

Université Pierre et Marie Curie
Mastère de sciences et technologies

MENTION INFORMATIQUE

2011 - 2012

Spécialité : SESI

SYSTÈME ELECTRONIQUES ET SYSTÈMES INFORMATIQUES

**Système embarqué pour l'informatique
affective : du capteur à l'architecture**

RAPPORT DE SOUTENANCE

date exposé 2012

PRÉSENTÉ PAR

Yisheng HUANG

ENCADRANTS

Patrick GARDA

Andrea PINNA

Maria RIFQI

Christophe MARSALA

Laboratoire d'accueil :

LIP6 Equipe SYEL et MALIRE

Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu Monsieur Patrick GARDA, professeur à l'université Pierre et Marie Curie (Paris VI) et responsable de l'équipe SYEL du LIP6, pour m'avoir encadré dans son équipe, prise en charge, confié des tâches, conseillé, encouragé, pendant ces cinq mois et demi.

Je souhaite remercier chaleureusement Monsieur Andrea PINNA, mon tuteur de stage, pour m'avoir fait partager toute son expérience et ses compétences, pour le temps qu'il m'a consacré tout au long de cette période de stage et les réponses qu'il a apportées à mes questions ; sans oublier sa participation à la réalisation de ce rapport.

Mes remerciements vont également à Madame Maria RIFQI et à Monsieur Christophe MARSALA, mes encadrants de l'équipe MALIRE, pour m'avoir guidé et conseillé au cours de mes différentes missions; pour ces échanges scientifiques fructueux et la liberté de recherche qu'ils ont bien voulu me laisser.

Je remercie l'équipe 'Système Electronique' (SYEL) et l'équipe 'Machine Learning and Information Retrieval' (MALIRE) du LIP6 pour m'avoir accueilli en leur sein ; et en particulier à Monsieur Sylvain VIATEUR pour son aide précieuse sur la résolution de petits problèmes informatiques.

Un grand merci à tous ceux qui de près ou de loin m'ont aidé pendant cette période.

Table des matières

1	Présentation du stage de recherche	1
1.1	Le laboratoire LIP6.	1
1.2	Équipe : SYEL - SYstèmes Electroniques	1
1.3	Équipe : MALIRE - MACHine Learning and Information RETrieval	1
2	Système embarqué pour l'informatique affective	3
2.1	Contexte de l'étude.	3
2.2	Définition et analyse du problème	3
2.3	État de l'art.	4
2.3.1	Émotion et Informatique affective	4
2.3.1.1	Émotion.	4
2.3.1.2	Informatique affective	6
2.3.2	Signaux physiologiques et capteurs.	7
2.3.2.1	Signaux physiologiques.	7
2.3.2.2	Capteur	11
2.3.3	Détection.	13
2.3.3.1	Logique floue	13
2.3.3.2	Arbre de décision flou	13
2.3.3.2	Forêt d'arbre de décision flou	14
3	Principe de la solution envisagée	16
4	Identification des tâches à accomplir	17
5	Définition de la procédure de recette	18
6	Échéancier	19
7	Réalisation	20

7.1	Expérimentation	20
7.1.1	Matériel et paramètres	20
7.1.2	Rapports d'auto-évaluation	21
7.1.3	Mesures physiologiques et fonctionnalités	21
7.1.4	Extraction des caractéristiques	22
7.2	Implémentation	23
7.2.1	Architecture matérielle	23
7.2.2	Architecture d'un arbre	24
7.2.3	Module 'memory'	24
7.2.4	Module 'mu_A'	25
7.2.5	Interface de transfert	26
8	Résultats et performance	28
9	Conclusion	30
	Bibliographie	32

Table des figures

2.1	Les composantes des émotions	5
2.2	Dérivation standard	9
2.3	Dérivation unipolaire	10
2.4	Dérivations pr écordiales.	11
2.5	Le fonctionnement des capteurs	12
2.6	Capteurs pour EDA, ECG et RR de Biopac	13
2.7	Un exemple d'arbre de d écision flou.	14
2.8	Un exemple de notre algorithme	15
6.1	L'échéancier de mon stage	19
7.1	Caract éristiques de mesures physiologiques	22
7.2	Architecture matérielle avec une forêt	23
7.3	Architecture matérielle d'un arbre	24
7.4	Architecture matérielle de module 'memory'	25
7.5	La fonction d'appartenance	26
7.6	Le fonctionnement de RS232	26
7.7	Architecture de l'interface de transfert RS232	27
8.1	Les caractéristiques d'arbre1 et d'arbre2	28
8.1	Le r ésultat de compilation pour arbre1	28
8.2	Le r ésultat de compilation pour arbre2	29
8.3	Le r ésultat de compilation pour la forêt	29

Chapitre 1

Présentation du stage de recherche

1.1 Le laboratoire LIP6

Le LIP6 est un laboratoire de recherche sous tutelle de l'Université Pierre et Marie Curie, et du CNRS (UMR 7606).

Le laboratoire couvre un large spectre d'activités regroupées au sein de cinq départements : Calcul Scientifique, Décision, Systèmes Intelligents Recherche opérationnelle, Données et Apprentissage Artificiel, Réseaux et Systèmes Répartis, Systèmes Embarqués sur Puce. En complément de la recherche académique, le LIP6 a une longue tradition de coopération avec des partenaires industriels dans de très nombreux projets nationaux, européens ou internationaux. Deux centres R&D ont été créés : le CERME, Centre Européen de Recherche en Micro-Electronique sur les systèmes embarqués, et Euronetlab, sur l'internet et les réseaux de télécommunication. Le LIP6 est également impliqué dans les pôles de compétitivité de l'Ile-de-France : Cap Digital sur le contenu numérique et Systématique sur les systèmes embarqués.

1.2 Équipe : SYEL - SYstèmes ELelectroniques

SYEL étudie la modélisation des performances des systèmes embarqués hétérogènes, spécifiquement la consommation d'énergie et l'intégrité du signal, les réseaux de capteurs sans fil à basse consommation et les applications des systèmes électroniques à l'aéronautique et à la santé.

1.3 Équipe : MALIRE - MACHine Learning and Information RETrieval

Les activités de l'équipe MALIRE (Machine Learning and Information Retrieval) sont centrées sur des méthodes d'intelligence artificielle et plus spécifiquement sur les aspects théoriques et algorithmiques de l'apprentissage automatique. Ses membres sont spécialisés dans l'apprentissage statistique, les méthodes connexionnistes et probabilistes, ainsi que la logique floue et la gestion d'incertitudes dans les systèmes intelligents. A ces sujets de recherche fondamentale s'ajoutent les trois domaines applicatifs importants que sont la recherche d'information textuelle et multimédia, la fouille de données complexes et la prévision de risques, enfin la modélisation de l'utilisateur et la personnalisation d'interactions hommes-machines.

Les recherches de l'équipe MALIRE sont organisées en cinq directions principales non disjointes. La première concerne les fondations théoriques de l'apprentissage automatique, l'analyse de séquences, le traitement de données structurées et l'apprentissage inductif. La seconde direction est consacrée à l'étude de similarités et leurs fondations cognitives. Les trois autres directions correspondent aux domaines d'application déjà mentionnés. MALIRE a de nombreuses interactions avec les sciences cognitives et l'analyse d'usages.

Chapitre 2

Système embarqué pour l'informatique affective

Mon stage s'inscrit dans le cadre du projet de LIP6 «Carpe Diem». Ce projet est basé sur la collaboration entre l'équipe SYEL et MALIRE du LIP6.

2.1 Contexte de l'étude

L'informatique émotionnelle représente un domaine très actif en intelligence artificielle. Les objectifs de cette discipline sont principalement de deux ordres : reproduire des émotions adéquates pour une situation donnée ; détecter les émotions ressenties par une personne. Pour reconnaître les émotions, les manifestations physiologiques ont depuis longtemps été des indices pertinents : ainsi le premier détecteur de mensonges, conçu par Cesare Lombroso en 1885, se basait sur la pression sanguine. La riche littérature existante dans ce domaine permet de confirmer que des mesures physiologiques sont tout à fait pertinentes pour connaître les émotions ressenties. Il reste que capturer et caractériser toutes les nuances que peut ressentir une personne constitue, de manière attendue, une tâche difficile. Globalement, s'il faut reconnaître entre 5/7 émotions, le taux de succès avoisine les 70%. Ce résultat est relativement bon, mais il cache des disparités de reconnaissance entre les différentes émotions. Pour améliorer la caractérisation de toutes ces émotions, trois axes majeurs peuvent être investigués. Le premier concerne les mesures elles-mêmes et les capteurs qui les fournissent. Le deuxième axe relève des techniques issues de l'apprentissage automatique et de la représentation des connaissances. Le troisième axe porte sur la réalisation d'une architecture numérique dédiée à l'intégration des techniques issues du deuxième axe, afin de réaliser un système embarqué intelligent pour l'informatique émotionnelle.

Le premier axe est abordé avec une étude bibliographique sur l'état de l'art des capteurs. Le deuxième axe demande l'acquisition de nouvelles données physiologiques. Le troisième axe est le cœur de mon stage.

2.2 Définition et analyse du problème

Un premier objectif du stage est de faire un état de l'art sur les capteurs les mieux adaptés pour pouvoir mesurer et en même temps caractériser les signaux physiologiques acquis.

Un second objectif du stage est acquisition d'une nouvelle base de données pour l'étude des nouvelles techniques issues de l'apprentissage automatique.

Un troisième objectif du stage sera d'étudier quelle architecture est la mieux adaptée pour intégrer les algorithmes et méthodes capables de reconnaître les émotions.

L'étude sur l'algorithme et l'apprentissage sera faite par l'équipe MALIRE.

