

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche

Ecole Normal Supérieure de l'Enseignement

Technologique -Skikda-

Département : Mathématiques et



المدرسة العليا لأساتذة

التعليم التكنولوجي -سكيكدة-

قسم الرياضيات و الاعلام الألي

Mémoire de fin pour d'études en vue de l'obtention du diplôme de professeur

Spécialité : Professeur l'Enseignement Moyen en Informatique

THEME :

**Un Système de classification des signaux ECG basée
sur un modèle neuronal**

Réalisée Par :

Cherrahi Amira

Abdellaoui Hadil

Devant le jury :

Président : Dr. Boudaoued Faycal

Encadreur : Dr. Benoudina Lazhar

Examineur : Dr.Sellami Samir

Examineur : Dr. Mezghache Reda

Session 2025

Dédicace

Louange à Dieu pour Ses innombrables bienfaits
et Son soutien tout au long de ce parcours.

À mes chers parents, pour leur amour inconditionnel,
leurs prières et leur présence constante ce travail
est le fruit de votre dévouement.

À mes frères et sœurs, pour leur soutien discret
mais précieux.

À toute ma famille, pour leur affection et leur
encouragement tout au long du chemin.

À ma cousine Chourouk, pour sa gentillesse, ses
paroles réconfortantes et son sourire toujours présent.

À mes véritables amis, qui ont été ma lumière dans
les moments difficiles.

Et à mon professeur, Dr. Lazhar Benoudina,
toute ma gratitude pour son encadrement, sa rigueur
et son soutien tout au long de ce travail.

Cherrahi Amira



Dédicace

Je dédie cet humble et modeste travail avec grand amour, sincérité et fierté

A mes chers parents, source de tendresse, de noblesse et d'affectation. Puisse cette étape constituer pour vous .un motif de satisfaction

A mais frère et ma sœur, en témoignage de la fraternité, avec mes souhaits de bonheur de santé et de succès

Et à tous les membres de Ma famille.

A tous mes amis, tous mes professeurs

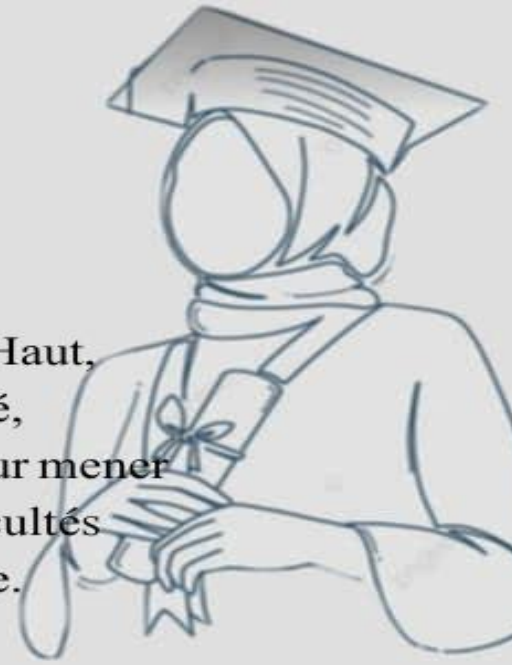
Et à tout qui compulse ce modeste travail.

Abdellaoui Hadil



Remerciements

Nous remercions Dieu, Le Très-Haut,
de nous avoir accordé la santé,
la volonté et la force nécessaires pour mener
à bien ce travail, malgré les difficultés
rencontrées en cours de route.



Ce travail n'aurait jamais pu prendre sa forme actuelle sans les orientations précises et continues de notre encadrant, Dr. Lazhar Benoudina. Nous le remercions sincèrement pour la qualité de son encadrement, sa patience, sa rigueur constructive et son engagement tout au long de la préparation de ce mémoire.

Nous tenons également à remercier nos familles, nos amis et toutes les personnes qui ont été à nos côtés, que ce soit par un conseil, un mot bienveillant ou même un silence encourageant. À tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail, nous exprimons toute notre reconnaissance.

Un remerciement tout particulier à nos chers parents, qui n'ont jamais cessé de nous soutenir, et grâce à qui nous sommes ce que nous sommes aujourd'hui.
Toute notre gratitude et notre amour.

Enfin, nous adressons nos sincères remerciements à tous les membres du jury, qui nous ont honorés en acceptant d'évaluer ce travail. Leur présence et leur considération sont pour nous une grande fierté.





Résumé

L'électrocardiographie est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur par enregistrement des variations des ondes électrique de l'activité de polarisation et de dépolarisation ventriculaire et auriculaires du cœur. L'activité cardiaque constitue l'un des plus importants paramètres déterminant l'état d'un sujet. Elle se traduit par l'apparition de plusieurs ondes sur le tracé de l'électrocardiographe : c'est le signal cardiaque, l'électrocardiogramme ECG. Le signal ECG représente l'activité électrique du cœur et reflète l'état de santé de l'appareil cardiovasculaire. Il contient aussi des informations qui permettent la distinction des maladies cardiovasculaires. Le taux élevé de mortalité dans le monde dû aux problèmes liés au dysfonctionnement de l'appareil cardiaque a poussé les chercheurs à développer des techniques de classification automatique des maladies cardiovasculaires pour un bon diagnostic. Le travail dans ce mémoire présente un ensemble de méthode de classification et de discrimination d'arythmies et d'anomalies cardiaques en utilisant des paramètres pertinents. Les paramètres extraits de la base de données d'arythmies cardiaques MIT-BIH sont utilisés pour mener un ensemble de tests pour évaluer les différents algorithmes proposés pour la classification et la discrimination des arythmies cardiaques. Dans un premier test et dans le but de détecter et classer l'une concerne une arythmie cardiaque appelée L'infarctus du myocarde (IDM) et la deuxième une arythmie cardiaque Fibrillation auriculaire (ACFA) par rapport aux battements normaux, avec « réseau de neurones perceptron multicouche » développé sous environnement MATLAB a été évalué. Finalement, dans un dernier test, le système neuronal multi-agent développé dans le cadre de ce travail a été testé et évalué dans le but de discrimination et de classification d'arythmies. Les résultats obtenus, sont très satisfaisants et encourageants, malgré l'utilisation d'un nombre limité de paramètres pertinents caractérisant le battement cardiaque.

Mots clés : Signal électrocardiographique (ECG), réseaux de neurones (RN), système multiagents (SMA)



Abstract

Electrocardiography is a graphic representation the electrical activity of the heart by recording changes in the electrical waves of ventricular and atrial polarization and depolarization activity of the heart. Cardiac activity is one of the most important parameters determining the state of a subject. It results in the appearance of several waves on the electrocardiograph plot : it is the cardiac signal, the electrocardiogram ECG. The ECG signal represents the electrical activity of the heart and reflects the health of the cardiovascular system. It also contains information that allows the distinction of cardiovascular disease. The high rate of mortality worldwide due to problems related to cardiac malfunction has prompted researchers to develop techniques for automatic classification of cardiovascular disease for a proper diagnosis. The work in this thesis presents a number of methods for classification and discrimination of cardiac arrhythmias and abnormalities using pertinent parameters. These parameters are related to time intervals and variability which are extracted from ECG signals. The used algorithm to extract such parameters is that which was developed by researchers. The parameters extracted from the MIT-BIH arrhythmias database are then used to carry out a number of experiments to evaluate the different proposed classification and discrimination methods. The first experiment consists and classify one relates to a cardiac arrhythmia called myocardial infarction (IDM) and the second a cardiac arrhythmia atrial fibrillation (ACFA) beats from normal beats using Multilayer perceptron MLP neural network developed in Matlab environment. Finally, in a last experiment, the developed MAS-NN (multi-agent system neural network) was evaluated for the same objective. The obtained results were very satisfactory despite the use of limited number of temporal parameters characterizing the ECG signals.

Keywords : Signal electrocardiographic (ECG), neural networks (NN), multi-agent system (MAS)



ملخص

رسم القلب الكهربائي هو تمثيل رسومي للنشاط الكهربائي للقلب عن طريق تسجيل التغيرات في الموجات الكهربائية لنشاط الاستقطاب البطيني والأذيني ونقص الاستقطاب للقلب. يعتبر نشاط القلب أحد أهم العوامل التي تحدد حالة الشخص. ينتج عنه ظهور عدة موجة على مخطط تخطيط القلب: انها اشارة القلب، رسم القلب الكهربائي. تخطيط القلب هو رسم بياني لنشاط القلب الكهربائي من خلاله يمكن تقييم الحالة الصحية لنظام القلب. كما انه يحتوي على (ECG) معلومات تسمح بتمييز امراض القلب التي تمثل السبب الرئيسي لارتفاع معدل الوفيات في جميع انحاء العالم. ما حث الباحثين على تطوير تقنيات لتصنيف امراض القلب وذلك لتقديم التشخيص السليم. يندرج العمل المنجز في هذه المذكرة في هذا السياق اذ يقدم عدة تجارب تصنيف باستخدام قاعدة بيانات (MIT-BIH). حيث تم الحصول على المعلومات اللازمة من تخطيط القلب بواسطة الخوارزمية المطورة. بعد ذلك تم اجراء التجربة الأولى التي تتمثل و تتميز باضطراب النظم القلبي يسمى احتشاء عضلة القلب و الثانية في رجفان اذيني م عدد كبير م دقائق القلب العادية بواسطة MATLAB وخلال العمل المنجز في هذه المذكرة الذي يعتمد على نظام متعدد العملاء (SMA) والشبكات العصبية الاصطناعية (RNA) محاولين تحسين النتائج.

على الرغم من كون المعلومات التي تستخدم لوصف كل نبضة قلبية قليلة، كانت النتائج جدا مرضية ومشجعة.

كلمات مفتاحية: اشارة تخطيط القلب (ECG)، الشبكات العصبية الاصطناعية (RNA)، نظام متعدد العملاء (SMA)







Table Des Matières

Introduction générale	13
Chapitre 1 : L'anatomie du cœur et les maladies cardiaques.	
1.1.Introduction :	2
1.2.Les différents parties du cœur (anatomie) :	2
1.2.1.Définition du cœur :.....	2
1.2.2.Composants du cœur :.....	2
1.3.Fonction cardiaque :	4
1.4.Les maladies cardiaques :	4
1.4.1. Types de maladies du cœur :	5
1.4.2.1. La coronaropathie :.....	5
1.4.2.2.Le smaladies vasculaires :.....	5
1.4.2.3. Les troubles du rythme cardiaque (arythmies) :	5
1.4.2.4. La cardiopathie congénitale (malformations cardiaques) :.....	6
1.4.2.5. L'insuffisance cardiaque :.....	6
1.4.2.6. Parmi les autres maladies du cœur :.....	6
1.5.L'ECG(Electro Cardio Gramme) :	6
1.5.1. Le signal électrocardiogramme (ECG) :	6
1.5.2. Les ondes du signal ECG :.....	7
1.5.3. Technique d'électrocardiographie :.....	8
1.5.4.Acquisition de l'ECG :	11
1.5.5. Bruit et artefacts dans l'ECG :.....	15
1.5.6. Les arythmies cardiaques :	16
1.7 Conclusion :	18
Chapitre 2 : Les réseaux de neurones artificiels	
1.Introduction :	19
2.les cellules nerveuses :	19
2.1.Structure d'une cellule nerveuse :.....	19
2.2.Le fonctionnement du neurone :	20
3.Les neurones artificiels :	21
3.1. Neurone formelle (artificiel)	21
4.Architecture des réseaux de neurones :	25
4.1.Réseau de neurones non bouclés :.....	25



4.2 Réseau de neurones bouclé :	27
5.Apprentissage d'un réseau de neurone :	27
5.1 Apprentissage supervisé :	28
5.2 Apprentissage non supervisé :	28
6.Réseau de neurones de type perceptron multicouches (MLP) :	29
6.1 L'algorithme de la rétro-propagation du gradient d'erreur :	30
7. Conclusion :	32
Chapitre 3 : Agents et Système Multi Agents	
1. Introduction	33
2. Agent	33
2.1. Définitions :	33
2.2 Fonctionnement d'un agent	35
2.3 Architectures d'agent	35
3. Systèmes Multi-Agents (SMA)	38
3.1 Définitions :	38
3.2 Environnement d'un SMA	41
3.3 Caractéristiques d'un SMA :	41
3.4 Typologies de SMA	42
5.Conclusion	43
Chapitre 4 : Analyse et Conception	
1 . Introduction :	44
2 . Architecture générale du système de classification :	44
2.1. Couche Interface :	45
2.2. Couche Extraction.	46
2.3. Couche Classification	46
2.4. Couche Vote	46
3 . Agent UML(AUML) :	47
3.1.Les différentes représentations dans Agent UML	47
3.2. Le diagramme de classe :	47
3.3. Diagramme de cas utilisation ::	49
3.4.Le diagramme de protocole :	50
4. Le réseau de neurones utilisé dans notre travail	51
5. Conception	52
5.1 Le diagramme de classes d'agent	53



5.2 Le diagramme de protocole d'agent :	57
4 . Conclusion	61
Chapitre 5 : Implémentation	
1. Introduction	62
2. Outils de développement	62
2.1 Présentation de logiciel de développement (Netbeans)	62
2.2 Langage de programmation	62
2.3. La plateforme JADE	62
2.4 La base de données MIT-BIH	64
2.5 La bibliothèque de créations des réseaux de neurones (RNNs) Opencv [55]	65
2.6 Le laboratoire matriciel MATLAB	65
3. les anomalies cardiaques traitées	65
3.1 Une crise cardiaque (IDM)	65
3.2 Arythmie complète par fibrillation auriculaire (ACFA) [59]	69
4. Développement de l'interface graphique	70
5. Résultats et analyse	76
6. Conclusion	77



Table Des Figures

Figure1.1 : Détails du cœur.	4
Figure1.2 : Ondes du signal ECG	7
Figure1.3 : Les ondes et les intervalles dans un ECG.	7
Figure1.4 : Dérivations bipolaires	10
Figure 1.5 : Dérivations unipolaire	10
Figure 1.6 : Dérivations thoraciques	11
Figure 1.7 : Schéma simplifié d'un système d'acquisition ECG	11
Figure 1.8 : Ampli-op à retour négatif non inverseur	14
Figure 1.9 : Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme	16
Figure 2.1 : Structure d'une cellule nerveuse	20
Figure 2.2 : Neurone biologique	21
Figure 2.3 : Modèle d'un neurone artificiel	22
Figure 2.4 : Fonctions d'activations : (a) du neurone «seuil» ; (b) du neurone «linéaire», et (c) du neurone «sigmoïde».	24
Figure 2.5 : Schéma d'un réseau de neurones monocouche	25
Figure 2.6 : Schéma d'un réseau de neurones non bouclé (Perceptron multicouches).	26
Figure 2.7 : Schéma de réseau de neurones bouclé	27
Figure 2.8 : Apprentissage Supervisé	28
Figure 2.9 : Apprentissage Non Supervisé	29
Figure 2.10 : structure d'un réseau perceptron multicouches	29
Figure 3.1 . Agent /Environnement	35
Figure 3.2 . Agent réactif	36
Figure 3.3 . Agent cognitif	37
Figure 3.4 . Architecture d'agent hybride	38
Figure 3.5 . : Système multi-agents	39
Figure 4.1 : Architecture globale du système	45
Figure 4.2 : Les différents types de classes agents	48
Figure 4.3 : Diagramme de classe Agent UML	48
Figure 4.4 : Symbole des messages	49
Figure 4.5 : Diagramme de cas utilisation.	50



Figure 4.6 : Comparaison entre le diagramme de séquence et le diagramme de protocole	50
Figure 4.7 : Les différentes interactions concurrentes	51
Figure 4.8 : Exemple d'un réseau de neurones utilisé.	52
Figure 4.9 : diagramme de classe agent administrateur	53
Figure 4.10 : diagramme de classe agent Interface	54
Figure 4.11 : diagramme de classe agent extraction	55
Figure 4.12 : diagramme de classe agent classifieur	55
Figure 4.13 : diagramme de classe agent vote	56
Figure 4.14 : Diagramme de protocole Authentification	57
Figure 4.15 : Diagramme de protocole charger le signale	58
Figure 4.16 : Diagramme de protocole extraction	59
Figure 4.17 : Diagramme de protocole classer signale.	60
Figure 4.18 : Diagramme de protocole Vote	61
Figure 5.1 : Figure définit la plateforme JADE	63
Figure 5.2. : Architecture Logicielle de JADE.	64
Figure 5.3 : Infarctus du myocarde	66
Figure 5.4 : Infarctus latéral aigu du ventricule gauche (tracé obtenu quelques heures après le début de la maladie)	67
Figure 5.5 : Infarctus latéral du ventricule gauche (après les 24 premières heures)	68
Figure 5.6 : Infarctus du ventricule gauche (plusieurs jours plus tard)	68
Figure 5.7 : Infarctus du myocarde aigu inféropostérieur (diaphragmatique) (tracé obtenu quelques heures après le début de la douleur)	68
Figure 5.8 : Infarctus du myocarde inféropostérieur (diaphragmatique) (après les 24 (premières heures)	68
Figure 5.9 : Infarctus du myocarde inféropostérieur (diaphragmatique) (plusieurs jours plus tard)	69
Figure 5.10 : la déférence entre ECG normal et ACFA	70
Figure 5.11 : Flèche rouge : trémulations de la ligne iso-électrique (Fibrillation auriculaire) - Flèche violette : onde P (ECG normal (rythme sinusal))	70
Figure 5.12 : L'interface graphique de l'authentification	71
Figure 5.13 : L'interface graphique du notre système	71



Figure 5.14 : La phase d'apprentissage	72
Figure 5.15 : Le RMA avec les agents de notre système	73
Figure 5.16 : Le tracé d'un signal ECG.	74
Figure 5.17 : Un exemple de classification par notre système. (Résultat Normal)	74
Figure 5.18 : Un exemple de classification par notre système. (Fibrillation auriculaire)	75
Figure 5.19 : Un exemple de classification par notre système. (Infarctus du myocarde).	75
Figure 5.20 : L'échange des messages entre les agents de système	76



Table Des Tableaux

Tableau 2.1 : Différentes fonctions d'activations utilisées dans les RNA	24
Tableau 3.1 Comparaison entre agents cognitifs et agents réactifs	43
Tableau 5.1 : Etude comparative des Classifier.	76



Introduction générale

Le domaine de l'intelligence artificielle a connu une croissance exponentielle ces dernières années, devenant un moteur de nombreuses applications dans divers domaines. Parmi ces applications, l'utilisation de l'intelligence artificielle dans le domaine des soins de santé, en particulier dans l'analyse des signaux biologiques complexes tels que l'électrocardiogramme (ECG), se démarque.

Cette étude vise à explorer la possibilité d'exploiter les techniques d'intelligence artificielle, en particulier les réseaux de neurones artificiels, pour améliorer la précision et l'efficacité du diagnostic des arythmies cardiaques sur la base de l'analyse des signaux ECG.

Nous développerons un système en deux étapes pour atteindre cet objectif : une étape d'extraction des caractéristiques, où les signaux ECG sont analysés à l'aide de techniques d'analyse statistique, et une étape de classification, où les réseaux de neurones artificiels sont utilisés pour classer les signaux en différentes catégories représentant la présence ou l'absence d'arythmies cardiaques.

Cette étude vise à répondre à une question fondamentale : l'intelligence artificielle peut-elle surpasser les méthodes traditionnelles dans le diagnostic des arythmies cardiaques ? Elle cherche également à identifier le type de réseau de neurones artificiels le plus approprié pour cette tâche, et à évaluer les performances du système proposé par rapport aux autres systèmes

Pénurie d'experts qualifiés dans l'interprétation et le diagnostic des électrocardiogrammes (ECG), en particulier dans les régions éloignées ou en cas d'urgence, ce qui entraîne des retards dans le diagnostic et le traitement, et une augmentation des taux de mortalité. De plus, les médecins débutants peuvent avoir des difficultés à interpréter ces électrocardiogrammes avec précision, ce qui peut entraîner des erreurs de diagnostic aux conséquences graves.

Une application d'intelligence artificielle, basée sur des techniques d'apprentissage profond, pourrait offrir une solution efficace à ce problème en analysant les ECG plus rapidement et plus précisément que les médecins, contribuant ainsi à améliorer la qualité des soins de santé fournis aux patients cardiaques, en particulier dans les urgences et dans les régions où les ressources médicales sont limitées.

Chapitre 1 :
L'anatomie du cœur et les
maladies cardiaques.



1.1.Introduction :

Le cœur, le moteur de vie .

Dans cette chapitre, nous embarquons pour un voyage fascinant au cœur de notre organisme.

Nous découvrirons ensemble l'anatomie de cet organe vital, et les conséquences de ses maladies .

Electrocardiogramme (ECG) peut nous aider à mieux comprendre l'activité électrique de notre cœur.

1.2.Les différents parties du cœur (anatomie) :

1.2.1.Définition du cœur :

Le cœur est un organe musculaire, situé dans la cage thoracique derrière le sternum, et décalé légèrement sur la gauche chez la plupart des individus. Sa taille est environ 1,5 fois la taille du poing de la personne. Une paroi épaisse divise le cœur en deux parties, gauche et droite. Chaque partie comporte 2 cavités, une oreillette et un ventricule, reliées par une valve. Le cœur fonctionne comme une pompe qui, grâce à ses contractions régulières, propulse le sang dans tout l'organisme et assure ainsi l'alimentation en oxygène du corps entier. Chaque jour, le cœur pompe environ 8'000 litres de sang.[1]

1.2.2.Composants du cœur :[2]

Le cœur est un muscle creux, situé au niveau du thorax entre les poumons et reposant sur le diaphragme. Ce muscle est une pompe ayant pour fonction de propulser le sang vers tous les organes de l'organisme. Le cœur pompe 5 litres de sang par minute et battra environ 3 milliard de fois au cours d'une vie entière.

Le cœur est divisé en 4 cavités :

- 2 cavités supérieures : les oreillettes droite et gauche séparées par le septum inter auriculaire.
- 2 cavités inférieures : les ventricules droit et gauche séparés par le septum interventriculaire.

Les oreillettes communiquent avec les ventricules par les orifices auriculo-ventriculaires. On distingue ainsi le cœur droit constitué d'une oreillette et d'un ventricule droits communiquant par l'orifice tricuspide et le cœur gauche constitué d'une oreillette et d'un ventricule gauche



communiquant par l'orifice mitral. Chaque orifice auriculo-ventriculaire comprend un appareil valvulaire formé par un anneau fibreux, des valvules et des cordages rattachant les valves aux piliers musculaires s'insérant sur l'endocarde. Les orifices aortique (situé à l'entrée de l'aorte) et pulmonaire (situé à l'entrée de l'artère pulmonaire) sont constitués d'un anneau fibreux et de trois valves dites sigmoïdes.

Au niveau anatomique, le cœur se compose de 3 couches successives, avec de l'intérieur vers l'extérieur :[1]

- l'endocarde est une membrane endothéliale qui tapisse la face interne du cœur ;
- le myocarde constitue le muscle cardiaque proprement dit ; c'est un muscle strié c'est-à-dire qu'il possède la même structure que les muscles des membres et la même force de contraction ;
- le péricarde est un sac à double paroi qui enveloppe le cœur.

Comme tout organe, le cœur possède une vascularisation qui lui est propre. Le réseau artériel qui apporte le sang oxygéné au muscle cardiaque est constitué de 2 artères coronaires qui prennent naissance de l'aorte au niveau des sinus de Valsalva et cheminent jusqu'à la pointe du cœur :

- L'artère coronaire gauche se divise en deux branches l'artère intra-ventriculaire antérieure et l'artère circonflexe. Elle irrigue le cœur gauche.
- L'artère coronaire droite qui alimente le cœur droit.

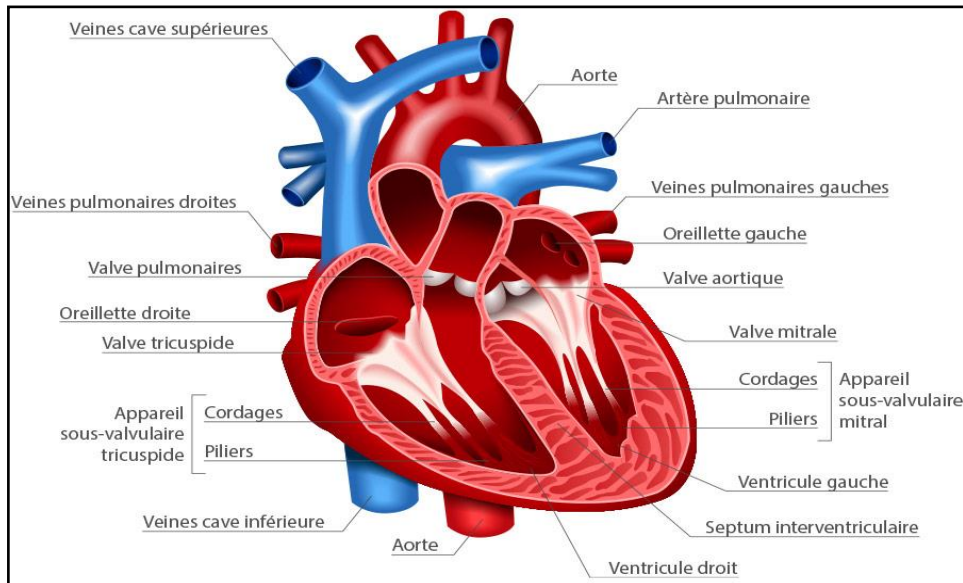


Figure1.1 : Détails du cœur.[2]

1.3.Fonction cardiaque :

La fonction principale du cœur est de pomper le sang à travers les systèmes du corps. Il pompe 5 litres de sang par minute. Le cœur est l'endroit où se déverse tout le sang veineux, et d'où provient tout le sang artériel. Pour faire court, le sang veineux se déverse dans la moitié droite du cœur, et est ensuite pompé vers les poumons où il doit être oxygéné. Le sang artériel est le sang oxygéné qui provient des poumons et se déverse ensuite dans la moitié gauche du cœur. À partir de là, il est pompé à travers l'aorte et distribué au reste du corps. Le pompage du sang se produit durant le cycle des contractions cardiaques, appelé le cycle cardiaque. Chaque jour, le cœur pompe environ 8'000 litres de sang.[2]

1.4.Les maladies cardiaques :[4]

Le terme générique « maladie du cœur » est utilisé pour désigner tout trouble qui touche la structure ou le fonctionnement du cœur. Les maladies du cœur peuvent faire partie de n'importe quel groupe de problèmes de santé dont les causes profondes sont nombreuses.

1.4.1. Types de maladies du cœur :

Il existe de nombreux types de maladies du cœur. Certains de ces troubles cardiaques peuvent être regroupés en fonction de la manière dont ils touchent la structure ou le fonctionnement du cœur.



1.4.2.1. La coronaropathie :

Se caractérise par le rétrécissement ou l'obstruction des artères qui fournissent du sang, de l'oxygène et des nutriments au cœur. Ce rétrécissement est causé par une accumulation de plaque (des dépôts de matières grasses, du cholestérol et d'autres substances), qu'on appelle aussi athérosclérose. Ce type de maladie du cœur est parfois nommé « cardiopathie ischémique ». La coronaropathie est le type de maladie du cœur le plus fréquent et celui qui cause la plupart des crises cardiaques, de même que la douleur thoracique associée à l'angine de poitrine.[4]

1.4.2.2. Les maladies vasculaires :

Touchent les vaisseaux sanguins (artères ou veines) et peuvent se manifester n'importe où dans le corps. Elles peuvent réduire l'apport de sang vers certaines parties de l'organisme, ce qui entraîne de la douleur ou d'autres symptômes selon l'emplacement. Par exemple, les personnes atteintes de maladie artérielle périphérique peuvent ressentir de la douleur dans les bras ou les jambes. L'une des causes fréquentes des maladies vasculaires est le rétrécissement ou l'obstruction des vaisseaux sanguins en raison d'une accumulation de plaque (du cholestérol, des dépôts de matières grasses et d'autres substances), qu'on appelle aussi « athérosclérose ».

1.4.2.3. Les troubles du rythme cardiaque (arythmies) :

Causent des perturbations du rythme normal du cœur. Un cœur en bonne santé doit battre à un rythme régulier et à une fréquence convenable. Le cœur d'une personne atteinte d'arythmie peut battre trop lentement, trop vite ou d'une manière désordonnée ou irrégulière.

Il y a plusieurs types d'arythmies. Certains peuvent s'accompagner de symptômes comme des palpitations ou la sensation que le cœur s'emballa, alors que d'autres peuvent n'être associés à aucun signe ou symptôme. Certaines arythmies peuvent être plus graves et entraîner un essoufflement ou une douleur thoracique. Dans de rares cas, elles peuvent mettre la vie en danger.

