

Résumé

Le travail de cette thèse relève du domaine de traitement de l'information, plus précisément, l'extraction des caractéristiques fréquentielles des signaux acoustiques et biomédicaux.

Ces travaux de recherches portent principalement sur l'application des algorithmes des techniques temps-fréquence non paramétriques, à savoir Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, aux signaux acoustiques rétrodiffusés par des coques cylindriques et aux différents signaux biomédicaux (Electrocardiogramme (ECG) : normal, supraventriculaire, ventriculaire, ...).

Les résultats obtenus, dans ce travail, ont permis dans un premier lieu, l'extraction des caractéristiques physiques du matériau excité (fréquence de coupure, vitesses transversale et longitudinale), à partir du signal non stationnaire acoustique rétrodiffusé par une coque cylindrique immergée dans l'eau, et dans un deuxième lieu l'identification et la détection des différentes composantes des signaux normaux ECG (onde P, complexe QRS, onde T) et la détection de la pathologie (supraventriculaire ou ventriculaire) pour les signaux ECG anormaux dans le plan temps-fréquence.

Abstract

The thesis work falls in the information processing field, more specifically, the extraction of the acoustic and biomedical signals frequency characteristics.

This research focuses mainly on the application of nonparametric time-frequency algorithms, namely Spectrogram, Wavelets Transform, Smoothed Pseudo Wigner-Ville, Choi-Williams, Born-Jordan, and Bessel distribution, to acoustic signals backscattered by cylindrical shells and various biomedical signals (electrocardiogram (ECG): normal, supraventricular, ventricular, ...).

The obtained results allowed in a first time, the extraction of the excited material physical characteristics (cutoff frequency, transverse and longitudinal velocities) from the non-stationary acoustic signal backscattered by a cylindrical shell immersed in water, and in a second time the identification of the various normal ECG signal components (P wave, QRS complex, T wave) and the disease detection (supraventricular or ventricular) for the abnormal ECG signals in the time-frequency plan.

Table des matières

Table des figures	7
Liste des tableaux	10
Introduction générale	11
Chapitre I : Concepts de base	18
I-1 Traitement de l'information	20
I-1-1 Information	20
I-1-2 Traitement	20
I-2 Traitement de signal	21
I-2-1 Notion de signal	21
I-2-2 Structure d'une chaîne de traitement	21
I-2-3 Différents types de signaux	23
I-2-3-1 Signaux certains	24
I-2-3-2 Signaux aléatoires	24
I-3 Transformée de Fourier	24
I-3-1 Définition	24
I-3-2 Quelques propriétés importantes	25
I-3-2-1 Linéarité	25
I-3-2-2 Changement d'échelle	25
I-3-2-3 Théorème de retard	25
I-3-2-4 Modulation	25
I-3-2-5 Théorème de Plancherel	26
I-3-3 Fréquence instantanée	26
I-3-4 Retard du groupe	27
I-4 Motivation de l'utilisation du temps-fréquence	27
I-4-1 Limite de la technique temporelle	27
I-4-2 Limite de la technique fréquentielle	27
I-4-3 Solution temps-fréquence	27
I-5 Techniques temps-fréquence	27
I-5-1 Classe des décompositions atomiques	29

I-5-1-1 Transformée de Fourier à court termes (TFCT).....	29
I-5-1-1-1 Définition	29
I-5-1-1-2 Quelques propriétés	30
I-5-1-1-3 Résolution dans le plan temps-fréquence	30
I-5-1-2 Transformée d'ondelettes (TO)	32
I-5-1-2-1 Définition	32
I-5-1-2-2 Transformée en ondelettes continue (TOC)	32
I-5-2 Classe des distributions énergétiques	34
I-5-2-1 Distribution de Wigner-Ville	36
I-5-2-1-1 Définition	36
I-5-2-1-2 Propriétés	36
I-5-2-1-3 Limitations de la distribution de Wigner-Ville	38
I-5-2-1-4 Variantes de la distribution de Wigner-Ville	39
I-5-2-2 Distribution de Choi-Williams	40
I-5-2-3 Distribution de Born-Jordan	41
I-5-2-4 Distribution de Bessel	41
I-6 Conclusion	42
Chapitre II : Analyse temps-fréquence des signaux tests	47
II-1 Introduction	49
II-2 Signaux tests	49
II-2-1 Chirp linéaire.....	49
II-2-2 Chirp exponentiel.....	50
II-2-3 Chirp avec un saut de fréquence.....	51
II-2-4 Chirp multicomposantes.....	51
II-3 Représentation spectrale des signaux tests	52
II-4 Analyse temps-fréquence des signaux tests	54
II-4-1 Spectrogramme.....	54
II-4-2 Pseudo Wigner-Ville Lissée	56
II-4-3 Choi-Williams	58
II-4-4 Born-Jordan	59
II-4-5 Distribution de Bessel	61
II-4-6 Transformée d'ondelettes	63
II-5 Comparaison des temps-fréquence utilisées	65

II-6 Conclusion	68
------------------------	-----------

**Chapitre III : Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires
acoustiques 69**

III-1 Introduction	71
---------------------------	-----------

III-2 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique théorique	72
---	-----------

III-2-1 Signal acoustique rétrodiffusé par un tube élastique	72
--	----

III-2-2 Images temps-fréquence du signal acoustique théorique	78
---	----

III-3 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique expérimental	81
--	-----------

III-3-1 Dispositif expérimental	81
---------------------------------------	----

III-3-2 Méthode impulsionnelle expérimentale	82
--	----

III-3-3 Signal temporel et son spectre de résonance	83
---	----

III-3-4 Images temps-fréquence du signal acoustique expérimental	84
--	----

III-4 Conclusion	87
-------------------------	-----------

**Chapitre IV : Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires
biomédicaux 90**

IV-1 Introduction	93
--------------------------	-----------

IV-2 Electrocardiogramme	94
---------------------------------	-----------

IV-2-1 Introduction	94
---------------------------	----

IV-2-2 Bases cardiologiques	95
-----------------------------------	----

IV-2-2-1 Anatomie du cœur humain	95
--	----

IV-2-2-2 Réseau vasculaire	97
----------------------------------	----

IV-2-2-3 Battement cardiaque	99
------------------------------------	----

IV-2-2-4 Genèse du signal électrique cardiaque	99
--	----

IV-2-2-4-1 Potentiel d'action des cellules myocardes	101
--	-----

IV-2-2-4-2 Propagation de l'influx électrique	102
---	-----

IV-2-2-5 Rythme cardiaque dirigé par le Système Nerveux Autonome	104
--	-----

IV-2-2-5-1 Système Nerveux	104
----------------------------------	-----

IV-2-2-5-2 Système Nerveux autonome	106
---	-----

IV-2-3 Electrocardiographie	107
-----------------------------------	-----

IV-2-3-1 Techniques d'enregistrement d'ECG	108
--	-----

IV-2-3-1-1 Histoire de l'électrocardiographie	108
---	-----

IV-2-3-1-2 Enregistrement	108
---------------------------------	-----

IV-2-3-1-3 Notion de dipôle électrique	109
IV-2-3-1-4 Système de dérivations de l'ECG	111
IV-2-3-2 Analyse de l'ECG	115
IV-2-3-2-1 Ondes P, QRS, T	115
IV-2-3-2-2 Caractéristiques fréquentielles de l'ECG	117
IV-2-3-2-3 Intervalles de l'ECG	117
IV-2-3-2-4 Rythme cardiaque	118
IV-2-3-2-5 Fréquence cardiaque	119
IV-2-3-2-6 Fibrillation auriculaire	119
IV-2-4 Quelques notions utiles de physiologie	121
IV-2-4-1 Conduction cardiaque	121
IV-2-4-1-1 Séquence d'activation électrique cardiaque	121
IV-2-4-1-2 Régulation de la conduction cardiaque	122
IV-2-4-1-3 Influence sur les ondes cardiaques	123
IV-2-4-2 Jonction auriculo-ventriculaire	123
IV-2-4-2-1 Influence de la fréquence cardiaque	124
IV-2-4-2-2 Influence du système nerveux autonome	125
IV-2-5 Récapitulatif	125
IV-3 Analyse temps-fréquence de signal ECG	127
IV-3-1 Analyse temps-fréquence d'un signal ECG normal	128
IV-3-2 Analyse temps-fréquence de signaux ECG anormaux	131
IV-3-2-1 Signal supraventriculaire	132
IV-3-2-2 Signal avec extrasystole auriculaire	136
IV-3-2-3 Signal avec extrasystole supraventriculaire	138
IV-3-2-4 Signal avec contraction ventriculaire prématurée	140
IV-3-2-5 Signal avec bloc de branche droit	142
IV-3-2-6 Signal ventriculaire	144
IV-3-3 Récapitulatif	146
IV-4 Conclusion	147
Conclusion générale et perspectives	154

Table des figures

Figure I.1 Propriétés d'une information	20
Figure I.2 Schéma du traitement de l'information	21
Figure I.3 Schéma général d'une chaîne de traitement	22
Figure I.4 Différentes catégories de signaux	24
Figure I.5 Principe de calcul de la TFCT	29
Figure I.6 Pavage temps-fréquence associé à la TFCT	31
Figure I.7 Translation et changement de taille de l'ondelette mère	33
Figure I.8 Comparaison entre les différentes décompositions	34
Figure II.1 Représentation temporelle d'un chirp linéaire	50
Figure II.2 Représentation temporelle d'un chirp exponentiel	50
Figure II.3 Représentation temporelle d'un signal comprenant un saut de fréquence	51
Figure II.4 Représentation temporelle d'un signal multicomposantes	52
Figure II.5 Densité spectrale du chirp linéaire	52
Figure II.6 Densité spectrale du chirp exponentiel	53
Figure II.7 Densité spectrale du signal temporel présentant un saut de fréquence	53
Figure II.8 Densité spectrale du signal figure II.4	54
Figure II.9 Spectrogramme du signal chirp linéaire	55
Figure II.10 Spectrogramme du signal chirp exponentiel	55
Figure II.11 Spectrogramme du signal à saut de fréquence	55
Figure II.12 Spectrogramme du signal multicomposantes	56
Figure II.13 PWVL du signal chirp linéaire	56
Figure II.14 PWVL du signal chirp exponentiel	57
Figure II.15 PWVL du signal à saut de fréquence	57
Figure II.16 PWVL du signal multicomposantes	57
Figure II.17 Choi-Williams du signal chirp linéaire	58
Figure II.18 Choi-Williams du signal chirp exponentiel	58
Figure II.19 Choi-Williams du signal présentant un saut de fréquence	59
Figure II.20 Choi-Williams du signal multicomposantes	59
Figure II.21 Born-Jordan du signal chirp linéaire	60
Figure II.22 Born-Jordan du signal chirp exponentiel	60
Figure II.23 Born-Jordan du signal avec un saut de fréquence	60
Figure II.24 Born-Jordan du signal multicomposantes	61
Figure II.25 Bessel du signal chirp linéaire	61

Figure II.26 Bessel du signal chirp exponentiel	62
Figure II.27 Bessel du signal avec un saut de fréquence	62
Figure II.28 Bessel du signal multicomposantes	62
Figure II.29 Impulsion de Dirac	63
Figure II.30 Signal échelon	63
Figure II.31 Transformée d'ondelettes de l'impulsion de Dirac	64
Figure II.32 Transformée en ondelettes du signal échelon	64
Figure II.33 Transformée d'ondelettes du signal multicomposantes	65
Figure II.34 Performances des différentes techniques temps-fréquence	67
Figure III.1 Géométrie du problème	73
Figure III.2 Mécanisme de la formation des échos	73
Figure III.3 Courbes de dispersion des ondes	74
Figure III.4 Spectre de rétrodiffusion d'un tube d'aluminium rempli d'air, $b/a = 0.95$, $a=3\text{cm}$	76
Figure III.5 Signal temporel d'un tube d'aluminium $b/a=0,95$	77
Figure III.6 Spectre de résonance d'un tube d'Aluminium rempli d'air et immergé dans l'eau, $b/a=0,95$	78
Figure III.7 Représentations temps-fréquence du signal théorique rétrodiffusé par un tube d'Aluminium	79
Figure III.8 Dispositif expérimental	82
Figure III.9 Chaîne de mesure de la méthode impulsionnelle	82
Figure III.10 Signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'aluminium de rapport b/a	83
Figure III.11 Spectre de résonance du signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'Aluminium	84
Figure III.12 Représentations temps-fréquence du signal théorique rétrodiffusé par un tube d'Aluminium	85
Figure IV.1 Représentation schématique du système cardiovasculaire	95
Figure IV.2 Cœur humain	96
Figure IV.3 Schéma du circuit sanguin	97
Figure IV.4 Principes des systoles auriculaire et ventriculaire	99
Figure IV.5 Schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique	100
Figure IV.6 Cinq phases du potentiel d'action	102
Figure IV.7 Parcours du signal électrique cardiaque	103
Figure IV.8 Propagation du potentiel d'action dans le cœur	104
Figure IV.9 Schéma du système nerveux et ses principaux sous-systèmes	105
Figure IV.10 Progression de l'impulsion électrique à travers le cœur	110
Figure IV.11 Schéma du signal enregistré par les électrodes	110
Figure IV.12 Dérivations bipolaires	112
Figure IV.13 Dérivations unipolaires de Wilson	113
Figure IV.14 Système de Goldberger	114
Figure IV.15 Représentation vectorielle des dérivations unipolaires de Wilson	114

Figure IV.16 Emplacement des électrodes précordiales	115
Figure IV.17 Étapes successives de dépolarisation/repolarisation du cœur	115
Figure IV.18 Propagation du potentiel d'action dans le cœur	116
Figure IV.19 Densité spectrale de puissance des complexes QRS, des ondes P et T et des bruits	117
Figure IV.20 Présence de FA sur l'ECG	120
Figure IV.21 Exemple de régulation de la conduction électrique cardiaque	123
Figure IV.22 Principaux intervalles du signal ECG	127
Figure IV.23 Signal ECG normal	128
Figure IV.24 Images temps-fréquence du signal ECG normal	129
Figure IV.25 Images temps-amplitude du signal ECG normal	130
Figure IV.26 Signal ECG supraventriculaire	132
Figure IV.27 Images temps-fréquence du signal ECG supraventriculaire	133
Figure IV.28 Images temps-fréquence 3D du signal ECG supraventriculaire	135
Figure IV.29 Signal ECG présentant une extrasystole auriculaire	136
Figure IV.30 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.29)	137
Figure IV.31 Signal ECG présentant une extrasystole supraventriculaire	138
Figure IV.32 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.31)	139
Figure IV.33 Signal ECG pathologique avec contraction ventriculaire prématurée	140
Figure IV.34 Images temps-fréquence du signal ECG pathologique (figure IV.33).....	141
Figure IV.35 Signal ECG avec Bloc de branche droit et contraction ventriculaire prématurée	142
Figure IV.36 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.35)	143
Figure IV.37 Signal ECG ventriculaire	144
Figure IV. Images temps-fréquence du signal ECG ventriculaire	145

Liste des tableaux

Tableau II.1 Valeurs de la variance obtenues par les différentes techniques temps-fréquence	67
Tableau III.1 Fréquence de coupure des ondes de Lamb (pour plaque) et circonférentielle (pour tube)	76
Tableau III.2 Vitesses longitudinale et transversale obtenues à partir des images temps-fréquence	80
Tableau III.3 Fréquences de coupure des ondes A1 et S1 déterminées à partir des différentes images temps-fréquence	80
Tableau III.4 Fréquences de coupure des ondes A1 et S1 déterminées à partir des différentes images temps-fréquence	86
Tableau III.5 Rapport des rayons b/a obtenus à partir des images temps-fréquence	86
Tableau IV.1 Principales caractéristiques des pathologies analysées	126
Tableau IV.2 Caractéristiques du signal ECG normal	131
Tableau IV.3 Résumé des principaux résultats temps-fréquence obtenus	146

Introduction générale

Introduction générale

Dans de nombreuses applications d'ingénierie et de traitement de signal telles que les analyses faites dans le domaine acoustique ou biomédical, les signaux pris en considération sont connus pour être non-stationnaires, c'est-à-dire les paramètres des signaux sont variables dans le temps. Les techniques temps-fréquence, en particulier les techniques non paramétriques, constituent un outil qui a vu son intérêt croître pour étudier et analyser un tel type de signaux, spécialement dans les domaines acoustique et biomédical [1-9].

L'objectif principal de ce travail est l'application de plusieurs algorithmes des techniques temps-fréquence non paramétriques développés afin d'analyser des signaux acoustiques et biomédicaux pour extraire leurs contenus fréquentiels en fonction du temps.

Dans le domaine acoustique, de nombreuses études théoriques et expérimentales ont montré que la résonance acoustique de la cible est liée à ses propriétés physiques et géométriques. À l'inverse, à partir de ces résonances, le matériau de la cible peut être caractérisé dont la géométrie est connue [10-21]. La caractérisation acoustique d'une cible élastique de forme géométrique simple (cylindre, tube) par les analyses monodimensionnelles (temporelle et fréquentielle) nécessite une bonne connaissance des caractéristiques à la fois temporelle et fréquentielle des différentes ondes circonférentielles mises en jeu [1-2]. La représentation temporelle du signal rétrodiffusé par la cible ne permet pas toujours de séparer les arrivées successives des différents types d'ondes contenus dans ce signal, ni de fournir une information sur leurs contenus fréquentiels. La technique fréquentielle présente l'inconvénient principal de ne pas pouvoir mettre en évidence la structure temporelle du champ diffusé par la cible. D'où, l'utilité d'utiliser une technique permettant une représentation conjointe en temps et en fréquence [5, 7-8].

Dans le domaine biomédical, les maladies cardio-vasculaires représentent la première cause de mortalité dans le monde: il meurt chaque année plus de personnes en raison de maladies cardio-vasculaires que de toute autre cause. Au Maroc, les maladies de l'appareil circulatoire représentent également la première cause de mortalité [22].

On estime à 17,1 millions le nombre de décès imputables aux maladies cardio-vasculaires, soit 29% de la mortalité mondiale totale [22]. Parmi ces décès, on estime que 7,2 millions sont dus à une cardiopathie coronarienne et 5,7 millions à un accident vasculaire cérébral (dernières statistiques 2004) [22]. Plus de 82% des décès interviennent dans des pays à revenu moyen ou faible et touchent presque également hommes et femmes [22]. D'ici 2030, près de 23,6 millions de personnes mourront d'une maladie cardio-vasculaire (cardiopathie ou accident vasculaire cérébral principalement) [22]. D'après les projections, ces maladies devraient rester les premières causes de décès. Le taux de progression le plus important devrait toucher la région de la méditerranée orientale. L'Asie du Sud-Est devrait compter le plus grand nombre de décès [22].

La majorité des décès des maladies cardiovasculaires sont dues à des crises cardiaques et des accidents vasculaires cérébraux [23]. La consommation de tabac et le tabagisme demeure le principal facteur de risque de maladies cardiovasculaires dans le monde entier. Il augmente le risque d'accidents vasculaires cérébraux ainsi l'inactivité physique et la mauvaise alimentation menant à l'obésité qui est un autres facteur de risque important qui augmente les risques pour des maladies cardiovasculaires [23]. Même si les connaissances acquises dans la discipline de la cardiologie sont importantes, le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses mystères, malgré les technologies actuelles mises à la disposition des médecins pour l'étudier et vérifier son bon fonctionnement. L'outil le plus important utilisé dans la cardiologie est le signal électrocardiogramme (ECG), qui est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque [24]. L'électrocardiogramme permet de fournir énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles anomalies existantes dans le cœur. Traditionnellement, les signaux biomédicaux, spécialement le signal ECG sont analysés dans le domaine temporel par des médecins qualifiés [25]. Cependant, les conditions pathologiques ne peuvent pas toujours être évidentes dans la représentation temporelle. L'utilisation d'autres méthodes, de traitement du signal, appliquées au domaine cardiaque, peut fournir alors une aide importante au diagnostic rapide dans des cas complexes. Ces faits ont motivé l'utilisation des techniques fréquentielles, en particulier la transformée de Fourier pour analyser un tel type de signal [26]. Cependant, comme l'ECG, ainsi que tous les autres signaux biomédicaux, appartiennent à la famille des signaux multi-composantes et non-stationnaires [27], l'estimation spectrale peut être extrêmement difficile à obtenir avec ces techniques fréquentielles. L'utilisation des techniques temps-fréquence, afin de surpasser les inconvénients des techniques temporelle et fréquentielle, peut présenter une bonne solution dans le domaine médical dans le but

d'identifier les principales composantes du signal ECG, onde P, complexe QRS et onde T, et aussi de permettre la révélation des anomalies existantes dans les cas pathologiques.

Les travaux de cette thèse sont présentés en cinq chapitres :

Dans le chapitre I, nous ferons une présentation de certains outils théoriques de traitement du signal, où seront présentés les concepts de base concernant cette discipline, ainsi qu'une description des techniques temps-fréquence non paramétriques, Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, qui seront employées pour analyser les signaux acoustiques (chapitre III) et biomédicaux (chapitre IV).

Dans le chapitre II, les techniques temps-fréquence non paramétriques proposées, dans le chapitre I, seront appliquées à certains signaux simulés.

Le chapitre III est consacré à l'analyse temps-fréquence par les techniques choisies des signaux rétrodiffusés par des coques cylindriques afin d'accéder à plusieurs types d'informations qualitatives et quantitatives à savoir fréquence de coupure réduite, vitesses transversale et longitudinale.

Dans le chapitre IV, les techniques temps-fréquence non paramétriques sélectionnées seront utilisées pour analyser et traiter les signaux électrocardiogrammes (ECG) normaux et anormaux. Les signaux ECG anormaux présentent différents types d'arythmies. Les travaux, réalisés dans ce chapitre, ont été supervisés par l'équipe l'Enfant, la Santé et le Développement de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de l'Université Cadi Ayyad de Marrakech et l'équipe Signaux Images et Imagerie de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de l'Université François Rabelais de Tours.

Pour conclure, nous résumerons les principales contributions présentées dans ce mémoire, et nous proposerons quelques perspectives pour de futurs travaux.

Références

- [1] R. Latif, "Analyse de la dispersion des ondes acoustiques rétrodiffusées par une plaque ou un tube immergés à partir d'une image temps-fréquence", Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr (2000).
- [2] EL. Aassif, "Application de la représentation temps-fréquence Wigner-Ville aux signaux acoustiques diffusés par des cibles évolutives". Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr, 1997.
- [3] Abeysekera, R.H.S.S., "Time-frequency domain features of ECG signals: An interpretation and their application in computer aided diagnosis," Ph.D. Thesis, University of Queensland, St. Lucia. Brisbane, Australia, March 1989.
- [4] Addison Paul S., Wavelet transforms and the ECG: a review, *Physiol. Meas.* 26, R155–R199, 2005.
- [5] R. Latif, E. Aassif, G. Maze, A. Moudden, B. Faiz, "Determination of the group and phase velocities from time-frequency representation of Wigner-Ville". *Journal of Non Destructive Testing & Evaluation International*, Vol. 32, 7, pp. 415-422, 1999.
- [6] C. Saritha, V. Sukanya, and Y. Narasimha Murthy, "ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms," *Bulgarian Journal of Physics*, vol. 35, pp. 68-77, 2008.
- [7] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, B. Faiz, "High resolution time-frequency analysis of an acoustic signal backscattered by a cylindrical shell using a Modified Wigner-Ville representation". *Meas. Sci. Technol.* 14, pp. 1063-1067, 2003.
- [8] Latif R., Laaboubi M., Aassif E., Maze G., Détermination de l'épaisseur d'un tube élastique à partir de l'analyse temps-fréquence de Wigner-Ville, *Journal Acta-Acustica*, Vol 95, Number 5, pp 843-848, 2009.
- [9] Al-Manie Mohammed A., "Deconvolution methods for biomedical signals analysis", *Indian Journal of Science and Technology*, Vol. 3 No. 2, 2010.
- [10] P. Pareige, P. Rembert, J.L. Izbiki, G. Maze, J. Ripoche, "Méthode impulsionnelle numérisée pour l'isolement et l'identification des résonances de tubes immergés". *Physics Letters A*, 135, pp. 143-146, 1989.
- [11] G. MAZE, "Diffusion d'une onde acoustique plane par des cylindres et des tubes immergés dans l'eau, Isolement et Identification des Résonances". Thèse de Doctorat d'état, Université de Rouen, 1987.
- [12] J. M. Conoir, "Etude des résonances d'un tube élastique basée sur les propriétés de la dérivée de phase de la matrice de diffusion". *J. Acoust.* 4(5), 485-508, 1991.

- [13] G. MAZE, J. RIPOCHE, "Méthode d'Isolément et d'identification des Résonances (MIIR) de cylindres et de tubes soumis à une onde acoustique plane dans l'eau". Rev. Phys. Appl. N°18, pp. 319-326, 1983.
- [14] A. DEREM, J. L. ROUSSELOT, "Résonances acoustiques du cylindre élastique et leur relation avec les ondes de surface". Rev. CETHEDDEC N°67, pp. 1-34, 1981.
- [15] N. Gespa, "la diffusion acoustique par des cibles élastiques de forme géométrique simple". Editeur : CEDOCAR, Paris (ISBN 2717008845), 1987.
- [16] L. Flax, L.R. Dragonette, H. Überall, "Theory of elastic resonance excitation by sound scattering". J. Acoust. Sco. Am., 63, pp. 723-731, 1978.
- [17] J.D. Murphy, E.D. Breittenbach, H. Überall, "Resonance scattering of acoustic waves from cylindrical shells". J. Acoust. Sco. Am., 64, pp. 677-683, 1978.
- [18] L. Flax, G.C. Gaunard, H. Überall, "Theory of resonance scattering". Physical acoustics XV, Academic Press, New York, pp. 191-293, 1981.
- [19] G. Maze, J. Ripoche, "Méthode d'Isolément et d'Identification des Résonances (MIIR) de cylindres et de tubes soumis à une onde acoustique plane dans l'eau". Rev. Phys. Appl. 18, 319-326, 1983.
- [20] O. LENOIR, "Diffusion acoustique impulsionnelle par des multicouches planes immergées. Problème inverse détection des résonances an présence d'absorbants". Thèse de Doctorat de l'Université du Havre, 1990.
- [21] P. DELESTRE, J. -L. IZBICKI, G. MAZE, J. RIPOCHE, "Excitation acoustique impulsionnelle d'une plaque élastique immergée' application à l'isolement des résonances". Acustica, 61, pp. 83-85, 1986.
- [22] Nadia Boutahiri, "Estimation du risque cardiovasculaire chez le personnel de l'hôpital régional Mohammed V de Meknes". Thèse du doctorat en médecine, 2011.
- [23] news-medical, "<http://www.news-medical.net/health/What-is-Cardiovascular-Disease.aspx>".
- [24] Shirley A. Jones, "ECG Success Exercises in ECG Interpretation", by F. A. Davis Company, 2008.
- [25] C. Bigan, M.S. Woolfson, "Time-frequency analysis of short segments of biomedical data". IEEE Proc.-Sci. Meas. Technol. 147 (6) 368–373, 2000.
- [26] R.H. Clayton, A. Murray, "Estimation of the ECG signal spectrum during ventricular fibrillation using the fast Fourier transform and maximum entropy methods", Proc. Comput. Cardiol. 867–870, 1993.

[27] J.C. Wood, D.T. Barry, "Time-frequency analysis of skeletal muscle and cardiac vibrations". Proc. IEEE 84 (9) 1281–1294, 1996.

Chapitre I

Concepts de base

Sommaire

I-1 Traitement de l'information	20
I-1-1 Information	20
I-1-2 Traitement	20
I-2 Traitement de signal	21
I-2-1 Notion de signal	21
I-2-2 Structure d'une chaîne de traitement	21
I-2-3 Différents types de signaux	23
I-2-3-1 Signaux certains	24
I-2-3-2 Signaux aléatoires	24
I-3 Transformée de Fourier	24
I-3-1 Définition	24
I-3-2 Quelques propriétés importantes	25
I-3-2-1 Linéarité	25
I-3-2-2 Changement d'échelle	25
I-3-2-3 Théorème de retard	25
I-3-2-4 Modulation	25
I-3-2-5 Théorème de Plancherel	26
I-3-3 Fréquence instantanée	26
I-3-4 Retard du groupe	27
I-4 Motivation de l'utilisation du temps-fréquence	27
I-4-1 Limite de la technique temporelle	27
I-4-2 Limite de la technique fréquentielle	27
I-4-3 Solution temps-fréquence	27
I-5 Techniques temps-fréquence	27
I-5-1 Classe des décompositions atomiques	29
I-5-1-1 Transformée de Fourier à court termes (TFCT)	29
I-5-1-1-1 Définition	29

I-5-1-1-2 Quelques propriétés	30
I-5-1-1-3 Résolution dans le plan temps-fréquence	30
I-5-1-2 Transformée d'ondelettes (TO)	32
I-5-1-2-1 Définition	32
I-5-1-2-2 Transformée en ondelettes continue (TOC)	32
I-5-2 Classe des distributions énergétiques	34
I-5-2-1 Distribution de Wigner-Ville	36
I-5-2-1-1 Définition	36
I-5-2-1-2 Propriétés	36
I-5-2-1-3 Limitations de la distribution de Wigner-Ville	38
I-5-2-1-4 Variantes de la distribution de Wigner-Ville	39
I-5-2-2 Distribution de Choi-Williams	40
I-5-2-3 Distribution de Born-Jordan	41
I-5-2-4 Distribution de Bessel	41
I-6 Conclusion	42

Chapitre I : Concepts de base

Ce chapitre présentera plusieurs notions de bases théoriques nécessaires et préalables au traitement du signal.

I-1 Traitement de l'information

I-1-1 Information

Elle est définie comme un élément de connaissance susceptible d'être représentée à l'aide de convention (codage) afin d'être conservée, traitée ou communiquée, c'est-à-dire tout ce qui est transmissible entre un émetteur et un récepteur peut être considéré comme une information.

Le schéma suivant présente les principales propriétés d'une information :

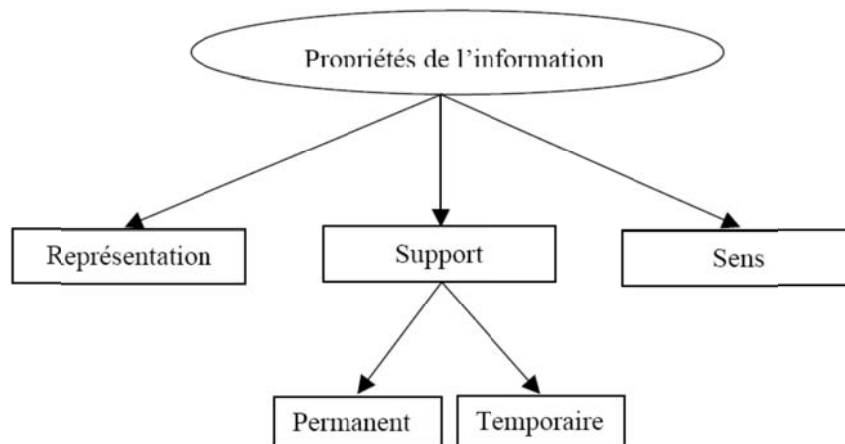


Fig I.1 Propriétés d'une information

I-1-2 Traitement

C'est une suite d'opérations transformant une représentation de cette information en une autre représentation plus facile à manipuler ou à interpréter suivant un ensemble de règles fini. La figure I.2 présente un schéma simplifié du traitement de l'information :

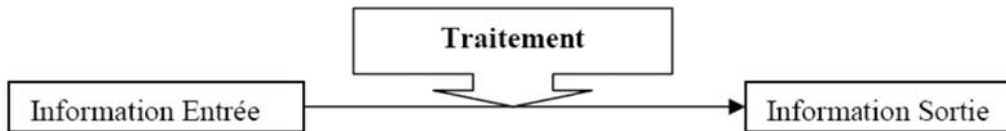


Fig I.2 Schéma du traitement de l'information

I-2 Traitement de signal

I-2-1 Notion de signal

Un signal est le support physique d'une information. Il s'agit d'une notion tout à fait générale que l'on peut rencontrer dans des domaines aussi variés que le biomédical, l'acoustique, l'électricité, l'électronique, l'optique, la mécanique, l'astronomie, l'économie, ..., etc. En fait, un signal est évoqué lorsqu'il y a mesure et/ou transmission d'information d'une source vers un destinataire.

Traiter un signal, c'est essentiellement en extraire l'information que l'on juge utile, la mettre en forme pour mieux l'analyser, la transmettre ou la stocker, l'épurer de parasites éventuels.

I-2-2 Structure d'une chaîne de traitement

Le signal matérialise le transfert d'une information. On peut alors distinguer un certain nombre d'opérations ou de situations qui sont communes à toute chaîne de traitement. On peut en tout premier lieu distinguer les opérations :

- **Le pré-traitement** qui est essentiellement relatif à la prise d'information elle-même, aux capteurs et à leurs propriétés;
- **Le traitement proprement dit** qui constitue le cœur de ce qu'on appelle le traitement du signal;
- **Le post-traitement** qui inclut les actions (on parle alors plutôt d'automatique) ou des méthodes symboliques ou de contexte (vision, intelligence artificielle etc...).

D'une manière assez générale, on peut résumer une chaîne de traitement du signal par le schéma présenté par la figure I.3.

Ce schéma met en jeu plusieurs espaces et des applications entre ces espaces. Les espaces sont ceux :

- **Des états** : c'est là que se trouve l'information utile;
- **Des signaux** : ce sont eux qui matérialisent les états possibles;
- **Des observables** : ce sont les seules grandeurs disponibles pour l'utilisateur;
- **Des décisions** : c'est là que se matérialisent les opérations relatives aux signaux;

- **Des représentations** : elles permettent de changer la façon dont on regarde un signal et peuvent soit aider à l'analyse seule, soit constituer un détour utile pour construire une décision.

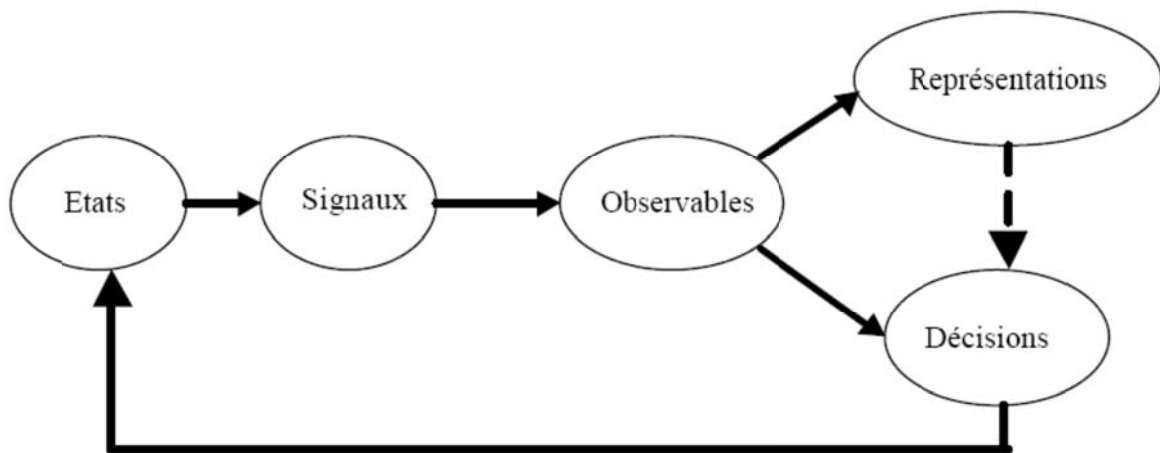


Fig I.3 Schéma général d'une chaîne de traitement

Les liens qui unissent ces différents espaces correspondent à des opérations de :

- Codage entre états et signaux;
- Transmission (au sens large) entre signaux observables et décisions.

Nous pouvons donc formuler une problématique générale du traitement du signal de la façon suivante :

Il s'agit d'élaborer la meilleure règle de décision, c'est-à-dire celle qui, à partir des seules données observables, permet de caractériser au mieux une information utile véhiculée par un signal.

Il est clair qu'un tel objectif nécessite d'explicitier ce que l'on entend par "meilleure" et par "au mieux". Il faudra donc définir des critères qu'il s'agira d'optimiser. Par ailleurs, l'objectif ne pourra être atteint que si un certain nombre d'informations (a priori) supplémentaires sont disponibles.

Celles-ci pourront concerner :

- La nature ou les états d'un système;
- Le type de codage;
- Les informations relatives au canal de transmission et au bruit d'observation, etc.

Ceci étant supposé, le schéma décrit ci-dessus permet d'englober la majorité des tâches essentielles auxquelles est confronté le traitement du signal :

- **La détection** : l'espace des états est alors discret (voire binaire) et le problème posé est de savoir si une observation donnée correspond au signal utile mélangé du bruit ou à un bruit seul;

- **L'analyse et l'estimation des paramètres** : il s'agit cette fois, et toujours à partir d'une observation imparfaite, de caractériser un signal par un jeu de paramètres qui le définit;

- **Le filtrage** : Il s'agit d'estimer un signal dans son ensemble et non par l'intermédiaire d'un petit nombre de paramètres caractéristiques.

Ces tâches élémentaires apparaissent souvent couplées, les problèmes réels faisant fréquemment intervenir simultanément des opérations de filtrage et/ou de détection-estimation.

On peut aussi citer quelques exemples d'application pour lesquels le traitement du signal est prépondérant:

- Le traitement de signaux biomédicaux et acoustiques : analyse, synthèse, transmission, reconnaissance;
- L'imagerie Médicale et Acoustique.
- L'audio (compact disc) et la vidéo (TVHD) numériques;
- Les télécommunications : téléphone, radio-mobile, vidéo-mobile, vidéo-conférence;
- Le radar et le sonar (passif ou actif);
- Le control non-destructif (par ultrasons ou par courant de Foucault, ...);
- L'astronomie : imagerie optique et radio, interférométrie, optique adaptative;
- Géophysique (interne et externe), sismique;
- L'automobile et les industries mécaniques : diagnostic vibratoire;
- Le nucléaire : surveillance et détection précoce d'incidents;

I-2-3 Différents types de signaux

Il est possible de faire la distinction entre un certain nombre de signaux figure I.4 dont les deux grands groupes sont celui des signaux certains, c'est-à-dire déterministes, et celui des signaux aléatoires.

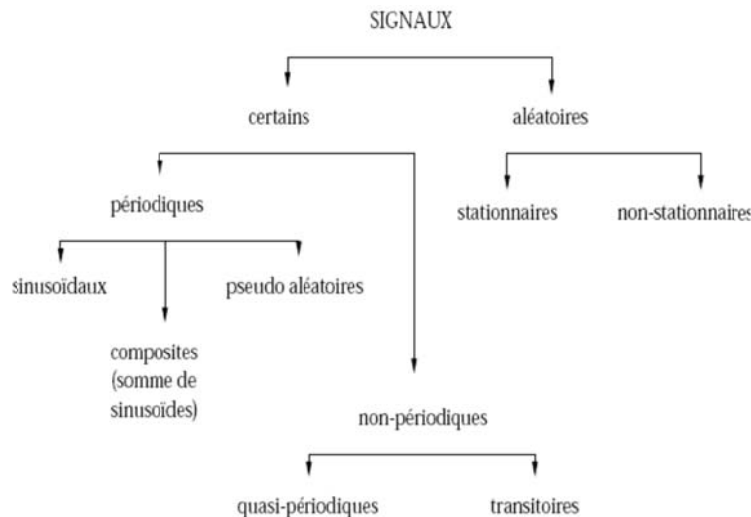


Fig I.4 Différentes catégories de signaux

I-2-3-1 Signaux certains

L'évolution en fonction du temps des signaux certains, appelés signaux déterministes, peut être parfaitement modélisée par une fonction mathématique. Ces signaux proviennent de phénomènes pour lesquels on connaît les lois physiques correspondantes et les conditions initiales, permettant ainsi de prévoir le résultat.

On retrouve dans cette catégories : les signaux périodiques, signaux non-périodiques, les signaux transitoires, ...etc.

I-2-3-2 Signaux aléatoires

Le comportement temporel des signaux aléatoires, est imprévisible, c'est-à-dire qu'on est incapable de les décrire par une loi mathématique simple. Il faut faire appel à leurs propriétés statistiques pour les décrire. Si leurs propriétés statistiques sont invariantes dans le temps, on dit qu'ils sont stationnaires.

I-3 Transformée de Fourier

L'analyse spectrale de Fourier s'est montrée très prometteuse pendant de longues années pour le traitement des signaux, en particulier les signaux biomédicaux et acoustiques [1-6]. Cette technique produit un spectre moyenné dans le temps. Ceci convient principalement pour des signaux stationnaires.

I-3-1 Définition

La transformée de Fourier dans le domaine du traitement de signal, est une fonction permettant d'associer à un signal temporel, son spectre en fréquences. Le signal est représenté comme étant la somme des fonctions trigonométriques de toutes les fréquences qui forment son spectre.

La transformée de Fourier n'est donc rien d'autre qu'une opération qui transforme un signal $x(t)$ d'énergie finie en un spectre fréquentiel. Ainsi, si $x(t)$ est un signal d'énergie finie, sa transformée de Fourier est la fonction $X(f)$ donnée par la formule suivante [7,8]:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-2j\pi ft} dt \quad (I.1)$$

Son inverse peut être écrit comme suit :

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f)e^{2j\pi ft} df \quad (I.2)$$

La construction de Fourier permet donc de décomposer un signal sur une base de fonctions exponentielles non localisées dans le temps. Les deux équations de Fourier, directe et inverse, présentent la dualité existante entre la variable temps et la variable fréquence.

I-3-2 Quelques propriétés importantes

La transformée de Fourier possède plusieurs propriétés qui font d'elle un outil d'analyse très important dans le domaine du traitement de signal [8].

I-3-2-1 Linéarité

Si un signal $x(t)$ est une combinaison linéaire de signaux $x_i(t)$, le spectre correspondant $X(f)$ n'est rien d'autre qu'une combinaison linéaire des spectres $X_i(f)$, avec $X_i(f)$ est le spectre du signal $x_i(t)$:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n a_i \cdot x_i(t) \xrightarrow{TF} X(f) = \sum_{i=1}^n a_i \cdot X_i(f) \quad (I.3)$$

I-3-2-2 Changement d'échelle

Plus un signal "est large", plus son spectre "est étroit" :

$$x(at) \xrightarrow{TF} \frac{1}{|a|} X\left(\frac{f}{a}\right) \quad (I.4)$$

A la limite, lorsque a tend vers ∞ , $1/a$ tend vers 0 et le spectre tend donc vers une impulsion de Dirac.

I-3-2-3 Théorème du retard

Un décalage du signal temporel entraîne une rotation de phase du spectre :

$$x(t-a) \xrightarrow{TF} X(f) \cdot e^{-2j\pi fa} \quad (I.5)$$

I-3-2-4 Modulation

Une modulation du signal temporel entraîne un décalage en fréquence du spectre :

$$x(t).e^{2j\pi f_0 t} \xleftrightarrow{TF} X(f - f_0) \quad (I.6)$$

I-3-2-5 Théorème de Plancherel

La transformation de Fourier transforme le produit de convolution en produit simple et le produit en produit de convolution :

$$\begin{aligned} x_1(t) * x_2(t) &\xleftrightarrow{TF} X_1(f).X_2(f) \\ x_1(t).x_2(t) &\xleftrightarrow{TF} X_1(f) * X_2(f) \end{aligned} \quad (I.7)$$

I-3-3 Fréquence instantanée

Une autre façon de décrire un signal à la fois en temps et en fréquence est de considérer la fréquence instantanée. Afin d'introduire une telle notion, il faut définir d'abord la notion de signal analytique.

La transformée de Fourier d'un signal réel à temps continu ou discret présente une symétrie hermitienne :

$$X(f) = X^*(-f) \quad (I.8)$$

C'est une condition nécessaire et suffisante.

Les fréquences négatives n'apportent donc aucune information complémentaire sur le signal.

Le signal obtenu par élimination de ces fréquences négatives est appelé signal analytique.

Cette notion du signal analytique a été proposée par Ville en 1948 dans le but de définir la fréquence instantanée [9].

Le signal analytique est obtenu en ajoutant au signal $x(t)$ à analyser j fois sa transformée de Hilbert [10] :

$$x_a(t) = x(t) + j.H\{x(t)\} \quad (I.9)$$

Avec :

$$H\{x(t)\} = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{2\pi T} \int_{-T}^{+T} \frac{x(u)}{t-u} du \quad (I.10)$$

A partir du signal analytique, il est alors possible de définir de manière unique les concepts d'amplitude instantanée et de fréquence instantanée respectivement par les équations suivantes [11,12]:

$$a(t) = |x_a(t)| \quad (I.11)$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d \arg(x_a(t))}{dt} (t) \quad (I.12)$$

I-3-4 Retard du groupe

La fréquence instantanée caractérise donc un comportement de la fréquence locale en fonction du temps. D'une manière duale, le comportement du temps local en fonction de la fréquence est décrit par le retard du groupe selon l'équation suivante :

$$t_x(f) = -\frac{1}{2\pi} \frac{d \arg X_a(f)}{df} \quad (\text{I.13})$$

I-4 Motivation de l'utilisation du temps-fréquence

I-4-1 Limite de la technique temporelle

La représentation temporelle est généralement la première, et la plus naturelle, description considérée d'un signal, étant donné que presque tous les signaux physiques sont obtenus par des récepteurs enregistrant les variations dans le temps. Malgré cet avantage, la technique temporelle présente l'inconvénient de ne fournir aucune information concernant la fréquence, qui symbolise l'information la plus pertinente du signal.

I-4-2 Limite de la technique fréquentielle

L'analyse de Fourier est un outil de base en traitement de signal, indispensable dans de nombreux domaines de la recherche, mais elle montre vite des limites justifiées dès lors que l'on sort du cadre rigoureux de sa définition : le domaine des signaux stationnaires d'énergie finie. Dans l'analyse de Fourier, tous les aspects temporels (début, fin, durée d'un événement), bien que présents dans la phase, deviennent illisibles dans le spectre.

I-4-3 Approche temps-fréquence

Pour surmonter les limites des méthodes monodimensionnelles, temporelle et fréquence, l'utilisation d'une représentation temps-fréquence est inévitable [13-23]. L'analyse temps-fréquence est adaptée aux signaux non-stationnaires [24]. Son but est la recherche de "l'inaccessible fréquence instantanée". Il est généralement admis que l'analyse temps-fréquence est née en 1945 avec les travaux de Gabor [25].

I-5 Techniques temps-fréquence

L'analyse fréquentielle basée sur la transformée de Fourier s'est montrée très prometteuse pendant plusieurs années dans le domaine du traitement de signal, en particulier pour analyser les signaux biomédicaux et acoustiques [1-6].

D'un point de vue pratique, cette technique permet de passer du domaine temporel au domaine fréquentiel.

Cette technique permet de fournir un spectre moyen dans le temps. Ceci convient spécialement pour les signaux stationnaires, c'est-à-dire, pour des signaux dont les propriétés statistiques sont invariantes dans le temps. Pour les signaux acoustiques, physiologiques et la majorité des signaux réels cette particularité est loin d'être réalisée, vu que le contenu spectral de ces signaux évolue en fonction du temps. Comme nous l'avons dit dans la section précédente, la transformée de Fourier n'est pas adaptée à l'analyse des signaux non-stationnaires dont le contenu fréquentiel varie au cours du temps, car elle projette le signal sur les ondes infinies, sinusoïdes, qui sont complètement délocalisées dans le temps.

Pour surpasser l'inconvénient de la technique spectrale basée sur la transformée Fourier plusieurs représentations temps-fréquence ont été proposées pour l'analyse des signaux non stationnaires.

Il semble donc naturel de penser à une représentation temps-fréquence dans le but de surmonter ces limitations. Cette représentation permet de décrire un signal comme une fonction conjointe du temps et de la fréquence. Une telle analyse peut constituer ainsi un outil majeur pour la compréhension de nombreux processus et phénomène, tels que les signaux acoustiques et biomédicaux.

Le succès acquis par l'utilisation des techniques temps-fréquence dans le domaine du traitement de signaux non stationnaires peut être expliqué par deux points vu, un qualitatif et un autre quantitatif.

Du point de vue qualitatif, les représentations obtenues par l'analyse temps-fréquence permettent de fournir des empreintes très figuratives de l'état et de la dynamique du signal au travers de son évolution fréquentielle. L'atout majeur dans ce contexte, c'est la simplicité d'interprétation des données dans le plan temps-fréquence.

L'autre intérêt des analyses conjointes en temps et en fréquence est orienté vers des considérations d'ordre plus quantitatif. La répartition de l'information concentrée dans le signal dans le plan temps-fréquence permet de mesurer différents aspects du comportement de ce dernier. La dépendance temporelle de cette analyse temps-fréquence permet l'estimation des valeurs instantanées de paramètres. Cette situation peut s'illustrer clairement dans le cas de la fréquence instantanée du signal.

Les techniques temps-fréquences se divisent en deux principales catégories : non paramétriques et paramétriques. Dans ce chapitre, nous proposons une étude se limitant uniquement aux techniques non paramétriques. Le choix s'est orienté vers ces techniques non paramétriques et non celles paramétriques, vu la complexité de ces dernières et le grand temps de calcul présenté par leurs algorithmes [26]. Les techniques temps-fréquence non

paramétriques présentent une bonne issue dans le traitement de signaux non stationnaires [13-23, 27-31]. Ces techniques peuvent être décomposées principalement en deux classes : la classe des décompositions atomiques et celle des distributions énergétiques.

I-5-1 Classe des décompositions atomiques

I-5-1-1 Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT)

I-5-1-1-1 Définition

Afin d'introduire la notion du temps dans la transformée de Fourier, la plus simple des solutions est la mise en place intuitivement de la transformée de Fourier à fenêtre glissante (TFFG) ou la transformée de Fourier à court terme (TFCT). Cette technique a été introduite dès 1945 par Gabor [25]. L'idée était de proposer une façon d'exprimer des modulations de fréquences dans un plan temps-fréquence, et ainsi présenter le temps comme étant un paramètre complémentaire de la fréquence. La TFCT peut être interprétée comme étant le résultat d'une multiplication successive ou répétée d'un signal $x(t)$ par une fenêtre courte localisée dans le temps (Gabor, Hamming, Blackman, ...) [32].

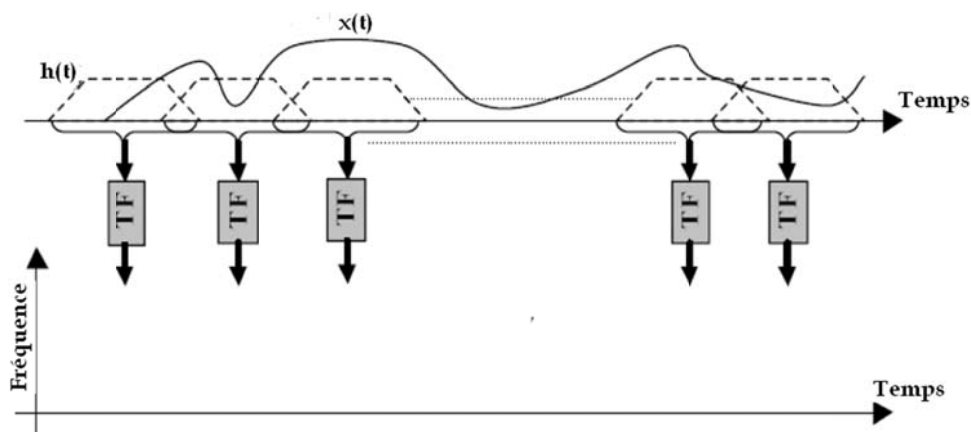


Fig I.5 Principe de calcul de la TFCT

Analytiquement, la TFCT peut être exprimée par la relation suivante :

$$TFCT(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) h_{t,f}^*(\tau) d\tau = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) h^*(\tau - t) e^{-2j\pi f\tau} d\tau \quad (I.14)$$

Avec : $h(t)$ représente la fenêtre d'analyse nécessitant la validité de l'hypothèse de stationnarité locale. La figure I.5 illustre le principe de calcul de la TFCT.