Cahier des charges :

1. Faire un état de l'art sur l'informatique affective
2. Campagne de mesures : Acquisition d'une nouvelle base de données sur trois signaux physiologiques : Activité électrodermale (EDA), Électrocardiogramme (ECG) et Rythme de respiration.
3. Implémentation sur FPGA d'une forêt d'arbre de décision flou pour la reconnaissance des émotions
4. Obtenir des résultats
5. Analyse des résultats obtenus.

2.3 État de l'art

2.3.1 Émotion et informatique affective

2.3.1.1 Émotion

L'émotion est une expérience psychophysiologique complexe de l'état d'esprit d'un individu lorsqu'il interagit aux influences biochimiques (internes) et environnementales (externes).

L'émotion est un ensemble de réponses extrêmement rapides caractérisées par trois composantes : physiologiques, comportementales-expressives et cognitives-expérientielles [1]. L'émotion possède une propriété d'apparition récurrente à plus long terme sous forme de ruminations dans le cas intra-personnel et de partage social dans le cas extra-personnel.

La composante physiologique peut se traduire par un changement du rythme cardiaque, une modification des réponses électrodermales, un changement de la température du corps, une variation de la fréquence respiratoire, etc.

Chez l'homme, les réponses comportementales et expressives sont principalement focalisées sur la modification de l'expression du visage, source principale de communication, mais aussi la posture du sujet et ses gestes.

La composante cognitive-expérientielle comprend l'ensemble des processus mentaux qui apparaissent et qui se développent suite au déclenchement d'une émotion intervenant dans la perception de la situation, dans sa mémorisation et dans son traitement cognitif en mémoire.

Dans l'approche cognitive de l'émotion, l'évaluation et la tendance à l'action sont deux processus essentiels. L'individu évalue si la situation est nouvelle ou si elle s'est déjà produite auparavant, il évalue dans quelle mesure cette situation est plaisante ou déplaisante et quel contrôle il peut avoir sur elle. La composante cognitive-expérientielle évalue la nouveauté, la valence et le contrôle que peut avoir le sujet sur la situation. L'évaluation cognitive est souvent considérée comme un processus initial au déclenchement de l'émotion.

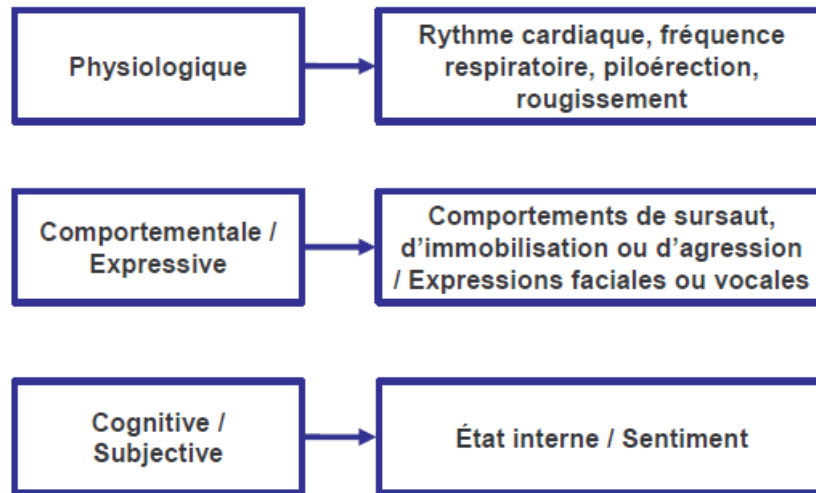


FIGURE 2.1 – Les composantes des émotions [16]

Classification des émotions

Il y a deux méthodes pour classer l'émotion, approche catégorielle et approche dimensionnelle [2].

L'approche catégorielle soutient que l'ensemble des émotions peut être catégorisé par un petit ensemble d'émotions basiques, primaires ou fondamentales, qui seraient innées, non réductibles et communes à toute l'espèce humaine. Elles seraient représentées distinctement en mémoire, et seraient associées à des informations, idées et souvenirs également organisés de façon catégorielle [2].

Contrairement aux approches catégorielles des émotions, les approches dimensionnelles considèrent que les émotions ne sont pas des états indépendants les uns des autres, mais qu'elles font partie d'un espace continu à plusieurs dimensions. Il est donc possible de définir des relations entre les émotions. Par exemple, dans un espace utilisant une dimension positive ou négative, il est possible de définir que la joie est plus positive que la colère.

Trois facteurs ont été utilisés afin de mieux rendre compte des effets psychophysiologiques des différentes émotions : la valence, le degré d'activation physiologique (arousal) et la dominance (contrôle). En général, deux dimensions principales sont mises en avant. D'une part, la valence émotionnelle, c'est-à-dire le caractère positif ou négatif de l'expérience émotionnelle. D'autre part, la dimension de l'intensité ou le degré d'activation de l'expérience émotionnelle (arousal).

Plutchik propose trois cas pour représenter les émotions : les dyades primaires, les dyades secondaires et les dyades tertiaires.

- Les dyades primaires : elles mêlent deux émotions représentées par des portions adjacentes sur la demi-sphère comme par exemple la peur et la surprise qui, combinées, produisent l'effroi ou encore la joie et l'acceptation qui, combinées, donnent l'amour.

- Les dyades secondaires : les émotions représentées par des portions sur la demi-sphère non adjacentes mais « séparées » par une portion correspondant à une émotion primaire.
- Les dyades tertiaires : elles sont séparées sur la demi-sphère par des portions correspondant à deux émotions primaires comme par exemple l'anxiété qui est la résultante de la peur et de l'anticipation.

Dans les encadrés de forme rectangulaire, on trouve les dyades primaires qui correspondent à des émotions secondaires. Elles résultent de la combinaison de deux émotions primaires, représentées par des secteurs adjacents sur le cercle.

Théories évolutionnistes

En 1872, Darwin, dans son ouvrage «The Expression of the Emotion in Man and Animals », intègre les émotions dans la théorie évolutionniste, utiles à la survie des individus et des espèces, et possédant pour certaines d'entre elles, un caractère inné [3]. Les émotions prennent alors un aspect positif par leurs fonctions adaptatives. L'accent est particulièrement mis sur les émotions faciales qui jouent un rôle privilégié par leur fonction communicative dans cette adaptation à l'environnement. Il s'est de plus intéressé à la facette expressive des émotions, le considérant comme un ensemble de gestes utiles à la survie à une certaine époque de l'évolution et qui seraient restés en nous, n'étant plus aujourd'hui que des "reliquats". Dans le cas de la peur, par exemple, les yeux sont grands ouverts, permettant de ce fait de capter le plus d'informations possible sur l'environnement [4].

Théories cognitives

La question de la place de la cognition dans les émotions est devenue centrale depuis environ un siècle. Les théories cognitives sont les plus pertinentes pour rendre compte des variabilités inter- ou intra-individuelles du ressenti émotionnel face à une même situation, en durée ou en intensité

Pour Lazarus [5], la cognition est une condition nécessaire et suffisante aux émotions. Il développe une théorie relationnelle basée sur les concepts de l'évaluation cognitive (appraisal). La notion d'évaluation cognitive est également au cœur des travaux de Scherer [6]. Il s'inscrit dans le courant théorique de l'évaluation cognitive et plus spécifiquement de la théorie des processus à composantes (Component Process Theory ou CPM), et le modèle des émotions basiques d'Ekman, qui prolonge la vision évolutionniste des émotions de Darwin. Scherer s'appuie sur une approche fonctionnelle et divise le processus émotionnel en cinq composantes. Une émotion est une séquence de changements d'états parmi ces cinq composants. Une émotion est donc une suite d'états et non un état statique. Ces changements d'états sont déclenchés par une évaluation du stimulus selon cinq critères d'évaluation (Stimulus Evaluation Check ou SECs).

2.3.1.2 Informatique affective

L'informatique affective (affective computing) est l'étude et le développement de systèmes et d'appareils ayant les capacités de reconnaître, d'exprimer, de synthétiser et modifier les émotions humaines. C'est un domaine de recherche interdisciplinaire couvrant les domaines de l'informatique, de la psychologie et des sciences cognitives qui consistent étudier l'interaction entre technologie et sentiments. (Wikipedia)

Rosalind Picard [7] est considérée comme étant la fondatrice de la branche de l'informatique, informatique affective par la publication de son livre *Affective Computing* qui insiste sur l'importance qu'a la reconnaissance des émotions pour les relations interpersonnelles et les effets possibles de ce type de perception pour les robots.

Picard propose une série d'étapes à suivre pour effectuer une reconnaissance affective :

1. Acquérir le signal en entrée : mettre en place des dispositifs d'acquisition ou de capture des données du monde réel. Par exemple, des microphones pour capter le signal sonore de la voix, ou une caméra pour le visage.
2. Reconnaître des formes dans le signal : extraire des caractéristiques ou des variations typiques d'une émotion ou d'un état affectif.
3. Raisonner : d'après les caractéristiques et formes reconnues, être capable d'inférer l'émotion plus probablement exprimée par l'utilisateur.
4. Apprendre : entraîner la machine à reconnaître et classer une émotion.
5. Évaluer automatiquement le biais dans la reconnaissance.
6. Délivrer l'émotion finalement interprétée.

Une version simplifiée de cette méthode se retrouve dans la majorité des études et systèmes de reconnaissance d'émotions. Classiquement, cette reconnaissance est effectuée en trois étapes.

