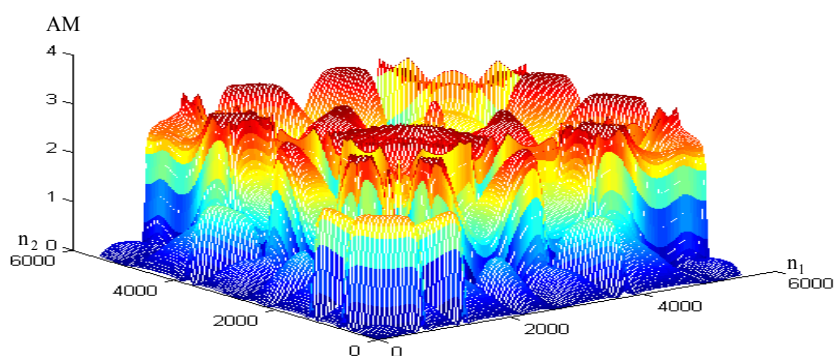


Fig. V.8 Phase du Bispectre du phonème 'a\'

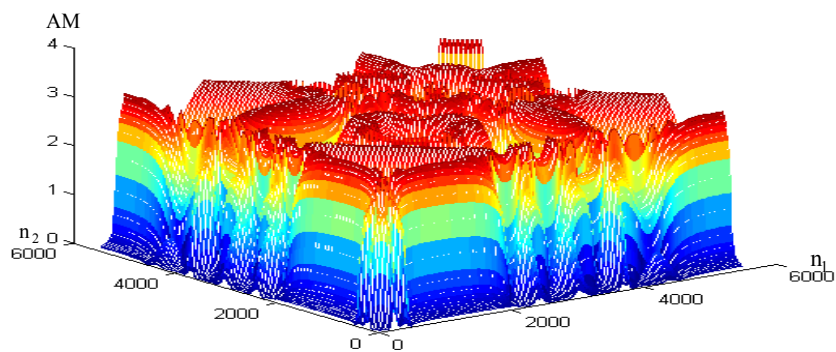


Fig. V.9 Phase du Bispectre du phonème 'i\'

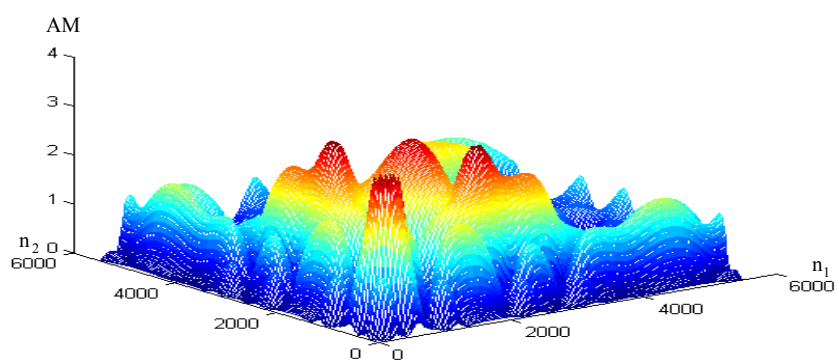


Fig. V.10 Phase du Bispectre du phonème 'u\'



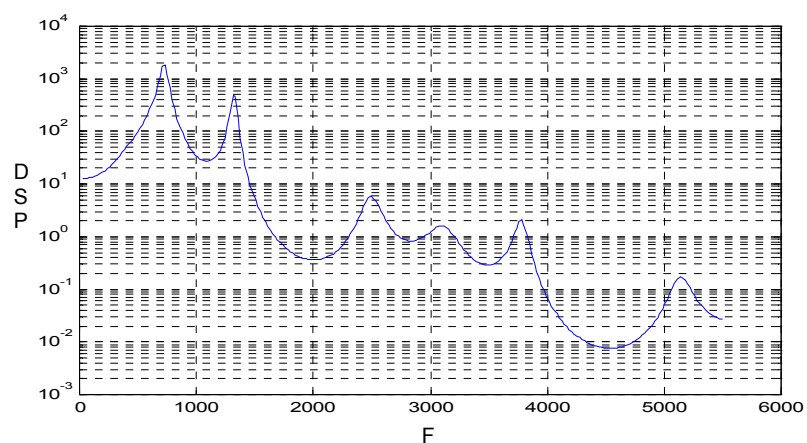


Fig. V.11 Spectre du phonème 'a' utilisant AR(14)

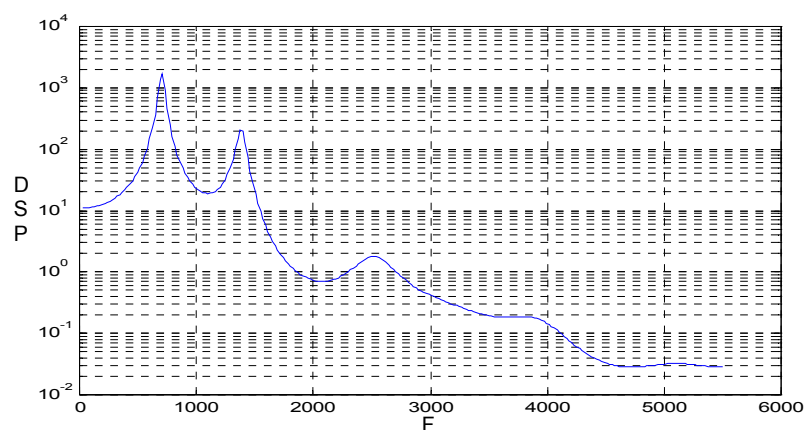


Fig. V.12 Spectre du phonème 'a' utilisant ARQ(14)

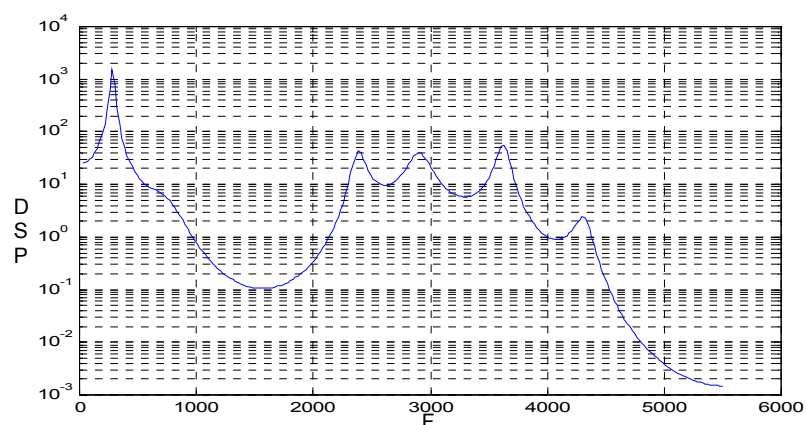
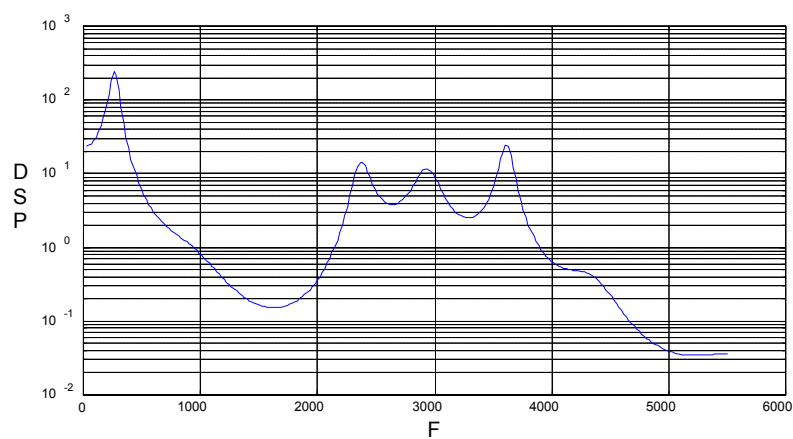
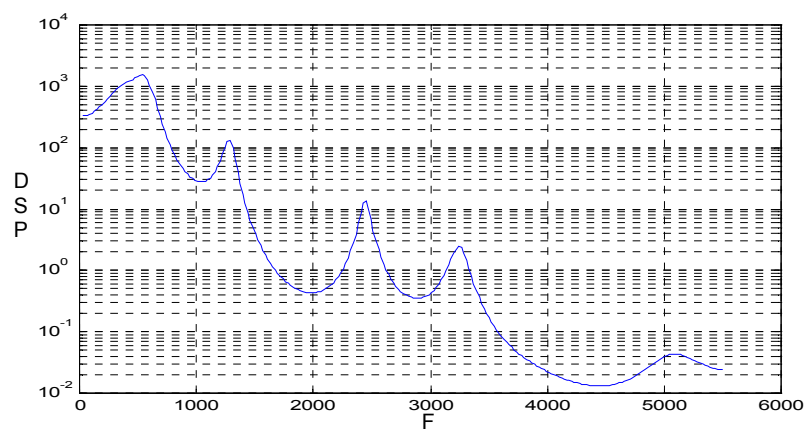


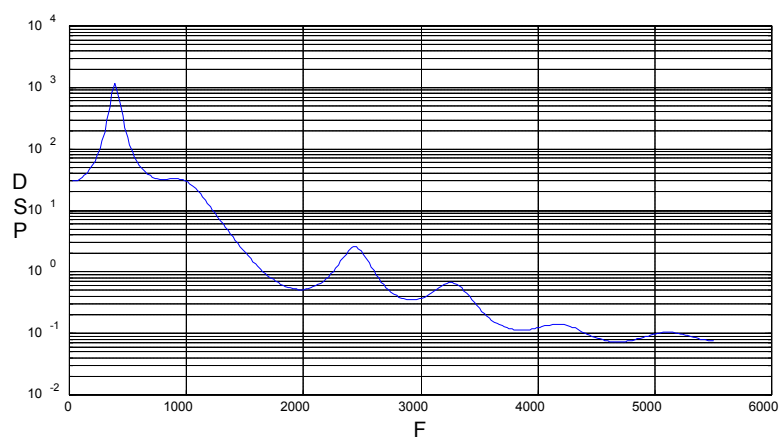
Fig. V.13 Spectre du phonème 'i' utilisant AR(14)