1.4.2.4. La cardiopathie congénitale (malformations cardiaques) :

Se caractérise par divers problèmes structurels qui affectent le cœur du fœtus pendant son développement. Il en existe de nombreux types, y compris des anomalies des valvules, des grands vaisseaux, des parois et des cavités du cœur. Elles peuvent être causées par des facteurs génétiques ou autres. Les personnes atteintes d'une cardiopathie congénitale et leur



famille ont besoin de soutien tout au long de leur vie. Elles peuvent continuer à recevoir des soins médicaux et à subir des interventions chirurgicales une fois adultes.[4]

1.4.2.5. L'insuffisance cardiaque :

Est une maladie chronique due au fait que le cœur ne fonctionne pas comme il le devrait ou présente un problème de structure. Elle peut se produire si le cœur est trop faible ou trop rigide, ou les deux. Elle peut entraîner de la fatigue, une enflure des jambes et de l'abdomen et de l'essoufflement, qui peut être causé par la présence de liquide dans les poumons.

Les deux causes les plus courantes de l'insuffisance cardiaque sont la crise cardiaque et l'hypertension artérielle. Il n'existe aucun moyen d'en guérir, mais un diagnostic précoce, des modifications du mode de vie et des médicaments peuvent aider les personnes qui en sont atteintes à mener une vie active, à éviter les hospitalisations et à vivre plus longtemps.[4]

1.4.2.6. Parmi les autres maladies du cœur :

On trouve des infections, l'hypertrophie cardiaque et des troubles héréditaires. Vous pouvez trouver de plus amples renseignements sur des types particuliers de maladies du cœur sur notre page relative aux problèmes de santé.

1.5.L'ECG(Electro Cardio Gramme) :

1.5.1. Le signal électrocardiogramme (ECG) :

Le signal électrocardiogramme , ECG, permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. C'est un signal électro-physiologique composé d'une série d'ondes, ayant des formes et durées spécifiques, qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En effet, ces ondes représentent les différents événements mécaniques et électriques successives comme il est montré à la figure événements mécaniques et électriques successives comme il est montré à la figure 1.2.

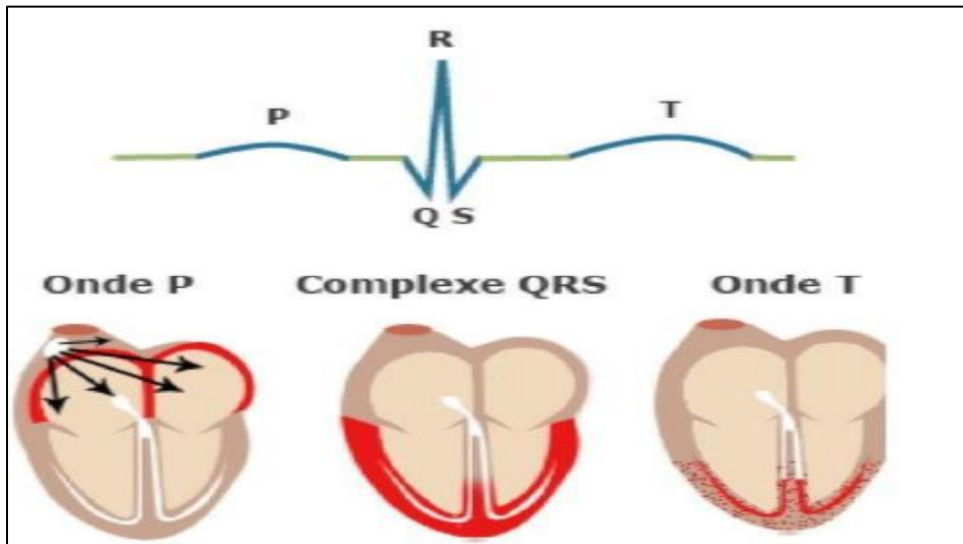


Figure1.2 : Ondes du signal ECG [6]

1.5.2. Les ondes du signal ECG :

La figure 1.3 Présente la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

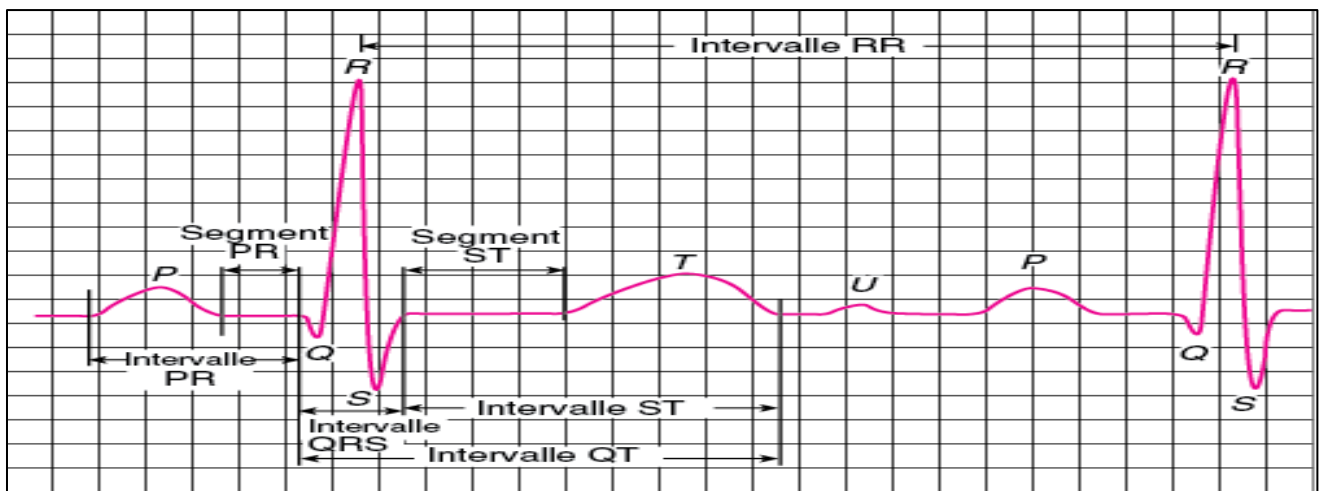


Figure1.3 : Les ondes et les intervalles dans un ECG.[6]

Dans le signal électrocardiogramme, ECG, la contraction et la décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de base, qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques, comme le représente la figure Par convention, les ondes principales de l'ECG sont symbolisées par les lettres P, Q, R, S, T :

L'onde P : C'est la première onde détectable, qui représente la dépolarisation auriculaire. Il s'agit d'une petite déviation positive (ou négative) avant le complexe QRS, qui se propage à



partir du nœud SA et est conduit dans toutes les cellules de l'oreillette par des jonctions intermédiaires qui connectent ces cellules.

Le complexe QRS : Représente la propagation d'un stimulus à travers les ventricules.

Cependant, tous les complexes QRS ne contiennent pas une onde Q, une onde R et une onde S.. La nomenclature gênante mais inévitable devient compréhensible si vous vous souvenez de plusieurs caractéristiques de base du complexe QRS. Lorsque la déviation initiale du complexe QRS est négative (inférieure à la ligne de base), on parle d'onde Q.

La première déviation positive dans le complexe QRS est appelée onde R. Une déviation négative suivant l'onde R s'appelle une onde S. Ainsi, le complexe QRS suivant contient une onde Q, une onde R et une onde S .

L'onde Q : Dépolarisation septale ventriculaire.

L'onde R : Dépolarisation du muscle ventriculaire résultant ou majeur. Le vecteur résultant est dirigé vers le bas et la gauche.

L'onde S : Dépolarisation ventriculaire basale, c'est-à-dire dépolarisation de la base des ventricules. Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

L'onde T : Représente une partie de la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement électrique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

L'onde U : Parfois, l'activité électrique du muscle papillaire ventriculaire est déphasée par rapport au reste des ventricules et sera enregistrée comme une onde « U » qui apparaît après l'onde T. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes

P, QRS et T, ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST.[6]

1.5.3. Technique d'électrocardiographie :

1.5.3.1. Définition :

L'électrocardiographie est une technique simple, sans danger et peu coûteuse permettant de surveiller le système cardiovasculaire.



1.5.3.2. Principe :

Le corps humain est considéré électriquement comme un conducteur . Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau. L'enregistrement graphique de cette activité électrique du cœur est appelé signal électrocardiogramme ECG. Les positions des électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG sont connues par dérivations électro cardiographiques. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations (six dérivations périphériques et six précordiales).

1.5.3.3. Dérivations électro-cardio-graphiques :

En électrocardiographie, la dérivation se définit par 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. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde.

1.5.3.3.a. Les dérivations périphériques :

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche, à la jambe gauche, et l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques.

Les dérivations périphériques bipolaires (DI, DII, DIII) Ce sont les dérivations cardiaques classiques de l'électrocardiogramme décrites par Einthoven. Elles enregistrent la différence de potentiel entre deux électrodes placées à des extrémités différentes. Ces dérivations utilisent trois électrodes placées sur le sujet. Les électrodes sont placées sur les bras droit et gauche et sur la jambe gauche pour former un triangle (triangle d'Einthoven). Ces dérivations sont dites bipolaires parce qu'elles mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes. Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (voir figure). Les trois dérivations sont:

- DI (dérivation I) avec $DI = VL - VR$
- DII (dérivation II) avec $DII = VF - VR$



- DIII (dérivation III) avec $DIII = VF - VL$

Avec : VL : le potentiel sur le bras gauche, VR : le potentiel sur le bras droit et VF : le potentiel sur la jambe gauche.

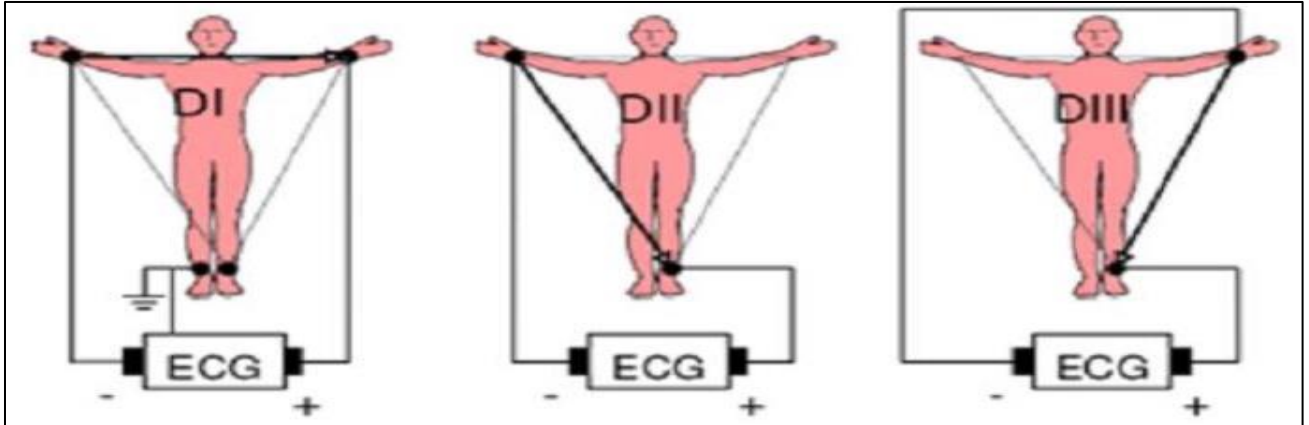


Figure 1.4: Dérivations bipolaires.[6]

Les dérivations unipolaires des extrémités enregistrent la différence de potentiel entre un point théorique au centre du Triangle de Einthoven, ayant une valeur de 0 et l'électrode de chaque extrémité, permettant ainsi de connaître le potentiel absolu dans ladite électrode. Dans un premier temps, on a nommé ces dérivations VR, VL et VF. Le V signifiant vecteur et R, L, F : droite, gauche et pied (en anglais). Plus tard, on a ajouté le 'a' minuscule qui signifie amplifiée (les dérivations unipolaires actuelles sont amplifiées par rapport aux premières).

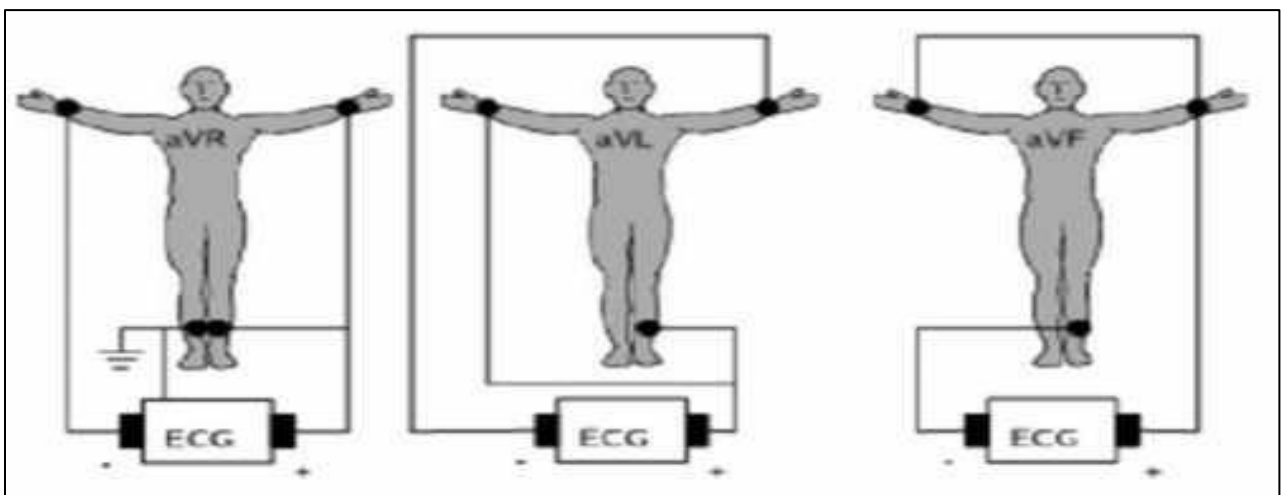


Figure 1.5 : Dérivations unipolaire [6]

1.5.3.3.b. Les dérivations précordiales :

Il y a six pistes précordiales. Ils sont désignés par un V majuscule et un nombre compris entre



1 et 6. Ce sont des dérivations unipolaires, ils enregistrent le potentiel absolu du point où est placée l'électrode de même nom. Ce sont les dérivations les mieux adaptées pour dépister les anomalies du ventricule gauche, en particulier celles des parois antérieure et postérieure. Sur un électrocardiogramme normal, les QRS sont principalement négatifs dans les dérivations V1 et V2 et majoritairement positifs dans V4 à V6 (profil Rs).

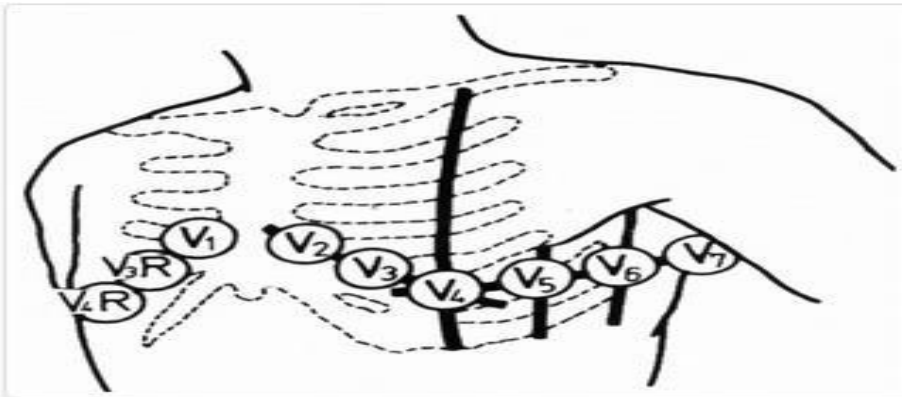


Figure 1.6 : Dérivations thoraciques.[6]

Ces dérivations sont positionnées comme suit :

- V1 : 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne parasternale).
- V2 : 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne parasternale).
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4.
- V4 : 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche.
- V5 : à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure.
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne.

1.5.4.Acquisition de l'ECG :

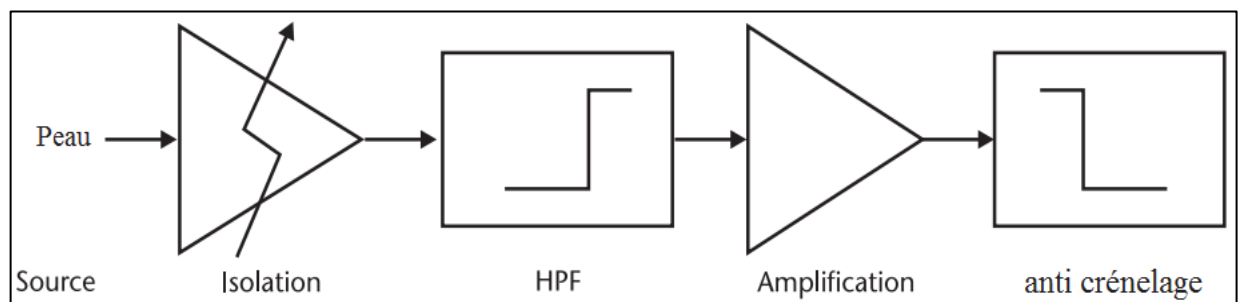


Figure 1.7 : Schéma simplifié d'un système d'acquisition ECG.[7]



La figure 1.7 illustre un processus général d'enregistrement d'ECG à partir d'un sujet . Les fluctuations (en millivolts) de la différence de potentiel (PD) entre les dérivations ECG à la surface de la peau (ou parfois à l'intérieur du corps) sont amplifiées à l'aide d'un amplificateur optiquement isolé. En général, trois fils sont nécessaires pour un signal différentiel provenant du sujet, puisqu'une électrode de masse (entrée C) est requise. La différence de tension entre les autres électrodes (entrées A et B) sert d'entrée de signal amplifié par les amplificateurs opérationnels U1A et U1B. Ces signaux sont ensuite amplifiés et passés à travers un filtre passe-haut.

1.5.4.1. Isolement et protection :

Pour tout circuit qui utilise une source d'énergie importante (telle que l'alimentation secteur) et qui entre en contact avec un humain, doit être sectionné en sections isolées et non isolées. Ces sections doivent être séparées d'environ 10 mm d'espace libre ou d'une part et de l'autre du circuit imprimé (en fonction de la constante diélectrique du circuit). Même de petites quantités de fuite de courant (moins de 100 μA) à travers le sujet peuvent induire une fibrillation ventriculaire mortelle chez des sujets humains munis d'un cathéter. L'alimentation directe, par le secteur, de la section non isolée du circuit est transférée à la section isolée à l'aide de convertisseurs CC/CC. Ceci est donné par un transformateur qui utilise l'induction magnétique (transfert de photons plutôt que d'électrons) pour transférer la puissance vers la région isolée du circuit. Il n'y a donc pas de passage de courant vers le sujet surveillé depuis le secteur.

De même, les informations sont retransmises du côté isolé (patient) du circuit vers le côté non isolé via la lumière dans les isolateurs optiques. Ces derniers convertissent les électrons (courant) en photons, puis en électrons à nouveau, ne transmettant ainsi que la lumière (et non le courant). Les isolateurs optiques sont placés de telle sorte qu'ils couvrent l'espace de 10mm entre les sections isolées et non isolées de la carte. Ils sont alimentés d'une part par la sortie isolée des convertisseurs CC / CC et de l'autre part, par l'alimentation secteur.

Après l'étape d'isolement optique, le signal passe à travers un filtre passe-haut (PH), un deuxième étage d'amplification, puis un filtre anticrénelage (antialiasing) passe-bas (PB). Le signal est finalement échantillonné par une carte de conversion Analogique-Numérique (A / N).

Il est à noter que des résistances avec des valeurs extrêmement élevées doivent également être placées entre chaque entrée et la terre pour une protection contre les tensions



statiques. De plus, une résistance de limitation de courant à la sortie est requise en cas de défaillance de l'amplificateur opérationnel. Il convient également de noter que l'isolation optique devant l'amplification peut introduire un bruit important. Il est donc souvent préférable d'isoler directement après la numérisation du signal.

1.5.4.2. Réduction du bruit primaire :

Le Bruit électromagnétique des lignes électriques est omniprésent à l'intérieur car les systèmes électriques des bâtiments utilisent le courant alternatif. L'utilisation d'un filtre coupe-bande de 50 Hz à 60 Hz pour supprimer le bruit de réseau risque de supprimer au moins une partie du signal ECG. Un circuit de masse actif est le moyen préféré d'éliminer ce bruit.

Le circuit active de mise à la terre, fonctionne en prenant la moyenne des tensions aux deux bornes d'entrée de l'étage de pré-amplification. Il amplifie et inverse ensuite le signal, puis renvoie le signal résultant en tant que masse ou tension de référence du circuit. Le circuit ne supprime pas le contenu du signal différentiel mais atténue le bruit en mode commun. En d'autres termes, il supprime la partie du signal présente simultanément sur les deux électrodes.

1.5.4.3. Augmentation de l'impédance d'entrée (amplificateur séparateur ou tampon) :

Une impédance d'entrée élevée est nécessaire dans une conception d'instrumentation biomédicale, car les signaux d'intérêt, en particulier les signaux électro physiologiques, sont extrêmement faibles (de l'ordre de plusieurs centaines de microvolts) et ne peuvent donc pas fournir suffisamment de courant. Une impédance d'entrée extrêmement élevée et est une propriété fondamentale des circuits CMOS. Un circuit d'amplificateur opérationnel de préamplificateur CMOS constitue donc l'étape de découplage idéale entre le signal électro physiologique faible et les circuits de traitement du signal analogique suivants.

1.5.4.4. Pré-amplification et Isolement :

Cela garantit qu'aucune surcharge électrique dans le circuit ne peut électrocuter le sujet, et inversement, une surtension aux bornes d'entrée n'endommagera pas le circuit de l'autre côté de du préamplificateur. L'amplificateur d'isolation optique fournit une très forte interruption diélectrique ou, de manière équivalente, une très petite capacité en série entre le fil conducteur et l'instrumentation, empêchant ainsi le sujet d'agir comme un chemin de fuite de courant de fuite à la terre.



Les tensions physiologiques produites par les cœurs de mammifères sont de l'ordre de $100 \mu\text{V}$ à plusieurs microvolts, et la plage dynamique du préamplificateur est généralement de $\pm 12\text{V}$ en continu. Généralement, un gain de 25 convient pour l'étape de pré amplification fournissant un RSB (rapport signal sur bruit) adéquat.

1.5.4.5. Filtrage passe-haut :

Le signal de sortie de l'amplificateur est transmis à un filtre Bessel PH avec une fréquence de coupure de 0,1 Hz. Ce filtre PH sert à supprimer le décalage CC dû aux différences de potentiel de demi-cellule dans les électrodes ainsi qu'à d'autres bruits de signal basse fréquence. Le choix d'une fonction de transfert de filtre Bessel est motivé par le fait qu'elle présente une réponse en phase optimale.

1.5.4.6. Amplification secondaire :

Après avoir traversé le filtre PH, le signal est à nouveau amplifié ; cette fois par un gain de 52 dans la disposition illustrée à la figure 1.8. Il s'agit de la dernière étape d'amplification du circuit de traitement du signal.

Ce deuxième étage d'amplification augmente encore le rapport signal sur bruit du signal et élève la tension du signal dans une plage appropriée pour l'échantillonnage avec un convertisseur A / N avec une plage dynamique de $\pm 10\text{V}$.

Le circuit d'amplification (Figure) est un simple réseau d'amplificateur opérationnel à réaction utilisant l'équation de gain $1 + Rf / Rin$, où dans ce système $Rf = 510 \text{ k}$ et $Rin = 10 \text{ k}$ pour fournir le facteur de gain de 52.

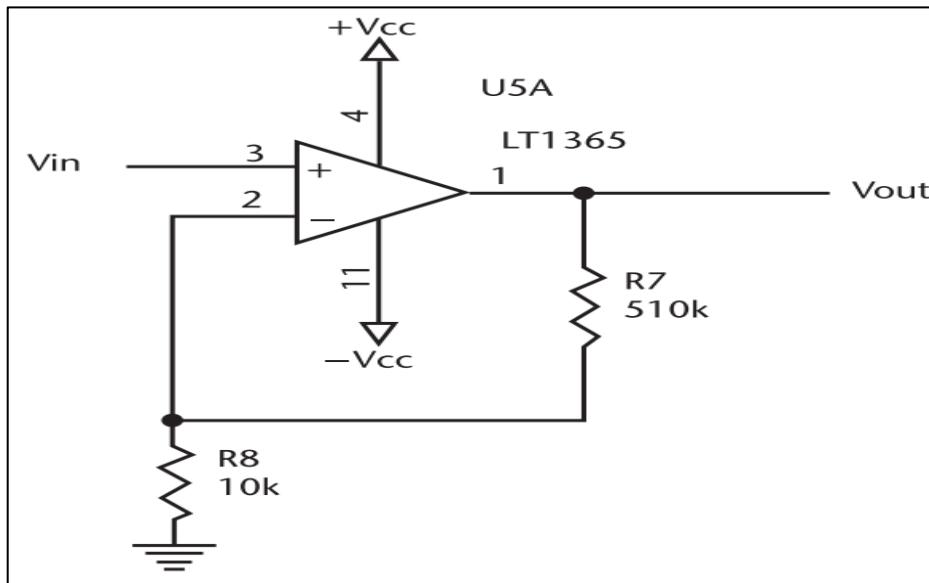


Figure 1.8: Ampli-op à retour négatif non inverseur.[7]

1.5.4.7. Filtrage passe-bas et sur-échantillonnage :

Du fait que le spectre ECG occupe généralement une fréquence de 1 kHz, un filtre PB idéal avec une bande passante de 0 à 1 kHz devrait échantillonner le signal à 2 kHz pour éviter un repliement du spectre.

Étant donné que l'implémentation du filtre n'est jamais idéale, il faut imposer une relation entre le type de filtre, la fréquence de coupure et le taux d'échantillonnage A / N . Les filtres de Bessel peuvent ainsi être utilisés.

1.5.5. Bruit et artefacts dans l'ECG :

Malheureusement, l'ECG est souvent contaminé par du bruit et des artefacts pouvant se situer dans la bande de fréquences d'intérêt et se manifestant avec des morphologies similaires à celles de l'ECG lui-même. De manière générale, les contaminants de l'ECG peuvent être classés comme suit :

- Interférence de la ligne électrique : bruit du secteur 50 ± 0.2 Hz.
- Bruit de contact de l'électrode : perte de contact entre l'électrode et la peau se traduisant par de brusques changements.
- Artefacts de mouvement du patient sur l'électrode : mouvement de l'électrode loin de la zone de contact sur la peau, entraînant des variations d'impédance entre l'électrode et la peau, susceptibles de provoquer des variations de l'ECG.



- Bruit d'électromyographie : activité électrique due à des contractions musculaires.
- Bruit électro chirurgical : Bruit généré par d'autres équipements médicaux présents dans l'environnement de soins.
- Bruit de quantification et aliasing.
- Artefacts de traitement du signal.

La figure illustre quelques exemples d'artéfacts sur l'ECG . Il a noté également que bien que chacun de ces contaminants puisse être réduit par une utilisation judicieuse du matériel et une configuration expérimentale, il est impossible de les éliminer tous. Par conséquent, il est important de quantifier la nature du bruit dans un ensemble de données particulier et de choisir un algorithme approprié.

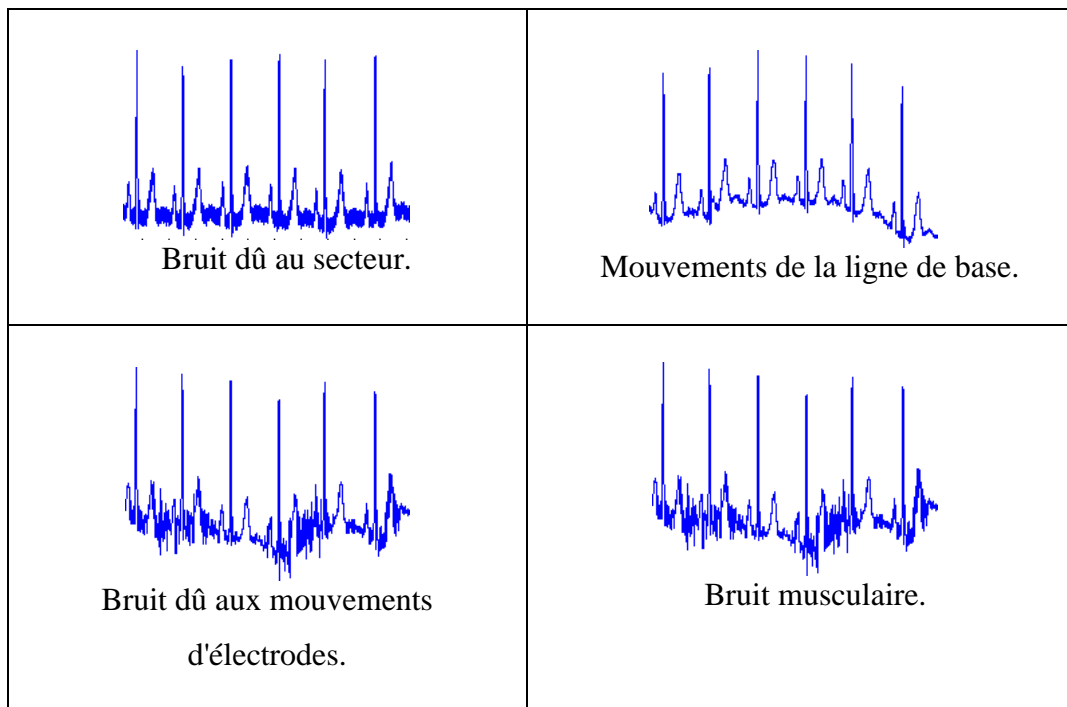


Figure 1.9: Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.[7]

1.5.6. Les arythmies cardiaques :[5]

L'arythmie est une anomalie qui affecte la fréquence cardiaque normale. Plusieurs types d'arythmie ne présentent aucun problème de santé ; cependant, elles peuvent causer divers symptômes gênants, comme des étourdissements ou une douleur dans la poitrine. D'autres formes d'arythmies, plus dangereuses, ont des répercussions sur l'apport sanguin et nécessitent de ce fait une prise en charge médicale.



Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie (tachy = rapide) ; si elle le ralentit, on parlera alors de bradycardie (Brady = lent).

1.5.6.1. Rythmes cardiaques rapides :

1.5.6.1.a. Tachycardie supraventriculaire (TSV) :

C'est le type le plus courant de tachycardie anormale chez les jeunes adultes. La fréquence cardiaque rapide - souvent plus de 150 battements par minute - commence dans les cavités supérieures du cœur ou dans la partie supérieure du système de conduction électrique. Les symptômes incluent des palpitations, des douleurs thoraciques, des maux d'estomac, une perte d'appétit, des vertiges ou une faiblesse. Certaines personnes peuvent apprendre des techniques pour ralentir leur fréquence cardiaque. Des efforts tels que fermer le nez et la bouche et essayer d'expirer peuvent fonctionner.

1.5.6.1.b. Tachycardie auriculaire (incluant flutter ou fibrillation) :

La tachycardie auriculaire, parfois appelée flutter auriculaire ou fibrillation auriculaire, est un type particulier de TSV. Il s'agit d'un rythme cardiaque rapide qui commence dans les cavités supérieures du cœur et est dirigé vers les cavités inférieures. C'est courant après une intervention chirurgicale impliquant les oreillettes (chambres hautes) et dans des conditions qui entraînent l'agrandissement des oreillettes (le plus souvent par fuite ou obstruction ou par les valves mitrale ou tricuspide à l'intérieur du cœur). Outre un rythme cardiaque rapide, la fatigue, des vertiges, des étourdissements et des évanouissements sont d'autres symptômes.

1.5.6.1.c. Tachycardie ventriculaire :

C'est un rythme cardiaque rapide qui commence dans les cavités inférieures du cœur. Elle résulte généralement d'une maladie cardiaque grave et nécessite souvent un traitement rapide ou urgent. Les symptômes peuvent être légers mais sont généralement graves. Ils comprennent les vertiges, les étourdissements et les évanouissements.

1.5.6.2. Rythmes cardiaques lents :

1.5.6.2.a. Dysfonctionnement du nœud sinusal :

Le nœud sinusal est l'endroit où commence le battement du cœur. Si ceci est endommagé, généralement pendant la chirurgie, il peut en résulter un syndrome des sinus. Le rythme cardiaque est lent et peut ne pas augmenter correctement avec l'exercice. Les patients peuvent



ne présenter aucun symptôme ou présenter de la fatigue, une intolérance à l'exercice, des vertiges ou des évanouissements.

1.5.6.2.b. Bloc auriculo-ventriculaire complet (bloc cardiaque complet) :

Un blocage cardiaque complet se produit lorsque le signal électrique ne peut pas passer normalement des cavités supérieures du cœur. Si le nœud A-V est endommagé pendant la chirurgie, un blocage cardiaque complet peut en résulter. Parfois, un bloc cardiaque complet se produit spontanément sans intervention chirurgicale. Un stimulateur artificiel peut rétablir une fréquence cardiaque et un rythme normaux.

1.7 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous sommes concentrés sur les signaux ECG. Nous avons commencé par donner une brève introduction à l'anatomie au cœur, puis présenter l'électrocardiogramme, son acquisition et les différentes ondes qui le compose. Enfin, nous avons décrit quelques arythmies.

Chapitre 2: Les réseaux de neurones artificiels



1.Introduction :

Les réseaux neuronaux constituent un programme ou un modèle de machine learning qui prend des décisions d'une manière comparable au cerveau humain, en utilisant des processus qui reproduisent la façon dont les neurones biologiques fonctionnent de concert pour identifier des phénomènes, évaluer des options et arriver à des conclusions.

Tous les réseaux neuronaux sont constitués de couches de nœuds, ou neurones artificiels : une couche d'entrée, une ou plusieurs couches cachées et une couche de sortie. Chaque nœud se connecte à un autre et possède un poids et un seuil associés. Si la sortie d'un nœud individuel est supérieure à la valeur de seuil spécifiée, ce nœud est activé, envoyant les données à la couche suivante du réseau. Dans le cas contraire, aucune donnée n'est transmise à la couche suivante.

Les réseaux neuronaux s'appuient sur les données d'entraînement pour apprendre et améliorer leur précision au fil du temps. Une fois qu'ils atteignent un niveau de précision optimal, ce sont de puissants alliés des domaines de l'informatique et de l'intelligence artificielle, qui nous permettent de classer et de regrouper les données à grande vitesse. Une tâche de reconnaissance vocale ou d'image qui demandent des heures de recherche à un expert humain peut être réalisée en quelques minutes. L'algorithme de recherche de Google est l'un des exemples les plus connus des réseaux neuronaux.

Les réseaux neuronaux sont parfois appelés réseaux neuronaux artificiels (RNA) ou réseaux neuronaux simulés (RNS). Il s'agit d'un sous-ensemble du machine learning et une composante des modèles de l'apprentissage profond.

2.les cellules nerveuses :

2.1.Structure d'une cellule nerveuse :

La cellule nerveuse (neurone) est constituée d'un grand corps cellulaire et de fibres nerveuses, dont un prolongement (axone) qui transmet les impulsions et, en général, de nombreuses extensions (dendrites) qui permettent de recevoir les impulsions. Les impulsions de l'axone traversent une synapse (point de jonction entre deux cellules nerveuses) pour atteindre la dendrite d'une autre cellule.

Chaque grand axone est entouré d'oligodendrocytes dans le cerveau et la moelle et de cellules de Schwann dans le système nerveux périphérique. Les membranes de ces cellules sont constituées d'une graisse (lipoprotéine) appelée myéline. Les membranes s'enroulent



étroitement autour de l'axone pour former une enveloppe à plusieurs couches. Cette gaine de myéline est semblable au matériau isolant d'un fil électrique. Les influx nerveux se propagent beaucoup plus rapidement dans les nerfs pourvus de gaine de myéline que dans ceux qui en sont dénués.[8]

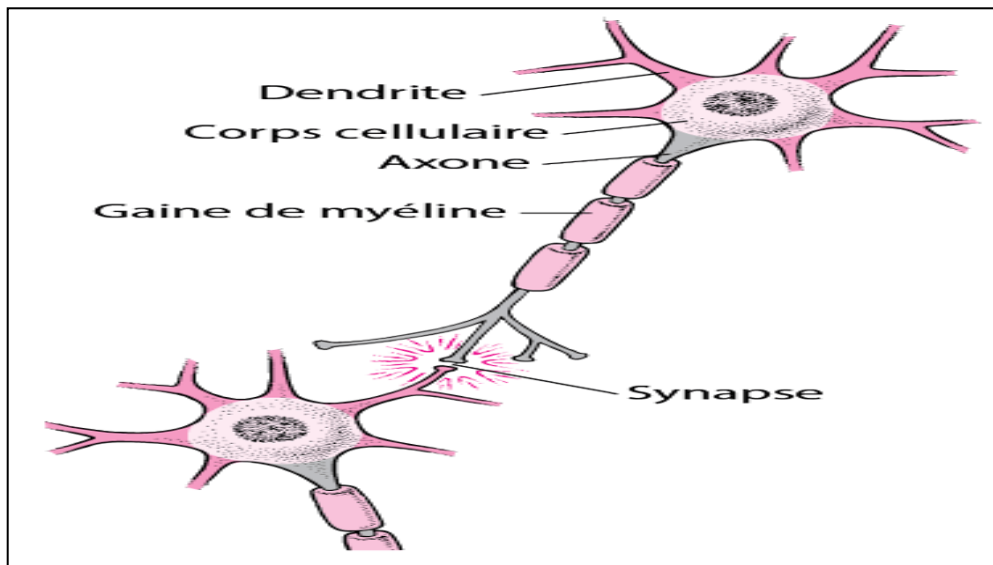


Figure 2.1 : Structure d'une cellule nerveuse .[8]

2.2.Le fonctionnement du neurone :

Quand les neurones reçoivent ou envoient des messages, ils transmettent des impulsions électriques le long de l'axone. Beaucoup d'axones sont recouverts d'une gaine de myéline dans le but d'accélérer la conduction de l'influx nerveux. Cette gaine est fabriquée par des cellules spécialisées appelées cellules gliales. Dans le système nerveux central (SNC), les cellules gliales qui forment la gaine de myéline sont appelées oligodendrocytes, et dans le système nerveux périphérique (SNP), elles sont appelées cellules de Schwann .[8]

3.Les neurones artificiels :

Dans le domaine de l'intelligence artificielle, un réseau de neurones artificiels est un ensemble organisé de neurones interconnectés permettant la résolution de problèmes complexes tels que la vision par ordinateur ou le traitement du langage naturel .



3.1. Une seul neurone :

Un neurone artificiel fonctionne d'une manière inspirée de celle d'un neurone biologique : un nœud d'un réseau de plusieurs neurones reçoit généralement plusieurs valeurs d'entrée et génère une valeur de sortie.

Le neurone calcule la valeur de sortie en appliquant une fonction d'activation à une somme pondérée des valeurs d'entrée.

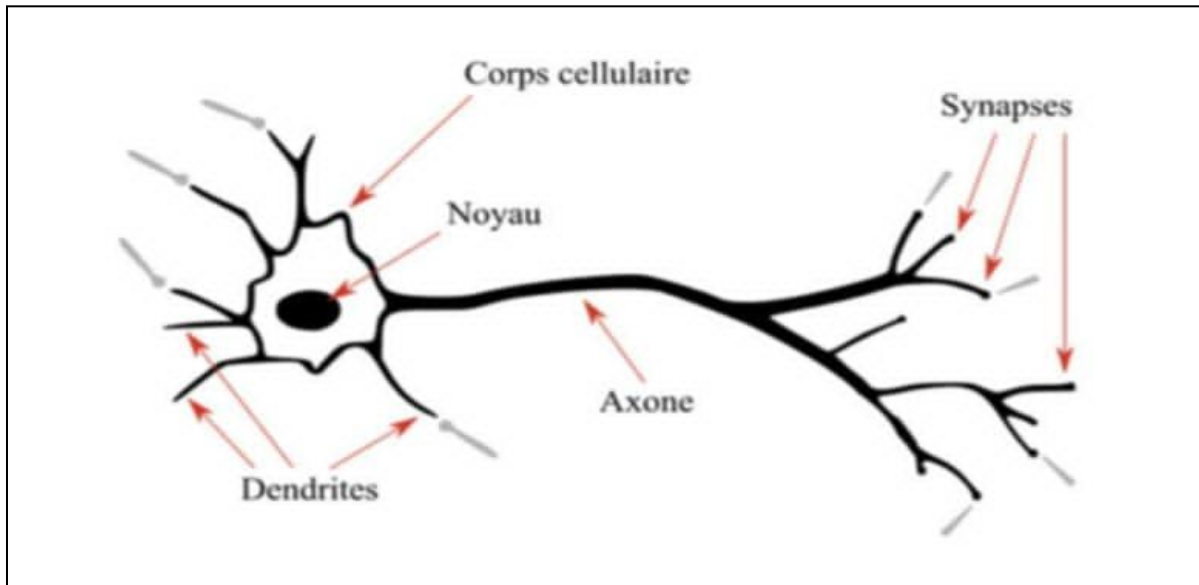


Figure 2.2 : Neurone biologique.[8]

3.1. Neurone formelle (artificiel)

Le neurone formel figure (3.3) est une modélisation mathématique qui reprend les principes du fonctionnement du neurone biologique, en particulier la sommation des entrées.

Sachant qu'au niveau biologique, les synapses n'ont pas toutes la même « valeur » (les connexions entre les neurones étant plus au moins fortes), les chercheurs ont donc créé un algorithme qui pondère la somme de ses entrées par des poids synaptiques (coefficients de



pondération). En général, un neurone formel est un élément de traitement possédant n entrées $x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n$ (qui sont les entrées externes ou les sorties des autres neurones) et une ou plusieurs sorties. Son traitement consiste à effectuer à sa sortie y_i le résultat d'une fonction de seuillage f (dite aussi la fonction n d'activation) de la somme pondérée. [15]

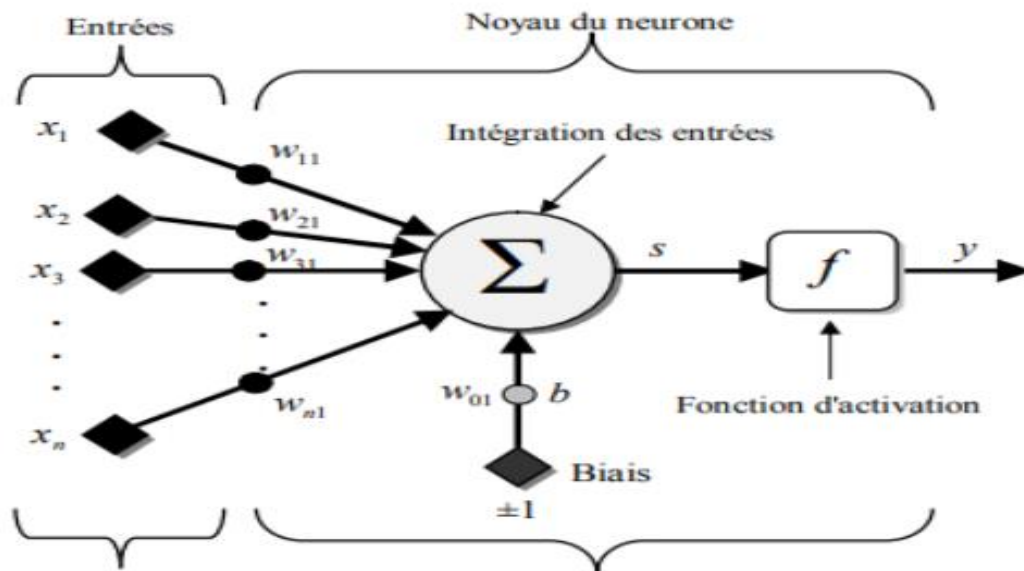


Figure 2. 3 : Modèle d'un neurone artificiel [16]

Avec :

- **Les x_i** : représentent les vecteurs d'entrées, elles proviennent soit des sorties d'autres neurones, soit de stimuli sensoriels (capteur visuel, sonore...);
- **Les w_{ij}** : sont les poids synaptiques du neurone j . Ils correspondent à l'efficacité synaptique dans les neurones biologiques ($w_{ij} \geq 0$: synapse excitatrice ; $w_{ij} < 0$: synapse inhibitrice). Ces poids pondèrent les entrées et peuvent être modifiés par apprentissage.
- **Biais** : entrée prend souvent les valeurs -1 ou +1 qui permet d'ajouter de la flexibilité au réseau en permettant de varier le seuil de déclenchement du neurone par l'ajustement des poids et du biais lors de l'apprentissage.



- **Noyau** : intègre toutes les entrées et le biais et calcul la sortie du neurone selon une fonction d'activation qui est souvent non linéaire pour donner une plus grande flexibilité d'apprentissage.
- **Y** : La sortie du neurone tels que :

$$y = f\left(\sum_{i=1}^n w_i x_i + b\right)$$

3.1.1.Fonctions d'activations :

La fonction d'activation (ou fonction de transfert) sert à convertir le résultat de la somme pondérée des entrées d'un neurone en une valeur de sortie, cette conversion s'effectue par un calcul de l'état du neurone en introduisant une non-linéarité dans le fonctionnement du neurone [17]

Le biais b joue un rôle de seuil, quand le résultat de la somme pondérée dépasse ce seuil, l'argument de la fonction de transfert devient positif ou nul, dans le cas contraire, il est considéré négatif. Finalement si le résultat de la somme pondérée est :

1. en dessous du seuil, le neurone est considéré comme non-actif
2. aux alentours du seuil, le neurone est considéré en phase de transition.
3. au-dessus du seuil, le neurone est considéré comme actif [18]

Il y a plusieurs types de fonctions de transfert qui peuvent être utilisées dans les RNA,

Les trois fonctions les plus utilisées sont les fonctions « seuil », « linéaire », « sigmoïdes »

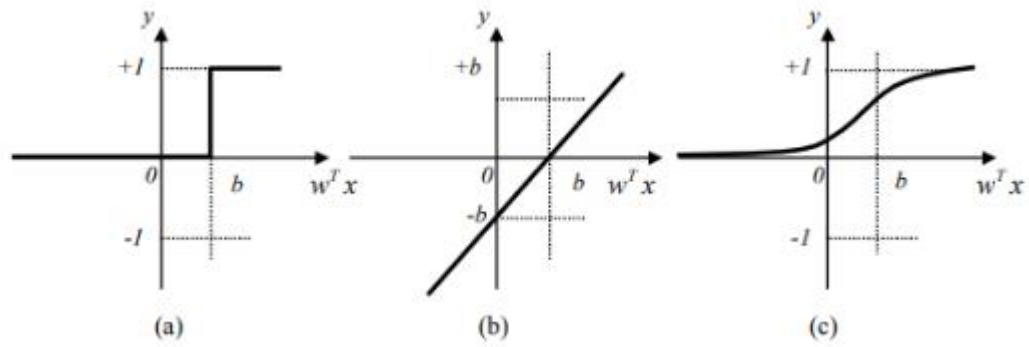


Figure 2.4 : Fonctions d’activations : (a) du neurone «seuil» ; (b) du neurone «linéaire», et (c) du neurone «sigmoïde».[18]

Tableau 2.1 : Différentes fonctions d’activations utilisées dans les RNA.[18]

Catégorie	Type	Equation	Allure
Seuil	Binaire (Heaviside)	$f(x)=1$ si $x>0$ $f(x)=0$ si $x<=0$	
	Signe	$f(x)=1$ si $x>0$ $f(x)=-1$ si $x<=0$	
Linéaire	Identité	$f(x)=x$	
	Saturation	$f(k,x)=-1$ si $x<-1/k$ $f(k,x)=1$ si $x>=1/k$ $f(k,x)=kx$ sinon	
Sigmoïde	Positive (logistique)	$f(k, x) = \frac{1}{1 + e^{-kx}}$	
	Symétrique (type tanch)	$f(k, x) = \frac{2}{1 + e^{-kx}} - 1$	



4. Architecture des réseaux de neurones :

L'architecture d'un réseau de neurones est l'organisation des neurones entre eux au sein d'un même réseau. Autrement dit, il s'agit de la façon dont ils sont ordonnés et connectés. La majorité des réseaux de neurones utilise le même type de neurones. Quelques architectures plus rares se basent sur des neurones dédiés. L'architecture d'un réseau de neurones dépend de la tâche à apprendre. Un réseau de neurones est en général composé de plusieurs couches de neurones, des entrées jusqu'aux sorties. On distingue deux grands types d'architectures de réseaux de neurones : les réseaux de neurones non bouclés et les réseaux de neurones bouclés [19]

4.1. Réseau de neurones non bouclés :

Un réseau de neurones non bouclé (dit aussi statique) est donc représenté graphiquement par un ensemble de neurones connectés entre eux, l'information circulant des entrées vers les sorties sans « retour en arrière » ; c'est-à-dire à partir d'un neurone quelconque, en suivant les connexions, on ne peut pas revenir au neurone de départ [20].

4.1.1 Réseaux de neurones monocouches :

La structure d'un réseau monocouche est telle que des neurones organisés en entrée soient entièrement connectés à d'autres neurones organisés en sortie par une couche modifiable de poids (figure 2.5)

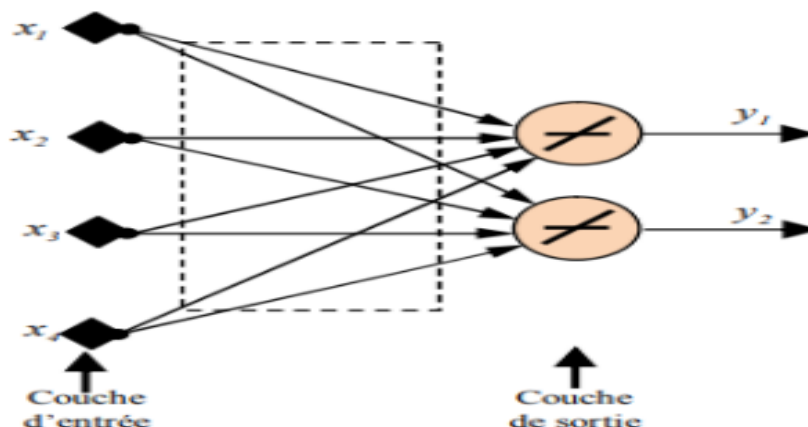


Figure 2.5 : Schéma d'un réseau de neurones monocouche [21]



4.1.2 Réseaux de neurones multi couche :

Les neurones sont arrangés par couche. Il n'y a pas de connexion entre neurones d'une même couche, et les connexions ne se font qu'avec les neurones de couches avales.

Habituellement, chaque neurone d'une couche est connecté à tous les neurones de la couche suivante et celle-ci seulement. Ceci nous permet d'introduire la notion de sens de parcours de l'information (de l'activation) au sein d'un réseau et donc définir les concepts de neurone d'entrée, neurone de sortie. Par extension, on appelle couche d'entrée l'ensemble des neurones d'entrée, couche de sortie l'ensemble des neurones de sortie. Les couches intermédiaires n'ayant aucun contact avec l'extérieur sont appelées couches cachées. [21]

La figure 2.5 représente un réseau de neurones non bouclé qui a une structure particulière, très fréquemment utilisée : il comprend des entrées, deux couches de neurones cachés et des neurones de sortie. Les neurones de la couche cachée ne sont pas connectés entre eux. Cette structure est appelée Perceptron multicouches

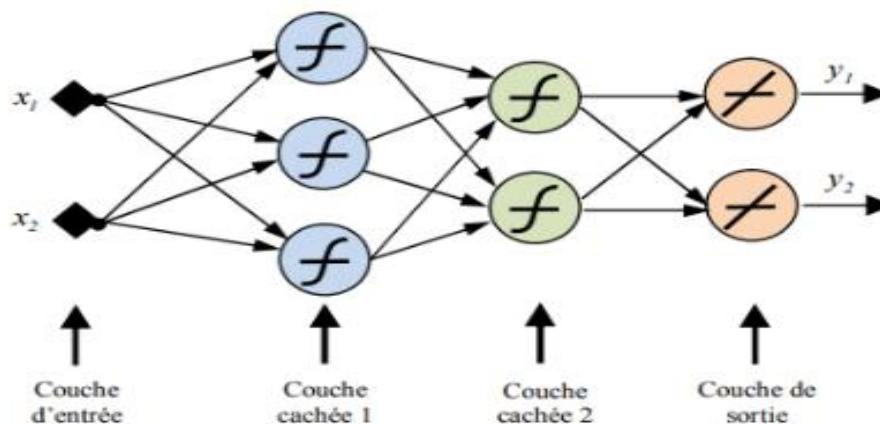


Figure 2.6 : Schéma d'un réseau de neurones non bouclé (Perceptron multicouches).[21]

On note aussi que Les réseaux multicouches sont beaucoup plus puissants que les réseaux simples à une seule couche. En utilisant deux couches (une couche cachée et une couche de sortie), à condition d'employer une fonction d'activation sigmoïde sur la couche cachée, on peut entraîner un réseau à produire une approximation de la plupart des fonctions, avec une précision arbitraire (cela peut cependant requérir un grand nombre de neurones sur la couche cachée). Sauf dans des rares cas, les réseaux de neurones artificiels exploitent deux ou trois couches.



4.2 Réseau de neurones bouclé :

Les réseaux bouclés (ou récurrents ou encore dynamiques) permettent des connexions arbitraires entre les neurones de toutes les couches ; lorsqu'on se déplace dans le réseau en suivant le sens des connexions, il est possible de trouver au moins un chemin qui revient à son point de départ. La sortie d'un neurone du réseau peut donc être fonction d'elle-même, cela n'est évidemment concevable que si la notion de temps est explicitement prise en considération.

Il peut avoir plusieurs topologies.[21]

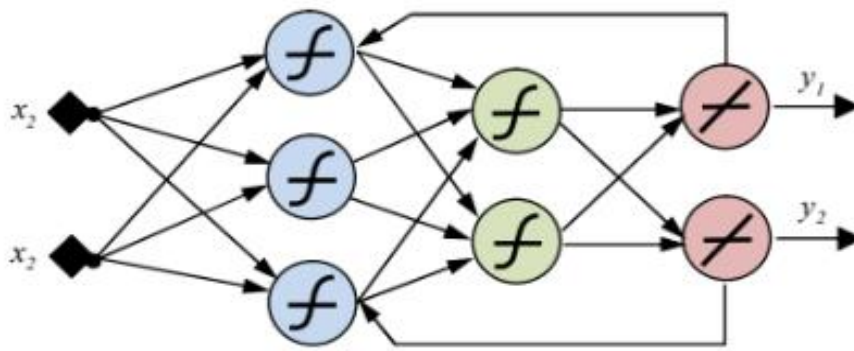


Figure 2.7 : Schéma de réseau de neurones bouclé.[21]

5.Apprentissage d'un réseau de neurone :

L'apprentissage est une étape très importante du développement d'un réseau de neurones durant laquelle le comportement du réseau est modifié itérativement jusqu'à l'obtention du comportement désiré, et ce par l'ajustement des poids (connexion ou synapse) des neurones à une source d'information bien définie [22,23,24] L'apprentissage consiste également à extraire des conformités parmi les données utilisées pour l'entraînement du réseau mais l'objectif essentiel de l'apprentissage est la résolution du problème par la prévision, la classification.[24]

Pour un RNA, l'apprentissage peut être regardé également comme étant le processus de la mise à jour des poids (connexion) au sein du réseau dans le but d'ajuster la réponse du réseau à l'expérience et aux exemples.

Il existe plusieurs types de règles d'apprentissage qui peuvent être rassemblées en deux catégories qui sont l'apprentissage supervisé et l'apprentissage non supervisé.



5.1 Apprentissage supervisé :

Dans ce type d'apprentissage, on cherche à imposer au réseau un fonctionnement donné en forçant les sorties des réseaux à prendre des valeurs bien données (choisie par l'opérateur)

et ce en modifiant les poids synaptiques. Le réseau se comporte alors comme un filtre dont les paramètres de transfert sont ajustés à partir des couples entrée-sortie présentés [25]

L'adaptation des paramètres du réseau s'effectue à partir d'un algorithme d'optimisation,

L'initiation des poids synaptiques étant le plus souvent aléatoire.

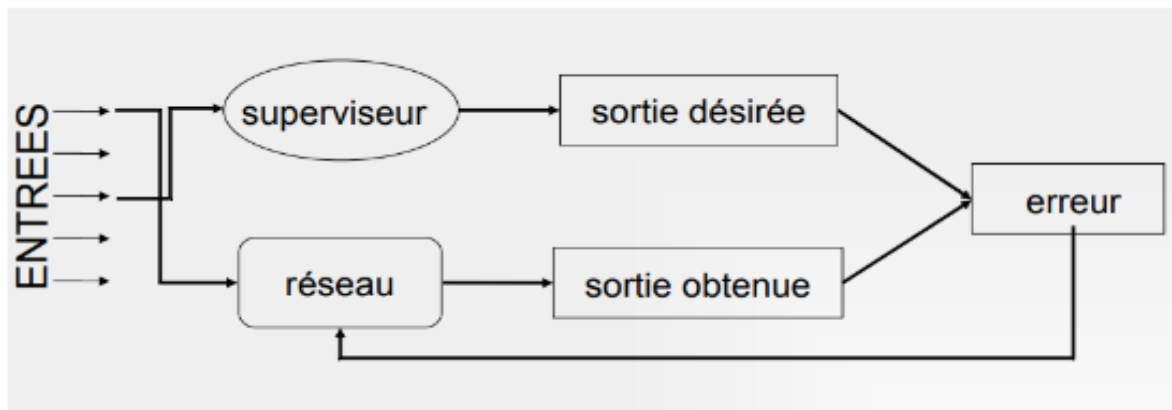


Figure 2.8 : Apprentissage Supervisé.[25]

5.2 Apprentissage non supervisé :

Contrairement à l'apprentissage supervisé, seules les valeurs d'entrée sont disponibles dans ce type d'apprentissage non supervisé qui est appelé aussi « apprentissage par compétition ».