1. La capture de données depuis le monde extérieur (comme l'étape 1)
2. L'extraction de caractéristiques depuis les différentes données acquises. (comme l'étape 2)
3. La classification des valeurs de caractéristiques en une catégorie d'émotion.
(Voir 2.3.1.1 *Émotion*)

2.3.2 Signaux physiologiques et capteurs

2.3.2.1 Signaux physiologiques

Les signaux physiologiques peuvent être définis comme des signaux qui permettent de quantifier les phénomènes physiques et chimiques survenant dans les organes et les tissus. Les signes les plus nets de l'excitation émotionnelle concernent les changements d'activité du système nerveux végétatif.

Les indices physiologiques qui sont généralement utilisés pour caractériser les trois composantes : la valence, le degré d'activation physiologique (ou l'arousal) et la dominance (contrôle). Les principaux signaux traités sont :

- Activité électrodermale (Electrodermal Activity, EDA)
- Electrocardiogramme (ECG)
- Rythme de respiration (RR)

- Volume sanguin impulsionnel (Blood Volume Pulse, BVP)
- Activité électromyographique (EMG)
- Température cutanée (Skin Temperature, SKT)
- Rythme électroencéphalogramme (EEG)

Dans le cadre de mon stage, nous prendrons en charge l'EDA, le ECG et le VR.

Activité électrodermale

L'activité électrodermale (AED ou EDA en anglais) est une activité électrique biologique enregistrée à la surface de la peau et reflétant l'activité des glandes de la sudation et du système nerveux autonome et par conséquent, entre autres, de la perception de l'individu et de son comportement involontaire plutôt que celui d'une réponse qu'il souhaite donner [8].

1. Enregistrements exosomatiques

Les enregistrements exosomatiques désignent les mesures de l'activité électrique cutanée lorsqu'on apporte une source électrique extérieure. On enregistre alors les réponses électriques de la peau au passage d'un courant externe non perceptible par le sujet et imposé, par l'expérimentateur, entre deux points rapprochés de la surface cutanée, généralement l'index et le majeur. Dans ce cas, la mesure est basée sur le comportement des tissus ou organes sous l'effet de cet apport extérieur. En AED, on applique une tension ou un courant constant entre les deux électrodes et on mesure l'impédance entre les deux. La tension obtenue varie en fonction des propriétés électriques des tissus traversés par le courant injecté.

2. Enregistrements endosomatiques

Les enregistrements endosomatiques se font sans application de courants extérieurs. On enregistre donc l'activité électrique propre du tissu ou de l'organe ciblé. La plupart des mesures biomédicales sont endosomatiques, EEG, ECG, EMG, EOG... et celle correspondant à l'AED est appelée potentiel électrodermal, ou potentiel cutané.

Électrocardiogramme

L'électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG [9].

Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps, selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels correspond

une dérivation de l'ECG. Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le corps du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

Si on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, on ne sera pas en mesure de le caractériser entièrement. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En pratique, douze dérivations sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur.

1. Trois dérivations bipolaires (ou dérivations standard)

Elles ont été déterminées par Einthoven [10] et sont appelées bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes. Elles sont obtenues à partir des potentiels du DI, DII, DIII obtenues par permutation des électrodes placées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche de la manière suivante :

$$DI = VL - VR$$

$$DII = VF - VR$$

$$DIII = VF - VL$$

Où VR correspond au potentiel au bras droit, VL correspond au potentiel au bras gauche et VF correspond au potentiel dans la jambe gauche. La jambe droite est reliée à la masse. Les vecteurs obtenus forment alors un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven comme donné sur la Figure 2.2.

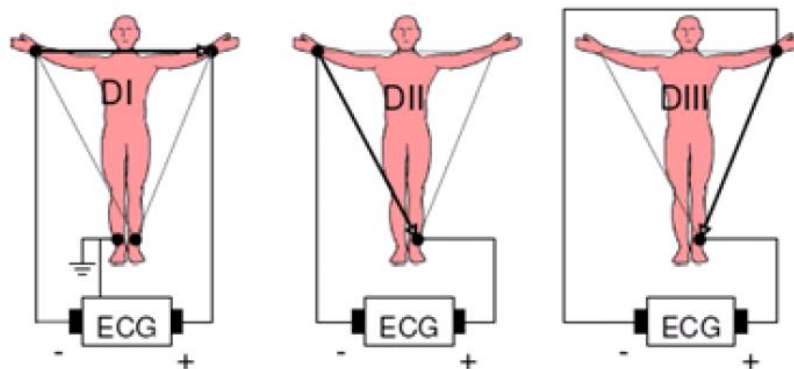


FIGURE 2.2 – Dérivation standard [10]

2. Trois dérivations unipolaires

Les dérivations unipolaires des membres (aVR, aVL, aVF) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Wilson [11]. Ces dérivations permettent de mesurer la tension entre un point de référence et le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche respectivement. Le point de référence est réalisé par la moyenne des signaux qui apparaissent sur les deux autres membres qui ne

sont pas en observation. A cet effet, on utilise des résistances de valeur élevée, supérieure à $5M\Omega$. La Figure 2.3 montre les dérivations unipolaires.

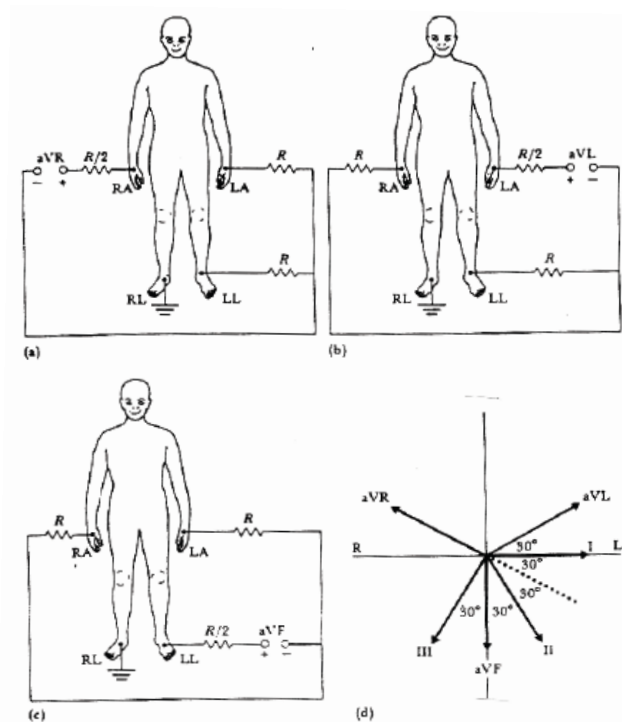


FIGURE 2.3 – Dérivation unipolaire [11]

(a) : aVR, (b) : aVL, (c) : aVF, (d) : Diagramme vectoriel montrant les directions des dérivations standard et unipolaires dans le plan frontal.

3. Six dérivations précordiales

Ce sont des dérivations unipolaires mises au point par Wilson [12]. Elles sont posées sur le thorax et sont désignées par la lettre V suivie du numéro de leur emplacement. Le potentiel de l'électrode exploratrice est pris par rapport à la moyenne des potentiels VL, VR et VF. Six points, définis par Wilson, permettent d'obtenir les dérivations V1 à V6. Leur emplacement est représenté sur la Figure 2.4.

- V1 est placé sur le 4^{ème} espace intercostal droit, au bord droit du sternum.
- V2 est placé sur le 4^{ème} espace intercostal gauche, au bord gauche du sternum.
- V4 est placé sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne médioclaviculaire.
- V3 est placé entre V2 et V4.
- V5 est placé sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure.
- V6 est placé sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne.

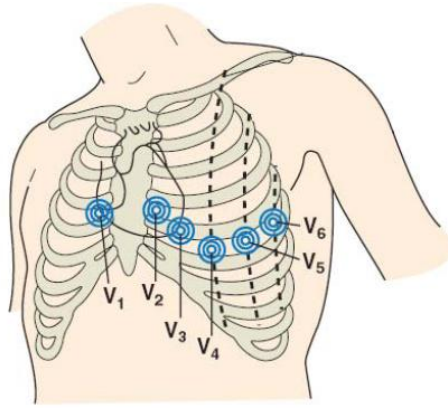


FIGURE 2.4 – Dérivations précordiales [12]

Respiration

La respiration se définit comme l'ensemble des fonctions assurant l'échange oxygène-gaz carbonique entre l'atmosphère et les cellules de l'organisme. La fonction principale du poumon est l'échange gazeux : l'oxygène de l'air atmosphérique pourra pénétrer dans le sang veineux et le gaz carbonique pourra en sortir. [13]

Le rythme respiratoire est défini par l'alternance régulière des mouvements d'inspiration et d'expiration, où le volume de la cage thoracique augmente à chaque pénétration de l'air (ou inspiration) et diminue à chaque rejet (ou expiration).

Généralement, les variations du volume respiratoire sont détectées par une ceinture élastique à la hauteur du thorax ou de l'abdomen. Cette ceinture comporte deux bobines, chacune est alimentée par un faible signal radio-fréquence (RF). La ceinture élastique est sensible au gonflement de la cage thoracique. Les variations de sections entraînent des variations d'inductance. Alors, l'impédance des deux bobines augmente avec l'augmentation du volume respiratoire, cette relation dépend de plusieurs facteurs.

Ce capteur convertit les variations de volume de la cage thoracique en variations de tension électrique. La ceinture doit être placée autour de la région thoracique de la personne, juste au-dessus de la poitrine. Il devrait tenir en place lorsque la personne expire complètement. Le signal de la respiration est une mesure relative du volume de la cage thoracique.

2.3.2.2 Capteur

Un capteur est un dispositif transformant une grandeur physique (température, pression, position, concentration, etc.) en une autre grandeur physique de nature différente (souvent électrique) représentative de la grandeur prévue, et utilisable à des fins de mesure.