**Fig. V.14** Spectre du phonème 'i' utilisant ARQ(14)



**Fig. V.15** Spectre du phonème 'u' utilisant AR(14)



**Fig. V.16** Spectre du phonème 'u' utilisant ARQ(14)

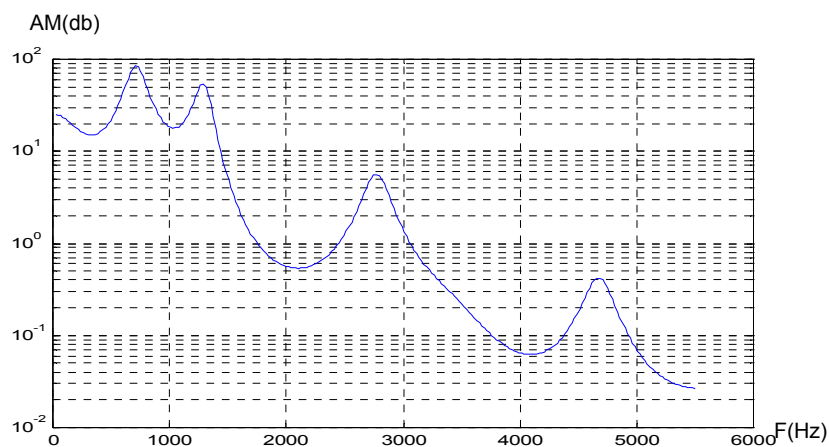


Fig. V.17 Spectre du phonème 'a' d'un enfant entendant utilisant la DSP

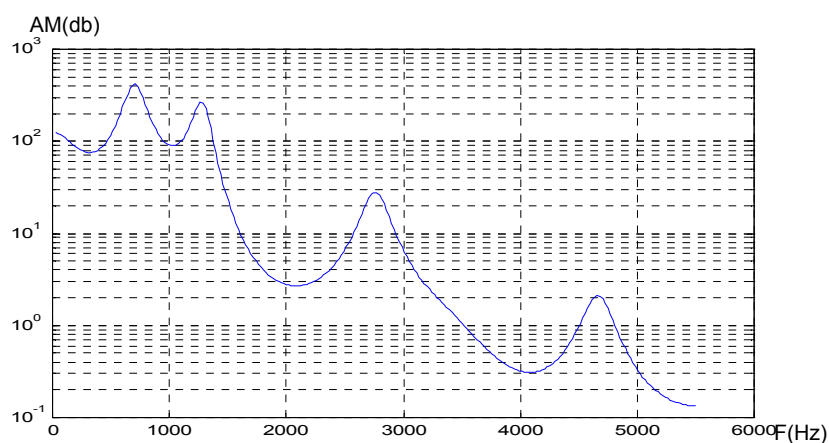


Fig. V.18 Spectre du phonème 'a' d'un enfant entendant utilisant le bispectre

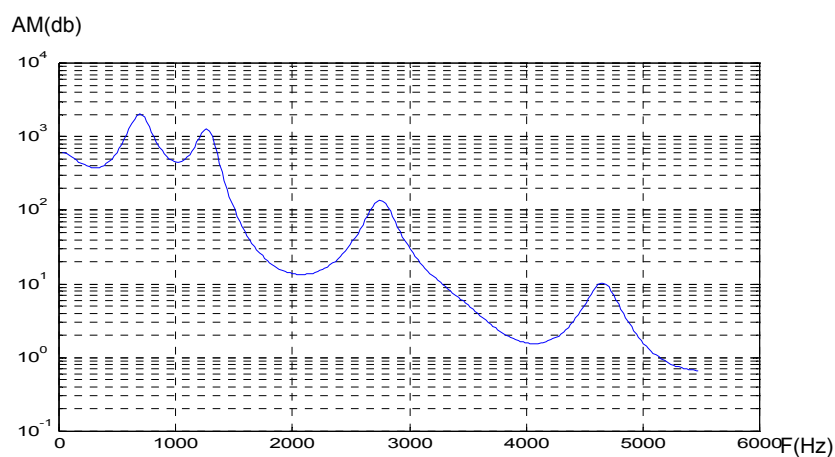


Fig. V.19 Spectre du phonème 'a' d'un enfant entendant utilisant le trispectre

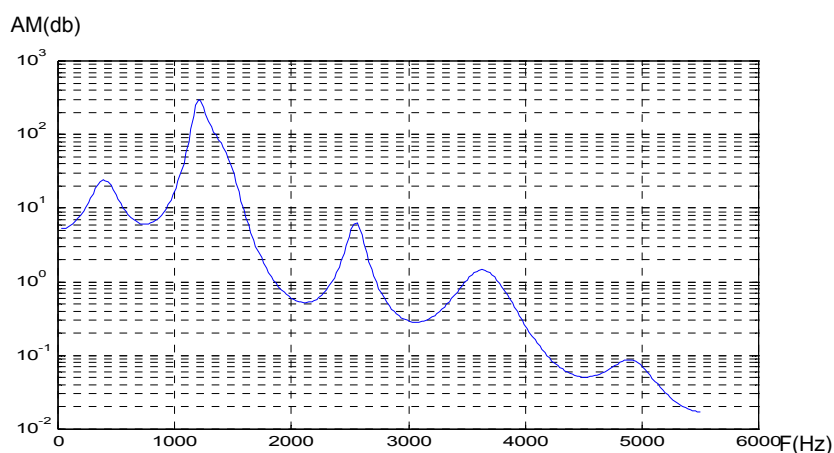


Fig. V.20 Spectre du phonème 'a' d'un enfant malentendant utilisant la DSP

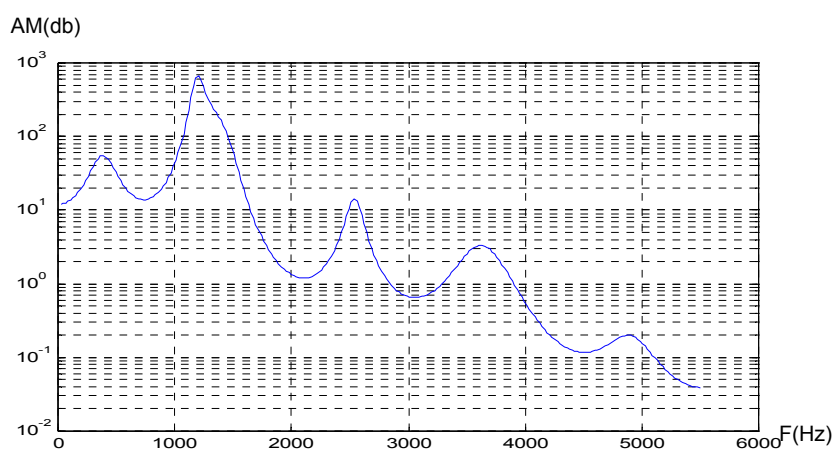


Fig. V.21 Spectre du phonème 'a' d'un enfant malentendant utilisant le bispectre

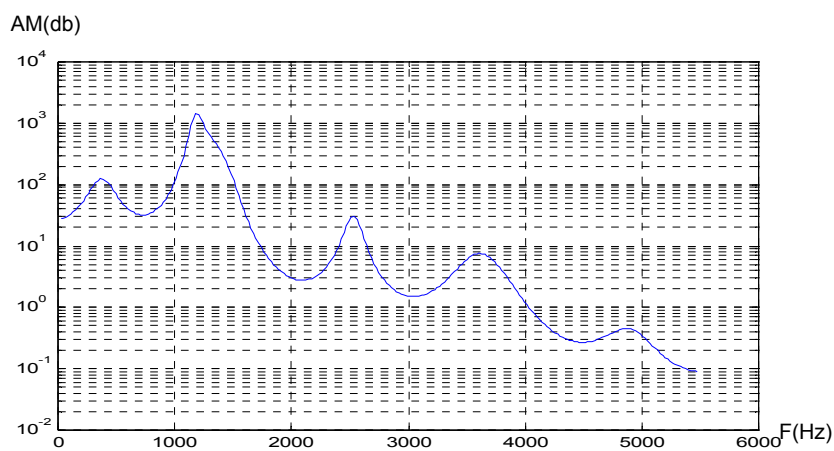


Fig. V.22 Spectre du phonème 'a' d'un enfant malentendant utilisant le trispectre

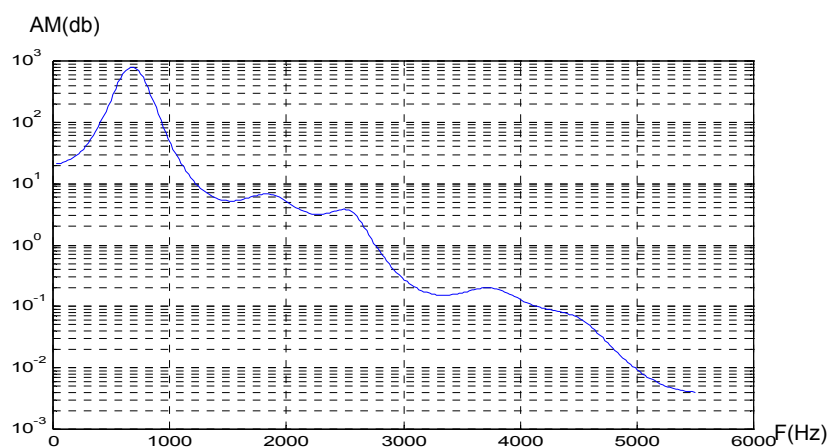


Fig. V.23 Spectre du phonème 'a' d'un enfant sourd profond utilisant la DSP

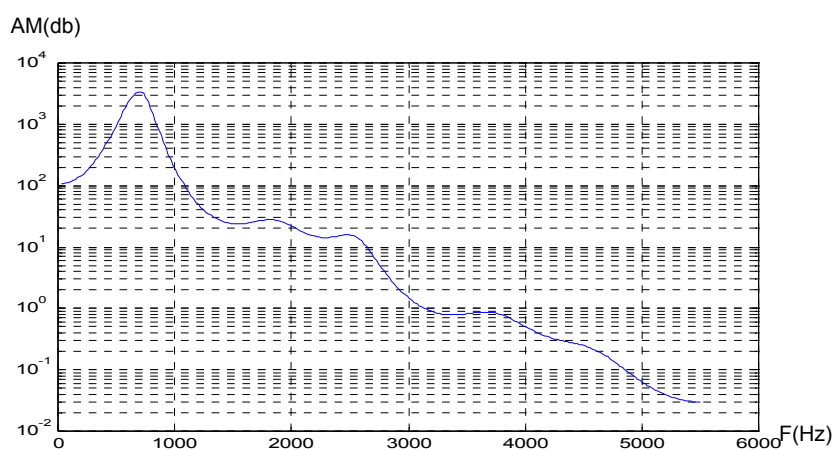


Fig. V.24 Spectre du phonème 'a' d'un enfant sourd profond utilisant le bispectre

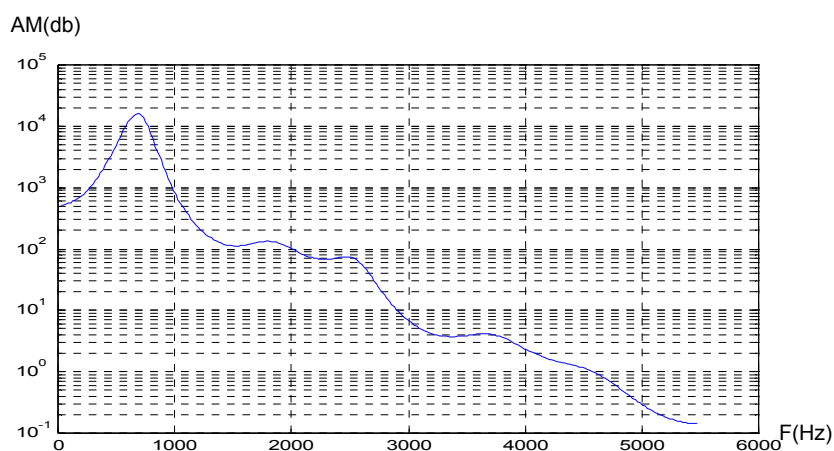


Fig. V.25 Spectre du phonème 'a' d'un enfant sourd profond utilisant le trispectre

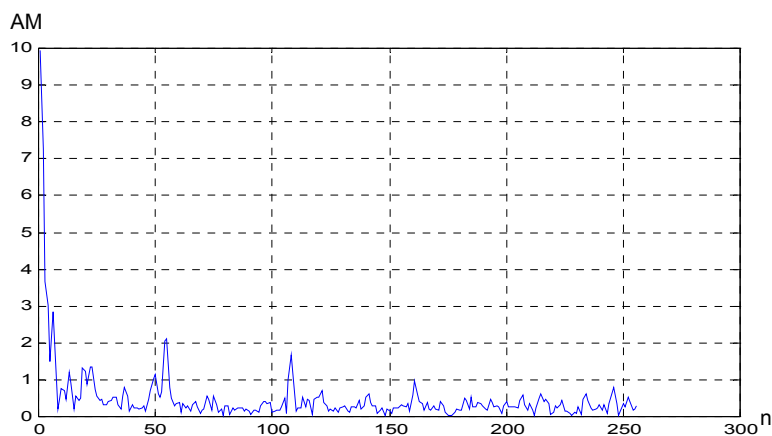


Fig. V.26 Cepstre du phonème 'a' d'un enfant entendant

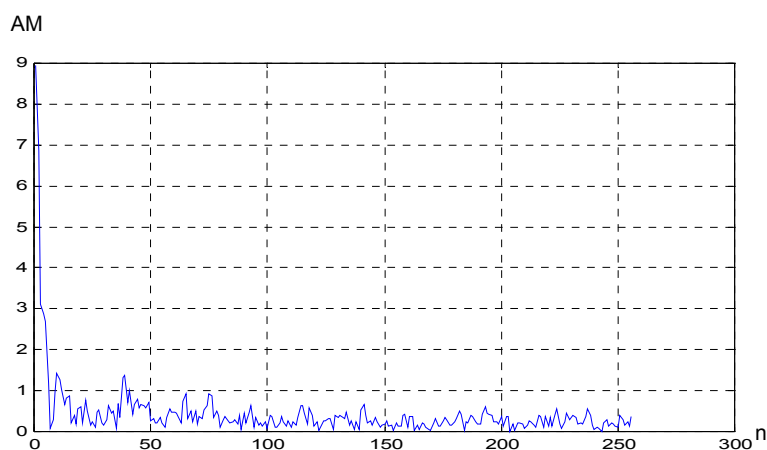


Fig. V.27 Cepstre du phonème 'a' d'un enfant malentendant

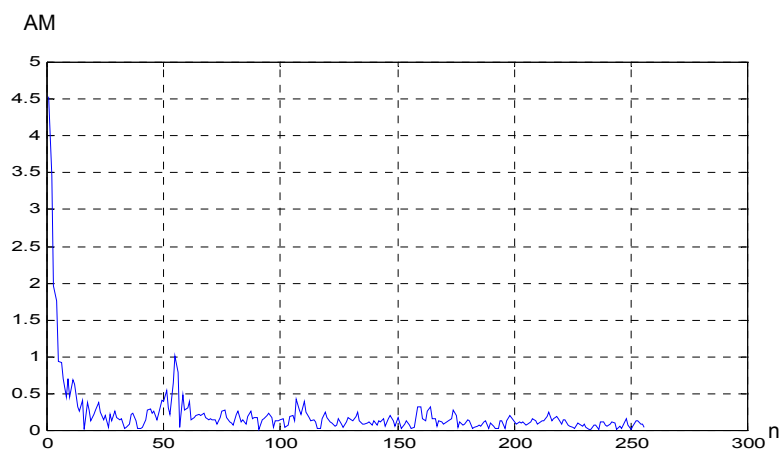


Fig. V.28 Cepstre du phonème 'a' d'un enfant sourd profond

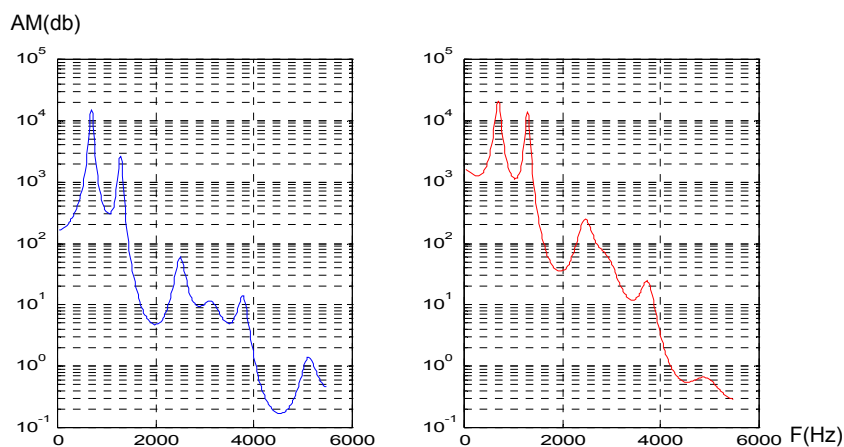


Fig. V.29 Spectre du phonème \a d'un home sain -'b'- à base C<sub>2</sub> -'r' – à base C<sub>4</sub>