Dans ce cas, les exemples présentés à l'entrée provoquent une auto adaptation du réseau afin d'engendrer des valeurs de sortie qui soient proches en réponse à des valeurs d'entrée similaires.[24]

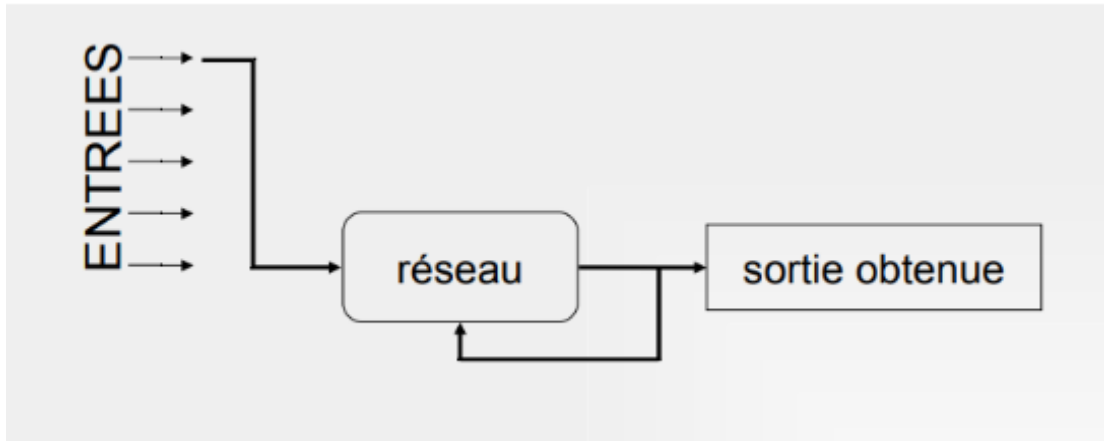
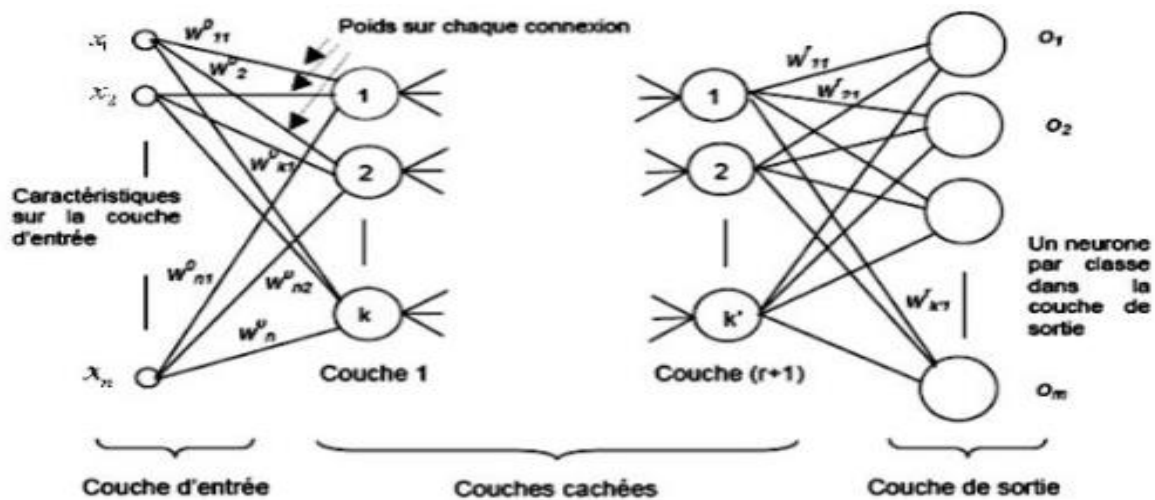


Figure 2.9 : Apprentissage Non Supervisé.[25]

6. Réseau de neurones de type perceptron multicouches (MLP) :

Le perceptron multicouche est le plus simple et le plus connu des réseaux de neurones.

La structure, présentée par la figure 3.1, est relativement simple : une couche d'entrée, une couche de sortie et une ou plusieurs couches cachées. Chaque neurone n'est relié qu'aux neurones des couches précédentes, mais à tous les neurones de la couche suivante. La



fonction de transfert utilisée est en générale une somme pondérée.

Figure 2.10 : structure d'un réseau perceptron multicouches. [26]

- **X** : est le vecteur d'entrée du réseau.
- **O** : est le vecteur de sortie du réseau.
- **W** : poids synaptiques.



- **Neurones d'entrée** : La première couche est appelée couche d'entrée. Elle recevra les données source que l'on veut utiliser pour l'analyse. Dans le cas de l'aide au diagnostic industriel, cette couche recevra les indicateurs de surveillance. Sa taille est donc directement déterminée par le nombre de variables d'entrées. [27]

- **Neurones cachés** : La seconde couche est une couche cachée, en ce sens qu'elle n'a qu'une utilité intrinsèque pour le réseau de neurones et n'a pas de contact direct avec l'extérieur. Les fonctions d'activation sont en général non linéaires sur cette couche mais il n'y a pas de règle à respecter. Le choix de sa taille n'est pas implicite et doit être ajustée. Souvent, il sera préférable pour obtenir de bons résultats, d'essayer le plus de tailles possibles. [27]

- **Neurones de sortie** : La troisième couche est appelée couche de sortie. Elle donne le résultat

obtenu après compilation par le réseau de données d'entrée dans la première couche. Dans le cas de l'aide au diagnostic industriel, cette couche donne l'état de la machine. Sa taille est directement déterminée par le nombre de classes (ou modes de fonctionnement).[27]

6.1 L'algorithme de la rétro-propagation du gradient d'erreur :

L'apprentissage du perceptron multicouche est supervisé, il consiste à adapter les poids des neurones de manière à ce que le réseau soit capable de réaliser la tâche demandée.

La méthode classique pour l'apprentissage du perceptron multicouche est l'algorithme de rétro-propagation, qui a été développé en particulier par Rumelhart et Parkenet le Cun en 1985.

Cet algorithme repose sur la minimisation de l'erreur quadratique entre les sorties calculées et celles souhaitées. Le terme rétro-propagation du gradient provient du fait que l'erreur calculée en sortie est transmise en sens inverse vers l'entrée. [28]

En résumé, nous utiliserons, pour l'apprentissage du réseau, l'algorithme de rétro propagation avec minimisation du gradient d'erreur qui est défini par les étapes suivantes :[51]

1. Initialiser les poids à des petites valeurs et les seuils du réseau.
2. Insérer à l'entrée du réseau une observation (exemple) de la base de données en forme



de vecteur de caractéristiques, puis calculer sa valeur d'activation et sa fonction

d'activation :

$$net_i = \sum_j w_{ij} o_j$$
$$o_i = f(net_i)$$

Avec :

f : La fonction d'activation.

O_i : La sortie du neurone i.

3. Évaluer l'erreur des sorties du réseau :

$$\delta_j = (d_j - o_j) o_j (1 - o_j)$$

d_j : La valeur de l'erreur désirée.

4. Ajuster les poids :

$$\Delta w_{ij} = \eta \delta_j o_i \quad (3.4)$$

η : La valeur de taux d'apprentissage.

5. Évaluer le signal d'erreur pour chaque couche cachée :

$$\delta_j = o_j (1 - o_j) \sum_k w_{jk} \delta_k$$

6. Ajuster les poids de la couche cachée en utilisant la formule (3.4).

7. Répéter les étapes 2 à 6 pour l'ensemble des observations de la base d'apprentissage

tant que le critère d'arrêt n'a pas été atteint. La formule de calcul de l'erreur quadratique

de l'ensemble de la base d'apprentissage définie comme suit

$$E_p = \frac{1}{2} \sum_p \left(\sum_k d_{pk} - o_{pk} \right)^2$$



Où p est l'indice d'un exemple de la base et k est l'indice du nœud de sortie. L'objectif est de minimiser cette erreur.

7. Conclusion :

Les réseaux de neurones artificiel, sont le cœur de plusieurs applications réelles, un outil indispensable qui a fait ses preuves dans la pratique par leurs caractéristiques de généralisation et de classification qui font rêver les chercheurs qui veulent avoir le parfait. Alors ces réseaux-là ne sont en fait qu'un :

- Ensemble de neurones formels inspiré du neurone biologique.
- Reliés entre eux par des synapses contenant des poids.

Utilisant un nombre d'algorithmes d'apprentissage afin de réaliser une table généralement la classification, prédiction, approximation.



Chapitre 3 :
Agents et Système Multi Agents



1. Introduction

Dans l'étude des systèmes, l'intelligence Artificielle (IA) considère un système complexe comme une entité unique dont les comportements sont modélisés par un programme unique. Cette approche centralisée ne permet pas d'exprimer la complexité intrinsèque du système.

En effet, les systèmes à étudier sont généralement indissociables à cause des interactions et de la coopération effective entre leurs composants. Les besoins de communication de plus en plus croissants, la variété des services requis, la diversité et la répartition physique des ressources de connaissances ...etc. ont montré les limites de l'approche classique de l'IA c'est les systèmes multi-agents.

Les systèmes multi-agents sont une des architectures proposées par l'intelligence artificielle distribuées (IAD). Ces systèmes visent la distribution de l'expertise sur un groupe d'agents devant être capables de travailler et d'agir dans un environnement commun et résoudre les conflits éventuels.

2. Agent

Il n'y a pas une notion d'« agent » unique, car il est utilisé dans de nombreuses applications par des communautés venant d'horizons divers. En IA, ce terme est pluri défini puisqu'on trouve dans la littérature une multitude d'interprétations et à l'heure actuelle, il n'y a pas de véritable consensus sur sa définition. Nous présentons dans ce qui suit les plus utilisées et s'adaptant à notre problématique.

2.1. Définitions :

la notion d'agent est définie comme suit : « Un agent est tout ce qui peut être compris comme percevant son environnement à travers des senseurs et comme agissant sur cet environnement par l'intermédiaire d'effecteurs ».[29]

Selon cette définition, un agent est un système qui décide par lui-même ce qu'il doit faire pour atteindre ses objectifs (déterminés à sa conception). L'agent est situé dans un environnement, doté de capteurs et d'actionnaires, observant l'environnement et cherchant à modifier son évolution.

la définition du terme « agent » est plus détaillée. L'auteur allie le fonctionnement de l'agent et ses propriétés.

On appelle agent une entité physique ou virtuelle :[30]



1. Qui est capable d'agir au sein d'un environnement E.
2. Qui peut communiquer avec les autres agents de manière directe ou indirecte.
3. Qui est mue par un ensemble de tendances, sous la forme d'objectifs individuels, d'une fonction de satisfaction ou de survie, qu'elle cherche à optimiser.
4. Qui possède des ressources propres.
5. Qui est capable de percevoir, mais de manière limitée, son environnement E.
6. Qui ne dispose que d'une représentation partielle de cet environnement et éventuellement aucune.
7. Qui possède des compétences et offre des services.
8. Qui peut éventuellement se reproduire.
9. Dont le comportement tend à satisfaire ses objectifs, en tenant compte des ressources et des compétences dont elle dispose, et en fonction de sa perception, de ses représentation et des communications qu'elle reçoit.

Dans cette définition, les items (1) à (5) reprennent les principes d'action et de perception, l'auteur intègre d'autres propriétés telles que la capacité de communiquer avec les autres agents (2), la prise de décision en accord avec ses objectifs (3) et en tenant compte de ses ressources propres (4). Enfin la propriété de localité influe sur ses connaissances de l'environnement (6).

Les caractéristiques intéressantes telles que la notion d'objectif et de perception limitée ou locale de l'environnement ont été introduite dans cette définition. Les décisions de l'agent sont dirigées par ses aptitudes en accord avec ses connaissances et les ressources disponibles. L'autonomie de l'agent est aussi une propriété importante mais son évolution est liée à celle de l'environnement.

Jennings, Sycara et wooldridge [31] ont proposé une autre définition de la notion d'agent qui reste néanmoins proche de celle donnée par [Russell et al.1995] :

« Un agent est un système informatique, situé dans un environnement qui est capable d'action autonome et flexible dans le but de répondre à ses objectifs de conception ».

Cette définition est fondée sur les trois concepts suivant :

- **Situé** : un agent est dit situé, s'il est capable d'agir sur son environnement à partir des entrées sensorielles qu'il reçoit de ce même environnement.



- **Autonome** : un agent est capable d'agir sans l'intervention directe de l'être humain ou d'autres agents et qu'il est capable de contrôler ses propres actions et son état interne.
- **Flexible** : un agent est dit flexible s'il est capable d'agir de manière réactive, proactive et sociale :
 - **Réactif** : être capable de percevoir son environnement et de réagir dans le temps.
 - **Proactif** : prendre l'initiative et être opportuniste au bon moment.
 - **Social** : être capable d'interagir avec les autres agents quand la situation n'exige

Dans cette définition, les auteurs présentent des compétences de l'agent pouvant être considérées comme étant émanant du comportement intelligent, évidemment dans le sens de l'IA.

D'après ces définitions d'agent, on peut se permettre de mettre en évidence les caractéristiques importantes d'agent, exprimées par la présentation suivante : « Un agent est défini comme une entité (physique ou abstraite) ayant un objectif individuel avec un comportement autonome et flexible qui résulte de la conséquence de ses observations, de sa connaissance et des interactions avec les autres agents. Il a la possibilité d'agir sur lui-même et sur son environnement, grâce à sa capacité de perception. Enfin, il dispose d'une représentation partielle de ce même environnement ».

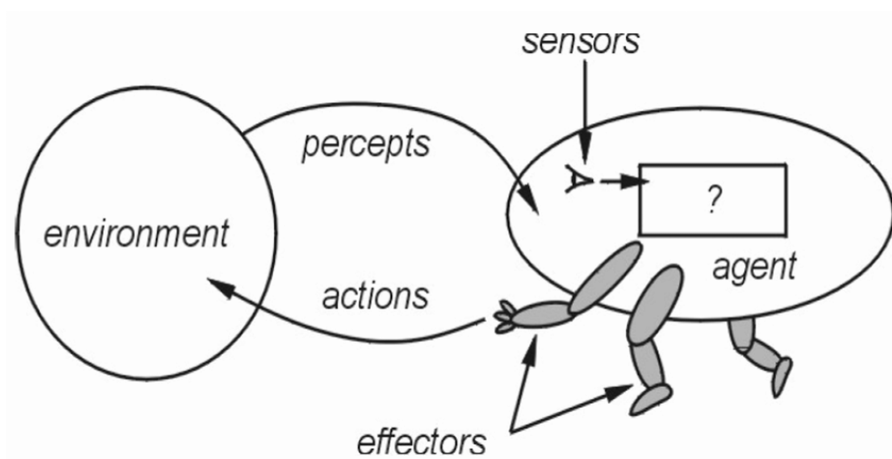


Figure 3.1. Agent /Environnement [29]

De manière générale et quelle que soit sa définition, un agent suit le comportement décrit par une boucle fermée appelée boucle sensori-motrice représentée par la figure 3. 1.



2.2 Fonctionnement d'un agent

Un agent évolue toujours selon un cycle composé de plusieurs étapes (boucle sensori-motrice)

- Initialement l'agent se trouve dans une certaine configuration initiale ;
- Il perçoit son environnement (ou partie de l'environnement) grâce à ses capteurs ;
- Il choisit une action à entreprendre en fonction de sa configuration et de ses perceptions ;
- Il reçoit de nouvelles perceptions et le processus se répète.

La phase de délibération ou de décision de l'agent dépend de son architecture interne. Cette architecture décrit la manière de concevoir l'agent et dépend de son mécanisme de raisonnement.

2.3 Architectures d'agent

Nous distinguons deux grandes familles d'agents : les agents réactifs et les agents cognitifs. Cette distinction repose essentiellement sur le processus décisionnel de l'agent et la représentation de l'environnement dont il dispose. Si l'agent est doté d'une représentation symbolique de l'environnement à partir duquel il est capable de formuler des raisonnements, nous disons qu'il est cognitif tandis que s'il ne dispose que d'une représentation limitée à ses perceptions, alors il est réactif.[30]

a- Agent réactif

Comme son nom l'indique, un agent réactif ne fait que réagir aux changements qui surviennent dans l'environnement. Autrement dit, un tel agent ne fait ni délibération ni planification, il se contente simplement d'acquiescer des perceptions et de réagir à celles-ci

Étant donné qu'il n'y a pratiquement pas de raisonnement, ces agents peuvent agir et réagir très rapidement. Ferber définit ce type d'agent comme suit : « Les agents réactifs, définis par le fait même qu'ils n'ont pas de représentation de leur environnement et des autres agents, sont incapables de prévoir ce qui va se passer et donc d'anticiper en planifiant les actions à accomplir [Ferber, 1995] ».

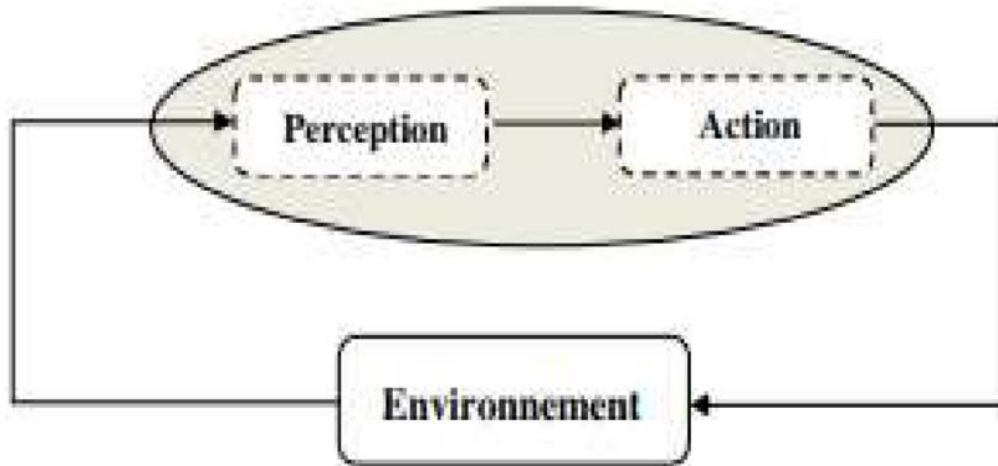


Figure 3. 2. Agent réactif

L'agent réactif (figure 2.) présente les caractéristiques suivantes:

- Pas de mémoire ;
- Pas de représentation explicite ;
- Prise de décision se basant sur le fait du Stimulus/Réponse ;
- Simple à mettre en œuvre.

b- Agent cognitif :

L'agent cognitif est un agent qui dispose d'une base de connaissances comprenant l'ensemble des informations et de savoir-faire nécessaires à la réalisation de sa tâche et la gestion des interactions avec les autres agents et avec son environnement.

Ainsi, ces agents possèdent une représentation explicite de leur environnement, des autres agents et d'eux-mêmes. Ils sont aussi dotés de capacités de raisonnement et de planification ainsi que de communication. Le travail le plus représentatif de cette famille d'agent porte sur le modèle BDI (Believe Desire Intention).

Ce modèle se fonde sur trois attitudes qui définissent la rationalité d'un agent intelligent :

- Croyance (Belief B): ce sont les informations que possède l'agent sur son environnement et sur les autres agents agissant sur le même environnement. Ceci constitue les connaissances supposées vraies de l'agent.
- Désir (Desire D): ce sont les états de l'environnement et parfois de lui-même, qu'un agent aimerait voir réaliser. Ce sont les objectifs que se fixe un agent.



- Intention (Intention I): ce sont les actions qu'un agent a décidé de faire pour accomplir ses désirs. Ils forment des ensembles de plans qui sont exécutés tant que l'objectif correspondant n'est pas atteint.

Le modèle BDI a inspiré beaucoup d'architectures d'agents cognitifs.

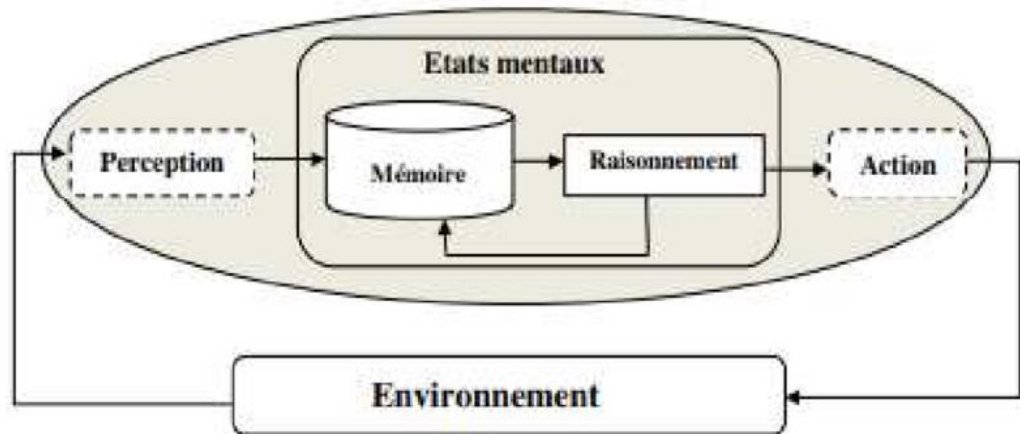


Figure 3.3. Agent cognitif [30]

Ce type d'agent (Figure 3) se caractérise par:

- Une représentation explicite de l'environnement et du monde auquel ils appartiennent ;
- Une réaction planifiée ;
- Une base de connaissances comprenant des informations et du savoir-faire ;
- Une mémoire pour mémoriser les anciens états.

Il est possible de combiner ces deux architectures pour obtenir une troisième architecture qui se base sur des agents cognitifs exhibant des capacités de réactions aux événements, on parlera alors d'agents hybrides.

c- Agent hybride:

L'agent hybride est conçu pour combiner les capacités réactives à des capacités cognitives, ce qui leur permet d'adapter son comportement en temps réel à l'évolution de l'environnement. Dans ce modèle, un agent est composé d'une architecture multicouche qui se base sur la hiérarchie de niveaux (Figure 3. 4).

L'agent a une structure modulaire, ce qui est concrètement recommandé dans le développement de processus artificiel. Les capacités de traitement peuvent être améliorées car les différents composants peuvent fonctionner simultanément.



Généralement, on trouve deux présentations pour cette architecture « horizontale et verticale ».

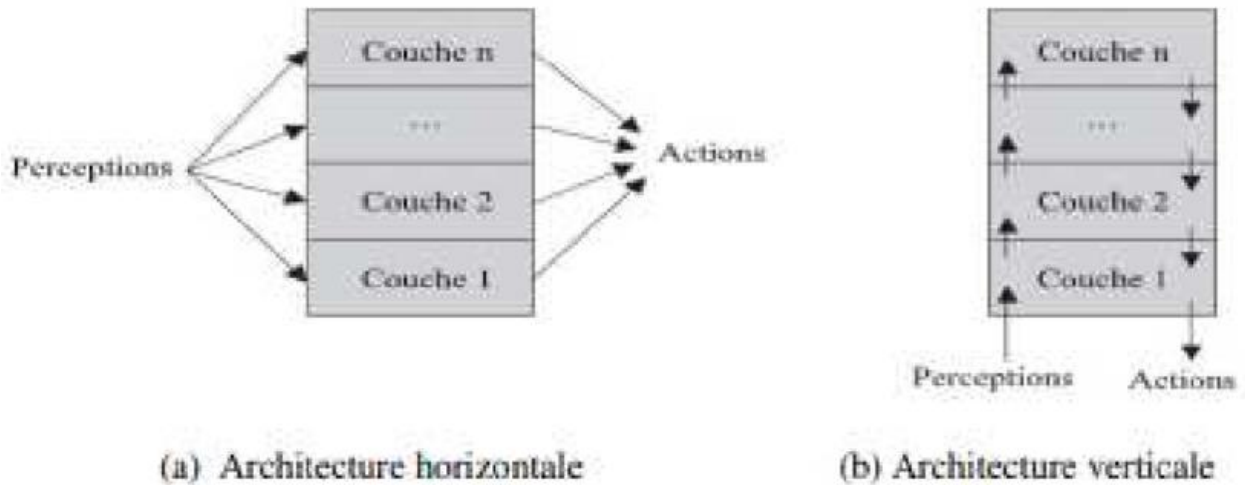


Figure 3.4. Architecture d'agent hybride

3. Systèmes Multi-Agents (SMA)

Au premier abord, un SMA peut être considéré comme un ensemble d'agents partageant un environnement commun et capable d'interagir entre eux et sur l'environnement. Néanmoins, et pareille au concept « agent », il n'existe pas de définition acceptée en unanimité dans la littérature.

3.1 Définitions :

Plusieurs définitions ont été proposées, nous allons présenter la définition donnée par « On appelle système multi-agents (ou SMA), un système composé des éléments suivants:[30]

- Un environnement **E**, c'est-à-dire un espace disposant généralement d'une métrique.
- Un ensemble d'objets **O**. Ces objets sont situés, c'est-à-dire que, pour tout objet, il est possible, à un moment donné, d'associer une position dans **E**. Ces objets sont passifs, c'est-à-dire qu'ils peuvent être perçus, créés, détruits et modifiés par les agents.
- Un ensemble **A** d'agents, qui sont des objets particuliers ($A \subset O$), lesquels représentent les entités actives du système.
- Un ensemble de relations **R** qui unissent des objets (et donc des agents) entre eux.
- Un ensemble d'opérations **Op** permettant aux agents de **A** de percevoir, produire, consommer, transformer et manipuler des objets de **O**.



- Des opérateurs chargés de représenter l'application de ces opérations et la réaction du monde à cette tentative de modification, que l'on appellera les lois de l'univers ».

La définition proposée est basée sur certaines caractéristiques, et plus précisément sur la notion d'interaction entre les agents et l'environnement, et/ou les agents eux-mêmes.

En effet, l'auteur présente un formalisme de description du SMA permettant de dériver un modèle formel pour décrire cette relation entre agents et environnement. La Figure 3.5 illustre cette définition

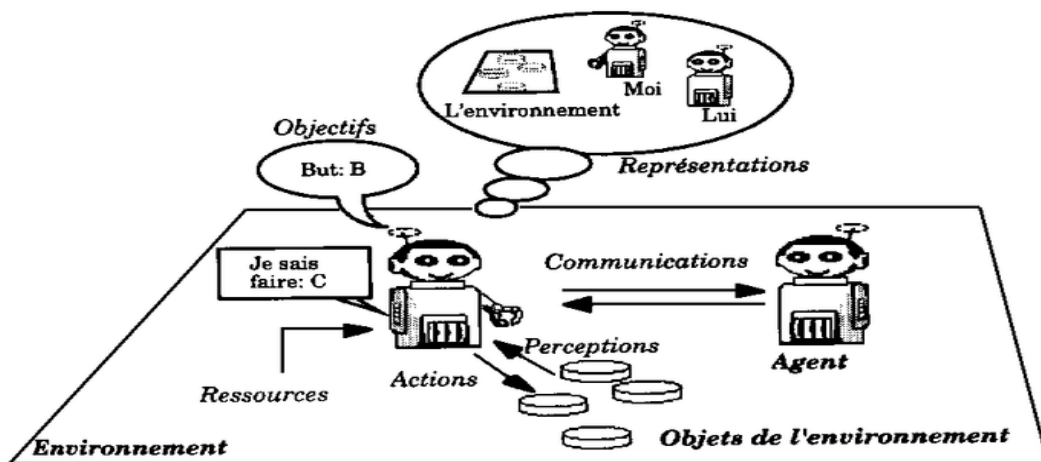


Figure 3.5. : Système multi-agents [30]

Une autre définition, donnée par Wooldridge et Jennings, présente un SMA comme étant : « Un SMA est un ensemble d'agents ayant des buts ou des tâches, et qui interagissent pour les accomplir » [32].

Un SMA est donc un système composé d'entités informatiques, appelées des agents, qui évoluent et interagissent dans un environnement commun. La notion d'interaction entre agents est essentielle car chacun d'eux est impliqué dans une dynamique commune. Elle représente aussi ce qui permet de construire la réponse collective à partir des réponses individuelles.

propose une décomposition d'un SMA en quatre dimensions qui correspondent aux quatre voyelles A, E, I et O,[34]:

- Agent (A): définition des modèles ou des architectures des composants du système.
- Environnement (E): milieu dans lequel sont plongés les agents, composé d'objets qui sont perçus et manipulés par les agents, et qui obéissent à des lois physiques.



- Interactions (I): ensemble des infrastructures, langages et protocoles d'interaction entre agents.
- Organisation (O): structure des agents en groupes, hiérarchies, relations, etc.