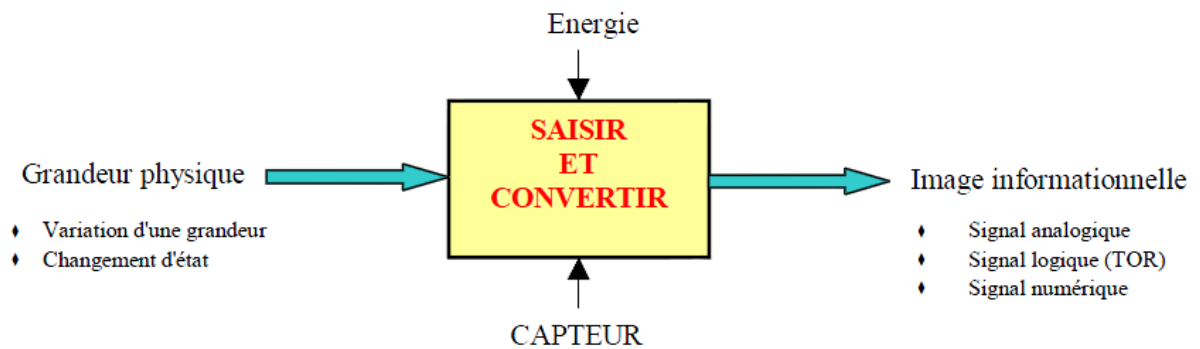


FIGURE 2.5 – Le fonctionnement des capteurs

On peut classer les capteurs de plusieurs manières.

- Par la fonction du mode de détection (capteur de position, de température, de pression, etc.)
- Par son rôle dans le processus industriel (contrôle de produit fini, de sécurité, etc.)
- Par le signal qu'il fournit en sortie (analogique, numérique, logique ou digital)
- Par leur principe de traduction du mesurande (capteur résistif, piézoélectrique, etc.)
- Par leur principe de fonctionnement (actif ou passif)

Toutes ces classifications permettent d'avoir une vue d'ensemble des capteurs. Aucune méthode de classification n'est la meilleure car toutes ont des avantages et des inconvénients.

Biopac

BIOPAC Science Lab, est un outil pour apprendre la physiologie et réaliser les enregistrements de base. À l'aide de leçons simples fournies, les étudiants peuvent enregistrer et analyser l'ECG, l'EMG, l'EEG etc. Les produits Biopac (carte d'acquisition de données, logiciel d'analyse de données, capteurs) sont dédiés à la recherche clinique et en laboratoire.



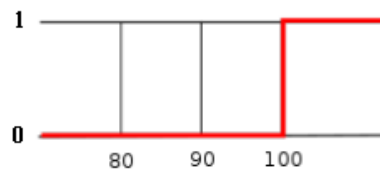
FIGURE 2.6 – Capteurs pour EDA, ECG et RR de Biopac

2.3.3 Détection

2.3.3.1 Logique floue

À l'inverse de la logique booléenne, la logique floue permet à une condition d'être en un autre état que vrai ou faux. Il y a des degrés dans la vérification d'une condition.

Logique booléenne:



Logique floue:

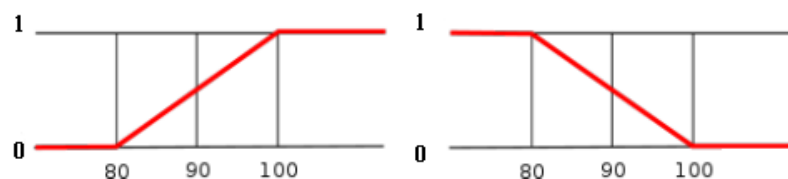


FIGURE 2.6 – Comparaison entre logique booléenne et logique floue

2.3.3.2 Arbre de décision flou

Les arbres de décision flous sont issus des arbres de décision. La construction d'un arbre de décision est une méthode d'apprentissage inductif supervisé. L'apprentissage inductif supervisé nécessite de disposer d'une base d'exemples étiquetés encore appelée base d'apprentissage. Chaque exemple de la base est décrit par un ensemble d'attributs et une étiquette lui est associée. Cette étiquette représente la classe de l'exemple. À partir de cette base, l'apprentissage inductif supervisé consiste à trouver une loi générale servant de règle de décision pour associer à tout élément inconnu, décrit par le même ensemble d'attributs, une classe. Il existe de nombreuses méthodes d'apprentissage inductif dont on peut trouver une présentation générale dans le livre de A. Cornuéjols et L. Miclet [14].

Un arbre de décision flou est un assemblage de blocs de logique floue que l'on appellera une fonction d'appartenance.

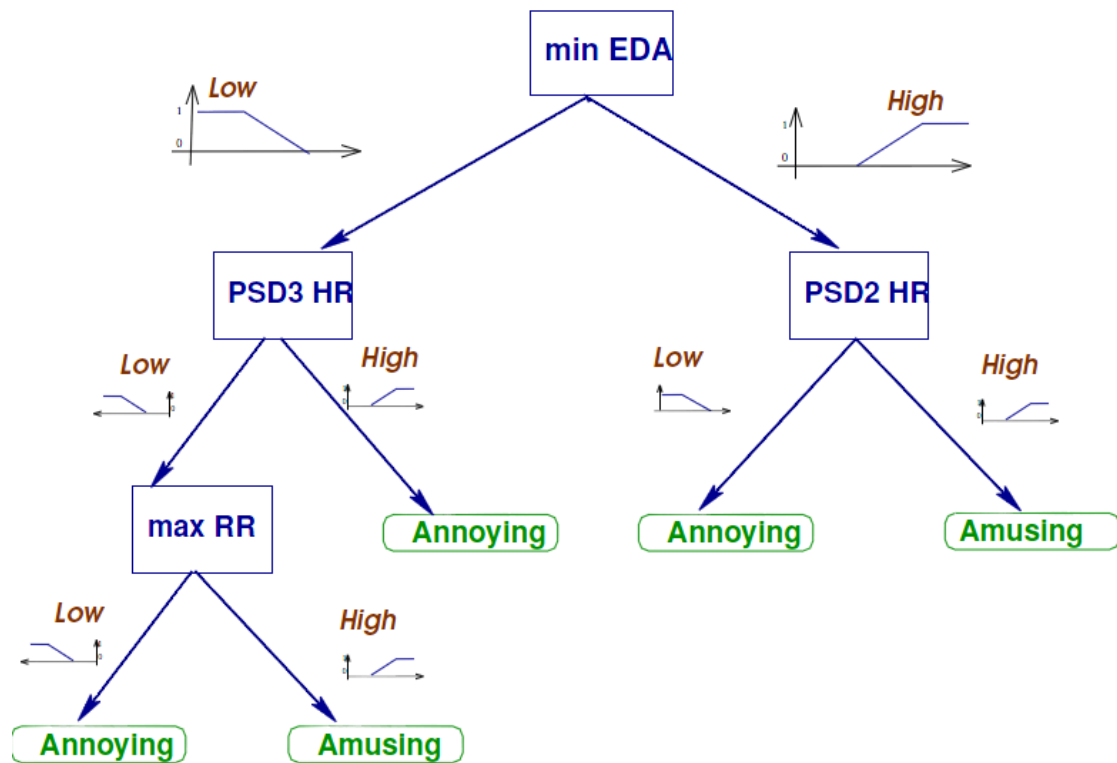


FIGURE 2.7 – Un exemple d'arbre de décision flou

2.3.3.3 Forêt d'arbre de décision flou

Les forêts d'arbres décisionnels [15] (ou forêts aléatoires de l'anglais « Random decision forest ») ont été formellement proposées en 2001 par Leo Breiman et Adèle Cutler. Elles font partie des techniques d'apprentissage automatique. Cet algorithme combine les concepts de sous-espaces aléatoires et de « bagging ». L'algorithme des forêts d'arbres décisionnels effectue un apprentissage sur de multiples arbres de décision entraînés sur des sous-ensembles de données légèrement différents.

Une forêt d'arbre de décision flou contient un ensemble d'arbre de décision flou. Les données sont traitées par chaque arbre séparément. En suite, on prend toutes les sorties des arbres et calcul la valeur moyenne pour trouver le type d'émotion détectée.

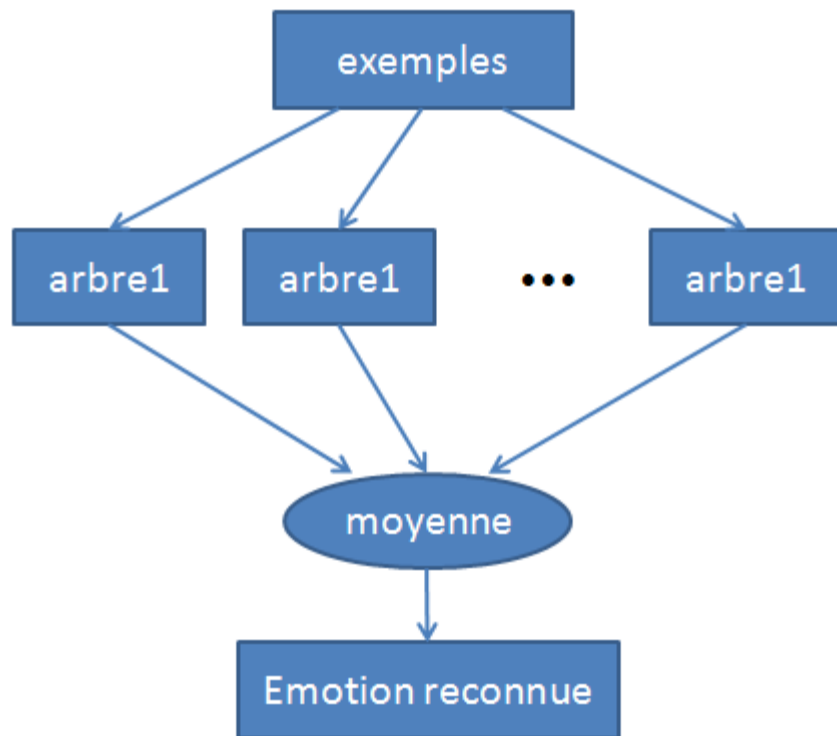


FIGURE 2.8 – Un exemple de notre algorithme

Chapitre 3

Principe de la solution envisagée

Afin d'implémenter les algorithmes sur FPGA et concevoir une architecture matérielle pour exécuter, deux approches sont possibles : architecture dédiée et architecture généralisée.