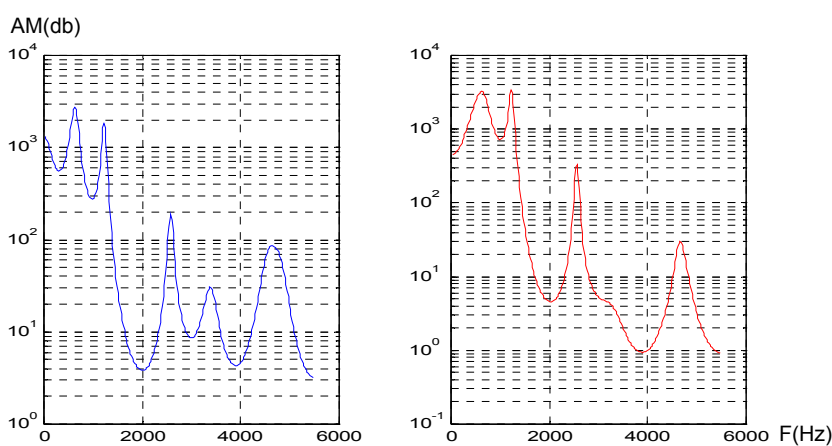


Fig. V.30 Spectre du phonème \a d'un home trachéotomisé -'b'- à base C<sub>2</sub> -'r' – à base C<sub>4</sub>

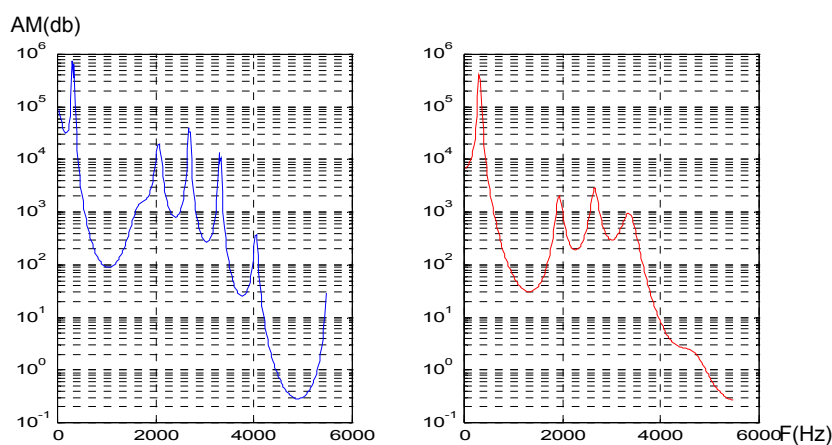
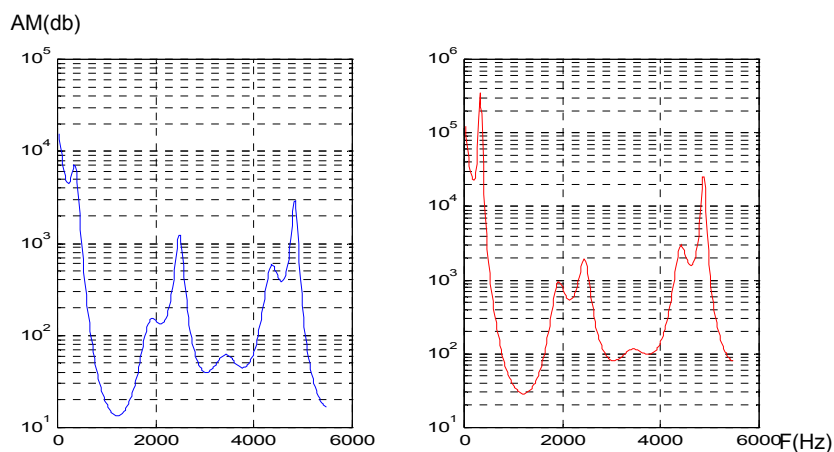
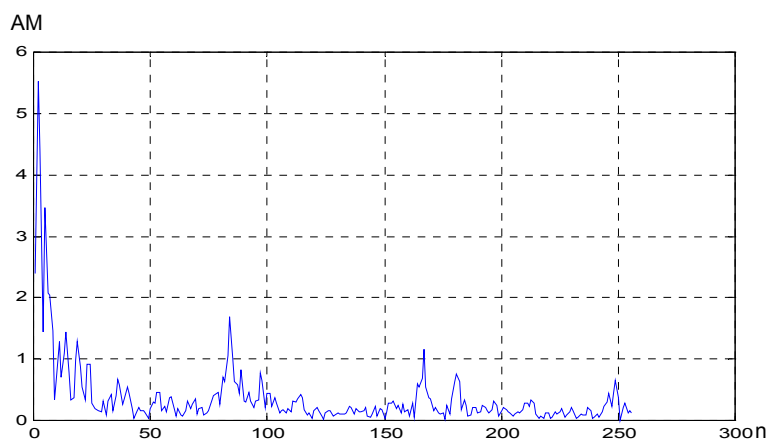


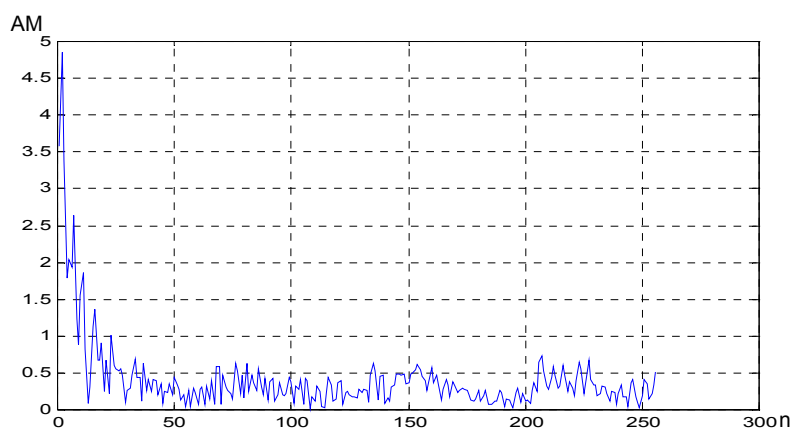
Fig. V.31 Spectre du phonème \i d'un home sain -'b'- à base C<sub>2</sub> -'r' – à base C<sub>4</sub>



**Fig. V.32** Spectre du phonème \a d'un homme trachéotomisé  
 -'b'- à base C<sub>2</sub> -'r' – à base C<sub>4</sub>



**Fig. V.33** Cepstre du phonème \a d'un homme sain



**Fig. V.34** Cepstre du phonème \a d'un homme trachéotomisé



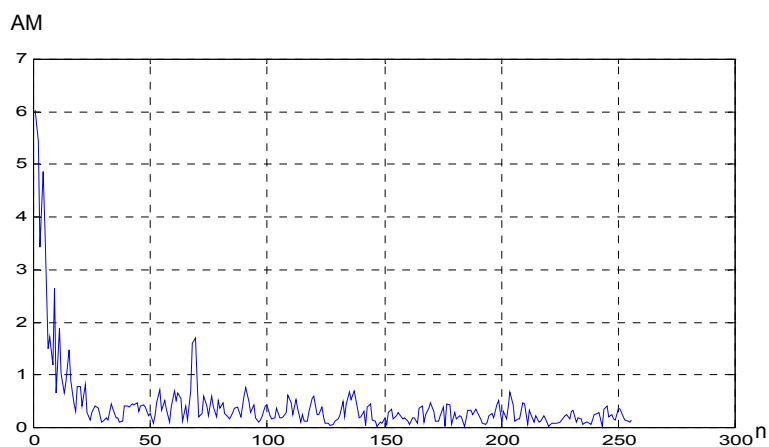


Fig. V.35 Cepstre du phonème \i\ d'un homme sain

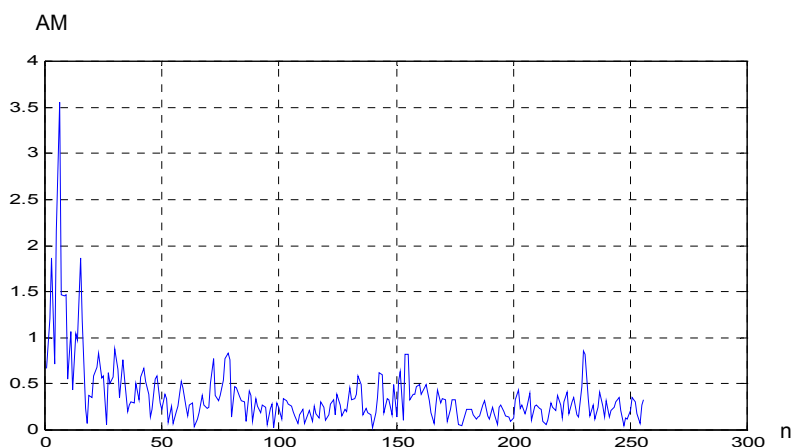


Fig. V.36 Cepstre du phonème \i\ d'un homme trachéotomisé

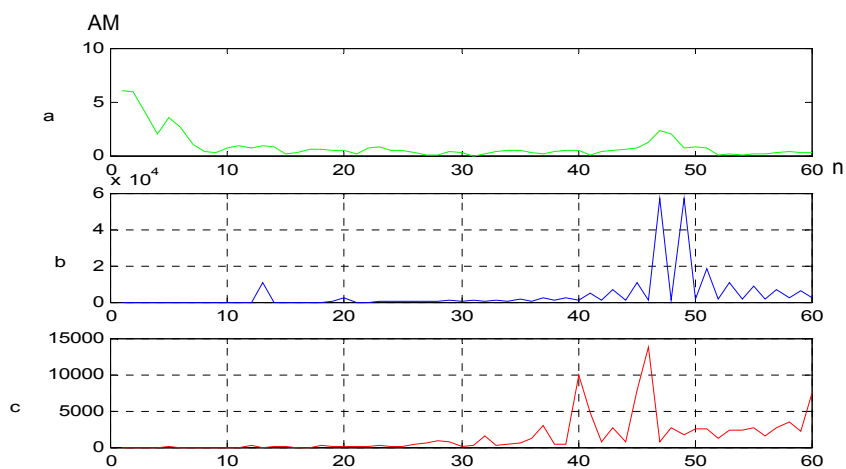


Fig. V.37 Pitch du phonème \a\ -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$

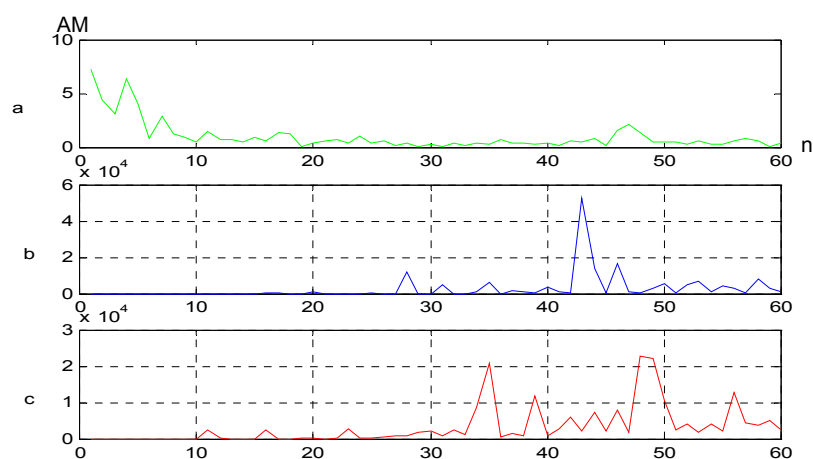


Fig. V.38 Pitch du phonème 'a' -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$