On y trouve souvent associée une cinquième dimension : « Utilisateur » qui représente un agent (opérateur) extérieur au système mais qui possède une influence sur lui et peut l'observer.

Ces notions sont à la base de notre proposition, elles sont utilisées plus en détails certains concepts propres aux SMA.

3.2 Environnement d'un SMA

L'environnement est un élément important dans le système multi-agents. C'est grâce à lui que les agents peuvent coexister et interagir. L'environnement doit pouvoir être perçu par les agents et ces derniers doivent pouvoir agir dessus et interagir au travers.

Avec celle des comportements individuels, la spécification de l'environnement permet de définir la dynamique d'un SMA. Lorsque les agents sont réactifs, l'environnement détient une importance capitale. En effet, comme ces agents ne peuvent communiquer directement entre eux, il est le médiateur de leurs interactions. Ils s'influencent mutuellement soit par leur position s'ils sont situés, soit par l'intermédiaire d'objets qu'ils perçoivent et modifient.

3.2.1 Types d'environnement

Selon le point de vue que l'on adopte, différents types d'environnements peuvent être identifiés :

- *Point de vue du système multi-agents* : l'environnement correspond à l'ensemble des entités extérieures au système.
- *Point de vue de l'agent* : l'environnement est tout ce qui est extérieur à lui-même.
- *Point de vue du concepteur* : il peut correspondre à l'état du système, ou représenter l'ensemble des outils permettant de simuler, de visualiser et d'évaluer le SMA.

3.2.2 Propriétés d'environnement

L'environnement possède certaines propriétés

- *Accessible ou inaccessible* : un agent a accès à l'état complet de l'environnement ou non.



- **Déterministe ou indéterministe** : le changement de l'état de l'environnement est uniquement déterminé par l'état courant et les actions des agents ou non.
- **Statique ou dynamique** : l'environnement peut changer quand l'agent est en action (réflexion) ou non.
- **Discret ou continu** : le nombre de perceptions et d'actions est limité ou pas.

En ce qui suit, nous présentons aussi quelques caractéristiques importantes des SMA.

3.3 Caractéristiques d'un SMA :

Un SMA possède la plupart des caractéristiques suivantes [35]:

- **Distribution** : le système est décomposable, l'élément de base étant l'agent.
- **Décentralisation** : les agents sont indépendants, il n'y a pas de décisions centrales valables pour tout le système.
- **Autonomie** : un agent est en activité permanente et prend ses propres décisions en fonction de ses objectifs et de ses connaissances.
- **Echange de connaissances** : les agents sont capables de communiquer entre eux, selon des langages plus ou moins élaborés.
- **Interaction** : les agents ont une influence localement sur le comportement des autres agents.
- **Organisation** : les interactions créent des relations entre les agents, et le réseau de ces relations forme une organisation qui peut évoluer au cours du temps.

D'autres part, l'ouverture d'un système, qu'il soit physique ou informatique, représente la possibilité qu'il échange de l'information ou de la matière avec l'extérieur, et que son environnement possède une dynamique propre avec des évolutions imprévisibles. Pour un SMA, l'ouverture désigne la capacité d'ajouter ou de retirer dynamiquement dans le système des agents, ou des fonctionnalités et des services de ces agents [36]. Un SMA ouvert est donc un système extensible et évolutif.

La dynamique d'un SMA est définie au niveau des comportements individuels des agents, et son évolution découle de leurs interactions. Cette décentralisation impose également au SMA de fortes contraintes. Elle peut être vue comme le fait qu'un intervenant extérieur au SMA est soumis à des contraintes de localité similaires à celles des agents : il ne peut percevoir et agir que sur une partie du système.



L'état courant du SMA n'est pas nécessairement connu entièrement, seuls des indicateurs limités sur son état sont disponibles, et permettent son observation partielle. De la même manière, une action destinée à influencer sur le SMA pourra ne pas s'appliquer à l'ensemble du système, ou pas de manière synchronisée.

Aussi, on distingue deux typologies des SMA selon le type des agents qui les composent, à savoir les systèmes multi-agents cognitifs et les systèmes multi-agents réactifs.

3.4 Typologies de SMA

a) SMA réactif

Un système multi-agents réactif est composé d'agents réactifs. L'étude des SMA réactifs cherche à comprendre le fonctionnement du système comme un tout, en se focalisant sur les aspects collectifs du système c'est-à-dire sur les interactions et la dynamique qui en résulte.

Ce système présente plusieurs avantages tels que la fiabilité (assurée par le grand nombre d'agents du système et leur simplicité) et la grande flexibilité vis à vis du changement dynamique de son environnement. Cependant, la création de tels systèmes doit faire face aux difficultés de prédiction du comportement global non représenté explicitement dans le système, et aussi on peut avoir des difficultés à contrôler les comportements individuels par rapport à un objectif non représenté explicitement.

b) SMA cognitif

Un système multi-agents cognitif est composé d'agents cognitifs. L'étude de ce système cherche à améliorer les comportements individuels des agents en s'intéressant à leur intelligence individuelle, leur modèle cognitif, et leurs communications. Ce type de système met l'accent sur l'agent et ses capacités.

Ce système est facile à concevoir pour les applications dont l'évolution est prévisible, aussi il tire profits des mécanismes de représentation complexe, et permet l'échange d'information. Cependant, il présente quelques inconvénients tels que : la difficulté de représenter les connaissances dans les problèmes complexes, la complexité de communications entre agents, la faible performance pour des actions en temps réel, temps important de réalisation des tâches et l'impossibilité d'adaptation pour un environnement dynamique.

En général, la différence entre les agents réactifs et les agents cognitifs peut être expliquée par le compromis efficacité/complexité. Nous partageons l'opinion d'un nombre important de



chercheurs dans le domaine, qui affirment qu'aucune des architectures (réactive et cognitive) n'offre une solution unique.

Le tableau suivant résume les différences entre les modèles cognitifs et les modèles réactifs.

Tableau 3.1 Comparaison entre agents cognitifs et agents réactifs

Système d'agents cognitifs	Système d'agents réactifs
Représentation explicite de l'environnement	Pas de représentation
Tiennent compte de leur passé	Pas de mémoire de leur passé
Agents complexes	Agent simple (fonctionnement stimulus/réaction)
Petit nombre d'agents	Grand nombre d'agents

En fonction du contexte problème, l'une des architectures est plus adaptée que l'autre. La distinction réside avant tout dans l'objectif lié à l'étude du système [37] :

- L'étude des SMA cognitifs cherche à améliorer les comportements individuels des agents en s'intéressant à leur intelligence individuelle, leur modèle cognitif, et aux communications. Elle met l'accent sur l'agent et ses capacités.
- L'étude des SMA réactifs cherche à comprendre le fonctionnement du système comme un tout, en se focalisant sur les interactions et la dynamique qui en résulte, donc sur les aspects collectifs du système.

L'une des caractéristiques importante qui constitue l'essence d'un SMA est l'interaction. Grâce à elle, les agents vont pouvoir produire des comportements collectifs complexes dont les conséquences exercent en retour une influence sur le comportement futur du SMA. Qu'ils soient réactifs ou cognitifs, le problème principal à aborder est « comment faire interagir les agents afin qu'ils accomplissent leurs tâches, et atteignent les buts pour lesquels ils ont été conçus.

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les concepts de base de IAD : les systèmes multiagents et la notion d'agents, qui représente un artefact (robot, logiciel...) capable de percevoir, de se représenter et d'agir sur son environnement. Ainsi dans notre travail on



exploite l'avantage de ces caractéristiques pour bien structuré l'application et maîtriser la complexité du problème. L'objectif de ce chapitre était alors d'introduire les systèmes multi-agents. On a vu qu'ils pouvaient être très utiles dans certaines situations et qu'ils avaient plusieurs avantages intéressants comme la modularité, la vitesse et la fiabilité.

Chapitre 4 :
Analyse et Conception



1 . Introduction :

Dans le processus de développement d'un logiciel, la conception d'un logiciel est la phase la plus décisive et la plus importante afin d'obtenir un produit de qualité. Ainsi le système sera développé selon une vue interne (structures et comportement des composants) et ceci en montrant son fonctionnement futur pour faciliter la réalisation.

Nous avons divisé ce chapitre en quatre parties, nous allons présenter le langage de modélisation AUML (Agent Unified Modelling Language) ainsi que nous avons utilisé pour la modélisation nos différents diagrammes. Ensuite, nous allons faire une représentation de la conception globale et détaillée de notre système. Dans la troisième partie, nous allons présenter le rôle de chaque agent, ainsi que la structure du réseau de neurones utilisé et le processus de classification adopté. Enfin nous terminerons par la partie conception où nous allons présenter les différents diagrammes de notre application.

2 . Architecture générale du système de classification :

Le schéma général de la conception de notre application est présenté dans la figure ci-dessous:

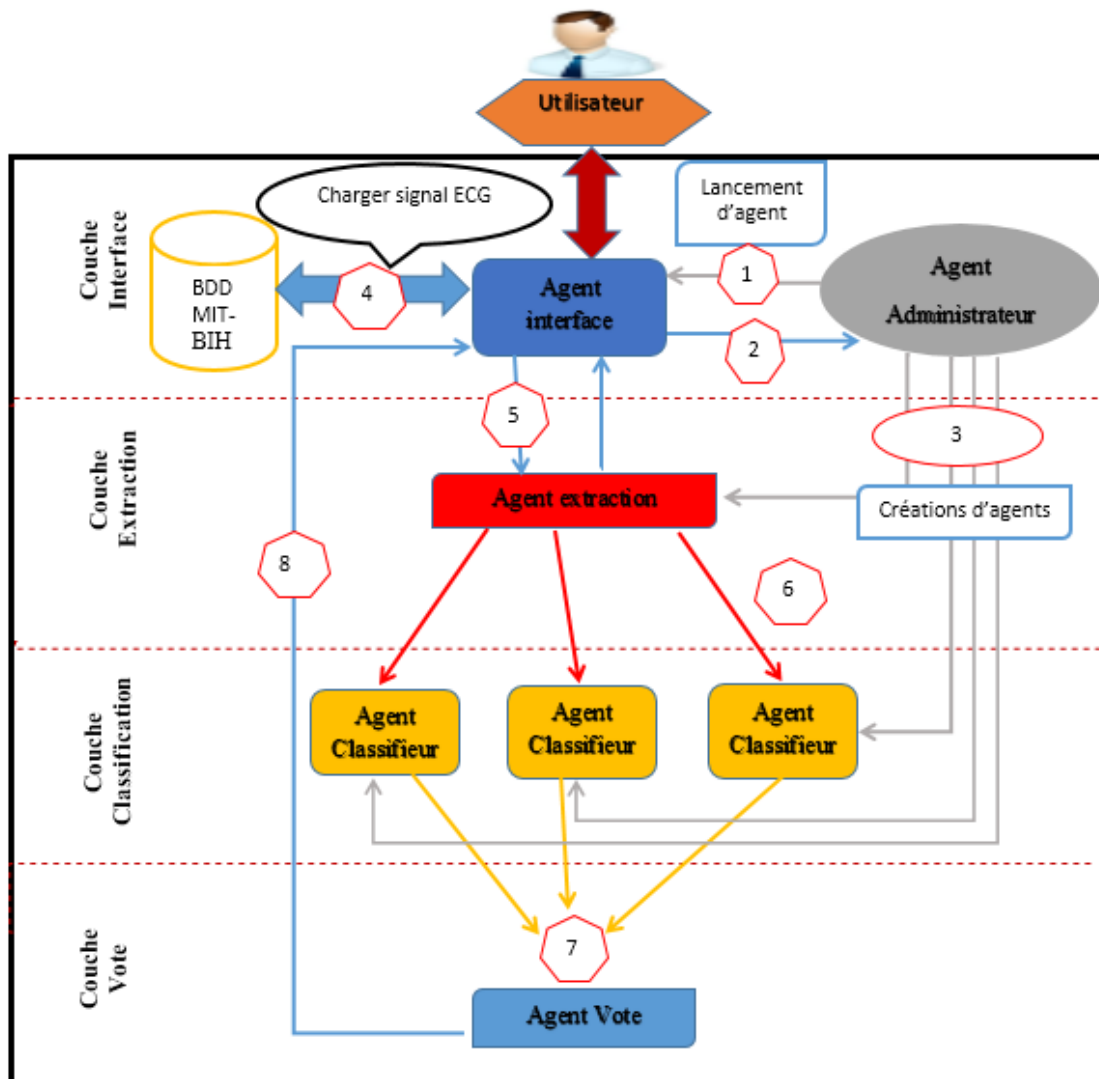


Figure 4. 1 : Architecture globale du système

Comme le montre la figure précédente, on a proposé une architecture à couches qui est composée de 5 couches à savoir : Couche Interface, Couche Extraction, Couche Apprentissage, Couche Classification, Couche Vote.

2.1. Couche Interface :

Généralement l'interface est l'élément de référence qui permet à l'utilisateur de juger de la qualité du système. Elle constitue le seul moyen qui permet l'interaction directe entre le Système et l'utilisateur

Cette couche contient deux agents principaux dans le déroulement du système qui sont l'agent administrateur et l'agent interface.



❖ **Agent administrateur** : Cet agent a un seul objectif qui est la création de tous les agents du système.

❖ **Agent interface** : Cet agent est créé par l'agent administrateur, il sert comme un intermédiaire entre l'utilisateur et les agents du système, son rôle essentiel est de recevoir les actions fournis par l'utilisateur et les transmet aux agents du système. Lorsque ces derniers lui renvoient les résultats obtenus de leurs traitements, l'agent interface se charge de les afficher à l'utilisateur.

2.2. Couche Extraction

Dans cette couche, il y a un seul agent :

❖ **Agent Extraction** : Cet agent effectue les tâches suivantes :

- La réception des données d'agent interface.
- La réception du signal ECG traité pour obtenir les points caractéristiques.
- Envoyer les résultats obtenus de leur traitement aux agents de classification.

2.3. Couche Classification

Cette couche est composée d'un ensemble des agents de classification (classifieurs).

❖ **Les agents de classification** : Chaque agent de classification effectue les étapes suivantes :

- La réception des données d'agent extraction.
- Classifier le signal ECG.
- Envoyer la classification obtenue à l'agent vote.

2.4. Couche Vote

Cette couche comporte d'un seul agent :

❖ **Agent Vote** : Cet agent effectue les tâches suivantes :

- Recevoir les résultats qui ont été obtenus par les divers agents de classification, effectuer un vote majoritaire pour sélectionner la meilleure classification.
- Envoyer la meilleure classification obtenue à l'agent Interface. Une fois les différentes ondes d'un battement cardiaque sont localisées, on peut extraire (déterminer) ensuite les 5 paramètres suivants :
 - ✓ **RR**_précédent, le rythme cardiaque précédent.
 - ✓ **RR**_suivant, le rythme cardiaque suivant.
 - ✓ **QRS**, la durée du complexe QRS.
 - ✓ **QR**, la durée du QR.
 - ✓ **RS**, la durée du RS.



3 . Agent UML(AUML) :

Agent UML est un langage de modélisation graphique basé sur UML. Il consiste à utiliser le langage UML et son extension afin de représenter les agents, leurs comportements et les différentes interactions entre eux. Ainsi, il fournit plusieurs types de représentation couvrant la description du système, ses composants ainsi que le déploiement. Il est utilisé par les concepteurs des systèmes multi-agents pour la représentation des protocoles d'interactions. [38]

3.1.Les différentes représentations dans Agent UML

Agent UML est une extension d'UML. Par conséquent, il hérite des représentations proposées par UML telles que le diagramme d'activité, le diagramme de séquence, le diagramme de cas d'utilisation ainsi que le diagramme de classe [40]. Dans ce qui suit, nous allons nous attarder sur les diagrammes de séquence devenus diagramme de protocole dans Agent UML ainsi que sur les diagrammes de classes

3.2. Le diagramme de classe :

Il existe deux approches pour étendre le diagramme de classe Agent UML an de représenter les agents. Ces approches sont celles de BAUER [39] et de HUGET [38]. Dans ce qui suit, nous allons représenter le diagramme de classe d'Agent UML selon l'approche de BAUER.BAUER [39] définit trois différents types de classes agents : le premier désigne une classe d'agent le second une classe d'agent satisfaisant un rôle distingué et le dernier définit une instance d'agent satisfaisant des rôles distingués. Les différents types de classes agent sont représentés dans la figure4.2

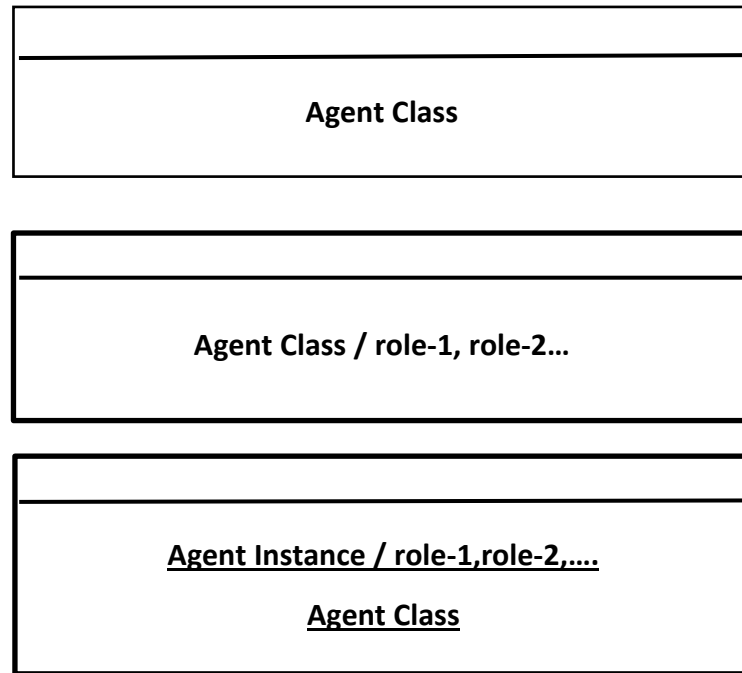


Figure 4 .2 : Les différents types de classes agents

Une classe d'agent représente un agent ou un groupe d'agents pouvant jouer un rôle ou avoir un comportement déterminé. BAUER [39] définit le diagramme de classe agent comme suit (Figure 4 .3)

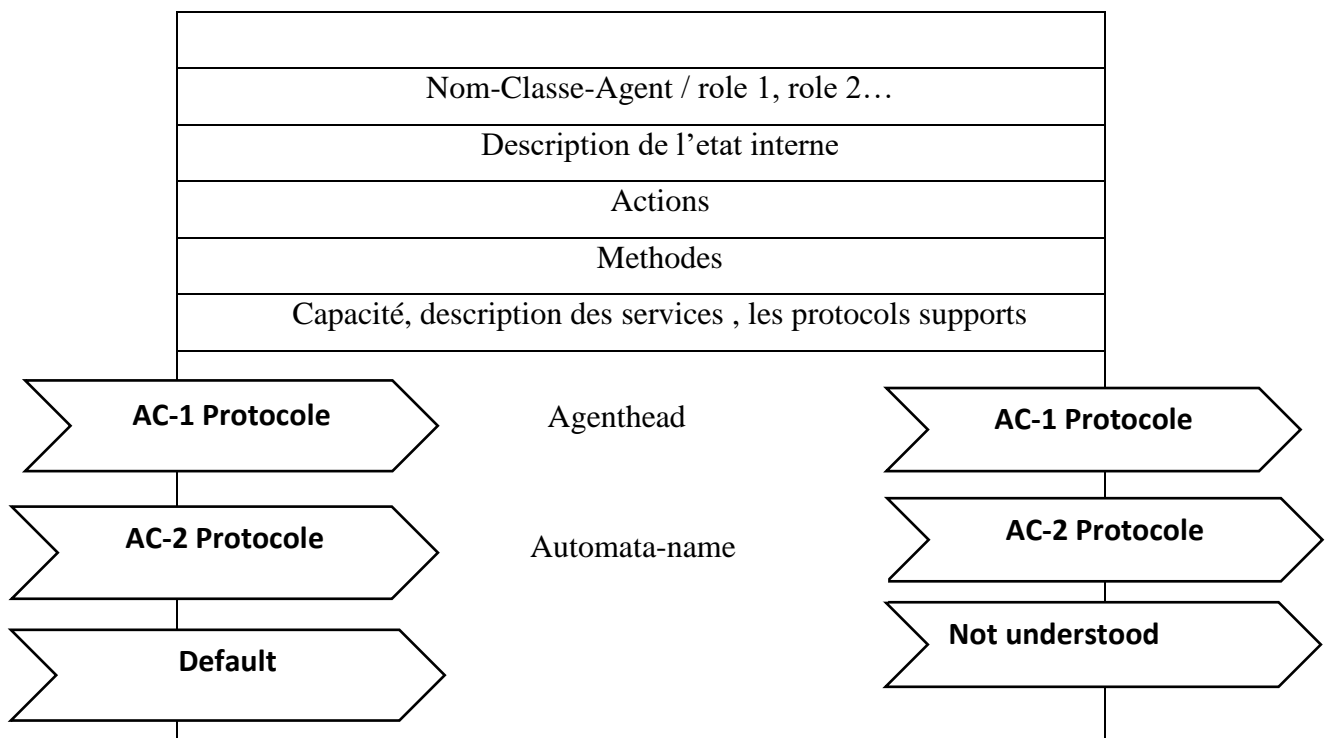


Figure 4.3 : Diagramme de classe Agent UML



Les propriétés de ce diagramme sont :

- **Nom de la classe agent/ role1, role2...** : Un agent d'une classe donnée peut avoir plusieurs rôles.
- **Description des états** : Définition de variables d'instance qui reflètent l'état de l'agent.
- **Actions** : deux types d'actions peuvent être spécifiés : action proactive exécutée par l'agent lui-même si une précondition devient vraie, et réactive résultant d'un message reçu d'un autre agent. En d'autres termes les actions sont les plans qu'a un agent.
- **Méthodes** : Elles sont définies comme dans UML, avec éventuellement des préconditions, post-conditions ou invariants.
- **Envoi et réception de messages** : description des messages émis et reçus par l'agent en précisant les protocoles. Le diagramme de classe Agent UML est caractérisé par des messages entrants et sortants. La figure 4.4 illustre la différence entre les messages entrants et les messages sortants des agents selon AUML.

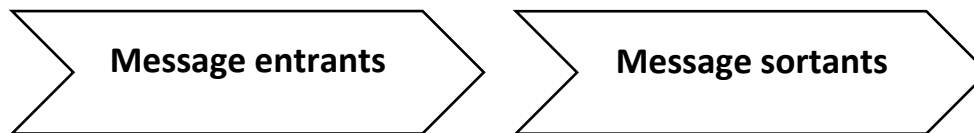


Figure4. 4 : Symbole des messages

3.3. Diagramme de cas utilisation :

Ce diagramme permet de décrire l'aspect fonctionnel du système à travers l'ensemble des cas d'utilisation effectués par différents acteurs qui participent à l'utilisation de l'application. Ainsi, Le diagramme de cas d'utilisation global illustre les 2 types d'acteurs de notre système, à savoir humain et logiciel. Un acteur humain qui provoque le chargement du signal ECG que l'on désire classifier. Un deuxième acteur logiciel sera nécessaire afin de lancer les agents de classification y inclus le processus d'apprentissage du réseau de neurone correspondant. La figure suivante va présenter le diagramme de cas d'utilisation de notre travail :

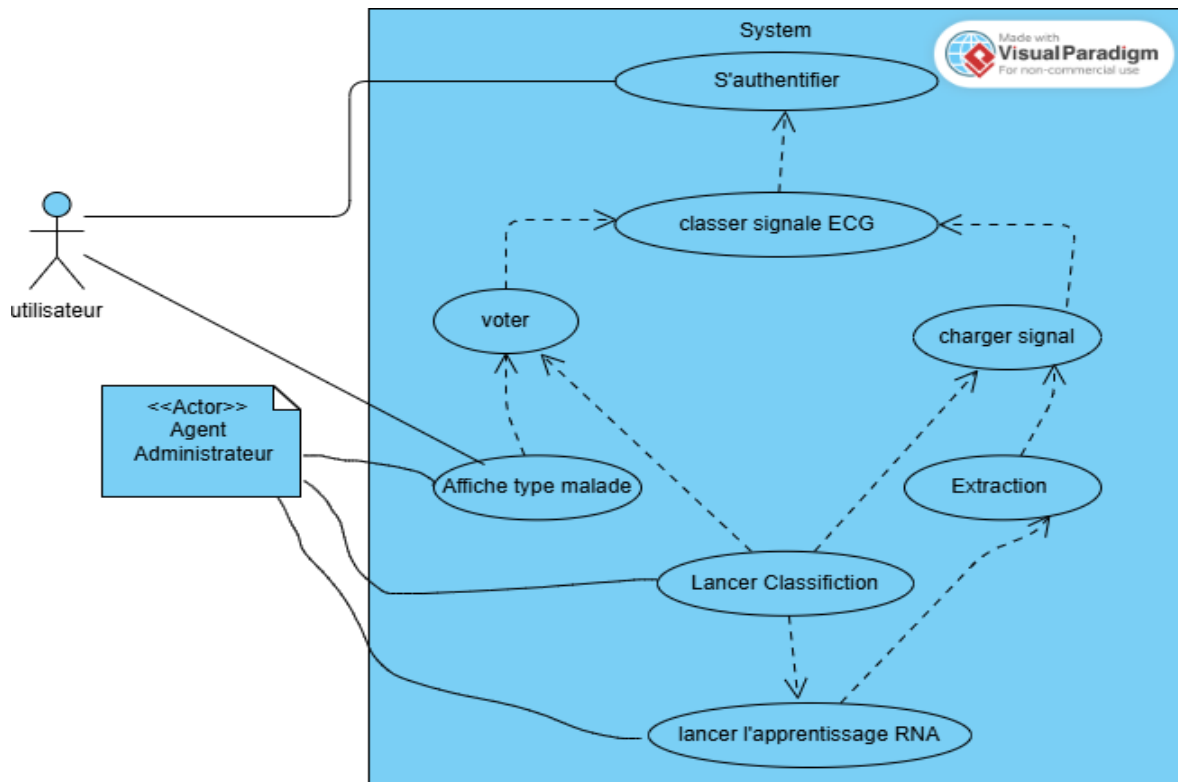


Figure 4.5 : Diagramme de cas utilisation.

3.4. Le diagramme de protocole :

Les diagrammes de protocole (Appelés diagrammes de séquence dans UML) décrivent les protocoles d'interaction utilisés par les agents. Ils exploitent la richesse des communications entre agents (Actes de communications) [40]. Par conséquent, les messages sur les flèches style orienté objet laissent places à ces actes de communications. La figure 4.2 illustre la différence entre le diagramme de séquence dans UML et le diagramme de protocole dans Agent



Figure 4.6 : Comparaison entre le diagramme de séquence et le diagramme de protocole

UML a été étendu a_n de représenter des actes de communications (AC) simultanés envoyé par l'agent émetteur et l'agent récepteur. On appelle ça les interactions concurrentes [41].

On distingue trois types d'interactions concurrentes :



- (a) Actes de communication simultanés AC-1 _a AC-n sont envoyé en parallèle.
- (b) Une sélection de actes n est envoyée en parallèle.
- (c) Choix exclusif : un seul des actes de communication est envoyé

La Figure 4.2 illustre les différentes interactions concurrentes.

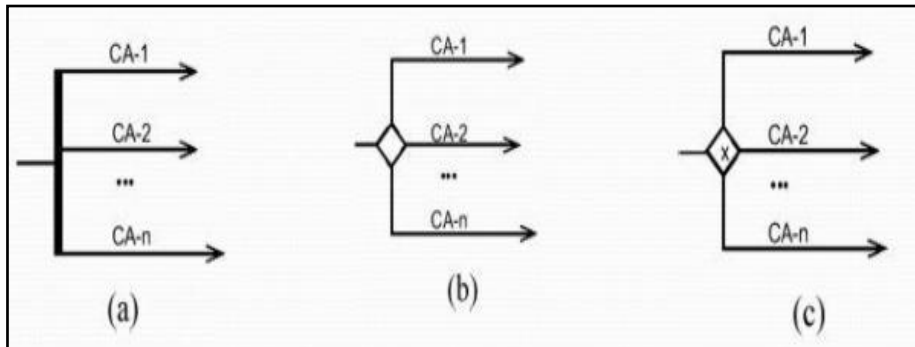


Figure 4.7 : Les différentes interactions concurrentes

4. Le réseau de neurones utilisé dans notre travail

Comme première étape nous avons créés des réseaux de neurones de types perceptron multicouche qui jouent le rôle de classifieurs (figure 4.8). Chacun d'entre eux reçoit un vecteur d'entre contenant cinq paramètres et incluant un certain nombre de neurones dans sa (ses) couche(s) cachée. Nous ne connaissons pas les valeurs intermédiaires (la sortie d'une couche qui est l'entrée de la couche suivante) .On a travaillé sur trois classes de sortie : l'une concerne une arythmie cardiaque appelée L'infarctus du myocarde (IDM) et la deuxième une arythmie cardiaque Fibrillation auriculaire(ACFA), et la troisième constitue la classe des battements normaux(N).