1. Architecture dédiée

C'est une implémentation complètement matérielle sur FPGA. Pour cette approche, il y a deux solutions.

La première est d'implémenter l'arbre tel qu'il est, c'est-à-dire que chaque nœud de l'arbre correspond à un module différent connecté de la même manière que dans l'arbre de décision, cette approche fait la correspondance entre l'arbre et l'implémentation de cet arbre. Dans le cadre de cette approche, les signaux doivent parcourir les modules l'un après l'autre comme dans un arbre. L'inconvénient majeur de cette architecture est le temps de calcul. En effet ce temps dépend du plus long chemin de l'arbre, et le calcul d'un niveau ne pourra être effectué que si le niveau précédent a été calculé.

- Avantage : demande un nombre d'unités de ressource pour l'implémenter
- Inconvénient : latence de calcul (proportionnelle à la dimension de l'arbre/forêt)

La seconde architecture est plus avancée que la première, l'idée est la suivante : étant donné que la valeur de l'attribut du calcul d'un module sont indépendantes, ces modules peuvent donc faire le calcul en même temps. Avec cette architecture, le temps de calcul dépendra cette fois du nœud, ce qui réduit considérablement le temps de calcul. Nous avons choisi cette architecture.

- Avantage : latence indépendante de la dimension de l'arbre de décision (forêt)
- Inconvénient : demande importante de ressource

2. Architecture généralisée

Elle est basée sur l'utilisation d'un IP processeur embarqué type NIOS pour exécuter des arbres de décision floue.

Chapitre 4

Identification des tâches à accomplir

Tâche 1 : Analyse du sujet et lecture de la documentation

Tâche 2 : Cahier des charges

Tâche 3 : État de l'art

- Émotion et informatique affective, signaux physiologiques et capteur, architecture, algorithme et détection.

Tâche 4 : Procédure de recette et préparation de la présentation

Tâche 5 : Création de la base de données

- Acquisition des signaux physiologiques EDA, ECG et RR : une personne en regardant les matches de l'EURO 2012

Tâche 6 : Définition, conception et implémentation de l'arbre de décision flou sur FPGA

- Approche 1 : architecture dédiée (choix d'une des deux solutions possibles)
- Approche 2 : architecture généralisée

Tâche 7 : Système stand-alone

- Interface pour la récupération de signaux
- Interface pour les résultats

Tâche 8 : Evaluation des performances des deux solutions

Tâche 9 : Préparation de la soutenance

Chapitre 5

Définition de la procédure de recette

Je propose pour la validation de chaque tâche la procédure de recette suivante :

Tâche 1 et Tâche 2 : réunion avec les encadrants

Tâche 3 : recherche bibliographique

Tâche 4 : présentation

Tâche 5 : choix de l'instrument pour acquisition des signaux physiologiques (BIOPAC, emprunté par le laboratoire LUTIN) et utilisation de BIOPAC MP35/MP36

- Prise en main : la procédure de recette
- Enregistrer des signaux EDA, ECG et rythme de respiration sur une personne regardant un match de football de l'euro 2012

Tâche 6 : description en VHDL pour l'architecture dédiée et description en C pour l'architecture généralisée des forêts d'arbre de décision floue.

Tâche 7 : code design sur une carte de développement FPGA afin d'implémenter une IP architecture (dédiée/généralisée) et une IP interface

Tâche 8 : exécution des arbres et évaluation des performances en termes de :

- Ressources matérielles
- Latence (temps d'exécution)
- Précision
- Outils utilisés : Mentor, Altera Quartus, Modelsim, SOPC Builder, Eclipse

Tâche 9 : soutenance

Chapitre 6

Échéancier

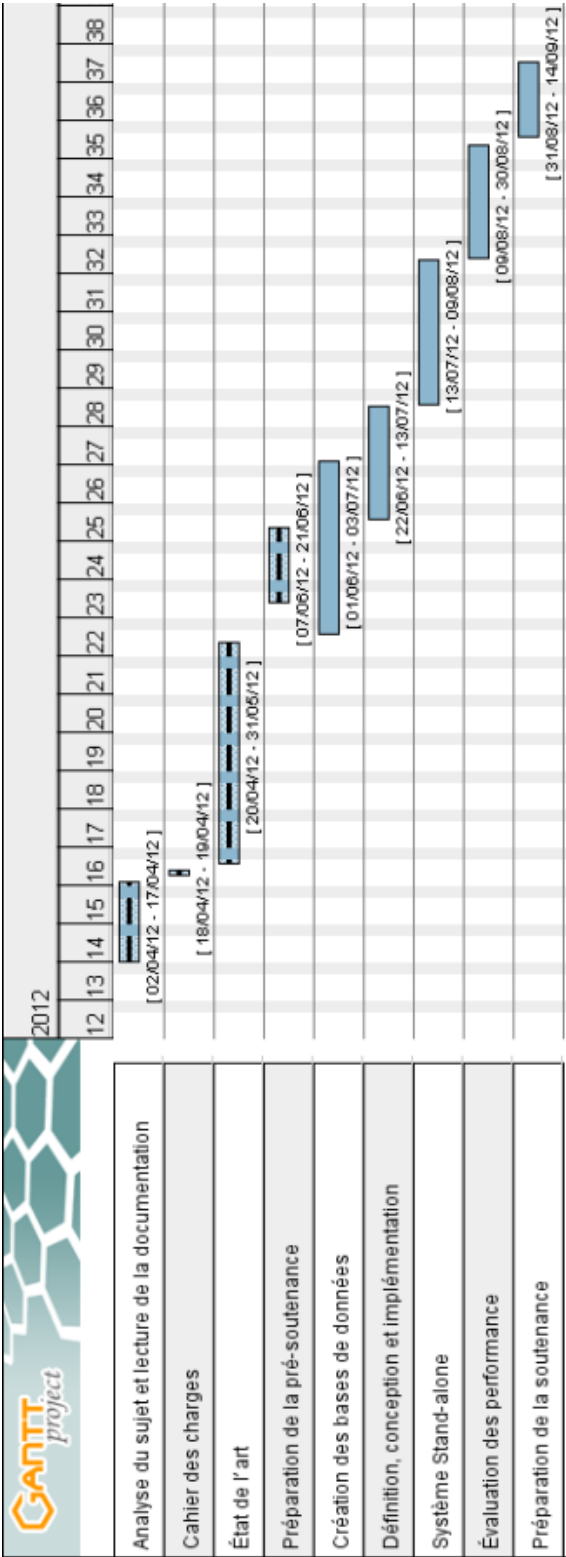


FIGURE 6.1 – L'échéancier de mon stage

Chapitre 7

Réalisation

7.1 Expérimentation

A ce stade de nos recherches, nous pratiquons des expériences en vue d'étudier la possibilité de découvrir les différents types de signatures physiologiques associés à des matches de football. Car les amateurs des matches de football fourniront plus facilement des changements d'émotion durant un match. Afin de corréler les mesures physiologiques avec les sujets auto-évaluations des différents niveaux psychologiques de plaisir, nous avons enregistré des signaux physiologiques avec l'espoir de trouver des caractéristiques capables de faire la distinction entre les différents niveaux d'engagement suscité par ces séquences. Par conséquent, les efforts ont été émis sur le dispositif expérimental pour assurer que les états émotionnels enregistrés étaient le plus proche de la réalité.

7.1.1 Matériel et paramètres

Le matériel que nous utilisons dans nos analyses est le système MP BIOPAC. Il fournit un outil flexible pour nos recherches et besoins. Le système modulaire interface puissante peut être utilisé avec des amplificateurs BIOPAC, des accessoires et des équipements que nous possédons déjà. La nouvelle gamme d'amplificateurs élargis améliore encore notre capacité à créer un système pour répondre à nos exigences d'application. Les amplificateurs s'emboîtent et se séparent par de simples substitutions.

Le matériel utilisé est le système MP35 prêté par le laboratoire LUTIN (Laboratoire des Usages en Technologies d'Information Numérique). Les sujets à étudier sont deux adolescences (âge de 12 ans et 15 ans) et trois adultes (âge de 42 ans, 45 ans et 30 ans). Tous les cinq, ils aiment beaucoup le sport du football. En conséquence, les changements d'émotion pendant les matches peuvent être évidents chez ces individus. L'expérimentation se déroule chez les participants, au salon devant la télévision. Les conditions et l'ambiance sont favorables à l'analyse car ils sont à l'aise. En revanche, les mouvements violents sont interdits, afin d'éviter tout artefact musculaire physiologique durant l'enregistrement qui influencera probablement le résultat de l'expérimentation. Pour procéder à cette analyse, les participants sont reliés aux trois capteurs de BIOPAC : EDA, ECG et Respiration, ce qui permet d'extraire et d'enregistrer les caractéristiques à étudier.

