

## IV.1 Introduction

Durant les dernières années, le traitement du signal biomédicale a reçu une grande attention, notamment le signal ECG qui constitue un outil indispensable pour les cardiologues dans le diagnostic. Ce traitement du signal ECG a regroupé plusieurs opérations tel que la détection des complexes QRS, l'analyse automatique et la compression. Cette dernière s'avère essentielle et primordiale pour résoudre plusieurs problèmes tel que la transmission en temps réel à un centre d'interprétation et le stockage efficace des grandes quantités d'enregistrements pour faire des études ou une consultation ultérieurs.

Plusieurs efforts ont été fournis pour élaborer des techniques performantes pour la compression de l'ECG. Ces efforts ont donné lieu à plusieurs techniques de compression qui peuvent être classées en trois catégories principales :

- Techniques de compression directes.
- Techniques de compression par transformation.
- Techniques de compression par extraction des paramètres.

La performance d'une technique est mise en évidence par la recherche d'un compromis entre la qualité du signal reconstruit après décompression et un taux de compression le plus élevé que possible en préservant l'information du diagnostic. Pour cela, plusieurs critères d'évaluation de performance ont été élaborés.

## IV.2 Critères d'évaluation des performances de la compression

### IV.2.1 PRD

Le percent of root-mean difference ou PRD est défini par l'équation IV.1. Où  $N$  est le nombre d'échantillons,  $x(n)$  est le signal original et  $\hat{x}(n)$  est le signal reconstitué.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \hat{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x^2(n)}} \times 100 \quad (IV.1)$$

Si la valeur moyenne du signal est très grande, la valeur du PRD sera très petite. Pour les signaux ECG, la partie la plus importante est la variation dans le temps, donc c'est la variabilité du signal autour de sa ligne de base qui doit être préservée et non pas la ligne de base en elle-même [5].

### IV.2.2 Rapport de compression (CR)

Cette mesure est donnée par :

$$CR = \frac{\text{Taille de signal original en bits}}{\text{Taille de signal compressé en bits}} \quad (IV.2)$$

### IV.3 Simulation et résultats sur l'ECG 1-D

Le signal ECG n'est pas périodique dans le sens mathématique, et pour le même sujet, la variabilité cycle à cycle dans une période de battement est, en général, plus grande que celle dans les amplitudes, la position ou la largeur des différentes ondes. Alors on peut exploiter cette propriété de corrélation entre les cycles ou la corrélation inter-battements en plus de l'existence de quelques redondances dans le même cycle.

Notre algorithme propose une méthode pour éliminer la variabilité dans les périodes R-R, et exploiter la corrélation inter-battements et intra-battements [29].

L'algorithme de compression qu'on propose est basé sur les propriétés des coefficients du détail de la transformée en ondelettes discrète, est défini comme suit :

#### \* Transformée en ondelettes

Cette étape consiste à appliquer la transformée en ondelettes. Nous avons choisi les ondelettes biorthogonales parce qu'elles permettent d'allier les propriétés de linéarité en phase (symétrie du traitement droite à gauche). De plus les conditions sur les filtres sont plus souples que pour les ondelettes orthogonales. Les informations n'ont pas subies de pertes à ce niveau.

#### \* Seuillage

L'utilisation du seuillage est une caractéristique de débruitage celle-ci peut augmenter l'efficacité de la compression. Si les valeurs absolues des coefficients d'ondelettes obtenus sont non nulles et inférieurs à un certain seuil donné, ces derniers seront éliminés (mises à zéro).

Le seuillage permet d'augmenter le nombre de répétition de zéros, On peut dire qu'on perd les coefficients de faibles valeurs. La redondance des éléments nuls est importante dans l'étape de codage.

**\* Quantification**

La quantification scalaire permet d'améliorer le taux de compression. Plus le pas de quantification est grand, plus la ressemblance des éléments du vecteur augmente mais, hélas, la perte d'information est grande. Dans cette étape aussi on perd de l'information, nous devons la perdre d'une manière (astucieuse) puisque la qualité de signal restituée dépend du seuil et du pas de quantification. La quantification est réalisée tout en effectuant la division euclidienne des coefficients.

**\* Codage RLE**

Méthode de codage des coefficients qui se distingue par l'élimination des répétitions. Le codage RLE demande la présence des séquences identiques pour être efficace. Nous avons inséré à notre programme, un bloc d'instruction afin d'éliminer les valeurs supérieures à 255 pour les représenter au maximum sur 8 bits.

Dans la phase de décompression le chemin inverse est suivi :

**\* Décodage RLE**

Dans cette étape on applique le décodage RLE pour récupérer les coefficients d'ondelettes quantifiées.

**\* Déquantification**

La déquantification nous permet d'extraire les coefficients d'ondelettes avec les moindres pertes possibles.

**\* Transformée en ondelettes inverse (IDWT)**

On applique la IDWT pour retrouver les éléments de la matrice représentant le signal à reconstruire, ces coefficients servent à calculer le PRD et le PSNR.