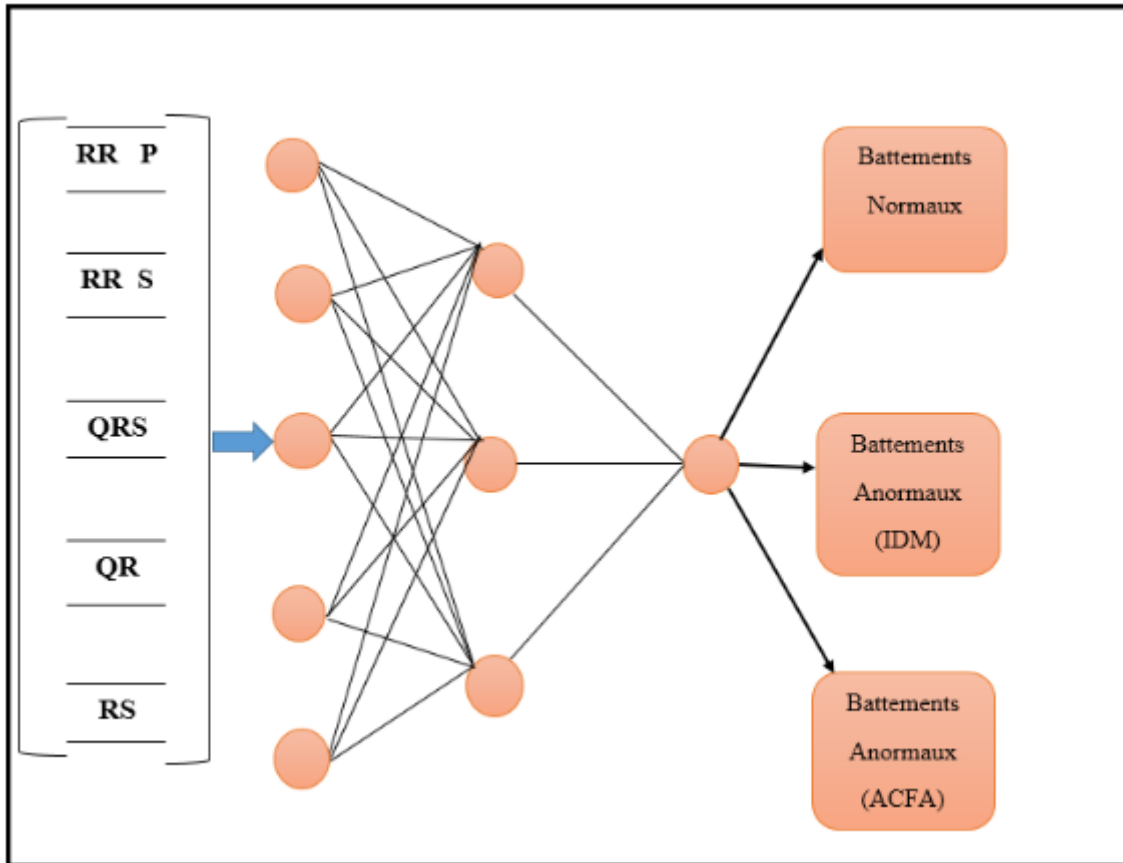


Figure 4.8 : Exemple d'un réseau de neurones utilisé.

5. Conception

Pour la conception de notre application, nous avons eu recours au langage Modélisation objet agent (Agent UML) Agent UML est une extension d'UML dans le but de bénéficier de ce standard incontournable. Dans notre phase de conception nous nous sommes intéressés à trois diagrammes de conception, à savoir :

- Le diagramme de cas d'utilisation.
- Le diagramme de protocole.
- Le diagramme de classe.



5.1 Le diagramme de classes d'agent

- Classe Agent Administrateur

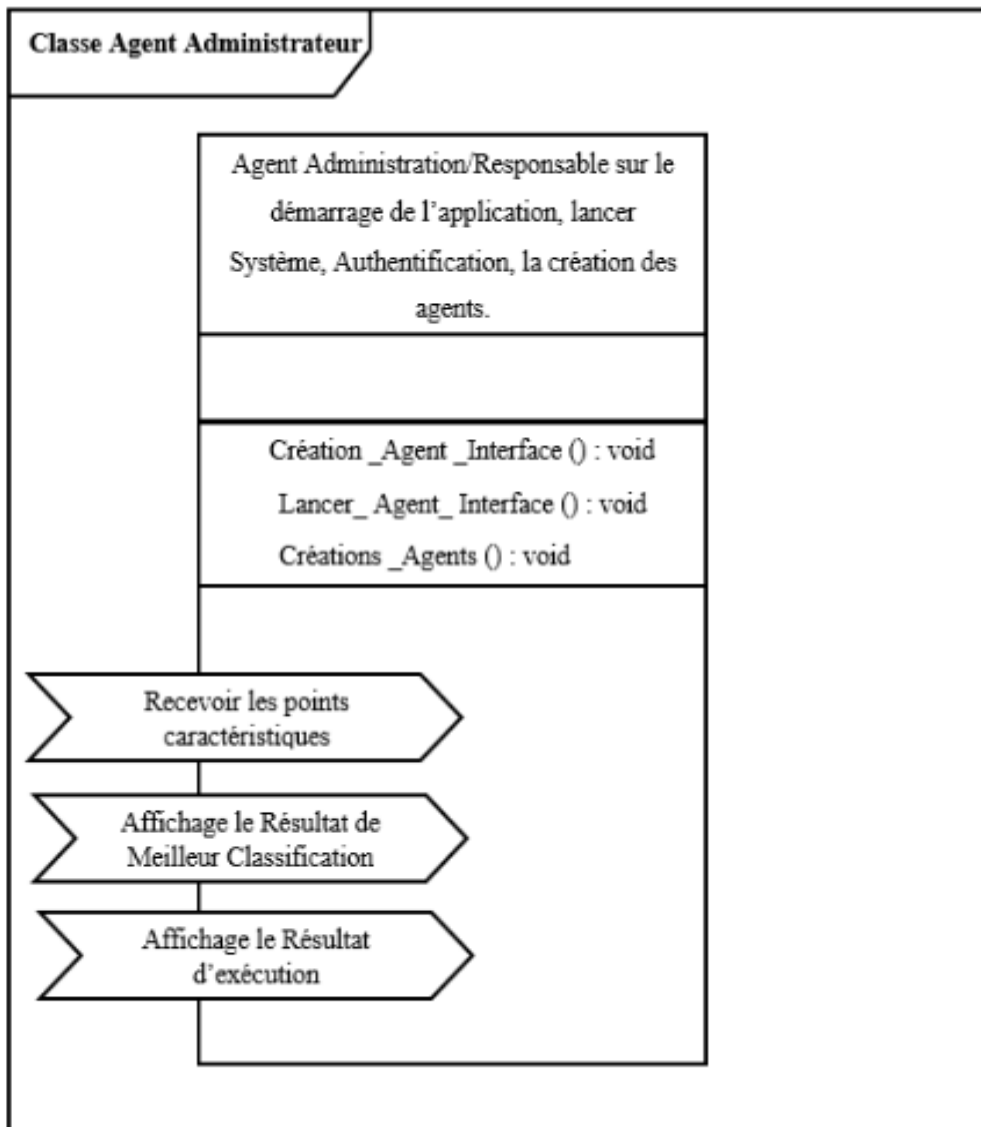


Figure 4.9 : diagramme de classe agent administrateur.



➤ Classe Agent Interface

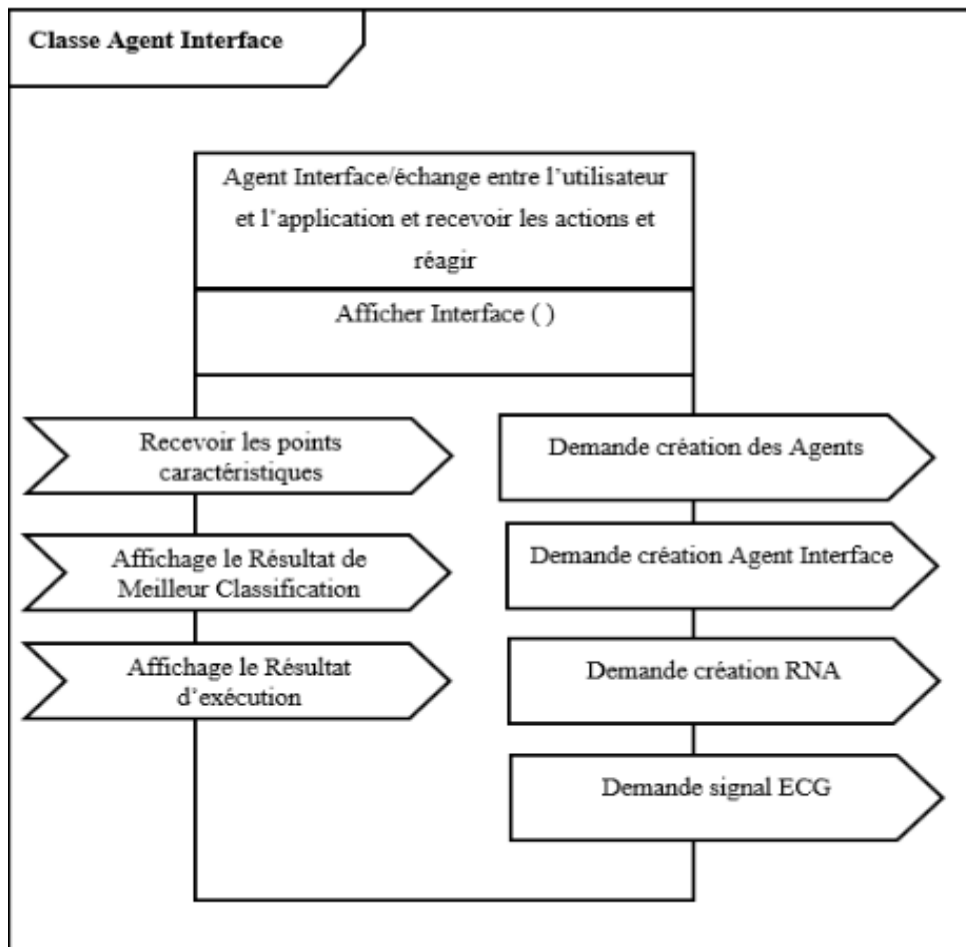


Figure 4.10 : diagramme de classe agent Interface



➤ Classe Agent extraction.

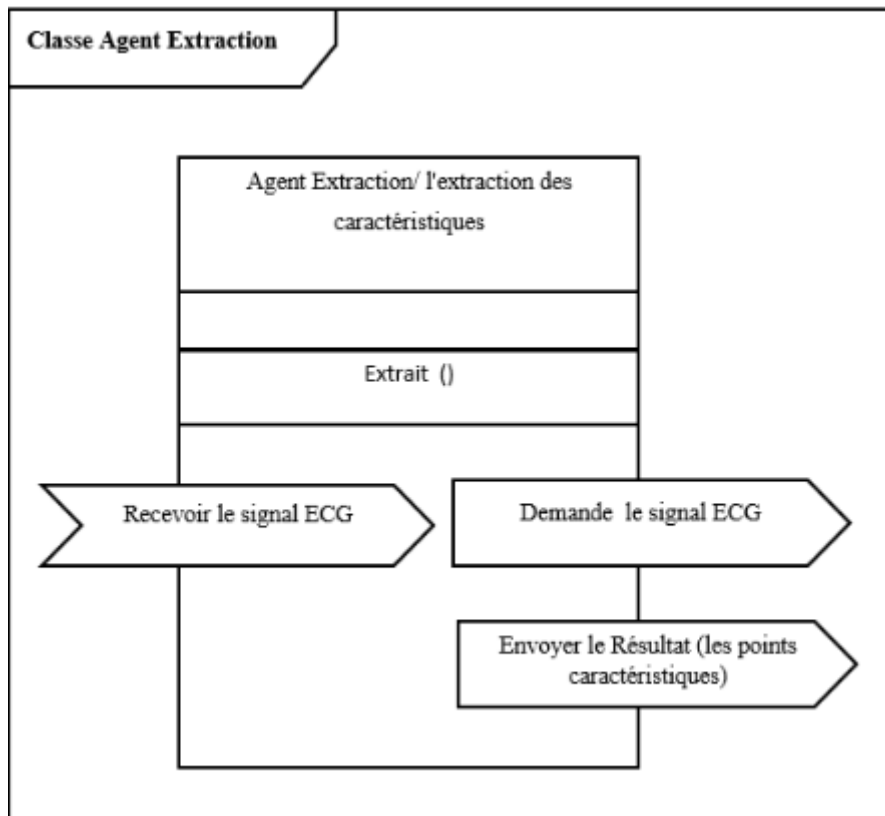


Figure 4.11 : diagramme de classe agent extraction

➤ Classe Agent classifieur.

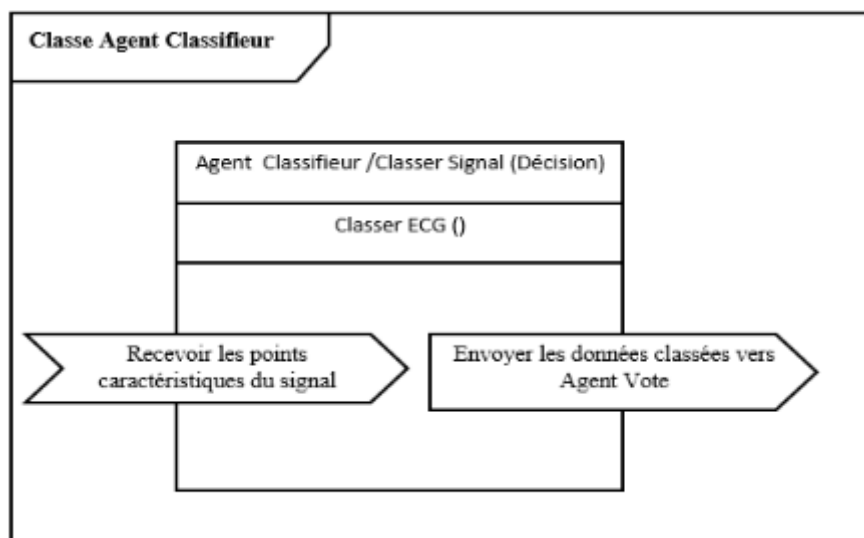


Figure 4.12 : diagramme de classe agent classifieur.



- Classe Agent vote.

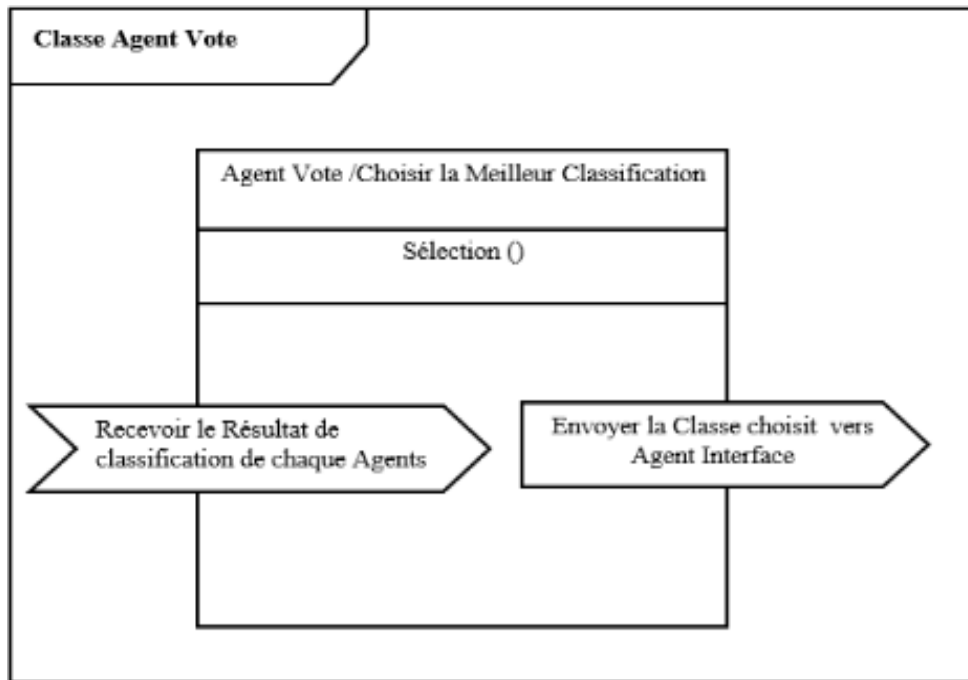


Figure 4.13 : diagramme de classe agent vote.



5.2 Le diagramme de protocole d'agent :

Nous allons présenter les protocoles d'interactions les plus importants entre les

- Diagramme de protocole Authentification

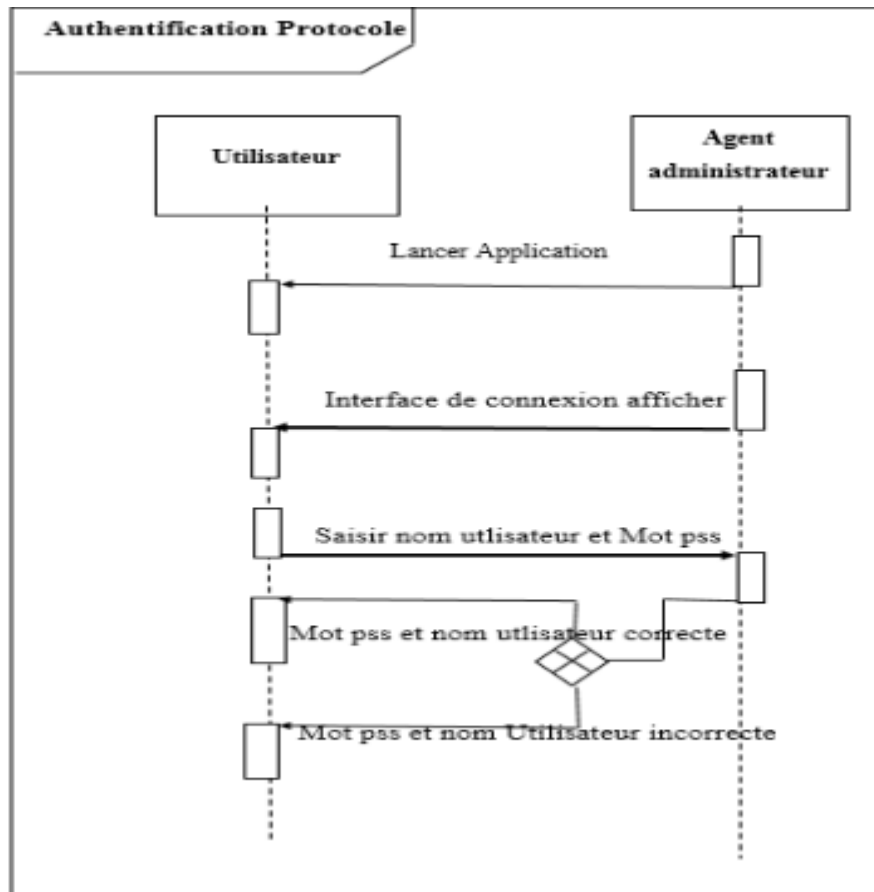


Figure 4.14 : Diagramme de protocole Authentification



- Diagramme de protocole charger le signale

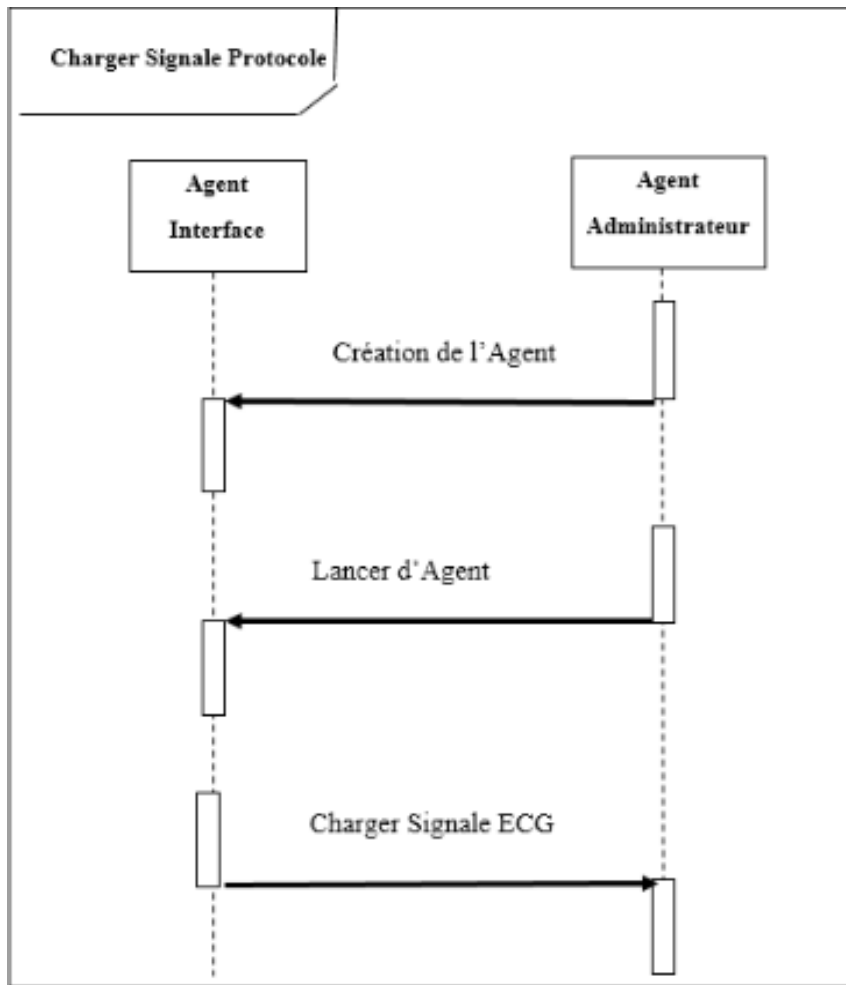


Figure 4.15 : Diagramme de protocole charger le signale.



- Diagramme de protocole extraction.

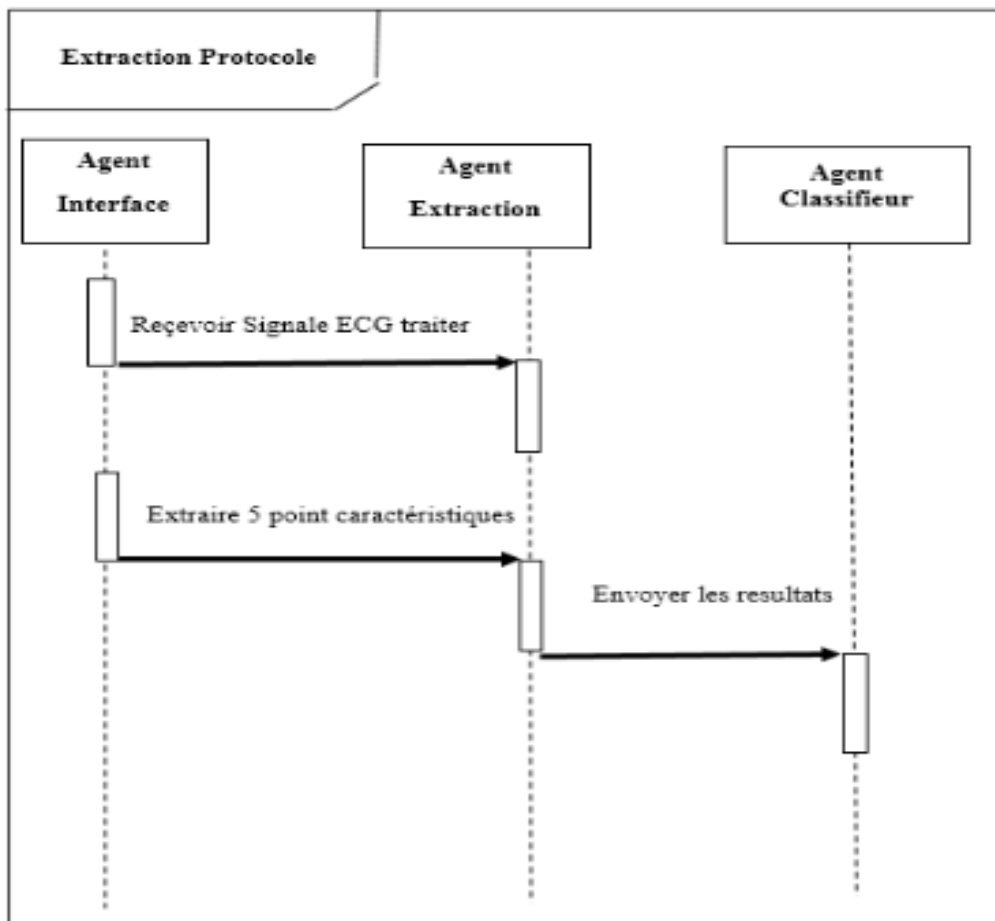


Figure 4.16 : Diagramme de protocole extraction.



- Diagramme de protocole Classifier signale.

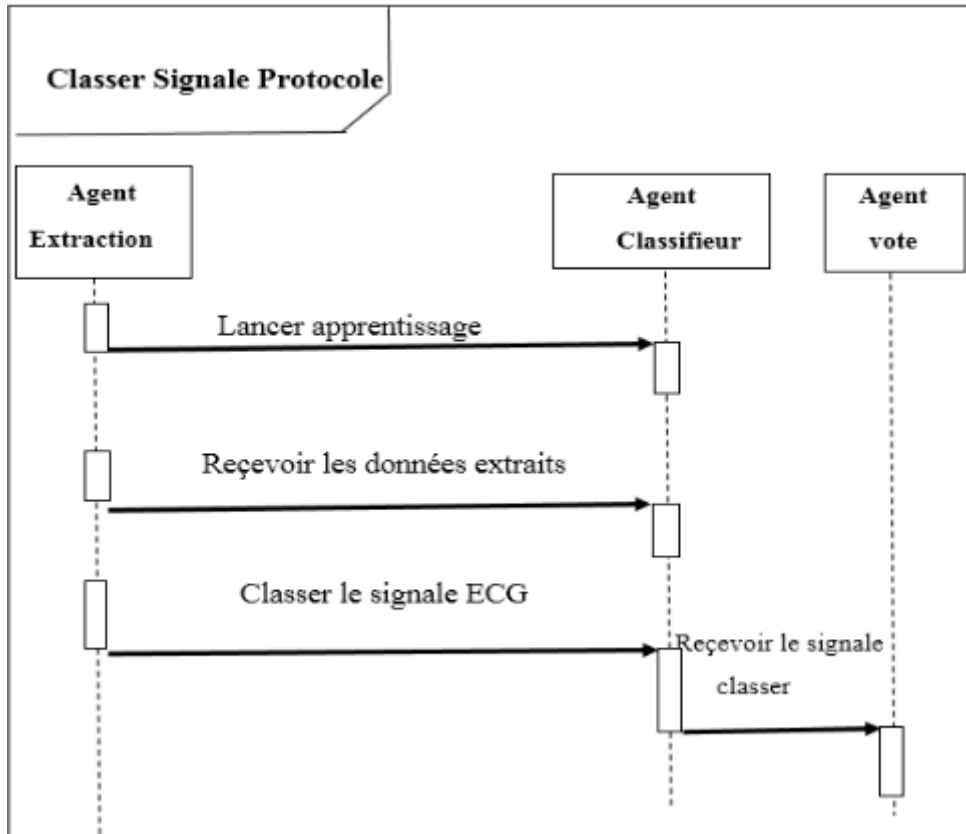


Figure 4.17 : Diagramme de protocole classer signale.



➤ Diagramme de protocole vote.