7.1.2 Rapports d'auto-évaluation

Afin de nous aider davantage dans nos recherches, à la fin de chaque partie de match, les participants sont invités à remplir un questionnaire. Celui-ci a pour but d'évaluer leurs niveaux de certains paramètres psychologiques. Le questionnaire est le suivant :

Nom : _____

Date : _____

Match : _____

Partie 1 /Partie 2 /Tout le match

1. Quel est le moment que vous avez le plus amusé ?
2. Quel est le moment que vous avez le plus détesté ?
3. Quel est le moment que vous avez le plus frustré ?

7.1.3 Mesures physiologiques et fonctionnalisés

Sur la base de la pertinence psychophysiologique comme discuté dans le chapitre 2, nous avons choisi un ensemble de mesures qui peuvent être utilisées presque de manière non intrusive tout en donnant des résultats optimaux. Ce sont les suivantes:

1. Activité électrodermale (EDA)
2. Electrocardiogramme (ECG)
3. Rythme de Respiration(RR)

Nous avons utilisé l'unité d'acquisition BIOPAC MP35 pour enregistrer les signaux physiologiques, et le logiciel BSL Pro pour visualiser les données. L'électrocardiogramme (ECG) a été recueilli par le biais d'une mesure de l'activité cardio-vasculaire à travers une dérivation Einthoven II plaçant des électrodes de surface pré-gâffées sur les chevilles et sur le poignet. L'activité électrodermale (EDA) a été enregistrée au moyen d'électrodes de surface avec bretelles attachées VelcroTM qui ont été placées sur deux doigts de la main gauche. Les doigts portant les électrodes sont restés sur les

genoux. Le rythme de respiratoire (RR) a été enregistré avec un capteur de ceinture positionné autour du thorax. Les données ECG, EDA et RR ont été recueillies à 200Hz.

7.1.4 Extraction des caractéristiques

Comme discuté auparavant, il existe d'énormes variations de signaux physiologiques d'une personne à une autre. Donc en l'absence d'une normalisation, l'apprentissage automatique n'est pas possible. Ainsi, nous incorporons des mesures pour permettre la comparaison des données de différents participants.

Pour valider l'homogénéité des signatures physiologiques tout au long de la session émotion, nous avons subdivisé les séquences de match en des segments de 10 secondes (2000 points) segments. Il est bon de noter que, même si notre but est de reconnaître le changement d'état émotionnel dès qu'il se produit les mesures physiologiques exigent un laps de temps avant que tout changement significatif puisse être observé. En ce qui concerne les mesures physiologiques utilisées dans notre expérience, dix secondes sont nettement au-dessus du seuil minimum.

Quant à l'extraction de caractéristiques physiologiques, pour chaque signal, nous avons choisi de calculer les caractéristiques indiquées dans le tableau 7.1. Nous sommes basés sur les résultats de recherches antérieures très pertinentes et sur nos travaux antérieurs [17] [18].

Features	Description
$\mu\text{EDA}, \mu\text{HR}, \mu\text{RR}$	average signal amplitude
$\delta\text{EDA}, \delta\text{HR}, \delta\text{RR}$	standard deviation of the signal
$\int_1\text{EDA}, \int_1\text{HR}, \int_1\text{RR}$	mean of absolute first derivative of the signal
$\int_x\text{EDA}, \int_x\text{HR}, \int_x\text{RR}$	max gradient of the signal
$\Phi_1\text{EDA}, \Phi_1\text{HR}, \Phi_1\text{RR}$	Power Spectrum Density 0.0 . . . 0.2 frequency range
$\Phi_2\text{EDA}, \Phi_2\text{HR}, \Phi_2\text{RR}$	Power Spectrum Density 0.2 . . . 0.4 frequency range
$\Phi_3\text{EDA}, \Phi_3\text{HR}, \Phi_3\text{RR}$	Power Spectrum Density 0.4 . . . 0.6 frequency range
$\Phi_4\text{EDA}, \Phi_4\text{HR}, \Phi_4\text{RR}$	Power Spectrum Density 0.6 . . . 0.8 frequency range
$\text{minEDA}, \text{minHR}, \text{minRR}$	min signal amplitude
$\text{maxEDA}, \text{maxHR}, \text{maxRR}$	max signal amplitude
Total	30

FIGURE 7.1 – Caractéristiques de mesures physiologiques (HR : Heart Rate, représentées par les signaux ECG)

7.2 Implémentation

Nous avons utilisé la carte DE2- 70 Cyclone II, Altera pour effectuer l'implémentation de notre architecture d'arbre de décision flou.

Comme discuté dans le chapitre 3, pour l'architecture dédiée, nous avons choisi la deuxième architecture. C'est-à-dire, étant données les valeurs des attributs, ce module peut faire les calculs en même temps.

Chaque fichier d'arbre de décision contient au moins une trentaine de lignes et une centaine de paramètres. Les paramètres sont très différents. On ne peut pas écrire le fichier de description à la main à chaque fois. Donc, nous avons développé un générateur en langage C. On peut lire les fichiers d'arbre en format .txt et générer les fichiers de VHDL automatiquement. Par conséquent, presque toutes les parties de notre architecture sont généralisées.

7.2.1 Architecture matérielle

Dans notre architecture, afin d'améliorer la précision, nous avons décidé d'implémenter plusieurs arbres en même temps comme une forêt. Tout d'abord, nous avons chargé toutes les données de signaux physiologiques que nous avons enregistrés dans le mémoire de FPGA. Nous lisons en considérant les valeurs comme l'entrée. Les données sont bien calculées par chaque arbre de décision flou que nous avons implémenté. En sortie, nous prenons les résultats de chaque arbre et calculons la valeur moyenne.

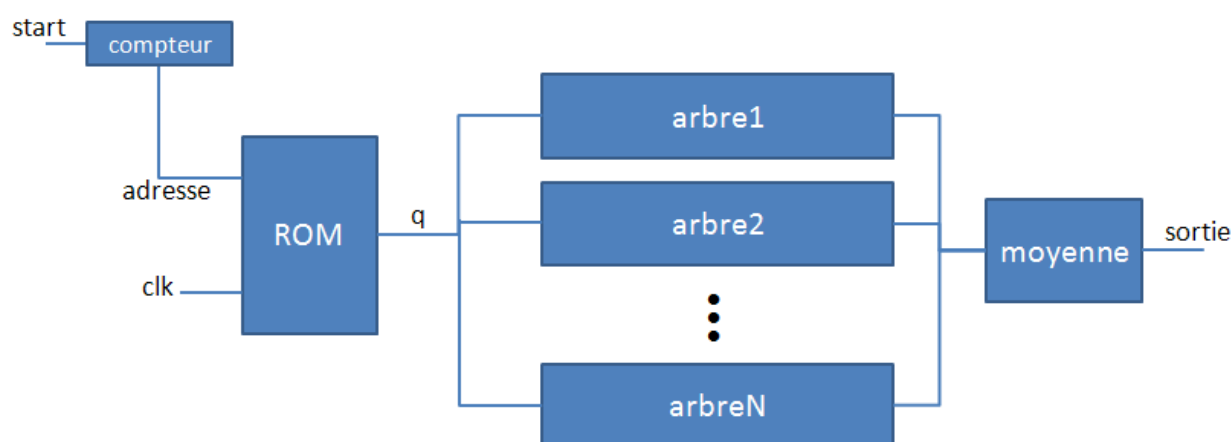


FIGURE 7.2 – Architecture matérielle avec une forêt

Les données de signaux physiologiques sont traitées sous Matlab afin d'obtenir les valeurs d'attribut. Il y a plusieurs fonctions fournies par Matlab mais difficiles d'implémenter avec FPGA. Par conséquent, faute de temps, nous avons décidé de ne pas utiliser nos propres données enregistrées mais celles déjà traitées par Mr. Orero pour tester le fonctionnement de notre architecture. Il est à noter que la taille du fichier n'est pas très grande. Nous utilisons l'outil 'Megawizard plug-in manager' dans le Quartus et gérons un ROM avec une seule porte de sortie. On veut lire les valeurs de chaque attribut comme entrée de notre module. Il y a 100 lignes de données dans le fichier de test. Chaque ligne contient trente valeurs (16 bits chacun) pour un seul arbre pour faire un seul calcul. Chaque ligne de ROM contient une valeur de 16 bits. Les paramè-

es pour le ROM sont : 12 bits d'adresse, 16 bits de sortie de donnée, et avec une profondeur de 4096 lignes.

7.2.2 Architecture d'un arbre

Il y a trente attributs pour un seul arbre. Comme nous voulons calculer en parallèle, il faut obtenir les trente valeurs en même temps. Donc, nous avons développé un module de 'memory' pour lire les données une par une et sortir trente valeurs en une seule fois.

Pour chaque attribut d'arbre, il y a deux paramètres. Nous utilisons la fonction d'appartenance 'mu_A' pour les déterminer.

En suite, nous utilisons plusieurs comparateurs pour trouver la valeur la plus petite de chaque branche d'arbre. En entrée, nous prenons non seulement les valeurs de chaque attribut mais également le degré de chaque feuille dans la même branche.

Ainsi le nombre des comparateurs dépend de nombre de branches dans un arbre.

À la dernière étape, nous utilisons un comparateur qui prend toutes les valeurs minimales de toutes les branches d'un arbre de décision flou. Donc, en sortie, on peut obtenir la valeur maximale qui est le degré d'émotion calculé.