L'action de cette fenêtre réside dans la localisation du spectre local résultant en fonction du temps, ensuite la fenêtre d'analyse est décalée sur toute la durée d'existence du signal $x(t)$ afin de déterminer le spectre local à chaque moment.

La TFCT présente une même résolution temporelle et fréquentielle pour toutes les composantes spectrales, vu que la largeur de la fenêtre $h(t)$ reste constante durant toute l'analyse. Pour des raisons pratiques, il est préférable de calculer plusieurs TFCT avec différentes largeurs de la fenêtre afin d'aboutir à une représentation avec une résolution en temps et en fréquences adéquate.

En pratique, La TFCT est remplacée par celle de son module carré, appelé Spectrogramme. Le Spectrogramme permet d'assurer toujours des valeurs réelles et positives ou nulles lorsque la TFCT présente des valeurs complexes. Le Spectrogramme est donc une distribution énergétique réelle appartenant à l'ensemble des distributions de la classe de Cohen [33]. A l'inverse du Spectrogramme, la TFCT ne fait pas partie de cette classe, à cause de sa nature complexe. Le Spectrogramme est défini par la relation suivante [33-39] :

$$SP(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) h^*(\tau - t) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2 \quad (\text{I.15})$$

I-5-1-1-2 Quelques propriétés

- *Energie totale :*

L'énergie totale du signal peut être obtenue par une intégration sur tous les supports temporel et fréquentiel, selon l'équation suivante :

$$E_{SP} = \iint SP(t, f) dt df \quad (\text{I.16})$$

Pour avoir une conservation d'énergie, par l'application du Spectrogramme, il faudra que la fenêtre d'analyse ait une énergie unitaire $\int |h(t)|^2 dt = 1$.

- *Les marginales en temps et en fréquence :*

La marginale en temps est obtenue par une intégration de la fonction Spectrogramme sur tout l'axe fréquentiel :

$$P(t) = \int SP(t, f) df \quad (\text{I.17})$$

De la même façon, on définit la marginale en fréquence :

$$P(f) = \int SP(t, f) dt \quad (\text{I.18})$$

- *Invariance du Spectrogramme :*

La propriété d'invariance par translation temporelle et fréquentielle est définie comme suit :

$$\dot{x}(t) = x(t - t_0) e^{-j2\pi f_0 t} \Rightarrow SP_x(t, f) = SP_x(t - t_0, f - f_0) \quad (\text{I.19})$$

I-5-1-1-3 Résolution dans le plan temps-fréquence

Le coefficient TFCT_x(t,f) ne décrit pas le contenu du signal strictement à l'instant t et à la fréquence f, dans la mesure où pour évaluer le contenu spectral à cet instant, il faut nécessairement observer le signal sur un horizon non nul autour de cet instant. L'atome d'analyse h_{t,f} (avec h_{t,f}(t')=h(t'-t)e^{i2πft'}) est ainsi caractérisé par ses extensions conjointes temporelle Δt et fréquentielle Δf [25,33,38], celles-ci étant définies pour une fonction h d'énergie unité et centrée à l'origine, par :

$$\begin{cases} \Delta t_h^2 = \int t^2 |h(t)|^2 dt \\ \Delta f_h^2 = \int f^2 |H(f)|^2 df \end{cases} \quad (I.20)$$

L'atome d'analyse mélange donc l'information contenue dans le signal entre les instants t±Δt/2 et dans la bande de fréquence f±Δf/2. Le principe d'incertitude d'Heisenberg-Gabor traduit le fait que la localisation idéale temps-fréquence (Δt=0, Δf=0) est impossible et que la résolution conjointe temps-fréquence est bornée inférieurement :

$$\Delta t_{h,f} \Delta f_{h,f} \geq \frac{1}{4\pi} \quad (I.21)$$

Les résolutions temporelle Δt_{h,f} et fréquentielle Δf_{h,f} ne sont pas modifiées par l'action des opérateurs de translation en t et en f :

$$\Delta t_{h,f} = \Delta t; \Delta f_{h,f} = \Delta f \quad (I.22)$$

Il est alors naturel de représenter, dans le plan temps-fréquence des pavés élémentaires ΔtΔf de taille et de forme constantes quelle que soit la fréquence analysée (figure I.6).

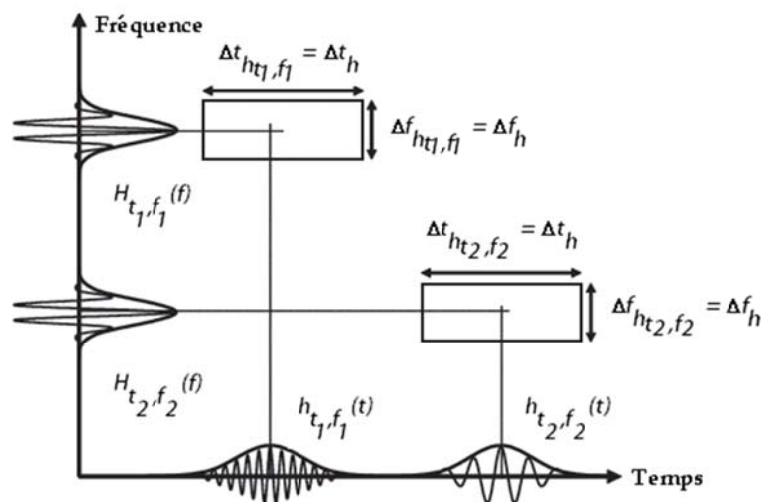


Fig I.6 Pavage temps-fréquence associé à la TFCT

On obtient une égalité pour l'équation I.21 dans le cas des atomes de Gabor. En 1946, Gabor a proposé une représentation bidimensionnelle temps-fréquence, obtenue par une décomposition du signal $x(t)$ sur un ensemble de fonctions élémentaires qui occupent la même surface minimale dans le plan temps-fréquence [25,33,38,40]. Il a proposé une surface qui minimise l'inégalité d'Heisenberg-Gabor, par conséquent, les fonctions élémentaires sont données par la fonction de Gauss :

$$h(t) = \left(\frac{\alpha}{\pi}\right)^{\frac{1}{4}} \exp\left(-\frac{\alpha}{2}t^2\right) \quad (\text{I.23})$$

Dans ce cas, le principe d'incertitude s'écrit :

$$\Delta t \Delta f = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \frac{\sqrt{\alpha}}{4\pi} = \frac{1}{4\pi} \quad (\text{I.24})$$

Donc une localisation exacte conjointe en temps et en fréquences est impossible, il y a toujours un compromis entre la variable temps et la variable fréquence.

I-5-1-2 Transformée en Ondelettes

I-5-1-2-1 Définition

Le mot ondelette peut être employé pour définir plusieurs sujets. Il a été abordé dans les années 1980 avec les travaux de l'ingénieur J. Morlet et son équipe en définissant la Transformée en Ondelettes Continue (TOC) en utilisant une ondelette spécifique portant son nom [41-43]. Ces travaux ont montré que les outils et méthodes classiques d'analyse de Fourier étaient inadaptés pour le cas des signaux sismiques, qui ont été le sujet de leurs travaux, ainsi que ceux issus de transformée de Fourier à court terme et de la transformée de Gabor. Ces dernières techniques, à leurs parts, étaient inadéquates car ils n'assuraient pas une résolution suffisante pour ce type de signaux.

La TOC et la TFCT présentent certaines similitudes, puisqu'elle permet de fournir une représentation bidimensionnelle redondante pour mettre en évidence les caractéristiques oscillatoires locales du signal.

I-5-1-2-2 Transformée en Ondelettes Continue (TOC)

La philosophie de base de la transformée en ondelettes est que n'importe quel signal ou série temporelle peut être décomposée en une série de dilatations et compressions d'une ondelette mère notée $\psi(t)$. L'avantage de cette approche est que les hautes fréquences peuvent être localisées sur un plus petit intervalle de temps que les basses fréquences.

Les éléments de base de la transformée en ondelettes sont des fonctions localisées en temps autour d'un paramètre b et oscillant à une fréquence $f=1/a$. Elles sont générées par translation b et dilatation a à partir d'une seule fonction, l'ondelette mère $\psi(t)$, de moyenne nulle, est donnée par [38,44,45] :

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (I.25)$$

La figure I.7 montre que :

Si $a < 1$, nous avons une contraction de l'ondelette. Elle s'adapte alors aux discontinuités du signal (phénomènes de petites tailles) et donc aux hautes fréquences.

Si $a > 1$, nous avons une dilatation de l'ondelette. Elle analyse les basses fréquences.

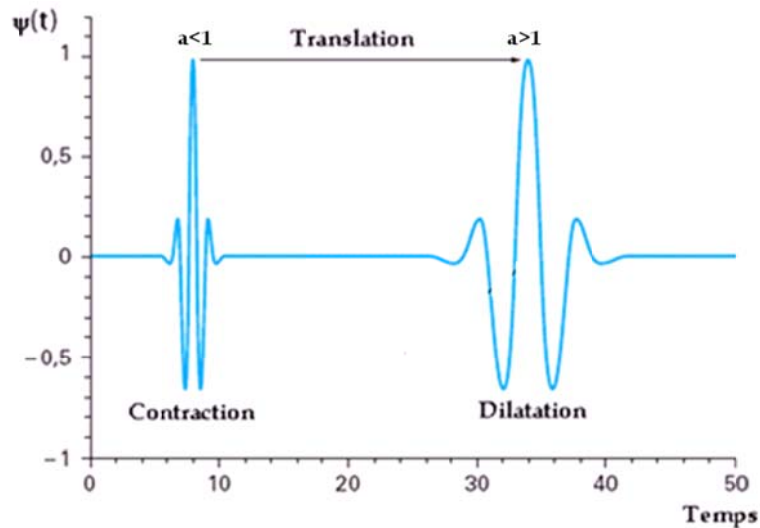


Fig I.7 Translation et changement de taille de l'ondelette mère

La TOC d'un signal $x(t)$ est donnée par la relation suivante [38,44,45] :

$$TOC(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (I.26)$$

Avec $\psi^*(t)$ représente le complexe conjugué de l'ondelette mère $\psi(t)$.

Toute fois l'ondelette mère $\psi(t)$ doit réaliser certaines restrictions pour accomplir l'analyse par ondelettes [38,44,45].

Ces conditions d'admissibilité sont :

- $\psi(t)$ doit être absolue et de carré intégrable :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 \frac{dt}{|t|} \quad (I.27)$$

- $\hat{\psi}(f)$ doit être réelle, avec $\hat{\psi}(f)$ représente la transformée de Fourier de $\psi(t)$.
- $\hat{\psi}(f)$ doit être minimale autour de $f=0$.

En réalisant les conditions ci-dessus, on peut garantir que l'ondelette mère ait une énergie finie et est à bande limitée.

La figure I.8 représente une comparaison entre les pavages générés par la transformée de Fourier (Fig I.8a), la transformée de Gabor (Fig I.8b) ainsi que la transformée d'ondelettes (Fig I.8c).

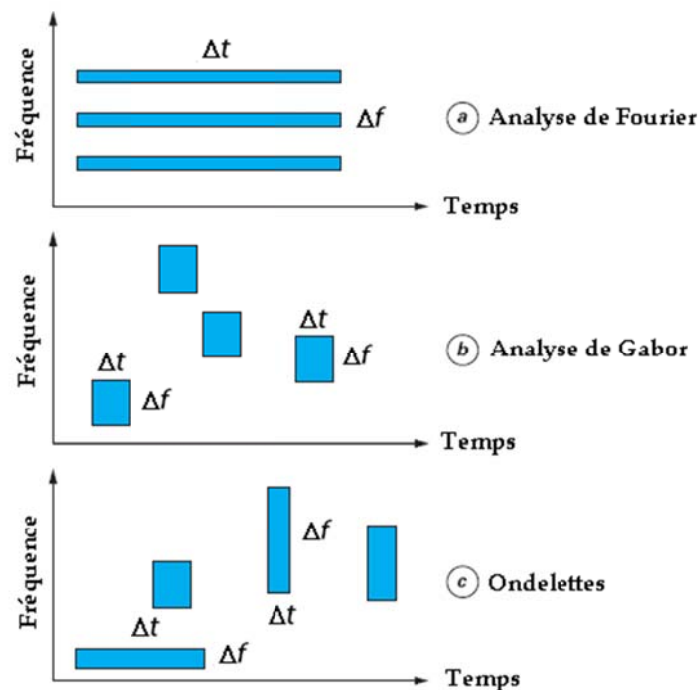


Fig I.8 Comparaison entre les différentes décompositions

I-5-2 Classe des distributions énergétiques

L. Cohen a proposé en 1966 dans une synthèse une définition générale pour les représentations conjointes [35]. Cette représentation est basée sur une formulation mathématique intégrale avec une fonction de paramétrisation $f(,)$ comme noyau. Elle englobe notamment le Spectrogramme (présenté dans la section I-5-1, comme le carré de la TFCT), la distribution de Wigner-Ville [38], et toutes les représentations énergétiques (dites de la classe de Cohen). Cette définition était au départ destinée à la mécanique quantique, mais elle a été réintroduite au début des années 80 par B. Escudié et J. Gréa [46] et T.A.C.M. Claasen et W.F.G. Mecklenbrauker [47] pour le cas particulier du temps-fréquence.

Les représentations temps-fréquence permettent de décomposer un signal sur des composants élémentaires (les atomes), en revanche, les distributions énergétique ont le but de distribuer

l'énergie du signal sur les deux variables de description: la variable temps et la variable fréquence.

Le point de départ est que, puisque l'énergie d'un signal $x(t)$ peut être déduite du module au carré soit du signal ou de sa transformée de Fourier [34,38,48-50] :

$$E_x = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{+\infty} |X(f)|^2 df \quad (I.28)$$

On peut donc interpréter $|x(t)|^2$ et $|X(f)|^2$ comme étant des densités d'énergies, respectivement en temps et en fréquence. Il est alors tout à fait naturel de chercher une densité d'énergie conjointe en temps et en fréquence $\rho_x(t,f)$ tel que :

$$E_x = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \rho_x(t, f) dt df \quad (I.29)$$

qui est une situation intermédiaire entre celles qui sont décrites par l'équation (I.28). Comme l'énergie est une fonction quadratique du signal, les distributions temps-fréquence énergétiques seront en général des représentations quadratiques.

Deux autres propriétés que la densité d'énergie doit satisfaire sont les propriétés marginales suivantes:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \rho_x(t, f) dt = |X(f)|^2 \quad (I.30)$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \rho_x(t, f) df = |x(t)|^2 \quad (I.31)$$

Les relations (I.30) et (I.31) signifient que si l'on intègre la densité d'énergie temps-fréquence le long d'une variable, on obtient la densité d'énergie correspondant à l'autre variable.

Comme il y a beaucoup plus d'une distribution qui satisfaisait les propriétés (I.29), (I.30) et (I.31), on peut imposer des contraintes supplémentaires sur ρ_x pour que cette distribution satisfasse autres propriétés souhaitables. Parmi ceux-ci, le principe de covariance est d'une importance fondamentale.

L'une des premières propriétés que les distributions temps-fréquence doivent respecter, est le principe de covariance, tel que l'effet d'une transformation puisse indifféremment s'obtenir sur la représentation ou le signal dont elle est issue. Ainsi, si l'on désigne par T une transformation quelconque et si l'on désigne la distribution temps-fréquence appliquée à un signal x, imposer un principe de covariance relativement à T est équivalent à demander que le diagramme suivant soit commutatif [51].

$$\begin{array}{ccc}
x & \longrightarrow & \rho_x \\
\downarrow & & \downarrow \\
Tx & \longrightarrow & \rho_{Tx} = T' \rho_x
\end{array} \quad (I.32)$$

La classe la plus importante des distributions énergétiques est connue sous le nom de la classe de Cohen. Elle représente la classe des distributions d'énergie temps-fréquence covariantes par translation en temps et en fréquence [34].

Le Spectrogramme, que nous avons examiné dans la partie des distributions atomiques comme étant le module carré de la TFCT, est un élément de la classe de Cohen depuis qu'elle est quadratique, covariant en temps et en fréquence et préserve l'énergie (équation I.29).

Toutefois, prendre le module au carré d'une décomposition atomique n'est qu'une possibilité restrictive pour définir une représentation quadratique et cette définition présente l'inconvénient de ne pas satisfaire les propriétés marginales données par les équations I.30 et I.31.

I-5-2-1 Distribution de Wigner-Ville

I-5-2-1-1 Définition

Une distribution temps-fréquence énergétique qui est particulièrement intéressante et aussi l'une des premières distributions de la classe de Cohen, c'est la distribution de Wigner-Ville (WV) définie par la relation suivante [33,38]:

$$WV_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j\pi f \tau} d\tau \quad (I.33)$$

ou de façon équivalente avec l'équation suivante :

$$WV_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} X\left(f + \frac{\xi}{2}\right) X^*\left(f - \frac{\xi}{2}\right) e^{-j\pi \xi t} d\xi \quad (I.34)$$

Cette distribution répond à un grand nombre de propriétés mathématiques souhaitables. En particulier, la distribution de Wigner-Ville est toujours à valeurs réelles, elle conserve les changements en temps et en fréquence et satisfait les propriétés marginales.

I-5-2-1-2 Propriétés

Cette sous-section présente les principales propriétés de la distribution de Wigner-Ville [38] :

a- La conservation d'énergie : en intégrant la distribution de Wigner-Ville du signal $x(t)$ sur tout le plan temps fréquence, on obtient l'énergie de $x(t)$:

$$E_x = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} WV_x(t, f) dt df \quad (I.35)$$

b- Les propriétés marginales : la densité spectrale d'énergie et de la puissance instantanée peuvent être obtenue comme étant des distributions marginales de WV_x :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} WV_x(t, f) dt = |X(f)|^2 \quad (I.36)$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} WV_x(t, f) df = |x(t)|^2 \quad (I.37)$$

c- Valeurs réelles :

$$WV_x \in \mathfrak{R}, \forall t, f \quad (I.38)$$

d- Covariance de translation : la distribution de Wigner-Ville est covariante en temps et en fréquence :

$$y(t) = x(t - t_0) \Rightarrow WV_y(t, f) = WV_x(t - t_0, f) \quad (I.39)$$

$$y(t) = x(t) e^{j2\pi f_0 t} \Rightarrow WV_y(t, f) = WV_x(t, f - f_0) \quad (I.40)$$

e- Covariance de dilatation :

$$y(t) = \sqrt{k} x(kt), k > 0 \Rightarrow WV_y(t, f) = WV_x\left(kt, \frac{f}{k}\right) \quad (I.41)$$

f- Compatibilité avec filtrage : il traduit le fait que, si un signal y est le résultat de la convolution de x et h (c'est-à-dire la sortie du filtre dont l'entrée est h et x), la distribution de Wigner-Ville de y est la convolution temporelle entre la WV de h et la WV de x :

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t-s)x(s)ds \Rightarrow WV_y(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} WV_h(t-s, f)WV_x(s, f)ds \quad (I.42)$$

g- Compatibilité avec modulation : c'est la propriété duale de la précédente: si y est la modulation de x par une fonction m , la distribution de WV de y est la convolution fréquentielle entre la WV de x et la WV de m :

$$y(t) = m(t)x(t) \Rightarrow WV_y(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} WV_m(t, f - \xi)WV_x(t, \xi)d\xi \quad (I.43)$$

h- Conservation du support du signal temporel et fréquentiel : si un signal a un support compact dans le temps (respectivement en fréquence), alors sa distribution de WV a également le même support compact dans le temps (respectivement en fréquence):

$$x(t) = 0, |t| > T \Rightarrow WV_x(t, f) = 0, |t| > T \quad (I.44)$$

$$X(f) = 0, |f| > B \Rightarrow WV_x(t, f) = 0, |f| > B \quad (I.45)$$

i- Unitarité : la propriété d'unitarité exprime la conservation du produit scalaire du domaine temporel au domaine temps-fréquence (en dehors du module au carré):

$$\left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)y^*(t)dt \right|^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} WV_x(t, f)WV_y^*(t, f)dtdf \quad (I.46)$$

Cette formule est également connue comme la formule de Moyal.

j- Fréquence instantanée : la fréquence instantanée d'un signal x peut être déduite à partir de la distribution de WV comme son moment de premier ordre de la fréquence :

$$f_x(t) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fWV_{x_a}(t, f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} WV_{x_a}(t, f)df} \quad (I.47)$$

Avec x_a est le signal analytique associé au signal x.

k- Retard de groupe : d'une manière duale, le retard de groupe de x peut être obtenu comme le moment du premier ordre dans le temps de son distribution de WV :

$$t_x(f) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} tWV_{x_a}(t, f)dt}{\int_{-\infty}^{+\infty} WV_{x_a}(t, f)dt} \quad (I.48)$$

l- Localisation parfaite sur signaux chirps :

$$x(t) = e^{j2\pi f_x(t)t} \text{ avec : } f_x(t) = f_0 + 2\beta t \Rightarrow WV_x(t, f) = \delta(f - (f_0 + \beta t)) \quad (I.49)$$

I-5-2-1-3 Limitations de la distribution de Wigner-Ville

Comme la distribution de WV est une fonction bilinéaire du signal x, le principe de superposition quadratique s'applique suivant l'équation (I.50). Cette équation montre que la transformée de Wigner-Ville de deux signaux ne se réduit pas à la somme des distributions individuelles de ces signaux [33,38]:

$$WV_{x+y}(t, f) = WV_x(t, f) + WV_y(t, f) + 2\Re\{WV_{x,y}(t, f)\} \quad (I.50)$$

Avec :

$$WV_{x,y}(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)y^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (I.51)$$

L'équation (I.51) présente ainsi les termes d'interaction ou interférences entre les deux signaux, et ceci peut être facilement généralisé à N composantes.

Les termes d'interférence de la distribution de WV seront non nulle indépendamment de la distance temps-fréquence entre les deux termes de signaux. Ces termes d'interférence sont gênants car ils peuvent se chevaucher avec les composantes principales du signal et rendre ainsi l'interprétation visuelle de l'image de la distribution de WV très difficile.

Cependant, pour satisfaire le nombre de propriétés satisfaites par la distribution de WV (propriétés marginales, la fréquence instantanée et retard de groupe, localisation, unitarité, ...), on doit faire face au problème d'interférence.

En fait, il y a un compromis entre la quantité d'interférences et le nombre de bonnes propriétés satisfaites.

I-5-2-1-4 Variantes de la distribution de Wigner-Ville

a- Pseudo Wigner-Ville

La définition proposée par l'équation (I.33) nécessite la connaissance de la quantité :

$$q_x(t, \tau) = x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \quad (\text{I.52})$$

À partir de $\tau = -\infty$ jusqu'à $\tau = +\infty$, ce qui peut être un problème dans la pratique. C'est pourquoi nous avons souvent tendance à remplacer $q_x(t, f)$ dans l'équation (I.33) par une version fenêtrée, conduisant à la relation suivante [14,17] :

$$PWV_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau)x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (\text{I.53})$$

Cette distribution est appelée la distribution de Pseudo Wigner-Ville (PWV), avec $h(t)$ est une fenêtre régulière. Cette opération de fenêtrage est équivalente à un lissage de la fréquence à partir de la distribution de WV :

$$PWV_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} H(f - \xi)WV_x(t, \xi)d\xi \quad (\text{I.54})$$

avec $H(f)$ est la transformée de Fourier de $h(t)$.

Ainsi, en raison de leur nature oscillante, les interférences seront atténuées dans la distribution PWV par rapport à la distribution de WV. Cependant, l'avantage d'augmenter la lisibilité de l'image temps-fréquence produite par la distribution de PWV produit une conséquence. Cette conséquence est que de nombreuses propriétés de la distribution de WV sont perdues: les propriétés marginales, l'unitarité, ainsi que la conservation du support fréquentiel. Les largeurs de fréquence des auto-termes sont augmentées par cette opération. La largeur des termes fréquentiels principales est aussi augmentée par cette opération.

b- Pseudo Wigner-Ville lissée :

Pour réduire les interférences de nature oscillantes produite par l'analyse d'un signal $x(t)$ par la distribution de Wigner-Ville, il est judicieux d'effectuer un lissage séparable en temps et fréquence contrôlé par deux fenêtres indépendantes temporelle h et fréquentielle g . La solution fenêtrée de la distribution de Wigner-Ville a été proposée [52] pour tenter de résoudre ce problème d'interférences. Cette distribution est appelée Pseudo Wigner-Ville Lissée (PWVL), définie par l'équation suivante [33,38] :

$$PWVL_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau) \int_{-\infty}^{+\infty} g(s-t) x(s + \frac{\tau}{2}) x^*(s - \frac{\tau}{2}) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (I.55)$$

Cependant, les fenêtres d'analyse doivent être adaptées au type de signal analysé car cette technique a le défaut d'élargir les traces utiles temps-fréquence du signal (obtenues par exemple par Wigner-Ville) du fait du lissage temporel et fréquentiel. Ainsi, il n'est pas rare de devoir modifier à plusieurs reprises les paramètres de contrôle des fenêtres avant d'obtenir un résultat correct. Ainsi, en résolvant en partie le problème des interférences, la transformée de Pseudo Wigner-Ville Lissée se rapproche du Spectrogramme de puissance. La précision est donc moindre et le compromis temps-fréquence réapparaît, même si il est possible de dissocier la précision en temps et en fréquence grâce aux fenêtres d'ajustement $h(\tau)$ et $g(s-t)$.

I-5-2-2 Distribution de Choi-Williams

La distribution de Choi-Williams $CW(t,f)$ présente une étape importante dans le domaine de l'analyse temps-fréquence puisqu'elle a ouvert la voie à l'optimisation de la résolution avec une réduction des termes d'interférences [53]. Cette distribution a été introduite dans le but de réduire les interférences intervenant dans la lecture des distributions temps-fréquence. La distribution de Choi-Williams est définie par la relation suivante [34]:

$$CW_x(t, f) = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\sigma}{|\tau|} e^{\frac{-2\sigma^2(s-t)^2}{\tau^2}} x(s + \frac{\tau}{2}) x^*(s - \frac{\tau}{2}) e^{-j2\pi f\tau} ds d\tau \quad (I.56)$$

avec σ est un paramètre de contrôle de la fenêtre de lissage, sa valeur en pratique varie entre 1 et 80.

Cette distribution satisfait les marginales et elle garantit même l'accès à la fréquence instantanée et au retard de groupe, en somme elle permet de satisfaire les propriétés fournies par les équations I.35 à I.41, I.47 et I.48. Si le paramètre σ tend vers l'infini, la distribution tend vers la distribution de Wigner-Ville. Dans les autres cas, cette distribution a pour but la

réduction des termes d'interférences entre composantes constituant le principal inconvénient de la technique temps-fréquence de Wigner-Ville.

I-5-2-3 Distribution de Born-Jordan

Si on impose à la distribution de Choi-Williams la préservation des supports temporel et fréquentiel, le choix simple aboutit à la définition de la distribution de Born-Jordan (BJ) qui prend la forme suivante [33,35,38]:

$$BJ_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{|\tau|} \int_{t-\frac{|\tau|}{2}}^{t+\frac{|\tau|}{2}} x\left(s + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(s - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi f\tau} ds d\tau \quad (I.57)$$

Cette distribution permet de vérifier les propriétés données par les équations I.35 à I.41, I.44, I.45, I.47 et I.48. Cette distribution présente aussi la particularité de réduire considérablement le taux des termes d'interférences, comme celle de Choi-Williams.

I-5-2-4 Distribution de Bessel

La distribution de Bessel (DB) basée sur la fonction du Bessel du premier ordre pour un signal $x(t)$ est définie par la relation suivante [54,55] :

$$DB_x(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau) R_x(t, \tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (I.58)$$

Avec :

$$R_x(t, \tau) = \int_{t-|\tau|}^{t+|\tau|} \frac{2g(s)}{\pi|\tau|} \sqrt{1 - \left(\frac{s-t}{\tau}\right)^2} x\left(s + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(s - \frac{\tau}{2}\right) ds \quad (I.59)$$

Avec $h(\tau)$ et $g(s)$ représentent des fenêtres de lissages en temps et en fréquences respectivement.

La distribution de Bessel est une distribution à valeur réelle et elle conserve les propriétés de translation temporelle et fréquentielle. Nous avons aussi la satisfaction des propriétés marginales pour la distribution Bessel du premier ordre. Cette technique a été introduite comme étant une technique de réduction des termes d'interférences en se basant sur la fonction de Bessel du premier ordre afin de surmonter le principale inconvénient des distributions quadratiques tel la technique temps-fréquence de Wigner-Ville.

I-6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté plusieurs notions de bases du traitement de signal ainsi que les principales techniques monodimensionnelles, temporelle et fréquentielle, et leurs limites lors de l'analyse des signaux non stationnaires. Ce chapitre a proposé la représentation de l'approche temps-fréquence qui permet de surpasser les inconvénients des techniques temporelle et fréquentielle. Cet outil diffère des techniques traditionnelles par la manière de localiser les informations dans un plan temps-fréquence, ce qui le rend particulièrement adapté à l'analyse de signaux non stationnaires. Ce chapitre a aussi permis de mettre en évidence les deux principales catégories des techniques temps-fréquence non paramétriques, les décompositions atomiques et les distributions quadratiques. Dans chaque catégorie, différentes techniques temps-fréquence non paramétriques ont été définies en citant les plus importantes propriétés de chaque technique, raison de choix pour faire l'objet de l'analyse des signaux acoustiques (chapitre III) et biomédicaux (chapitre IV).

Références

- [1] O. Govrin, D. Sadeh, S. Akselrod, and S. Abboud, "Cross correlation technique for arrhythmia detection using PR and PP intervals", *Comp. Biomed. Res.*, Vol. 18, pp. 37-45, 1985.
- [2] D. Thomson, "Spectrum Analysis and Harmonic Analysis", *Proc. IEEE*, Vol. 70, No. 9, pp. 1055-1096, 1982.
- [3] N. Marinovic and G. Eichmann, "Feature extraction and pattern classification in space-spatial frequency domain", In : P. of SPIE, Ed., *SPIE Intelligent Robots and Computer Vision*, pp. 19-25, Septembre 1985.
- [4] S. Abboud, I. Bruderman, and D. Sadeh, "Frequency and time domain analysis of air flow breath patterns in patients with COAD", *Comp. Biomed. Res.*, Vol. 19, pp. 266-275, 1986.
- [5] L. White and B. Boashash, "Cross Spectral Analysis of Nonstationary Processes", *IEEE Trans. Inf. Theory*, Vol. 36, No. 4, pp. 830-835, Juillet 1990.
- [6] I. Gath, C. Feuerstein, D. Pham, and G. Rondouin, "On the Tracking of Rapid Dynamic Changes in Seizure EEG", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 39, No. 9, pp. 952-958, Septembre 1992.
- [7] J. Max, J.L. Lacoume, "Méthodes et techniques de traitement du signal", Paris, Dunod, 2004.
- [8] R. Bracewell, "The Fourier transform and its applications", McGraw-Hill Companies, February 1986.
- [9] J. Ville, "Théorie et applications de la notion de signal analytique. Câbles et transmissions", 1, pp. 61–74, 1948.
- [10] A. Rihaczek, and E. Hilbert Bedrosian, "transforms and the complex representation of real signals", *Proceedings of the IEEE*, 54(3), pp. 434–435, 1966.
- [11] P. Flandrin, "Temps-fréquence", Hermès, 1993.
- [12] L. Cohen, and C. Lee, "Instantaneous frequency and time-frequency distributions", *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, pp. 1231–1234, 1989.
- [13] R. Latif, E. H. Aassif, G. Maze, A. Moudden, B. Faiz, "Determination of the group and phase velocities from time-frequency representation of Wigner-Ville", *Journal of Non Destructive Testing & Evaluation International*, Vol. 32, 7, 415-422, 1999.
- [14] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, D. Decultot, B. Faiz, G. Maze, "Determination of the cut-off frequency of an acoustic circumferential wave using a time-frequency analysis", *NDT&E International* 33, 373-376, 2000.

- [15] R. Latif, E. H. Aassif, G. Maze, D. Decultot, A. Moudden, B. Faiz, "Analysis of the circumferential acoustic waves backscattered by a tube using the time-frequency representation of Wigner-Ville ", *Journal of Measurement Science and Technology*, Vol. 11, 1, pp. 83-88, 2000.
- [16] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, B. Faiz, "High resolution time-frequency analysis of an acoustic signal backscattered by a cylindrical shell using a Modified Wigner-Ville representation", *Meas. Sci. Technol.* 14, pp. 1063-1067, 2003.
- [17] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, B. Faiz, G. Maze, "The experimental signal of a multilayer structure analysis by the time-frequency and spectral methods", *NDT&E International*, Vol. 39, Issue 5, pp. 349-355, 2006.
- [18] R. Latif, M. Laaboubi, E. Aassif, G. Maze, "Détermination de l'épaisseur d'un tube élastique à partir de l'analyse tempsfréquence de Wigner-Ville", *Journal Acta-Acustica*, Vol 95, Number 5, pp 843-848, (2009).
- [19] M. Laaboubi, E. Aassif, R. Latif, A. Dliou, G. Maze, D. Décultot, "Application of the reassignment time–frequency method on an acoustic signals backscattered by an air-filled circular cylindrical shell immersed in water", *Aerospace Science and Technology*, In-Press, 2012.
- [20] R. Latif, M. Laaboubi, A. Dliou, "Acoustic experimental signal analysis using an adaptive neuro-fuzzy inference system and different time-frequency techniques". *International Review on Computers and Software (IRECOS)*, In-Press, 2012.
- [21] M. Laaboubi, A. Dliou, E. Aassif, R. Latif, G. Maze, A. Moudden, " Spectrogram analysis of single-mode circumferential waves propagating around the circular cylindrical shell immersed in water", *Canadian Acoustics Journal*, Vol. 40 No. 4, pp 13-20, 2012.
- [22] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Abnormal ECG signals analysis using non parametric time-frequency techniques", *The Arabian Journal for Science and Engineering Journal*, In-Press, 2013.
- [23] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Arrhythmia ECG signal analysis using non parametric time-frequency techniques", *International Journal of Computer Applications*, Volume 41– No.4, pp 25-30, 2012.
- [24] L. Cohen, "Time-frequency distributions-a review", *Proceedings of the IEEE*, 77(7) : 941–981, 1989.
- [25] D. Gabor, et al., "Theory of communication", *J. IEE*, 93 :429–457, 1946.

- [26] S. Seedahmed Mahmoud, Z. M. Hussain, I. Cosic, Q. Fang, "Time-frequency analysis of normal and abnormal biological signals", *Biomedical Signal Processing and Control* 1, pp 33–43, 2006.
- [27] Z.M. Hussain, B. Boashash, "IF estimation for multicomponent signals, in: *Time-Frequency Signal Analysis and Processing*": A Comprehensive Reference, Elsevier, Oxford, UK, 2003, pp. 437–445.
- [28] EL. Aassif, "Application de la représentation temps-fréquence Wigner-Ville aux signaux acoustiques diffusés par des cibles évolutives", Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr, (1997).
- [29] R. Latif, "Analyse de la dispersion des ondes acoustiques rétrodiffusées par une plaque ou un tube immergés à partir d'une image temps-fréquence", Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr (2000).
- [30] R. Latif, M. Laaboubi, E.H. Aassif, G. Maze, Dispersion analysis of acoustics circumferential waves using time–frequency representation, in: *Vibration and Structural Acoustics Analysis, Current Research and Related Technologies*, Springer, 2011, pp. 183–205 (Chapter 8).
- [31] M. Laboubi, "Contribution à l'analyse des signaux acoustiques rétrodiffusés par des tubes élastiques par les méthodes de représentation temps-fréquence", Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr (2011).
- [32] M. Portnoff, "Time-frequency representation of digital signals and systems based on short-time Fourier analysis". *IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. ASSP-28, No. 1, 1980.
- [33] L. Cohen, "Time-frequency analysis", Prentice Hall PTR Englewood Cliffs, NJ, (1995).
- [34] L. Cohen and C. Lee, "Instantaneous frequency and time-frequency distributions", *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, pp. 1231–1234, (1989).
- [35] L. Cohen, "Generalized phase-space distribution functions", *Journal of Mathematical Physics*, 7 : 781, (1966).
- [36] R. G. Baraniuk and D. L. Jones, "A radially Gaussian, signal dependent time-frequency representation", *Signal Processing*, vol. 32, pp. 263-284, (1993).
- [37] L. Cohen, and Posch, T. "Positive time-frequency distribution functions", *Acoustics, Speech, and Signal Processing* [see also *IEEE Transactions on Signal Processing*], *IEEE Transactions on*, 33(1), pp. 31–38, (1985).
- [38] P. Flandrin, "Temps-fréquence. Hermès", (1993).

- [39] M. BASSEVILLE, N. MARTIN, P. FLANDRIN, "signaux non stationnaires analyse temps-fréquence et segmentation", traitement du signal, volume 9, supplément au n°1, (1992).
- [40] S. Qian, D. Chen, "Joint Time-Frequency Analysis", Prentice Hall, New Jersey, 1998
- [41] J. Morlet, G. Arens, E. Fourceau, and D. Giard, "Wave propagation and sampling theory 1. complex signal and scattering in multilayered media". Geophysics, Vol. 47, No. 2, pp. 203-221, 1982.
- [42] J. Morlet, G. Arens, E. Fourceau, and D. Giard, "Wave propagation and sampling theory 2. sampling theory and complex waves". Geophysics, Vol. 47, No. 2, pp. 222-361, 1982.
- [43] J. MORLET, "Sampling theory and wave propagation". NATO ASI Series, F1, 233-261, Springer-Verlag, Berlin, 1983.
- [44] P. Abry and P. Flandrin, "On the initialization of the discrete wavelet transform", IEEE signal Processing Letters, 1(2), pp. 32-34, (1994).
- [45] Y. Meyer, "Les ondelettes, algorithmes et applications", Armand Colin, Paris, (1992).
- [46] B. Escudie and J. Grea, "Sur une formulation générale de la représentation en temps et fréquence dans l'analyse de signaux d'énergie finie". CR Acad. Sci, 283 :1049–1051, 1976.
- [47] T. A. C. M. Claasen, and W. F. G. Mecklenbrauker, "The Wigner distribution, a tool for time-frequency signal analysis. part iii : Relation with other time-frequency signal transformations". Philips J. Res., 35 :372–389, 1980.
- [48] F. Auger, "Représentations temps-fréquence des signaux nonstationnaires : synthèse et contributions". PhD thesis, Ecole Centrale de Nantes, France, 1991.
- [49] F. Hlawatsch and F. Boudreaux-Bartels, "Linear and Quadratic Time-Frequency Signal Representations". IEEE SP Magazine, pages 21–67, 1992.
- [50] F. Hlawatsch, "Time-frequency methods for signal processing". In Technical Report 1291-0001, Dept of Electrical Engineering, University of Rhode Island, 1991.
- [51] P. Flandrin, "Temps-Fréquence : deuxième édition revue et corrigée". Hermes, Paris, 1998.
- [52] W. Martin and P. Flandrin, "Analysis of non-stationary processes : Short-time periodograms versus a pseudo-Wigner estimator". In EUSIPCO-83, pages 455–458, 1983.
- [53] H. Choi, W. Williams, "Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels", IEEE Trans. Signal Process. 37 (6) 862–871, 1989.
- [54] Z. GUO, L.-G. DURAND, C. L. HOWARD, "The Time-Frequency Distributions of Nonstationary Signals Based on a Bessel Kernel", IEEE Trans. Signal Process. 42 No. 7, 1700–1707, 1994.

[55] J. JEONG, W. WILLIAMS, "Kernel design for reduced interference distributions", IEEE Trans. Signal Processing 40 No. 2, 402–412, 1992.

Chapitre II

Analyse temps-fréquence de signaux tests

Sommaire

II-1 Introduction	49
II-2 Signaux tests	49
II-2-1 Chirp linéaire	49
II-2-2 Chirp exponentiel.....	50
II-2-3 Chirp avec un saut de fréquence.....	51
II-2-4 Chirp multicomposantes	51
II-3 Représentation spectrale des signaux tests	52
II-4 Analyse temps-fréquence des signaux tests	54
II-4-1 Spectrogramme.....	54
II-4-2 Pseudo Wigner-Ville Lissée	56
II-4-3 Choi-Williams	58
II-4-4 Born-Jordan	59
II-4-5 Distribution de Bessel	61
II-4-6 Transformée d'ondelettes	63
II-5 Comparaison des temps-fréquence utilisées	65
II-6 Conclusion	68

Chapitre II : Analyse temps-fréquence de signaux tests

II-1 Introduction

Le présent chapitre a pour objectif de mettre en évidence le comportement, des différentes techniques temps-fréquence non paramétriques présentées lors du précédent chapitre, lorsqu'elles sont appliquées à des signaux tests. Les signaux tests permettent de mettre en valeur les caractéristiques des différentes techniques temps-fréquence. Les signaux sélectionnés permettent de tester, valider et comparer les différentes techniques en présentant leurs avantages ainsi que leurs inconvénients. Ces signaux vont servir d'un moyen de validation des techniques de traitement. Généralement, l'interprétation temps-fréquence des signaux non-stationnaires se fait en termes de modulations de fréquences (variations de fréquences), ceci implique que la majorité des signaux tests sont composés de chirps (modulations de fréquence qui peuvent être linéaires, exponentielles, etc) [1-2].

La partie suivante détaille l'analyse temps-fréquence par les techniques non paramétriques vues dans le chapitre précédent (chapitre I) des quatre signaux tests suivants : un chirp linéaire, un chirp exponentiel, un signal à saut de fréquence et un signal composé de deux chirps linéaires de pentes différentes.

II-2 Signaux tests

II-2-1 Chirp linéaire

La relation générale d'un chirp linéaire est donnée par l'équation suivante :

$$x(t) = \sin(2\pi(f_0 + \alpha t)t) \quad (\text{II.1})$$

La fréquence de ce signal varie comme suit :

$$f(t) = f_0 + \alpha t \quad (\text{II.2})$$

Avec f_0 représente la fréquence initiale et α définit la pente de modulation.

La figure II.1 présente un exemple d'un signal chirp linéaire.

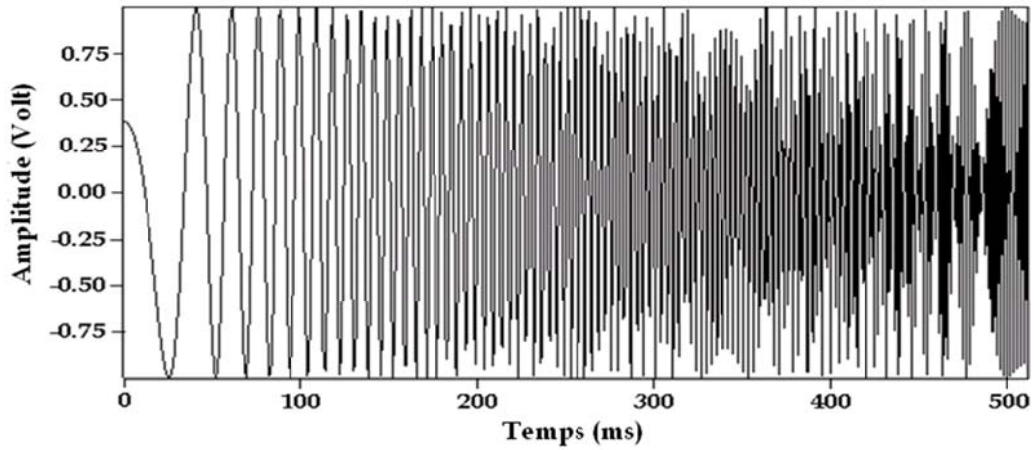


Fig II.1 Représentation temporelle d'un chirp linéaire

II-2-2 Chirp exponentiel

L'utilité d'un tel signal test, le chirp exponentiel, est de mettre en valeur les phénomènes d'interférences propres intra-modulations de fréquence. La relation générale de ce signal est proposée par l'équation suivante :

$$x(t) = \sin\left(2\pi f_0 \frac{(\alpha^t - 1)}{\ln(\alpha)}\right) \quad (\text{II.3})$$

La fréquence varie comme suit :

$$f(t) = f_0 \alpha^t \quad (\text{II.4})$$

Avec f_0 présente la fréquence initiale et α le facteur de courbure.

La figure II.2 représente un exemple d'un signal chirp exponentiel.

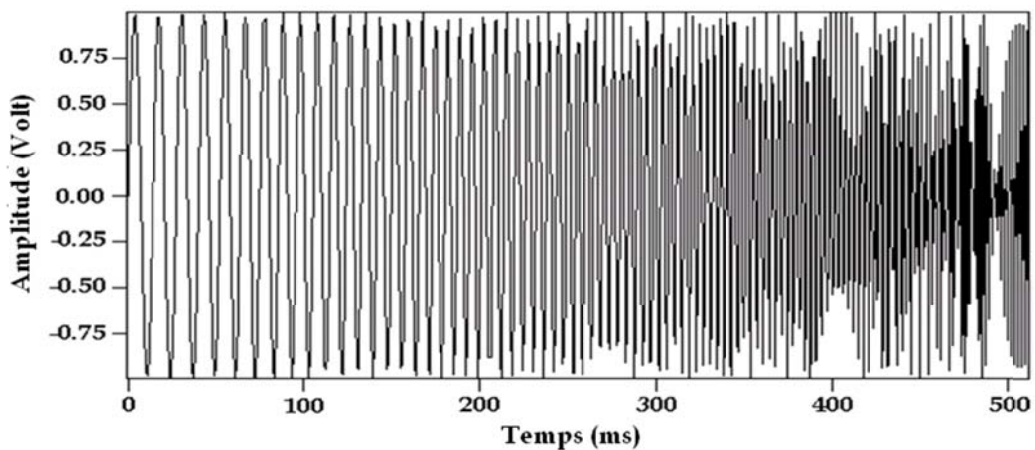


Fig II.2 Représentation temporelle d'un chirp exponentiel

II-2-3 Signal avec un saut de fréquence

Le signal avec un saut de fréquence est une sinusoïde qui présente un saut en fréquence. L'intérêt d'un tel signal est de présenter de façon pratique la notion de quasi-stationnarité. Les représentations temps-fréquence classiques permettent de détecter le saut en fréquence, mais ce dernier est difficilement quantifiable. Le signal peut s'exprimer par l'équation suivante :

$$x(t) = \begin{cases} \sin(2\pi f_0 t), t \in [0, t_0] \\ \sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t), t \in]t_0, T] \end{cases} \quad (\text{II.5})$$

Avec f_0 représente la fréquence de la première partie du signal, le couple f_1 et f_2 sont les fréquences de la deuxième partie et t_0 est le point temporel du saut de fréquence.

La figure II.3 illustre un exemple d'un signal avec un saut de fréquence.

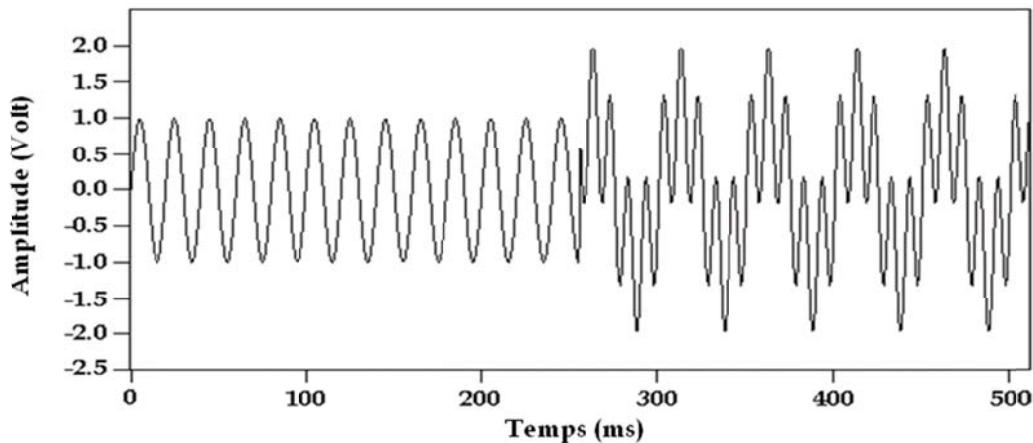


Fig II.3 Représentation temporelle d'un signal comprenant un saut de fréquence (composé de trois fréquences)

2-4 Signal multicomposantes

Les signaux multicomposantes présentent tout leur intérêt dans le fait de mettre en évidence le défaut des méthodes monodimensionnelles classiques, temporelle et fréquentielle. Le signal multicomposantes, utilisé dans cette partie est constitué de deux chirps linéaires de pentes différentes. Un tel signal peut-être écrit de la manière suivante :

$$x(t) = \sin(2\pi(f_1 + \alpha_1 t)t) + \sin(2\pi(f_2 + \alpha_2 t)t) \quad (\text{II.6})$$

f_1 et f_2 fréquence de départ de la pente du chirp 1 et chirp 2 respectivement.

La figure II.4 représente un exemple d'un signal multicomposantes.

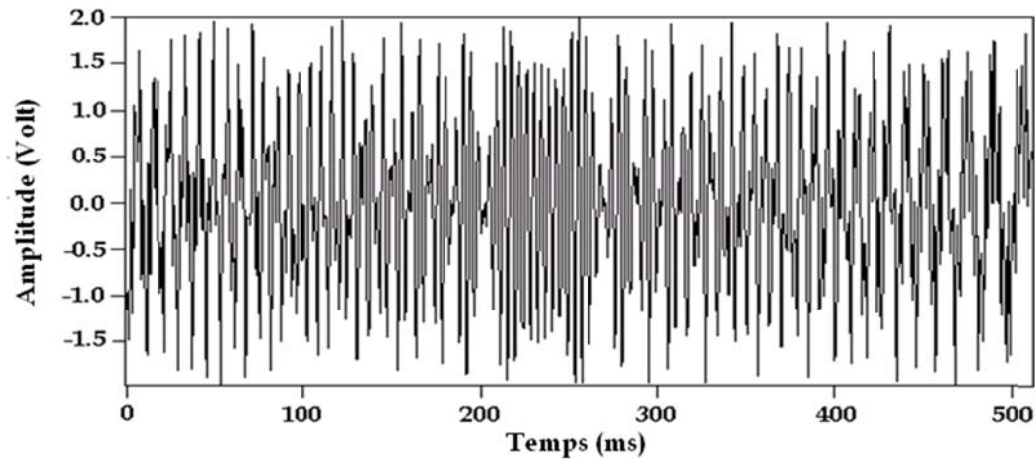


Fig II.4 Représentation temporelle d'un signal multicomposantes constitué de deux chirps linéaires de pentes différentes

II-3 Représentation spectrale des signaux tests

Dans cette partie, l'insuffisance et le problème de l'analyse de Fourier, dès que les signaux analysés sont non-stationnaires, ont été mises en évidence. Les figures II.5 à II.9 représentent la transformée de Fourier des signaux cités auparavant (la densité spectrale de puissance). Il est remarquable que la technique fréquentielle présente des limites vis-à-vis à l'identification du contenu du signal. D'une part, le contenu fréquentielle est difficilement identifiable, et d'autre part, aucune information concernant la notion temps n'est présentée.

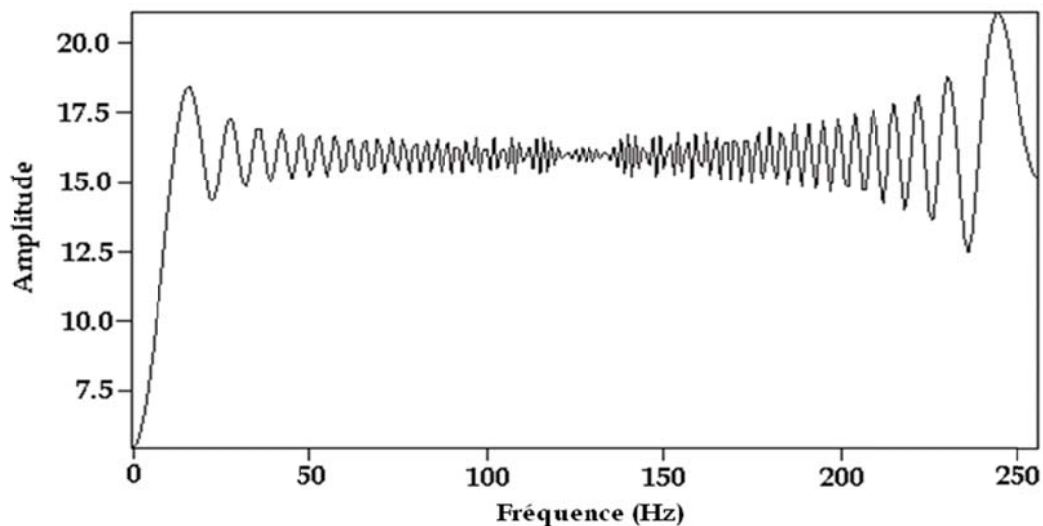


Fig II.5 Densité spectrale du chirp linéaire

La figure II.6 montre la représentation fréquentielle du signal temporelle présenté par la figure II.2 (chirp exponentiel).