Nous avons appliqué notre algorithme de compression du signal ECG basé sur la transformée en ondelettes discrète DWT sur quelques enregistrements de la base de données MIT-BIH, où nous calculons les coefficients de détails et d'approximations.

Les enregistrements choisis présentent différents types d'ondes R et de bruits de hautes et de basses fréquences. Dans cette partie, les enregistrements 100, 123, 201, 223 et 234, et les

enregistrements 100 et 234 de longues durées de la base de données ont été sélectionnés pour illustrer la qualité de la compression de notre algorithme dans les figures (IV.1) à (IV.7) respectivement, représentées dans trois étapes :

- La première représente le signal ECG original.
- La deuxième est le signal ECG reconstitué.
- La dernière étape représente l'erreur de compression entre le signal original et le signal reconstitué.

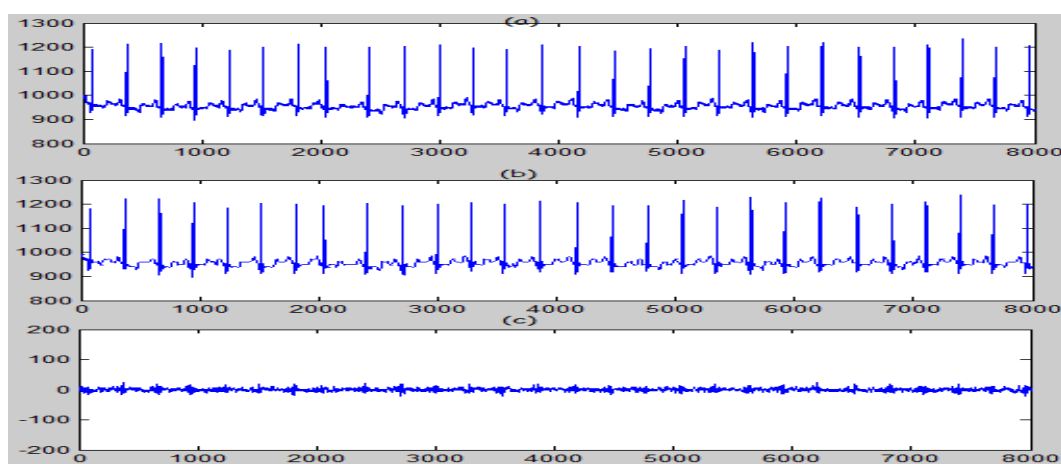


Figure IV.1: Compression d'un segment de l'enregistrement 100, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

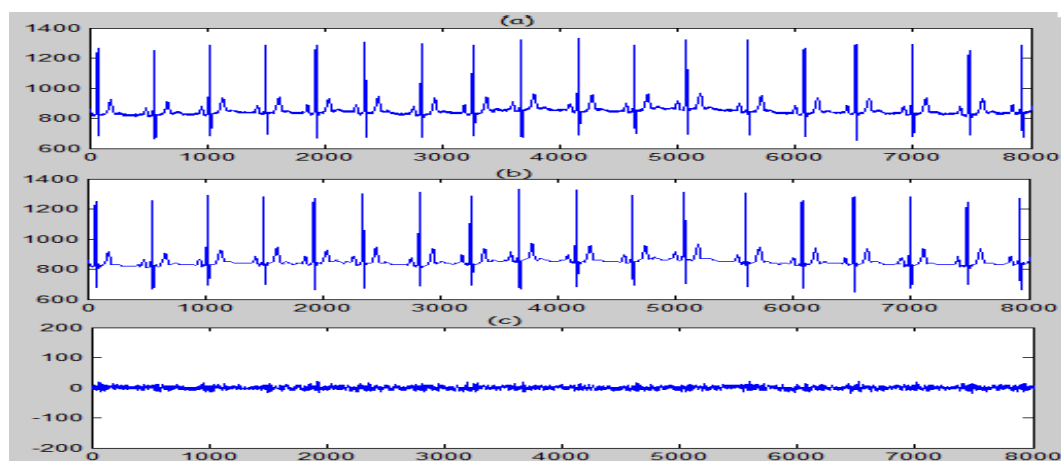


Figure IV.2: Compression d'un segment de l'enregistrement 123, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