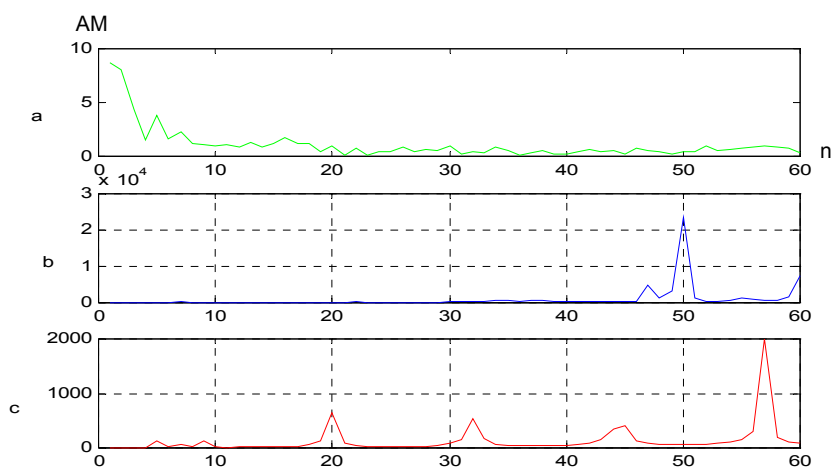


Fig. V.39 Pitch du phonème 'u' -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$

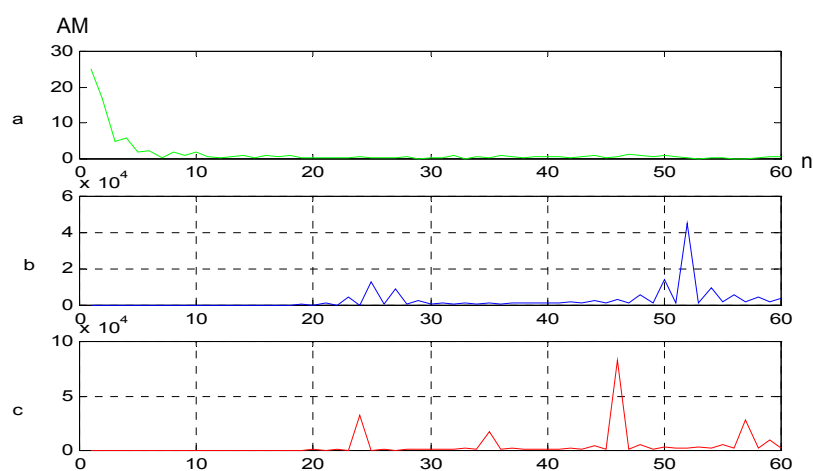
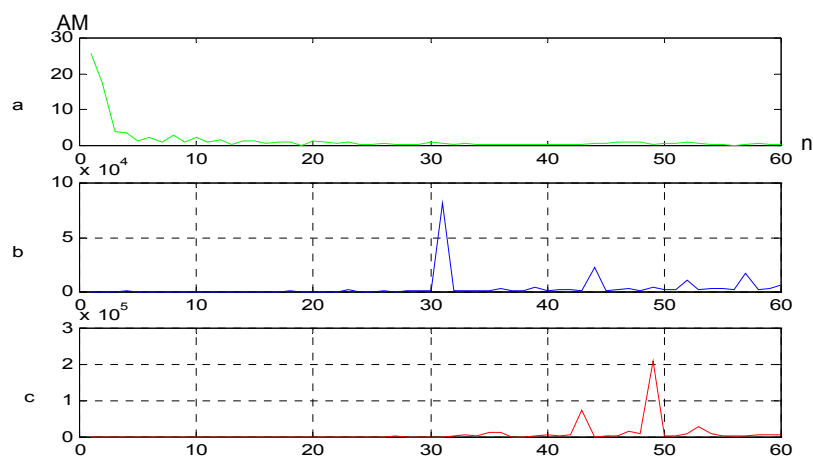
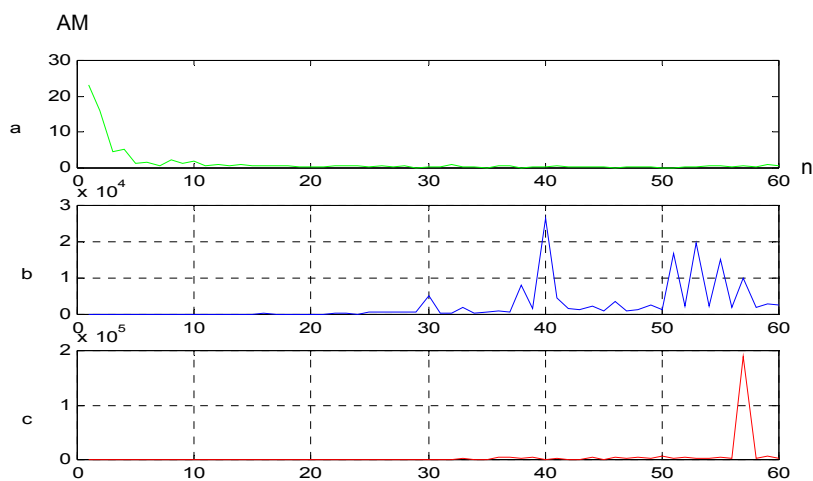


Fig. V.40 Pitch du phonème 'a' -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$  avec bruit Gaussian coloré additif



**Fig. V.41** Pitch du phonème 'a' -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$  avec bruit Gaussian coloré additif



**Fig. V.42** Pitch du phonème 'u' -a- à base du Cepstre -b- à base  $C_2$  -c- à base  $C_4$  avec bruit Gaussian coloré additif.

## CONCLUSION GENERALE

Le traitement de la parole est, aujourd'hui, une composante fondamentale des sciences de l'ingénieur, située au croisement du traitement du signal numérique et du traitement du langage. L'importance particulière du traitement de la parole, dans le cadre le plus général, s'explique par la position privilégiée de la parole comme vecteur d'information dans notre société humaine, ainsi que comme aide au diagnostic médical (pathologie des systèmes articulatoire, respiratoire et d'audition).

Cette thèse s'articule autour d'un ensemble de traitements statistiques qui visent à mettre en évidence les traits acoustiques liés à une grandeur perceptuelle : la fréquence fondamentale, l'intensité et le timbre.

Le traitement utilisé repose sur l'analyse cepstrale, spectrale et polyspectrale (bispectrale et trispectrale) utilisant la méthode paramétrique (AR) à base de l'autocorrélation et à base des statistiques d'ordre supérieur (cumulants) .

Les résultats que nous avons obtenus, à partir de l'analyse bispectrale du signal parole arabe (cas des trois phonèmes des voyelles), vérifient certaines propriétés qui sont résumées en ces deux points suivants :

- Le bispectre est un outil efficace dans la détection et la reconnaissance du signal parole. Il permet de détecter la propriété du couplage quadratique de phase (CQP) entre les harmoniques que produit le conduit vocal. Ce couplage n'existe pas entre les formants.
- Le modèle non linéaire (autorégressif quadratique) de production de la parole ARQ(p) peut remplacer le modèle autorégressif AR(p) (linéaire) existant.

Concernant l'estimation du pitch, et, pour permettre une meilleure localisation des pics correspondants, nous avons développé un nouvel algorithme de détection du pitch utilisant le modèle autorégressif AR(p) et les cumulants d'ordre deux et quatre, la détection se faisant en présence et en absence d'un bruit gaussien coloré. D'après les résultats de notre étude, on peut confirmer que :

- L'algorithme développé donne de meilleurs résultats, que ce soit à base du cumulants de 2<sup>ème</sup> ou de 4<sup>ème</sup> ordre, que ceux obtenus par la méthode fréquentielle (cepstrale).
- Les statistiques d'ordre supérieur ( $C_4$ ) des processus gaussiens sont identiquement nuls, ce qui concorde avec les résultats classiques déjà existant dans la littérature.
- Notre algorithme à base du cumulants d'ordre quatre peut être utilisé comme un détecteur de la fréquence fondamentale, même dans un environnement bruité, ce qui met en évidence la supériorité du cumulants du 4<sup>ème</sup> ordre.

Par le passé, toutes les analyses effectuées se sont basées sur des échantillons de signaux de parole obtenus parmi la population étudiante (male et femelle), population qu'on peut qualifier de normale.

Le présent travail consiste à appliquer ces analyses, à base des statistiques d'ordre supérieur, et, spécifiquement, le cumulants d'ordre quatre, sur les cas pathologiques suivants : des personnes trachéotomisés et des enfants à audition déficiente (malentendants et sourds profonds).

Les résultats obtenus, bien que nécessitant confirmation par des études encore plus poussées, et surtout suivies par des spécialistes, sont révélateurs de beaucoup de choses, à savoir :

Il n'y a pas, globalement, de déformation du spectre comme on aurait pu le supposer au début (Il n'y a pas de différence notable entre les spectres produits par des enfants entendants et par des enfants à audition déficiente, ainsi que entre les spectres d'un homme normal et d'un homme trachéotomisé).

Dans toute analyse de la parole, deux problèmes majeurs se posent :

- Calcul de la fréquence fondamentale (fréquence de vibration des cordes vocales)
- Calcul des formants qui caractérisent l'évolution de la forme du conduit vocal.

Les résultats montrent que :

- ✓ La déficience auditive n'influe pas sur la fréquence fondamentale contrairement à la trachéotomie
- ✓ La trachéotomie n'influe pas sur les valeurs des formants contrairement à la déficience auditive : la valeur du premier formant des malentendants ne correspond

pas à celui obtenu par des enfants entendants, ce phénomène se retrouve encore chez les sourds profonds mais dans le cas du deuxième formant.

Donc on peut déduire que notre analyse peut être utilisée comme examen complémentaire pour différencier entre enfant sourd profond, malentendant et enfant entendant.

En plus des inconvénients de la trachéotomie, déjà cités dans le chapitre quatre, on peut ajouter celui de la modification d'un paramètre acoustique très important qui est la fréquence fondamentale (pitch).

Il serait, cependant, prématuré de déduire une conclusion fiable, beaucoup d'expériences doivent être envisagées.

Finalement, il a été prouvé que le trispectre est un outil efficace pour la détection et la reconnaissance du signal parole.

## **SUGGESTION ET PERSPECTIVES**

Nous avons traité, dans le dernier chapitre, quelques analyses numériques du signal parole normal et pathologique (enfants à audition déficiente et hommes trachéotomisés) utilisant les statistiques d'ordre supérieur (S.O.S), il serait intéressant d'appliquer ces analyses aux cas où la dysphonie est d'origine neurologique et de les généraliser pour la reconnaissance de la pathologie (détection du cancer du larynx par exemple), l'évaluation subjective du patient par sa propre voix et l'évaluation de la qualité ou de l'altération de la voix.

## **ABSTRACT**

The present thesis wants to be a contribution to the study of normal and pathological speech signal, produced by patients with defective audition (deaf and deep deaf) and those having undergone a tracheotomy.

Our study is based on the cepstral, spectral and polyspectra analysis using a recent approach, which is based on the higher order statistics (cumulants) to extract two principal acoustic parameters: the formants and the fundamental frequency (pitch).

The first results appear promising, since, after several experiments, it seems that there is no deformation of the spectrum as one could have supposed it at the beginning; however, these pathologies affect the two characteristics:

The defective audition affects the formants whereas the tracheotomy affects the fundamental frequency.

Due to the importance of these characteristics, from a medical point of view, we developed a new algorithm for pitch detection using the second and the fourth order cumulant. Detection is repeated with the signal corrupted by Gaussian noise and showed the superiority and the efficiency of the 4<sup>th</sup> order cumulant.

Using the bispectrum as a quadratic phase coupling detector of the harmonics produced in the vocal tract, a non linear (quadratic) speech production model is developed which can be an interesting alternative to the linear model.

### **Key words**

Speech signal - Higher order statistics - Polyspectra - Defective audition - Tracheotomy - Formants - Pitch - Quadratic phase coupling - Nonlinear modelisation

## RESUME

Cette présente thèse se veut une contribution à l'étude du signal parole normal et pathologique produit par des patients à audition déficiente (malentendants et sourds profonds) et ceux ayant subi une trachéotomie.

Notre étude porte sur l'analyse cepstrale, spectrale et polyspectrale utilisant une approche récente qui se base sur les statistiques d'ordre supérieur (cumulants), pour extraire les deux paramètres acoustiques principaux qui sont : les formants et la fréquence fondamentale (pitch).