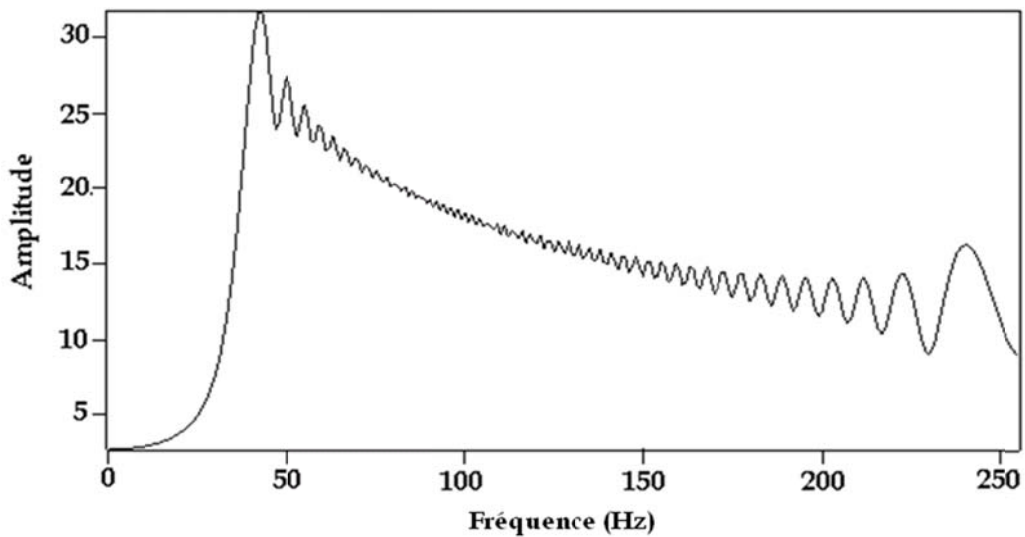


Fig II.6 Densité spectrale du chirp exponentiel

La figure II.7 représente la densité spectrale du signal de la figure II.3 (signal temporel avec un saut de fréquence).

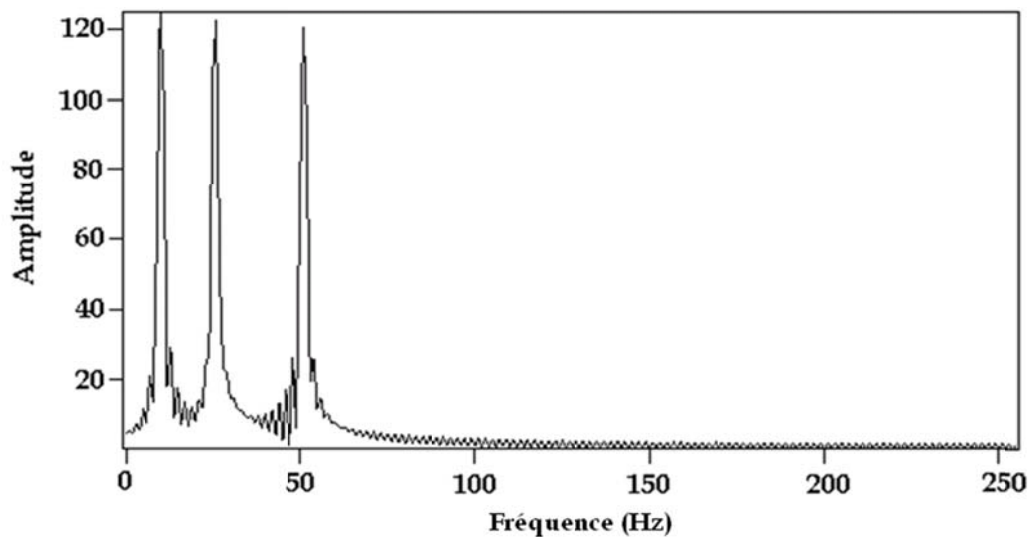


Fig II.7 Densité spectrale du signal temporel présentant un saut de fréquence

La figure II.8 montre la représentation fréquentielle du signal multicomposantes constitué de deux chirps linéaires de pentes différentes (figure II.4).

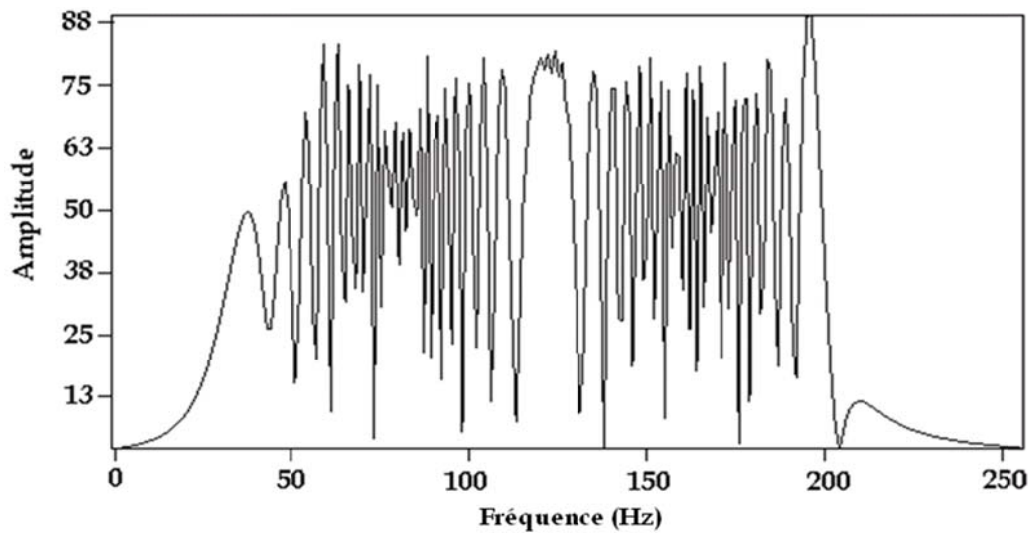


Fig II.8 Densité spectrale du signal figure II.4 (signal composé de deux chirps linéaires à pentes différentes)

II-4 Analyse temps-fréquence des signaux tests

La présente section met en évidence les différentes images temps-fréquence obtenues par l'application des techniques temps-fréquence non paramétriques vues au chapitre I (Spectrogramme (SP), Pseudo Wigner-Ville Lissée (PWVL), Choi-Williams (CW), Born-Jordan (BJ) et Bessel Distribution (BD)) sur les signaux présentés par les figures 3.1 à 3.4 (chirp linéaire, chirp exponentiel, signal présentant un saut de fréquence et signal composé de deux chirps linéaires à pentes différentes).

4-1 Spectrogramme

Les figures II.9 à II.12 représentent les images temps-fréquence acquises par l'analyse des signaux (figures II.1 à II.4) par la technique temps-fréquence de Spectrogramme [3-4].

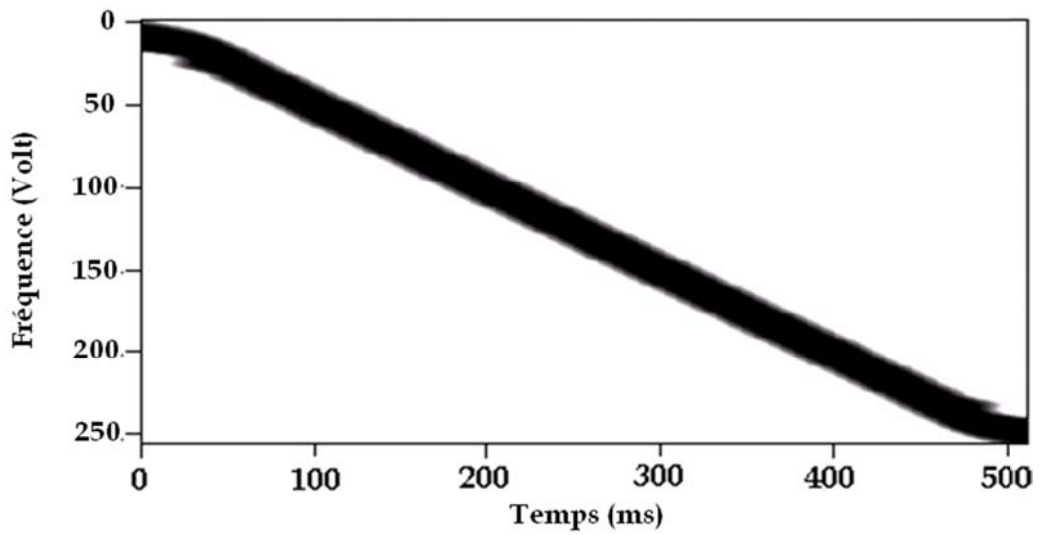


Fig II.9 Spectrogramme du signal chirp linéaire (figure II.1)

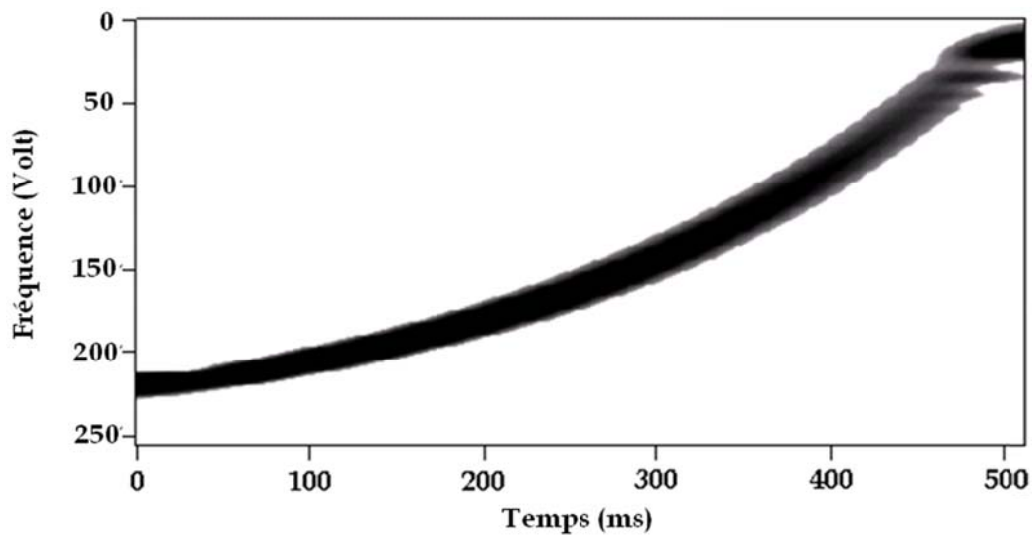


Fig II.10 Spectrogramme du signal chirp exponentiel (figure II.2)

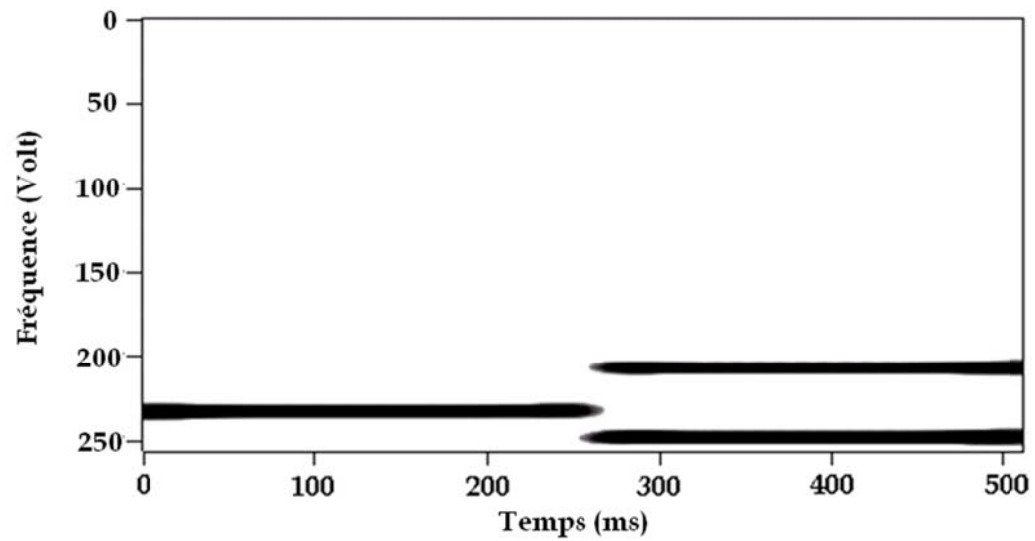


Fig II.11 Spectrogramme du signal à saut de fréquence (figure II.3)

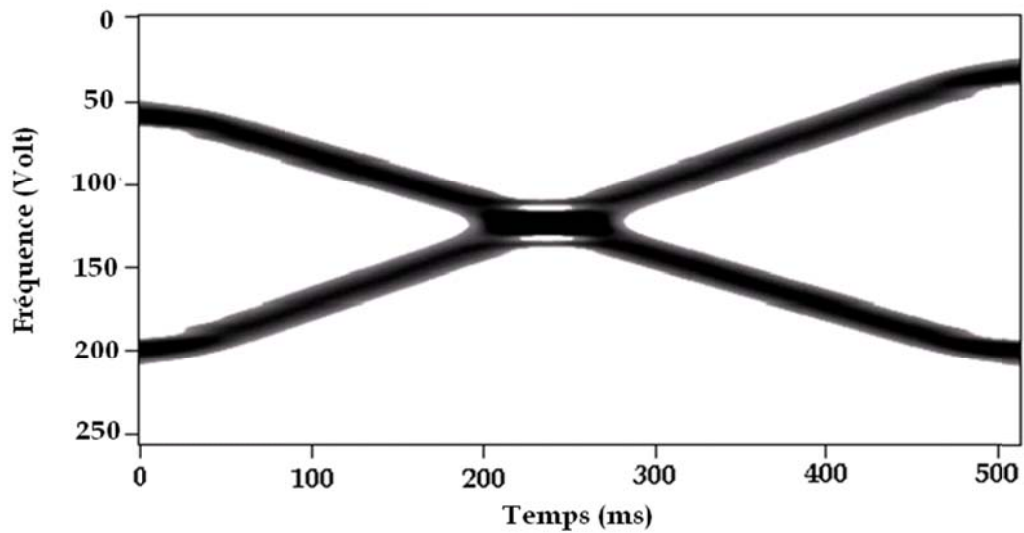


Fig II.12 Spectrogramme du signal multicomposantes (figure II.4)

D'après les images temps-fréquence du Spectrogramme, figures II.9 à II.12, nous avons noté la présence du principale inconvénient de cette technique qui est l'étalement spectrale, les trajectoires des différentes composantes fréquentielles des signaux simulés, II.1 à II.4, traités sont épaisses.

II-4-2 Pseudo Wigner-Ville Lissée

Les figures II.13 à II.16 représentent les images temps-fréquence des signaux (figures II.1 à II.4) obtenues respectivement par l'application de la technique de Pseudo Wigner-Ville Lissée (PWVL) [3-5].

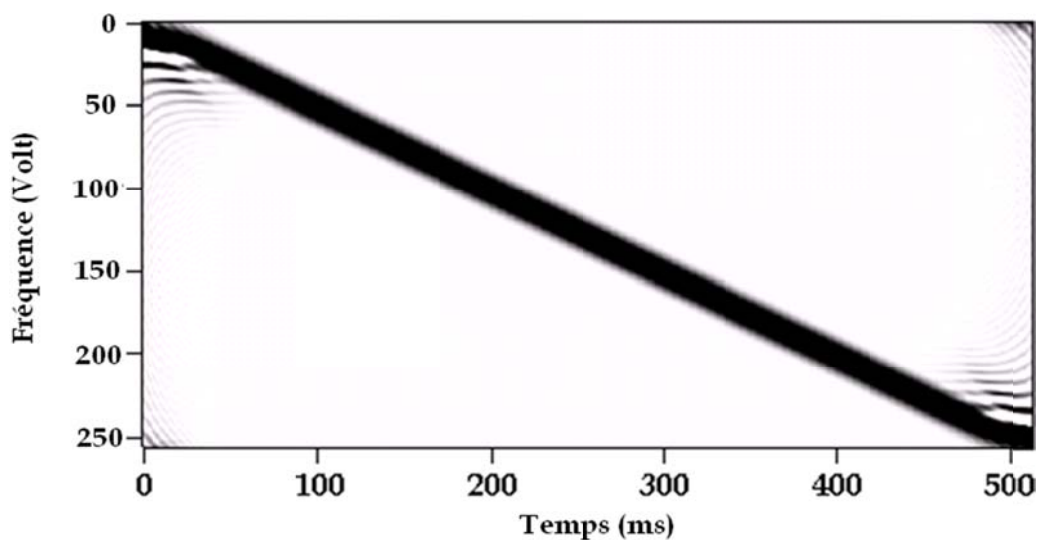


Fig II.13 PWVL du signal chirp linéaire (figure II.1)

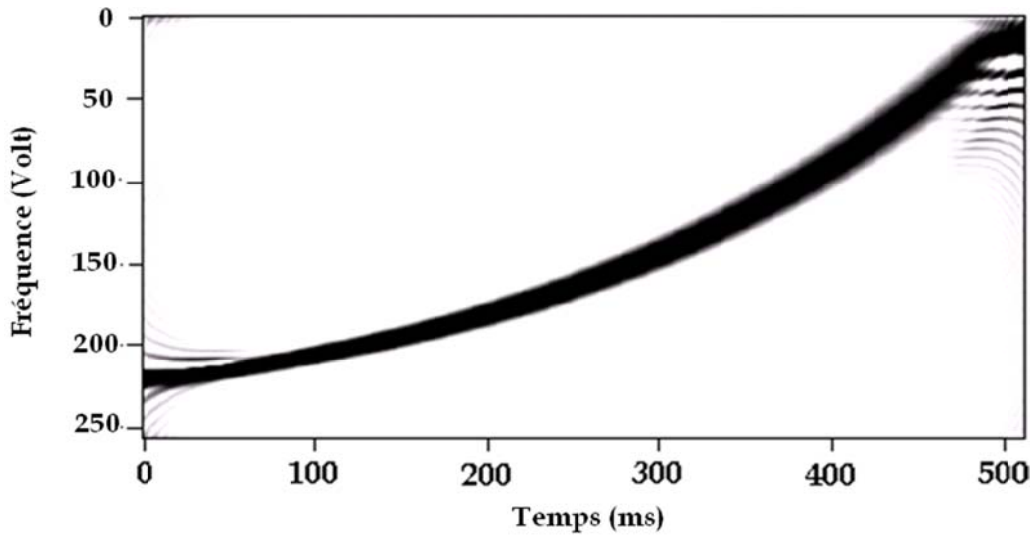


Fig II.14 PWVL du signal chirp exponentiel (figure II.2)

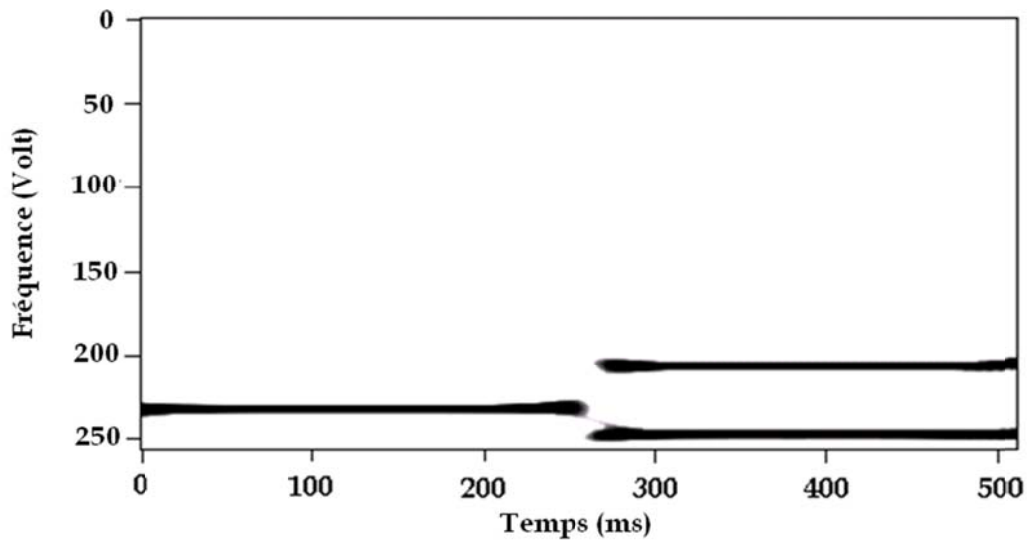


Fig II.15 PWVL du signal à saut de fréquence (figure II.3)

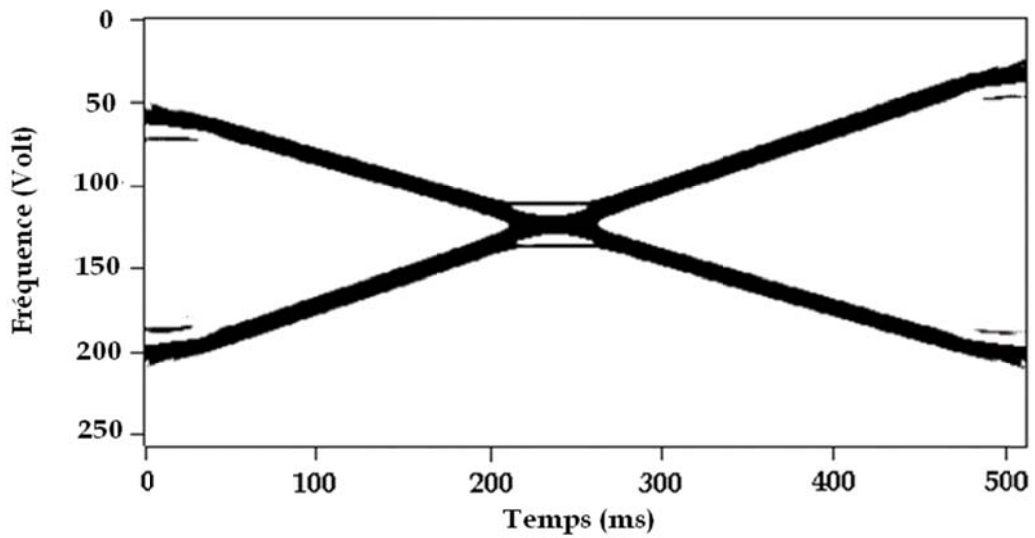


Fig II.16 PWVL du signal multicomposantes (figure II.4)

Nous avons remarqué à partir des images temps-fréquence de Pseudo Wigner-Ville Lissée, II.13 à II.16, que cette technique permet de réduire considérablement les termes d'interférences qui constitue le problème majeur de la technique de Wigner-Ville. Mais l'existence du compromis dû au principe d'Heisenberg, cette réduction d'interférences est accompagné d'une perte en résolution.

II-4-3 Choi-Williams

Les figures II.17 à II.20 montrent les représentations temps-fréquence des signaux (figures II.1 à II.4) obtenues respectivement par l'application de la technique de Choi-Williams [6-7].

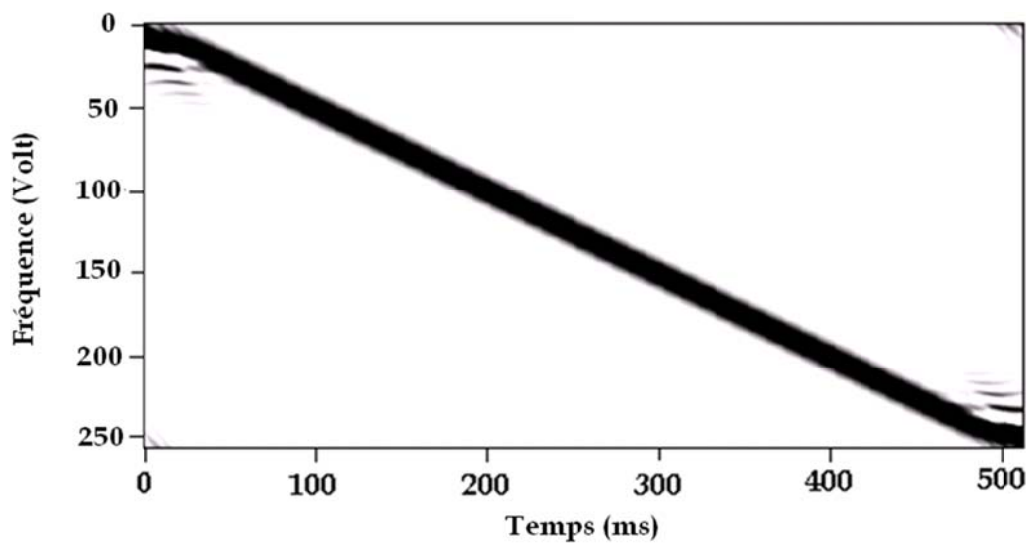


Fig II.17 Choi-Williams du signal chirp linéaire (figure II.1)

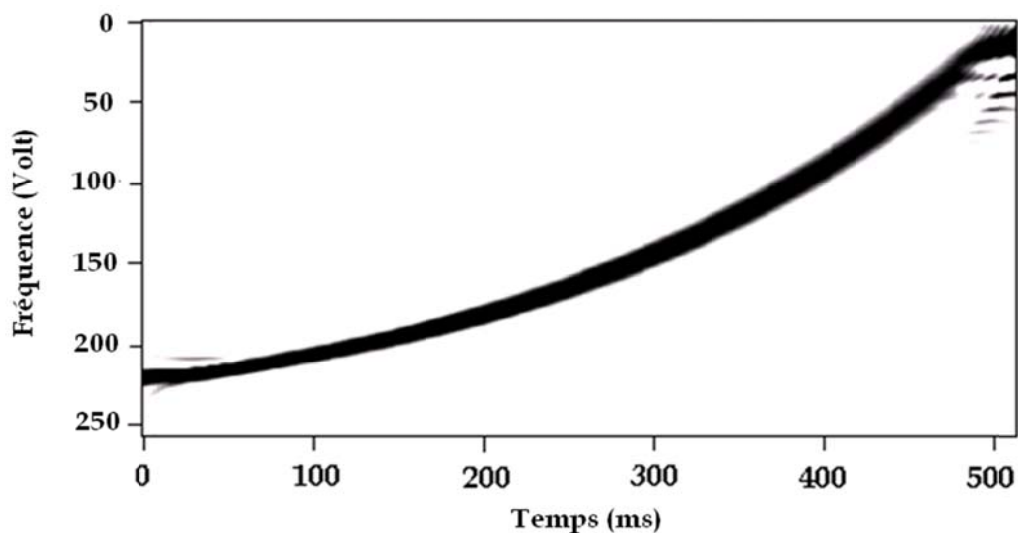


Fig II.18 Choi-Williams du signal chirp exponentiel (figure II.2)

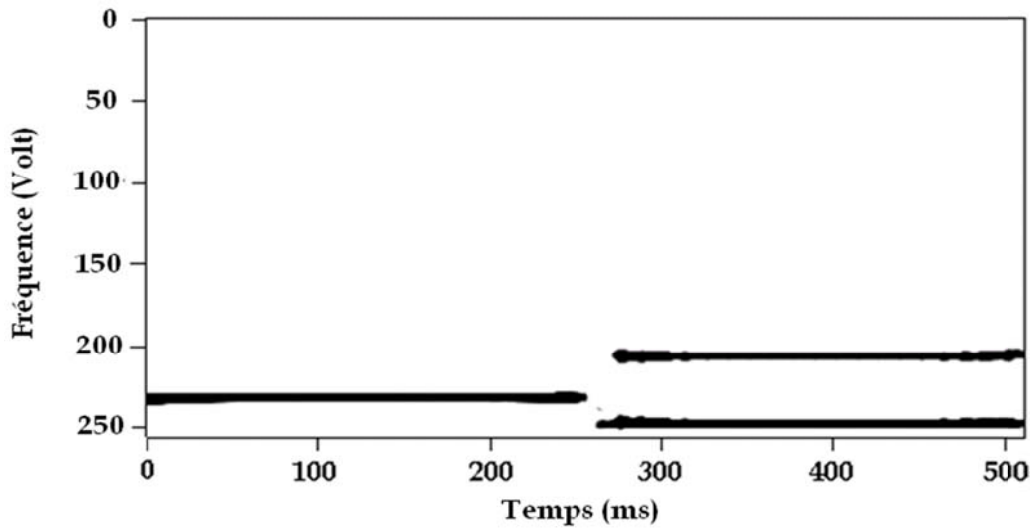


Fig II.19 Choi-Williams du signal présentant un saut de fréquence (figure II.3)

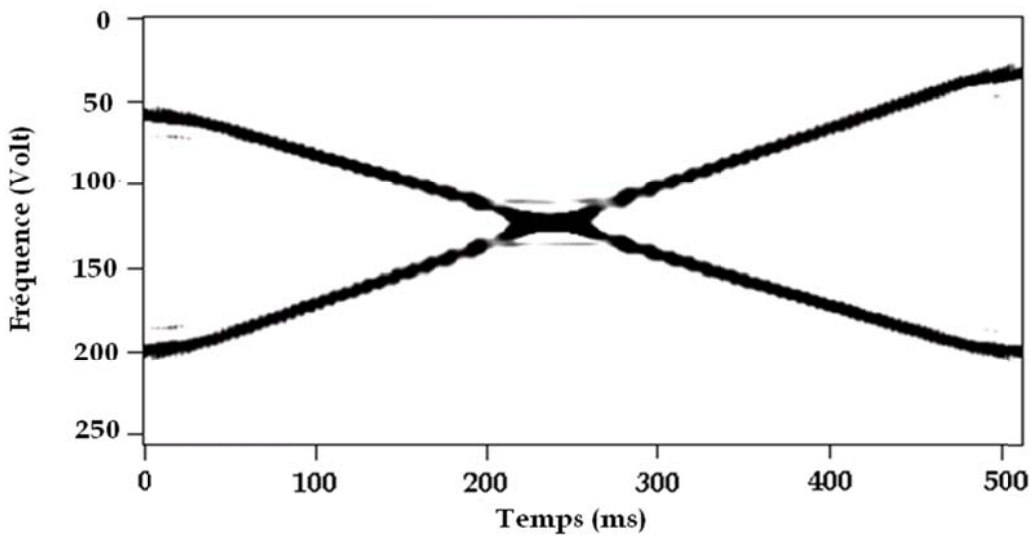


Fig II.20 Choi-Williams du signal multicomposantes (figure II.4)

A partir des images temps-fréquence de Choi-Williams, figures II.17 à II.20, nous avons constaté que cette technique permet de réduire considérablement le taux des termes d'interférences tout en permettant un haut degré de résolution.

II-4-4 Born-Jordan

Les figures II.21 à II.24 présentent les représentations temps-fréquence obtenues par l'analyse des signaux (figures II.1 à II.4) respectivement par la technique de Born-Jordan [3-4,8].

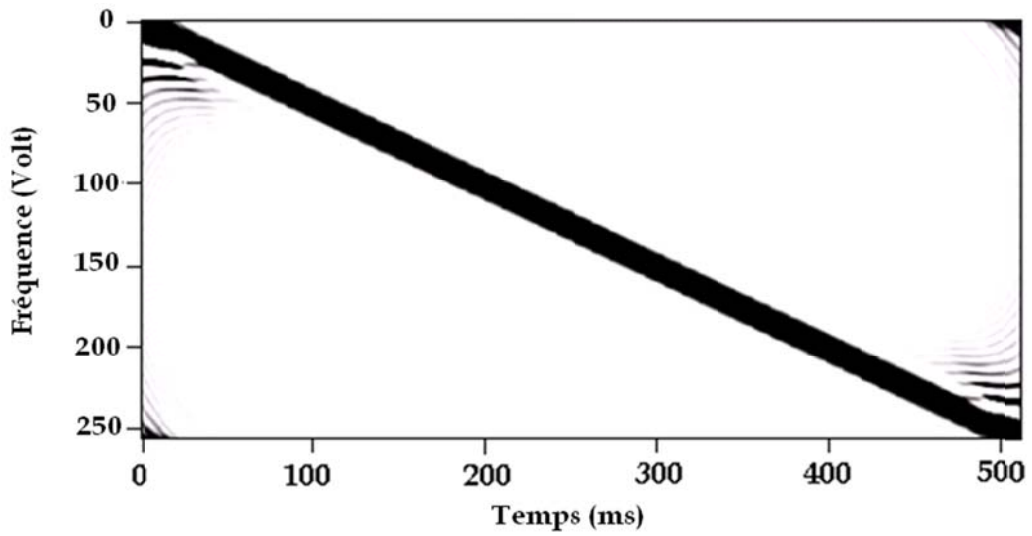


Fig II.21 Born-Jordan du signal chirp linéaire (figure II.1)

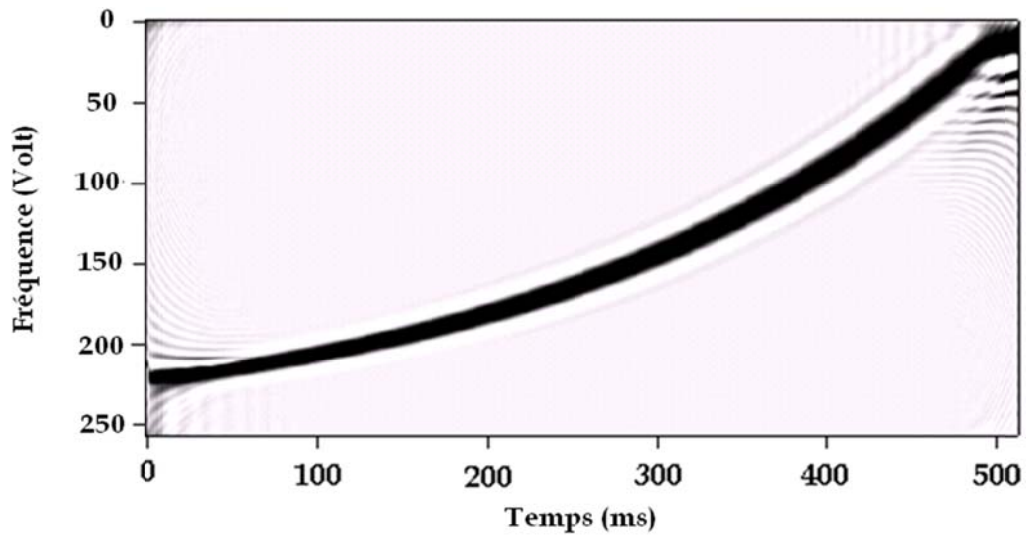


Fig II.22 Born-Jordan du signal chirp exponentiel (figure II.2)

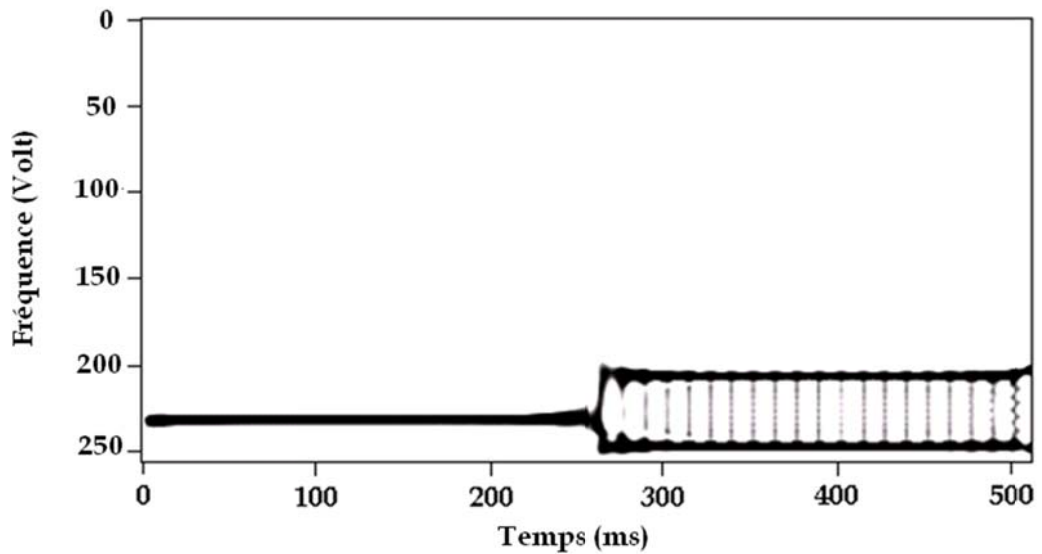


Fig II.23 Born-Jordan du signal avec un saut de fréquence (figure II.3)

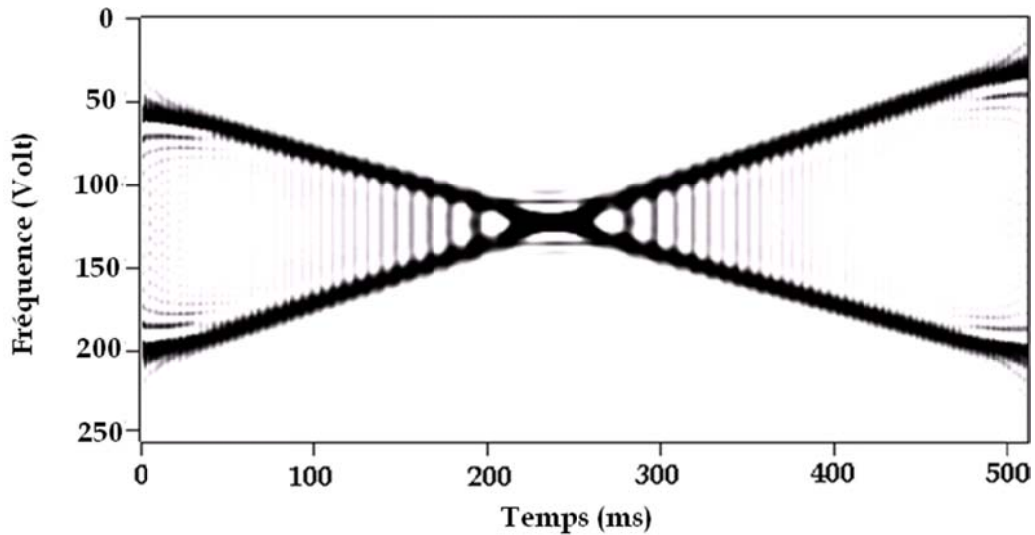


Fig II.24 Born-Jordan du signal multicomposantes (figure II.4)

En interprétant les images temps-fréquence de Born-Jordan, figures II.21 à II.21, nous avons noté que cette technique permet de présenter une haute résolution concernant l'évolution fréquentielle en fonction du temps des composantes des différents signaux analysés, figures II.1 à II.4, mais cette bonne cette résolution est accompagnée d'un taux élevé des termes d'interférences.

II-4-5 Distribution de Bessel

Les figures II.25 à II.28 montrent les images temps-fréquence obtenues par l'analyse respective des signaux (figures II.1 à II.4) par la distribution de Bessel [9-10].

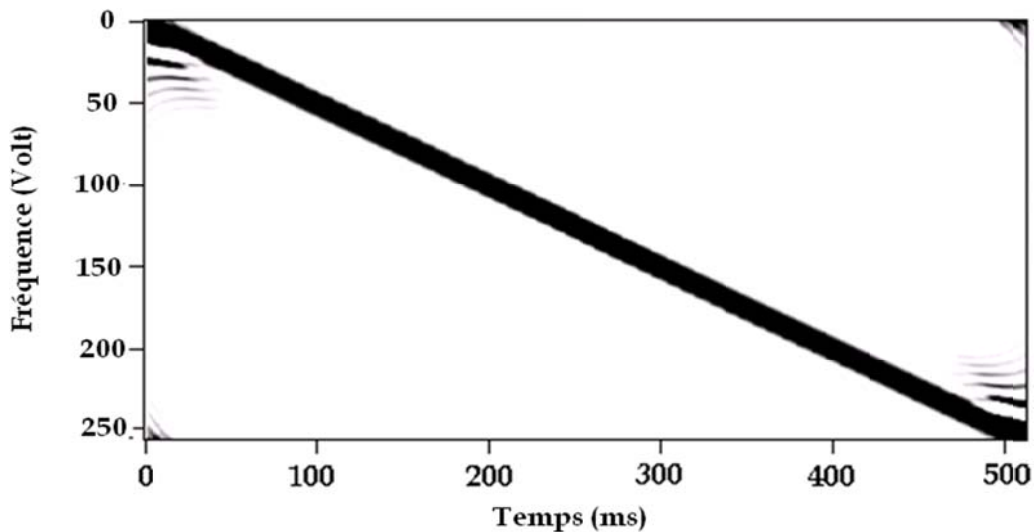


Fig II.25 Bessel du signal chirp linéaire (figure II.1)

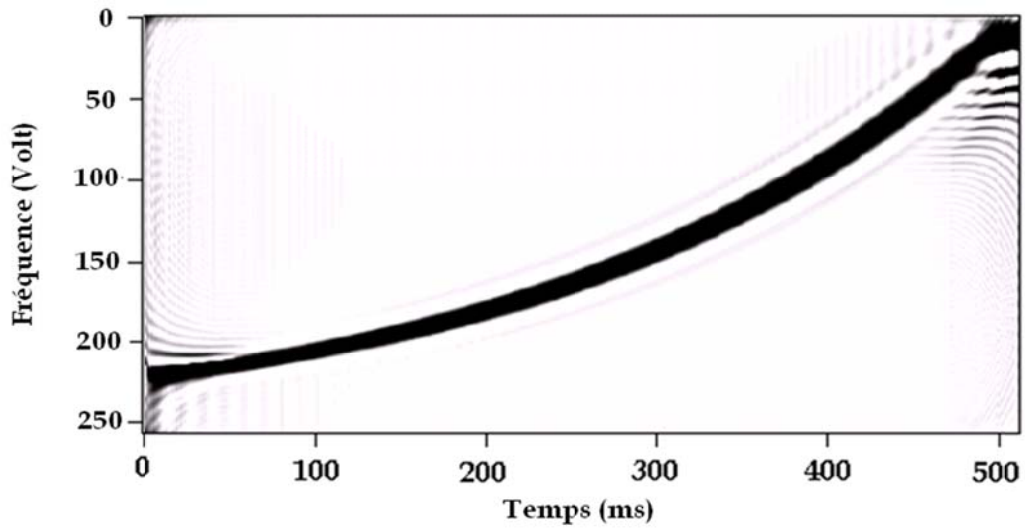


Fig II.26 Bessel du signal chirp exponentiel (figure II.2)

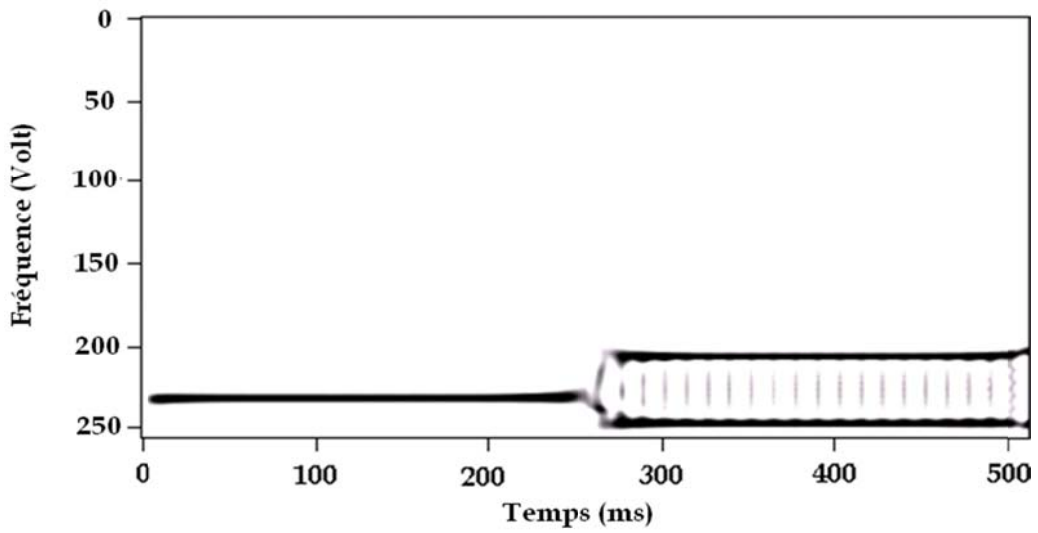


Fig II.27 Bessel du signal avec un saut de fréquence (figure II.3)

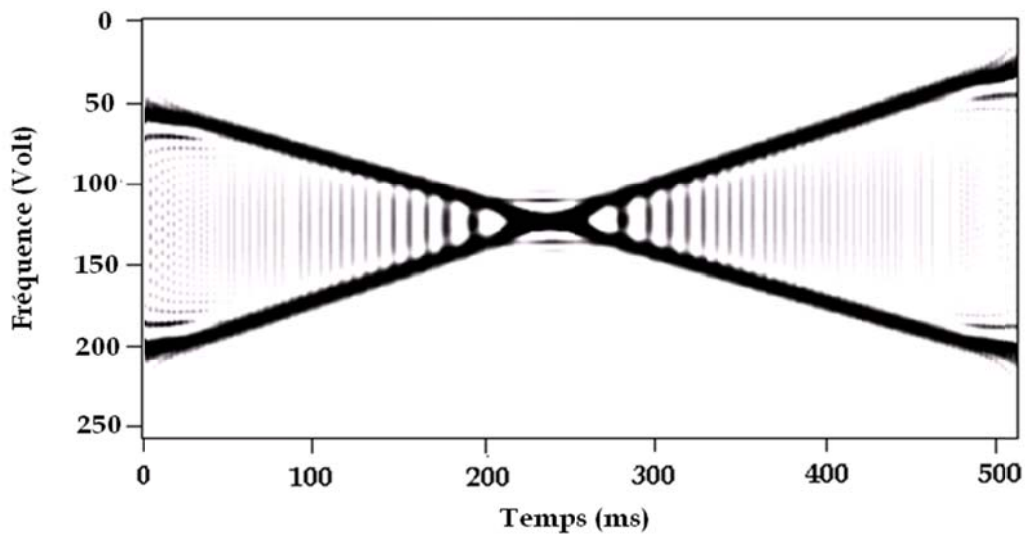


Fig II.28 Bessel du signal multicomposantes (figure II.4)

Les images temps-fréquence de la distribution de Bessel, figures II.17 à II.20, présentent une bonne résolution pour l'identification des composantes fréquentielles des différents signaux simulés, figures II.1 à II.4, mais ces images temps-fréquence présentent aussi un taux d'interférences assez considérable.

II-4-6 Transformée d'ondelettes

Pour mettre en valeur l'utilité de la transformée d'ondelettes nous avons appliqué cette technique à un signal Dirac, signal échelon et un signal multicomposantes constitué de deux chirps linéaires avec deux pentes différentes.

Les figures II.29 et II.30 représentent un signal Dirac et un signal échelon respectivement.

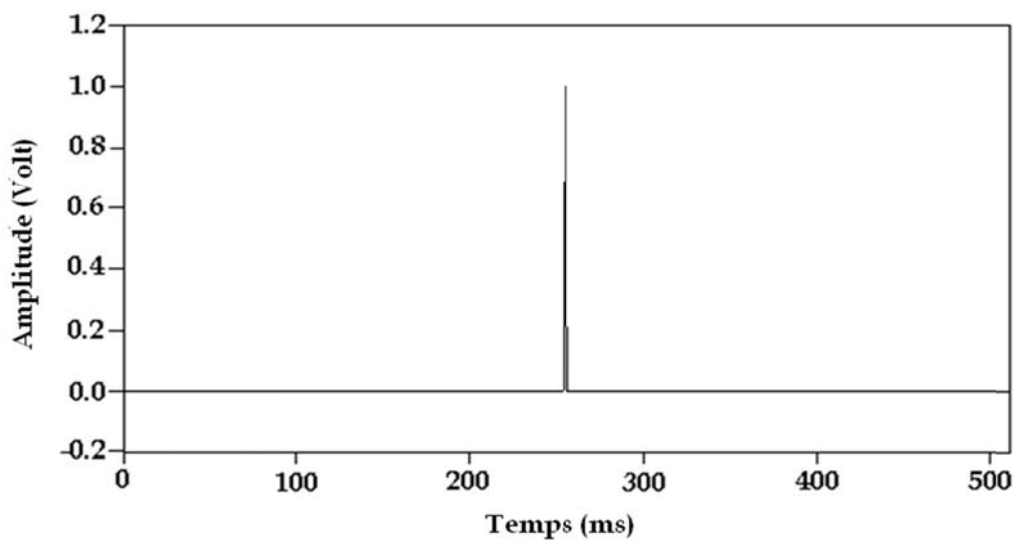


Fig II.29 Impulsion de Dirac

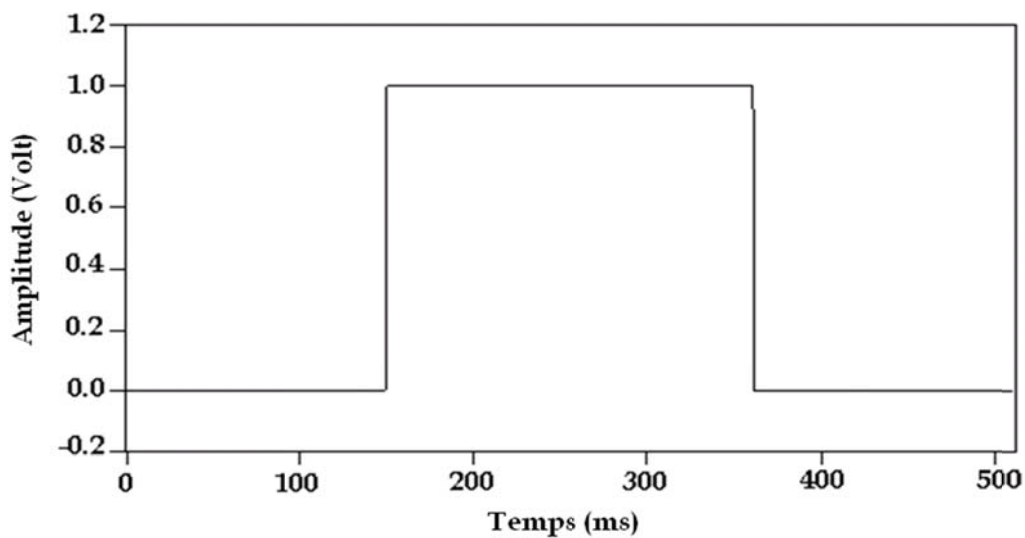


Fig II.30 Signal échelon

Les figures II.31 à II.33 représentent les images temps-fréquence obtenues par l'application de la transformée d'ondelettes aux signaux des figures II.29, II.30 et II.4, respectivement [3-4, 11-12].