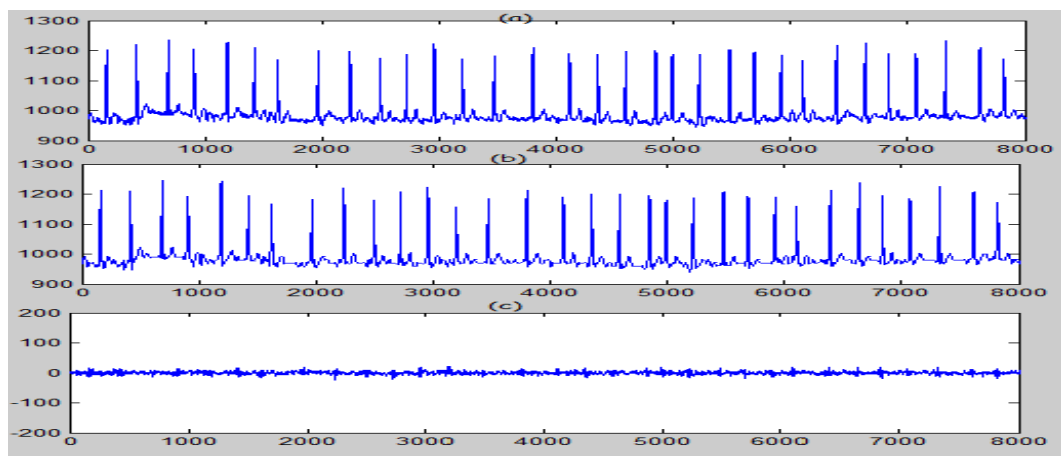


Figure IV.3: Compression d'un segment de l'enregistrement 201, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

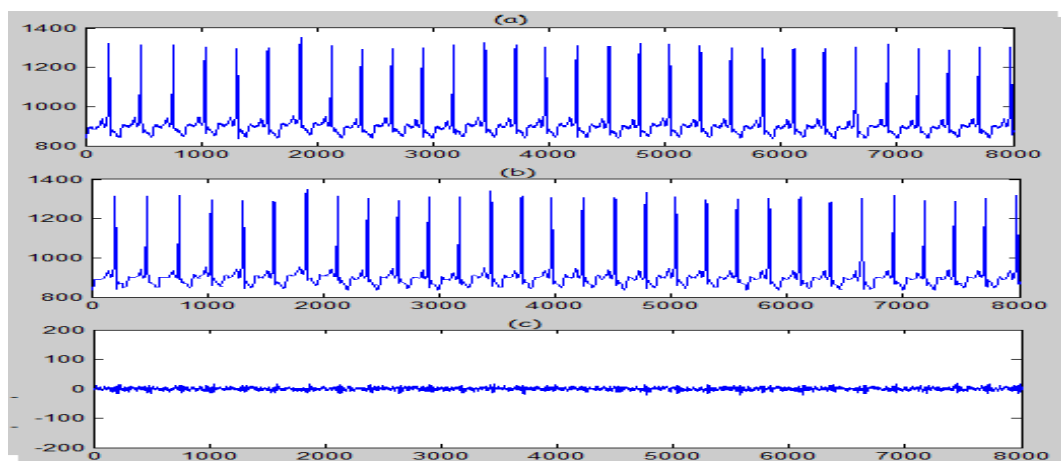


Figure IV.4: Compression d'un segment de l'enregistrement 223, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

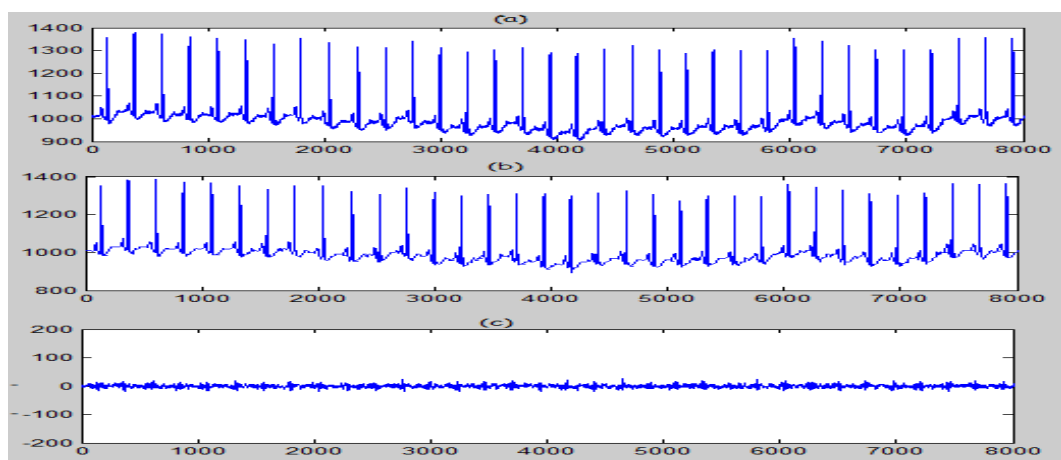


Figure IV.5: Compression d'un segment de l'enregistrement 234, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