Les premiers résultats paraissent prometteurs et intéressants, puisqu'il semble, après plusieurs expériences, qu'il n'y a pas de déformation du spectre comme on aurait pu le supposer au début; cependant, ces pathologies influent sur les deux caractéristiques :

La déficience auditive influe sur les formants et la trachéotomie sur la fréquence fondamentale.

Due à l'importance de ces caractéristiques, qui expliquent la position privilégiée du signal parole comme aide au diagnostic médical, nous avons procédé au développement d'un nouvel algorithme de détection du pitch utilisant le cumulants d'ordre deux et d'ordre quatre. La détection à base du cumulants d'ordre quatre se fait en présence et en absence d'un bruit Gaussien, et met en évidence la supériorité et l'efficacité du cumulants de 4<sup>ème</sup> ordre.

Après avoir confirmé, par l'analyse bispectrale, la propriété du couplage quadratique de phase entre les harmoniques du conduit vocal, nous avons développé un modèle non linéaire (quadratique) de production de la parole, qui pourrait être une alternative intéressante à la modélisation linéaire classique.

### MOTS CLES

Signal parole - statistiques d'ordre supérieur – polyspectre - déficience auditive – trachéotomie – formants – pitch – couplage quadratique de phase – modélisation non linéaire





## ANNEXE 2

### RELATION POLYSPECTRE - DSP

Soit  $s(t)$  un p.s discret, stationnaire, non gaussien et à moyenne nulle et soient  $S_s(\omega)$ ,  $B_s(\omega_1, \omega_2)$  et  $T_s(\omega_1, \omega_2, \omega_3)$ , sa DSP, son bispectre et son trispectre, respectivement, et soient  $y(t)$  et  $\hat{y}(t)$  deux p.s définis comme suit:

$$y(t) = s^2(t) - E\{s^2(t)\}$$

$$\hat{y}(t) = s^2(t).$$

L'interspectre entre les processus  $\{\hat{y}(t)\}$  et  $\{s(t)\}$  et entre  $\{y(t)\}$  et  $\{s(t)\}$  est défini par:

$$S_{\hat{y}s}(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} C_{3s}(0, k) \exp(-j\omega k) = S_{ys}(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} \{y(t)s(t+k)\} \exp(-j\omega k) \quad (\text{A.2.1})$$

$$C_{3s}(0, k) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} S_{\hat{y}s}(\omega) \exp(j\omega k) d\omega \quad (\text{A.2.2})$$

En comparant (II.12.b) avec (A.2.2), on aura alors:

$$S_{\hat{y}s}(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} B_s(\omega, \omega_2) d\omega_2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} B_s(\omega_1, \omega) d\omega_1 = S_{ys}(\omega) \quad (\text{A.2.3})$$

Donc, on peut conclure que :

l'interspectre entre les signaux  $s(t)$  et  $s^2(t)$  peut s'interpréter comme étant l'intégrale du bispectre de  $s(t)$ .

D'une manière analogue : si  $\hat{r}(t) = s^3(t) - 3s(t)E\{s^2(t)\}$  et  $r(t) = \hat{r}(t) - E\{\hat{r}(t)\}$ .

L'interspectre entre  $\{\hat{r}(t)\}$  et  $\{s(t)\}$  et entre  $\{r(t)\}$  et  $\{s(t)\}$  est donné par :

$$S_{\hat{r}s}(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} C_{4s}(0, 0, k) \exp(-j\omega k) = S_{rs}(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} E\{r(t)s(t+k)\} \exp(-j\omega k) \quad (\text{A.2.4})$$

D'où:

$$C_{4s}(0, 0, k) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} S_{\hat{r}s}(\omega) \exp(j\omega k) d\omega. \quad (\text{A.2.5})$$

On comparant (II.13.b) avec (A.2.5) on aura:

$$S_{rs}(\omega) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} T_s(\omega, \omega_2, \omega_3) d\omega_2 d\omega_3 = S_{rs}(\omega). \quad (\text{A.2.6})$$

Ainsi, on remarque que l'interspectre entre  $s(t)$  et sa fonction cubique peut s'interpréter comme étant l'intégrale double du trispectre de  $s(t)$ .

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Titre	Page
<b>V.1</b>	Les valeurs de trois premiers formants (Hz) du phonème \a\	66
<b>V. 2</b>	Les valeurs de trois premiers formants (Hz) du phonème \i\	67
<b>V. 3</b>	Les valeurs de trois premiers formants (Hz) du phonème \u\	67
<b>V. 4</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \a\ d'un enfant entendant	68
<b>V. 5</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \a\ d'un enfant malentendant	68
<b>V. 6</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \a\ d'un enfant sourd profond	68
<b>V. 7</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \a\ d'un homme sain	69
<b>V. 8</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \a\ d'un homme trachéotomisé	69
<b>V. 9</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \i\ d'un homme sain	70
<b>V. 10</b>	La valeur du pitch et des trois premiers formants du phonème \i\ d'un homme trachéotomisé	70
<b>V. 11</b>	La valeur du pitch des phonèmes \a\, \i\ et \u\ à base du cepstre et à base de la nouvelle technique	71
<b>V.12</b>	Rapport signal sur bruit gaussien coloré des phonèmes \a\, \i\ et \u\	71
<b>V.13</b>	La valeur du pitch des phonèmes \a\, \i\ et \u\ avec bruit gaussien coloré additif à base du cepstre et à base de la nouvelle technique	71
<b>A.3.1</b>	Alphabet de l'Arabe classique	102
<b>A.3.2</b>	Les phonèmes des voyelles arabes et leurs correspondants en écriture Phonétique internationale	102
<b>A.3.3</b>	Les phonèmes des consonnes arabes voisées et non voisées	102

## ANNEXE 3

### CARACTERISTIQUES PHONETIQUES DE LA PAROLE

Le message parlé diffère du message écrit par ses différentes intonations qui forment une suite d'éléments discrets appelés phonèmes (voyelle ou consonne). Le phonème est l'unité de base du message parlé. Ainsi, tous les phonèmes d'une même langue (34 phonèmes pour la langue arabe, 32 pour la langue française et 42 pour la langue anglaise) suffisent pour représenter tous ses mots. On propose ici, comme exemple, les caractéristiques phonétiques de l'Arabe classique.

#### A.3.1. Alphabet de l'Arabe classique

La langue arabe compte un nombre de vingt huit lettres dont les différents symboles sont donnés par le tableau A.3.1.

#### A.3.2. Classification phonétiques

Le classement à établir à l'intérieur du système des sons simples du langage est celui en consonnes et voyelles qui sont aussi des phonèmes. On peut définir brièvement consonne et voyelle de la façon suivante :

- Ce qui caractérise une consonne, c'est la création d'un obstacle dans l'appareil phonatoire et le franchissement de cet obstacle par le souffle expiratoire.
- Ce qui caractérise une voyelle, au contraire, c'est l'absence d'obstacle dans l'appareil phonatoire, de sorte que le souffle sonore passe librement.

- Voyelles :

Les voyelles peuvent être classées suivant la position des organes au moment de leur articulation, suivant la plus au moins grande ouverture de l'appareil phonatoire et suivant les particularités qui peuvent accompagner leur prononciation. La réunion de tous ces éléments constitue le timbre de la voyelle. La plupart des études concernant la langue arabe classique établissent à cette dernière un nombre de voyelles égal à six. Elles sont représentées dans le tableau A.3.2 avec leurs équivalents en écriture phonétique internationale.

Les trois premières voyelles (a, u, i) sont appelées voyelles brèves. En arabe elles sont nommées « harakat », ces voyelles sont :

« Fatha » = a, « damma » = u, « kasra » = i. Il existe trois autres voyelles appelées voyelles longues (aa, uu, ii). Ces deux types de voyelles sont totalement équivalents, la seule différence a lieu au cours de la durée d'articulation, pour cette raison certains linguistiques n'attribuent à l'arabe que les trois voyelles courtes.

Les voyelles peuvent être prononcées ou enregistrées isolément ou dans une séquence consonne - voyelle ou encore dans des courtes phrases.

- Les consonnes :

Suivant que les cordes vocales vibrent ou ne vibrent pas, on distingue les consonnes voisées (v) et non voisées (n.v) dressées dans le tableau A.3.3.

**Tab. A.3.1** Alphabet de l'Arabe classique

Alphabet	أ - ب - ت - ث - ج - ح - خ - د - ذ - ر - ز - س - ش - ع - غ
	ص - ض - ط - ظ - ف - ق - ك - ل - م - ن - ه - و - ي

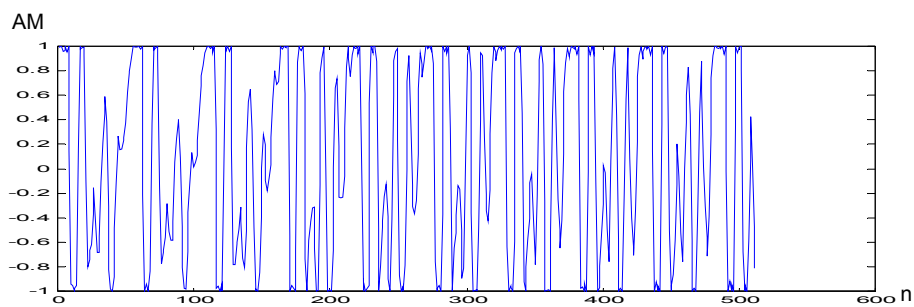
**Tab. A.3.2** Les phonèmes des voyelles arabes et leurs correspondants en écriture phonétique internationale

Voyelles brèves	a	—	u	ُ	i	ِ
Voyelles longues	aa	ا	uu	وُ	ii	يِ

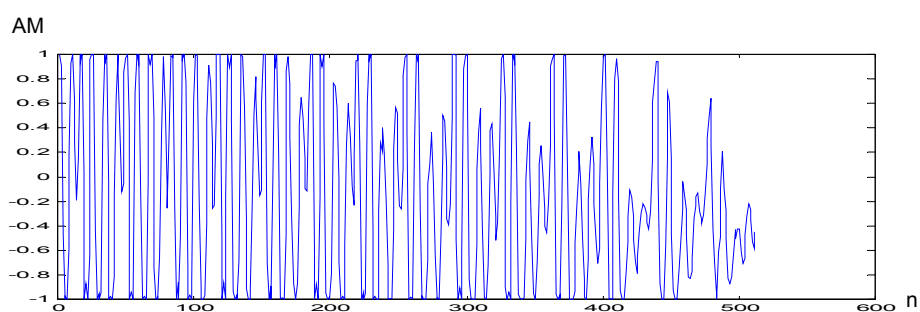
**Tab. A.3.3** Les phonèmes des consonnes arabes voisées et non voisées

Consonnes voisées	ب - م - و - ظ - ذ - ن - ر - ل - د - ض - ز غ - خ - ج - ي - ق - ع - غ - ء
Consonnes non voisées	ف - ث - ط - س - ت - ص - ش - ك - ح - ه

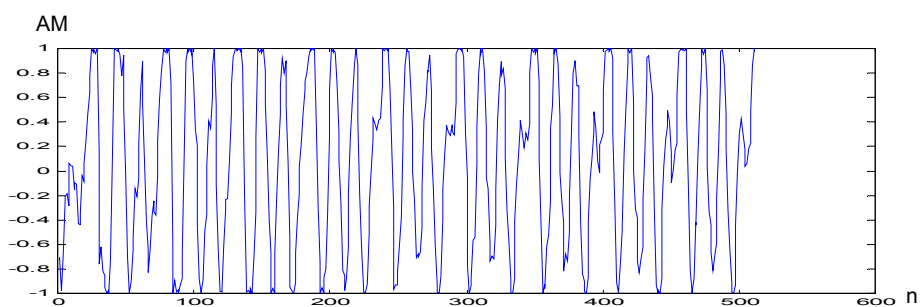
Nous présentons ici un exemple de trois phonèmes de voyelles arabes \a\, \i\ et \u\ prononcés par un enfant sain, à audition déficiente (malentendant et sourd profond) et par un homme trachéotomisé, dont la présentation temporelle sera montrée dans les figures suivantes :



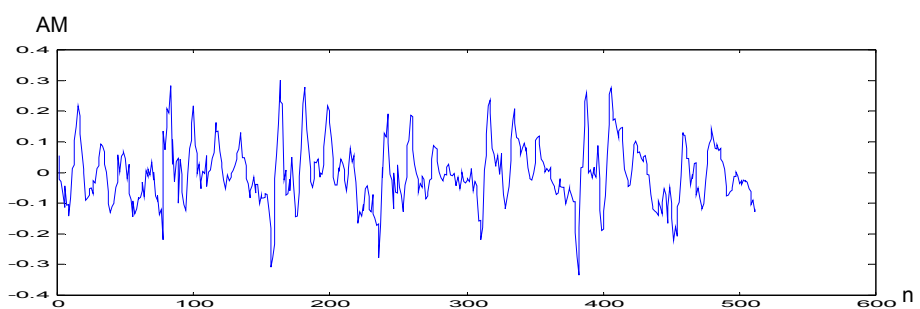
**Fig.A.3.1** Tranche du phonème de la voyelle 'a' d'un enfant sain