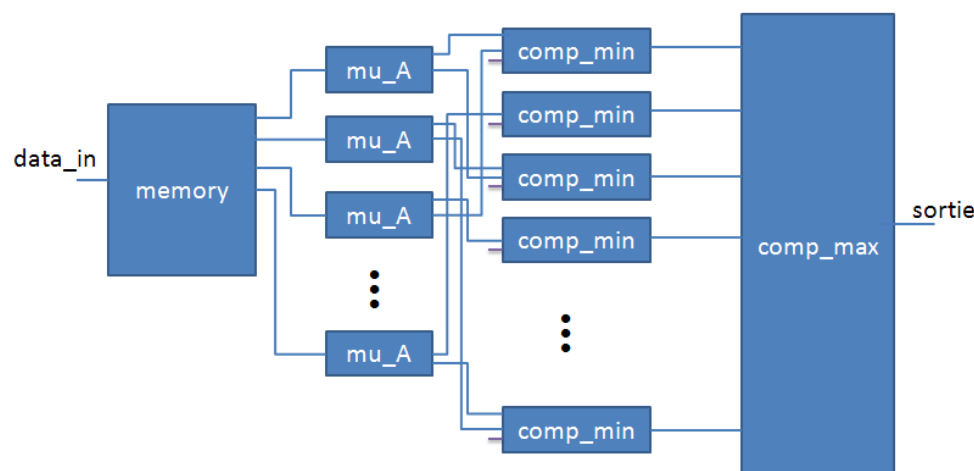


FIGURE 7.3 – Architecture matérielle d'un arbre

7.2.3 Module 'memory'

La valeur de chaque attribut entre ce module un par un. Nous utilisons trente registres, vingt-neuf multiplexeurs un-vers-deux et un compteur. Les données sont décalées dedans à chaque front d'horloge. Quand la valeur de compteur est égale à trente, ce qui engendre la disponibilité de tous les multiplexeurs.

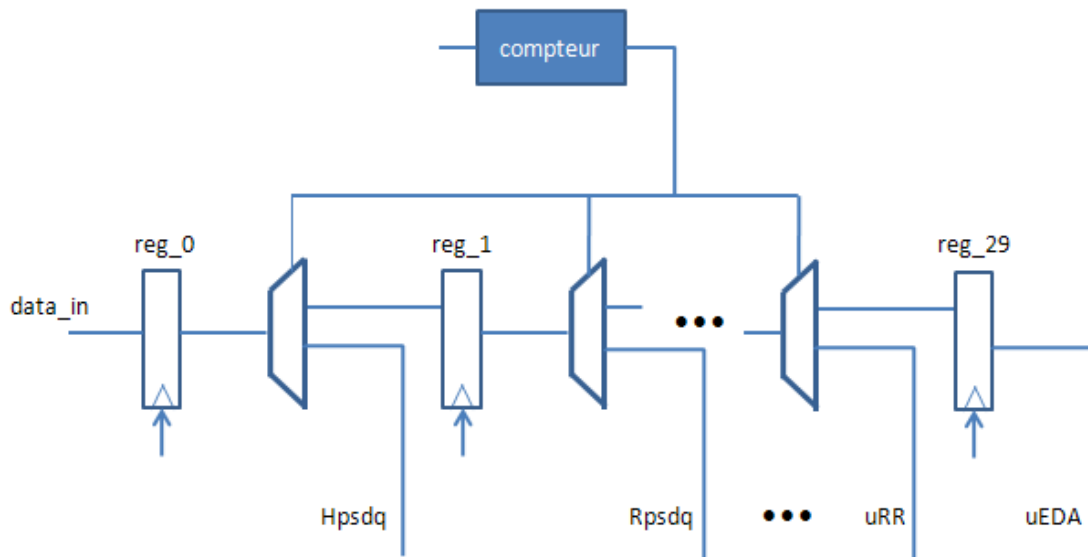


FIGURE 7.4 – Architecture matérielle de module ‘memory’

7.2.4 Module ‘mu_A’

Pour faciliter le calcul, nous utilisons quatre vecteurs ‘a’, ‘b’, ‘min’ et ‘max’. Ils sont les paramètres d’arbre de décision (Figure 7.5). Et ils sont calculés dans le générateur pendant qu’on lit le fichier d’arbre. Après dans les fichiers de VHDL on peut les utiliser comme paramètres afin d’éviter le calcul de division.

$$a = \frac{1}{max - min}$$

$$b = a * min$$

En sortie, nous obtenons deux valeurs, ‘great’ et ‘less’. Ce qui signifie que la valeur ‘great’ représente le degré d’appartenance à la valeur de la branche gauche. La valeur ‘less’ quant à elle désigne le degré d’appartenance à la valeur de la branche droite.

$$great = data_{in} * a - b$$

$$less = 1 - great$$

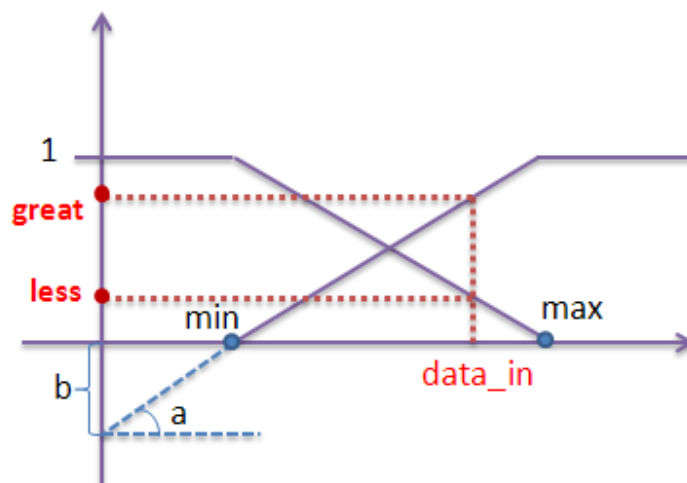


FIGURE 7.5 – La fonction d'appartenance

7.2.5 Interface de transfert

Au début, nous avons choisi d'utiliser la carte d'Altera DE2. Mais, la taille des données que nous utilisons est environ dix Mbytes. Nous ne pouvons donc pas toutes les pré-charger dans la carte. En conséquence, nous avons décidé de développer une interface de transfert pour récupérer les données vers l'ordinateur.

La liaison RS232 est une liaison série asynchrone. Une liaison série est une ligne où les bits d'information (1 ou 0) arrivent successivement, soit à intervalles réguliers (transmission synchrone), soit à des intervalles aléatoires, en groupe (transmission asynchrone) [19].

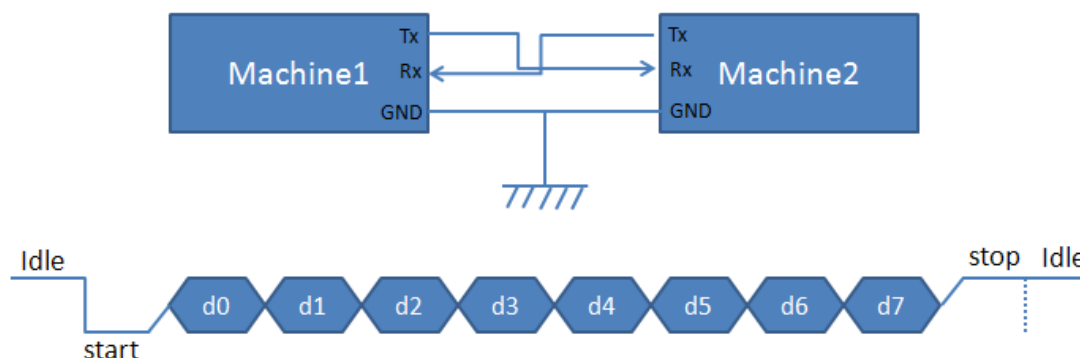


FIGURE 7.6 – Le fonctionnement de RS232

L'octet à transmettre est envoyé bit par bit (poids faible en premier) par l'émetteur sur la ligne Tx, vers le récepteur (ligne Rx) qui le reconstitue. La vitesse de transmission de l'émetteur doit être identique à la vitesse d'acquisition du récepteur. Ces vitesses sont exprimées en BAUDS (1 baud correspond à 1 bit / seconde, dans notre cas). Il existe différentes vitesses normalisées: 9600, 4800, 2400, 1200... bauds. La communication peut se faire dans les deux sens (duplex), soit émission d'abord, puis réception ensuite (half-duplex), soit émission et réception simultanées (full-duplex). La transmi-

ssion étant du type asynchrone (pas d'horloge commune entre l'émetteur et le récepteur), des bits supplémentaires sont indispensables au fonctionnement: bit de début de mot (start), bit(s) de fin de mot (stop).

Dans notre design, il y a la partie de réception 'receiver', la partie de transmission 'transmit' et la partie pour générer la nouvelle horloge 'baud_gen'. Aussi, nous avons ajouté une partie qui s'appelle 'fifo'. Afin d'éviter de casser les données, nous l'utilisons pour sauvegarder les données et nous les lisons quand nous voulons.

Les paramètres pour RS232 sont 1 bit de start, 1 bit de stop et 8 bits de données à transférer.