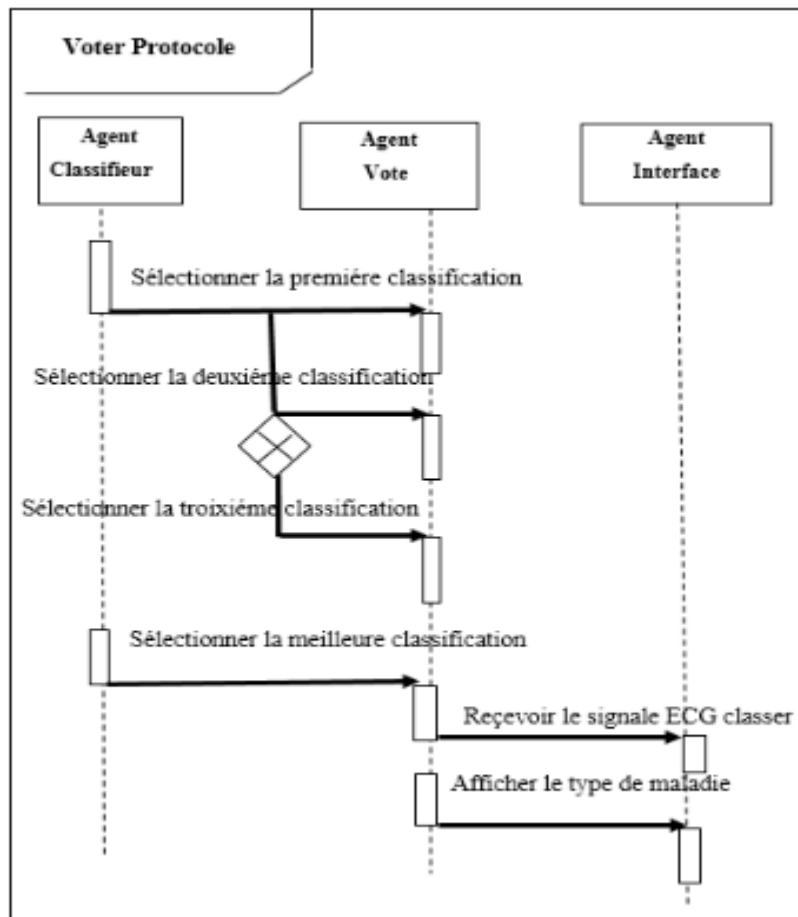


Figure 4.18 : Diagramme de protocole Vote.

4 . Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons élaboré notre conception en mettant en œuvre les différentes interactions entre les agents qui composent notre système. Nous avons établi un diagramme de classe et de protocole. Ainsi que nous avons proposé une architecture d'un système capable de classifier les signaux ECG à travers la combinaison entre les réseaux de neurones et les systèmes multi agents. Le chapitre suivant sera consacré à la réalisation.



Chapitre 5 : **Implémentation**



1. Introduction

Nous avons défini une conception mieux appropriée aux besoins de l'application. Qui servent à la constitution de notre application et de ses fonctionnalités. Nous décrivons les outils de création du système et de la base de données, ensuite nous présenterons quelques interfaces résultantes. Finalement, une discussion à propos des résultats obtenus sera présentée afin de juger l'efficacité de notre travail.

2. Outils de développement

2.1 Présentation de logiciel de développement (Netbeans)

Netbeans est le nom d'un logiciel actuellement largement employé pour créer des logiciels. Il est un environnement de développement intégré (EDI), en java open source écrit en java, et plus d'autres différents langages comme C, C++, JavaScript, PHP et HTML. Le produit est composé d'une partie centrale à laquelle il est possible d'ajouter des modules tel que Poséidon pour la création avec UML. Un module NetBeans est un groupe de classes Java qui fournit une application avec une fonction spécifique. Il existe d'autres systèmes de développement rapide sous Windows mais nous avons choisi NetBeans grâce à ces propriétés:

- Un contexte de déploiement runtime pour des fonctionnalités arbitraires qui simplifient le développement.
- Une boîte à outils qui permet de gagner beaucoup de temps en développement et d'effort
- Un ensemble d'abstractions qui permet aux développeurs de se concentrer sur le business logique. [42]

2.2 Langage de programmation

Le langage Java est un langage de programmation informatique orienté objet créé par James Gosling et Patrick Naughton, C'est cette plateforme qui garantit la portabilité de Java Avec le langage Java, vous pouvez développer, des applications Desktop, développer des applets pour vos sites web, développer des sites en JSP, des applications pour téléphone mobile.[43]

2.3. La plateforme JADE

JADE (JAVA Agent DEvelopment Framework) est une plate-forme multi-agent créé



par le laboratoire TILAB. C'est un Framework qui permet le développement de systèmes multi agents et d'applications conformes aux normes FIPA (Foundation for Intelligent Physical Agents). La FIPA est une organisation en 1996 dont l'objectif est de produire des standards pour l'interopération d'agents logiciels hétérogènes.[44]

JADE possède trois modules principaux (nécessaire aux normes FIPA).

- DF « Directory Facilitator » fournit un service de « pages jaunes » à la plate-forme.
- ACC « Agent Communication Channel » gère la communication entre les agents.
- AMS « Agent Management System » supervise l'enregistrement des agents, leur

authentification, leur accès et l'utilisation du système. Ces trois modules sont activés à chaque démarrage de la plate-forme

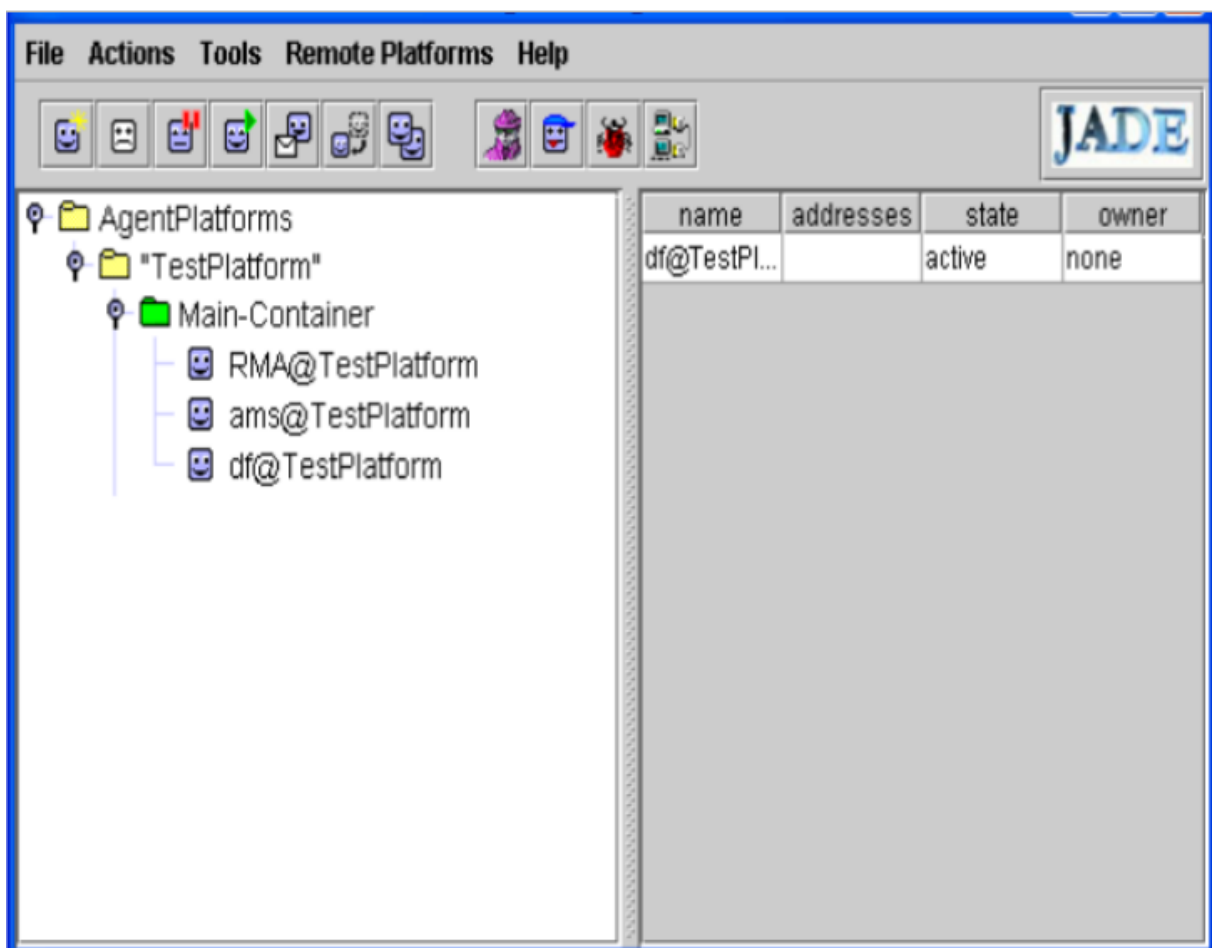


Figure 5.1 : Figure définit la plateforme JADE [44]



Chaque instance du JADE est appelée conteneur « Container », et peut contenir plusieurs agents. Un ensemble de conteneurs constitue une plateforme. Chaque plateforme doit contenir un conteneur spécial appelé main-container et tous les autres conteneurs s'enregistrent auprès de celui-là dès leur lancement.

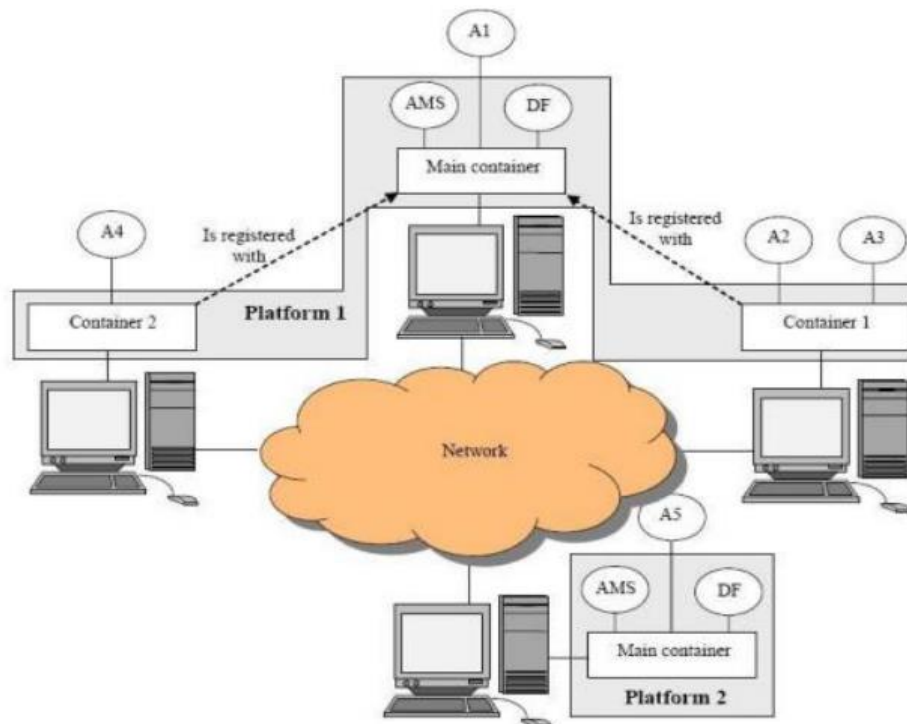


Figure 5.2. : Architecture Logicielle de JADE.[44]

2.4 La base de données MIT-BIH

La source de l'ECG inclus dans la base de données d'arythmies MIT-BIH est un ensemble de 48 enregistrements échantillonnés à une fréquence de 360 Hz. Chaque enregistrement comporte deux dérivations différentes du signal ECG. La base de données contient 23 enregistrements numérotés entre 100 et 124 pour le premier groupe, et de 25 enregistrements numérotés entre 200 et 234 pour le deuxième groupe. La durée de chacun des 48 enregistrements est de 30 minutes. Le premier groupe est prévu pour servir d'échantillon représentatif de variété de formes d'ondes qu'un détecteur d'arythmie pourrait rencontrer dans l'utilisation clinique courante, tandis que le deuxième groupe est choisi pour inclure une variété de cas pathologiques. Les sujets étaient 25 hommes âgés de 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans. Les enregistrements de MIT-BIH sont tous annotés, ce qui veut dire que



chaque battement (complexe QRS) est décrit par une étiquette (annotation). Typiquement, un fichier d'annotation pour un enregistrement MIT-BIH contient environ 2000 annotations [45].

2.5 La bibliothèque de créations des réseaux de neurones (RNNs) Opencv [46]

Opencv Est une bibliothèque graphique libre, initialement développée par Intel, spécialisée dans le traitement d'images en temps réel. La société de robotique Willow Garage et La société ItSeez se sont succédé au support de cette bibliothèque. La bibliothèque OpenCV met à disposition de nombreuses fonctionnalités très diversifiées permettant de créer des programmes en partant des données brutes pour aller jusqu'à la création d'interfaces graphiques basiques, parmi ces fonctionnalités les algorithmes d'apprentissage qui contient certains nombre d'algorithme dans le domaine de l'apprentissage artificiel tel que :

Réseaux de neurones Artificiels.

K-means et les arbres de décision.

2.6 Le laboratoire matriciel MATLAB

Fournit une boîte à outils très riche permettant de traiter les signaux en se basant sur des fonctions prédéfinis dans ce domaine de traitement signal. En effet, et à partir d'une base de données des signaux déjà traité, nous allons faire l'extraction de ses caractéristiques afin de déterminer l'emplacement des ondes Les signaux traités sont tirés de la base de données universelle MIT-BIH.

3. les anomalies cardiaques traitées

L'anomalie ACFA et IDM sera prise en considération dans les expériences citées dans ce travail.

3.1 Une crise cardiaque (IDM)

3.1.1 Définition (Infarctus du myocarde)

Une crise cardiaque survient quand l'apport en sang riche en oxygène est interrompu dans une partie du muscle cardiaque. Les crises cardiaques sont souvent causées par une obstruction des artères qui acheminent le sang au cœur. Les victimes d'une crise cardiaque éprouvent fréquemment des symptômes comme un serrement ou des douleurs à la poitrine, des douleurs dans le dos, le cou, la mâchoire ou le bras, un essoufflement, de la transpiration, des nausées et, à l'occasion, une perte de connaissance. En cas de crise cardiaque, le traitement immédiat



consiste à trouver les artères obstruées et à les dégager. Par la suite, les soins destinés à assurer le meilleur rétablissement possible comprennent des changements au mode de vie et de nouveaux médicaments. [47]

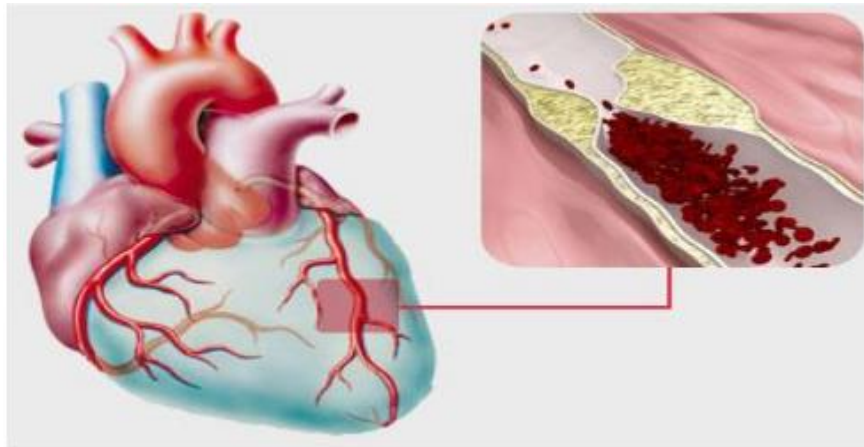


Figure 5.3 : Infarctus du myocarde [48]

3.1.2 Les type

Il existe deux types de crises cardiaques : [49]

➤ **Infarctus du myocarde avec élévation du segment ST (STEMI)**

Si l'artère coronaire visée est totalement obstruée par un caillot, la circulation sanguine est interrompue, ce qui endommage toute l'épaisseur du muscle cardiaque alimenté par cette artère. Cette situation entraîne une modification caractéristique sur l'électrocardiogramme appelée « élévation du segment ST ».

➤ **Infarctus du myocarde sans élévation du segment ST**

Si l'artère coronaire n'est que partiellement obstruée par un caillot, la circulation sanguine diminue sans s'interrompre. Seule une partie du muscle cardiaque est endommagée, et l'ECG n'affiche aucune élévation du segment ST. Il s'agit là d'un infarctus du myocarde sans élévation du segment ST, ou crise cardiaque sans STEMI. En général, les STEMI sont des crises cardiaques plus graves que celles sans STEMI, en outre, les risques de complications en aval, comme l'insuffisance cardiaque, sont proportionnels à l'ampleur de la crise cardiaque.



3.1.3 Diagnostic [49]

L'évaluation commence par un ECG initial et en série et des mesures en série des marqueurs cardiaques afin de pouvoir distinguer l'angine instable, l'infarctus du myocarde avec élévation du segment ST (STEMI), et l'infarctus du myocarde sans élévation du segment ST (NSTEMI). Cette distinction représente la clé de l'arbre décisionnel, car la fibrinolyse, bénéfique en cas d'infarctus du myocarde avec sus-décalage du segment ST (STEMI), pourrait augmenter les risques en cas d'infarctus du myocarde sans sus-décalage du segment ST (NSTEMI) et en cas d'angor instable. De plus, le cathétérisme cardiaque en urgence est indiqué en cas d'infarctus du myocarde avec sus-décalage du segment ST (STEMI) mais pas généralement dans l'infarctus du myocarde sans sus-décalage du segment ST (NSTEMI).

➤ ECG

L'ECG est l'examen le plus important et doit être effectué dans les 10 min qui suivent l'arrivée du patient aux urgences.

Dans le STEMI, l'ECG initial est généralement diagnostique et montre une élévation du segment ST ≥ 1 mm dans 2 ou plus de dérivations contiguës sous-tendant la zone lésée (voir Figures (1,2...6)).

Il y a une élévation hyperaiguë du segment ST en dérivation I, aVL, V4, et V6 et une dépression réciproque dans les autres dérivations.



Figure 5.4 : Infarctus latéral aigu du ventricule gauche (tracé obtenu quelques heures après le début de la maladie) [49]

Les segments ST sont moins élevés, des ondes Q significatives se développent, tandis que les ondes R disparaissent en dérivation I, aVL, V4, et V6.

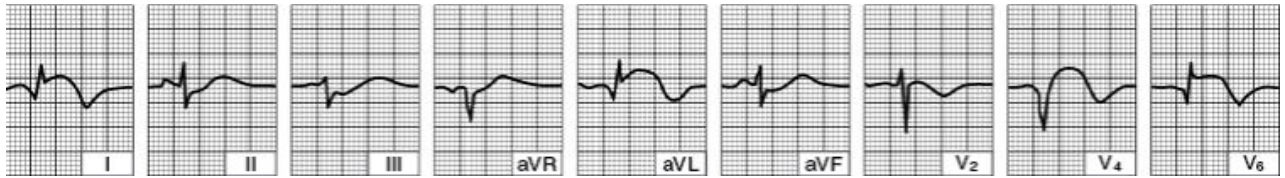


Figure 5.5 : Infarctus latéral du ventricule gauche (après les 24 premières heures) [48] Des ondes Q et une amputation des ondes R significatives qui persistent. Les segments ST sont essentiellement isoélectriques. L'ECG ne va probablement évoluer que très lentement au cours des prochains mois.

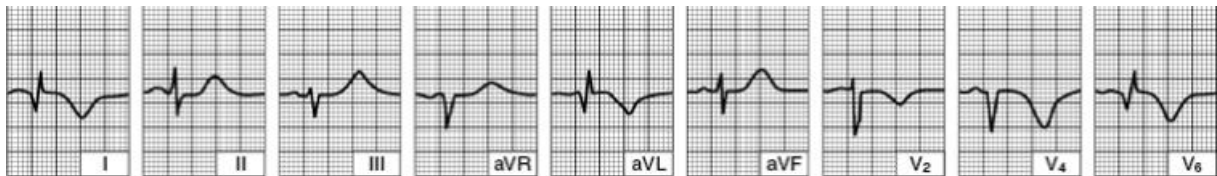


Figure 5.6 : Infarctus du ventricule gauche (plusieurs jours plus tard) [49]

Il existe un sus-décalage du segment ST dans les dérivation II, III et aVF et un sous décalage réciproque dans les autres dérivation



Figure 5.7 : Infarctus du myocarde aigu inféropostérieur (diaphragmatique) (tracé obtenu quelques heures après le début de la douleur) [49]

Des ondes Q apparaissent et le sus-décalage du segment ST diminue dans les dérivation II, III et Avf

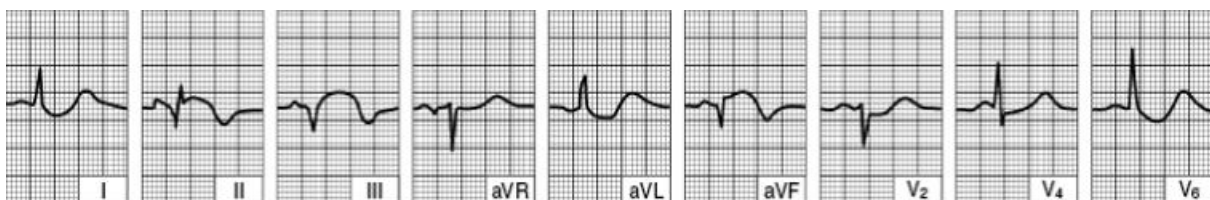


Figure 5.8 : Infarctus du myocarde inféropostérieur (diaphragmatique) (après les 24 premières heures) [49]

Les segments ST sont isoélectriques. Les ondes Q pathologiques en dérivation II,



III et aVF, traduisent une nécrose myocardique séquellaire.

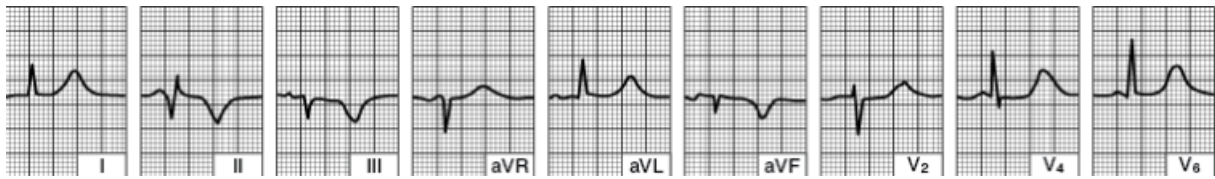


Figure 5.9 : Infarctus du myocarde inféropostérieur (diaphragmatique) (plusieurs jours plus tard) [49]

3.2 Arythmie complète par fibrillation auriculaire (ACFA) [50]

3.2.1 Définition

La fibrillation auriculaire est un trouble du rythme cardiaque (arythmie) qui consiste en une activation anarchique des oreillettes. Cela entraîne une absence quasi-complète des contractions auriculaires et, en corollaire, une contraction irrégulière des ventricules. En effet, le cœur est composé de quatre cavités, deux oreillettes et deux ventricules. Les oreillettes reçoivent le sang provenant des veines et les ventricules éjectent le sang par les artères.

3.2.2 Les différents types de fibrillations auriculaires

En fonction de la fréquence et de la durée, on classe la fibrillation auriculaire en trois formes :

- **La fibrillation auriculaire paroxystique** : elle se manifeste sous forme de crises aiguës qui ne durent pas plus de sept jours et se terminent spontanément
- **La fibrillation auriculaire persistante** : elle dure plus de sept jours et ne se termine pas spontanément. Mais un traitement peut normaliser le rythme cardiaque
- **La fibrillation auriculaire permanente** : elle reste présente durablement, il n'est pas possible de retrouver un rythme normal.

3.2.3 Diagnostic

Le diagnostic d'arythmie cardiaque par fibrillation auriculaire est envisagé lorsque le médecin prend le pouls du patient et que celui-ci est rapide et irrégulier. Néanmoins, l'AC/FA peut être paroxystique, c'est-à-dire non permanente et survenir par "crises" : poser le diagnostic dans ces conditions n'est pas facile. L'examen indispensable à réaliser est l'électrocardiogramme (ECG) qui permet de mettre en évidence la contraction anarchique de l'oreillette. Parfois, notamment en cas d'ACFA paroxystique, il faut porter un Holter-ECG qui procédera à l'enregistrement du rythme cardiaque sur 24 heures.

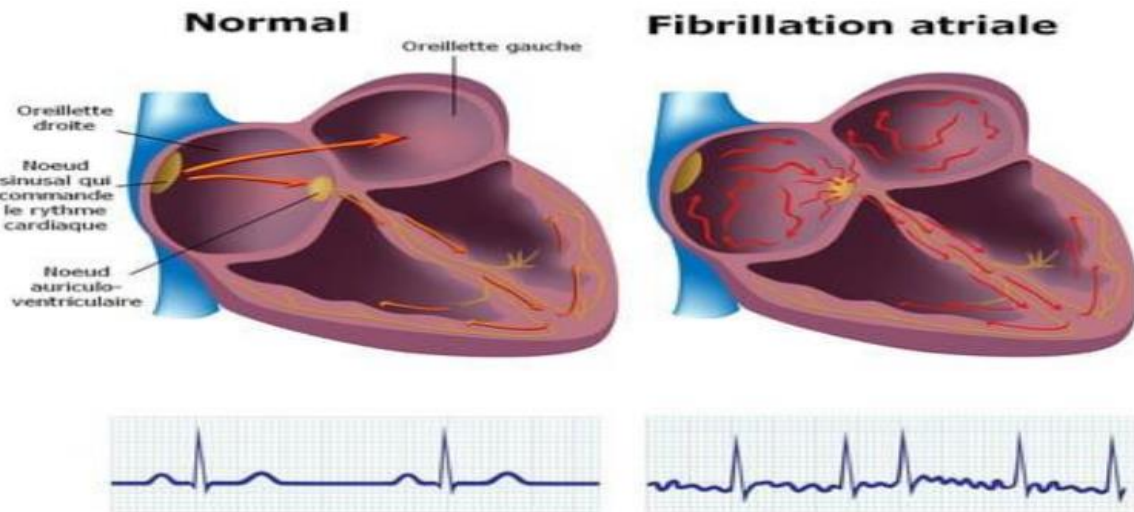


Figure 5.10 : la différence entre ECG normal et ACFA [51]

➤ Examens complémentaires

Cet examen est la clé du diagnostic. On note l'absence d'activité auriculaire organisée avec disparition des ondes P au profit d'une trémulation de la ligne iso-électrique. La fréquence ventriculaire (QRS) est irrégulière. Les QRS sont fins (sauf bloc de branche pré-existant).

L'électrocardiogramme permet également dans certains cas d'orienter vers certaines causes



Figure 5.11 : Flèche rouge : trémulations de la ligne iso-électrique (Fibrillation auriculaire) -
Flèche violette : onde P (ECG normal (rythme sinusal)) [51]

4. Développement de l'interface graphique

Le logiciel développé est appelé ECG. C'est un logiciel de classification. Il a été conçu et réalisé pour classer les arythmies cardiaques ou signal normal. Il est simple à utiliser et sa manipulation est accessible à travers l'interface donnée en ci-dessous.



Figure 5.12 : L'interface graphique de l'authentification

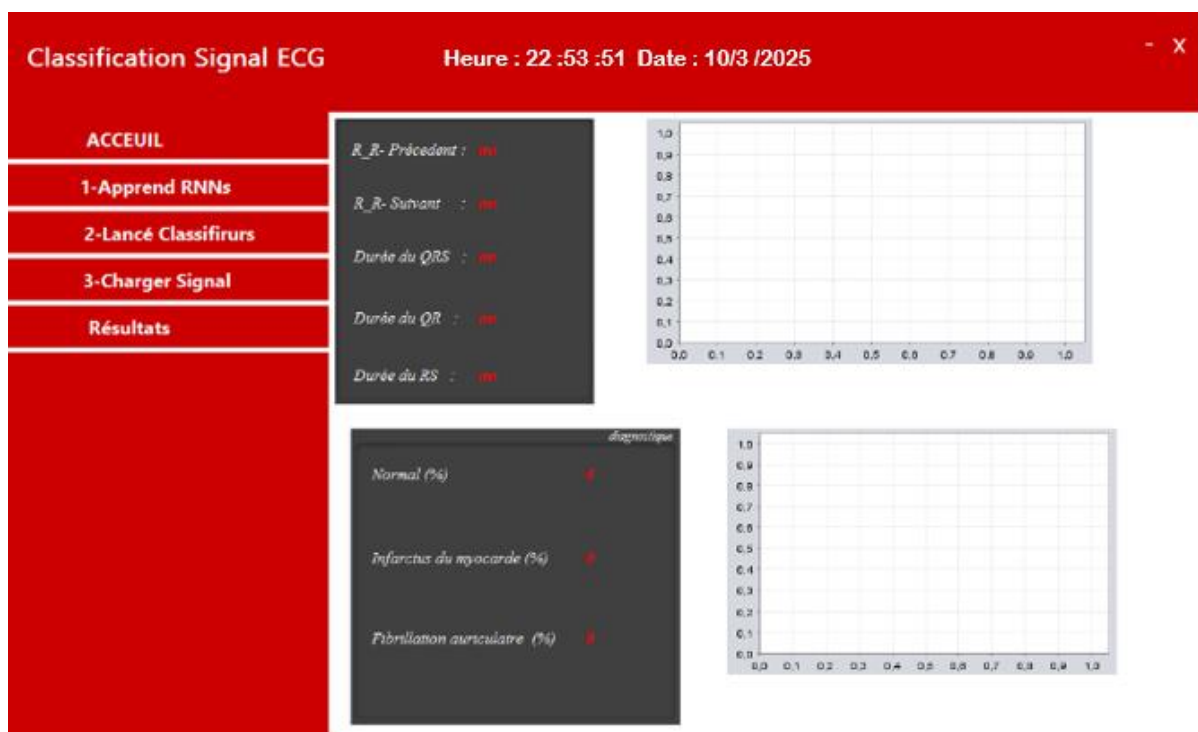


Figure 5.13 : L'interface graphique de notre système.