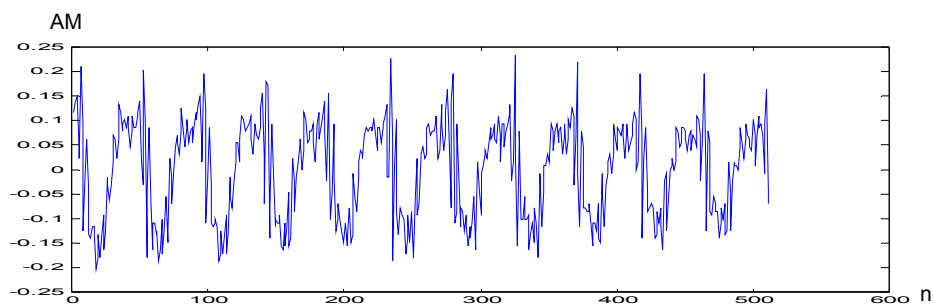
**Fig. A.3.2** Tranche du phonème de la voyelle 'a' d'un enfant malentendant



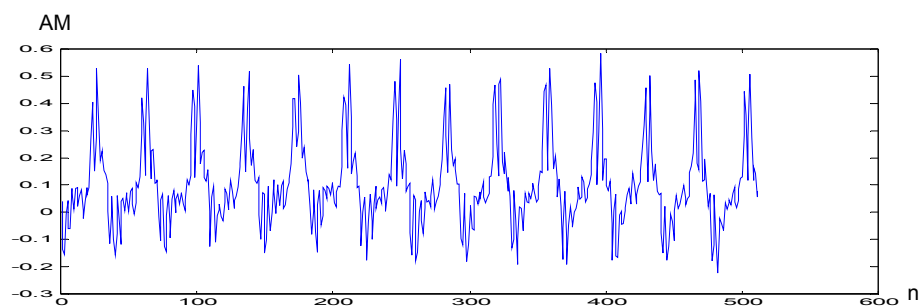
**Fig. A.3.3** Tranche du phonème de la voyelle 'a' d'un enfant sourd profond



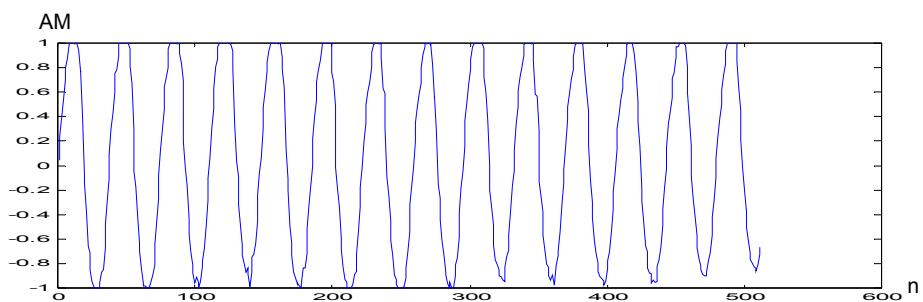
**Fig. A.3.4.** Tranche du phonème de la voyelle 'a' d'un homme trachéotomisé



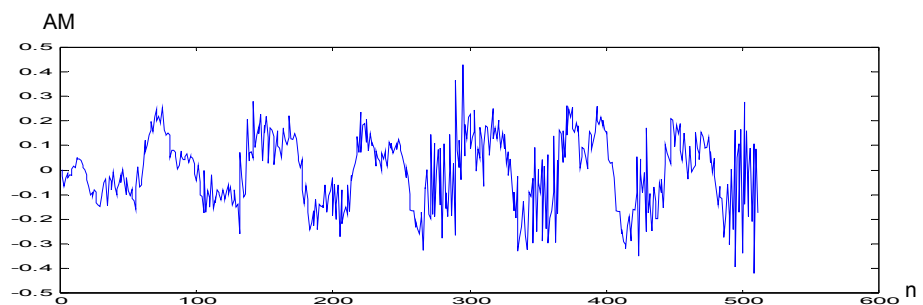
**Fig. A.3.5** Tranche du phonème de la voyelle 'i' d'un enfant sain



**Fig. A.3.6** Tranche du phonème de la voyelle 'i' d'un enfant malentendant

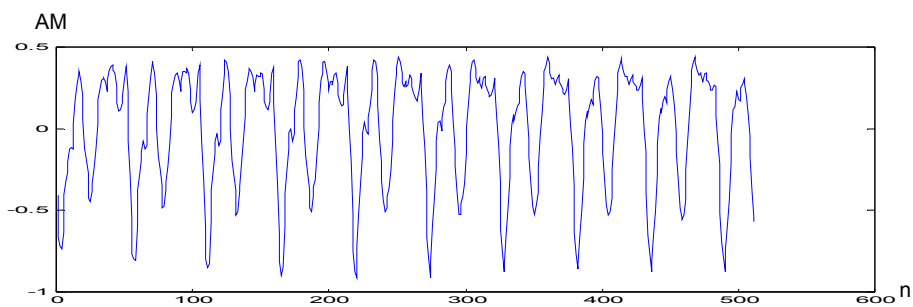


**Fig. A.3.7** Tranche du phonème de la voyelle 'i' d'un enfant sourd profond

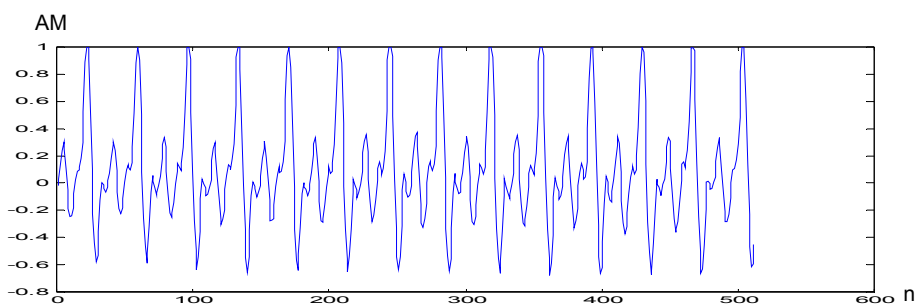


**Fig. A.3.8** Tranche du phonème de la voyelle 'i' d'un homme trachéotomisé

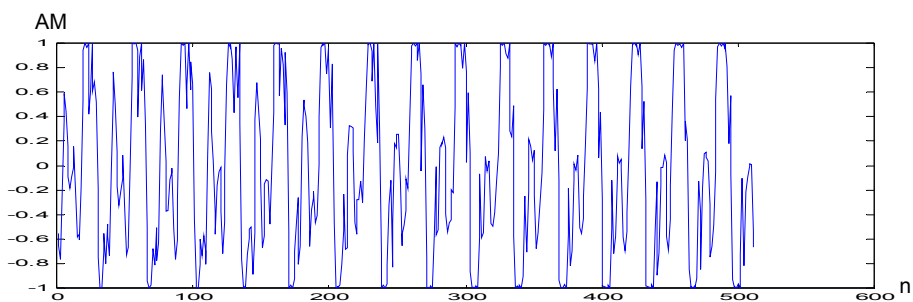




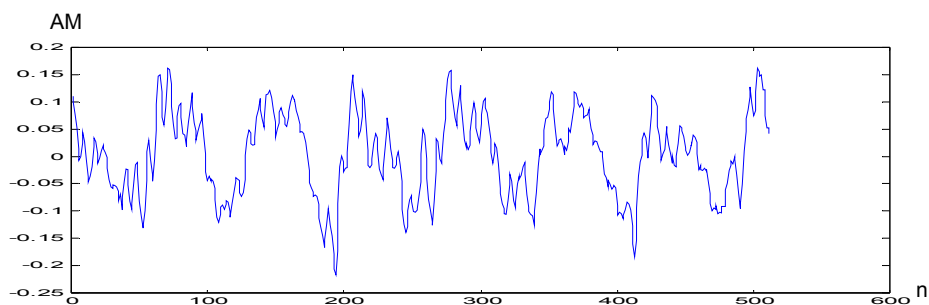
**Fig. A.3.9** Tranche du phonème de la voyelle 'u' d'un enfant sain



**Fig. A.3.10** Tranche du phonème de la voyelle 'u' d'un enfant malentendant



**Fig. A.3.11** Tranche du phonème de la voyelle 'u' d'un enfant sourd profond



**Fig.A.3.12** Tranche du phonème de la voyelle 'u' d'un homme trachéotomisé

## ANNEXE 1

### RELATION MOMENT - CUMULANT PROPRIETES ET ESTIMATION DES CUMULANTS

#### A.1.1. RELATION MOMENT - CUMULANT

Soit  $X = (x_1, x_2, \dots, x_k)$ , un système de v.a et  $I = \{1, 2, \dots, k\}$ , l'ensemble des indices.

Les moments et les cumulants du vecteur  $X$  sont, respectivement :

$$m_x(I) = E[x_1 x_2 x_3 \dots x_k] \text{ et } C_x(I) = \text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k).$$

La partition de l'ensemble  $I$  est une collection des séries  $I_p$  non ordonnées, non croisées

et non vides, telle que :  $\bigcup_p I_p = I$ .

(i) La formule : moment – cumulant (M - C)

$$C_x(I) = \sum_{\bigcup_{p=1}^q I_p = I} (-1)^{q-1} (q-1)! \prod_{p=1}^q m_x(I_p) \quad (\text{A.1.1})$$

par exemple: si  $k = 3$ , on a:

$q = 1$ , pour  $\{(1,2,3)\}$ ,

$q = 2$ , pour  $\{(1),(2,3)\}$ ,  $\{(2),(1,3)\}$  et  $\{(3),(1,2)\}$  , et

$q = 3$ , pour  $\{(1),(2),(3)\}$ .

(ii) La formule : cumulant – moment (C - M)

$$m_x(I) = \sum_{\bigcup_{p=1}^q I_p = I} \prod_{p=1}^q C_x(I_p) \quad (\text{A.1.2})$$

#### A.1.2. PROPRIETES

$P_1$ : Soit  $y = \text{col}(\lambda_1 x_1, \dots, \lambda_k x_k)$  et  $x = \text{col}(x_1, x_2, \dots, x_k)$ .

D'après (A.1.1) et avec  $I_x = I_y$

$$C_y(I_y) = \sum_{\bigcup_{p=1}^q I_p = I_y} (-1)^{q-1} (q-1)! \prod_{p=1}^q m_y(I_p). \quad (\text{A.1.3})$$

$$\prod_{p=1}^q m_y(l_p) = \left( \prod_{p=1}^q \lambda_p \right) \left( \prod_{p=1}^q m_x(l_p) \right) \quad (\text{A.1.4})$$

D'où :

$$C_y(l_y) = \left( \prod_{p=1}^q \lambda_p \right) C_x(l_x) \quad (\text{A.1.5})$$

C'est la relation (II.5.a)

$p_2$  : D'après (A.1.1) la partition de la série  $l_x$  est une somme des séries  $l_p$  non ordonnées non croisées, et non vides, telles que  $\bigcup_{p=1}^q l_p = l_x$ , alors l'ordre des arguments du cumulante est indépendant de sa valeur, donc on déduit que les cumulants sont symétriques par rapport à leurs arguments.

$P_3$  : Soit  $x = \text{col}(u_1 + v_1, x_2, \dots, x_k)$  où  $u = \text{col}(u_1, x_2, \dots, x_k)$  et  $v = \text{col}(v_1, x_2, \dots, x_k)$ , alors :

$$\prod_{i=1}^q m_x(l_i) = \prod_{i=1}^q m_u(l_i) + \prod_{i=1}^q m_v(l_i) \quad (\text{A.1.6})$$

où  $m_x(l_i)$  est l'espérance de produit des éléments dans  $(l_i)$ .

D'après (A.1.1) et (A.1.6) on obtient la propriété  $p_3$

$P_4$  : Soit  $y = \text{col}(\alpha + x_1, \dots, x_k)$ .