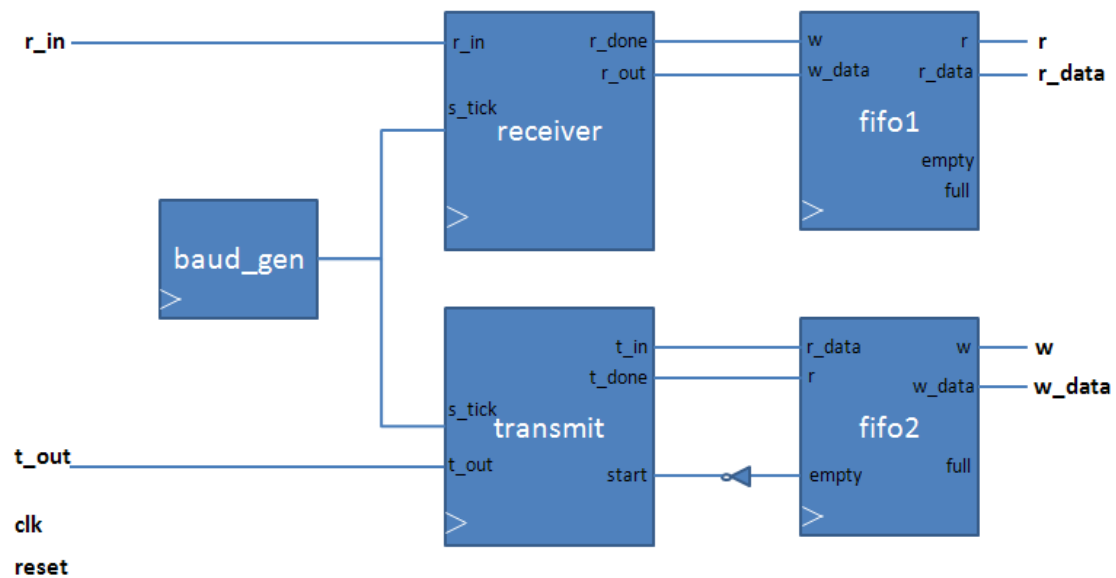


FIGURE 7.7 – Architecture de l'interface de transfert RS232

Chapitre 8

Résultat et performance

Pour récapituler les travaux, nous avons décidé de tester avec deux arbres. Tout d'abord, nous implémentons les deux arbres séparément pour tester le fonctionnement de l'architecture d'arbre. En suite, nous relient les deux ensembles pour tester le fonctionnement de l'architecture de forêt.

Nous utilisons un fichier de test qui contient cent lignes de données. À chaque ligne, il y a trente valeurs pour les trente attributs dans un arbre de décision flou. Toutes les données sont préchargées dans le ROM.

	arbre1	arbre2
Nombre de branches	52	63
Profondeur d'arbre (maximale)	13	10
Profondeur d'arbre (moyenne)	7.38	7.27

FIGURE 8.1 – Les caractéristiques d'arbre1 et d'arbre2

Pour 'arbre1', après la compilation nous obtenons un résultat comme suivant :

Flow Summary	
Flow Status	Successful - Tue Sep 04 10:33:34 2012
Quartus II 32-bit Version	12.0 Build 178 05/31/2012 SJ Full Version
Revision Name	arbre1
Top-level Entity Name	arbre1
Family	Cyclone II
Device	EP2C70F896C6
Timing Models	Final
Total logic elements	8,585 / 68,416 (13 %)
Total combinational functions	8,413 / 68,416 (12 %)
Dedicated logic registers	2,638 / 68,416 (4 %)
Total registers	2638
Total pins	17 / 622 (3 %)
Total virtual pins	0
Total memory bits	65,536 / 1,152,000 (6 %)
Embedded Multiplier 9-bit elements	0 / 300 (0 %)
Total PLLs	0 / 4 (0 %)

FIGURE 8.2 – Le résultat de compilation pour arbre1

Pour 'arbre2', après la compilation nous obtenons un résultat comme suivant :

Flow Summary	
Flow Status	Successful - Tue Sep 04 10:58:54 2012
Quartus II 32-bit Version	12.0 Build 178 05/31/2012 SJ Full Version
Revision Name	arbre2
Top-level Entity Name	arbre2
Family	Cyclone II
Device	EP2C70F896C6
Timing Models	Final
Total logic elements	9,037 / 68,416 (13 %)
Total combinational functions	8,876 / 68,416 (13 %)
Dedicated logic registers	2,622 / 68,416 (4 %)
Total registers	2622
Total pins	17 / 622 (3 %)
Total virtual pins	0
Total memory bits	65,536 / 1,152,000 (6 %)
Embedded Multiplier 9-bit elements	0 / 300 (0 %)
Total PLLs	0 / 4 (0 %)

FIGURE 8.3 – Le résultat de compilation pour arbre2

Pour ‘forêt’, après la compilation nous obtenons un résultat comme suivant :

Flow Summary	
Flow Status	Successful - Tue Sep 04 11:14:18 2012
Quartus II 32-bit Version	12.0 Build 178 05/31/2012 SJ Full Version
Revision Name	foret
Top-level Entity Name	foret
Family	Cyclone II
Device	EP2C70F896C6
Timing Models	Final
Total logic elements	16,584 / 68,416 (24 %)
Total combinational functions	16,331 / 68,416 (24 %)
Dedicated logic registers	4,552 / 68,416 (7 %)
Total registers	4552
Total pins	20 / 622 (3 %)
Total virtual pins	0
Total memory bits	65,536 / 1,152,000 (6 %)
Embedded Multiplier 9-bit elements	0 / 300 (0 %)
Total PLLs	0 / 4 (0 %)

FIGURE 8.4 – Le résultat de compilation pour la forêt

Le temps de calcul pour une seule ligne de donnée de test est trente-trois cycles d’horloge.

La précision ne dépend pas de notre architecture mais du fichier d’arbre, c’est à dire d’algorithme d’arbre de décision flou. Dans le fichier de test, les premières cinquante lignes sont à Class1, et les restes sont à Class2. Après le calcul de notre architecture, pour ‘arbre1’ nous avons trouvé que le taux correct pour Class1 est 44% et 46% pour Class2. Ce qui signifie au total pour ‘arbre1’ on obtient un taux correct de 45%. Pour ‘arbre2’, le taux correct pour Class1 est 64% et 50% pour Class2. Ce qui fait 57% au total. Pour ‘forêt’, le taux correct pour Class1 est 54% et 46% pour Class2. Ce qui fait un taux de 50% au total.

En fin, nous avons reliées sorties de forêt avec les leds sur la carte DE2-70 pour afficher les pourcentages calculés.

Chapitre 9

Conclusion

Nous avons implémenté avec succès l'algorithme d'arbre de décision flou sur la carte FPGA. Nous avons également testé le fonctionnement de toutes les parties dans la simulation. Par la suite, nous les avons reliés ensemble, et testé avec le logiciel ModelSim-Altera, enfin nous les avons implémentés sur la carte Altera DE2-70. En outre, nous avons réussi à générer les codes VHDL à partir des fichiers d'arbres. Par conséquent, nous arrivons automatiquement à générer notre architecture avec les différents paramètres.

Faute de temps, nous n'avons pas pu trouver une solution pour traiter les données brutes et obtenir les valeurs d'attribut sur la carte. Aussi, suite au projet, nous pouvons implémenter l'arbre de décision flou avec le microprocesseur NIOS. Pour aller plus loin nous pouvons comparer les deux méthodes dans le but d'aboutir à une meilleure solution.

Bibliographie

- [1] Watson D, Clark LA. On traits and temperament: General and specific factors of emotional experience and their relation to the five-factor model. *Journal of Personality* 1992; 60: 441-476, 1992.
- [2] Petropoulou H. Profil émotionnel et cognitif au début de la sclérose en plaques: effets différentiels des émotions sur les performances cognitives. *Psychologie*. Vol Ph. D. Paris VIII, 2006.
- [3] Tcherkassof, A. Les émotions et leurs expressions. Grenoble, France : Presses Universitaires de Grenoble, 2008.
- [4] Sander, D. and Scherer, K. R. *Traité de psychologie des émotions*. Psycho Sup. Éditions Dunod, Paris, France, 2009.
- [5] Lazarus, R. S. Thoughts on the relations between emotion and cognition. *The American Psychologist*, 37, 1019-1024, 1982.
- [6] Scherer, K.R. On the nature and function of emotion : a component process approach. *Approaches to emotion*. NJ : Erlbaum, Hillsdale, K.R. scherer and P. Ekman (eds.) edition, 1984.
- [7] Picard R.W. *Affective computing*. MIT press, 1997.
- [8] Aurélie, C. Indicateurs électrodermaux de la discrimination de scènes naturelles dans un contexte de conduite automobile : interaction perception et fonctions exécutives, LPNC, 2007.
- [9] Jones, S. A. M.S Ed, MHA, EMT-P, *ECG NOTES INTERPRETATION AND MANAGEMENT GUIDE*, F. A. Davis Company, Philadelphia, USA, 2005.
- [10] Einthoven W. Le t élécardiogramme. *Arch Int de Physiol* 1906;4:132-164 (translated into English. *Am Heart J* 1957;53:602-615, 1906.
- [11] Wilson FN, Johnston FD, Macleod AG, Barker PS. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. *Am. Heart J.* 9: 447-71, 1934.
- [12] Wilson FN, Johnston FD, Rosenbaum FF, Erlanger H, Kossmann CE, Hecht H, Cotrim N, Menezes de Oliveira R, Scarsi R, Barker PS. The precordial electrocardiogram. *Am. Heart J.* 27: 19-85, 1944.
- [13] Baud, L. *Physiologie respiratoire. La ventilation*, 2003.
- [14] Cornu éols A., Miclet L. *Apprentissage Artificiel, concepts et algorithmes*. Eyrolles, 2002.
- [15] http://fr.wikipedia.org/wiki/For%C3%AAAt_d%27arbres_d%C3%A9cisionnels
- [16] Kleinginna, P.R., Kleinginna, A.M. A categorized list of emotion definitions with suggestions for a consensual definition. *Motiv. Emotion*, 5 : 345-379, 1981.

- [17] Orero, J. O., Levillain, F., Damez-Fontaine, M., Rifqi, M., Bouchon-Meunier, B. Assessing gameplay emotions from physiological signals : A fuzzy decision trees based model. In: International Conference on Kansei Engineering and Emotion Research. 2010.
- [18] Levillain, F., Orero, J. O., Rifqi, M., Bouchon-Meunier, B., 2010. Characterizing player's experience from physiological signals using fuzzy decision trees. In: IEEE Conference on Computational Intelligence and Games.
- [19] <http://stielec.ac-aix-marseille.fr/cours/abati/rs232.htm>