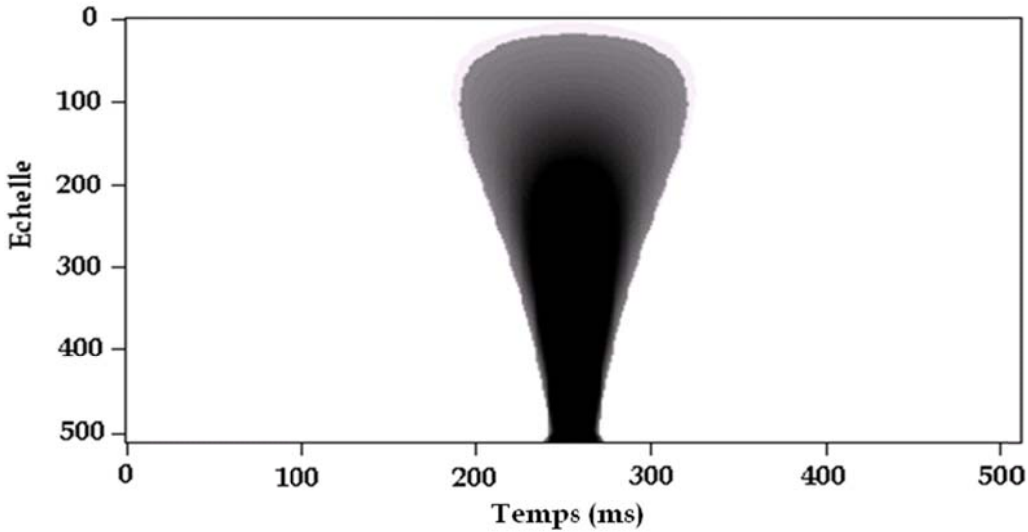


Fig II.31 Transformée d'ondelettes de l'impulsion de Dirac

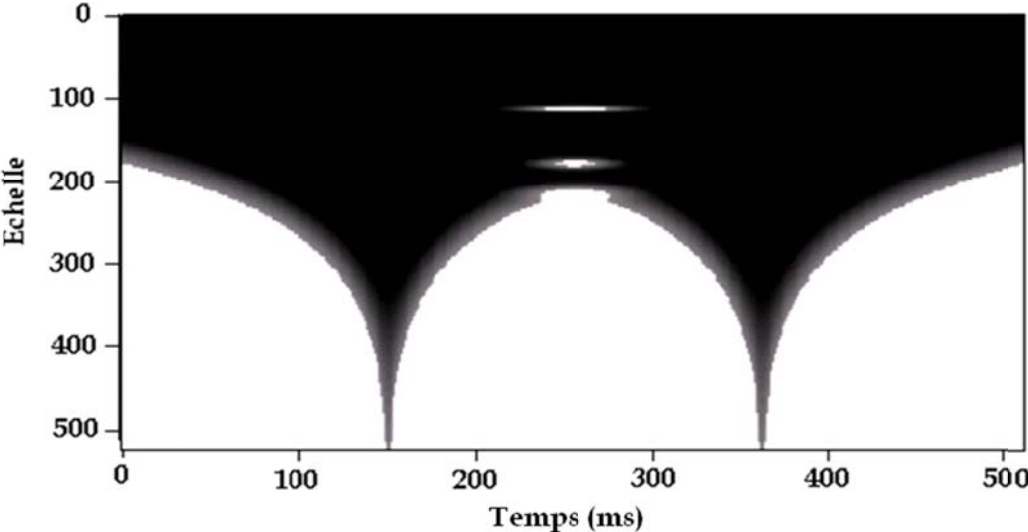


Fig II.32 Transformée en ondelettes du signal échelon

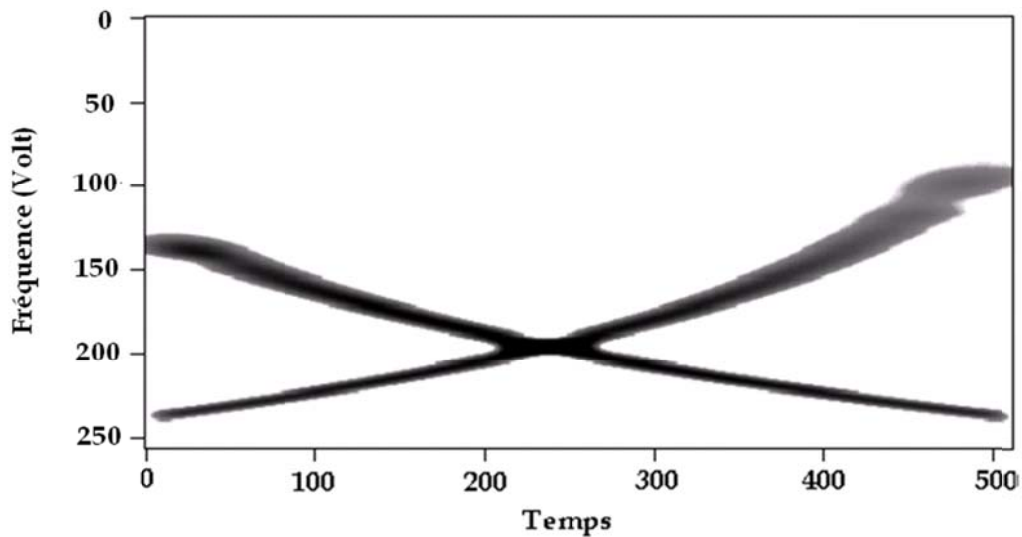


Fig II.33 Transformée d'ondelettes du signal multicomposantes (figure II.4)

Nous avons remarqué à partir des images temps-fréquence obtenues par la Transformée d'Ondelettes, figures II.31 à II.33, l'effet de l'avantage de cette technique vis-à-vis de la technique de Spectrogramme qui est la variabilité de la fenêtre d'analyse, mais lorsqu'on gagne en résolution temporelle on perd en résolution fréquentielle dû au principe d'Heisenberg.

II-5 Comparaison des techniques temps-fréquence utilisées

Dans cette section nous allons comparer entre les différentes techniques temps-fréquence citées auparavant dans le chapitre I. Le signal analytique modulé en fréquence a été considéré pour faire l'objet d'une analyse afin de comparer les performances des six techniques temps-fréquence non paramétriques vues précédemment. Le signal choisi est donné par l'équation suivante:

$$s(t) = a * e^{i\varphi(t)} + b(t) \quad (\text{II.7})$$

Avec le coefficient représente l'amplitude constante du signal, $\varphi(t)$ est la phase du signal analytique et $b(t)$ est un bruit blanc gaussien avec des valeurs complexes.

La dérivée de la phase représente la fréquence instantanée du signal $s(t)$ donné par l'expression suivante :

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi}{dt} \quad (\text{II.8})$$

Sachant qu'autour de la fréquence instantanée toute technique temps-fréquence indique une concentration d'énergie, alors l'estimation de la fréquence instantanée est une solution du problème d'optimisation suivant [13] :

$$\hat{f}_i(t) = \arg(\max_f(W(t, f))); \quad 0 \leq f \leq \frac{f_s}{2} \quad (\text{II.9})$$

avec $W(t, f)$ est la technique temps-fréquence et $f_s = 1/T$ est la fréquence d'échantillonnage.

Le biais et la variance de l'estimation présentent les facteurs les plus importants qui déterminent sa qualité. Ces deux notions peuvent être définies par les expressions suivantes [13] :

$$\begin{aligned} B(\hat{f}_i(t)) &= \varepsilon[\Delta \hat{f}_i(t)] \\ V(\hat{f}_i(t)) &= \varepsilon[\Delta \hat{f}_i(t)]^2 \end{aligned} \quad (\text{II.10})$$

Avec :

$$\Delta \hat{f}_i(t) = f_i(t) - \hat{f}_i(t) \quad (\text{II.11})$$

Avec $f_i(t)$ et $\hat{f}_i(t)$ sont la fréquence instantanée et la fréquence instantanée d'estimation respectivement.

Pour la classe quadratique des techniques temps-fréquence, le biais est nul pour un signal à modulation fréquentielle linéaire, et donc une borne de Cramer-Rao existe pour la variance [13].

Pour cette étude, un signal de fréquence modulé linéairement a été choisi. Le signal est exprimé selon l'équation suivante :

$$s(t) = ae^{i\varphi(t)} \quad (\text{II.12})$$

Avec $\varphi(t) = 2\pi(f_0t + \beta t^2/2)$, $a = 1$, $f_0 = 0.05f_s$ et $\beta = 0.4f_s$.

A partir de l'équation 7, la fréquence instantanée est : $f = f_0 + \beta t$.

Pour cette analyse temps-fréquence, $N = 512$ échantillons a été sélectionné en tant que longueur du signal (avec possibilité d'augmenter le nombre de point d'échantillons N à des valeurs supérieures à 512) avec une fréquence d'échantillonnage égale à N Hz, alors que la durée totale du signal est d'une seconde. En utilisant différents Rapports Signal sur Bruit (RSB), des échantillons de bruit blanc gaussien ont été ajoutés au signal modulé test.

Les résultats obtenus avec les différentes techniques temps-fréquence non paramétriques (Spectrogramme (SP), Transformée d'Ondelette (TO), Pseudo Wigner-Ville Lissée (PWVL), Choi-Williams (CW), Born-Jordan (BJ) et Distribution Bessel (DB)), sur le signal modulé test, sont présentés dans le tableau II.1.

RSB	BD	CW	TO	PWVL	BJ	SP
-5	-44.37	-60.04	-41.03	-41.47	-39.47	-43.57
-4	-55.71	-61.16	-42.09	-44.90	-42.95	-54.62
-3	-56.97	-62.39	-43.16	-49.57	-47.37	-55.96
-2	-58.17	-63.56	-44.19	-62.72	-60.72	-57.27
-1	-59.33	-64.70	-45.08	-64.10	-62.00	-59.23
0	-60.46	-66.80	-46.14	-65.23	-63.21	-60.41
1	-61.56	-67.88	-47.17	-66.83	-64.38	-61.48
2	-62.64	-68.95	-48.26	-67.51	-65.51	-62.54
3	-63.70	-70.00	-49.21	-69.09	-66.61	-63.61
4	-64.76	-71.84	-50.25	-70.70	-67.70	-64.75
5	-65.80	-72.97	-51.23	-72.07	-68.77	-65.81
6	-66.84	-74.09	-52.25	-73.82	-69.82	-66.87
7	-67.86	-75.11	-53.20	-74.97	-70.87	-68.57
8	-68.89	-76.13	-54.24	-76.11	-71.91	-69.89
9	-69.91	-77.34	-55.29	-77.54	-72.94	-70.91
10	-70.53	-79.16	-56.38	-78.66	-73.96	-72.53

Tableau II.1 Valeurs de la variance obtenues par les différentes techniques temps-fréquence appliquées à un signal modulé en fréquence linéairement

En comparant les valeurs de la variance des différentes techniques temps-fréquence, nous avons noté que la technique Choi-Williams présente des performances remarquables vis-à-vis des autres techniques temps-fréquence utilisées dans ce travail.

La figure II.34 illustre les résultats obtenus entre les différentes techniques temps-fréquence.

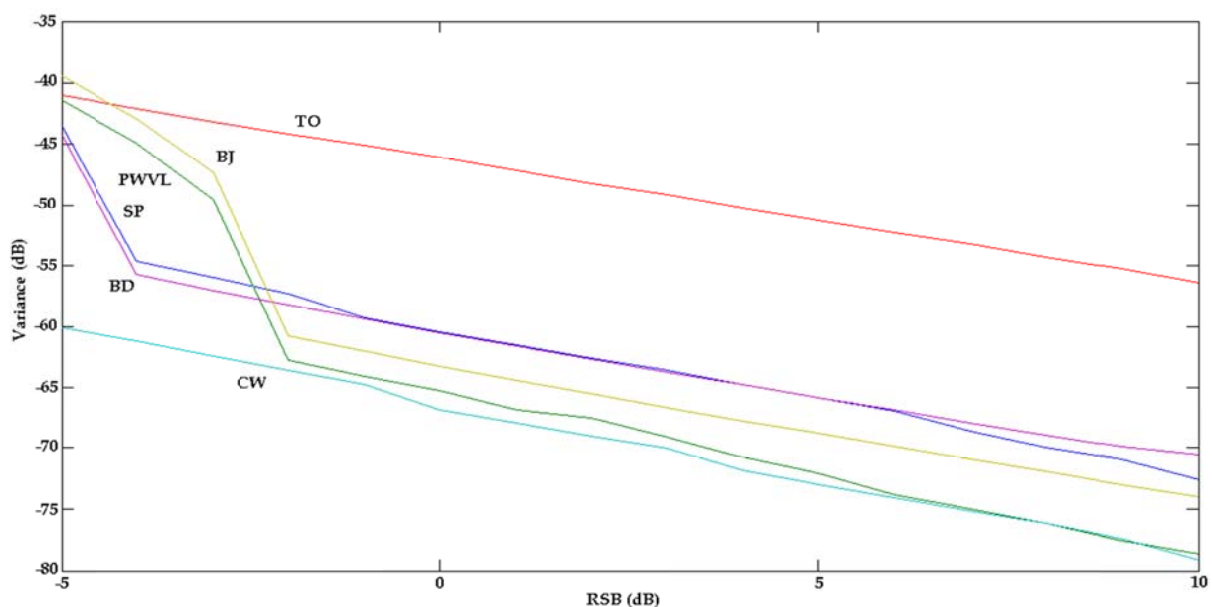


Fig II.34 Performances des différentes techniques temps-fréquence sur un signal à modulation fréquentielle linéaire

D'après cette comparaison nous avons noté que la technique temps-fréquence non paramétriques de Choi-Williams a donné une variance minimale pour la majorité des (RSB), en particulier pour les petites valeurs des (RSB). La différence de performance entre la technique temps-fréquence de Choi-Williams et ses homologues considérées dans cette comparaison est plus évidente pour les faibles RSB.

II-6 Conclusion

D'après les différents résultats obtenus dans ce chapitre, les images temps-fréquence non paramétriques des signaux tests et la comparaison faite sur le signal modulé, nous remarquons que la technique temps-fréquence non paramétriques de Choi-Williams donne les meilleurs performances comparées aux autres techniques temps-fréquences. Cette technique présente une meilleure résolution et un minimum d'interférences et d'étalement spectrale vis-à-vis aux autres techniques. Ces techniques non paramétriques feront l'objet d'une analyse et d'une comparaison vis-à-vis de deux types de signaux non stationnaires plus complexes, signaux acoustiques (chapitre III) et signaux biomédicaux (chapitre IV).

Références

- [1] A. Yger, "Théorie et analyse du signal - Cours et initiation pratique via MATLAB et SCILAB". Ellipses, 32, rue Bague 75740 Paris cedex 15, ellipses edition, (1999).
- [2] F. Léonard, "Spectrogramme de phase et spectrogramme de fréquence". TS. Traitement du signal, 17(4) :269–286, (2000).
- [3] Cohen, L. "Time-frequency analysis", Prentice Hall PTR Englewood Cliffs, NJ, (1995).
- [4] Flandrin, P. "Temps-fréquence. Hermès", (1993).
- [5] Martin, W. and Flandrin, P. (1983). Analysis of non-stationary processes : Short-time periodograms versus a pseudo-Wigner estimator. In EUSIPCO-83, pages 455–458.
- [6] Cohen, L. and Lee, C. "Instantaneous frequency and time-frequency distributions", IEEE International Symposium on Circuits and Systems, pp. 1231–1234, (1989).
- [7] H. Choi, W. Williams, Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels, IEEE Trans. Signal Process. 37 (6) (1989) 862–871.
- [8] Cohen, L. "Generalized phase-space distribution functions", Journal of Mathematical Physics, 7 : 781, (1966).
- [9] GUO, Z.—DURAND, L.-G.—HOWARD, C. L. : The Time-Frequency Distributions of Nonstationary Signals Based on a Bessel Kernel, IEEE Trans. Signal Process. 42 No. 7 (1994), 1700–1707.
- [10] JEONG, J.—WILLIAMS, W. : Kernel design for reduced interference distributions, IEEE Trans. Signal Processing 40 No. 2 (1992), 402–412.
- [11] P. Abry and P. Flandrin. "On the initialization of the discrete wavelet transform", IEEE signal Processing Letters, 1(2), pp. 32-34, (1994).
- [12] Y. Meyer, "Les ondelettes, algorithmes et applications", Armand Colin, Paris, (1992).
- [13] Z.M. Hussain, B. Boashash, IF estimation for multicomponent signals, in: Time–frequency Signal Analysis and Processing: A Comprehensive Reference, Elsevier, Oxford, UK, 2003, pp. 437–445.

Chapitre III

Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires acoustiques

Sommaire

III-1 Introduction	71
III-2 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique théorique	72
III-2-1 Signal acoustique rétrodiffusé par un tube élastique	72
III-2-2 Images temps-fréquence du signal acoustique théorique	78
III-3 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique expérimental	81
III-3-1 Dispositif expérimental	81
III-3-2 Méthode impulsionnelle expérimentale	82
III-3-3 Signal temporel et son spectre de résonance	83
III-3-4 Images temps-fréquence du signal acoustique expérimental	84
III-4 Conclusion	87

Chapitre III : Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires acoustiques

III-1 Introduction

De nombreuses études théoriques et expérimentales ont montré que la résonance acoustique de la cible est liée à ses propriétés physiques et géométriques. À l'inverse, à partir de ces résonances, le matériau de la cible peut être caractérisé quand sa géométrie est connue [1-16]. La caractérisation acoustique d'une cible élastique de forme géométrique simple (cylindre, tube, sphère) par les analyses monodimensionnelles (temporelle et fréquentielle) nécessite une bonne connaissance des caractéristiques à la fois temporelle et fréquentielle des différentes ondes circumférentielles mises en jeu [17-18]. La technique fréquentielle d'une part, présente l'inconvénient de ne pas pouvoir mettre en évidence la structure temporelle du champ diffusé par la cible, et d'autre part, l'analyse temporelle du signal renvoyé par la cible ne permet pas toujours de séparer les arrivées successives des différents types d'ondes contenus dans ce signal, ni d'avoir aucune information sur leurs contenus fréquentiels. Ces limites présentes dans ces techniques monodimensionnelles rendent l'application des techniques temps-fréquence très utile [19-27]. Dans ce chapitre, nous proposons de déterminer certaines propriétés physiques d'un tube en Aluminium de rapport de rayons b/a (a est le rayon externe et le rayon interne b) par l'application des différentes techniques temps-fréquence non paramétriques. Dans cette partie, les techniques de Spectrogramme, Transformée d'ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la distribution de Bessel sont appliquées à des signaux théoriques et expérimentaux. La caractérisation dimensionnelle d'un tube élastique peut être faite grâce aux fréquences de coupure réduites des ondes circumférentielles (S_0 , A_1 , S_1 ,...) se propageant autour de la circonférence tube. Ces fréquences sont déterminées à partir de l'analyse de différentes techniques temps-fréquence.

III-2 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique théorique

L'étude de la diffusion acoustique par des cibles de forme géométrique simple a fait l'objet de plusieurs travaux [1-16]. Ces précédentes études théoriques et expérimentales dans le domaine de la diffusion acoustique ont montré que les résonances acoustiques d'une cible de forme simple (plaque, cylindre, tube ...) dépendent de ses caractéristiques physiques et géométriques [1-16]. L'analyse de ces signaux acoustiques rétrodiffusés par une cible par les techniques monodimensionnelles se révèlent insuffisante pour visualiser l'évolution fréquentielle des composants en fonction du temps, d'observer les trajectoires des ondes circumférentielles et d'obtenir directement leurs fréquences de coupure [17-18].

Dans cette section, nous allons employer les différentes techniques temps-fréquence non paramétriques définies dans le chapitre I (Spectrogramme, Transformée d'ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel) afin d'analyser le signal acoustique théorique rétrodiffusé par un tube en Aluminium de rayon $b/a=0.95$. Le but global est de mettre en évidence l'utilité des techniques temps-fréquence pour remonter aux caractéristiques du matériau constituant le tube excité et analysé.

Cette étude présente, d'une part l'efficacité et la précision des techniques temps-fréquence à déterminer les fréquences de coupure des ondes circumférentielles (S_0, A_1, S_1, \dots) et d'autre part de comparer les valeurs des vitesses transversales et longitudinales de matériau déduites des images temps-fréquence avec celles issues de la théorie.

III-2-1 Signal acoustique rétrodiffusé par un tube élastique

La figure III.1 présente la géométrie du problème. Le tube élastique de rapport de rayon b/a est excité par une onde acoustique plane.

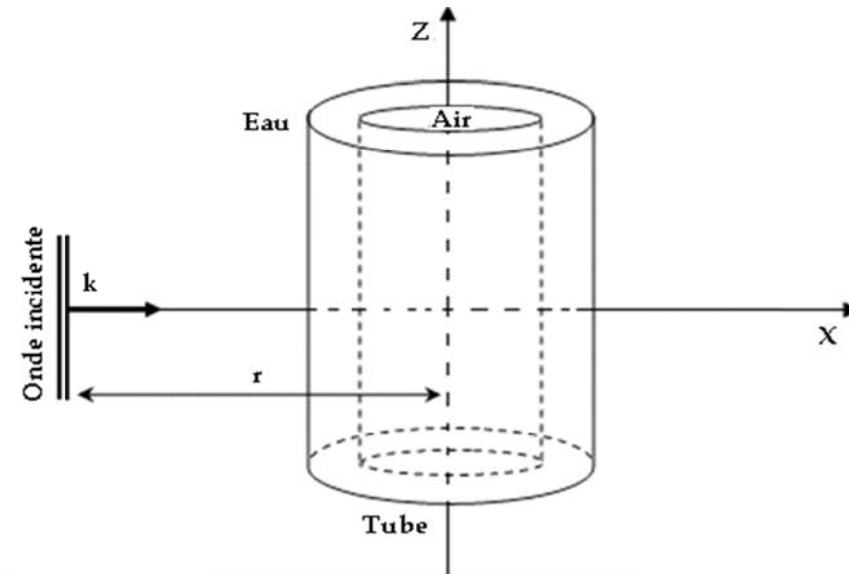


Fig III.1 Géométrie du problème

La figure III.2 présente les mécanismes de la formation des échos des ondes circumférentielles (S_0 , A_1 , S_1 , S_2 , A_2 , ...) et de l'onde de Sholte [14]. L'onde de Scholte présente des ondes acoustiques se propageant à une interface eau/tube.

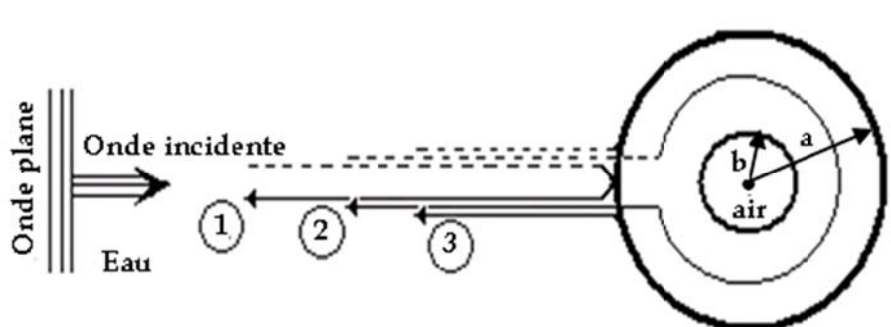


Fig III.2 Mécanisme de la formation des échos (1 : Echo spéculaire, 2 : Ondes circumférentielles, 3 : Onde de Sholte)

De la similitude existante entre les ondes circumférentielles dans le cas d'un tube élastique mince et les ondes de Lamb dans le cas d'une plaque de même épaisseur, il est possible d'utiliser les relations classiques sur les ondes de Lamb pour remonter à la valeur de la fréquence de coupure d'une onde circumférentielle dans le cas d'un tube [19,28].

La figure III.3 présente les courbes de dispersion des ondes de Lamb symétriques et antisymétriques dans une plaque d'Aluminium.

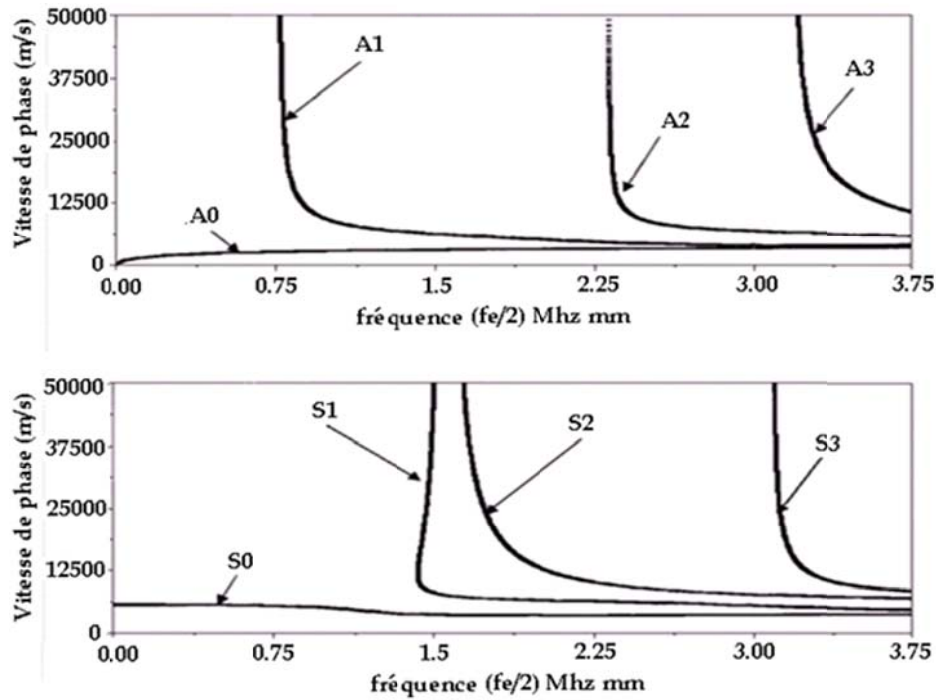


Fig III.3 Courbes de dispersion des ondes de Lamb symétriques et antisymétriques dans une plaque d'Aluminium

La vitesse de phase est calculée à partir des fréquences de résonance qui correspondent aux ondes de Lamb se propageant dans la plaque. Ainsi à partir de chaque fréquence de résonance, un nombre entier de longueurs d'onde correspond à l'épaisseur de la plaque, et la relation suivante est vérifiée [29] :

$$C_{ph}(f) = \frac{2\pi f \cdot e}{n} \quad (\text{III.1})$$

Avec n représente le mode des ondes de Lamb.

La fonction de la fréquence sans dimension ka (sans unité) est définie par l'expression ci-dessous [2,9] :

$$ka = \frac{2\pi fa}{c} \quad (\text{III.2})$$

Lorsque la paroi du tube est mince, il est possible d'assimiler l'onde de tube circonférentielle à l'onde de Lamb de la plaque en très basse fréquence [30]. Les fréquences réduites $fe/2$ (avec $fe/2$ est le produit de la fréquence-épaisseur d'une plaque en MHz, e est l'épaisseur de la plaque en mm ($e=a-b$)) utilisée pour le calcul des courbes sont liées à la fréquence sans dimension utilisée dans le cas d'une coque cylindrique avec la relation [19] :

$$ka = \frac{4\pi}{c(1-\frac{b}{a})} f \frac{e}{2} \quad (\text{III.3})$$

À partir de la similitude existante entre les ondes circonférentielles et les ondes de Lamb, on peut utiliser les relations classiques des ondes de Lamb. Ces relations nous permettent de déterminer la valeur de la fréquence de coupure de l'onde circonférentielle dans le cas d'un tube [13,30-32]. Dans le cas d'une plaque mince, les fréquences de coupure des ondes symétriques et antisymétriques de Lamb sont fournies, respectivement, en utilisant la courbe de dispersion de l'onde de Lamb dans une plaque [13,15,20,33] :

$$f.e)_c = \begin{cases} m_s c_T \\ (m_s + \frac{1}{2}) c_L \end{cases} \quad (\text{III.4})$$

$$f.e)_c = \begin{cases} m_a c_L \\ (m_a + \frac{1}{2}) c_T \end{cases} \quad (\text{III.5})$$

Avec c_T et c_L sont les vitesses transversales et longitudinales du matériau constituant le tube, m_s et m_a sont les entiers indiquant les modes symétriques et antisymétriques de vibrations de la plaque respectivement.

A partir des équations (III.3), (III.4) et (III.5), les fréquences de coupure $(ka)_c$ des ondes circonférentielles symétriques et antisymétriques sont données par les relations suivantes :

$$(ka)_c = \frac{2\pi}{c(1-\frac{b}{a})} \begin{cases} m_s c_T \\ (m_s + \frac{1}{2}) c_L \end{cases} \quad (\text{III.6})$$

$$(ka)_c = \frac{2\pi}{c(1-\frac{b}{a})} \begin{cases} m_a c_L \\ (m_a + \frac{1}{2}) c_T \end{cases} \quad (\text{III.7})$$

La figure III.3 permet de fournir les fréquences $(f.e/2)$ indiquées par une flèche verticale.

A partir de ces valeurs acquises à partir de la figure III.3, les fréquences de coupures des ondes de Lamb A1, S2, S1 et A2 peuvent d'être calculées par les relations (III.4) et (III.5).

Le tableau III.1 présente les fréquences de coupure des ondes de Lamb et circonférentielles obtenues.

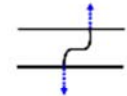

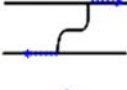
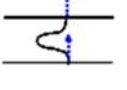
Type d'onde	Mode de vibration	$f_c/2$ (Mhz mm)	ka
A1	$m_a=1$ 	0.775	132.24
S1	$m_s=1$ 	1.550	264.87
S2	$m_s=2$ 	1.595	272.56
A2	$m_a=2$ 	2.325	397.30

Tableau III.1 Fréquence de coupure des ondes de Lamb (pour plaque) et circonférentielle (pour tube)

La figure III.4 illustre le spectre de rétrodiffusion théorique d'un tube d'Aluminium rempli d'air immergé dans l'eau.

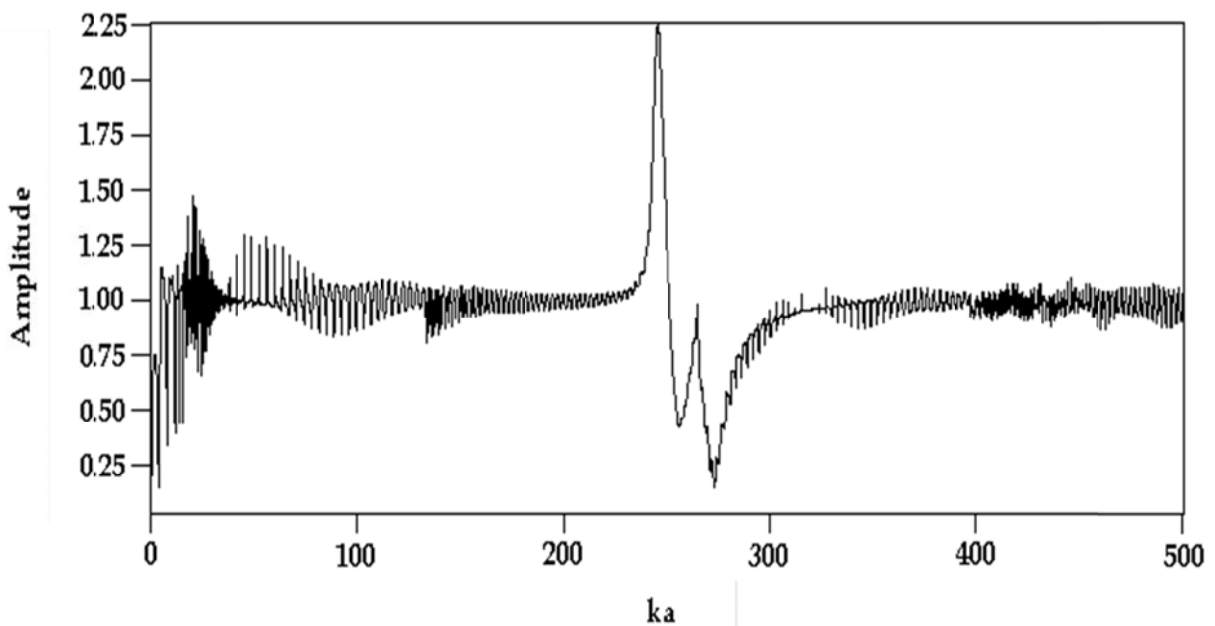


Fig III.4 Spectre de rétrodiffusion d'un tube d'aluminium rempli d'air, $b/a = 0.95$, $a=3\text{cm}$

Le spectre de rétrodiffusion de la figure III.4 montre la présence de changements brusques correspondant aux résonances. Le signal temporel $s(t)$ rétrodiffusé par un tube est calculé par la Transformée de Fourier Inverse du spectre de rétrodiffusion (figure III.4).

Pour obtenir le spectre de résonance; dans un premier lieu le signal temporel théorique est calculé à partir du spectre de rétrodiffusion par une Transformée de Fourier Inverse, il

correspond au signal de temps observé lorsque le tube est excité par une impulsion à large bande (figure III.5a). Sur ce signal temporel, différents échos, liés aux ondes circonférentielles, sont observés. Deuxièmement l'écho spéculaire lié à la réflexion sur le tube est supprimé et remplacé par des zéros. Troisièmement une nouvelle Transformée de Fourier est appliquée au signal temporel filtré.

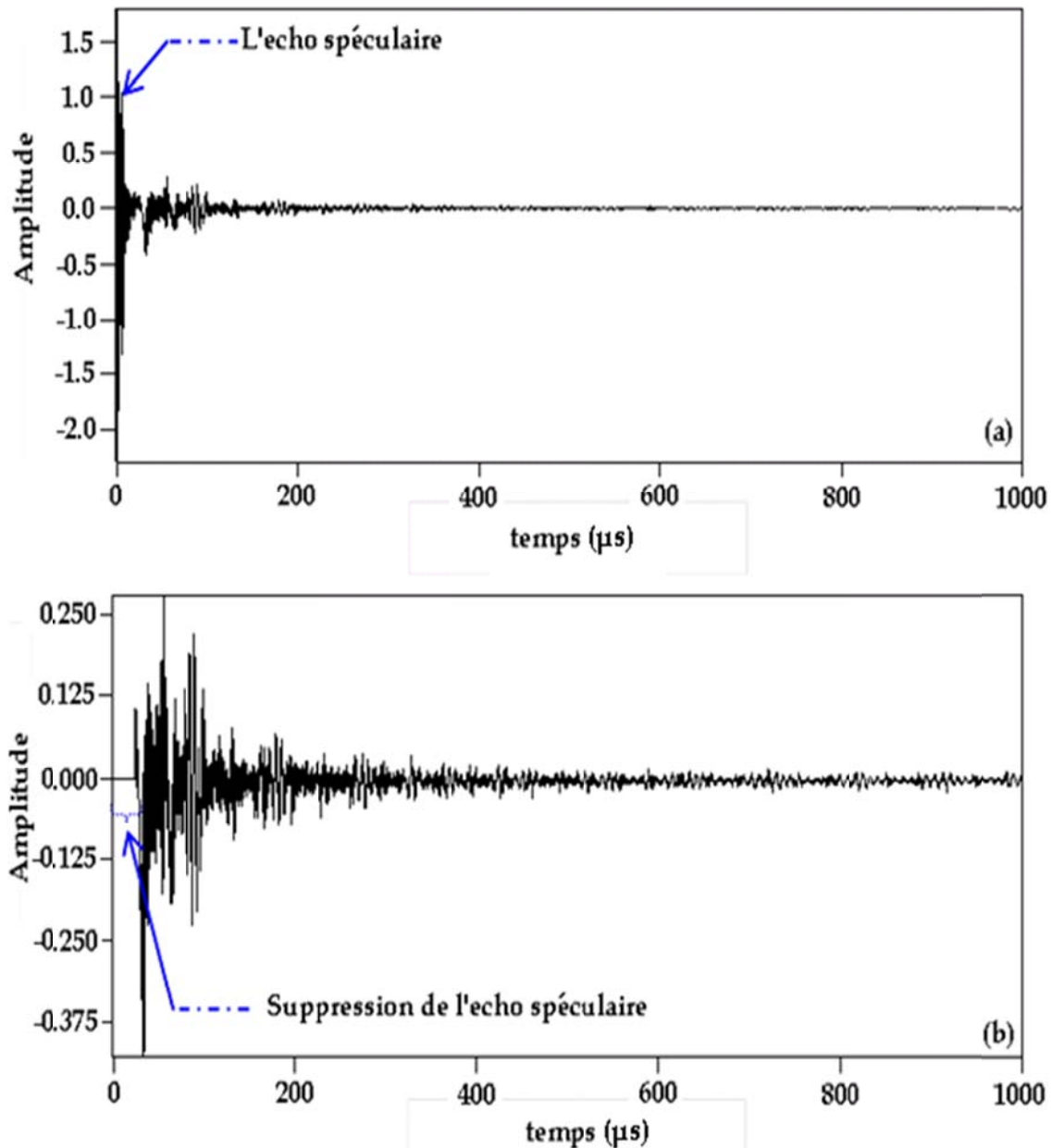


Fig III.5 Signal temporel d'un tube d'aluminium $b/a=0,95$: (a) le signal global et (b) le signal global avec l'écho spéculaire supprimé

La figure III.6 présente le spectre de résonance. Pour chaque transition présente sur la figure III.4, un pic de résonance est observé sur la figure III.6. Les résonances qui apparaissent sur le

spectre de résonance de rétrodiffusion (figure III.6) sont liées aux ondes circonférentielles se propageant autour de la circonférence du tube [34].

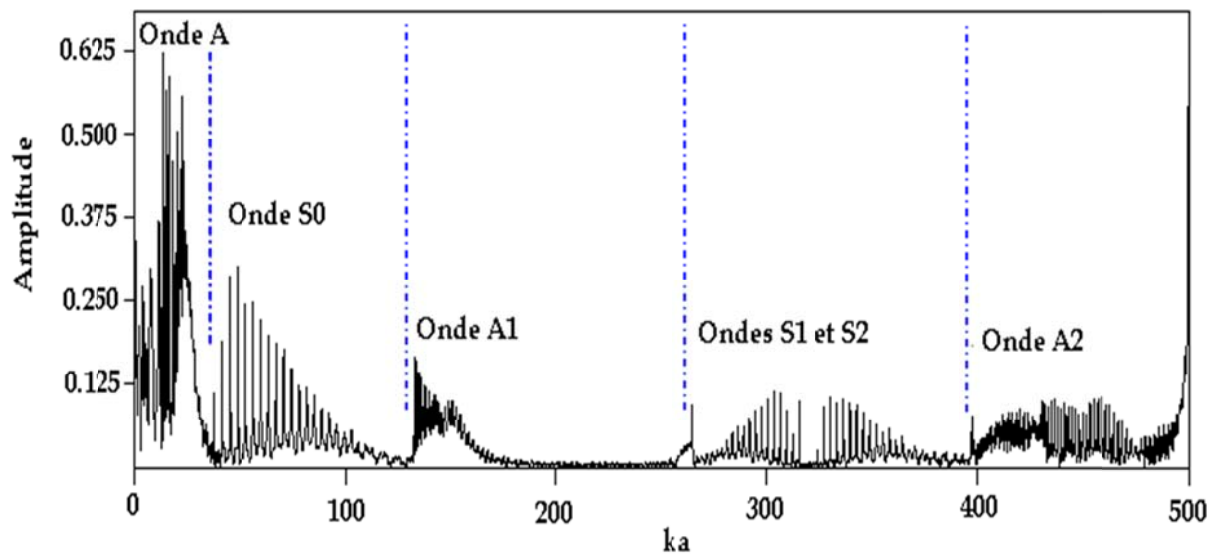


Fig III.6 Spectre de résonance d'un tube d'Aluminium rempli d'air et immergé dans l'eau,
 $b/a=0,95$, $a = 3\text{cm}$

Sur ce spectre de résonance (figure III.6), différentes familles de résonances sont observés telles que:

- Les résonances d'onde A1 à partir de la fréquence de coupure $ka = 132$,
- Les résonances d'ondes S1 à partir de la fréquence de coupure $ka = 260$,
- Les résonances d'onde S2 à partir de la fréquence de coupure $ka = 270$,
- Les résonances d'onde A2 à partir de la fréquence de coupure $ka = 397$.

III-2-2 Images temps-fréquence du signal acoustique théorique

La figure III.7 montre des images temps-fréquence non paramétriques du signal théorique temporel rétrodiffusé par un tube d'Aluminium rempli d'air avec un rapport rayons $b/a=0,95$ (figure III.5b). Ces images temps-fréquence sont obtenues par l'application des techniques temps-fréquence de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel respectivement. Ces représentations montrent des images synthétiques des différents modes liés aux ondes circonférentielles telles que S0, A1, S1, S2 et A2 apparaissant dans ce signal.

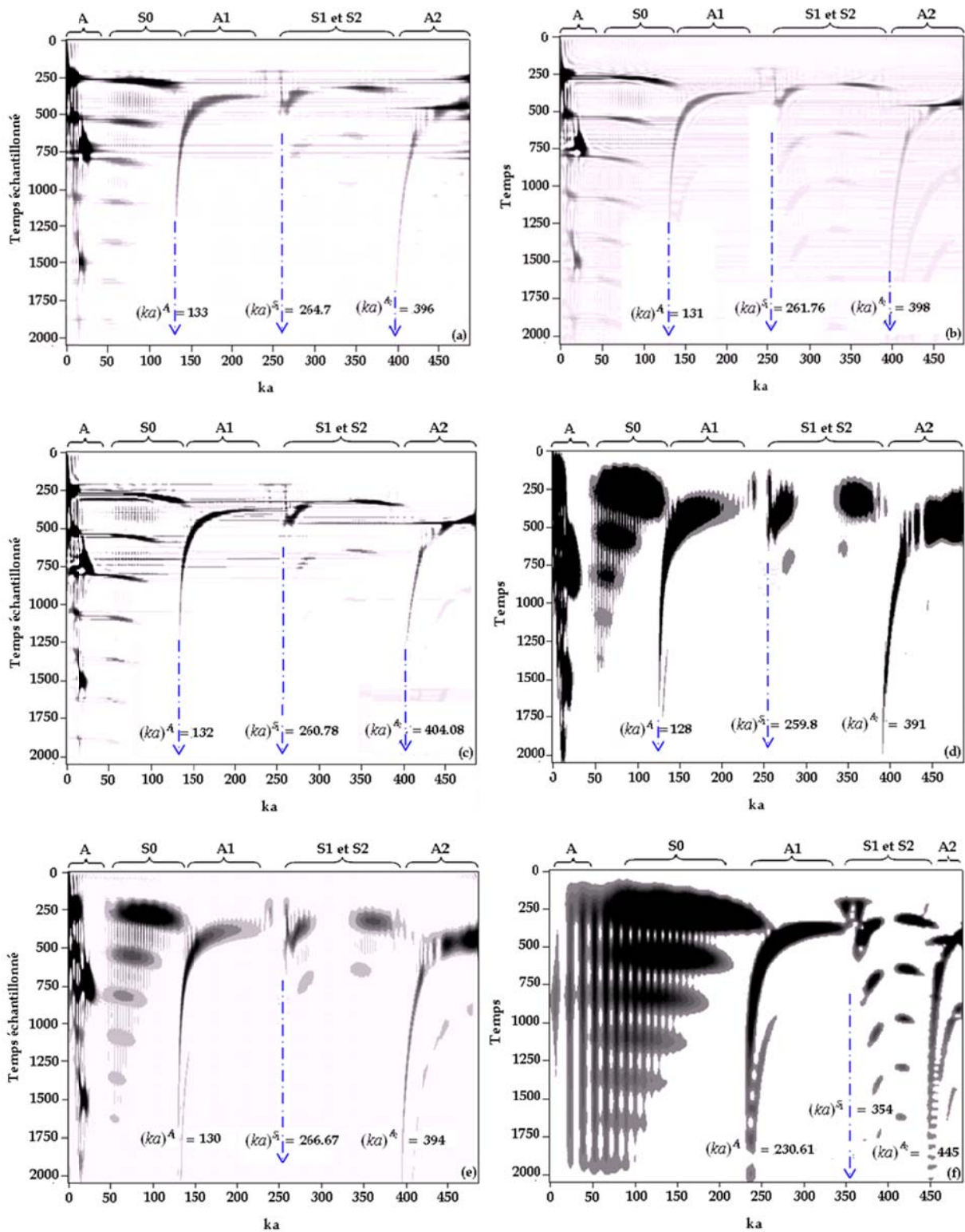


Fig III.7 Représentations temps-fréquence du signal théorique rétrodiffusé par un tube d'Aluminium (figure III.5b) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jordan, (c) Distribution de Bessel, (d) Spectrogramme, (e) Pseudo Wigner-Ville Lissée et (f) Transformée d'Ondelettes

Les images temps-fréquence de la figure III.7, liées aux différentes techniques temps-fréquence non paramétriques de Choi-Williams, Born-Jordan, Distribution de Bessel, Spectrogramme, Pseudo Wigner-Ville Lissée et Transformée d'Ondelettes, montrent clairement l'évolution fréquentielle des ondes antisymétriques (A1 et A2) et symétriques (S1 et S2) sur le plan temps-fréquence. Lorsque le temps augmente, les trajectoires associées aux différentes ondes circonférentielles tendent vers des valeurs asymptotiques qui sont égales aux fréquences de coupure. Ces fréquences présentées par les points d'intersection des trajectoires asymptotiques des ondes avec l'axe de fréquence réduite. Les valeurs des fréquences obtenues par les différentes techniques temps-fréquence non paramétriques sont présentées par le tableau III.2 ci-dessus :

	CW	BJ	DB	SP	PWVL	TO	Valeurs des modes propres
$(ka)_c^{A_1}$	133	131	132	128	130	230.61	132.5
$(ka)_c^{S_1}$	264.7	261.76	260.78	259.8	266.67	354	264.8
$(ka)_c^{A_2}$	396	398	404.08	391	394	444.9	397.5

Tableau III.2 Fréquences de coupure des ondes circonférentielles A1, S1 et A2 déterminées à partir des images temps-fréquence

Le tableau 4.3 représente les valeurs des vitesses longitudinale et transversale de matériau constituant le tube, obtenues à partir des équations III.6 et III.7 en utilisant les valeurs des fréquences de coupures obtenues par les images temps-fréquence présentes dans le tableau III.2 :

Modes	Vitesses (m/s)	CW	BJ	DB	SP	PWVL	TO	Valeurs de littérature scientifique
A1	C_T	3113	3066	3089	2996	3043	5398	3100
S1	C_L	6196	6127	6104	6081	6242	8286	6380
A2	C_T	3089	3105	3152	3050	3074	3471	3100

Tableau III.3 Vitesses longitudinale et transversale obtenues à partir des images temps-fréquence

A partir du tableau III.3, nous avons noté que les valeurs des vitesses longitudinale et transversale, déduites à partir des différentes images temps-fréquence obtenues, sont très proches avec celles proposées par littérature [14,19,28,35] ($C_T=3100$ m/s et $C_L=6380$ m/s), à l'exception de celles obtenues par la Transformée d'Ondelettes. Nous remarquons aussi que les techniques temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et Distribution de Bessel fournissent les images les plus intéressantes avec une haute résolution et avec un minimum d'étalement spectrale présent spécialement dans l'image de Spectrogramme.

III-3 Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique expérimental

Dans cette section, l'étude sera focalisée sur l'analyse d'un signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'Aluminium immergé dans l'eau et de rapport des rayons b/a par les mêmes techniques temps-fréquence non paramétriques décrites dans le paragraphe III-2. L'objectif de cette section est de remonter à une autre propriété physique du tube, qui est son épaisseur, en utilisant les différentes images obtenues par les techniques temps-fréquence non paramétriques, à savoir ; Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel.

III-3-1 Dispositif expérimental

L'étude expérimentale est conduite dans une cuve parallélépipédique. Pour obtenir des signaux exploitables, il est nécessaire de ne pas être gêné par des réflexions sur les parois de la cuve. Ce dernier est équipé de système de positionnement précis pour les échantillons et les capteurs piézoélectriques. Cette cuve est remplie d'eau dont la masse volumique est $\rho_{\text{eau}}=1000$ kg/m³ et dans laquelle la célérité des ondes acoustiques $c_{\text{eau}}=1470$ m/s a été mesurée à la température ambiante de 20°C. La largeur de la bande passante du capteur piézoélectrique, nous permet de mener des expériences dans un large domaine fréquentiel. L'échantillon est un tube d'Aluminium de rapport des rayons b/a . Ce tube est placé dans le champ lointain du transducteur plan, de fréquence centrale 10 Mhz. La longueur du tube doit être considérée comme infinie pour répondre aux conditions théoriques. La figure 4.8 présente le dispositif expérimental utilisé dans ce travail. Ce dispositif est constitué d'un générateur d'impulsions, d'un oscilloscope numérique, capteur acoustique et un tube d'Aluminium de rapport b/a .

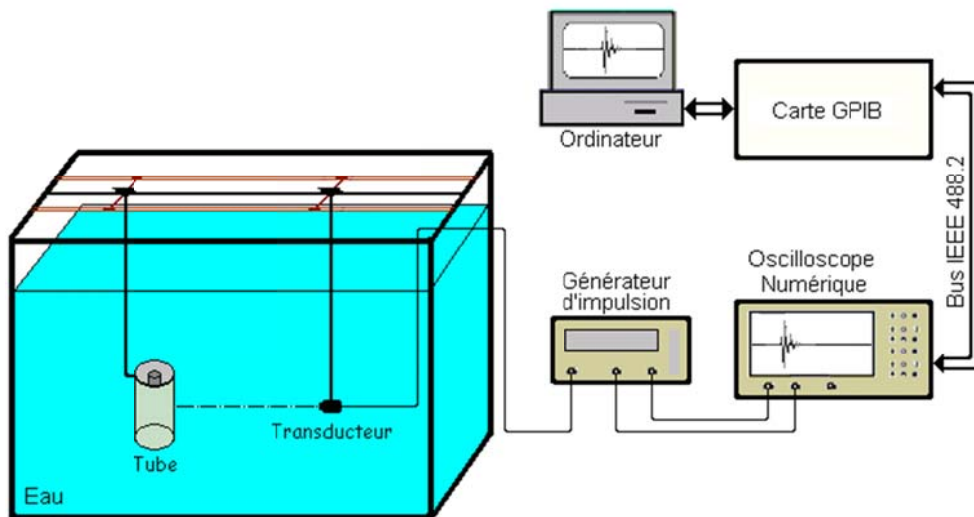


Fig III.8 Dispositif expérimental

III-3-2 La méthode impulsionnelle expérimentale

La chaîne de mesure qui contient un générateur d'impulsions, qui excite électriquement le capteur piézoélectrique, est illustrée par la figure III.9. Une fois le capteur excité, le tube réagit en diffusant de l'énergie dans toutes les directions. Le signal rétrodiffusé est capté par le même capteur. Le changement du mode de fonctionnement du capteur est assuré par une porte intégrée au générateur d'impulsions. En suit, le signal reçu est amplifié puis envoyé vers un oscilloscope numérique de type Lecroy 931OM-300 MHz. Ce dernier est aussi équipé d'un logiciel de traitement de signaux. Ce logiciel permet d'effectuer la Transformée de Fourier rapide du signal reçu. L'oscilloscope numérique est connecté à un PC par une interface IEEE 488.2. Un logiciel, réalisé dans le Laboratoire LMTI, permet le dialogue entre l'ordinateur et l'oscilloscope numérique [35]. Ce qui permet de stocker les signaux temporels et fréquentiels dans la mémoire de l'ordinateur, afin de les analyser par la suite à l'aide d'autres logiciels (C/C++, Labview, Matlab). Le signal émis par le capteur est de type impulsionnel, donc nécessairement large bande.

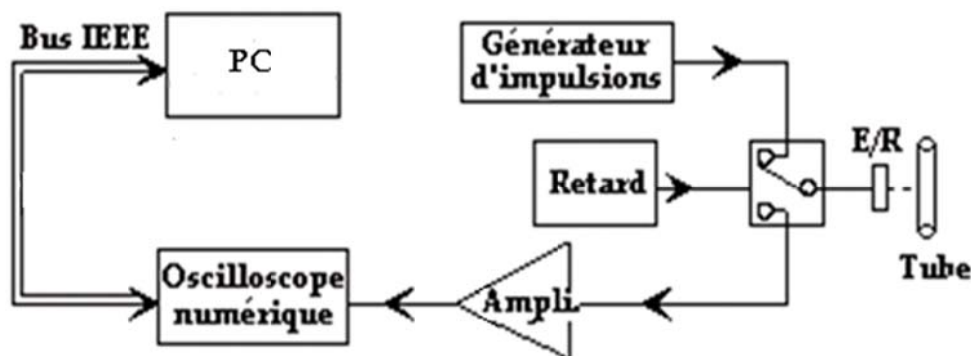


Fig III.9 Chaîne de mesure de la méthode impulsionnelle

III-3-3 Signal temporel et son spectre de résonance

La figure III.10 présente un signal expérimental rétrodiffusé par un tube en Aluminium de rapport des rayons b/a . Ce signal est constitué d'une séquence d'échos liés aux ondes circonférentielles se propageant autour de la circonférence du tube. Cette figure montre un écho de réflexion spéculaire (de grande amplitude et de courte durée), ce dernier est pris comme point de départ dans le temps. Sur cette même figure, nous pouvons observer plusieurs paquets d'ondes de faible amplitude associés aux différentes ondes circonférentielles (Onde de Scholte, S_0 , A_1 , S_1 , ...). En outre, l'observation de ce signal montre une succession de composants plus ou moins distincts que l'on cherche à identifier. Les différents échos finissent par se chevaucher et, dans ces conditions, l'identification et la mesure des durées de ces échos (les durées dépendent du rayon du tube) devient très difficile voire impossible. Ceci constitue un inconvénient majeur de la méthode temporelle [35]. L'observation du signal de la figure III.10b montre la présence de ces échos. Ceux-ci sont liés à la propagation de l'onde autour de la circonférence de l'enveloppe de la coque cylindrique et correspondent à l'onde de Scholte A et les ondes circonférentielles (S_0 , A_1 , S_1 , ...) qui sont reconnaissables dans cette partie zoomée du signal global.