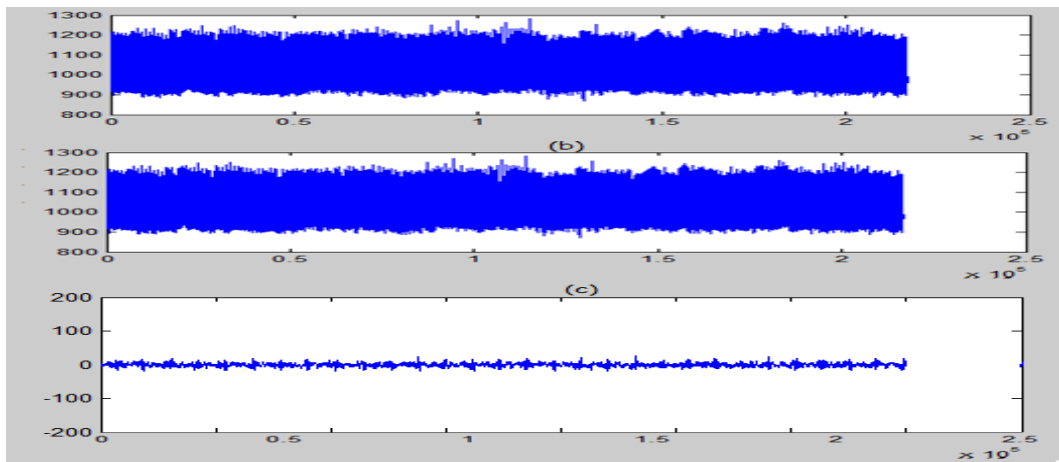


Figure IV.6: Compression de 10 mn de l'enregistrement 100, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

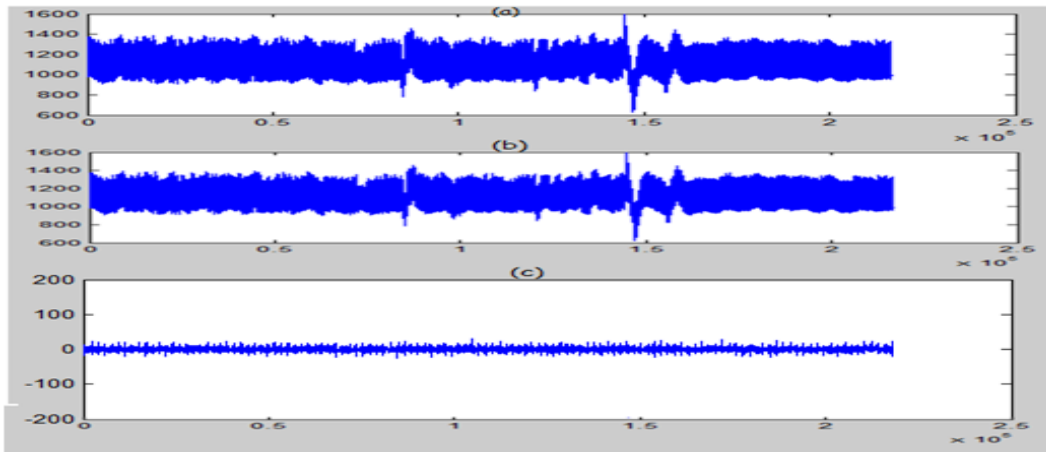


Figure IV.7: compression de 10 mn de l'enregistrement 234, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) le bruit de compression.

Nous remarquons d'après les figures ci-dessus, que le signal original et le signal reconstitué sont presque identiques pour tous les enregistrements, des amplitudes des pics R pour tous les enregistrements et même pour les enregistrements de longues durées (fig. IV.6) et (fig. IV.7).

Aussi, dans le but de tester l'efficacité de notre technique, nous avons testé dans cette partie, notre algorithme sur les enregistrements 100, 103, 115, 117, 118, 119, 223 et 231 de la base de données MIT-BIH. Les deux critères utilisés sont :

- Le PRD, calculé par l'équation (IV.1), mesure la qualité de compression par le degré de ressemblance entre le signal original et le signal reconstitué. Cette ressemblance est grande tant que le PRD est faible.

- Le taux de compression CR, calculé par l'équation IV.2, mesure le rapport entre le signal original et le signal reconstitué.

Les résultats de la compression sont dans le tableau ci-dessous :

Enregistrement	CR	PRD (%)
100	9.62	0.84
103	7.26	0.82
115	8.54	0.87
117	9.10	0.63
118	6.22	1.15
119	7.11	1.02
223	7.53	0.89
231	7.20	0.83
<b>Valeurs moyennes</b>	<b>7.82</b>	<b>0.88</b>

Tableau IV.1: Résultats d'évaluation de notre algorithme de compression.

Nous remarquons du tableau, que nous avons réalisé une bonne compression du signal ECG en le maintenant sans distorsion, vu la valeur moyenne du PRD qui est égal 0.88% pour les huit précédents enregistrements et du taux de compression CR égal à 7.82.