Via cette interface, les fonctionnalités réalisées par le système sont :

1) Lancement de l'apprentissage des réseaux de neurones :

En s'appuyant sur une base de données d'apprentissage. Voici un extrait d'exécution :

```
RR_P:43.0 RR_S:-34.0, QRS:261.0, QR:-92.0, RS:40.0
RR_P:125.0 RR_S:123.0, QRS:63.0, QR:14.0, RS:49.0
RR_P:42.0 RR_S:-32.0, QRS:260.0, QR:-89.0, RS:189.0
RR_P:52.0 RR_S:106.0, QRS:75.0, QR:26.0, RS:49.0
RR_P:43.0 RR_S:-34.0, QRS:261.0, QR:-92.0, RS:40.0
RR_P:353.0 RR_S:363.0, QRS:49.0, QR:37.0, RS:12.0
RR_P:390.0 RR_S:397.0, QRS:18.0, QR:10.0, RS:8.0
RR_P:237.0 RR_S:233.0, QRS:18.0, QR:12.0, RS:6.0
RR_P:281.0 RR_S:286.0, QRS:23.0, QR:14.0, RS:9.0
RR_P:234.0 RR_S:241.0, QRS:21.0, QR:12.0, RS:9.0
```

Figure 5.14 : La phase d'apprentissage.



2) Lancement des agents de classification :

La plate-forme Jade affiche une interface graphique(GUI). Cette dernière contient un agent de contrôle RMA et les agents de notre système .

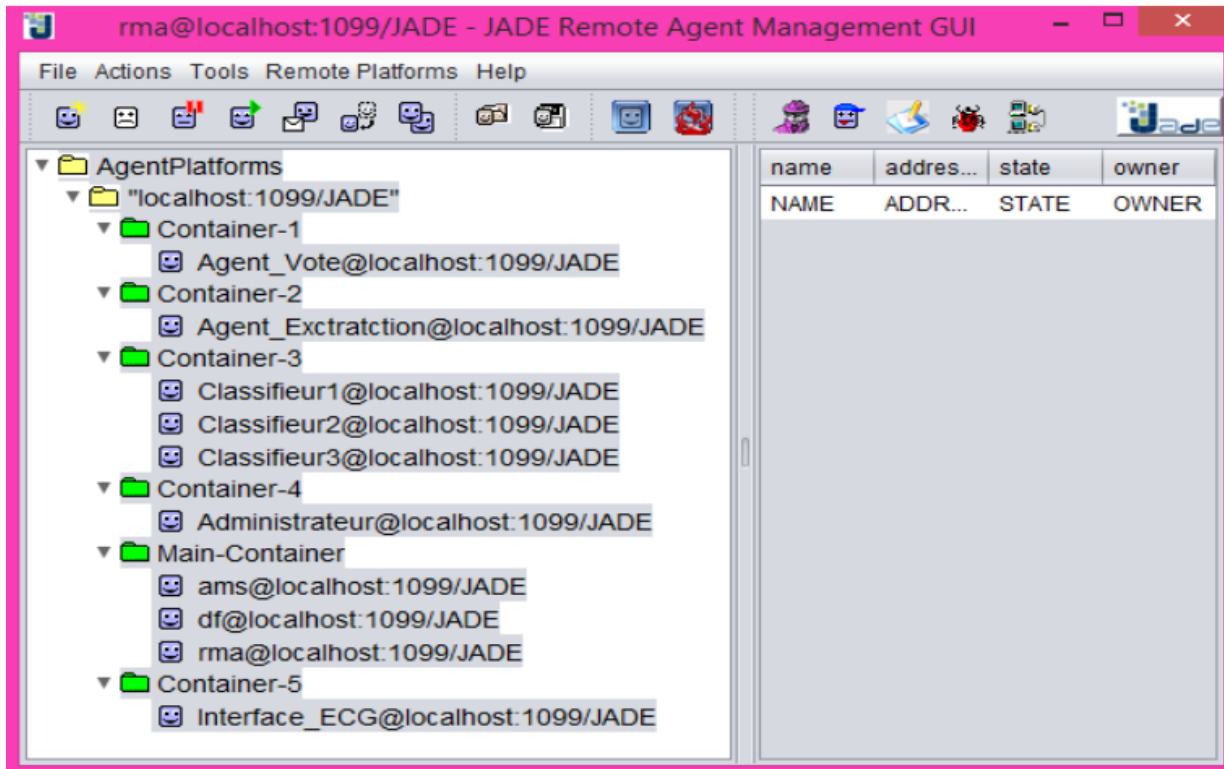


Figure 5.15 : Le RMA avec les agents de notre système.



3) Visualiser le tracé du signal ECG :

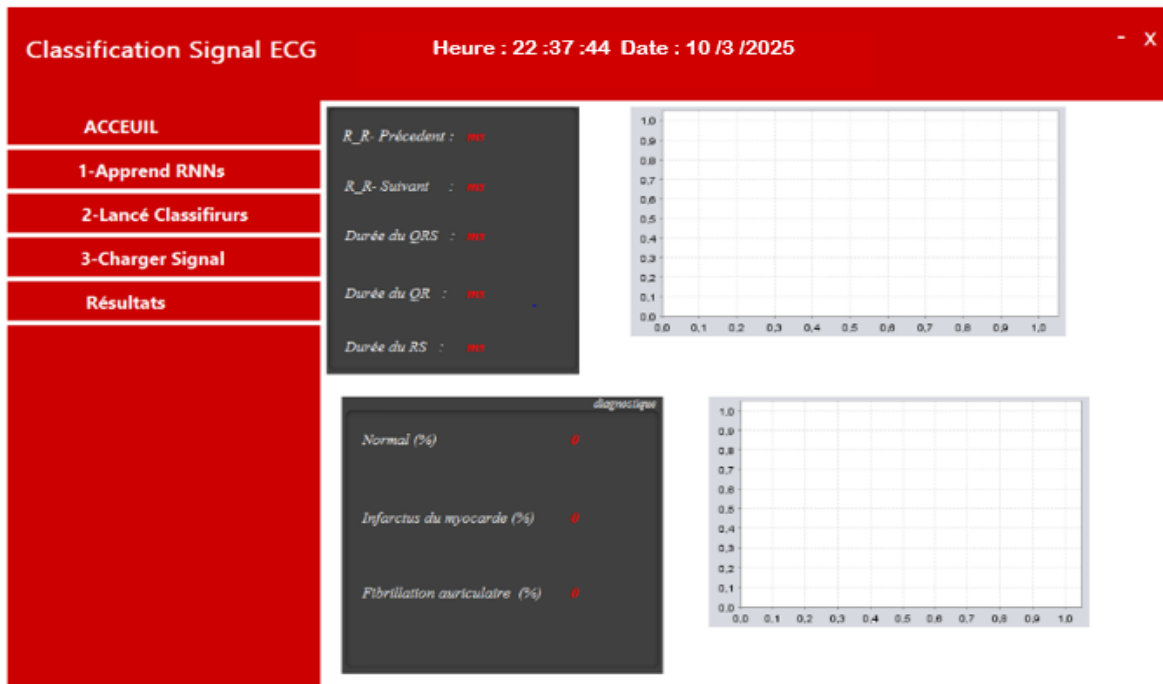


Figure 5.16 : Le tracé d'un signal ECG.

4) La Classification :

L'utilisateur doit charger le signal ECG en vue de leur classification.

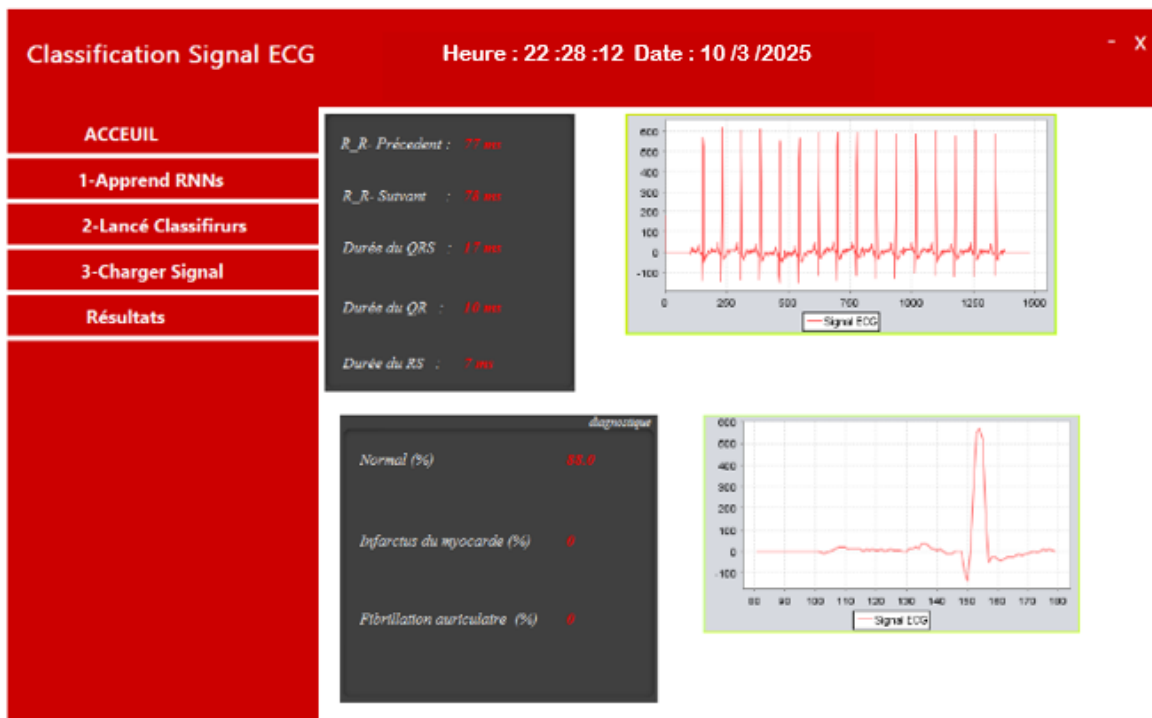


Figure 5.17 : Un exemple de classification par notre système. (Résultat Normal)

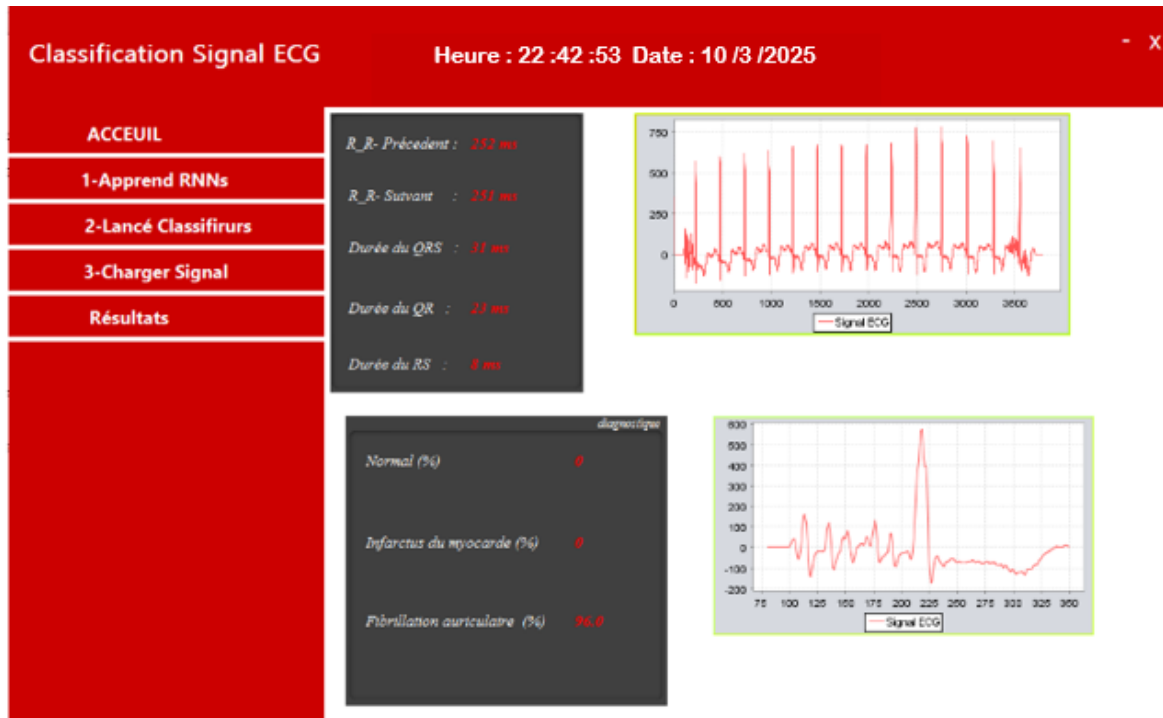


Figure 5.18 : Un exemple de classification par notre système. (Fibrillation auriculaire)

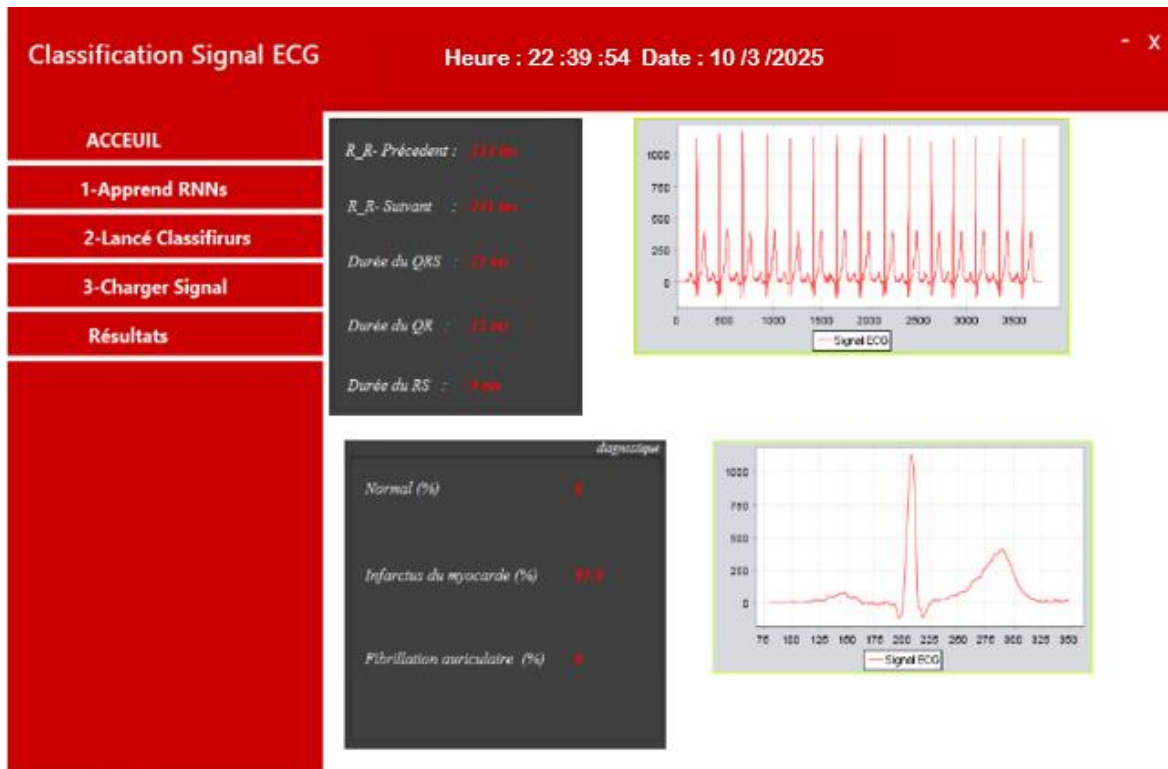


Figure 5.19 : Un exemple de classification par notre système. (Infarctus du myocarde).



Après la classification, on peut visualiser l'échange des messages entre les agents du système à l'aide Sniffer de la plateforme Jade

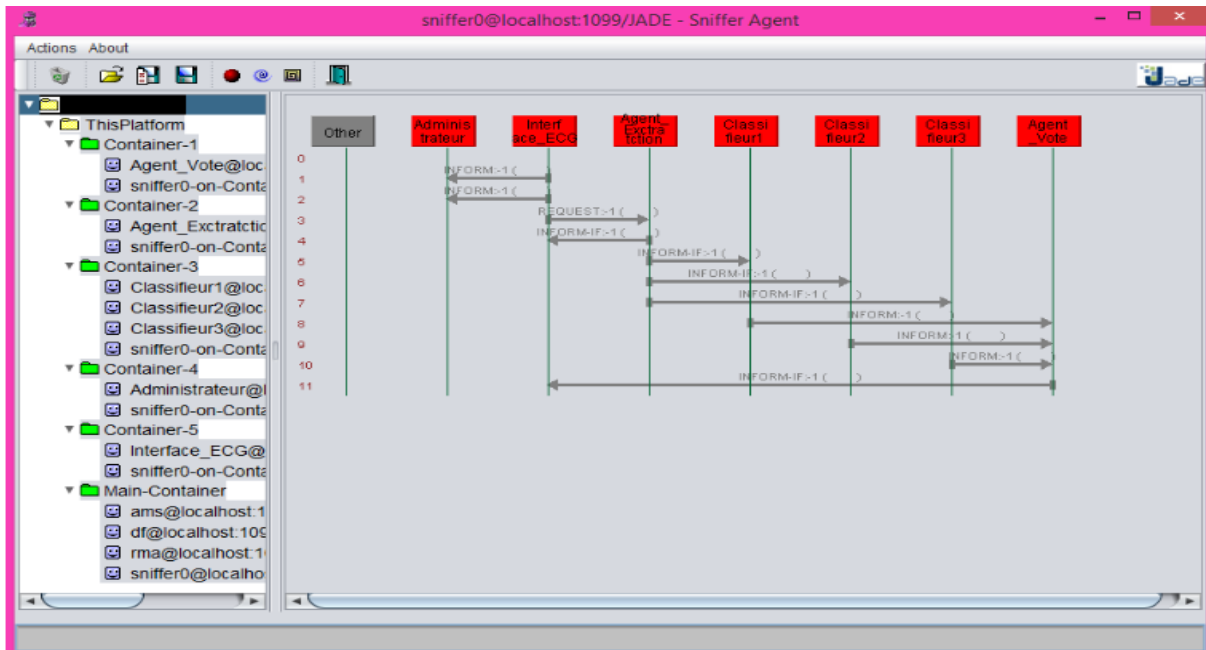


Figure 5.20 : L'échange des messages entre les agents de système.

5. Résultats et analyse

Dans notre travail, on implémenté trois classifieurs neuronaux qui donnent des taux de classification du signal ECG satisfaisants et prometteurs. D'après les expériences qu'on a effectuées nous avons constaté qu'un classifieur composé de deux couches cachées est approprié pour obtenir des meilleurs taux de classification et cela dans un temps d'apprentissage minimal. Ainsi, le tableau suivant va montrer le taux de classification de chacun des réseaux de neurones adoptés mais aussi le temps d'apprentissage consacré.

**Tableau 5.1** : Etude comparative des Classifieur.

	Classifieur 1	Classifieur 2	Classifieur 3
Temps d'apprentissage (ms)	31	62	32
Temps de Test	0,98	0,98	0,98
Pourcentage %	88,0	96,0	95,0

L'utilisation des agents est justifié afin d'assurer une meilleur décomposition du système ce qui va nous permettre la maitrise de la complexité de notre travail. Pour cela, et afin de garantir un temps de réponse optimal du système, on a utilisé des agents de type réactifs en exploitant la notion de parallélisme qui se trouve au niveau de la plateforme Jade.

D'après les tests, on a pu remarquer que l'introduction des agents au sein de notre système permet d'obtenir un temps de réponse

6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé un système d'aide au diagnostic l'arythmie cardiaque très fréquente qui est : IDM et ACFA, en plus du battement normal (N). Nous avons implémenté un système de classification des Signaux ECG basé sur les SMAs neuronal à apprentissage supervisé. Ce système est chargé de déterminer le type du battement en fonction de ses caractéristiques et permettant ainsi de fournir une classification optimal dans un temps raisonnable tout en maitrisant la complexité du problème avec sa décomposition en agents



Conclusion

Le but de notre projet est d'obtenir une application de classification efficace, donc nous cherchons à développer un système automatique d'analyse du signal ECG, capables d'aider les médecins à faire le diagnostic cardiaque qui semble indispensable en raison du grand nombre de patients dans les unités de soins intensifs et de la nécessité d'une observation continue.

Le travail réalisé dans ce mémoire concerne le développement, la réalisation et l'évaluation d'une méthode de classification et de discrimination des arythmies et d'anomalies cardiaques très fréquente appelées IDM et ACFA faisant appel aux systèmes multi-agent avec une expertise neuronale.

Le classificateur de réseau neuronal perceptron multicouche est utilisé pour classer les trois types de battements ECG (battement normal, battement de fibrillation auriculaire, battement d'Infarctus du myocarde), notre système a été validé sur des signaux ECG des différents patients extraits de la base de données universelle (Benchmark) MIT-BIH. Pour mieux structuré et organiser notre problème complexe, il fallait le décomposer en plusieurs parties en adoptant l'approche multi-agent qui nous semblait intéressante afin de bien maîtriser la complexité du problème et qui permettait d'agentifier les services fournis par le logiciel.

Les résultats obtenus par notre application sont très satisfaisants et sont justifié par un taux de classification intéressant des signaux ECG.

Comme perspective de notre travail, on va réfléchir de généraliser l'application afin de classifier plusieurs types d'anomalies cardiaque



Bibliographie

[1]	Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2015). Introduction à l’anatomie et à la physiologie. De Boeck Supérieur
[2]	Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2019). Anatomie et physiologie humaines. Pearson Éducation
[3]	Organisation Mondiale de la Santé (OMS). (2023). Rapport sur les maladies cardiovasculaires.
[4]	Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM). Maladies cardiovasculaires – Fiches santé.
[5]	Haïssaguerre, M., & Jais, P. (2021). Les troubles du rythme cardiaque. Doin Editeurs
[6]	société Française de Cardiologie (SFC). Guides ECG et pratique clinique
[7]	Webster, J. G. (2002). Instrumentation biomédicale. De Boeck Université
[8]	Cottrell, M., & Gallinari, P. (1993). Réseaux de neurones. Paris : Éditions Hermès
[9]	Le Cun, Y., & Bengio, Y. (1995). Les réseaux de neurones profonds et l’apprentissage supervisé. CNRS Editions
[10]	Dreyfus, G. (2005). Réseaux de neurones – Méthodologie et applications. Paris
[11]	Bourlard, H., & Weekends, C. (1990). Reconnaissance de la parole par réseaux de neurones. Masson
[12]	Jérôme, R. (2017). Intelligence artificielle et réseaux de neurones – Comprendre les algorithmes. Dunod
[13]	Gouyon, F., & Gelis, A. (2009). Apprentissage automatique : Principes et techniques. Presses Universitaires de Grenoble
[14]	Paugam-Moisy, H., & Bessière, P. (2004). Réseaux de neurones et modélisation du cerveau. Vuibert
[15]	https://www.researchgate.net/publication/319939107
[16]	Cybenko, G. (1989) « Approximation by superpositions of a sigmoidal function: Math », Control, Signais and Systems, 2, 303-314.
[17]	Lotfi Baghli « contribution à la commande de la machine asynchrone, utilisation de la logique floue, des réseaux de neurones et des algorithmes génétiques », janvier 1999, Université Henri, Magister en Automatique et Traitement du Signal
[18]	Zurada, J.M. (1992) « Introduction to artificial neural systems » West Publishing Co., Saint Paul, Minnesota.
[19]	G. Dreyfus. « Réseaux de neurones : Méthodologie et application », édition Eyrolles, 2004.
[20]] K.J. Hunt, D. Sbarbaro, R. Zbikowski, P.J. Gawthrop, « Neural networks for control systems – A survey » ; Automatica, Vol.28, No.6, pp.1083–1112, 1992.
[21]	N. Benahmed. « Optimisation de réseaux de neurones pour la reconnaissance de chiffres manuscrits isolés : sélection et pondération des primitives par algorithmes génétiques », Mémoire de Maîtrise, Ecole de Technologie Supérieure



	Montréal, Mars 2002.
[22]	Hebb, D. (1949) « The organization of the behavior »Wiley, New York
[23]	Grossberg, S. (1982) « Studies of mind and brain. D. Reidel Publishing Co », Boston.
[24]	Rumelhart, D.E., Hinton, E. et Williams, J. (1986) « Learning internal representation by error propagation » Dans Parallel distributed processing. Vol.I. MIT Press, Cambridge, Massachusetts. pp. 318-362.
[25]	M. Parizeau, « Réseaux de neurones » ; Notes de cours (GIF-21140 et GIF-64326), Université Laval, Canada, Automne 2004.
[26]	Coulibaly, P., Anctil, F. et Bobée, B. (1998). Real time neural network- based forecasting system for hydropower reservoirs. Proceedings of the First International Conference of New Information Technologies for Decision Making in Civil Engineering, (Montreal, 1998), Vol. 2. École de Technologie Supérieure, Montréal. pp. 1001-1011.
[27]	Baum, E. et Haussier, D. (1989) « What size net gives valid generalization? Neural Computation », 1(1) : 151-160.
[28]	Marc Parizeau, « RÉSEAUX DE NEURONES, GIF-21140 et GIF-64326 », UNIVERSITE DE LAVAL, automne 2004.
[29]	Russell, S., & Norvig, P. (2006). Artificial Intelligence: A Modern Approach (2nd ed.). Prentice Hall.
[30]	Ferber, J. (1995). Les systèmes multi-agents: vers une intelligence collective. InterEditions.
[31]	Jennings, N. R., Sycara, K., & Wooldridge, M. (1998). A roadmap of agent research and development. Autonomous Agents and Multi-Agent Systems, 1(1), 7–38
[32]	Wooldridge, M., & Jennings, N. R. (2000). Intelligent agents: Theory and practice. The Knowledge Engineering Review, 10(2), 115–152
[33]	Demazeau, Y. (1995). From interactions to collective behaviour in agent-based systems. Proceedings of the 1st European Conference on Cognitive Science, Saint-Malo, France
[34]	Demazeau, Y. (2001). Multi-agent systems: Towards a new paradigm. Lecture Notes in Artificial Intelligence, 2086, 1–12
[35]	Boissier, O. (2004). Caractéristiques des systèmes multi-agents. Cours ENS Mines Saint-Étienne, France
[36]	Vercouter, L. (2004). Ouverture des systèmes multi-agents. Cours Université du Havre
[37]	Parunak, H. V. D. (1999). Industrial and practical applications of DAI. In G. Weiss (Ed.), Multiagent Systems: A Modern Approach to Distributed Artificial Intelligence (pp. 377–421). MIT Press.
[38]	Ahmed yardimici « soft computing in medicine »Département of industrial Automations, TBMT0, Akdeniz University.070059, Turkey2010.



[39]	Nadia KRICHANE et. Samira TAZEBOUDJT « Classification des signaux ECG par les réseaux de neurone probabiliste » Université MOULOUD MAMMERIDE TIZI-OUZOU Faculté DE genie électrique ET D'informatique Département D'électronique.
[40]	S.NOIMAINEE, J.Tontrakoon, « The ECG Monitor from Database Using Mobile Telephone », the 2004 International technical Conferance on circuits/Systems, Computers and Communication (ITC-CSCC2004).
[41]	https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/biologie-coeur-6849/
[42]	NetBeans ; http://netbeans.org/downloads .
[43]	Moussaoui Mohamed Lamine ; Système Multi Agent pour planification de la production.
[44]	https://archives.limsi.fr/Individu/jps/enseignement/examsma/2005/1.plateformes_3/indexFerguen.html
[45]	MIT-BIH Arrhythmia Database ; http://www.physionet.org/physiobank/database
[46]	Opencv ; http://opencv.org/downloads.html
[47]	https://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=infarctus-du_myocarde
[48]	https://www.sante-sur-le-net.com/wp-content/uploads/2015/06/img_infarctus-myocarde.jpg
[49]	https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/cardiologie/infarctus-du-myocarde/
[50]	https://www.msmanuals.com/fr/professional/troubles-cardiovasculaires/troubles-du-rythme-et-de-la-conduction/fibrillation-auriculaire
[51]	https://fr.wikipedia.org/wiki/Fibrillation_atriale#/media/Fichier:Afib_ecg.jpg
[52]	Widrow, B. et Lehr, M.A. (1990). 30 years of adaptive neural networks : perceptron, madaline and backpropagation. Proceedings of the IEEE, 78(9) : 1415-1442.
[53]	Benhamza, Karima. Conception d'un système multi-agents adaptatif pour la résolution de problème [Thèse de doctorat en sciences, Université Badji Mokhtar - Annaba], 2016.