D'après le développement de la série de Taylor :

$v = \text{col}(v_1, v_1, v_2, \dots, v_k)$ .

$$\begin{aligned} k(v) &= \ln E \{ \exp(jv'y) \} = \ln E \{ \exp[jv_1(\alpha_1 + x_1) + v_2 x_2 + \dots + v_k x_k] \} \\ &= \ln E \{ \exp(jv_1 \alpha) \} + \ln E \{ \exp[jv_1 x_1 + v_2 x_2 + \dots + v_k x_k] \} \end{aligned} \quad (\text{A.1.7})$$

$$\text{cum}(\alpha + x_1, \dots, x_k) = \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] k(v) \Big|_{v=0} \quad (\text{A.1.8})$$

Mais d'après (A.1.7), nous avons :

$$\begin{aligned} \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] k(v) \Big|_{v=0} &= \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] \\ &\quad \left[ \ln E \{ \exp(jv_1 \alpha) \} + \ln E \{ \exp(jv_1 x_1 + \dots + jv_k x_k) \} \right] \Big|_{v=0} \\ &= \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] \left[ \ln E \{ \exp(jv_1 x_1 + \dots + jv_k x_k) \} \right] \Big|_{v=0} \\ &= \text{cum}(x_1, x_2, \dots, x_k). \end{aligned} \quad (\text{A.1.9})$$

$P_5$  : soit

$$z = \text{col}(x_1 + y_1, \dots, x_k + y_k) = x + y \quad \text{où } x = \text{col}(x_1, x_2, \dots, x_k) \text{ et } y = \text{col}(y_1, y_2, \dots, y_k)$$

En utilisant l'indépendance entre  $\{x_i\}$  et  $\{y_i\}$  alors :

$$\begin{aligned} k_z(v) &= \ln E \left\{ \exp \left[ v_1(x_1 + y_1) + \dots + v_k(x_k + y_k) \right] \right\} \\ &= \ln E \left\{ \exp \left[ v_1 x_1 + v_2 x_2 + \dots + v_k x_k \right] \right\} + \ln E \left\{ \exp \left[ v_1 y_1 + v_2 y_2 + \dots + v_k y_k \right] \right\} = k_x(v) + k_y(v) \end{aligned} \quad (\text{A.1.10})$$

Donc : à partir de (A.1.10) on obtient (II.5.f)

$p_6$  : En supposant que  $(x_1, x_2, \dots, x_i)$  est indépendant de  $(x_{i+1}, x_{i+2}, \dots, x_k)$ . Alors :

$$k(v) = \ln E \left\{ \exp \left[ v_1 x_1 + \dots + j v_i x_i \right] \right\} + \ln E \left\{ \exp \left[ v_{i+1} x_{i+1} + \dots + j v_k x_k \right] \right\} \quad (\text{A.1.11})$$

Donc :

$$\begin{aligned} \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] k(v) \Big|_{v=0} &= \\ \frac{1}{k!} \left[ \frac{\partial^k}{\partial v_1 \partial v_2 \dots \partial v_k} \right] \left[ \ln E \left\{ \exp(j v_1 x_1 + \dots + j v_i x_i) \right\} + \ln E \left\{ \exp(j v_{i+1} x_{i+1} + \dots + j v_k x_k) \right\} \right] \Big|_{v=0} &= 0 \end{aligned} \quad (\text{A.1.12})$$

Qui n'est autre que l'équation (II.5.g)

### A. 1.3. ESTIMATION

D'après (II.19) et (II.21) les cumulants peuvent être calculés en fonction de la réponse impulsionnelle d'un système linéaire. Cependant, dans plusieurs situations pratiques, nous n'avons qu'un nombre limité de données ; dans ce cas, les cumulants sont calculés approximativement à partir de ces données, en remplaçant leurs espérances par la moyenne arithmétique de l'ensemble (comme cela est fait avec l'autocorrélation).

Soit,  $x(i)$  ( $i = 1, 2, \dots, N$ ) un signal stationnaire réel et discret, on a [16,17]:

$$C_{3,x}(\tau_1, \tau_2) = \hat{C}_{3,x}(\tau_1, \tau_2) = \frac{1}{N} \sum_{i=1+\max(0, -\tau_1, -\tau_2)}^{N-\max(0, \tau_1, \tau_2)} x(i)x(i+\tau_1)x(i+\tau_2) \quad (\text{A.1.13})$$

D'une manière analogue, et d'après l'équation (II.3.c) on estime  $\hat{C}_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3)$  en calculant la moyenne arithmétique pour chaque terme de l'équation suivante :

$$\begin{aligned} \hat{C}_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = & \hat{M}_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) - \hat{C}_{2,x}(\tau_1)\hat{C}_{2,x}(\tau_2 - \tau_3) \\ & - \hat{C}_{2,x}(\tau_2)\hat{C}_{2,x}(\tau_3 - \tau_1)\hat{C}_{2,x}(\tau_3)\hat{C}_{2,x}(\tau_1 - \tau_2) \end{aligned} \quad (\text{A.1.14})$$

Où :

$$\hat{M}_{4,x}(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = \frac{1}{N} \sum_{i=1+\max(0, -\tau_1, -\tau_2, -\tau_3)}^{N-\max(0, \tau_1, \tau_2, \tau_3)} x(i)x(i+\tau_1)x(i+\tau_2)x(i+\tau_3) \quad (\text{A.1.15})$$

$$\hat{C}_{2,x}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{i=1+\max(0, -\tau)}^{N-\max(0, \tau)} x(i)x(i+\tau) \quad (\text{A.1.16})$$

## LISTE DES FIGURES

Figure	Titre	Page
I.1	Diagramme d'estimation du pitch par la méthode AMDF	8
I.2	Diagramme d'estimation du pitch par la méthode Cepstrale	8
I.3	Diagramme d'estimation du pitch par la méthode SIFT	9
I.4	L'Appareil respiratoire humain	14
I.5	L'Appareil phonatoire humain	15
I.6	Cordes vocales	15
I.7	Son voisé et son spectre (voyelle 'a')	15
I.8	Son non voisé et son spectre (consonne 's')	16
II.1	Modèle linéaire	26
II.2	Modèle de production de la parole	28
II.3	Modèle linéaire AR(p) de production de la parole	30
II.4	Modèle quadratique	34
II.5	Deux parties de test du CQP	34
III.1	L'Appareil auditif humain	37
III.2.a	Aire d'audition d'un normo entendant	40
III.2.b	Aire d'audition d'un malentendant	40
III.3	Les différents degrés de surdité	42
IV.4	Description d'une canule	57
IV.5	Canule à ballonnet	57
IV.6	Canule sans ballonnet sans fenêtre	57
IV.7	Canule fenêtre	57
IV.8	Valve de phonation	58
V.1	Estimation du DSP, Bispectre et du Trispectre utilisant AR(p)	62
V.2	Détection du couplage quadratique de phase	63
V.3	Modèle non linéaire ARQ(p) de production de la parole	64
V.4	Détection du pitch	65
V.5	Bispectre du phonème 'a'	73

<b>V.6</b>	Bispectre du phonème \i\	73
<b>V.7</b>	Bispectre du phonème \u\	73
<b>V.8</b>	phase du Bispectre du phonème \a\	74
<b>V.9</b>	phase du Bispectre du phonème \i\	74
<b>V.10</b>	phase du Bispectre du phonème \u\	74
<b>V.11</b>	Spectre du phonème \a\ utilisant AR(14)	75
<b>V.12</b>	Spectre du phonème \a\ utilisant ARQ(14)	75
<b>V.13</b>	Spectre du phonème \i\ utilisant AR(14)	75
<b>V.14</b>	Spectre du phonème \i\ utilisant ARQ(14)	76
<b>V.15</b>	Spectre du phonème \u\ utilisant AR(14)	76
<b>V.16</b>	Spectre du phonème \u\ utilisant ARQ(14)	76
<b>V.17</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant entendant utilisant la DSP	77
<b>V.18</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant entendant utilisant le bispectre	77
<b>V.19</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant entendant utilisant le trispectre	77
<b>V.20</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant malentendant utilisant la DSP	78
<b>V.21</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant malentendant utilisant le bispectre	78
<b>V.22</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant malentendant utilisant le trispectre	78
<b>V.23</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant sourd profond utilisant la DSP	79
<b>V.24</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant sourd profond utilisant le bispectre	79
<b>V.25</b>	Spectre du phonème \a\ d'un enfant sourd profond utilisant le trispectre	79
<b>V.26</b>	Cepstre du phonème \a\ d'un enfant entendant	80
<b>V.27</b>	Cepstre du phonème \a\ d'un enfant maletendant	80
<b>V.28</b>	Cepstre du phonème \a\ d'un enfant sourd profond	80
<b>V.29</b>	Spectre du phonème \a\ d'un home sain -'b'- à base $C_2$ -'r' – à base $C_4$	81

<b>V.30</b>	Spectre du phonème \a\ d'un home trachéotomisé -'b'- à base $C_2$ -r' – à base $C_4$	81
<b>V.31</b>	Spectre du phonème \i\ d'un home sain -'b'- à base $C_2$ -r' – à base $C_4$	81
<b>V.32</b>	Spectre du phonème \i\ d'un home trachéotomisé -'b'- à base $C_2$ -r' – à base $C_4$	82
<b>V.33</b>	Cepstre du phonème \a\ d'un homme sain	82
<b>V.34</b>	Cepstre du phonème \a\ d'un homme trachéotomisé	82
<b>V.35</b>	Cepstre du phonème \i\ d'un homme sain	83
<b>V.36</b>	Cepstre du phonème \i\ d'un homme trachéotomisé	83
<b>V. 37</b>	Pitch du phonème \a\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$	83
<b>V.38</b>	Pitch du phonème \i\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$	84
<b>V.39</b>	Pitch du phonème \u\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$	84
<b>V.40</b>	Pitch du phonème \a\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$ avec bruit Gaussien coloré additif	84
<b>V.41</b>	Pitch du phonème \i\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$ avec bruit Gaussien coloré additif	85
<b>V.42</b>	Pitch du phonème \u\ -a- à base du Cepstre -b- à base $C_2$ -c- à base $C_4$ avec bruit Gaussien coloré additif	85
<b>A.3.1</b>	Tranche du phonème de la voyelle \a\ d'un enfant sain	103
<b>A.3.2</b>	Tranche du phonème de la voyelle \a\ d'un enfant malentendant	103
<b>A.3.3</b>	Tranche du phonème de la voyelle \a\ d'un enfant sourd profond	103
<b>A.3.4</b>	Tranche du phonème de la voyelle \a\ d'un homme trachéotomisé	103
<b>A.3.5</b>	Tranche du phonème de la voyelle \i\ d'un enfant sain	104



<b>A.3.6</b>	Tranche du phonème de la voyelle \i\ d'un enfant Malentendant	104
<b>A.3.7</b>	Tranche du phonème de la voyelle \i\ d'un enfant sourd profond	104
<b>A.3.8</b>	Tranche du phonème de la voyelle \i\ d'un homme trachéotomisé	104
<b>A.3.9</b>	Tranche du phonème de la voyelle \u\ d'un enfant sain	105
<b>A.3.10</b>	Tranche du phonème de la voyelle \u\ d'un enfant malentendant	105
<b>A.3.11</b>	Tranche du phonème de la voyelle \u\ d'un enfant sourd profond	105
<b>A.3.12</b>	Tranche du phonème de la voyelle \u\ d'un homme trachéotomisé	105

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] T. Dutoit « Traitement automatique de la parole »  
URL : <http://www.tcts.fpms.ac.be>
- [2] «Extraction des caractéristiques pour la reconnaissance de la parole»  
URL ; <http://www.dearesin.cicrp.jussieu.fr/dearesin/planning>
- [3] M. Hinich « Detecting a transient signal by bispectral analysis ». *IEEE transaction on acoustic speech and signal processing*, Vol. 38, N° 7, pp. 1257-1265, March 1990.
- [4] Elisabeth Fresnel et Charles Freche « La voix : La corde vocale et sa pathologie » URL : [http://www.ent-ork.com/publications/doc\\_pdf/lavoix.pdf](http://www.ent-ork.com/publications/doc_pdf/lavoix.pdf)
- [5] S.Vanvuren « Pitch estimation » Technical rapport CGE 98 – 005, 1998
- [6] G. Ghilders and P.skinner « The cepstrum guide to processing » *Proceeding of IEEE* vol 65, PP 1428 – 1441 october 1977
- [7] D. Bernard Bleicher « Anatomie de l'appareil respiratoire et des mécanismes Phonatoires » URL ; <http://www.operalab.org/fr/4bib/1art/1gd>
- [8] J. Boite and M.Kunt « Traitement de la parole » Presses polytechnique Romandes,1987
- [9] « Encarta encyclopédie » International programme manager interactif media group, USA, 1999
- [10] Domat et J.Bournef « Nouveau la rousse médicale » juin 1988
- [11] Lolkj. Vandervan « L'appareil phonatoire » CM phonétique  
URL : <http://www.lesla.univ-lyon2.fr/IMG/pdf/doc-284.pdf>
- [12] « La rousse encyclopédie du corps humain » 1997
- [13] EliasNemer, Rafik Goubran «The fourth order cumulant of speech signals with application to voice activity detection » *IEEE Trans. On signal Proc.* Vol. 42, N° 1, pp. 222-224, Jan. 1994
- [14] « La phonation »  
URL ; <http://www.membres.lycos.fr/als/telecharge/phonation.htm>
- [15] Robert Sataloff « Communiquer par la parole » *Le monde des sons, dossier pour la science* ; Hors – series N° 32 2001 PP ; 10 – 15