Nous avons comparé nos résultats de compression des enregistrements 100, 103, 115, 117 et 118 avec ceux de l'algorithme basé sur la troncature de Monica Negoita et Liviu Goras [29]. Le tableau ci-dessous affiche les résultats des PRD de notre algorithme avec ceux de [29] :

Enregistrement	100		103		115		117		118	
Critère	CR	PRD	CR	PRD	CR	PRD	CR	PRD	CR	PRD
<b>Notre approche</b>	<b>9.62</b>	<b>0.84</b>	<b>7.26</b>	<b>0.82</b>	<b>8.54</b>	<b>0.87</b>	<b>9.10</b>	<b>0.63</b>	<b>6.22</b>	<b>1.15</b>
<b>Technique de M. Negoita et L. Goras [30]</b>	8.14	0.44	9.99	0.62	7.61	1.86	5.17	0.61	4.76	1.19

Tableau IV.2: Comparaison des résultats de notre algorithme avec ceux de M. Negoita et L. Goras.

Du tableau IV.2, on peut remarquer que nos résultats sont en général meilleurs que celles de l'algorithme de M. Negoita et L. Goras basé sur la technique LZW. Ces résultats montrent aussi la bonne qualité de la reconstitution du signal ECG de notre algorithme avec des CR acceptables.

#### IV.4 Simulation et résultats sur l'ECG 2-D

Nous présentons une nouvelle méthode de compression ECG en 2-D (image). C'est une approche utilisée dans le but d'exploiter les redondances existantes entre deux battements adjacents et entre les échantillons adjacents. Notre algorithme est décomposé en cinq étapes (fig. IV.8):

- Normalisation en temps et en amplitude du signal ECG 1-D,
- Conversion de ECG 1-D en ECG 2-D (image en niveau de gris avec résolution 8 bpp),
- Application de la DWT,
- Seuillage,
- Codage RLE.

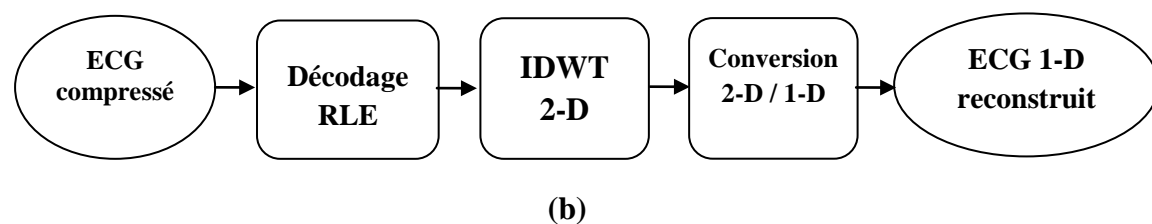
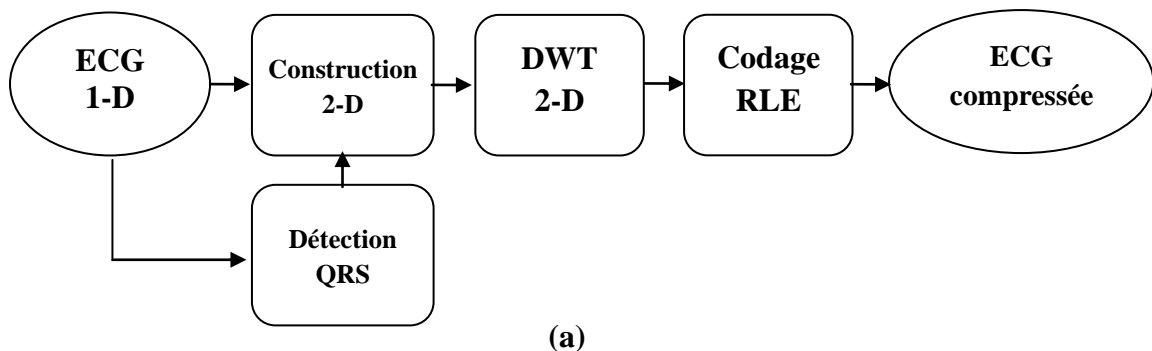


Figure IV.8 : Organigramme de compression et décompression 2-D (a) Compression (b)

*Décompression*

Les périodes de signaux ECG sont quasi-périodiques. La détection des complexes QRS est nécessaire pour effectuer l'alignement des battements du signal ECG, en vue d'obtenir une image pour laquelle toutes les ondes R seront alignées. Deux niveaux de décomposition en



ondelettes seront appliqués dans notre simulation. L'énergie de chaque sous-bande dans tous les niveaux est calculée. Ensuite, les coefficients de chaque sous-bande seront seuillés basée sur une énergie souhaitée. Les coefficients restant seront codés avec la méthode RLE. Ici, nous utilisons Algorithme de RLE, en raison de sa bonne performance sur la compression. L'un des principaux avantages de cette méthode est la complexité de calculs plus faible en comparaison avec d'autres méthodes.