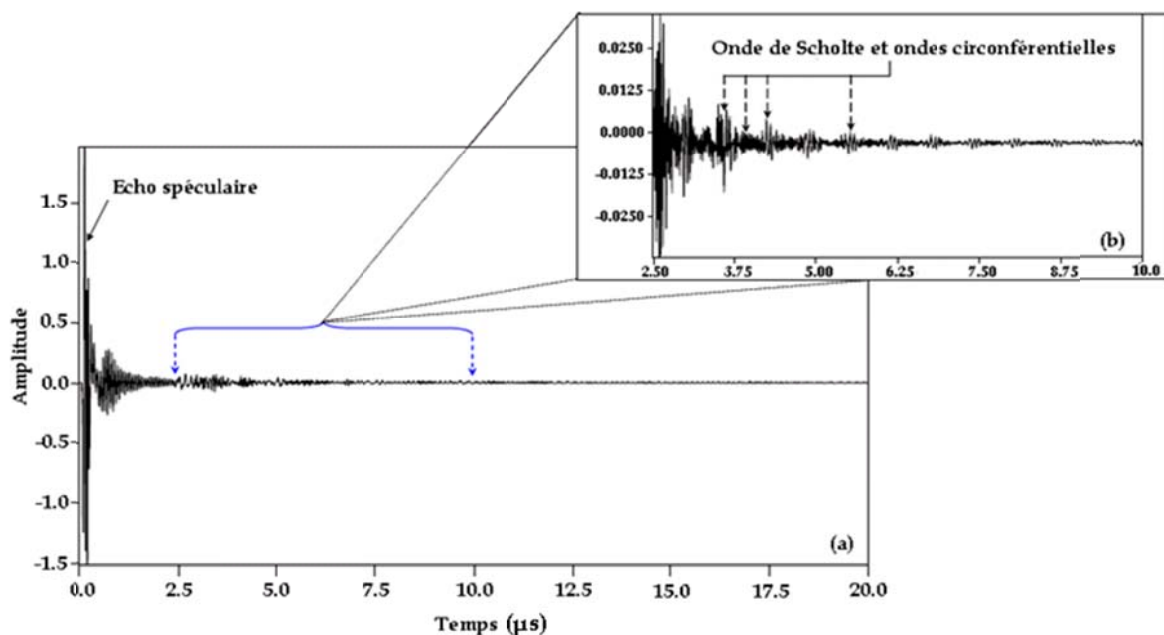


Fig III.10 Signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'aluminium de rapport b/a (b) : zoom d'une partie du signal (a)

Le spectre de résonance, figure III.11, est obtenu par l'application de la Transformée de Fourier Rapide sur le signal obtenu après l'élimination du premier écho à partir du signal expérimental original.

Le spectre de résonance permet d'identifier les ondes circonférentielles. Sur le spectre obtenu les différents pics correspondent aux ondes S0, S1 et A1 liées aux modes propres du tube [2,6]. L'analyse dans ce domaine fréquentiel du signal acoustique expérimental rétrodiffusé par le tube permet certes d'isoler et d'identifier les composantes fréquentielles du signal, mais aucune information temporelle n'est accessible ce qui constitue l'inconvénient majeur de cette analyse.

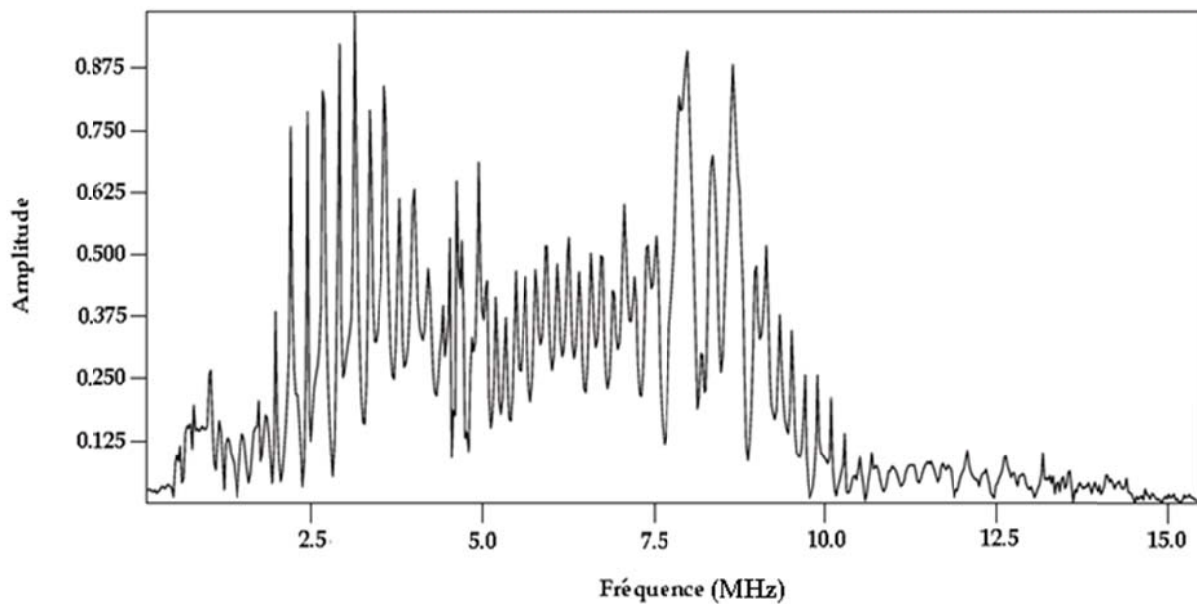


Fig III.11 Spectre de résonance du signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'Aluminium de rapport b/a

III-3-4 Images temps-fréquence du signal acoustique expérimental

La figure III.12 représente les images temps-fréquence des techniques non paramétriques, de Choi-Williams, Born-Jordan, Distribution de Bessel, Spectrogramme, Pseudo Wigner-Ville Lissée et Transformée d'Ondelettes, appliquées au signal expérimental rétrodiffusé par un tube d'Aluminium de rapport b/a , respectivement. Ces représentations montrent des images synthétiques des différents modes liés aux ondes circonférentielles telles que S0, A1, S1, S2 et A2 apparaissant dans ce signal.

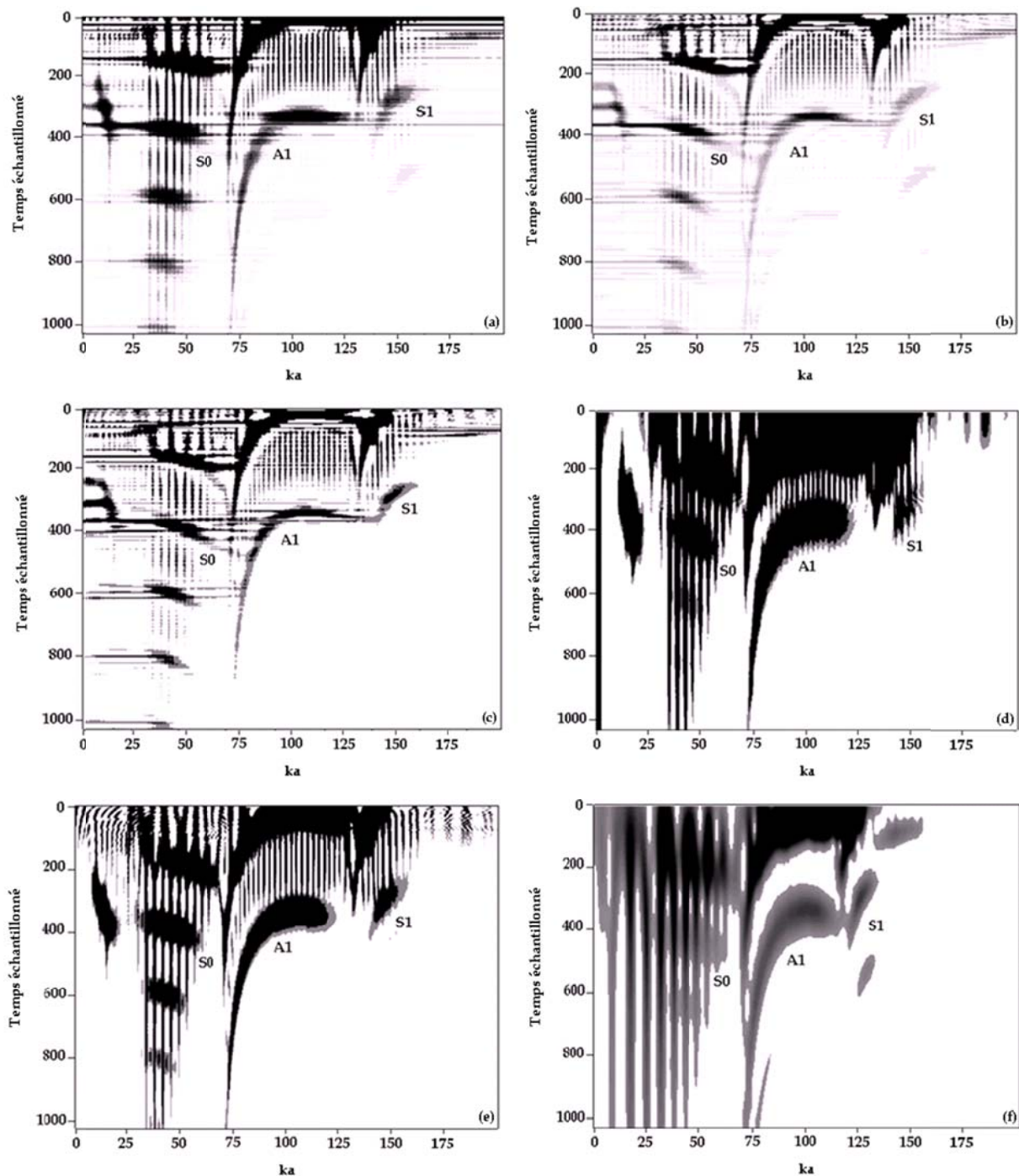


Fig III.12 Représentations temps-fréquence du signal théorique rétrodiffusé par un tube d'Aluminium : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jordan, (c) Distribution de Bessel, (d) Spectrogramme, (e) Pseudo Wigner-Ville Lissée et (f) Transformée d'Ondelettes

Sur chacune de ces images temps-fréquence, nous avons noté que les différentes techniques utilisées présentent bien l'évolution fréquentielle des ondes circumférentielles (S0, A1 et S1) en fonction du temps dans le plan temps-fréquence.

Les valeurs des fréquences de coupure déduites par les différentes images techniques temps-fréquence non paramétriques sont illustrées par le tableau III.4 :

	CW	BJ	DB	SP	PWVL	TO	Valeurs de modes propres
$(ka)_c^{A_1}$	67.65	69.61	70.59	71.08	70.1	69.12	66,2
$(ka)_c^{S_1}$	133	133	134	133.5	133.5	122	132.4

Tableau III.4 Fréquences de coupure des ondes A1 et S1 déterminées à partir des différentes images temps-fréquence

Les équations III.8 et III.9 présentent la relation liant le rapport des rayons b/a et fréquence de coupures obtenues à partir des équations III.6 et III.7 [13,15,20,33] :

$$\frac{b}{a} = 1 - \frac{2\pi}{c \cdot ka_c} \begin{cases} m_s c_T \\ (m_s + \frac{1}{2}) c_L \end{cases} \quad (\text{III.8})$$

$$\frac{b}{a} = 1 - \frac{2\pi}{c \cdot ka_c} \begin{cases} m_a c_L \\ (m_a + \frac{1}{2}) c_T \end{cases} \quad (\text{III.9})$$

Le tableau III.5 représente les valeurs déduites pour le rapport des rayons b/a à partir des équations III.8 et III.9 en utilisant les valeurs des fréquences de coupures obtenues par les différentes images temps-fréquence présentes dans le tableau III.4 :

Modes	Rapport	CW	BJ	DB	SP	PWVL	TO	Valeurs avec pied de coulisse
A1	b/a	0.902	0.904	0.906	0.906	0.905	0.904	0.9
S1	b/a	0.897	0.897	0.898	0.897	0.897	0.888	0.9

Tableau III.5 Rapport des rayons b/a obtenus à partir des images temps-fréquence

A partir des résultats du tableau III.5, nous avons conclu que les valeurs obtenues pour le rapport des rayons b/a à partir des différentes images temps-fréquence sont en bon accord avec la valeur mesurée par le pied de coulisse (b/a=0.9).

En comparant les résultats donnés par les différentes techniques temps-fréquence non paramétriques, nous avons constaté que la technique de Choi-Williams permet d'une part de fournir une image temps-fréquence très lisible et en d'autre part la valeur de rapport b/a la plus proche de celle obtenue par le pied de coulisse.

III-4 Conclusion

D'après les différents résultats obtenus dans ce chapitre, nous remarquons que la technique temps-fréquence de Choi-Williams donne les meilleures performances comparées aux autres techniques temps-fréquences. Cette technique présente une meilleure résolution et un minimum d'interférences et d'étalement spectrale vis-à-vis aux autre techniques.

Dans ce chapitre, nous avons montré l'intérêt des applications temps-fréquence non paramétriques dans le domaine acoustique en analysant des signaux théorique et expérimental rétrodiffusés par un tube immergé dans l'eau.

A partir des résultats obtenus par les différentes techniques temps-fréquence non paramétriques, Choi-Williams, Born-Jordan, Distribution de Bessel, Spectrogramme, Pseudo Wigner-Ville Lissée et Transformée d'Ondelettes, nous avons déduit que ses résultats sont en bon accord avec ceux livrés par la littérature scientifique.

En comparant les valeurs obtenues pour les différents paramètres du tube d'Aluminium à partir des images temps-fréquence, nous avons remarqué que la technique temps-fréquence de Choi-Williams présente les résultats les plus convaincants.

L'intérêt des techniques temps-fréquence non paramétriques dans l'analyse des signaux acoustiques non stationnaires présenté dans le chapitre III, nous a poussé à appliquer ces techniques sur un autre type de signaux non stationnaire très important dans le domaine biomédical, c'est l'Electrocardiogramme (ECG). Le chapitre 5 présentera l'application des différents techniques temps-fréquence non paramétriques, définies dans le chapitre 2, sur des signaux ECG normaux et anormaux afin de présenter l'utilité de temps-fréquence dans le domaine biomédical.

Références

- [1] P. L. Marston and N. H. Sun, "Backscattering near the coincidence frequency of a thin cylindrical shell: surface wave properties from elastic theory and an approximate ray synthesis", *J. Acoust. Soc. Am.* vol. 97, pp. 777-783, 1995.
- [2] G. Maze, F. Léon, N. Veksler, L. Ripoche, "Resonance identification of a solid axisymmetric finite length target" *J. Acoust. Soc. Am.* 95, 3000, 1994.
- [3] Farid Chati, Fernand Léon, Gérard Maze, "Acoustic scattering by a metallic tube with a concentric solid polymer cylinder coupled by a thin water layer. Influence of the thickness of the water layer on the two Scholte-Stoneley waves" *J. Acoust. Soc. Am.* 118 2820, 2005.
- [4] S. F. Morse and P. L. Marston, "Backscattering of transients by tilted truncated cylindrical shells: Time-frequency identification of ray contributions from measurements", *J. Acoust. Soc. Am.* vol. 111, pp. 1289-1294, 2002.
- [5] G. Maze D. Décultot, A. Klauson, J. Metsaveer, "Acoustic scattering by immersed circular cylindrical shell stiffened by internal lengthwise rib" *J. Acoust. Soc. Am.* 95 2868, 1994.
- [6] G. Maze, F. Lecroq, D. Décultot, J. Ripoche, Sus an K. Numrich, H. Überall, "Acoustic scattering from finite cylindrical elastic objects" *J. Acoust. Soc. Am.* 90 3271, 1991.
- [7] G. Maze, J. Ripoche, Xiao-Ling Bao, H. Überall, "Acoustic scattering from elastic cylinders" *J. Acoust. Soc. Am.* 89 1993, 1991.
- [8] D. Décultot, F. Lecroq, G. Maze, J. Ripoche, "Acoustic scattering from immersed axisymmetric objects. Cylindrical shell limited by hemispherical encaps" *J. Acoust. Soc. Am.* 95, 3000, 1994.
- [9] G. Maze, "Acoustic scattering from submerged cylinders. MIIR Im/Re: Experimental and theoretical study", *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 89, pp. 2559–2566, 1991.
- [10] M. Castaings, P. Cawley, "The generation, propagation and detection of Lamb waves in plates using air-coupled ultrasonic transducers" *J. Acoust. Soc. Am.* 100, 3070, 1996.
- [11] N. H. Sun and P. L. Marston, "Ray synthesis of leaky Lamb wave contributions to backscattering from thick cylindrical shells", *J. Acoust. Soc. Am.* vol. 91, pp. 1398-1402 , 1992.
- [12] M. Talmant, G. Quentin, J.L. Rousselot, J.V. Subrahmanyam, and H. Ubreall, "Acoustic resonances of thin cylindrical shells and the resonance scattering theory", *J. Acoust. Soc. Am.* 84(2), 681-688, 1988.

- [13] R. Latif, E. H. Aassif, G. Maze, A. Moudden, B. Faiz, "Determination of the group and phase velocities from time-frequency representation of Wigner-Ville", *Journal of Non Destructive Testing & Evaluation International*, Vol. 32, 7, 415-422, 1999.
- [14] R. Latif, "Analyse de la dispersion des ondes acoustiques rétrodiffusées par une plaque ou un tube immergés à partir d'une image temps-fréquence", Thèse de Doctorat de la Faculté des Sciences, Université Ibn Zohr, 2000.
- [15] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, B. Faiz, "High resolution time-frequency analysis of an acoustic signal backscattered by a cylindrical shell using a Modified Wigner-Ville representation", *Meas. Sci. Technol.* 14, pp. 1063-1067, 2003.
- [16] R. Latif, M. Laaboubi, E. Aassif, G. Maze, "Détermination de l'épaisseur d'un tube élastique à partir de l'analyse tempsfréquence de Wigner-Ville", *Journal Acta-Acustica*, Vol 95, Number 5, pp 843-848, 2009.
- [17] G. Maze, Diffusion d'une onde acoustique plane par des cylindres et des tubes immergés dans l'eau. Isolement et identification des résonances, Thèse de Doctorat d'Etat, Rouen, 1984.
- [18] G. Maze, B. Taconet, J. Ripoché, "Etude expérimentale des résonances de tubes cylindriques remplis d'air immergés dans l'eau". *Rev. du Cethedec* n° 72, pp. 103-119, 1982.
- [19] R. Latif, E. H. Aassif, G. Maze, D. Decultot, A. Moudden, B. Faiz, "Analysis of the circumferential acoustic waves backscattered by a tube using the time-frequency representation of Wigner-Ville ", *Journal of Measurement Science and Technology*, Vol. 11, 1, pp. 83-88, 2000.
- [20] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, B. Faiz, G. Maze, "The experimental signal of a multilayer structure analysis by the time-frequency and spectral methods", *NDT&E International*, Vol. 39, Issue 5, pp. 349-355, July 2006.
- [21] M. Laaboubi, E. Aassif, R. Latif, A. Dliou, G. Maze, D. Décultot, "Application of the reassignment time–frequency method on an acoustic signals backscattered by an air-filled circular cylindrical shell immersed in water *Aerospace Science and Technology*". In-Press, Septembre 2012.
- [22] M. Laaboubi, A. Dliou, E. Aassif, R. Latif, G. Maze, A. Moudden, " Spectrogram analysis of single-mode circumferential waves propagating around the circular cylindrical shell immersed in water". *Canadian Acoustics Journal*, Vol. 40 No. 4, pp 13-20, 2013.
- [23] R. Latif, M. Laaboubi, A. Dliou, "Acoustic experimental signal analysis using an adaptive neuro-fuzzy inference system and different time-frequency techniques". *International Review on Computers and Software (IRECOS)*, In-Press, 2012.

- [24] Flandrin, P. "Représentations temps-fréquence des signaux non stationnaires", *Traitement du Signal*, 6(2), pp. 89–101, 1989.
- [25] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Analyse temps-fréquence d'un signal acoustique rétrodiffusé par un tube par la transformée d'ondelettes et la distribution de spectrogramme", colloque international Télécom'2011 & 7èmes JFMMA, 16, 17 et 18 Mars 2011, Tanger, Maroc.
- [26] M. Laaboubi, E. Aassif, R. Latif, G. Maze, A. Moudden, A. Dliou, I. Aboudaoud, "Analysis of the acoustic signal backscattered by a multi-layer structure with the spectrogram and the wavelet time-frequency methods", 10ème Congrès Français d'Acoustique, Lyon, France, 12-16 Avril 2010.
- [27] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, G. Maze, "Analyse temps-fréquence par ondelettes d'un signal acoustique rétrodiffusé par une cylindrique", TELECOM'2009 & 6èmes JFMMA, 12, 13 & 14 MARS 2009, Agadir, Maroc.
- [28] G. Maze, J.L. Izbicki, J. Ripoche, "Resonances of plates and cylinders: Guided waves", *J. Acoust. Soc. Amer.* vol 77, pp. 1352-1357, 1985.
- [29] J.P. Sessarego, J. Saheloli, P. Degoul, P. Flandrin, M. Zakharia "analyse temps-fréquence des signaux en milieux dispersifs. Application à l'étude des ondes de Lamb" *J. Acoustique* 3, pp. 273-280, 1990.
- [30] R. Fiorito, W. Madogosky, H. Überall, "Resonance theory of acoustic waves interacting with an elastic plate", *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 66, No. 6, December, 1857-1866, 1979.
- [31] R. Fiorito, W. Madogosky, H. Überall, "Theory of ultrasonic resonances in viscoelastic layer", *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 77, No. 2, Februry, 489-498, 1985.
- [32] J. Qu, L. Jacobs, "Cylindrical Waves and Their Applications in Ultrasonic Evaluation," in *Ultrasonic NDE for Engineering and Biological Material Characterization*, ed. T.Kundu, CRC Press, p.311- 36, 2004.
- [33] R. Latif, E. Aassif, A. Moudden, D. Decultot, B. Faiz, G. Maze, "Determination of the cut-off frequency of an acoustic circumferential wave using a time-frequency analysis", *NDT&E International* 33, 373-376, 2000.
- [34] L. Derbesse, P. Pernod, V. Latard, A. Merlen, D. Décultot, N. Touraine, G. Maze, "Acoustic scattering from complex elastic shells: visualization of S₀,A₀ and A waves", *Ultrasonics*, Volume 38, Issue 1-8, March Pages 860-863, 2000.
- [35] P.L. Marston and N.H. Sun, "Backscattering near the coicidance frequency of a thin cylindrical shell: surface wave properties from elastic theory and an approximate ray synthesis", *J. Acoust. Soc. Am.* vol 97, pp. 777-783, 1995.

Chapitre V

Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires biomédicaux

Sommaire

IV-1 Introduction	93
IV-2 Electrocardiogramme	94
IV-2-1 Introduction	94
IV-2-2 Bases cardiologiques	95
IV-2-2-1 Anatomie du cœur humain	95
IV-2-2-2 Réseau vasculaire	97
IV-2-2-3 Battement cardiaque	99
IV-2-2-4 Genèse du signal électrique cardiaque	99
IV-2-2-4-1 Potentiel d'action des cellules myocardes	101
IV-2-2-4-2 Propagation de l'influx électrique	102
IV-2-2-5 Rythme cardiaque dirigé par le Système Nerveux Autonome	104
IV-2-2-5-1 Système Nerveux	104
IV-2-2-5-2 Système Nerveux autonome	106
IV-2-3 Electrocardiographie	107
IV-2-3-1 Techniques d'enregistrement d'ECG	108
IV-2-3-1-1 Histoire de l'électrocardiographie	108
IV-2-3-1-2 Enregistrement	108
IV-2-3-1-3 Notion de dipôle électrique	109
IV-2-3-1-4 Système de dérivations de l'ECG	111
IV-2-3-2 Analyse de l'ECG	115
IV-2-3-2-1 Ondes P, QRS, T	115
IV-2-3-2-2 Caractéristiques fréquentielles de l'ECG	117
IV-2-3-2-3 Intervalles de l'ECG	117
IV-2-3-2-4 Rythme cardiaque	118
IV-2-3-2-5 Fréquence cardiaque	119

IV-2-3-2-6 Fibrillation auriculaire	119
IV-2-4 Quelques notions utiles de physiologie	121
IV-2-4-1 Conduction cardiaque	121
IV-2-4-1-1 Séquence d'activation électrique cardiaque	121
IV-2-4-1-2 Régulation de la conduction cardiaque	122
IV-2-4-1-3 Influence sur les ondes cardiaques	123
IV-2-4-2 Jonction auriculo-ventriculaire	123
IV-2-4-2-1 Influence de la fréquence cardiaque	124
IV-2-4-2-2 Influence du système nerveux autonome	125
IV-2-5 Récapitulatif	125
IV-3 Analyse temps-fréquence de signal ECG	127
IV-3-1 Analyse temps-fréquence d'un signal ECG normal	128
IV-3-2 Analyse temps-fréquence de signaux ECG anormaux	131
IV-3-2-1 Signal supraventriculaire	132
IV-3-2-2 Signal avec extrasystole auriculaire	136
IV-3-2-3 Signal avec extrasystole supraventriculaire	138
IV-3-2-4 Signal avec contraction ventriculaire prématurée	140
IV-3-2-5 Signal avec bloc de branche droit	142
IV-3-2-6 Signal ventriculaire	144
IV-3-3 Récapitulatif	146
IV-4 Conclusion	147

Chapitre IV : Analyse temps-fréquence des signaux non-stationnaires biomédicaux

IV-1 Introduction

L'électrocardiographie est un outil important dans le diagnostic de l'état du cœur. L'électrocardiogramme (ECG) est l'enregistrement de la variation du potentiel bioélectrique par rapport au temps, c'est une technique non invasive et peu coûteuse, qui permet de fournir des informations précieuses sur les aspects fonctionnels du cœur et du système cardiovasculaire [1-2]. La détection précoce des maladies cardiaques/anomalies peuvent prolonger la vie et améliorer la qualité de vie grâce à un traitement approprié. L'état de santé cardiaque se traduit généralement sous la forme d'ondes ECG et de fréquence cardiaque qui peut contenir des indications importantes sur la nature des maladies qui affligent le cœur. Selon la définition médicale dans [4], l'information la plus importante dans le signal ECG est concentrée dans l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Ces données comprennent les positions et/ou amplitudes de l'intervalle QRS, l'intervalle PR, l'intervalle QT, ST intervalle, le segment PR et du segment ST.

Les signaux électrocardiogramme sont, généralement, analysés dans le domaine temporel par des médecins qualifiés. Cependant, les conditions pathologiques ne peuvent pas toujours être évidentes dans le domaine temporel. Ces faits ont motivé l'utilisation des techniques fréquentielles, telle la Transformée de Fourier, pour l'analyse de ce type de signaux [5]. Cependant, comme l'électrocardiogramme présente un signal biomédical appartenant à la famille des signaux non-stationnaires multi-composantes [6], l'estimation spectrale des différentes composantes constituant le signal en fonction du temps est extrêmement difficile à obtenir par ces techniques. L'utilisation des techniques temps-fréquence, dans ce cas, peut présenter une bonne solution à ce problème et ainsi révéler la nature multi-composante de tels signaux, ces techniques jouent un rôle important dans le traitement du signal et l'ingénierie biomédicale [7-8].

Le présent chapitre présente l'analyse temps-fréquence non paramétriques de plusieurs signaux ECG, normal ou affichant différents types d'anomalies, dans le plan temps-fréquence par les techniques suivantes ; Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel. L'analyse des arythmies cardiaques a reçu une attention considérable durant ces dernières années [9-16]. Les signaux ECG pathologiques analysés durant ce chapitre appartiennent aux classes des arythmies supraventriculaires et ventriculaires.

IV-2 Electrocardiogramme

IV-2-1 Introduction

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire dont les fonctionnalités sont schématisées sur la figure IV.1. Sa fonction principale est d'assurer la circulation du sang dans l'organisme afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire, quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu [17]. Pour ce faire, l'activité cardiaque et la pression sanguine doivent être soumises à une régulation permanente, ce qui définit la notion d'homéostasie. En effet, l'homéostasie se définit comme "la capacité de l'organisme de maintenir un état de stabilité relative des différentes composantes de son milieu interne et ce, malgré les variations constantes de l'environnement externe".

Le fonctionnement du cœur se base sur l'enchaînement temporel d'événements mécaniques et électriques complexes régulés de manière dynamique. L'activité cardiaque est cyclique ; la séquence de tous ces événements qui la composent dure une seconde environ au repos. Elle se répète durant toute la vie, assurant une circulation sanguine et une oxygénation incessantes. Ainsi, un cœur moyen pompe environ 6 litres de sang par minute, soit près de 220 millions de litres de sang en 70 ans de vie.

Cette section du chapitre IV présentera des notions générales d'anatomie et d'électrophysiologie. Elle décrira le fonctionnement du cœur et du système vasculaire, ses principales fonctions et ses composantes principales. Les caractéristiques du cycle cardiaque ainsi que le processus de propagation cardiaque seront ensuite exposés. L'accent sera mis ensuite sur l'électrocardiogramme (ECG) : sa genèse, les différents types d'enregistrements, et ses composantes qui seront étudiées dans une seconde partie de cette section. Enfin, nous présenterons les résultats obtenus de l'analyse de quelques signaux ECG normaux et anormaux par les différentes techniques temps-fréquence définies lors du chapitre I.

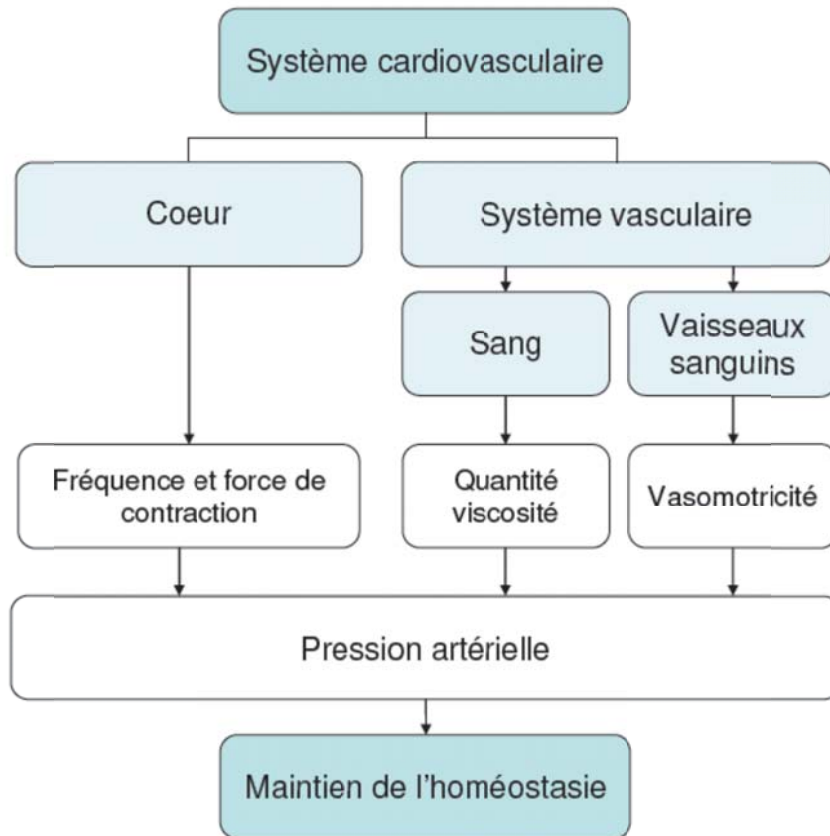


Fig IV.1 Représentation schématique du système cardiovasculaire

IV-2-2 Bases cardiologiques

IV-2-2-1 Anatomie du cœur humain

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aorte, comme l'illustre la figure IV.2.

Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il se décompose en quatre chambres : les oreillettes (ou atria) en haut, et les ventricules en bas. Une cloison musculaire épaisse, le septum, divise le cœur en deux morceaux. Chaque côté, droit et gauche, est composé de deux cavités : l'oreillette et le ventricule, reliés entre eux par une valve qui assure, à l'état normal, un passage unidirectionnel du sang. Pour la cavité de droite, cette valve d'admission est la valve tricuspide ; pour la cavité de gauche c'est la valve mitrale. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire

(valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). A l'état normal, ces valves d'admission et d'échappement empêchent le sang de refluer et ne peuvent être ouvertes en même temps.

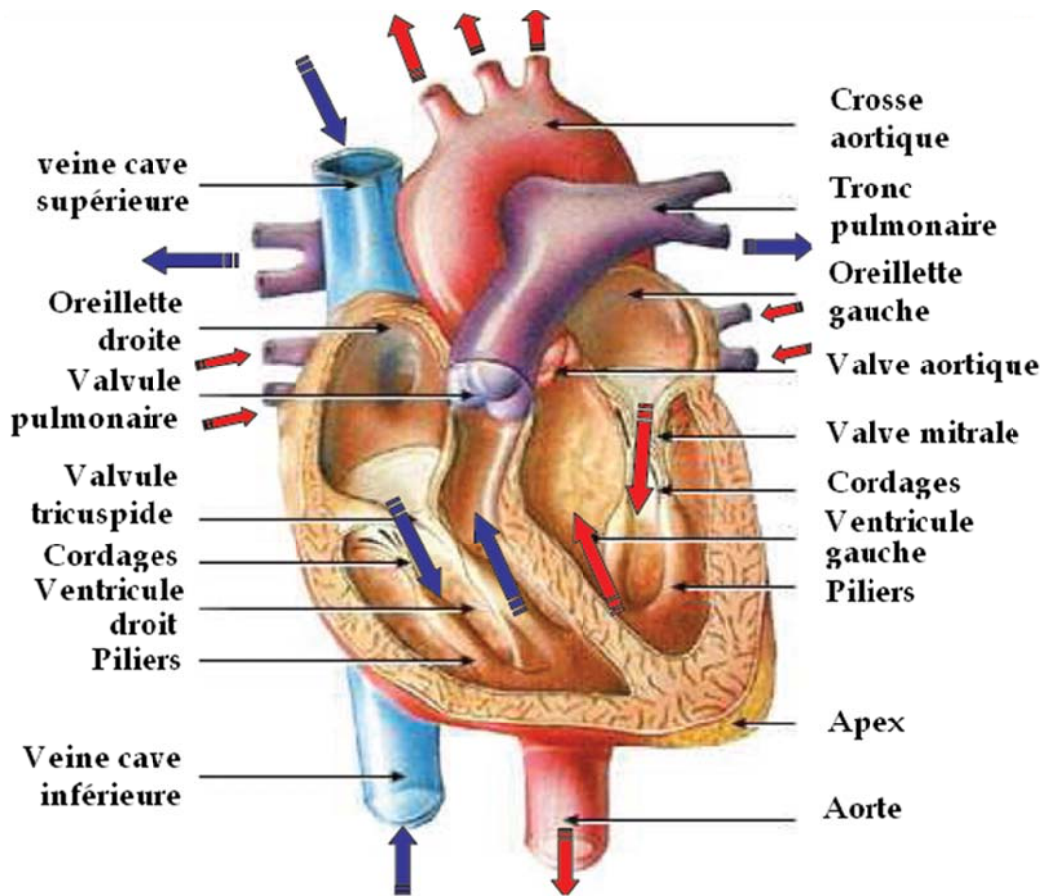


Fig IV.2 Cœur humain

Le cœur est donc séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche), chacune composée d'une oreillette et d'un ventricule. Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire ; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène, et le propulse vers le reste du corps, hormis les poumons.

Les parois du cœur sont constituées par un tissu musculaire, appelé le myocarde, qui est composé de cellules musculaires cardiaques spécialisées, les cardiomyocytes, qui ne ressemblent à aucun autre tissu musculaire du corps. En particulier, ces cellules sont intétanisables, ce qui signifie qu'elles sont incapables de contraction prolongée. De plus ces cellules sont excitables, automatiques et indépendantes, conductrices et contractiles [18]. Les tissus annexes du myocarde sont l'endocarde, qui le tapisse à l'intérieur, et le péricarde, qui l'entoure à l'extérieur.

Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont alors plus épaisses que celles des oreillettes, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à travers tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons (figure IV.3).

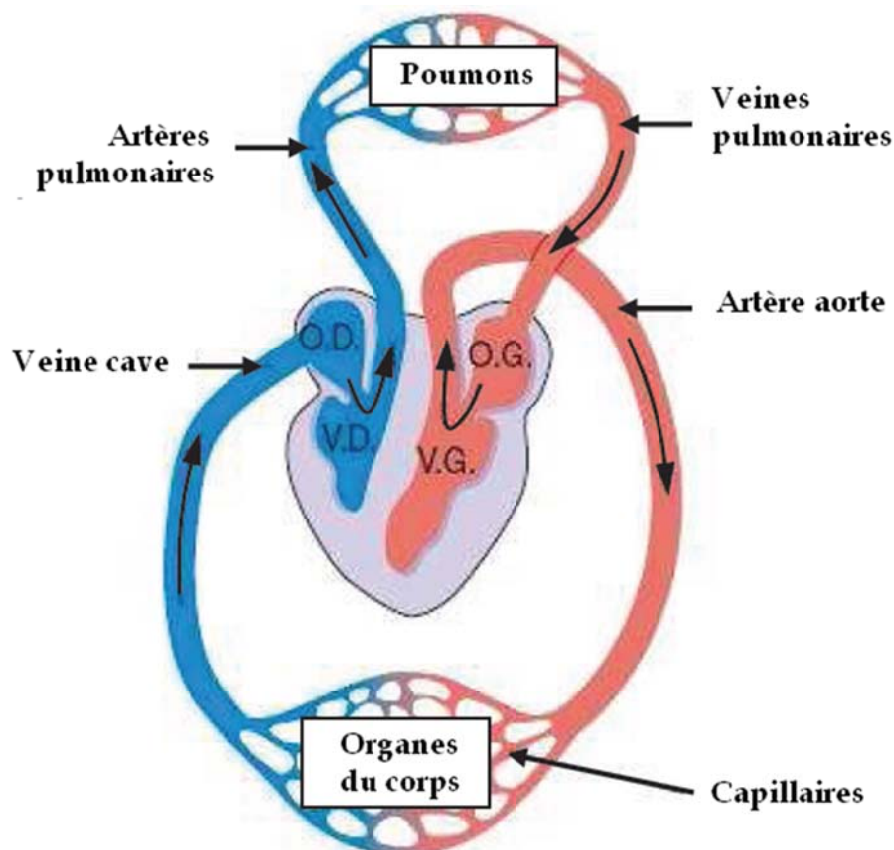


Fig IV.3 Schéma du circuit sanguin (la couleur bleue indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène)

IV-2-2-2 Réseau vasculaire

Le circuit sanguin est présenté schématiquement par la figure IV.3. Du sang dépourvu d'oxygène par son passage dans le corps entre dans l'oreillette droite par deux veines caves, supérieure et inférieure. Il traverse ensuite le ventricule droit d'où il est éjecté dans l'artère pulmonaire vers les poumons. Ce cycle correspond à la circulation dite pulmonaire, ou la petite circulation. Après avoir perdu son dioxyde de carbone et être ré-oxygéné dans les poumons, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là, le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompante principale, ayant

pour but d'expulser le sang oxygéné par l'aorte vers toutes les parties du corps, sauf les poumons. On parle alors de circulation dite systémique ou générale.

Le sang provenant du cœur est conduit aux différents organes par les artères et leurs embranchements. A chaque niveau du système circulatoire, les artères jouent un rôle quelque peu différent. Leur rôle respectif se traduit par l'épaisseur relative de leur paroi et leur composition histologique. Les différents organes et parties de l'organisme n'éprouvent pas tous les mêmes besoins en sang. Par exemple, une petite glande comme la thyroïde ne demande pas le même volume sanguin qu'une glande aussi considérable que le foie. De plus, le besoin de chacun d'eux varie selon son niveau d'activité. Il va de soi que les muscles des jambes nécessitent un apport sanguin beaucoup plus considérable durant la course que pendant le sommeil. Une façon d'ajuster l'apport sanguin aux besoins individuels et ponctuels des organes est de modifier le calibre des artères qui distribuent le sang à ces organes et, de ce fait, régler la quantité de sang qui les atteint. Le système vasculaire est alors composé d'artères, d'artérioles, de capillaires, de veinules et de veines :

- **Les artères** : les ventricules livrent le sang aux grandes artères sous forte pression (pression systolique). Pour accommoder une telle pression, la paroi de ces artères doit pouvoir être étirée ; elles sont alors dotées de propriétés élastiques. Les artères les plus importantes sont : l'artère pulmonaire, qui conduit le sang du ventricule droit vers les poumons, l'artère aorte et les grosses artères qui conduisent le sang vers la périphérie.
- **Les petites artères ou artérioles** : une fois le sang artériel distribué aux organes par les artères musculaires, les artérioles en réduisent la pression pour le livrer à des vaisseaux à mince paroi sans briser celle-ci, les capillaires.
- **Les capillaires** : sites des échanges des gaz respiratoires, substances nutritives et déchets métaboliques entre le sang qu'ils renferment et le compartiment extra-sanguin du tissu qu'ils parcourent, les capillaires réduisent l'épaisseur de leur paroi au strict minimum.
- **Les veinules** : elles font suite aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.
- **Les veines** : elles ferment le circuit sanguin et ont pour fonction de ramener le sang à l'oreillette droite du cœur.

IV-2-2-3 Battement cardiaque

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire présentée par la figure IV.4a, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur. La systole ventriculaire, illustrée par la figure IV.4b, implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes (la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche) se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable [1-3].

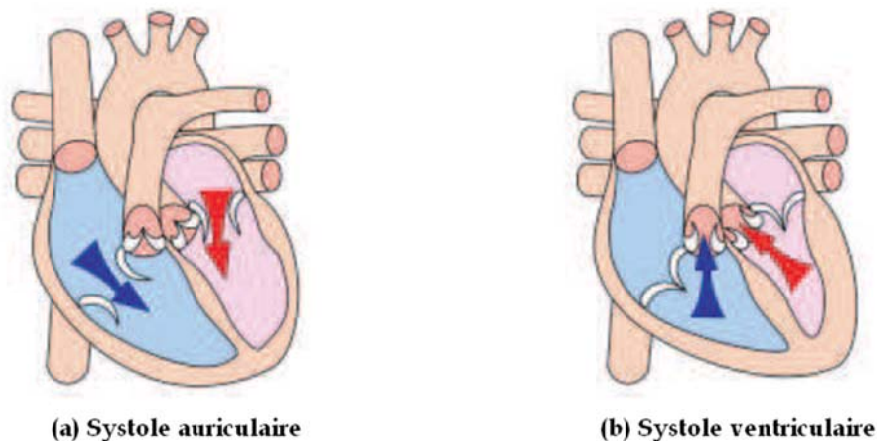


Fig IV.4 Principes des systoles auriculaire et ventriculaire

IV-2-2-4 Genèse du signal électrique cardiaque

Comme tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. En effet, le cœur comporte un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui produisent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions par une contraction (figure IV.5). Lors d'une activité

cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal (ou nœud de Keith & Flack), pacemaker naturel du cœur. Après avoir traversé l'oreillette, cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'Aschoff-Tawara) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est à dire, le faisceau de His, les branches de Tawara et le réseau terminal de Purkinje (figure IV.5). Pendant la période d'activité (liée à la systole) et de repos (liée à la diastole), les cellules cardiaques sont le siège de phénomènes complexes électriques membranaires et intracellulaires, qui sont à l'origine de la contraction. Chaque cellule cardiaque est le siège d'échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium Na^+ , le potassium K^+ , le calcium Ca^{2+} et le chlorure Cl^- . Les variations de potentiels observées au cours d'un cycle cardiaque correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire liées aux échanges ioniques. Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement par rapport à l'extérieur, pris comme référence. Cette différence de potentiel (potentiel de repos cellulaire) dépend des concentrations ioniques dans les milieux intracellulaire et extracellulaire; pour les cellules ventriculaires, sa valeur est voisine de -90 mV . Quand une impulsion électrique d'amplitude suffisante agit sur une cellule excitable, l'intérieur de la cellule devient rapidement positif par rapport à l'extérieur à cause des échanges ioniques décrits par la suite. Ce processus est la dépolarisation cellulaire et est suivi par le processus de repolarisation cellulaire, c'est à dire lorsque la cellule revient à son état de repos [1-3].

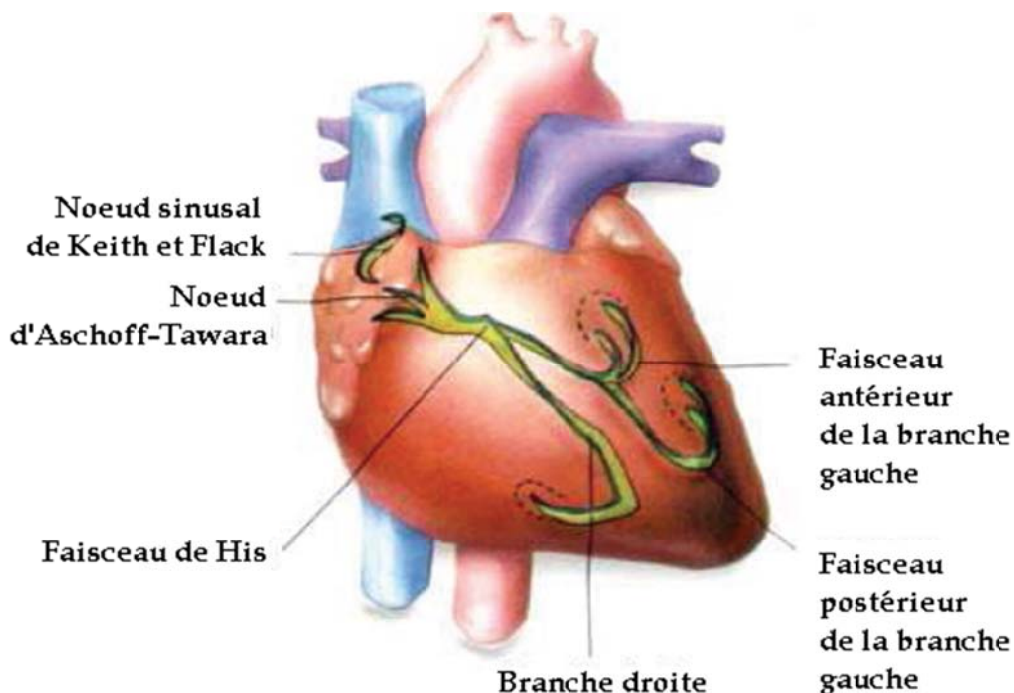


Fig IV.5 Schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique

IV-2-2-4-1 Potentiel d'action des cellules du myocarde

Les cellules du myocarde présentent une Différence de Potentiel (DP) électrique de part et d'autre de leurs membranes due aux différences de concentrations en ions sodium Na^+ , potassium K^+ , calcium Ca^{2+} et chlorure Cl^- . Au repos, cette différence de concentrations détermine la différence de potentiel intracellulaire (négatif) et extracellulaire (positif) qui est de l'ordre de -90 mV. La contraction du myocarde est précédée d'une inversion de DP : ce phénomène constitue un Potentiel d'Action (PA). Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité électrique durant la période réfractaire tout d'abord totale, puis relative du myocarde. Lors de la contraction du myocarde, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure IV.6, qui comprend 5 phases successives [1-3] :

- **La phase 0 ou dépolarisation rapide** : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.
- **La phase 1 ou début de repolarisation** : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .
- **La phase 2 ou plateau** : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{2+} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.
- **La phase 3 ou repolarisation** : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos originel. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.
- **La phase 4** : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable.

A noter qu'il existe une période durant laquelle toute stimulation externe serait incapable de générer un nouveau PA : la Période Réfractaire Absolue (PRA). Cet intervalle de temps se situe entre le début du PA et la moitié de la phase 3 environ (aux alentours de -50 mV), pendant lequel la cellule est inexcitable. Cette période est suivie par la période réfractaire relative (PRR) pendant laquelle un début de réponse commence progressivement à apparaître avec des intensités de stimulation très élevées, mais qui se rapprochent peu à peu de la valeur

normale. Ces périodes réfractaires sont dues aux états d'inactivation par lesquels passent les canaux sodiques et calciques avant de retrouver leur état de disponibilité initial [1-3].

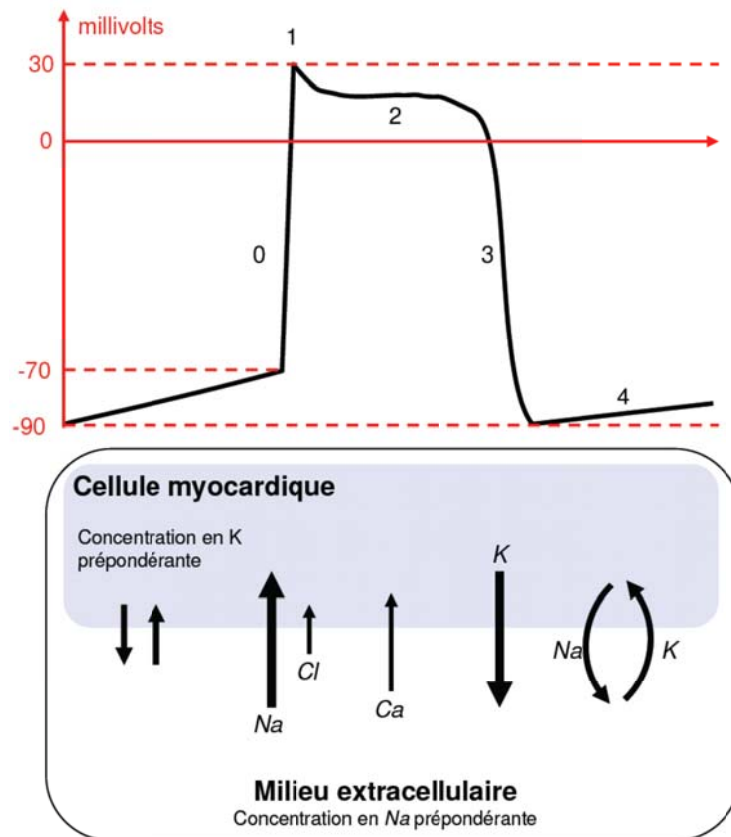


Fig IV.6 Cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique et échanges ioniques au niveau cellulaire correspondants : respectivement, la phase 0 correspond à la dépolarisation de la cellule, la phase 1 au début de la repolarisation, la phase 2 à la repolarisation lente, la phase 3 à la repolarisation rapide et la phase 4 au repos

IV-2-2-4-2 Propagation de l'influx électrique

La stimulation électrique d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, ce qui donne lieu à un courant électrique, qui entraîne la contraction. Puis la phase de repolarisation survient, plus lente, ramenant la cellule dans son état électrique initial. La propagation de l'activité électrique au sein du cœur est assurée par le réseau de conduction électrique présenté schématiquement sur la figure IV.7. C'est au sein du nœud sinusal, situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite, que l'activité électrique prend naturellement naissance. Structure de 1 centimètre de diamètre à la jonction de la veine cave supérieure et de l'oreillette droite, le nœud sinusal est le stimulateur cardiaque, le "pacemaker"

physiologique. Il émet 60 à 100 stimuli par minute en fonctionnement normal et il est influencé par les systèmes nerveux sympathique et parasympathique.