- [16] J. M. MENDEL « Tutorial on higher- order statistics » *IEEE signal processing and syst. theory*, Vol. 79, N° 3, pp. 277-303, March 1991.
- [17] MATLAB version 5 & 6
- [18] A SWAMI and J. M. MENDEL « Cumulant based approach to the harmonic retrieval and related problems » *IEEE Trans. Signal Proc.*, Vol. 39, N° 5, pp. 1099-1109, May 1991
- [19] M. M. GABR and T. SUBBA RAO « On the estimation of bispectral density function in the case of randomly missing observation » *IEEE Trans. Signal Proc.* Vol. 42 N° 1, pp. 211-215, January 1994.
- [20] H. PARTHASARATHY, S. PRASAD and S. D. JOSHI « Conditions for third-order stationarity and ergodicity of a harmonic random process » *IEEE Trans. Signal Proc.* Vol. 42, N° 1, pp. 222-224, January 1994.
- [21] V. CHANDRAN and S. ELGAR « A general procedure for derivation of principal domains of higher-order spectra » *IEEE Trans. Signal Proc.*, Vol. 42, N° 1, pp. 229-233, January 1994.
- [22] J. W. A. FACKRELL and S. MCLAUGHLIN « Non linearity detection for condition monitoring using H.O.S » DPT, of electrical engineering, university of Edinburgh, PP 519-528 july 1996.
- [23] J. W. A. FACKRELL and S. MCLAUGHLIN « Detecting non linearities in speech sounds using the bicoherence » *Proceeding of the Institute of Acoustic*, Vol. 18, Pt. 9 pp. 130-133, November 1996.
- [24] J. W. A. FACKRELL and S. MCLAUGHLIN «The higher-order statistics of speech signals » *IEE Coll. Techniques in Speech signal processing*, London, pp. 7/1-7/6, Juin 1994
- [25] I. SHARFER and H. MESSER « The bispectrum of sampled data : part1 detection of the sampling jitter » *IEEE Trans. Signal Proc.* Vol. 41, N° 1, pp. 296-312, January 1993.
- [26] B. GIANNAKIS and J. M. MENDEL « Identification of non minimum phase systems using higher order statistics » *IEEE Trans. Acoustic Speech, and Signal Proc.* Vol. 37, N° 3, pp. 360-371, March 1989.
- [27] B. BOYANOV, S. HADJITODORY and T. IVANOV «Analysis of voiced speech by means of bispectrum » *Electronics Letters*, Vol. 27, N° 24, pp. 2267-2268, 21 November 1991

- [28] D. SHERMAN « Matrix based higher order spectral analysis for three wave coupling process » *IEEE Trans. Signal Proc.* Vol. 42, N° 11, pp. 332-347, February 1994.
- [29] M. ROSEPLATT and J. W. VAN NESS « Estimation of the bispectrum » *Ann. Math. Stat.*, pp. 420-436, 1965
- [30] M. J. HINICH and G. R. WILSON « Detection of non gaussian noise using the bispectrum » *IEEE Trans. Acoustic Speech and Signal Proc.* Vol. 38 N° 7, pp. 1126-1130, July 1990.
- [31] J. W. A. FACKRELL and S. MCLAUGHLIN « Detecting phase coupling in speech signals » *IEE colloquium digest. on speech and image processing.* London, pp. 4/1-4/8, 2 May 1995.
- [32] N. BENBOUZA « Estimation de la densité spectrale de puissance du signal de parole Arabe » Thèse de magister, Université de Batna 1997.
- [33] M. BENYOUCEF « Reconnaissance automatique de la parole pour la commande des Systèmes » Thèse de magister, Université de Batna ,1995.
- [34] J. MARKEL and A. GRAY « Linear prediction of speech » Springer-Verlag, 1976.
- [35] Tamanna Islam « Iterpolation of linear prédiction coefficients of speech coding » Thesis submitted to the faculty of Graduate studies and research in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of engineering University Montreal, Canada 2000
- [36] Soumya Bouababa « Modélisation des mouvement articulatoires de la langue par la LPC multi impulsionnelle » These de L'Enst Département traitement du signal et des images, le 6 novembre 1995
- [37] M. Faunez zany and G. Kubin « Non linear speech processing: Overview and applications » URL: [http:// www. Eupmt.es](http://www.Eupmt.es)
- [38] Elias Nemer and Rafik Goubran « Robust voice activity detection using H.O.S in the LPC residual domain » *IEEE Transaction on speech and audio processing*, vol 9, N° 3 March 2001
- [39] H.M.Teager and S.M. Teager « Evidence of non linear sound production mechanisms in the vocal tract » *Speech production and speech modelling*, W. J. Hard castle, Nato Advanced study institute series, vol 55 Banas, France July 1989

- [40] P.Margos and A. Potamianos « Fractal dimensions of speech sounds; Computation and application to automatic speech recognition » *Journal of acoustical society of America*, vol 105, pp: 1925 – 1932
- [41] A. Potamianos and P. Maragos « Speech processing applications using an AM – FM modulation model » *Speech communication*, vol 28 pp 195 – 209, 1999
- [42] J. W. A. FACKRELL and S. MCLAUGHLIN « Quadratique phase coupling detection using higher order statistics » *IEE colloquium on higher order statistics*, London pp. 8/1-8/8, 22 May 1995.
- [43] N. Sundram and B. Smolenski « Instantaneous non linear teager energy operator for robust voiced – unvoiced speech classification » *Speech processing*, LAB. Temple university philadelphia  
URL; [http:// www.temple.edu/speech\\_lab](http://www.temple.edu/speech_lab)
- [44] O.Perier « L'enfant à audition déficiente : Aspects médicaux, éducatifs, sociologiques et psychologiques » *Acta octo-Rhino-Laryngologica Belgica* 1987.
- [45] Lyonel Rossant et Jacqueline Rossant-Lumbroso « Mon enfant est malentendant ou sourd profond » URL : [www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie/sa\\_884\\_surdite\\_enfant.htm](http://www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie/sa_884_surdite_enfant.htm)
- [46] « Parole sourde » URL : <http://www.espace.cfwb.be/cgel>
- [47] Ph. Bouequilon « Surdité de l'adulte »  
URL : <http://www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie>
- [48] « L'enfant sourd » URL : <http://www.med.univ-tours.fr/enseign/orl/ped>
- [49] J.Potage « Analyse et synthèse de la parole » *Intelligence artificielle* 5125, pp 1 - 15
- [50] « les pertes d'audition »  
URL : <http://www.widex.ch/fr/schall/hoerschaeden.html>
- [51] « Degrés de surdité »  
URL: <http://coquelicot.asso.free.fr/surditedegre.php>
- [52] P. Gournay and G. Quagliario « procédé de correction auditive utilisant un modèle paramétrique du signal parole »  
URL : [http://www.gel.usherbrooke.ca/gournay/projets\\_thales.html](http://www.gel.usherbrooke.ca/gournay/projets_thales.html)
- [53] « GUIDE-BAREME » URL: <http://perso.wanadoo.fr/jerome.grondin>

- [54] « La perception des sons par l'oreille »  
 URL : [http:// www.ordreaudio.qc.ca/audition\\_surdite.htm](http://www.ordreaudio.qc.ca/audition_surdite.htm)
- [55] « Insuffisance respiratoire et déficience motrices »  
 URL : <http://www.Apf-moteurline.org/aspetsmedicaux/pathologies>
- [56] F. Blot « Etude de l'intérêt de la trachéotomie précoce chez les malades sous ventilation mécanique prolongée » *Revue des Maladies Respiratoires* 2004. URL : <http://www.splf.org/rmr/depotElectronique/depot.htm>
- [57] M. Bris, M. Radoux « Trachéotomie et ventilation assistée »  
 URL : <http://www.myonet.org/TEMOIGNAGES/Thema/Chapi02.html>
- [58] « La trachéotomie »  
 URL : <http://www.antadir.com/internetguides/guiddetra>  
[www.elcwp.org/documents/suppcare/syllurgences/tracheotomie.html](http://www.elcwp.org/documents/suppcare/syllurgences/tracheotomie.html)
- [59] Jill and John Sybalsky « Tracheotomy info »  
 URL : <http://www.tracheotomy.info/modules.php>
- [60] D. Togan « Tracheotomie aux soins intensif » URL: [http://www.hopital-riviera.ch/soins-intensifs/ Formation\\_medicale/Form\\_med\\_intensive.doc](http://www.hopital-riviera.ch/soins-intensifs/Formation_medicale/Form_med_intensive.doc)
- [61] « Informations médicales avant réalisation d'une trachéotomie chez l'enfant»  
 URL: [http://www.orl-france.org/download/fiches\\_college](http://www.orl-france.org/download/fiches_college)
- [62] Christian Lamer et Jean-Luc Leguillon « Phonation sur la canule de la trachéotomie »  
 URL : <http://www.srlf.org/pos/actes-techniques/soins-infirmier/phonation.htm>
- [63] Pat – Tech – Tr « choix de la canule de trachéotomie »  
 URL : [http://www.adep.asso.fr/patient/pat\\_tech\\_tract1.html](http://www.adep.asso.fr/patient/pat_tech_tract1.html)
- [64] T. Styger et B. Gabioud « Méthode informatique pour l'analyse de paramètres primaires en parole pathologique » *C.A.L.P* 12, 1993
- [65] Mircea Istrate « Détection et reconnaissance des sons pour la surveillance médicale » Thèse pour obtenir le grade de docteur de L'INPG, spécialité : signal, image, parole, télécom, le 16 décembre 2003
- [66] Susan Brady « A growing challenge for the speech language pathologist »  
 URL : <http://www.w3c.org/>
- [67] Keller Eric « An expert system for the acoustic analysis of speech disorders»  
 Inph. Martin mélanges Léon : Hommages à Pierre Léon, pp 211 – 230,  
 Toronto: Editions Mélodie

- [68] H.Maalem et F.Marir «The fourth order cumulant of speech signals applied to pitch estimation» *Revue internationale de science & technologie, Université de Constantine, Algérie, ISSN-1111-5041, N° 24–décembre 2005.*
- [69] H.Maalem et F.Marir «Trispectral analysis of arabic speech tracheotomisan case» *Al-Azhar university engineering journal, AUEJ, vol. 8, N° 8, jan. 2005, pp. 500-505.*
- [70] H.Maalem et F.Marir «Non-linear speech production model» *Proceeding of 5th, JIEEEEC, October 2003, Amman, Jordan pp. 95-99.*
- [71] H.Maalem et F.Marir «Trispectral analysis of arabic speech signal of achild with defective audition based cumulants», *Proceeding of IEEE, IEEE Explore 0-7803-8379-6/04/\$20.00, March 2004, pp. 623-626.*

## SYMBOLES ET ABREVIATIONS

v.a	Variable aléatoire
p.s	Processus stochastique
t ,F, f	Temps et fréquence
$E[x]$	Espérance mathématique
$R_x$	Fonction d'autocorrélation de x
T.F	Transformé de fourier
S(f), DSP	Densité spectrale de puissance
N	Nombre des échantillons
$\tau, \tau_1, \tau_2, \dots, \tau_k, d(i)$	Retard ou décalage temporel
T.Z	Transformé en Z
$X(z), X(k)$	T.Z et T.Fd'un signal $x(n)$
$H(z)$	Fonction de transfert
AR(p)	Modèle auto-regréssif d'ordre p
ARQ(p)	Modèle auto-regréssif quadratique d'ordre p
CQP	Couplage quadratique de phase
$\sigma$	Le gain
FFT, FFTB	Transformée de fourier rapide uni et bidimensionnelle
$\delta$	Impulsion de dirac
$A(z)$	Polynôme de prédiction
$u(n), U(z)$	Entrée du modèle et sa T.Z
$a(i)$	Coefficients de prédiction
$e(n), \zeta$	Erreur de prédiction
$h(n), H(f), H(z)$	Réponse impulsionnelle et sa T.F et sa T.Z
$M_2, M_3, M_4$	Moment d'ordre 2, 3 et 4
$C_2, C_3, C_4, \text{ et } C_k$	Cumulant d'ordre 2, 3, 4 et k
Cum	Cumulant
$C_{k,x}$	Cumulant d'ordre k de x
$l, l_p$	Vecteur
S.O.S	Les statistiques d'ordre supérieur



$W(m,n), W(m,n,l)$	Fenêtre bidimensionnelle et tridimensionnelle
$B(f_1, f_2)$	Bispectre
$T(f_1, f_2, f_3)$	Trispectre
$b(f_1, f_2)$	Bicoherence
$t(f_1, f_2, f_3)$	Tricoherence
$\phi$	Phase
NFFT, NFFTb	Longueur de la T.F uni et bidimensionnelle
m.p	Méthode paramétrique
( $\wedge$ )	Grandeur estimée
D.I.I	Distribution identique et indépendant
dB	Décibel
V.A.S	Voies aériennes supérieures
C.V.T	Capacité vitale totale
EEG	Electro encéphalo graphé
C.C	Centimètre cube
OMS	Organisation mondiale de la santé
BIAP	Bureau international d'audio-phonologie
Tab	Tableau
Fig	Figure
AM	Amplitude