#### IV.4.1 Construction ECG 2-D

En raison des grandes intra et inter corrélation de signaux ECG, la compression 2-D du signal ECG donne de meilleurs performances. Pour une construction 2-D, les sommets des complexes QRS doivent être détectés afin d'identifier chaque période de pulsation (à savoir l'intervalle RR). Après cela, il faut normaliser les valeurs du signal 1-D (originale), par mise à l'échelle de l'amplitude de chaque échantillon de 0 à 255. L'original du signal 1-D ECG est coupé au 10<sup>emé</sup> échantillons avant chaque pic R. Afin d'éviter les limites nettes et de discontinuité à chaque extrémité dans l'image. La durée des cycles est constante pour tout l'enregistrement. Elle représente le maximum de tous les intervalles R - R. généralement les cycles des battements sont complété par des zéros. Ces derniers seront éliminés dans la phase de reconstruction.

Nous avons appliqué notre algorithme de construction 2-D sur quelques enregistrements de la base de données MIT-BIH. Les enregistrements choisis présentent différents types d'ondes R et de bruits de hautes et de basses fréquences (fig. IV.9 et IV.10).

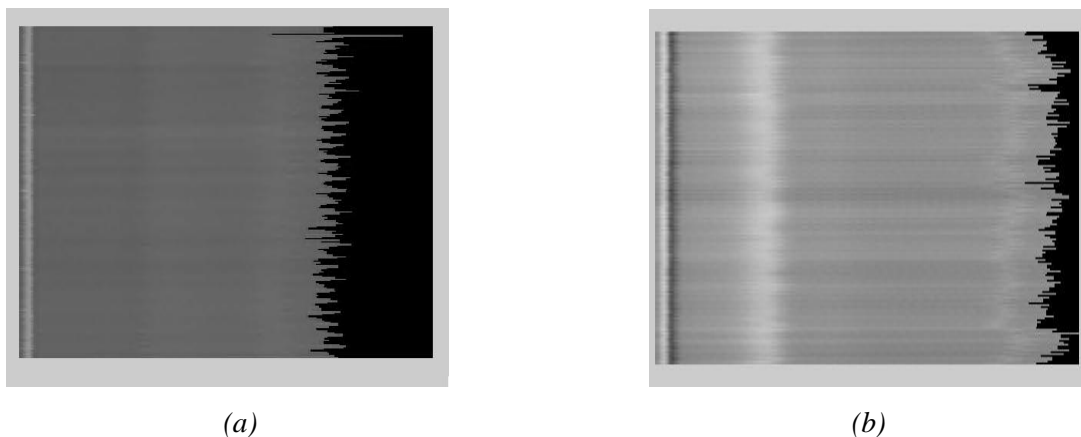


Figure IV.9 : Conversion 1-D/2-D, (a) Enregistrement 100, (b) Enregistrement 117

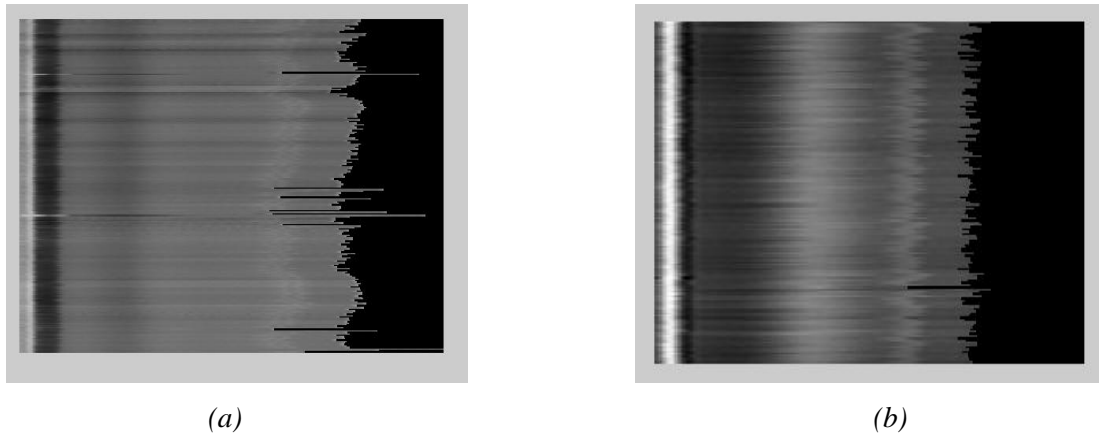


Figure IV.10 : Conversion 1-D/2-D, (a) Enregistrement 118, (b) Enregistrement 213

Nous remarquons dans les figures IV.9 et IV.10, la fréquence cardiaque sur le référence dans les deux images IV.9.a et IV.10.a. Cela indique que la fréquence cardiaque est normale dans ces signaux. Mais dans l'image IV.9.b, la fréquence cardiaque a augmenté par rapport la référence. Il y a donc un ralentissement du rythme cardiaque. Et vice versa pour la quatrième image IV.10.b, le rythme est faible ce qui indique l'accélération du rythme cardiaque. Ces deux cas prévus par les deux maladies du cœur ont été détectés entre eux dès que un coup d'œil rapide à des images.