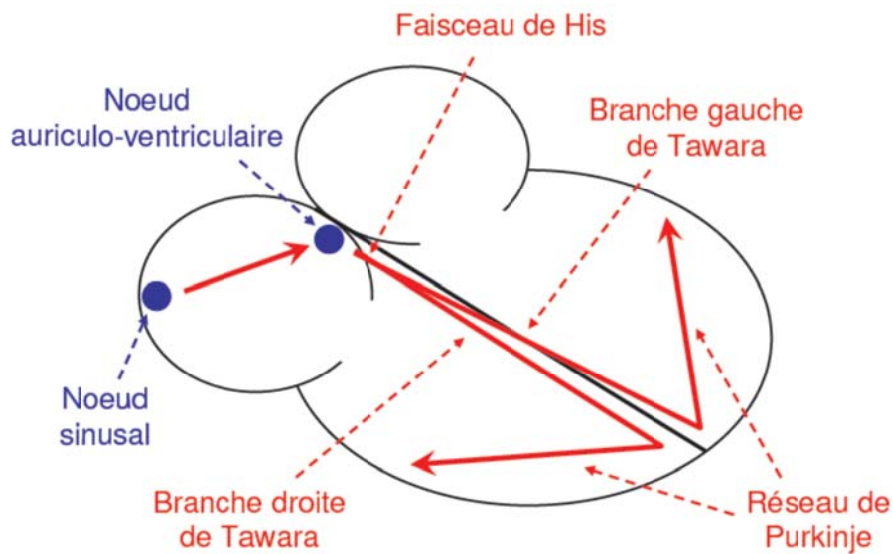


Fig IV.7 Parcours du signal électrique cardiaque

La propagation de l'influx électrique s'étend à partir de ce point aux deux oreillettes et au nœud Auriculo-Ventriculaire (AV). Situé en bas de l'oreillette droite, cette structure nodale de 5 millimètres de diamètre a un double rôle :

- Celui de ralentisseur du passage AV de l'onde de dépolarisation, grâce aux fibres alpha à conduction lente ;
- La fonction de relais de l'onde de dépolarisation vers les ventricules via le réseau de His-Purkinje.

Le nœud auriculo-ventriculaire est également sous l'influence des systèmes sympathique et parasympathique.

Ensuite, l'influx électrique est transmis au faisceau de His et à ses deux branches de Tawara. Le faisceau de His est situé dans la partie haute du septum interventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif, mais non excitable, qui sépare électriquement les oreillettes et les ventricules. Enfin, l'influx électrique aboutit au réseau de Purkinje qui le conduit aux parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje sont des fibres musculaires spécialisées permettant une bonne conduction électrique, ce qui assure la contraction simultanée des parois ventriculaires. Ce système électrique explique la régularité du rythme cardiaque et assure la coordination des contractions auriculo-ventriculaires. Le faisceau de His, les branches droite et gauche de Tawara et le réseau de Purkinje constituent le véritable distributeur de l'influx électrique, qui a pris naissance dans le nœud sinusal, aux ventricules. Cet ensemble est sous l'influence du seul

système sympathique. Il est à noter que le nœud AV et le faisceau de His forment la seule voie de propagation de l'influx électrique entre les oreillettes et les ventricules [17]. Aussi, la forme du potentiel d'action varie selon le tissu considéré [19-20], comme nous pouvons le voir sur le schéma présenté sur la figure IV.8.

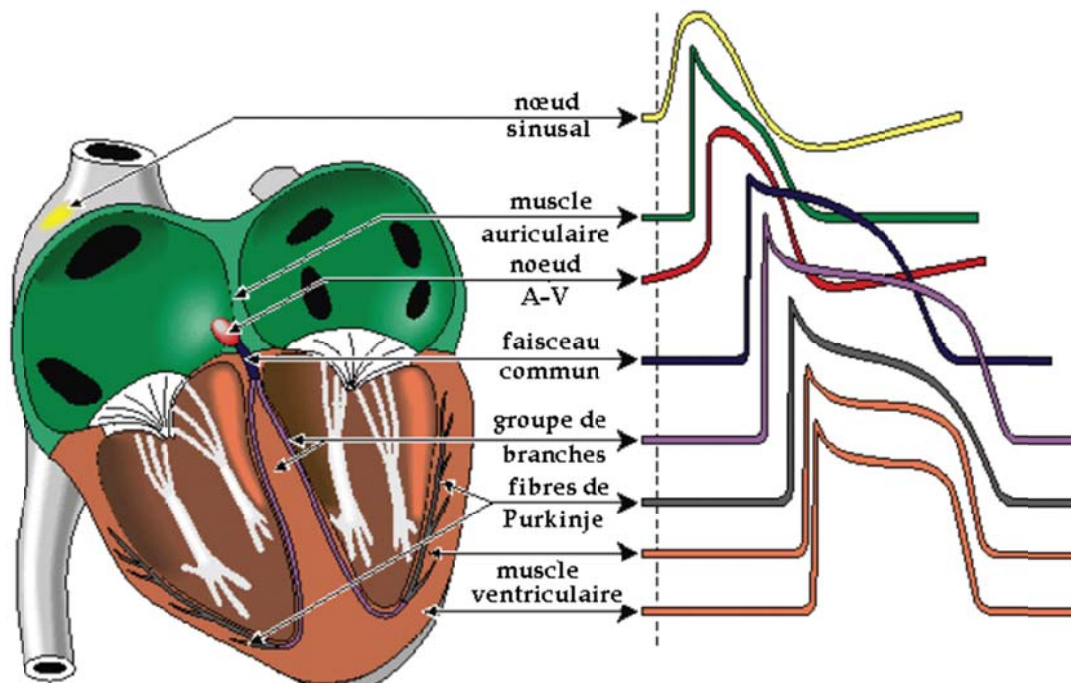


Fig IV.8 Propagation du potentiel d'action dans le cœur

IV-2-2-5 Rythme cardiaque dirigé par le Système Nerveux Autonome

Le muscle cardiaque est unique du fait qu'il est capable de maintenir son propre rythme. Ainsi, de lui seul il battrait à environ 100 pulsations à la minute. Cependant, la fréquence cardiaque peut être très rapidement modifiée par l'activité des nerfs qui innervent le cœur et les substances chimiques en circulation. Aussi, le Système Nerveux Autonome (SNA) contrôle, entre autres, la fréquence de décharge du pacemaker sinusal, la force avec laquelle les fibres musculaires des ventricules se contractent à chaque décharge et la résistance opposée par les vaisseaux à l'apport en sang à chaque pompage.

IV-2-2-5-1 Système Nerveux

Le Système Nerveux (SN) comprend plusieurs milliards de cellules nerveuses appelées neurones. Ces cellules communiquent entre elles par l'intermédiaire de synapses permettant le passage de l'influx nerveux. La transmission se fait grâce à des neurotransmetteurs (adrénaline, acétylcholine, noradrénaline, ...) ayant des capacités excitatrices ou inhibitrices.

Le SN est divisé en deux sous-systèmes (figure IV.9) :

- le Système Nerveux Central (SNC), qui est constitué du cerveau et de la moelle épinière, s'occupe de la transmission des impulsions sensorielles, ainsi que de la supervision et de la coordination de tout le SN.
- le Système Nerveux Périphérique (SNP), qui correspond à la partie du SN formée des ganglions et des nerfs, qui fait circuler l'information entre les organes et le SNC, et qui réalise les commandes motrices de ce dernier.

Le SNP comprend deux voies :

- la voie afférente, qui transmet les informations sensorielles des récepteurs périphériques vers la moelle épinière et le cerveau (SNC).
- la voie efférente, qui transmet les signaux moteurs du SNC vers la périphérie, et plus particulièrement vers les muscles squelettiques.

La voie efférente comprend deux subdivisions :

- le Système Nerveux Somatique (SNS), qui permet d'interagir avec le monde extérieur en participant à l'équilibre et la motricité.
- le Système Nerveux Autonome (SNA), qui permet de réguler différentes fonctions de l'organisme (cardiovasculaire, pulmonaire, rénale digestive).

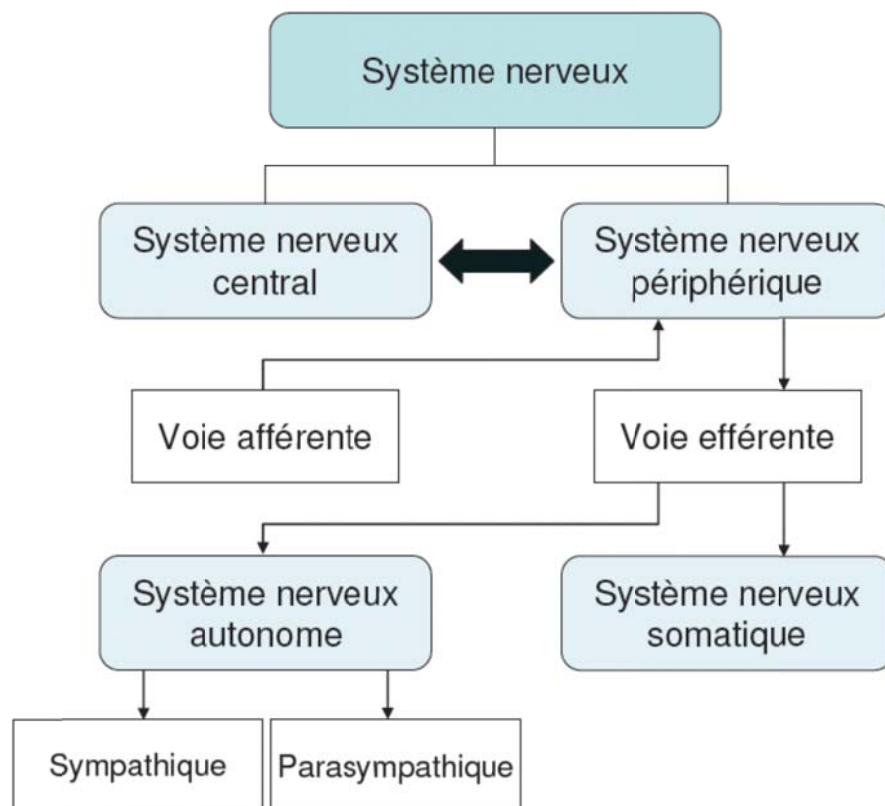


Fig IV.9 Schéma du système nerveux et ses principaux sous-systèmes

IV-2-2-5-2 Système Nerveux Autonome

Le Système Nerveux Autonome, SNA, est la partie du système nerveux responsable des fonctions automatiques telles que la digestion, la sudation, etc. Le SNA est responsable de la régularisation des fonctions internes pour assurer le maintien de l'homéostasie. Le SNA a un rôle primordial dans la régulation de l'activité cardiaque à travers le contrôle de la fréquence cardiaque, de la force des battements et de la pression artérielle. Deux systèmes interviennent dans le contrôle cardiaque : le système nerveux sympathique (ou cathécholaminergique) et le système parasympathique (ou vagal ou cholinergique). Ces systèmes ont des comportements antagonistes afin d'assurer un équilibre au bon fonctionnement du cœur. Ainsi, les oreillettes sont innervées par des fibres nerveuses parasympathiques et sympathiques tandis que les ventricules ne sont que sous l'influence des fibres sympathiques.

Les systèmes sympathique et parasympathique sont continuellement activés. Le cœur n'a pas besoin d'une stimulation nerveuse externe pour battre. Cependant, le système nerveux autonome peut exercer une influence considérable sur son activité : le système nerveux sympathique peut augmenter la force et la fréquence des battements afin de préparer l'organisme à l'effort; il intervient aussi en période de stress émotionnel (peur, anxiété) et physique (exercice physique intense). Le système sympathique libère de la noradrénaline qui diminue le seuil d'excitation du nœud sinusal ; le cœur y réagit en battant plus vite. La dépolarisation du nœud sinusal est favorisée par la stimulation nerveuse sympathique, ce qui permet aux cellules d'atteindre plus rapidement le potentiel d'action et d'augmenter ainsi la fréquence cardiaque. Les liaisons nerveuses sympathiques sont reliées, non seulement au niveau du nœud sinusal, mais aussi à toutes les cellules du cœur [1-3].

Le système parasympathique de son côté, a pour fonction de diminuer la fréquence cardiaque. Il va transmettre au cœur, par l'intermédiaire du nerf vague, un message qui va entraîner la libération d'acétylcholine, neurotransmetteur et hormone du système nerveux permettant la diminution du rythme de la dépolarisation sinusale et, par le fait même, la fréquence cardiaque.

Le système nerveux autonome est sous le contrôle des centres cardiaques situés dans le bulbe rachidien. Le centre cardio-accélérateur agit par le sympathique et le centre cardio-inhibiteur par le parasympathique. Des récepteurs situés dans diverses parties du système cardio-vasculaire (dont des barorécepteurs réagissant aux variations de la pression artérielle systémique) stimulent inégalement ces centres nerveux.

La fréquence cardiaque spontanée est de l'ordre de 100-110 bpm (battements par minute). A l'état de repos, l'influence parasympathique est dominante et la fréquence cardiaque chez un sujet sain est largement inférieure à 100 bpm (entre 60 et 80 bpm). Durant les exercices physiques extrêmes, le sympathique augmente cette fréquence à 200 bpm. Donc, il existe une inhibition réciproque entre ces deux composantes du SNA. Ainsi, par mécanisme réflexe, ces centres assurent l'équilibre entre une stimulation ou un ralentissement de la fréquence cardiaque [1-3].

IV-2-3 Electrocardiographie

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement des électrocardiogrammes, tracés bidimensionnels qui inscrivent en fonction du temps les variations du potentiel électrique induites dans les différents points du corps par le cœur en activité. Les innombrables cellules musculaires qui le constituent sont dotées de propriétés spéciales dont les deux plus importantes sont le pouvoir mécanique de contraction et l'activité électrique rythmique, elle-même liée à des déplacements ioniques à travers la membrane des cellules. La dépolarisation très brusque, se maintient environ durant 0,3 secondes puis est suivie aussitôt de la repolarisation qui rétablira les charges électriques initiales. Elle se propage rapidement de proche en proche, aux cellules voisines et finalement au cœur tout entier en 5 centièmes de seconde environ. Cependant, comme la repolarisation est beaucoup plus lente, la durée totale de l'activation de la masse cardiaque est de l'ordre de 40 centièmes de seconde. L'état de repos électrique dure environ 60 centièmes de seconde. Ainsi, le rythme de l'activité du cœur est de 60 à 80 activations par minute au repos. L'électrocardiographie consiste à recueillir au niveau de la peau le champ électrique créé par ces courants d'activités de la fibre musculaire cardiaque, à l'amplifier puis l'enregistrer. L'électrocardiogramme s'est révélé comme étant une technique primordiale pour la surveillance ou dans le diagnostic. L'abréviation usuelle utilisée pour parler de l'électrocardiogramme est l'ECG, en anglais comme en français (Cependant, dans certaines sources anglo-saxonnes, on trouve aussi l'abréviation EKG) [1-3].

Dans cette section, nous présenterons les principales définitions concernant la discipline d'électrocardiographie et le signal qui en découle, l'ECG.

IV-2-3-1 Techniques d'enregistrement d'ECG

IV-2-3-1-1 Histoire de l'électrocardiographie

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de Carlo Matteucci en 1842 [3]. Les premières expérimentations sont réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page qui détectent à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T, définies par la suite [3].

A cette même période, E. Marey [21], et Augustus Waller [22] montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. En 1887, le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus Waller. En 1895, Willem Einthoven [23], met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T. Il utilise le galvanomètre à cordes en 1901 et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiocirculatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

IV-2-3-1-2 Enregistrement

L'enregistrement électrocardiographique peut se faire soit par voie externe à l'aide d'électrodes posées à la surface du corps, soit par voie interne en enregistrant l'influx électrique à la surface du cœur (enregistrement épicaudique), ou directement en introduisant une sonde endocavitaire. Il se fait sur un papier millimétré, déroulant à vitesse constante. Ce papier est composé de carrés de 5mm x 5mm. Ces carrés sont subdivisés en carrés plus petits d'un millimètre de côté. Dans les conditions standard, le papier est déroulé à la vitesse de 25 mm par seconde, de sorte qu'un millimètre corresponde à 0,04 seconde, et 5 mm à 0,20 seconde. L'étalonnage standard de l'électrocardiogramme enregistre en ordonnée une déflexion de 10 mm pour un voltage de 1 mV. Un étalonnage correct est indispensable à l'interprétation des tracés.

Il existe différents types d'enregistrement de l'activité cardiaque : l'ECG de repos est enregistré grâce à des électrodes placées sur le patient qui est allongé. L'ECG d'effort quant à lui est enregistré durant un exercice dynamique (alternance de contractions et de relâchements

musculaires). Il existe deux méthodes pour effectuer cet exercice : soit sur un tapis roulant, soit sur un cyclo-ergomètre. L'électrocardiogramme d'effort se fonde sur le même principe que l'électrocardiogramme de repos, mais il est demandé au patient, pour le cas du cyclo-ergomètre, de pédaler sur un vélo à une vitesse constante pendant l'enregistrement, alors que l'on oppose une résistance de plus en plus forte au pédalage. Le patient doit ainsi arriver, par paliers successifs, à une fréquence cardiaque déterminée en fonction de son âge. Cet examen est utile pour déceler des anomalies qui ne peuvent apparaître qu'à l'effort. Durant l'épreuve, on contrôle l'enregistrement électrocardiographique et la pression artérielle. Toute douleur ou autre trouble susceptible de nécessiter l'arrêt de l'épreuve est alors signalé au médecin. En rythmologie, cet examen est susceptible de donner des précisions sur ce que devient une arythmie constatée au repos lorsque le patient réalise un effort. Une arythmie constatée au repos peut en effet aussi bien disparaître complètement que s'amplifier significativement lorsqu'un effort est réalisé. Le test permet d'étudier l'influence d'une partie du système nerveux autonome (SNA) sur l'arythmie présentée par le patient. La technique d'exploration la plus répandue et qui est recommandée par l'American Heart Association, utilise l'ECG à 12 dérivations obtenu en changeant de position des électrodes périphériques [3].

Il existe aussi les méthodes d'enregistrement Holter (enregistrement continu sur 24 heures) et le mapping (de 20 à 200 électrodes placées à la surface du corps). Lors du mapping, on place sur le thorax du patient les électrodes en colonnes mises côte à côte. L'électrocardiographie thoracique diffère de l'électrocardiographie standard du fait qu'elle cherche à établir, en plus de relations temporelles entre les ondes de l'ECG, des relations spatiales. C'est également le but dans le domaine de la vectocardiographie [24], où à l'aide de dérivations X, Y et Z enregistrées simultanément on construit un vecteur dont la position varie dans le temps.

IV-2-3-1-3 Notion de dipôle électrique

Pour comprendre le fonctionnement des dérivations, il faut revenir sur une notion fondamentale, les différences de potentiels, et donc les vecteurs. L'ECG est l'enregistrement des potentiels électriques parcourant le cœur. La propagation des potentiels d'action au sein du cœur correspond en fait à la propagation d'une zone de dépolarisation (positive) dans un myocarde repolarisé (négatif). C'est donc l'importance, la vitesse, et la direction moyenne du front de propagation qui sont enregistrées au cours de l'ECG. Ceci revient à enregistrer le vecteur représentant la différence de potentiel entre les 2 fronts positif et négatif. Ainsi, un cœur au repos, repolarisé (négatif) ou complètement dépolarisé (positif) donnera un enregistrement "nul" : le tracé correspondant sera la ligne de base, la ligne isoélectrique. Une

électrode voyant le front positif se rapprocher enregistrera un signal positif, et à l'inverse si ce front s'éloigne, le signal enregistré est négatif.

La progression des ondes à travers le cœur suit le chemin décrit par la figure IV.10 :

1. L'onde de dépolarisation va du nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire,
2. Elle est ralentie au niveau du nœud auriculo-ventriculaire
3. L'onde de dépolarisation part du nœud auriculo-ventriculaire pour atteindre la pointe du septum ventriculaire,
4. L'onde de dépolarisation est transmise du septum à l'ensemble des ventricules.

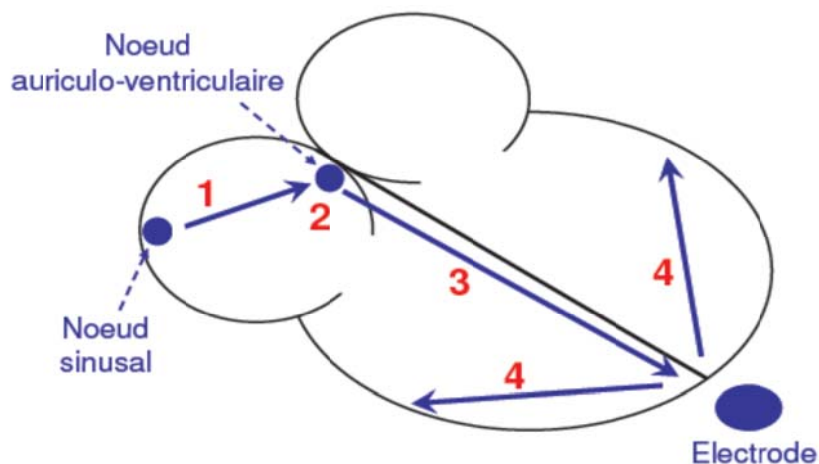


Fig IV.10 Progression de l'impulsion électrique à travers le cœur

Le signal enregistré par l'électrode de la figure IV.10 placée en bas du septum ventriculaire, est présenté schématiquement par la figure IV.11 et est composé de :

1. Une onde positive, le signal allant vers l'électrode,
2. Un tracé isoélectrique : pas de déplacement de dépolarisation,
3. Une onde positive, le signal allant vers l'électrode,
4. Une onde négative, le signal s'éloignant de l'électrode,
5. Un tracé isoélectrique : myocarde au repos (tout repolarisé)-ligne de base.

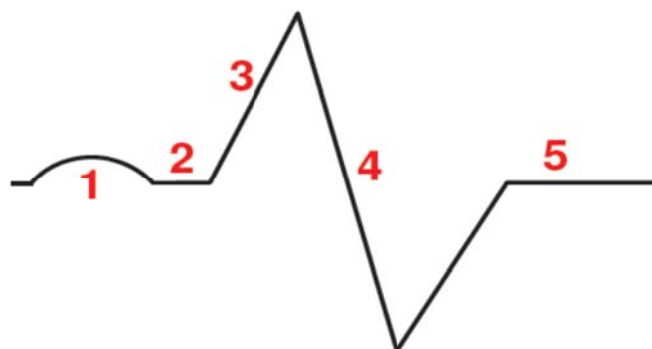


Fig IV.11 Schéma du signal enregistré par les électrodes

Les caractéristiques d'un enregistrement ECG normal ainsi que les différentes ondes constituant ce dernier vont être présentées dans les paragraphes suivants.

IV-2-3-1-4 Système de dérivations de l'ECG

La dérivation en électrocardiographie correspond à une droite qui lie les deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG.

Un système de dérivation consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. Plusieurs systèmes standardisés existent. En général en cardiologie clinique, on utilise 12 dérivations connues comme les dérivations standards.

L'ECG à 12 dérivations, six dérivations frontales et six précordiales, a été standardisé par une convention internationale [2,3]. Les différents points d'observation proposés par les dérivations standards permettent d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur. Les dérivations standards forment un système de 12 dérivations complémentaires :

- 3 dérivations bipolaires d'Einthoven sur les membres : DI, DII et DIII,
- 3 dérivations unipolaires augmentées de Goldberger, sur les membres : aVR, aVL et aVF,
- 6 dérivations unipolaires précordiales, de Kossman : V1, V2, V3, V4, V5 et V6.

Dans les paragraphes suivants, nous présenterons les positions des électrodes correspondantes à chaque type de dérivations.

a- Dérivations bipolaires

La disposition des électrodes dans les trois dérivations bipolaires standards respecte une convention établie par Einthoven [25]. Le système d'Einthoven se base sur les hypothèses suivantes :

- L'activité électrique du cœur est équivalente à celle d'un dipôle, dont la direction, l'orientation et le moment varient au cours de la systole, mais dont l'origine reste fixe ;
- Les membres sont de simples conducteurs linéaires ;
- Le corps constitue un milieu résistif homogène.

Einthoven a proposé trois dérivations, appelées bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes (figure IV.12) :

- DI enregistre la différence de potentiel entre le bras gauche (VL) et le bras droit (VR) ;
- DII enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (VF) et le bras droit (VR) ;
- DIII enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (VF) et le bras gauche (VL).

DI, DII et DIII formant un circuit fermé, la loi des mailles est appliquée et conduit à la loi d'Einthoven [3] :

$$\begin{cases} DI = VL - VR \\ DII = VF - VR \\ DIII = VF - VL \end{cases} \quad (IV.1)$$

avec VR correspond au potentiel au bras droit, VL correspond au potentiel au bras gauche et VF correspond au potentiel dans la jambe gauche. La relation suivante entre les dérivations est donnée par l'expression suivante [3] :

$$DII = DI + DIII \quad (IV.2)$$

Cette relation signifie que seules deux des trois dérivations sont indépendantes. Ce système de référence est schématisé par un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven, dont les sommets représentent les localisations des électrodes (figure IV.12). Ces dérivations explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal.

En pratique, les points d'acquisition des potentiels VL, VR et VF sont situés respectivement, sur le poignet gauche, le poignet droit et la cheville gauche.

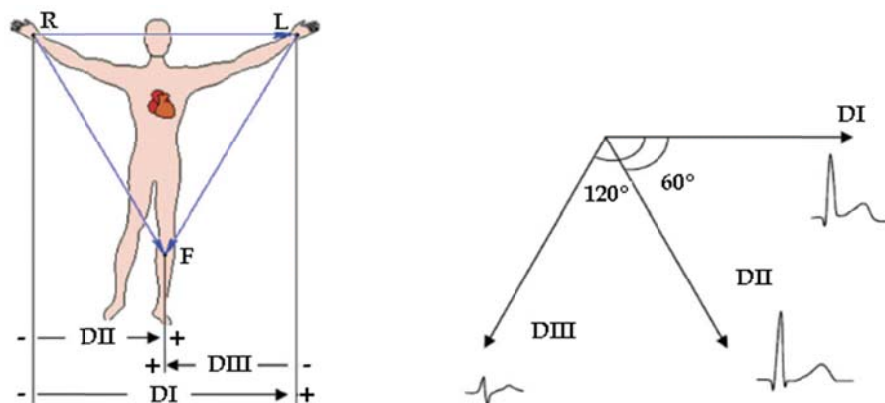


Fig IV.12 Dérivations bipolaires : emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven (à gauche), représentation vectorielle des dérivations et forme d'ondes observées en surface (à droite)

b- Dérivations unipolaires des membres

Quelques années après Einthoven, Wilson a étudié comment des potentiels électrocardiographiques unipolaires pourraient être définis [26-27]. Idéalement ces potentiels sont mesurés par rapport à une référence lointaine. Pour ce faire, Wilson a proposé une référence en reliant une résistance de $5\text{ K}\Omega$ entre chaque électrode des extrémités du triangle d'Einthoven et un point commun appelé borne centrale de Wilson (BC), comme l'illustre la figure IV.13. Dans ce système, le point de référence est supposé demeurer à un potentiel constant de valeur quasiment nulle. Les nouvelles dérivations sont appelées VR, VL et VF.

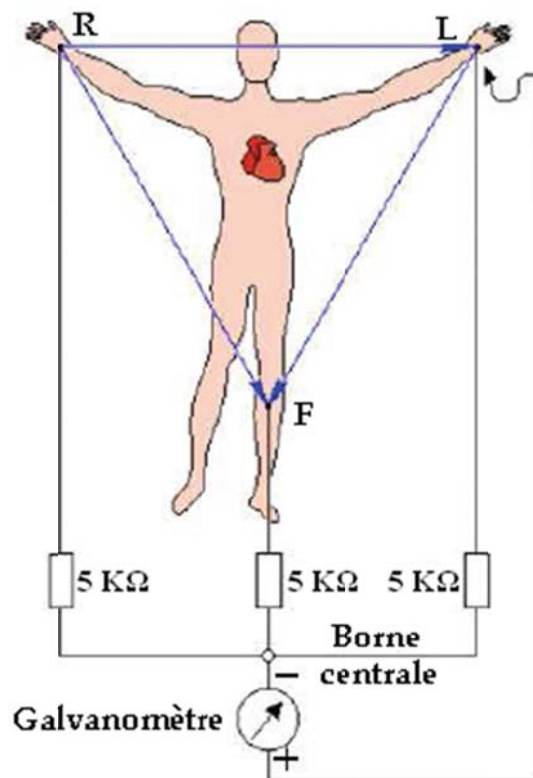


Fig IV.13 Dérivations unipolaires de Wilson

Après, Goldberger a proposé les dérivations unipolaires augmentées qui permettent d'obtenir des signaux de plus grande amplitude que ceux de Wilson [28-29]. Ces dérivations, appelées aVR, aVL et aVF (la lettre "a" indique "augmented" en anglais), mesurent la différence de potentiels entre chacun des trois points et le potentiel moyen des deux autres (figure IV.14).

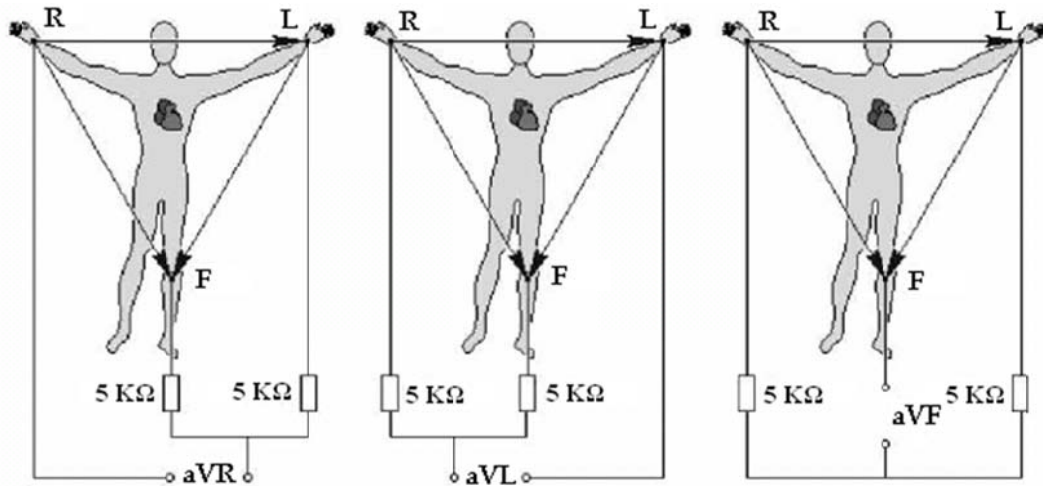


Fig IV.14 Système de Goldberger pour l'enregistrement des trois dérivations unipolaires des membres augmentées

Ceci correspond aux dérivations augmentées d'un facteur de 1.5 par rapport aux dérivations de Wilson (figure IV.15).

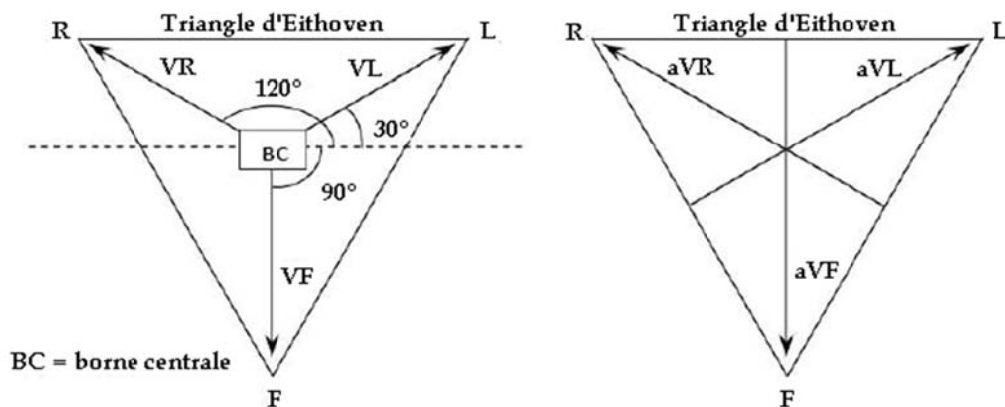


Fig IV.15 Représentation vectorielle des dérivations unipolaires de Wilson (VR, VL et VF) et de Goldberger (aVR, aVL et aVF)

c- Dérivations unipolaires précordiales

Pour mesurer les potentiels proches du cœur, 6 électrodes sont placées sur le thorax, et enregistrent les dérivations dites précordiales introduites dans [30], V1, V2, V3, V4, V5 et V6. Ces 6 dérivations sont localisées du côté gauche du thorax comme illustré par la figure IV.16.

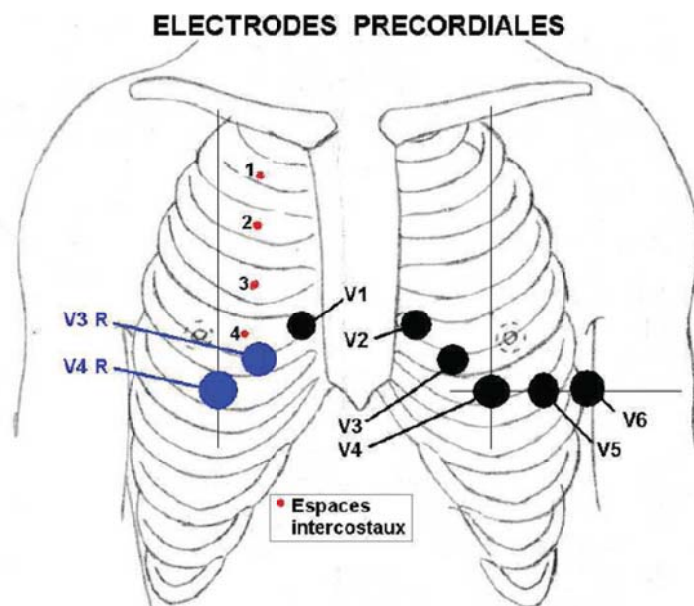


Fig IV.16 Emplacement des électrodes précordiales : V1 à V6

IV-2-3-2 Analyse de l'ECG

IV-2-3-2-1 Ondes P, QRS et T

Chaque cycle de dépolarisation/repolarisation du cœur correspond au passage du courant électrique (figure IV.17), chez le sujet sain, des oreillettes vers les ventricules qui se contractent dans ce même ordre.

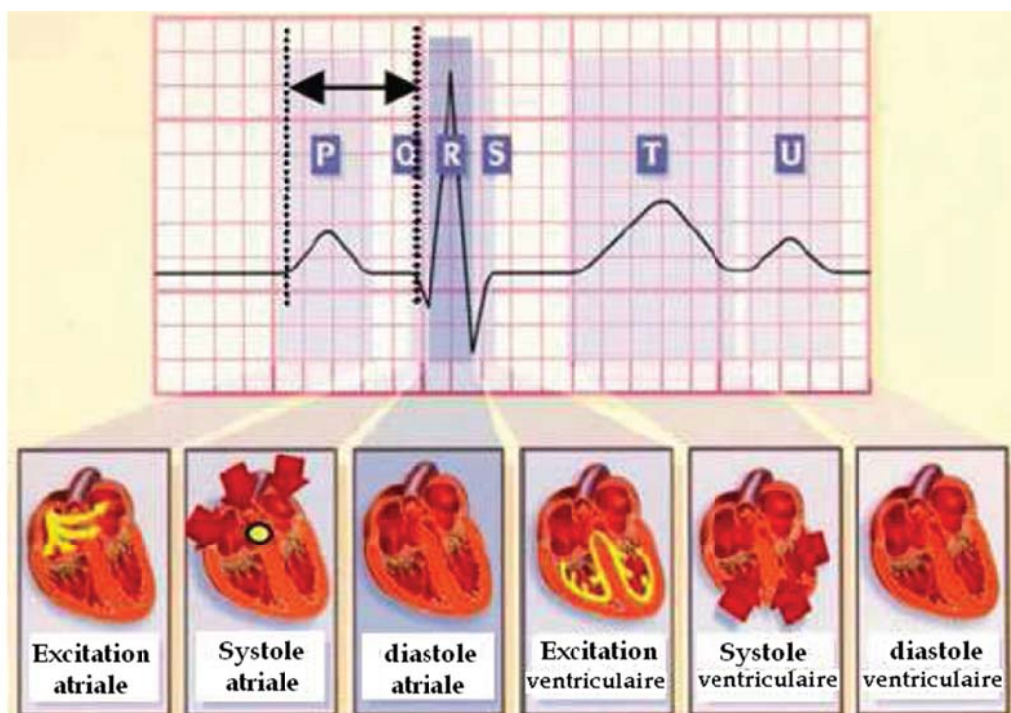


Fig IV.17 Étapes successives de dépolarisation/repolarisation du cœur qui se traduisent sur le plan électrocardiographique par différentes ondes P, Q, R, S, et T

Sur le plan électrocardiographique, cela se traduit par l'enregistrement toujours dans le même ordre de différentes ondes : P, Q, R, S et T (parfois l'existence aussi de l'onde U).

En fixant les électrodes à la surface du corps du patient, on enregistre donc des phénomènes électriques relatifs au parcours du potentiel d'action (voir figure IV.18), dont les étapes sont successivement :

- La dépolarisation des oreillettes depuis le nœud sinusal vers le nœud auriculo-ventriculaire qui se traduit par une déflexion sur l'ECG. Celle-ci est caractérisée par l'onde P. C'est une onde de petite amplitude, arrondie, parfois diphasique. Le rythme physiologique est dit sinusal. Dans ce cas, les ondes P auriculaires précèdent régulièrement les complexes ventriculaires QRS. L'intervalle P-Q est un court segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire. La repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG normal car elle est masquée par la dépolarisation ventriculaire.
- La dépolarisation ventriculaire est indiquée par le complexe QRS. L'onde Q est la première onde négative, l'onde R est la première onde positive du complexe et l'onde S est la première onde négative après l'onde R.
- L'onde T correspond au courant de repolarisation des ventricules. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

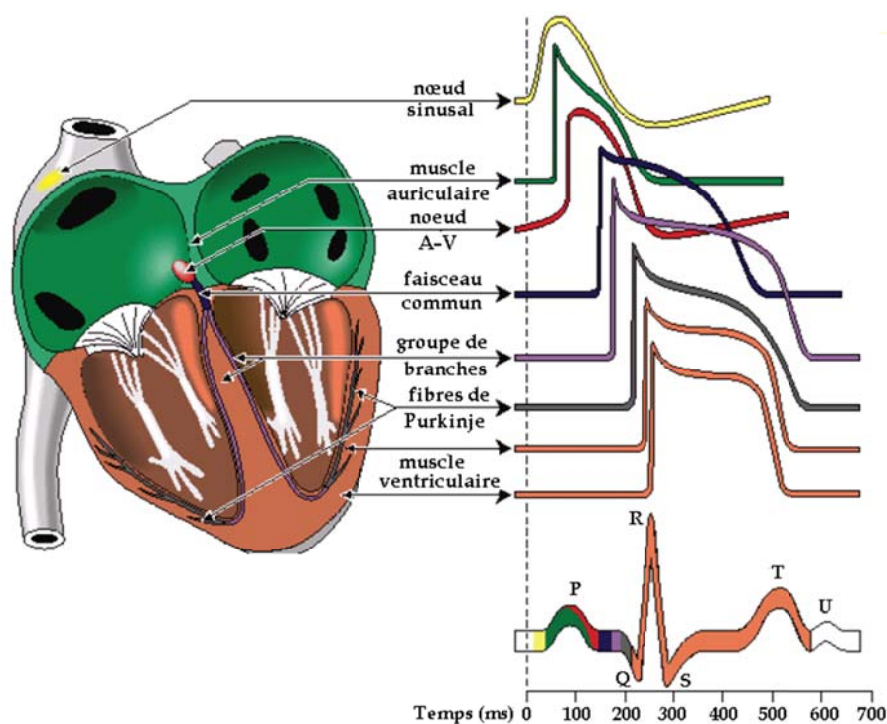


Fig IV.18 Propagation du potentiel d'action dans le cœur et ondes électrocardiographiques de surface correspondantes en sommant toutes les contributions des potentiels d'action

IV-2-3-2-2 Caractéristiques fréquentielles de l'ECG

L'étude de Thakor et al. présente l'analyse spectrale de l'ECG [31], avec une analyse spectrale des complexes QRS isolés ainsi que différentes sources de bruit. Les spectres observés après moyennage sur 150 battements sont présentés sur la figure IV.19. Il a été démontré que les composantes fréquentielles d'un ECG normal ont les caractéristiques suivantes :

- le spectre de l'ECG s'étend entre une fréquence nulle et environ 100 Hz,
- l'onde P se caractérise par une bande spectrale de basse fréquence et de faible amplitude : ses composantes fréquentielles sont entre 0; 5 Hz et 10 Hz ;
- l'onde T se caractérise sur une bande spectrale analogue à celle de l'onde P entre 0; 5 Hz et 10 Hz ;
- le complexe QRS possède un contenu fréquentiel bien plus important que les autres ondes de l'ECG. Ses composantes fréquentielles sont entre 10 Hz et 15 Hz ;
- le contenu fréquentiel de la ligne de base et des éventuels artefacts de mouvement se situe entre 0; 5 Hz et 7 Hz.

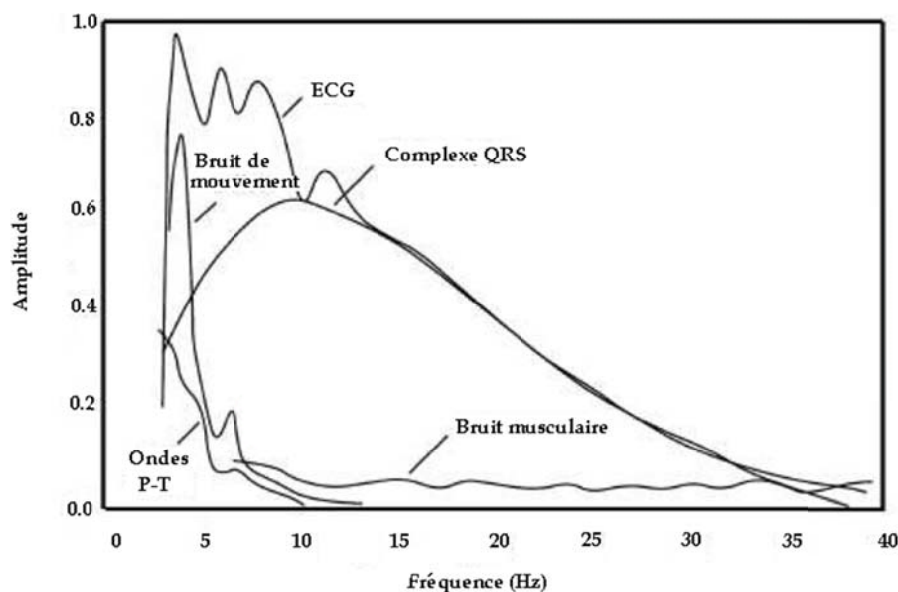


Fig IV.19 Densité spectrale de puissance des complexes QRS, des ondes P et T et des bruits d'origine musculaire ou respiratoire, après moyennage sur 150 battements

IV-2-3-2-3 Intervalles de l'ECG

Les intervalles et segments du tracé électrocardiographique sont des paramètres importants, permettant d'évaluer la normalité ou non de l'espace entre deux événements électriques.

- *L'intervalle P-R* (ou P-Q) correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette et celle du ventricule. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation à travers

les oreillettes, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His et le réseau de Purkinje, jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires. Il représente le temps de conduction auriculo-ventriculaire.

- **L'intervalle Q-T** correspond au temps de systole ventriculaire qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.
- **Le segment S-T** correspond à la phase de repolarisation ventriculaire, phase durant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées : il n'y a donc pas a priori de propagation électrique, le segment est alors isoélectrique.
- **L'intervalle P-P** représente le cycle cardiaque. Classiquement, il n'est pas mesuré.
- **L'intervalle R-R** sépare les sommets de deux ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque.

IV-2-3-2-4 Rythme cardiaque

Lorsqu'on parle de rythme cardiaque, on parle à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est,

- **régulier** : l'intervalle R-R est quasi-constant sur tout le tracé, avec des complexes QRS similaires ;
- **sinusal** : l'activité électrique est générée par le nœud sinusal.

L'analyse du rythme cardiaque à partir de l'électrocardiogramme se fait donc en deux étapes vérifiant, d'une part la régularité du rythme et d'autre part l'origine du rythme cardiaque qui peut être :

- sinusal (du nœud sinusal : une onde P précède chaque complexe QRS) ;
- jonctionnel (du nœud auriculo-ventriculaire : complexes QRS fins et onde P rétrograde) ;
- ventriculaire (myocytes ventriculaires : complexe QRS élargi et sans onde P) ;
- ectopique (issu des cellules musculaires auriculaires : onde P anormale et complexe QRS normal) ;
- artificiel (pacemaker).

Dans le cas du pacemaker, le rythme est imposé par un stimulateur cardiaque implanté à proximité du cœur et relié à celui-ci par des électrodes. Selon la pathologie, les électrodes vont stimuler les oreillettes, les ventricules ou les deux.

IV-2-3-2-5 Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque est le nombre de cycles cardiaques par unité de temps (par minute). Elle est très rapide chez un nouveau-né, rapide chez un enfant et légèrement plus lente chez une personne âgée. Les athlètes ont habituellement une fréquence cardiaque plus basse au repos qu'une personne s'entraînant peu ou pas du tout. La fréquence cardiaque diminue pendant l'expiration et augmente durant l'inspiration ou lors d'une activité physique légère ou intense et en présence de stress. Un bon entraînement cardiovasculaire permet de diminuer la fréquence cardiaque au repos, la tension artérielle, le pourcentage de graisse et le taux de cholestérol. Il permet aussi d'augmenter la capacité aérobie nécessaire au maintien d'un effort soutenu en plus de réduire le stress et l'anxiété. La fréquence cardiaque est aussi le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps ; autrement dit, sur l'ECG on la repère grâce au nombre de complexes QRS, donc de dépolarisation des ventricules par une impulsion électrique, à chaque minute. La fréquence cardiaque normale varie entre 50-60 bpm (selon les personnes); on parle de bradycardie en dessous de 50-60 bpm et de tachycardie au-dessus de 90-100 bpm [1-3]. Parmi les tachycardies, on distingue le flutter, la fibrillation auriculaire et la fibrillation ventriculaire. Une fibrillation correspond à des contractions rapides et irrégulières de plusieurs régions du cœur empêchant le cœur de travailler comme un tout. La fibrillation ventriculaire abolit l'action de pompage, et si elle persiste, il y aura arrêt de la circulation et mort cérébrale [2,3].

IV-2-3-2-6 Fibrillation auriculaire

La Fibrillation Auriculaire (FA) est le plus fréquent des troubles du rythme cardiaque. Elle fait partie des troubles du rythme supra-ventriculaire. Elle correspond à une action non coordonnée des cellules myocardiques auriculaires, ce qui va entraîner une contraction rapide et irrégulière des ventricules cardiaques. La FA est caractérisée par l'absence d'ondes P sur l'ECG : celles-ci sont remplacées par des oscillations rapides (400 à 700 par minute) de la ligne de base, appelées ondes f (figure IV.20) [2,3]. Ces ondes f sont variables par la distance qui les sépare, par leur forme et leur amplitude. C'est un rythme dont la commande n'est plus sous la dépendance du nœud sinusal. Ce sont des foyers ectopiques situés dans les oreillettes avec des fréquences si rapides qu'elles se dépolarisent de façon anarchique. Les oreillettes ne se contractent plus, mais frissonnent, ce qui donne une succession de ces ondes f irrégulières.

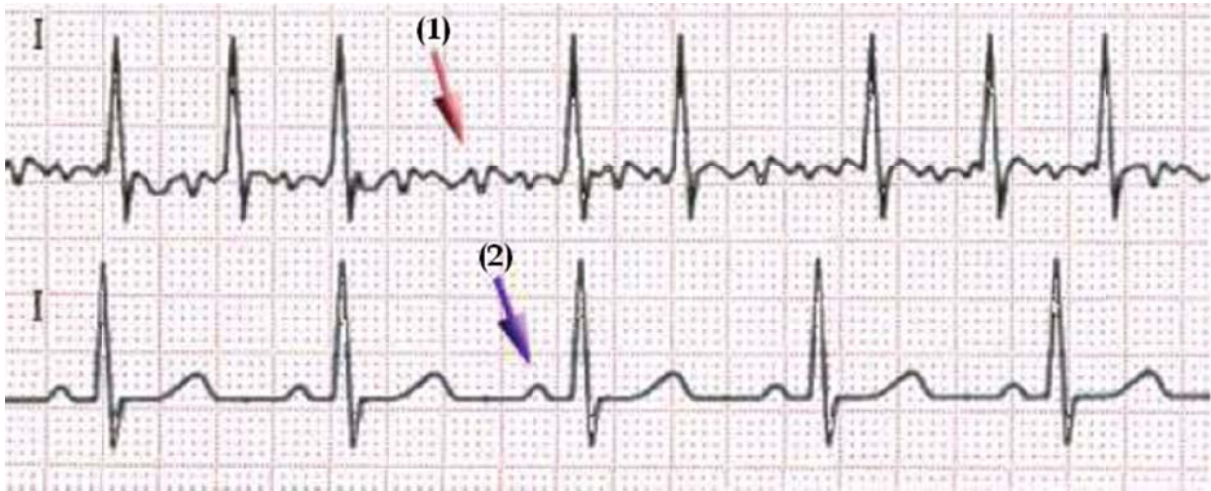


Fig IV.20 Présence de FA sur l'ECG. Flèche (1) : trémulations de la ligne isoélectrique (FA),
Flèche (2) : onde P (ECG normal, rythme sinusal)

Les désordres physiopathologiques consécutifs à l'apparition d'une FA sont de 3 types :

a- l'irrégularité du rythme ventriculaire : le rythme ventriculaire est totalement irrégulier parce que,

- l'intensité des incitations auriculaires est inégale,
- le nœud AV joue le rôle de filtrage de sorte que l'incitation auriculaire d'intensité importante se heurte à la période réfractaire et s'épuise en chemin sans atteindre les ventricules. Seules certaines activations qui arrivent en dehors de la période réfractaire peuvent descendre jusqu'aux ventricules,
- leur orientation est multiple.

b- l'hémodynamique : le remplissage ventriculaire est compromis à cause,

- de la mauvaise contraction auriculaire d'une part,
- et de l'irrégularité du rythme ventriculaire d'autre part.

La disparition de la systole auriculaire entraîne une baisse de 20% du débit cardiaque [1-3]. Parallèlement, l'accélération de la fréquence ventriculaire diminue la durée de la diastole et entraîne ainsi une baisse du volume d'éjection. Par conséquent, le patient peut développer une insuffisance cardiaque.

c- la thrombose : l'incapacité de la contraction auriculaire entraîne la stagnation du sang dans les oreillettes et favorise la formation de caillots. Les formations de thromboses sont rarement très volumineuses, mais induisent un risque redoutable d'embolies, soit pulmonaire, soit dans la grande circulation, embolie cérébrale, abdominale ou des membres. Cette formation de thrombus est expliquée par [2,3];

- la perte de contraction auriculaire : la contraction auriculaire se transforme en tremblement et brasse les oreillettes, formant ainsi des thromboses,
- la baisse du débit cardiaque.

IV-2-4 Quelques notions utiles de physiologie

L'ECG possède une grande valeur clinique pour le diagnostic des troubles du rythme cardiaque et des anomalies de la conduction électrique et dans la prévention des situations d'infarctus du myocarde. Un cycle cardiaque est caractérisé par une succession d'événements (l'onde P, le complexe QRS et l'onde T). Les durées intra- événements et inter-événements reflètent des processus électriques doublés de processus mécaniques dont la variabilité dépend de régulations intracardiaques et extracardiaques (comme la régulation par le système nerveux autonome ; Section IV-2-2-5). Les phénomènes électriques que nous observons à l'échelle macroscopique à travers l'enregistrement ECG ont leur origine à l'échelle cellulaire. Il est donc important de considérer quelques notions physiologiques de base pour analyser les intervalles cardiaques que nous allons estimer dans les parties suivantes (intervalles P-R et Q-T).