#### IV.4.2 Résultats de la compression ECG 2-D

Dans ce qui suit, nous allons présenter quelques résultats de simulation. Où nous allons remarquer que le signal original ECG 1-D et le signal reconstitué sont presque identiques pour tous les enregistrements.

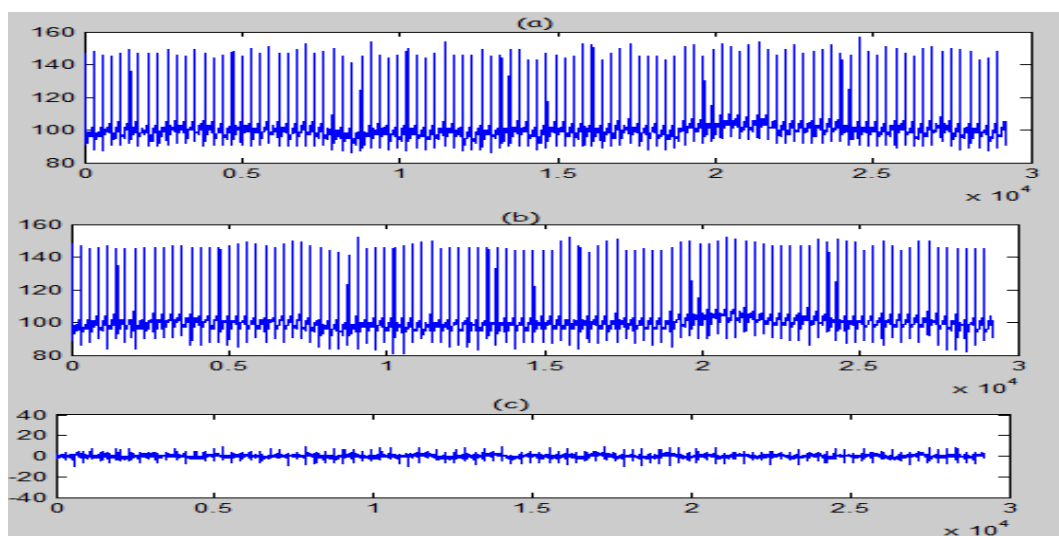


Figure IV.11: Compression 2-D de l'enregistrement 100, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) l'erreur de compression.

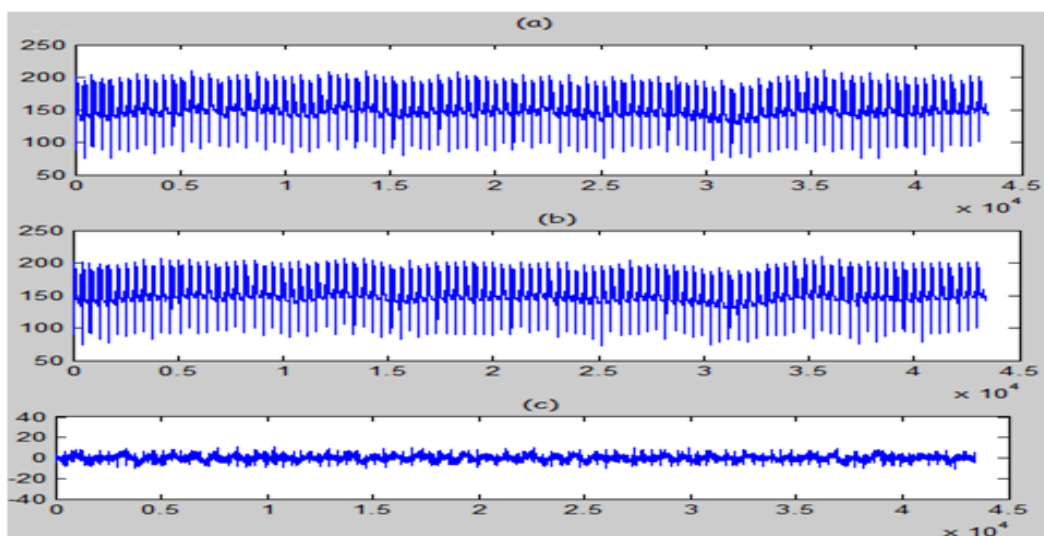


Figure IV.12: Compression 2-D de l'enregistrement 117, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) l'erreur de compression.