Dans un premier temps, nous allons présenter brièvement le mécanisme et la régulation de la conduction cardiaque afin de comprendre les changements de forme des ondes caractéristiques. Dans un second temps, nous nous intéresserons à la conduction auriculoventriculaire, dont la durée définit la valeur de l'intervalle P-R. Enfin, nous présenterons la courbe de restitution électrique cellulaire qui reflète au niveau ECG la dynamique de la réponse de l'intervalle Q-T à un changement de la période cardiaque.

IV-2-4-1 Conduction cardiaque

Les myocytes cardiaques sont des cellules musculaires striées particulières. Ces cellules présentent quatre propriétés fondamentales : elles sont excitables du fait d'un équipement membranaire particulier, contractiles, conductrices et pour certaines, douées d'automaticité.

IV-2-4-1-1 Séquence d'activation électrique cardiaque

L'excitabilité et la conductibilité des cellules myocardiques définissent la vitesse de propagation du potentiel d'action, initié par le nœud sinusal et transmis jusqu'aux ventricules. On parle d'effet dromotrope lorsqu'un stimulus module la vitesse de conduction du potentiel d'action. Le principal déterminant de cet effet dromotrope est le système nerveux autonome.

Selon la structure du réseau nodal considéré, cette vitesse de conduction varie [1-3] :

- nœud sinusal : 1 m/sec,

- myocytes cardiaques des oreillettes : ~ 0.5 m/sec,
- nœud auriculo-ventriculaire : ~ 0.05 m/sec (ralentissement du potentiel d'action),
- faisceau de His : ~ 2 m/sec,
- réseau de Purkinje : ~ 4 m/sec,
- myocytes cardiaques des ventricules : ~ 0.5 m/sec.

Le tissu nodal favorise une contraction efficace qui engendre une distribution du sang dans le réseau artériel par :

- contraction des oreillettes puis des ventricules (ordre invariable) ;
- contraction de haut en bas des oreillettes (pousse le sang dans les ventricules sous-jacents);
- contraction de bas en haut des ventricules (pousse le sang dans l'artère pulmonaire et dans l'aorte sus-jacentes) ;
- contraction musculaire maximale à chaque événement systolique.

IV-2-4-1-2 Régulation de la conduction cardiaque

Les cellules nodales (dont les nœuds sinusal et auriculo-ventriculaire) sont responsables de l'activité électrique intrinsèque du cœur, expliquant notamment la persistance d'une activité myocardique lorsque le cœur est prélevé du médiastin et isolé de toute communication nerveuse (par exemple : transplantation cardiaque). Pour adapter l'activité cardiaque aux besoins de l'organisme, divers facteurs influencent l'activité des cellules nodales :

- le système nerveux autonome,
- contraintes mécaniques (étirement notamment),
- la température,
- les médicaments.

Cette influence se fait via une action sur la conductance au calcium ou au potassium et le résultat est une accélération ou un ralentissement du cœur. Le système de conduction électrique cardiaque est donc fortement influencé par les changements de rythme et par l'activité du système nerveux autonome (Section IV-2-2-5) [32-33].

La figure IV.21 présente les effets de l'activation des systèmes nerveux sympathique et parasympathique sur la vitesse de conduction des potentiels d'action à travers le cœur. Le système nerveux autonome a un rôle chronotrope positif (influence sympathique) et négatif (influence parasympathique) : cela permet d'augmenter ou de diminuer la fréquence cardiaque. L'activation du système sympathique, lors d'un exercice physique par exemple, augmente la vitesse de conduction dans le tissu nodal en augmentant la pente de la phase 0

des potentiels d'action (effet dromotrope positif). Ceci entraîne alors une dépolarisation plus rapide des cellules adjacentes. Le système parasympathique (ou vagal) a un effet antagoniste. En effet, son activation diminue la vitesse de conduction dans le cœur (effet dromotrope négatif). Il a en effet pour action sur les potentiels d'action une diminution de la pente de la phase 0. Contrairement à l'effet du système sympathique, il entraîne une dépolarisation plus lente des cellules adjacentes.

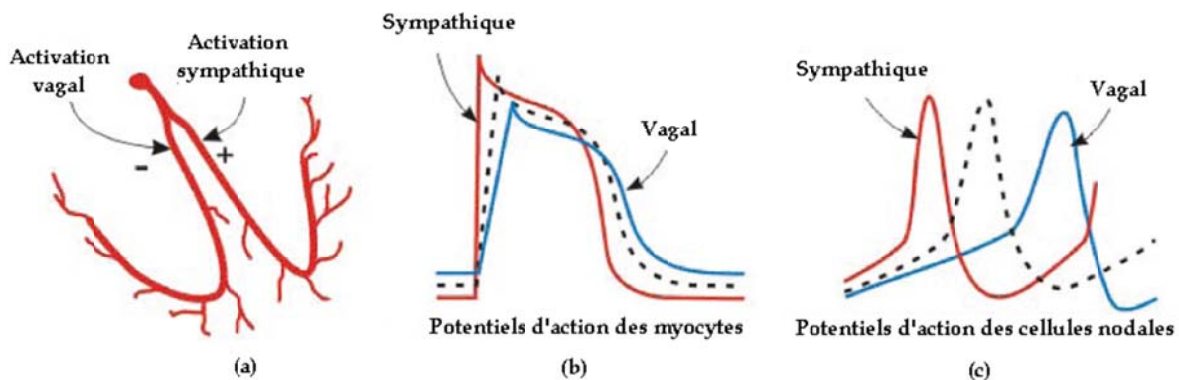


Fig IV.21 Exemple de régulation de la conduction électrique cardiaque : influence du système nerveux autonome sur les potentiels d'action des cellules myocardiques et nodales

IV-2-4-1-3 Influence sur les ondes cardiaques

Le comportement cellulaire engendre des modifications au niveau macroscopique sur les ondes de l'ECG (Section 2-2).

Par exemple, l'onde T est le témoin électrique de la repolarisation ventriculaire. Ainsi conformément à ce qui a été vu dans le paragraphe précédent, lorsque l'influence du système sympathique augmente (lors d'un exercice physique par exemple), les ondes T vont se contracter. En effet, on a vu que l'influence sympathique augmentait la pente de la phase 0 des potentiels d'action et accélérât par conséquent la phase de repolarisation (voir figure IV.21b). La forme de l'onde T, correspondant à la somme de la contribution de tous les potentiels d'action des cellules ventriculaires, a donc tendance à beaucoup évoluer en fonction de la période cardiaque, et de l'influence du système nerveux autonome. En ce qui concerne l'onde P qui correspond à la dépolarisation des oreillettes, ces changements de forme seront moins prononcés. En effet, il a été montré dans les travaux de [34] que même si l'onde P subit des changements de forme pendant l'exercice, sa largeur globale reste constante.

IV-2-4-2 Jonction auriculo-ventriculaire

L'intervalle P-R sur un ECG mesure la transmission de la dépolarisation des oreillettes vers les ventricules, transmission qui peut être en pratique altérée de bien des façons. Cet intervalle

est donc étroitement lié à la jonction auriculo-ventriculaire et donc au comportement du nœud AV. L'intervalle P-R reflète correctement le temps de conduction auriculo-ventriculaire [35-36].

Dans les années 50, Lepschkin met en place des formules mathématiques pour mettre en relation les intervalles P-R et R-R [37]. En 1990, Luceri et al. [38] ont publié un article traitant des variations de l'intervalle P-R analysées en situation d'exercice pour déterminer s'il existait des complications possibles lors d'une implantation cardiaque de pacemaker à double chambre. Plusieurs mécanismes influencent la conduction auriculo-ventriculaire créant des variations battement par battement; on parle alors de Variabilité de la Conduction Auriculo-Ventriculaire (VCAV). La VCAV s'explique par une double composante : l'influence du SNA sur le nœud auriculo-ventriculaire et l'influence de la période cardiaque.

Plus la période cardiaque est raccourcie, plus l'activité du nœud auriculo-ventriculaire est ralentie. On peut effectivement y voir un effet direct (nœud auriculo-ventriculaire) et indirect (modulation de la période cardiaque) du SNA. De plus, une analyse spectrale de la VCAV permet de mettre en évidence que l'influence parasympathique sur le nœud auriculo-ventriculaire est modulée par la respiration : c'est ce que l'on appelle la Modulation Auriculo-Ventriculaire Respiratoire (MAVR). Le temps de conduction auriculo-ventriculaire tend à se rallonger durant l'expiration et à se raccourcir durant l'inspiration [39]. Ainsi, par une double influence sur le nœud auriculo-ventriculaire, l'une nerveuse (sympathique et parasympathique) et l'autre due à la durée du cycle cardiaque, la nature de la VCAV peut être vue comme très complexe [40-42].

IV-2-4-2-1 Influence de la fréquence cardiaque

Des études montrent qu'après inhibition de l'activité du système nerveux autonome, lorsque la fréquence cardiaque chute, le temps de conduction auriculo-ventriculaire, associé à l'intervalle P-R de l'ECG, est prolongé [43-44]. Ce comportement du nœud AV face aux changements de la fréquence cardiaque est très complexe [45], et joue un rôle très important dans la protection des ventricules lors de fibrillation ou de palpitations auriculaires par exemple [46]. En effet, lors de deux battements cardiaques successifs trop rapprochés, le second battement raccourcit le temps de repolarisation (récupération) du nœud AV ce qui provoque un ralentissement de la vitesse de propagation du PA et par la même occasion un rallongement du temps de conduction AV [47]. Ainsi, lorsque la durée du cycle cardiaque (intervalles P-P ou R-R) diminue, le temps de conduction AV (intervalle P-R) est rallongé lorsque les effets directs du système nerveux autonome sont inhibés. Lorsque la fréquence cardiaque augmente, comme en

situation d'exercice physique par exemple, l'activité autonome prédomine. En effet, l'activité vagale se retire pour laisser place à l'activité sympathique sur le nœud sinusal qui s'accompagne d'une augmentation de la fréquence cardiaque, autrement dit d'une diminution de la durée de l'intervalle R-R. Le retrait vagal progressif et la stimulation sympathique directement au niveau du nœud auriculo-ventriculaire conduisent à une diminution du temps de conduction auriculo-ventriculaire [48]. Autrement dit, pendant l'exercice, l'intervalle P-R diminue au fur et à mesure que la fréquence cardiaque augmente [38, 49-51]. Les intervalles P-R et P-P sont alors liés et la relation "intervalle P-R / intervalle P-P" est de type linéaire [49, 51]. Au relâchement de l'effort, la fréquence cardiaque diminue tandis que la période P-R s'allonge [51].

IV-2-4-2-2 Influence du système nerveux autonome

Au paragraphe précédent, nous avons vu que la conduction auriculo-ventriculaire est influencée par la durée du cycle cardiaque. Ainsi, une inhibition de l'activité vagale et une stimulation sympathique sur le nœud sinusal induisent une augmentation de la fréquence cardiaque et, par conséquent, une diminution du temps de conduction.

Le nœud AV est quant à lui très innervé par les fibres sympathique et parasympathique. On parle d'effet dromotrope positif lorsque la conduction ventriculaire est facilitée par le tonus sympathique; ceci engendre une diminution du temps de conduction auriculo-ventriculaire. A l'inverse, lorsque le tonus vagal ralentit la conduction auriculo-ventriculaire et rallonge ainsi le temps de conduction, on parle d'effet dromotrope négatif [52]. Les études de Warner [42,44] montrent d'ailleurs que chez l'animal, l'activité neurale parasympathique joue un rôle plus important que l'activité sympathique dans le contrôle de la conduction auriculo-ventriculaire. L'activité du SNA influence les durées du cycle cardiaque et de la conduction auriculo-ventriculaire : elles sont raccourcies par influence sympathique et rallongées par l'influence vagale [52]. Le système autonome semble donc influencer parallèlement sur les activités sinusale et auriculo-ventriculaire. Toutefois, d'autres études sur l'influence du SNA sur les nœuds sinusal et auriculo-ventriculaire, montrent que les effets sur les propriétés physiologiques sont distincts sur chacun des nœuds [53-54]. Les effets des tonus vagal et sympathique diffèrent d'une étude à l'autre : selon Kowallick et al. [53], ils sont indépendants, pour Kannankeril et al. [50], ils ne présentent pas de corrélations marquées tandis que pour Leffler et al. [55] la modulation autonome est plus importante au niveau du nœud sinusal que sur le nœud auriculo-ventriculaire.

IV-2-5 Récapitulatif

Dans la section IV-2, nous avons présenté l'importance du signal Electrocardiogramme dans le domaine biomédical. Ce signal permet de fournir des données importantes concernant l'anatomie du système cardiovasculaire, par l'intermédiaire des caractéristiques de ces principales composantes, l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Ces informations incluent les positions et/ou amplitudes de l'intervalle QRS, l'intervalle PR, l'intervalle QT, ST intervalle, le segment PR et du segment ST. Comme le signal Electrocardiogramme appartient à la famille des signaux non-stationnaires multi-composantes, l'estimation spectrale des différentes composantes constituant le signal en fonction du temps est extrêmement nécessaire dans des complexes. L'utilisation des techniques temps-fréquence, pour ce type de signaux biomédicaux, présente une bonne solution car elles permettent de révéler la nature multi-composante de tels signaux.

Dans la section IV-3, plusieurs signaux ECG normaux et anormaux, présentant différents types d'anomalies, feront l'objet d'une analyse temps-fréquence par l'application des techniques non paramétriques définies dans le chapitre I, soit le Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel. Le tableau IV.1 présente les différentes pathologies, citées dans cette section, ainsi que leurs caractéristiques [1-3]:

Type de pathologie	Caractéristiques importantes
Normal	un rythme régulier avec un espace R-R constant, onde P de durée inférieure à 0,12 sec, intervalle PR de durée comprise entre de 0,12 à 0,20 sec, complexe QRS de durée comprise entre de 0,06 à 0,10 sec, amplitude de l'onde T inférieure à 0.5 mV, fréquence cardiaque entre 60 et 100 battements/min
Supraventriculaire	Présence d'une bradycardie, fréquence cardiaque inférieure à 60 battements/min, ou d'une tachycardie, fréquence cardiaque supérieure à 100 battements/min
Extrasystole auriculaire	Intervalles PR et espaces R-R irrégulier, fréquence cardiaque anormale
Extrasystole supraventriculaire	Complexe QRS prématuré (espace R-R raccourci), Ondes P' avant chaque complexe QRS différentes des ondes P
Extrasystole ventriculaire	Pas d'onde P précessive, Complexes QRS (élargis) précoces, avec ondes T anormales
Bloc de branche droit	Complexes QRS élargis ($> 0,12$ sec), aspect classique RSR': l'onde R' (2nde déflexion positive) correspond au retard de dépolarisation du ventricule droit
Ventriculaire	Complexes QRS larges ($> 0,12$), Complexes QRS d'aspect différent de ceux normaux, Ondes T anormales

Tableau IV.1 Principales caractéristiques des pathologies analysées

IV-3 Analyse temps-fréquence de l'ECG

L'électrocardiogramme (ECG) est la manifestation de l'activité électrique du myocarde sur la surface du corps, ce qui apparaît comme un signal quasi périodique. Traditionnellement, le cycle ECG est marqué avec les lettres P, Q, R, S, T et pour les différents pics de forme d'onde du cycle entier. Le diagnostic est réalisé sur la base de caractéristiques extraites à partir de la synchronisation et de la morphologie de ces points de référence.

ECG est bien connu pour contenir beaucoup d'informations sur les maladies cardiaques. Selon la définition médicale dans [4], l'information la plus importante dans le signal ECG est concentrée dans l'onde P, complexe QRS et de l'onde T. Ces données comprennent les positions et/ou l'ampleur des complexes QRS et des intervalles PR, QT et ST (figure IV.22). Les médecins peuvent utiliser les données extraites pour diagnostiquer les maladies du cœur de l'homme. Par conséquent, l'analyse de l'arythmie cardiaque est très importante pour aider les médecins à prendre de corrects diagnostics cliniques.

La présente section fournit les résultats acquis par l'application des techniques temps-fréquence non paramétriques à savoir Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, sur des signaux ECG normaux et anormaux. Les signaux ECG normaux présentent différentes sortes d'arythmies cardiaques.

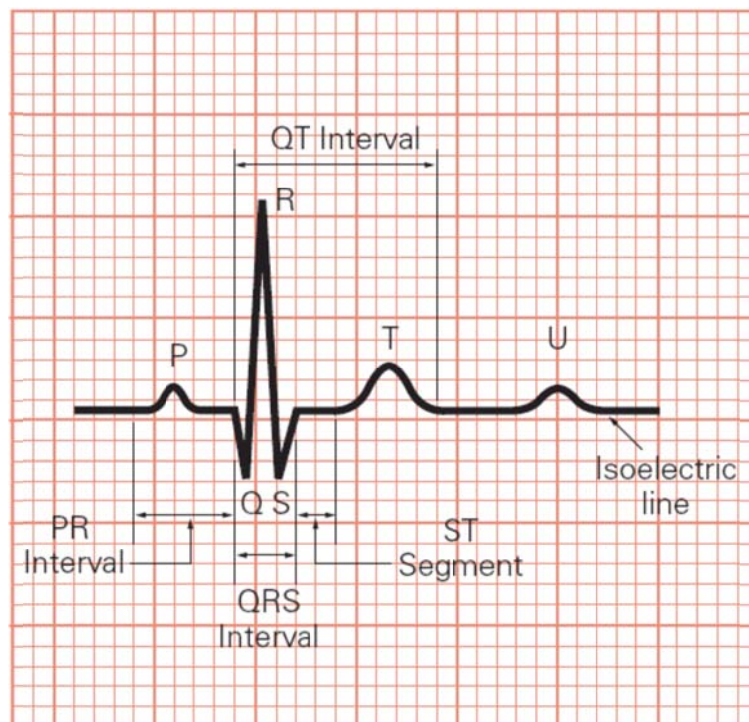


Fig IV.22 Principaux intervalles du signal ECG

IV-3-1 Analyse temps-fréquence d'un signal ECG normal

La figure IV.23 représente 4 secondes d'un signal ECG normal dans le domaine temporel, il a été collecté d'un patient ne présentant aucune pathologie cardiaque à partir de la base de données Physionet [56]. Les formes des principales composantes d'un signal ECG sont normales. Ce signal fera l'objet d'une analyse temps-fréquence par les techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, afin d'extraire les principales caractéristiques de ce type de signaux biomédicaux. Les résultats obtenus seront comparés à ceux existants dans la littérature scientifiques [1-3].

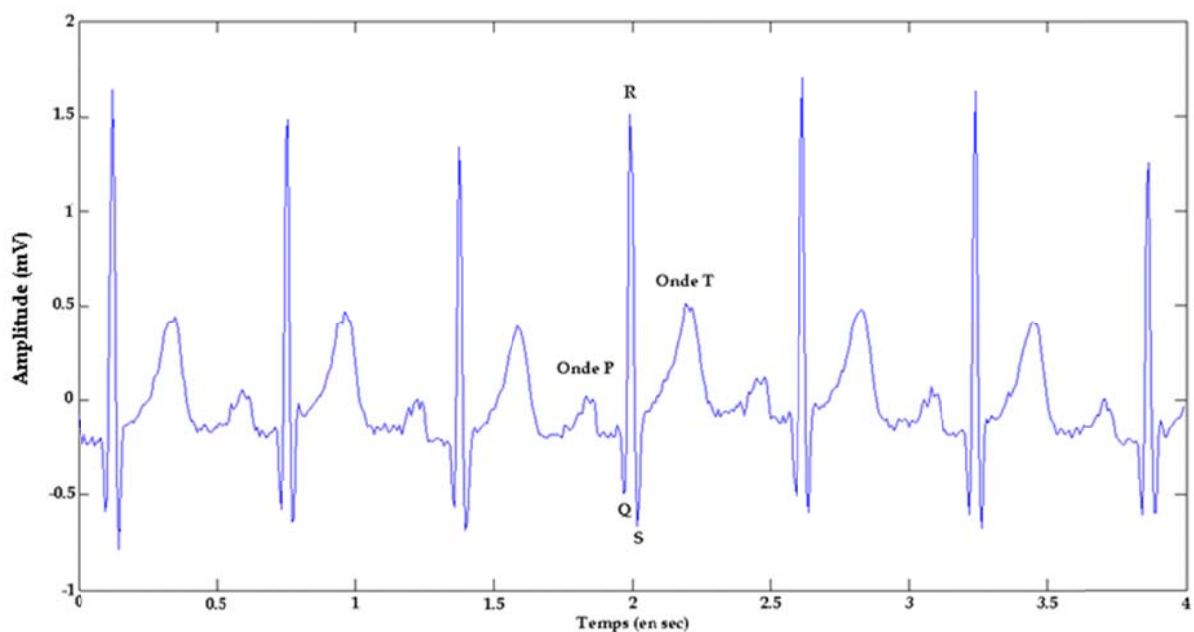


Fig IV.23 Signal ECG normal

La figure IV.24 présente les différentes images temps-fréquence obtenues par les techniques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, appliquées au signal ECG normal (figure IV.23). A partir de ces images temps-fréquence, nous avons remarqué que les différentes techniques temps-fréquence permettent d'identifier les différents complexes QRS et ondes T existants dans le signal normal, sauf la Transformée d'Ondelettes (figure IV.24f) qui est incapable de visualiser les différentes ondes T avec précision. Nous avons noté aussi que la résolution diffère d'une image à une autre, et ceci due surtout aux problèmes d'interférence et d'étalement spectral. Ce dernier est très présent dans l'image de Spectrogramme (figure IV.24e).

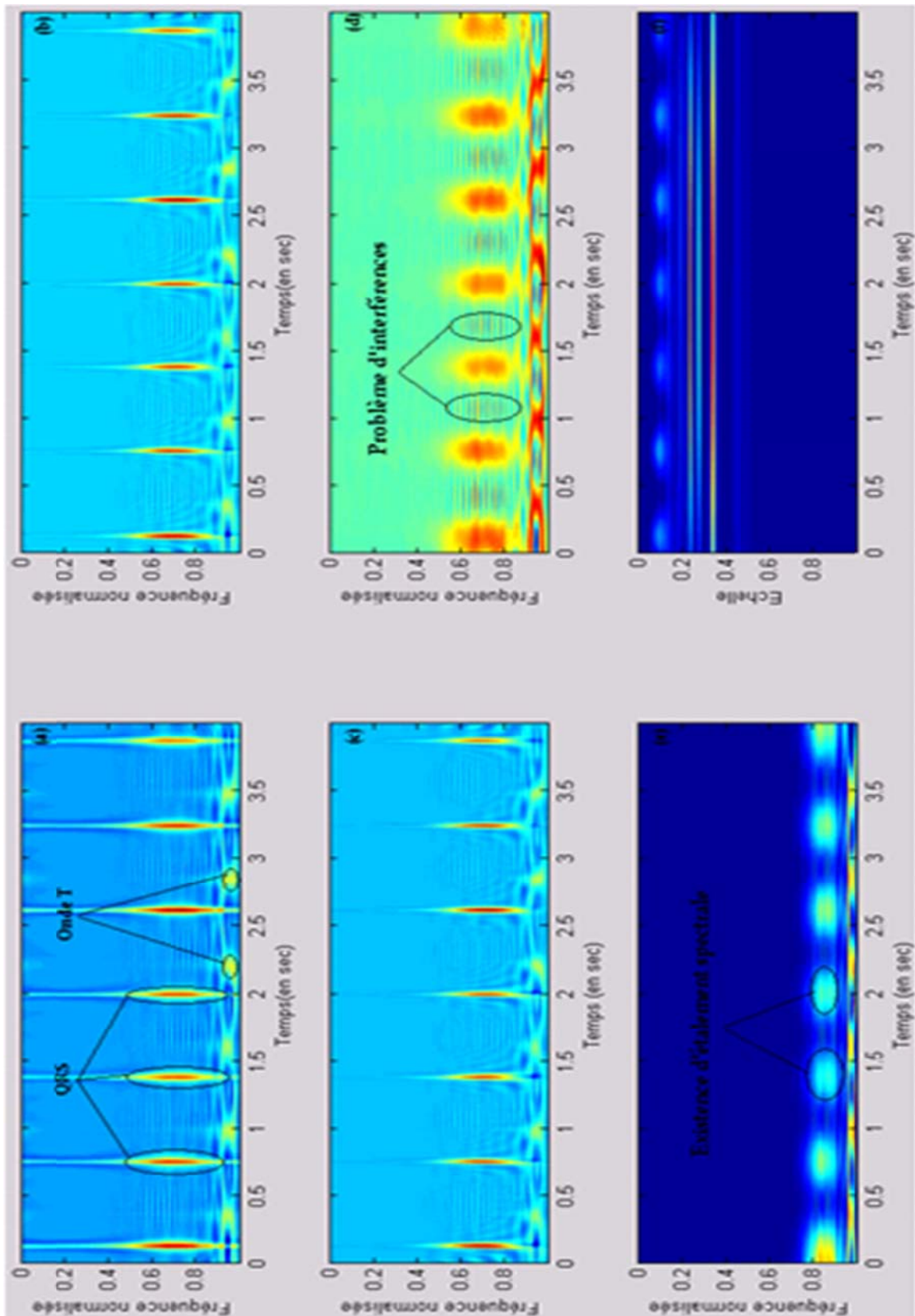


Fig IV.24 Images temps-fréquence du signal ECG normal (figure IV.23) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

La figure IV.25 représente des images temps-amplitude des différentes techniques temps-fréquence à fin de collecter d'autres paramètres du signal ECG normal (figure IV.23) non identifiés sur la figure IV.24, tels que l'onde P et l'intervalle PR. Cette figure ne présente que les images des techniques de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, car les autres techniques ne permettent de fournir des images assez lisibles dues aux problèmes d'interférences et d'étalement spectral [57-70].

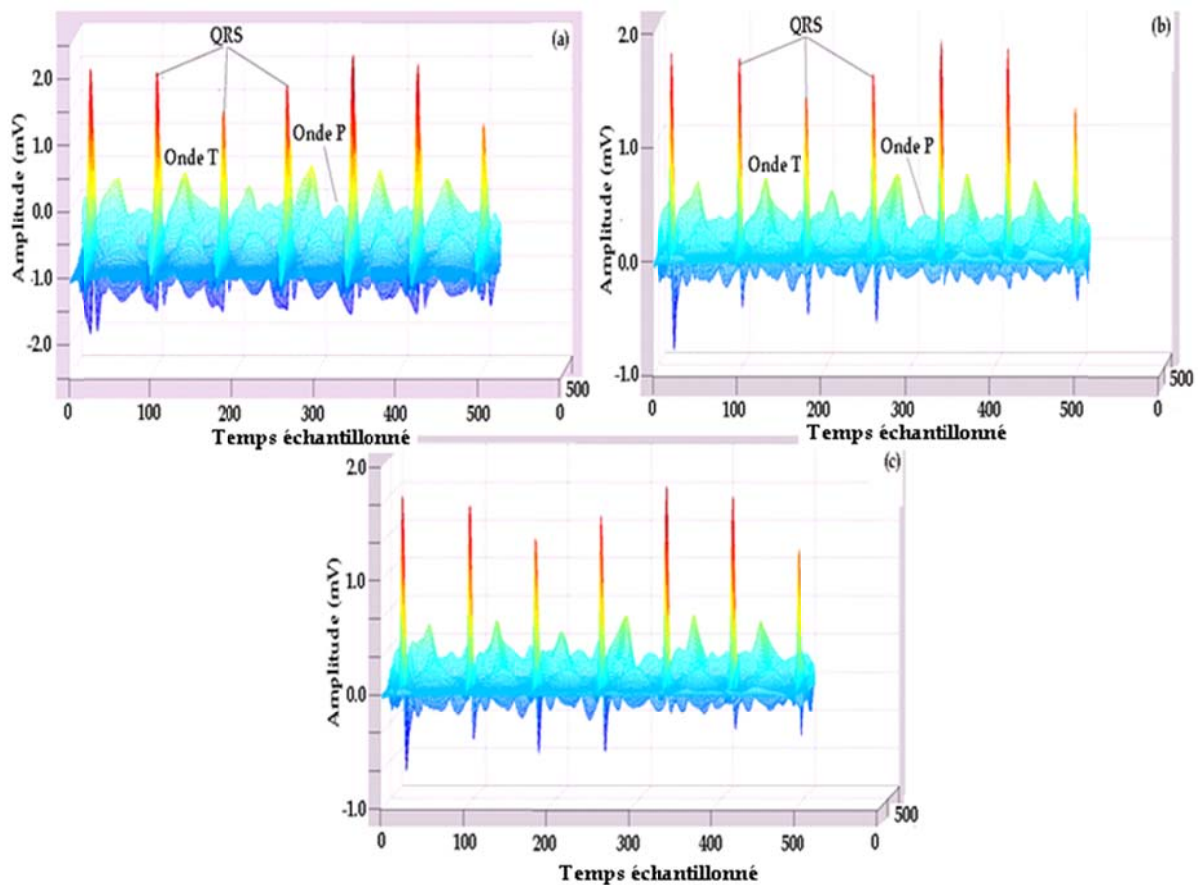


Fig IV.25 Images temps-amplitude du signal ECG normal : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel

Le tableau IV.2 fournit les valeurs des principales caractéristiques d'un signal ECG déduites à partir des différentes images temps-fréquence des techniques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel (figures IV.24 et IV.25).

	CW	BJ	RIDB	SPWV	SP	TO	Valeurs théorique
Onde P	0.116	0.119	0.118	-	-	-	<0.12
Complexe QRS	0.075	0.062	0.064	0.257	0.299	0.342	0.06–0.10
Onde T	0.15 0.45mV	0.13 0.5mV	0.14 0.4mV	0.15	0.171	-	<0.5mV
PR	0.19	0.19	0.2	-	-	-	0.12–0.20 et constant
RR	0.62 Régulier	0.62 Régulier	0.62 Régulier	0.64 Régulier	0.64 Régulier	0.62 Régulier	Régulier
ST	0.11	0.15	0.16	0.042	0.042	-	Même ligne que PR
QT	0.278	0.299	0.289	0.428	0.471	-	Moins de la moitié de RR
Fréquence cardiaque	95 Bpm	96 Bpm	96 Bpm	93 Bpm	93 Bpm	96 bpm	60–100 bpm

Table IV.2 Caractéristiques du signal ECG normal (figure IV.23) obtenues à partir des images (figures IV.24 et IV.25)

A partir des valeurs obtenues, affichées dans le tableau ci-dessus, nous avons constaté que les techniques temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, sont les seules permettant de fournir les valeurs les plus normales du signal ECG normal (figure IV.23) comparées aux valeurs théoriques.

IV-3-2 Analyse temps-fréquence de signaux ECG anormaux

Dans cette partie, l'analyse temps-fréquence sera focalisée sur des signaux ECG présentant différents types d'arythmies. Une arythmie est un problème concernant le taux ou le rythme des battements du cœur. Au cours d'une arythmie, le cœur peut battre trop vite, trop lent, ou avec un rythme irrégulier. Lorsque le rythme cardiaque est trop rapide on parle de tachycardie (plus de 100 battements par minute), s'il est trop lent, on a alors une bradycardie (moins de 60 battements par minute) [57]. La plupart des arythmies sont inoffensifs, mais certains peuvent être graves, voire mortelles. Au cours d'une arythmie, le cœur peut ne pas être en mesure de pomper suffisamment de sang pour le corps. Un manque de circulation sanguine peut endommager le cerveau, le cœur et d'autres organes. Elle existe plusieurs types d'arythmies ceux qui proviennent des oreillettes, par exemple, la fibrillation auriculaire, le flutter auriculaire, la tachycardie supraventriculaire, l'extrasystole supraventriculaire ou la

contraction auriculaire prématurée et ceux qui ont un origine ventriculaire, comme, la contraction ventriculaire prématurée, la fibrillation ventriculaire, la tachycardie ventriculaire.

IV-3-2-1 Signal supraventriculaire

L'arythmie supraventriculaire se produit dans les régions supérieures du cœur et elle est moins grave que l'arythmie ventriculaire. Ce type d'arythmie présente des formes irrégulières de complexes QRS [71]. Le signal ECG supraventriculaire (figure IV.26), de durée totale de 8 secondes, a été obtenu à partir de la base de données Physionet [56]. La forme des complexes QRS de ce signal présente une anomalie dans la partie QR (par exemple, indices A1', A2' et A3' des complexes QRS A1, A2 et A3 respectivement). Afin de détecter le changement qui se produit dans cette durée étroite temps l'application d'une technique temps-fréquence représente une bonne issue d'analyse.

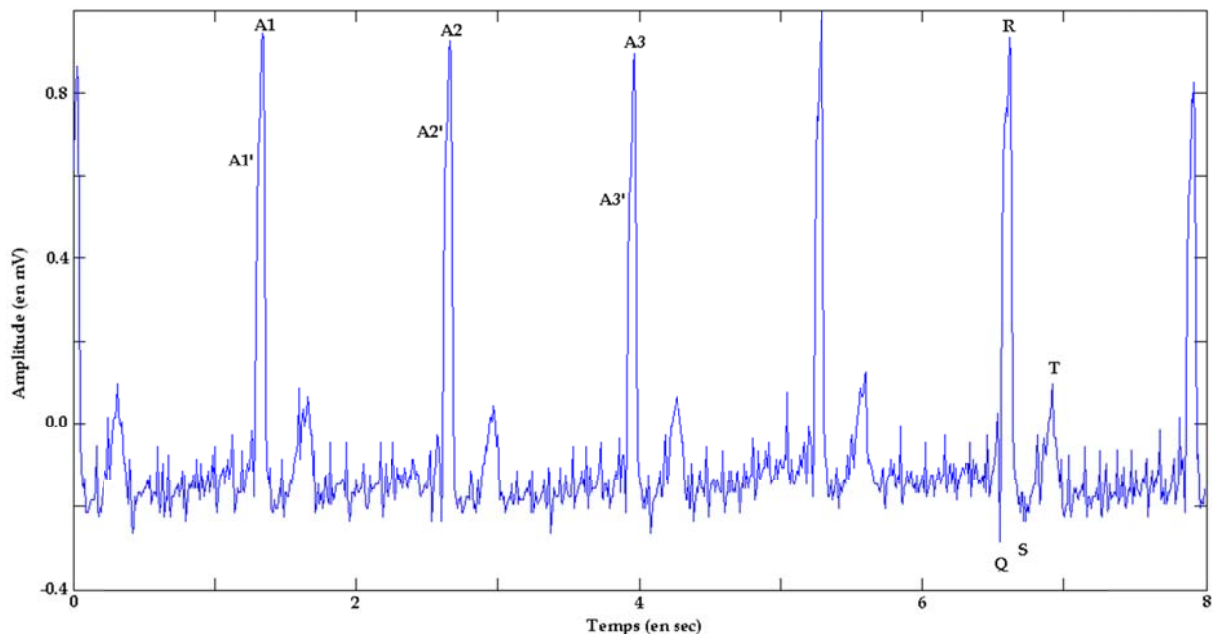


Fig IV.26 Signal ECG supraventriculaire

La figure IV.27 présente les différentes images temps-fréquence obtenues par l'application des techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, sur le signal ECG anormal (figure IV.26).

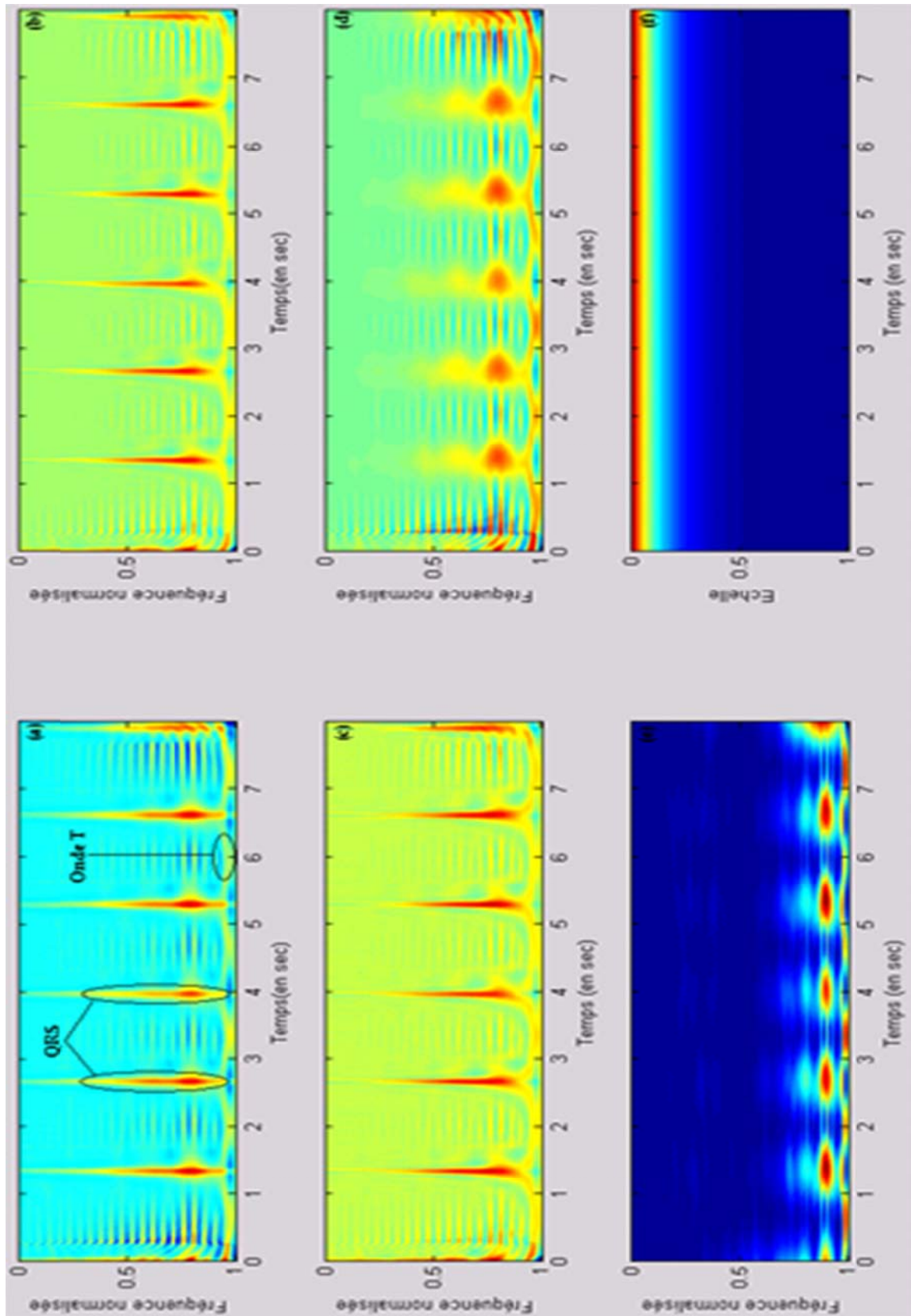


Fig IV.27 Images temps-fréquence du signal ECG supraventriculaire (figure IV.26) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

A partir de la figure IV.27, nous avons remarqué que les techniques Choi-Williams (figure IV.27a), Born-Jorn (figure IV.27b), distribution de Bessel (figure IV.27c) permettent de bien identifier les différents complexes QRS existant dans le signal pathologique (figure IV.26), alors que les problèmes d'interférences et d'étalement empêchent les techniques de Pseudo Wigner-Ville Lissée (figure IV.27d) et de Spectrogramme (figure IV.27e) de visualiser la vraie forme de ces complexes. Quant à l'image acquise par la Transformée d'Ondelettes (figure IV.27f) on ne peut extraire aucune information concernant l'évolution des complexes QRS en fonction du temps. La fréquence cardiaque obtenue à partir de la figure IV.27 est 45 battements/minute, nous avons conclu alors que patient souffre d'une bradycardie puisque les battements cardiaques sont moins de 60 battements par minute. Afin d'obtenir la vraie déformation des complexes QRS du signal anormal (présente dans la partie QR) nous sommes orienté vers des images temps-fréquence 3D (figure IV.28) et ceci en visualisant uniquement trois complexes QRS (A1, A2 et A3).

D'après la figure IV.28, toutes les techniques temps-fréquence, sauf celle d'Ondelettes (figure IV.28f), permettent d'identifier tous les complexes QRS existant dans le signal. Toutefois, les techniques de Born-Jordan et la Distribution de Bessel, Pseudo Wigner-Ville et Spectrogramme (figures IV.28 b-e) ne parviennent pas à suivre la vraie forme de l'évolution des composantes de fréquence du complexe QRS de ce signal. Alors que seule la technique temps-fréquence de Choi-Williams (figure IV.28a) permet de bien suivre la variation existante dans la composante fréquentielle de chaque complexe QRS en fonction du temps, marquée par "A1'", "A2'" et "A3'". La technique de Choi-Williams permet donc d'identifier la vraie forme de la déformation existante dans les complexes QRS du signal ECG supraventriculaire (figure IV.26) [13, 15, 72-73].

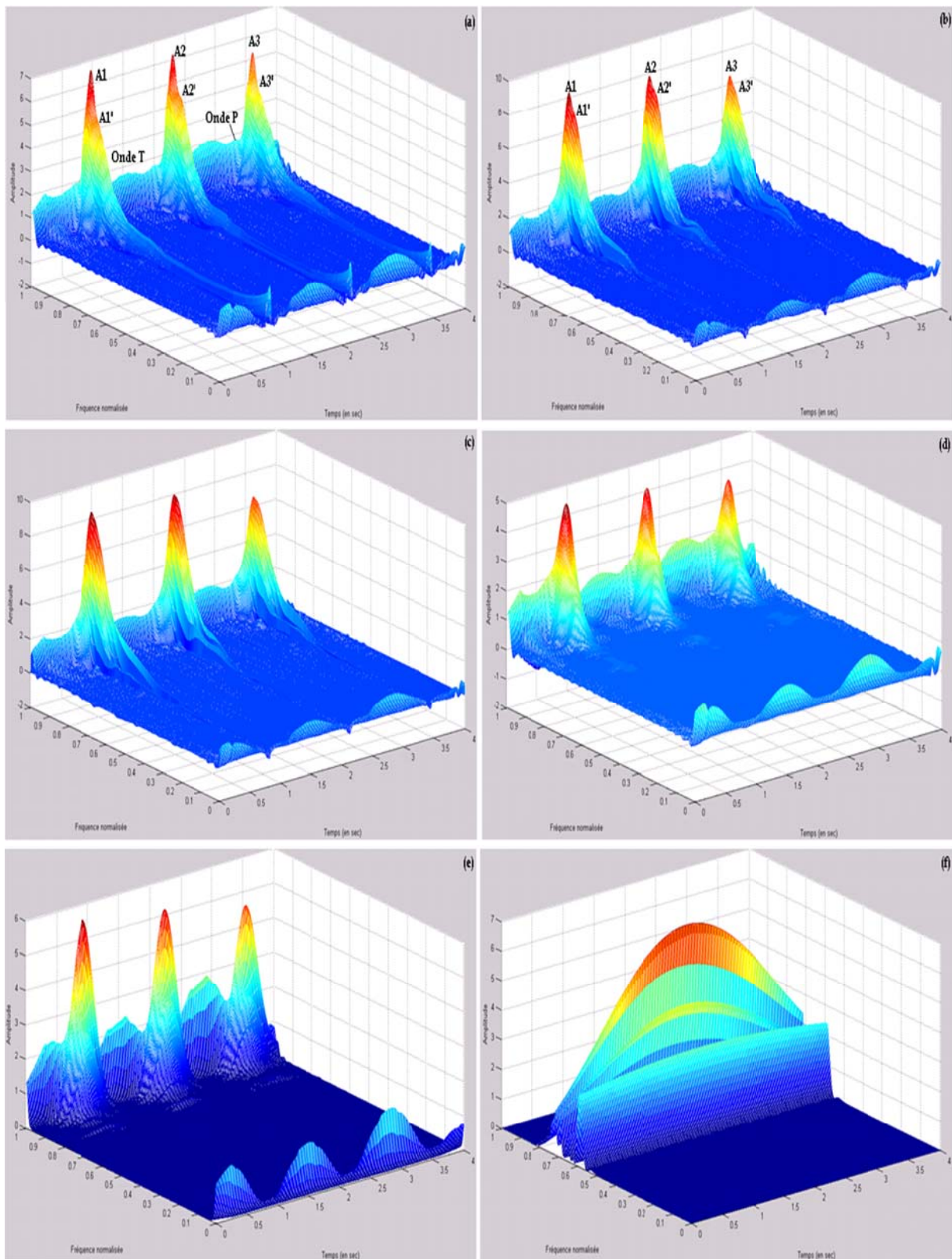


Fig IV.28 Images temps-fréquence 3D du signal ECG supraventriculaire (figure IV.26) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

IV-3-2-2 Signal avec extrasystole auriculaire

Une extrasystole est une contraction anormale du rythme cardiaque qui peut apparaître lors des battements normaux, sans en perturber le rythme, ou bien être suivie d'une pause brève (pause post-extrasystolique qui est en général compensatrice). L'extrasystole peut être unique, ou multiple. Selon le lieu d'origine de la contraction, on distingue, notamment, les extrasystoles auriculaires et ventriculaires. Elles peuvent survenir aussi bien sur un cœur sain que sur une maladie cardiaque ou encore lors d'intoxications (digitaline, ...). Les extrasystoles auriculaires survenant sur un cœur sain sont bénignes; sur un cœur malade, elles annoncent des troubles du rythme comme un flutter, une fibrillation ou une tachycardie paroxystique supraventriculaire.

La figure IV.29 présente un signal ECG anormal de durée totale de 8 secondes enregistré à partir d'un patient présentant une extrasystole auriculaire, de la base de données Physionet [56].

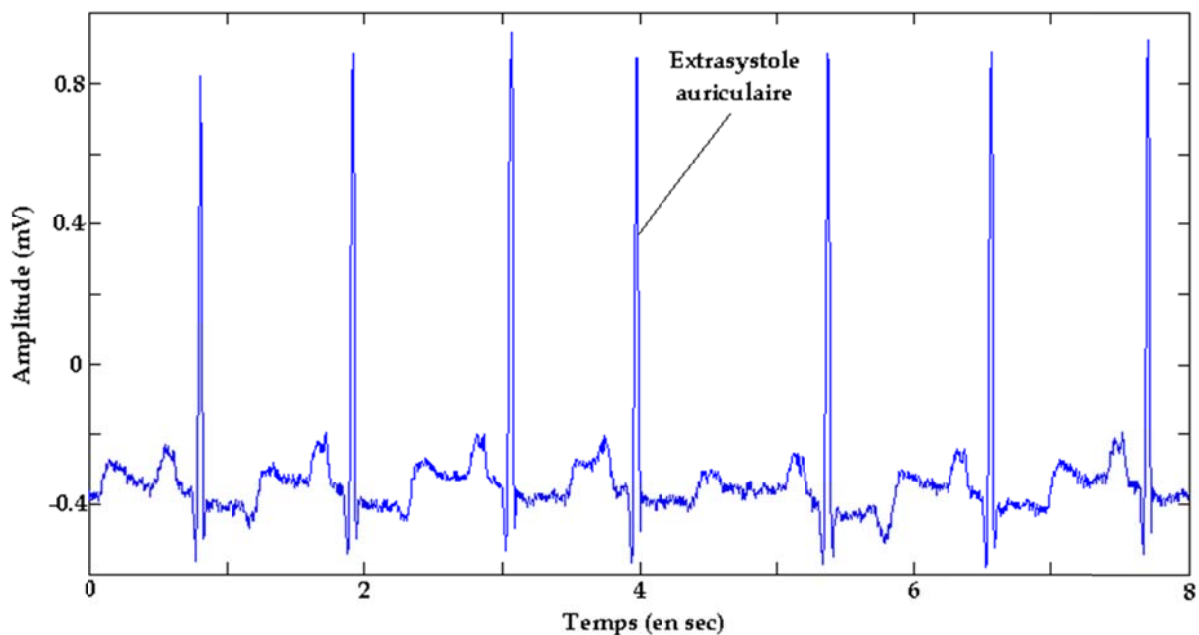


Fig IV.29 Signal ECG présentant une extrasystole auriculaire

La figure IV.30 illustre les différentes images temps-fréquence obtenues après traitement du signal ECG anormal (figure IV.29) par les techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel.

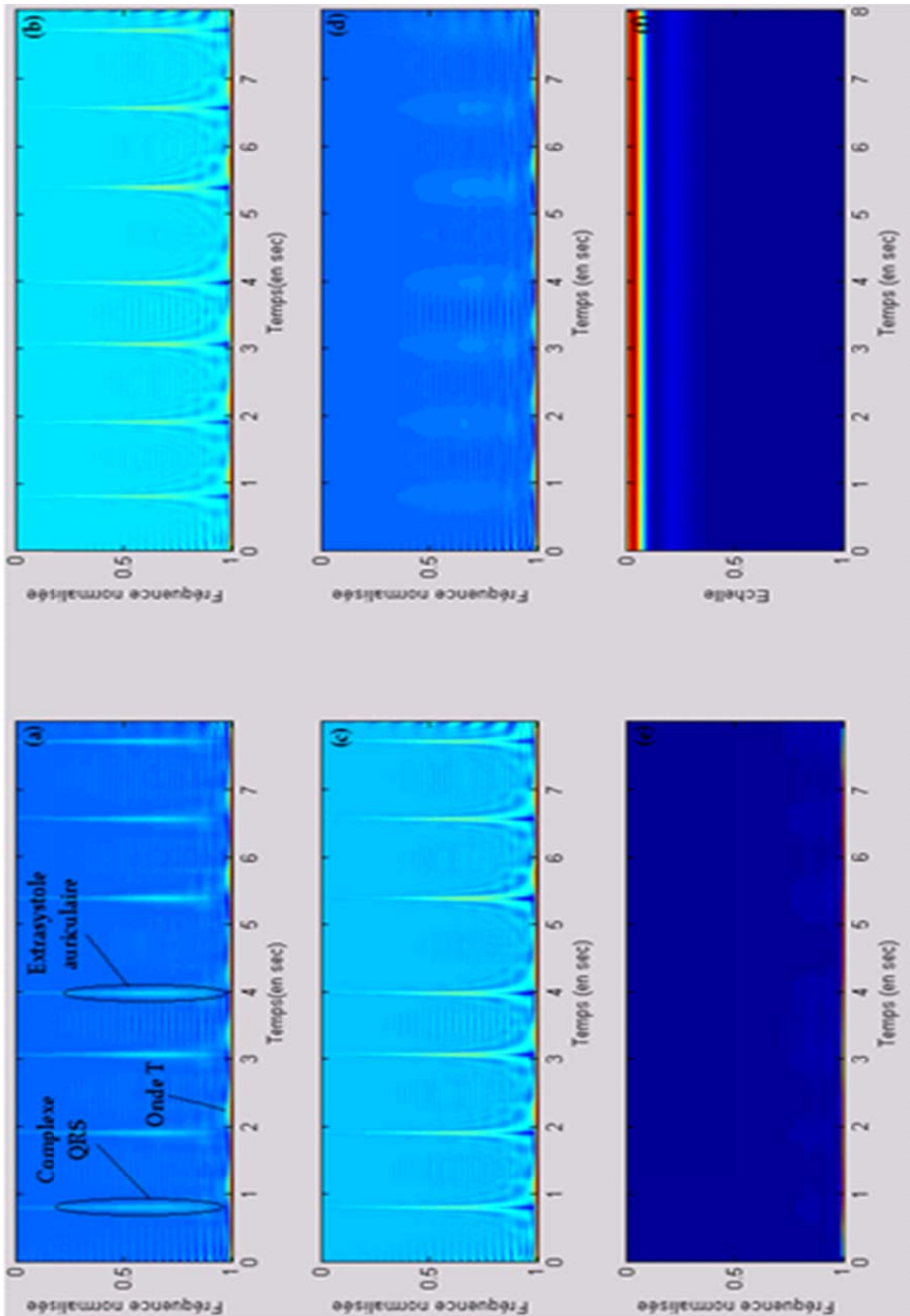


Fig IV.30 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.29) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

Nous avons remarqué, à partir des images de cette figure, que la technique de Choi-Williams (figure IV.30a) permet de visualiser les différents composants du signal (complexes QRS, ondes T et l'extrasystole auriculaire) avec une bonne résolution et moins d'inférences comparées aux techniques. La fréquence cardiaque obtenue à partir de la figure IV.30 est 55 bpm, reflète que le patient présente aussi une bradycardie.

IV-3-2-3 Signal avec extrasystole supraventriculaire

Nous avons une existence d'extrasystole supraventriculaire devant une stimulation prématurée cardiaque par rapport au rythme de base. Le signal présente des complexes QRS prématurés (espace RR raccourci) avec une morphologie normale du complexe QRS et de l'onde T et affiche un repos compensateur, c'est-à-dire que le complexe QRS suivant survient à l'endroit attendu en cas de rythme sinusal. Le signal ECG, figure IV.31, est un signal anormal de durée totale de 10 secondes collecté à partir d'un patient présentant une extrasystole supraventriculaire, de la base de données Physionet [56].

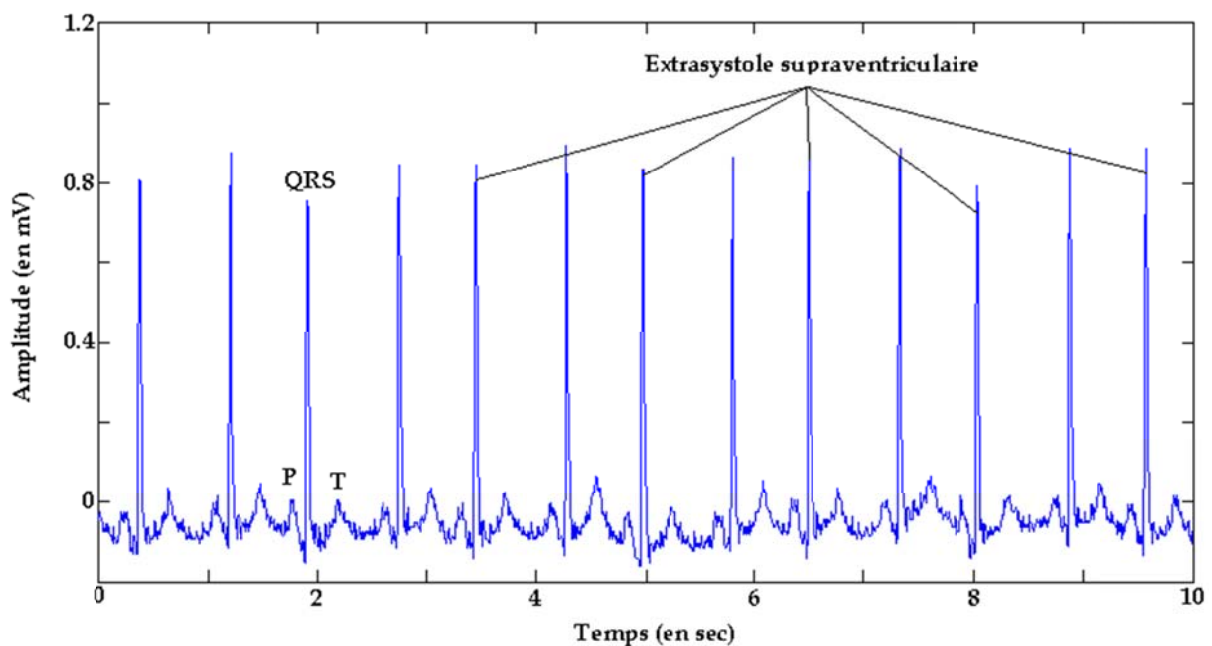


Fig 5.31 Signal ECG présentant une extrasystole supraventriculaire

La figure IV.32 montre les différentes images temps-fréquence du signal figure IV.31, obtenues par l'application des techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel.

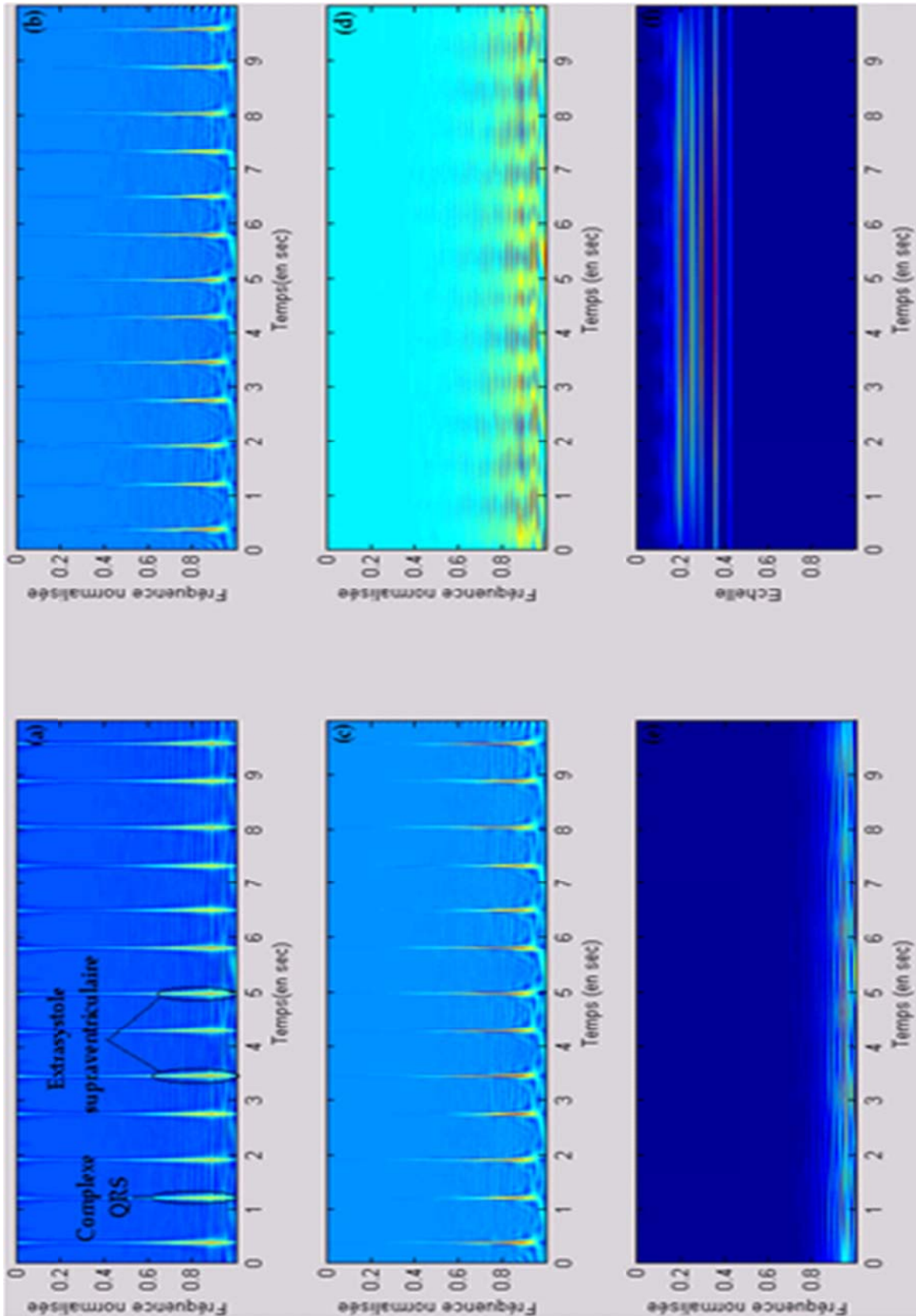


Fig IV.32 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.31) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'ondelettes

D'après cette figure, nous avons constaté que les techniques de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel (figures IV.32a à c) permettent de bien identifier les différents complexes QRS et ainsi visualiser les parties de présence de l'extrasystole supraventriculaire dans le signal anormal (figure IV.31). Alors que la présence des termes interférences et l'étalement spectrale rendent l'identification dans les autres techniques à savoir Pseudo Wigner-Ville Lissée, Spectrogramme, Transformée d'ondelettes, (figures IV.d à f), des différents complexes QRS très difficile. La fréquence cardiaque du signal ci-dessus obtenue à partir des images temps-fréquence est 72 bpm, ce qui signifie qu'elle est normale.

IV-3-2-4 Signal avec contraction ventriculaire prématurée

Les contractions prématurées des ventricules est l'anomalie la plus commune de toutes les arythmies. En l'absence de maladie cardiaque, elles ne sont pas d'une grande importance clinique, mais chez les patients atteints de maladie coronarienne, ils représentent un danger constant de tachycardie ventriculaire ou fibrillation et de mort subite [74]. Le signal IV.33 présente un signal ECG pathologique avec contractions ventriculaires prématurées, extrasystole ventriculaire, collecté à partir de la base de données Physionet [56].

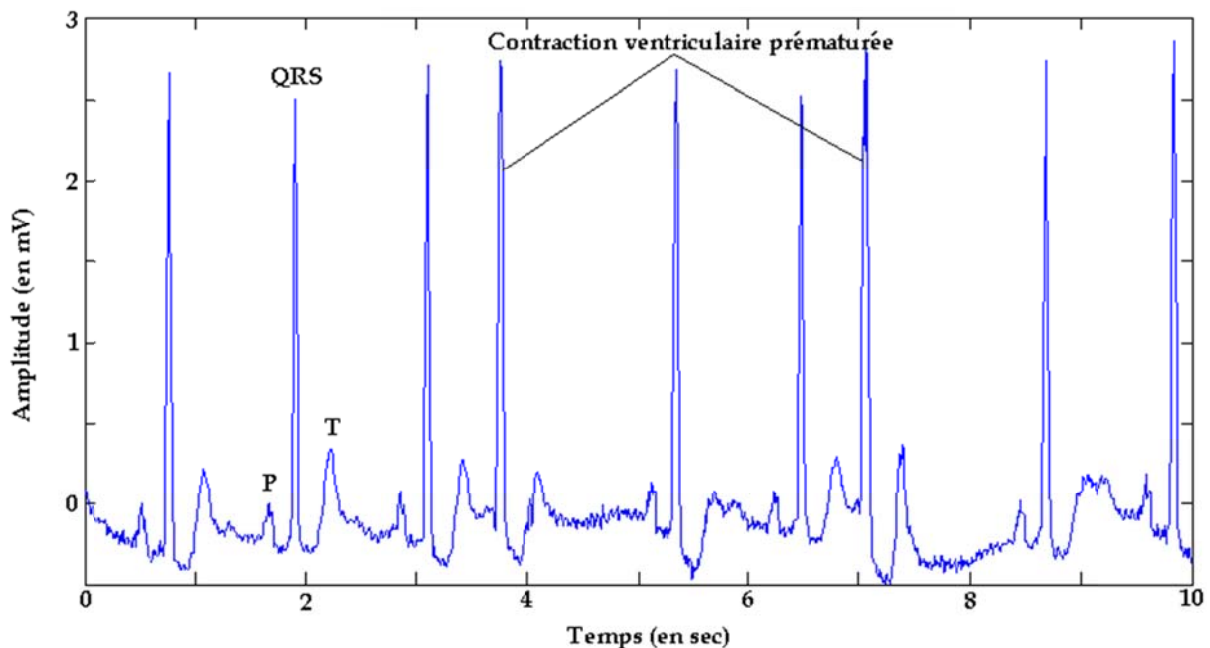


Fig IV.33 Signal ECG pathologique avec contraction ventriculaire prématurée

La figure IV.34 montre les différentes images temps-fréquence obtenues par l'analyse du signal affichant une extrasystole ventriculaire par les techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel.

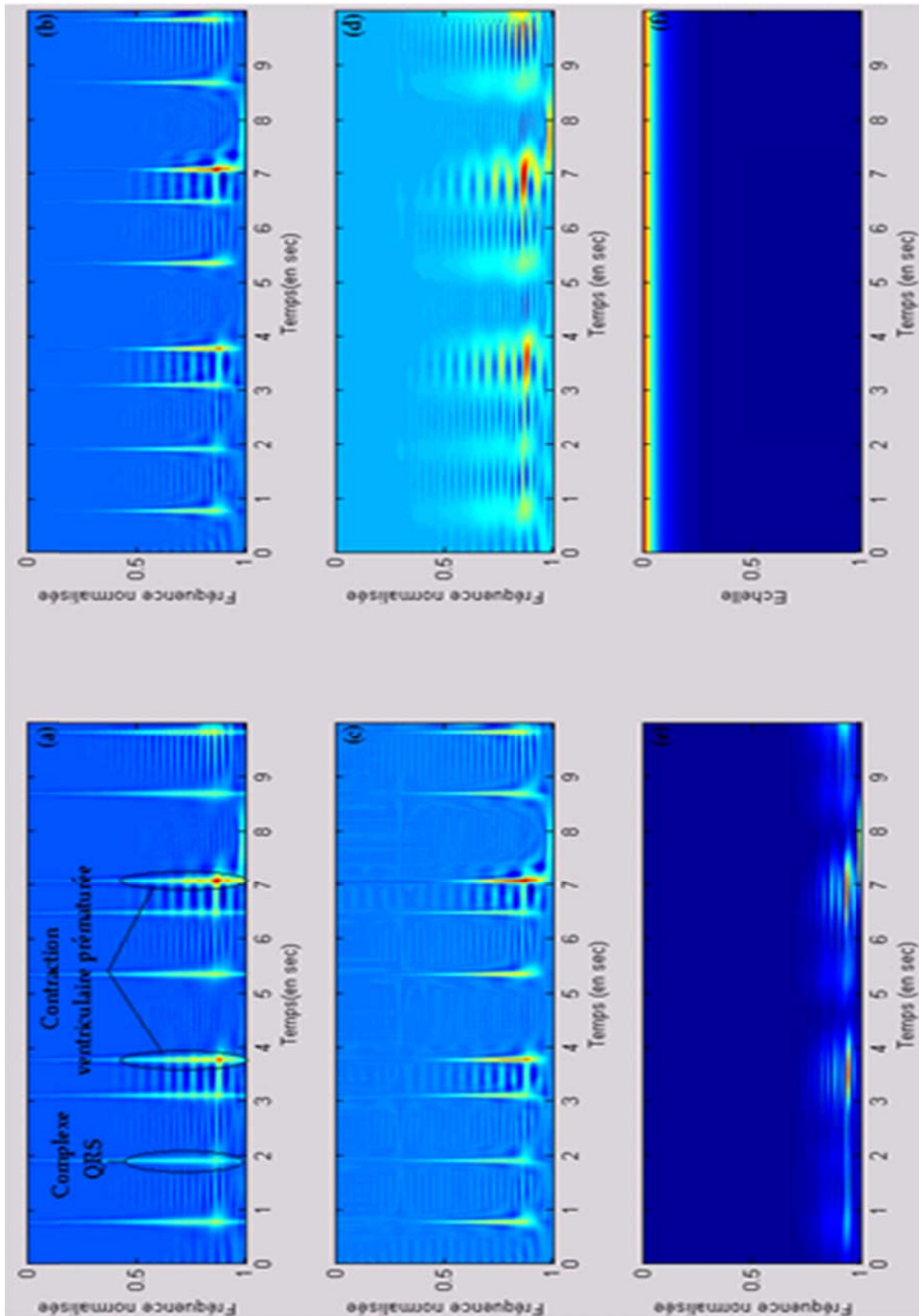


Fig IV.34 Images temps-fréquence du signal ECG pathologique (figure IV.33) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

Nous avons noté que l'identification des différents complexes QRS ainsi que les contractions ventriculaires prématurées présentes dans le signal pathologique (figure IV.33) est très claire sur les images temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et la distribution de Bessel, (figures IV.34a à c), alors que les autres techniques, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Spectrogramme, Transformée d'ondelettes, (figures IV.34d à f), échouent dans cette identification. La fréquence cardiaque de signal est de 53 bpm ce qui est inférieure à la normale (60 bpm), alors le patient présente une bradycardie.

IV-3-2-5 Signal avec bloc de branche droit et contraction ventriculaire prématurée

Le signal anormal illustré sur la figure IV.35 présente un bloc de branche droit et contraction ventriculaire prématurée [56]. Un bloc de branche droit est la traduction électrocardiographique d'un ralentissement de la conduction électrique à travers les branches du faisceau de His qui représentent les voies rapides de l'influx électrique vers les ventricules. Un bloc de branche droit témoigne donc d'un ralentissement dans la branche droit de ce faisceau.

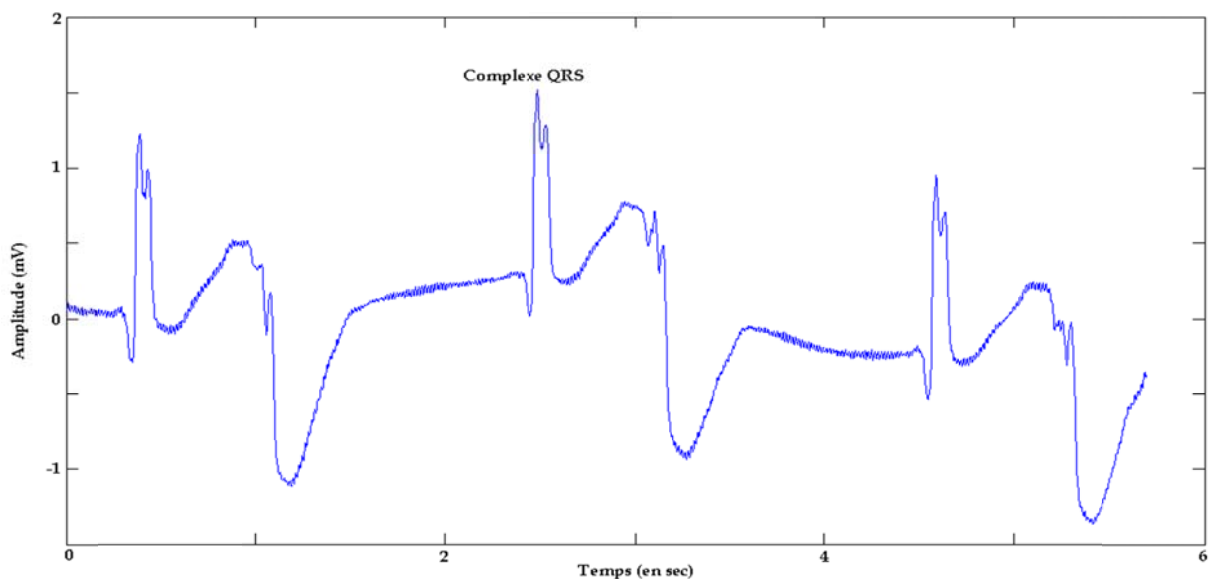


Fig IV.35 Signal ECG avec Bloc de branche droit et contraction ventriculaire prématurée

Les anomalies présentes dans le signal pathologique, figure ci-dessus, sont très visualisées par les différentes images temps-fréquence, (figures IV.36a à c), obtenues par l'analyse du signal ECG (figure IV.35) par les techniques non paramétriques de Choi-Williams, Born-Jordan et la distribution de Bessel. Tandis que les images obtenues par les techniques de Pseudo Wigner-Ville Lissée, Spectrogramme et la Transformée d'ondelettes, ne permettent pas d'identifier ces deux anomalies avec clarté, principalement celle des ondelettes. La fréquence cardiaque de ce signal est de 27 bpm ce qui présente une bradycardie chez le patient.

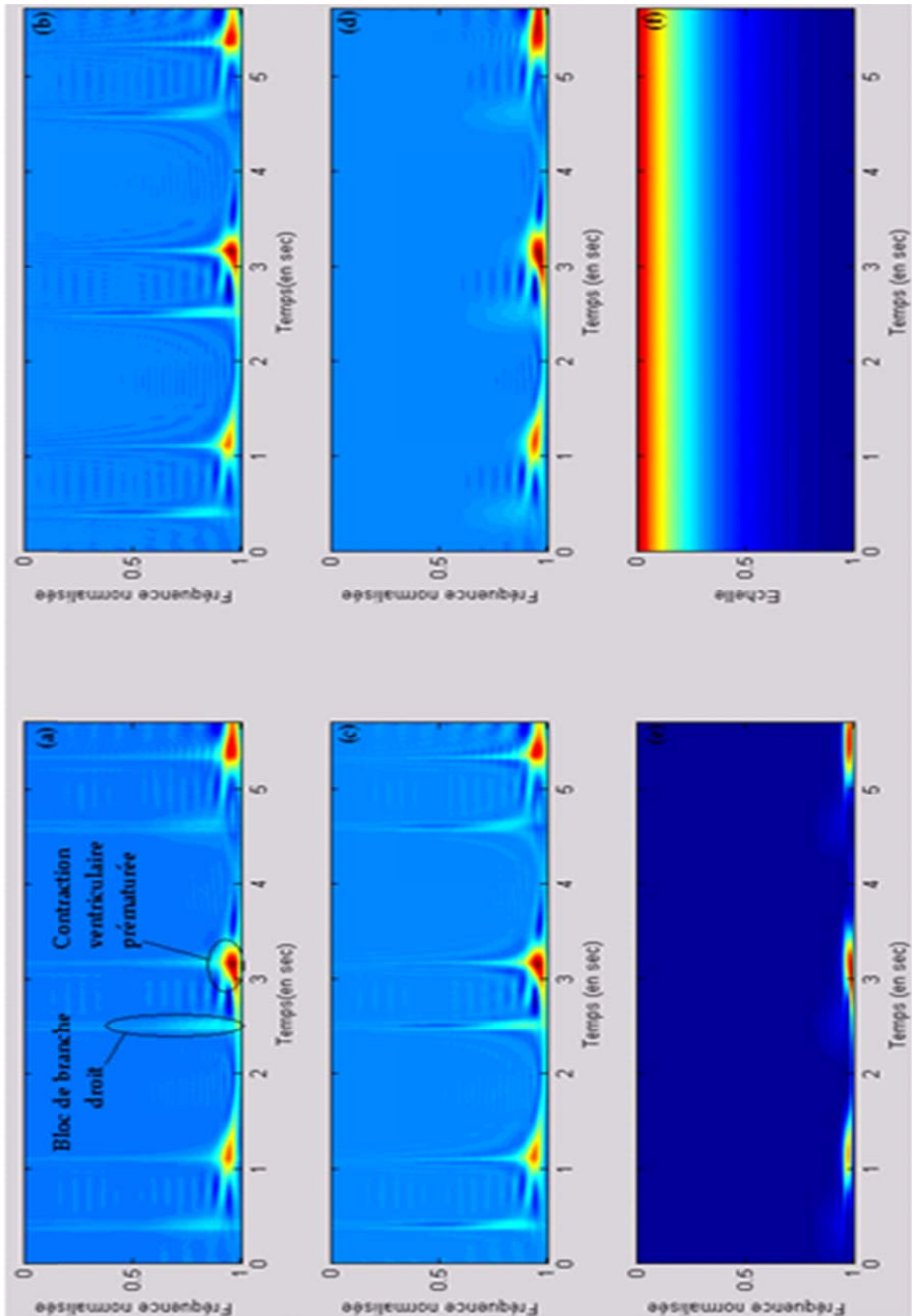


Fig IV.36 Images temps-fréquence du signal ECG anormal (figure IV.35) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

IV-2-6 Signal ventriculaire

La figure IV.37 représente un signal ECG dans le domaine temporel, de durée totale de 4.1 secondes, obtenu à partir d'un patient atteint d'arythmie ventriculaire maligne, à partir de la base de données Physionet [56]. Dans cette pathologie l'onde de dépolarisation se propage à travers les ventricules par une voie irrégulière et donc plus lente. Les complexes QRS sont alors grands et anormaux. Les voies de repolarisation sont également différentes, ce qui provoque l'onde T d'avoir une morphologie inhabituelle. Ces sortes de signaux nécessitent une sélection d'une distribution temps-fréquence appropriée, capable de traiter des signaux à plusieurs composants et aussi le suivi de l'anomalie dans le signal.

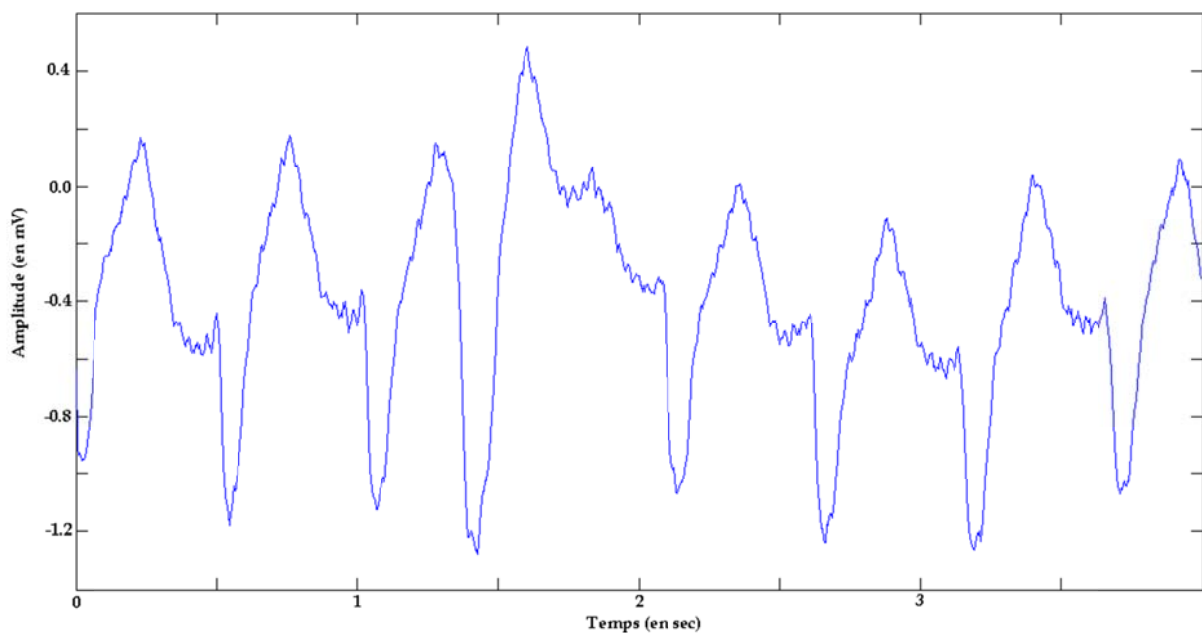


Fig IV.37 Signal ECG ventriculaire

La figure IV.38 présente les différentes images temps-fréquence du signal ventriculaire (figure IV.37) obtenues par son analyse par les techniques non paramétriques de Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel. Sur les trois premières images (figures IV.38a à c) liées aux Choi-Williams, Born-Jordan et la distribution de Bessel, nous avons constaté une très bonne identification des différents complexes QRS qui compose le signal anormal à l'inverse des autres techniques soit la Pseudo Wigner-Ville Lissée, Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes (figures IV.38d à f) [13, 15]. La fréquence cardiaque de ce signal ventriculaire est 110 bpm, nous sommes donc en présence d'une tachycardie ventriculaire.

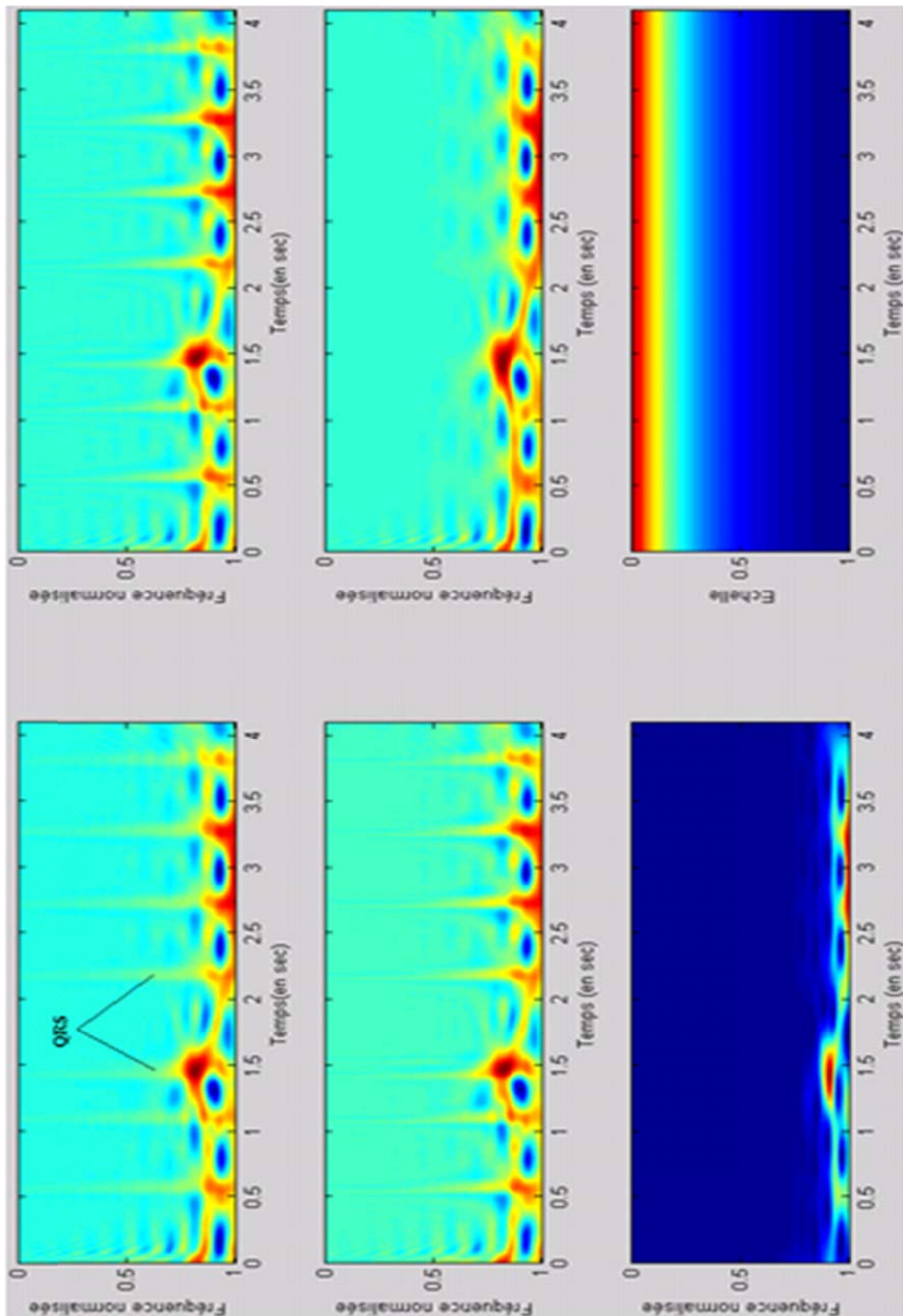


Fig IV.38 Images temps-fréquence du signal ECG ventriculaire (figure IV.37) : (a) Choi-Williams, (b) Born-Jorn, (c) Distribution de Bessel, (d) Pseudo Wigner-Ville Lissée, (e) Spectrogramme, (f) Transformée d'Ondelettes

IV-3-3 Récapitulatif

La section IV-3 a fourni les principaux résultats obtenus par l'application des techniques temps-fréquence non paramétrique à savoir le Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, sur plusieurs signaux ECG normaux et anormaux, présentant différentes pathologies cardiaques (Supraventriculaire, Ventriculaire, Extrasystoles, ...). A partir des résultats, nous avons conclu que les techniques temps-fréquence présentent différentes performances quant à l'analyse de ce type de signaux biomédicaux.

Le tableau IV.3 résume les principaux résultats obtenus dans cette section :

Type de pathologie	Performances des techniques	Fréquence cardiaque
Normal	Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel permettant de fournir les valeurs les plus normales des principales informations concernant le signal ECG normal	95
Supraventriculaire	Choi-Williams la seule technique qui permet d'identifier la vraie forme de la déformation existante dans les complexes QRS du signal	45
Extrasystole auriculaire	Choi-Williams la seule technique permettant une visualisation des différents composants du signal (complexes QRS, ondes T et l'extrasystole auriculaire) avec une bonne résolution	55
Extrasystole supraventriculaire	Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel permettent de bien identifier les différents complexes QRS et de visualiser les parties de présence de l'extrasystole supraventriculaire	72
Extrasystole ventriculaire	L'identification des différentes contractions ventriculaires prématurées présentes dans le signal sont bien	53
Bloc de branche droit	L'illisibilité et l'identification de la pathologie et des différents complexes QRS présents dans le signal est très claire dans les images temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel	27
Ventriculaire	Choi-Williams, Born-Jordan et la distribution de Bessel identifient les différents complexes QRS existants dans le signal	110

Tableau IV.3 Résumé des principaux résultats temps-fréquence obtenus

D'après les résultats, illustrés sur le tableau IV.3, obtenus par les techniques temps-fréquence non paramétrique, Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée,

Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, appliquées aux différents signaux ECG normaux et pathologiques, présentant plusieurs types d'anomalies supraventriculaires et ventriculaires, nous avons conclu que les performances de la technique temps-fréquence de Choi-Williams sont supérieures comparées aux autres techniques employées dans cette analyse.

IV-4 Conclusion

Ce chapitre a présenté une étude comparative des performances de plusieurs techniques temps-fréquence non paramétriques et leurs aptitudes dans l'identification et l'estimation des principaux phénomènes biomédicaux normaux et anormaux existants dans des signaux réels électrocardiogrammes. Les différentes techniques utilisées sont : Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel. Les résultats obtenus par cette étude ont permis de conclure que les techniques temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel constituent un très bon outil d'analyse et de traitement de ce type de signaux biomédicaux. Les trois techniques temps-fréquence sélectionnées, spécialement la technique de Choi-Williams, permettent d'identifier, avec une bonne résolution, les principales composantes constituant un signal ECG d'un patient adulte, onde P, complexe QRS et onde T, ainsi que la visualisation des anomalies existantes dans les signaux pathologiques. Ces trois techniques temps-fréquence de Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel permettent de surpasser les limites, étalement spectrale et les termes d'interférences, présentées par les autres techniques Spectrogramme, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Transformée d'Ondelettes, qui rendent l'identification des plus importantes informations du signal dans le plan temps-fréquence très difficile.

D'après cette étude la technique temps-fréquence de Choi-Williams présente l'outil d'analyse le plus adéquat pour les signaux ECG, normaux ou pathologiques, vues ces hautes performances malgré la complexité des cas.

References

- [1] Clifford Gari D., Azuaje Francisco, McSharry Patrick E., "Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis", ARTECH HOUSE, INC, 2006.
- [2] Shirley A. Jones, "ECG Success Exercises in ECG Interpretation", by F. A. Davis Company, 2008.
- [3] Jean Sende, "Guide pratique de l'ECG", Éditions ESTEM, 2003.
- [4] Rangayyan, R. M. "Biomedical signal analysis: A case-study approach". New York: Wiley, 2001.
- [5] R.H. Clayton, A. Murray, "Estimation of the ECG signal spectrum during ventricular fibrillation using the fast Fourier transform and maximum entropy methods", Proc. Comput. Cardiol. 867–870, 1993.
- [6] J.C. Wood, D.T. Barry, "Time-frequency analysis of skeletal muscle and cardiac vibrations", Proc. IEEE 84 (9) 1281–1294, 1996.
- [7] L. Cohen, "Time-frequency distributions-a review", Proc. IEEE 77 (7) (1989) 941–981.
- [8] L. Cohen, "Time-Frequency Analysis", Prentice Hall PTR, Englewood Cliffs, New Jersey, 1995.
- [9] Addison Paul S., "Wavelet transforms and the ECG: a review", Physiol. Meas. 26 R155–R199, 2005.
- [10] Seedahmed S. Mahmoud, Zahir M. Hussain, Irena Cosic, Qiang Fang, "Time-frequency analysis of normal and abnormal biological signals", Biomedical Signal Processing and Control 1, 33–43, 2006.
- [11] Al-Manie Mohammed A. "Deconvolution methods for biomedical signals analysis", Indian Journal of Science and Technology, Vol. 3 No. 2, 2010.
- [12] Mousa Allam and Saleem Rashid, "Using reduced interference distribution to analyze abnormal cardiac signal", Journal of Electrical Engineering, VOL. 62, NO. 3, 168–172, 2011.
- [13] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Arrhythmia ECG signal analysis using non parametric time-frequency techniques". International Journal of Computer Applications, Volume 41– No.4, pp 25-30, 2012.
- [14] S. Elouaham, R. Latif, A. Dliou, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Periodogram and Ensemble Empirical Mode Decomposition Analysis of Electromyography Processing", International Journal of Computer Applications, Volume 65– No.2, pp 33-40, 2013.

- [15] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, "Abnormal ECG signals analysis using non parametric time-frequency techniques". The Arabian Journal for Science and Engineering Journal (AJSE), In-Press, 2013.
- [16] S. Eloauham, R. Latif, A. Dliou, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Parametric and Non Parametric Time-Frequency Analysis of Biomedical Signals", International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA), Vol. 4, No.1, 2013.
- [17] S. Silbernagl et A. Despopoulos, "Atlas de poche de physiologie", Flammarion Médecine-Sciences, 2001.
- [18] B.E. Gould, "Pathophysiology for the health professions". Third Edition.
- [19] J.A. Abildskov, "The sequence of normal recovery of excitability in the dog heart", Circulation Research, 52:442-446, 1975.
- [20] M.R. Franz, K. Bargheer, W. Rafflenbeul, A. Haverich et P. Litchtlen, "Monophasic action potential mapping in human subjects with normal electrocardiograms : direct evidence for the genesis of the T wave". Circulation, 75:379-386, 1987.
- [21] E. Marey, "Des variations électriques des muscles et du coeur en particulier, étudiées au moyen de l'électromètre de M. Lippman", CR Acad Sci, 82:975, 1876.
- [22] A. Waller, "An introduction to human physiology", Longmans Green, 1893.
- [23] W. Einthoven, "The galvanometric registration of the human electrocardiogram, likewise a review of the use of capillary-electrometer in physiology", Cardiac Classic : Willius FW-CV Mosby, 1941.
- [24] J. Fayn, "A New Methodology For Optimal Comparison of Serial Vectorcardiograms", Computers in Cardiology, 1983.
- [25] W. Einthoven, "Weiteres uber das elektrokardiogram", Arch Ges Physiol Menschen-Thiere, pages 517-548, 1908.
- [26] F.N. Wilson, F.D. Johnston, A.G. Macleod et P.S. Barker, "Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode", Am. Heart J., pages 447-471, 1934.
- [27] F.N. Wilson, A.G. Macleod et P.S. Barker, "The potential variations produced by the heart beat at the apices of einthoven's triangle", Am. Heart J., pages 207-211, 1931.
- [28] E. Goldberger, "The aVL, aVR and aVF leads ; a simplification of standard lead electrocardiography", Am. Heart J., 24:378-396, 1942.
- [29] E. Goldberger, "A simple electrocardiographic electrode of zero potential and a technic of obtaining augmented, unipolar extremity leads", Am. Heart J., 23:483-492, 1942.

- [30] C.E. Kossman et F.D. Johnson, "The precordial electrocardiogram I. the potential variations of the precordium and of the extremities in normal subjects", *Am. Heart J.*, 10:925-941, 1935.
- [31] N.V. Thakor, J.G. Webster et W.J. Thompkins, "Estimation of the QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-31, No.11:702-706, 1984.
- [32] P. Denes, D. Wu, R. Dhingra, R.J. Pietras et K.M. Rosen, "The Effects of Cycle Length on Cardiac Refractory Periods in Man", *Circulation*, 49:32-41, 1974.
- [33] F. Morady, Kadish A.H., L.K. Toivonen, J.A. Kushner et Schmaltz, "The maximum effect of an increase in rate on human ventricular refractoriness", *Pace*, 11:2223-2234, 1988.
- [34] S. Boudaoud, H. Rix et O. Meste, "Curve Registration for Study of P-wave Morphing during Exercise", *Computers In Cardiology*, 31:433-436, 2004.
- [35] R. M. Berne et M. N. Levy, "Electrical activity of the heart", *Cardiovascular Physiology* 6th edition, page 40, 1992.
- [36] J. Forester, H. Bo, J.W. Sleight et J.D. Henderson, "Variability of R-R,P wave-to-R wave, and R wave-to-T wave intervals", *Am J Physiol*, 248:H2857-2860, 1999.
- [37] E. Lepeschkin, "The P-Q-R-S-T-U Complex", *Modern Electrocardiography*, 1:150, 1951.
- [38] R. M. Luceri, S. L. Brownstein, L. Vardeman et S. Goldstein, "P-R interval behavior during exercise : implications for physiological pacemakers", *Pacing Clin Electrophysiol*, 13:1719-1723, 1990.
- [39] J. M. Rawles, G. R. Pai et S. R. Reid, "A method of quantifying sinus arrhythmia : parallel effect of respiration on P-P and P-R intervals", *Clin Sci (Lond)*, 76:103-108, 1989.
- [40] G. Nollo, M. Del Greco, F. Ravelli et M. Disertori, "Evidence of low- and high-frequency oscillations in human AC interval variability : evaluation with spectral analysis", *Am J Physiol*, 267:H1410-1418, 1994.
- [41] D. W. Wallick, P. J. Martin, Y. Masuda et M. N. Levy, "Effects of autonomic activity and changes in heart rate on atrioventricular conduction", *Am J Physiol*, 243:h523-527, 1982.
- [42] M. R. Warner et J. M. Loeb, "Beat-to-beat modulation of AV conduction", I. Heart rate and respiratory influences. *Am J Physiol*, 251:h1120-1133, 1986.
- [43] J. M. Loeb, J. M. DeTarnowsky, M. R. Warner et C. C. Whitson, "Dynamic interactions between heart rate and atrioventricular conduction", *Am J Physiol*, 249:H505-511, 1985.
- [44] M. R. Warner, J. M. DeTarnowsky, C. C. Whitson et J. M. Loeb, "Beatto-beat modulation of AV conduction. II. Autonomic neural mechanisms", *Am J Physiol*, 251:h1134-1142, 1986.

- [45] J. Billette, "Preceding His-atrial interval as a determinant of atrioventricular nodal conduction time in the human and the rabbit heart", *Am J Cardiol*, 38:889-896, 1976.
- [46] R. Childers, "The AV node : normal and abnormal physiology", *Prog Cardiovasc Dis*, 19:361-384, 1977.
- [47] M. Nayeypour, M. Talajic, C. Villemaire et S. Nattel, "Vagal modulation of the rate-dependent properties of the atrioventricular node", *Circulation Research*, 67:1152-1166, 1990.
- [48] J. W. Lister, E. Stein, B. D. Kosowsky, S. H. Lau et A. N. Damato, "Atrioventricular conduction in man", Effect of rate, exercise, isoproterenol and atropine on the P-R interval. *Am J Cardiol*, 16:516-523, 1965.
- [49] S.G. Carruthers, B. McCall, B.A. Cordell et R. Wu, "Relationships between heart rate and PR interval during physiological and pharmacological interventions", *Br J Clin Pharmacol*, 23:259-265, 1987.
- [50] P.J. Kannankeril et J.J. Goldberger, "Parasympathetic effects on cardiac electrophysiology during exercise and recovery", *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 282:H2091-2098, 2002.
- [51] F. Moleiro, F. Misticchio, I. Mendoza, A. Rodriguez, A. Castellanos et R.J. Myerburg, "Paradoxical behavior of PR interval dynamics during exercise and recovery and its relationship to cardiac memory at the atrioventricular node", *Journal of Electrocardiology*, 48(11):1251-1264, 2001.
- [52] M. N. Levy, "Sympathetic-parasympathetic interactions in the heart", *Circulation Research*, 29:437-445, 1971.
- [53] P. Kowallick et M. Meesmann, "Independent autonomic modulation of the human sinus and AV nodes : evidence from beat-to-beat measurements of PR and PP intervals during sleep", *J Cardiovasc Electrophysiol.*, 6(11):993-1003, 1995.
- [54] R. Shouldice, C. Heneghan, P. Nolan et P.G. Nolan, "PR and PP ECG Intervals as Indicators of Autonomic Nervous Innervation of the Cardiac Sinoatrial and Atrioventricular Nodes", *IEEE EMBS Conference in Neural Engineering*, pages 261-264, 2003.
- [55] C. T. Leffler, J. P. Saul et R. J. Cohen, "Rate-related and autonomic effects on atrioventricular conduction assessed through beat-to-beat PR interval and cycle length variability", *J Cardiovasc Electrophysiol.*, 5:2-15, 1994.
- [56] Physiobank, Physionet viewed August 2005, "Physiologic signal archives for biomedical research", <http://www.physionet.org/physiobank/>.

- [57] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "L'identification du complexe QRS d'un signal électrocardiogramme par la distribution du spectrogramme", The Sixth International Conference SETIT 2011, 26-29 Octobre 2011, Sousse, Tunisia.
- [58] S. Elouaham, R. Latif, B. Nassiri, A. Dliou, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Biomedical signals analysis using empirical mode decomposition and parametric and non-parametric time-frequency techniques", International Journal of Computer Engineering and Technology (IJCET), Vol. 4, Issue 2, pp 275-289, 2013.
- [59] S. Elouaham, R. Latif, A. Dliou, E. Aassif, B. Nassiri, "Analyse et comparaison d'un signal ECG normal et bruité par la technique temps-fréquence paramétrique de Capon", Conférence Méditerranéenne sur l'ingénierie sûre des systèmes complexes, (MISC'11), Mai 27-28, 2011, Agadir, Maroc.
- [60] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Characterization and Identification of the different waves of the QRS complex of a normal ECG signal by the spectrogram time-frequency technique", The 2nd International Conference on Multimedia Computing and Systems (ICMCS'11), April 7-9 2011, Ouarzazate, Morocco.
- [61] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Wavelet and Spectrogram Analysis of a Normal and Noised ECG Signals", PIERS 2011, 20-23 March, Marrakesh, Morocco.
- [62] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Identification des différentes composantes d'un signal ECG normal et bruité par les techniques temps-fréquence d'ondelette et de spectrogramme", 1st Mediranean Congress on Acoustics 2010, 28-30 October 2010, Salé, Morocco.
- [63] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, G. Maze, "Analyse et comparaison temps-fréquence d'un signal ECG normal et bruité", 10ème Congrès Français d'Acoustique, 12-16 Avril 2010, Lyon, France.
- [64] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, G. Maze, "Caractérisation et identification du complexe QRS d'un signal ECG par la technique temps-fréquence d'ondelette", CAFMET, 19-23 Avril 2010, Le Caire, Egypte.
- [65] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, G. Maze, "Analyse d'un signal cardiaque normal ECG par les techniques temps-fréquence d'ondelette et de spectrogramme", WorkShop sur les Technologies de l'Information et de la Communication, 24-25 Décembre 2009, Agadir, Maroc.
- [66] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Time frequency analysis by wavelet transform of an electrocardiogram signal (ECG)", International Conference on Bioengineering & Biomaterials : IC2B'2009, 11-14 Mars 2009, Meknes, Morocco.

- [67] S. Elouaham, R. Latif, A. Dliou, F. M. R. Maoulainine, M. Laaboubi, "Biomedical signals analysis using time-frequency", International Conference on Complex Systems, November 5 - 6, 2012, Agadir - Morocco.
- [68] S. Elouaham, R. Latif, A. Dliou, F. M. R. Maoulainine, M. Laaboubi, "Biomedical signals analysis using Capon parametric time-frequency technique", International Symposium on Security and Safety of Complex Systems, (2SCS'12), May 25-26, 2012, Agadir, Morocco.
- [69] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, "Analyse temps-fréquence des signaux électrocardiogrammes ECG par les distributions de Wigner-Ville et de Spectrogramme", Conférence Méditerranéenne sur l'ingénierie sûre des systèmes complexes, (MISC'11), Mai 27-28, 2011, Agadir, Maroc.
- [70] S. Elouaham, R. Latif, A. Dliou, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Biomedical signals analysis using empirical mode decomposition and parametric and non-parametric time-frequency techniques", International Journal on Information Technology (IREIT), Vol. 1 N. 1, pp 1-10, 2013.
- [71] A.K. Hebbbar, W.J. Hueston, "Management of Common Arrhythmias: Part I. Supraventricular Arrhythmias", J. Am. Family Physician 65 (12), 2479–2486, 2002.
- [72] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Noised abnormal ECG signal analysis by combining EMD and Choi-Williams techniques", International Conference on Complex Systems, November 5 - 6, 2012, Agadir - Morocco.
- [73] A. Dliou, R. Latif, M. Laaboubi, F. M. R. Maoulainine, "Abnormal ECG signal analysis using the Choi-Williams non parametric time-frequency technique", International Symposium on Security and Safety of Complex Systems, (2SCS'12), May 25-26, 2012, Agadir, Morocco.
- [74] Sokolow, "Clinical Cardiology", p491, Publisher : Appleton & Lange; 5th Edition 1990.

Conclusion générale et perspectives

Conclusion générale et perspectives

L'objectif principal de cette thèse est de présenter les performances de plusieurs techniques temps-fréquence non paramétriques, à savoir Spectrogramme, Transformée d'Ondelettes, Pseudo Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Born-Jordan et la Distribution de Bessel, dans les domaines acoustique et biomédical.

Plus précisément, ces techniques ont été utilisées dans un premier temps sur le domaine acoustique pour analyser des signaux rétrodiffusés par une coque cylindrique immergé dans l'eau, dans le but de caractériser le matériau constituant la cible. L'analyse de ces signaux par les algorithmes développés des techniques temps-fréquence citées ci-dessus, permettent d'obtenir des images dans le plan temps-fréquence. Ces images ont fait, l'objet d'une étude afin de remonter aux caractéristiques du matériau constituant la cible. Nous avons aussi comparé les performances des différents algorithmes développés pour sélectionner la technique la plus adéquate pour ce type de signaux. A partir des résultats obtenus, nous avons déterminé avec précision les fréquences de coupure et les vitesses longitudinale et transversale.

Le deuxième volet de ce travail a été consacré au dans le domaine biomédical, dans cette partie, nous avons appliqué les algorithmes développés des différentes techniques temps-fréquence non paramétriques sur plusieurs enregistrements réels du type électrocardiogramme (ECG) normaux ou présentant certaines pathologies (arythmie supraventriculaire, arythmie ventriculaire, ...) les résultats obtenus permettent la visualisation des principaux composants du signal ECG (onde P, complexe QRS, onde T) dans le plan temps-fréquence, l'identification des intervalles cardiaques (PR, RR, QT, ...), et la conclusion de la présence ou non de quelconque anomalies à partir images obtenues par les algorithmes temps-fréquence non paramétriques développés. Les résultats permettent aussi d'extraire une des intéressantes informations liée au signal ECG qui est la fréquence cardiaque, dont les cardiologues prennent le grand soin pour conclure à la normalité ou non du rythme cardiaque du patient.

Pour conclure, ce travail de thèse ouvre de nombreuses perspectives, principalement dans le domaine biomédical qui a présenté la grande partie du travail consacré à ce mémoire et aussi

vu la diversité des types de signaux biomédicaux et les différentes pathologies liées à chaque type signal existantes dans les cas réels. Dans un premier lieu, les travaux seront orientés vers l'application des algorithmes temps-fréquence non paramétriques développés dans l'analyse d'un signal un peu délicat qui l'électroencéphalogramme (EEG), afin d'extraire ces principales caractéristiques (les activités électriques alpha, beta, gamma,...), identifier certains réactions des patients (ouverture des yeux, fermeture des yeux, mouvement des doigts, ...) dans l'image temps-fréquence du signal EEG, afficher et visualiser certains anomalies présentes dans les signaux EEG dans le plan temps-fréquence tel que la maladie d'épilepsie. Dans un deuxième lieu, une autre piste serait intéressante d'explorer c'est l'analyse du signal électrocardiogramme des bébés afin d'extraire ces principales caractéristiques et mettre en évidence les importantes pathologies cardiaques présentes chez les nouveaux nés dans l'échelle temps-fréquence. Dans un troisième lieu, un autre type de signal biomédical ferait l'objet d'une recherche c'est le signal électromyogramme pour mettre en œuvre les principaux phénomènes et informations fournis par ce type de signaux dans le domaine temps-fréquence.