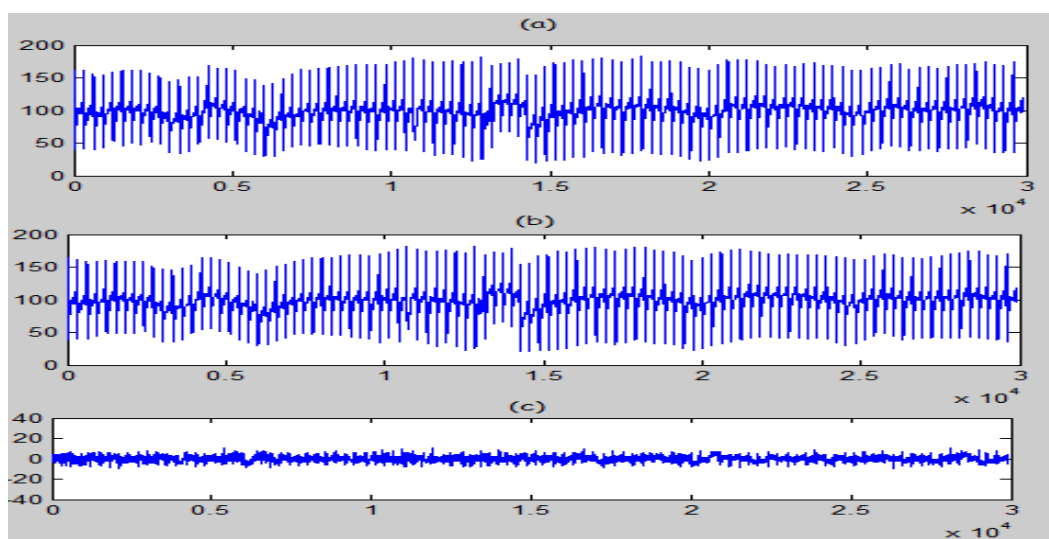


Figure IV.13: Compression 2-D de l'enregistrement 118, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) l'erreur de compression.

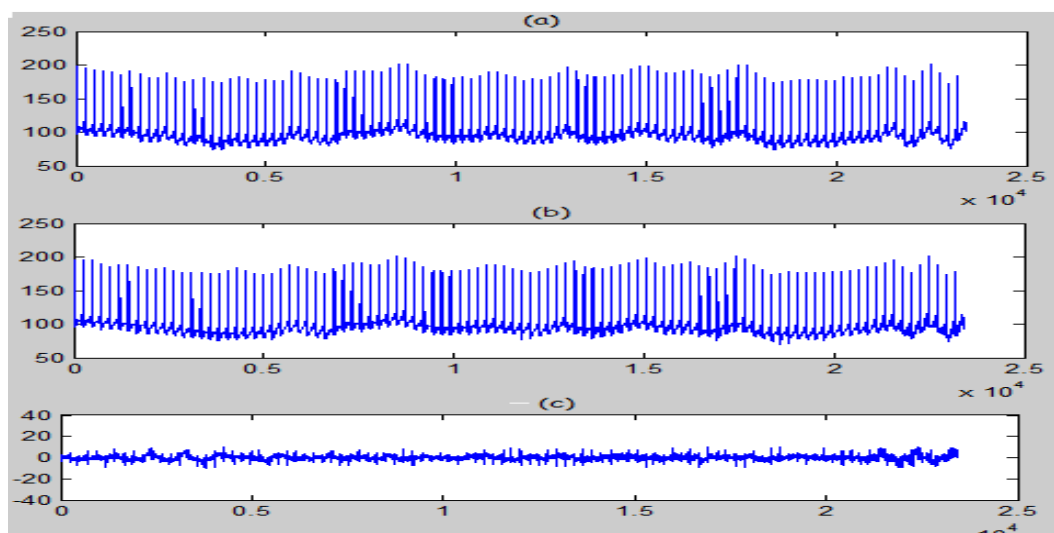


Figure IV.14: Compression 2-D de l'enregistrement 234, (a) l'ECG original, (b) l'ECG reconstitué et (c) l'erreur de compression.

Nous avons comparé nos résultats de compression des enregistrements 100, 117 et 118 de signaux ECG 2-D avec ceux de l'algorithme de compression des signaux 1-D. Le tableau IV.3 montre les résultats des PRD et CR :

Enregistrement	100		117		118	
	CR	PRD	CR	PRD	CR	PRD
Algorithme de compression 1-D	9.62	0.84	9.10	0.63	6.55	1.15
Algorithme de compression 2-D	10.74	3.59	8.91	8.31	9.90	9.96

Tableau IV.3: Comparaison des résultats de compression ECG 1-D avec la compression ECG 2-D

Les CR dans la compression ECG 2-D sont généralement supérieurs à ceux de la compression ECG 1-D. Les formes d'ondes conservant une bonne qualité du signal reconstitué.

## **IV.5 Conclusion**

Deux méthodes de compression ECG ont été développées dans ce chapitre. La première technique exploite la corrélation entre les battements en utilisant une approche unidimensionnelle. Les avantages de la proposition de la méthode sont la mise en œuvre facile et un traitement rapide et une garantie de qualité du signal reconstruit. Le second algorithme utilise la corrélation entre les battements en utilisant une stratégie à deux dimensions. Dans la méthode de compression 2-D, les enregistrements ont été alignés battement par battement afin de construire une image lisse. Les résultats de simulation montrent que la compression ECG 2-D peut atteindre facilement des taux de compression élevés par rapport la compression ECG 1-D tout en préservant fidèlement l'information clinique pour effectuer un diagnostic correct.